РУКОВОДСТВО ПО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЮ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Санкт-Петербург
2007

В руководстве изложены особенности анатомического строения и биомеханики тазобедренного сустава, основы клинической и лучевой диагностики патологических изменений, особенности планирования операций в сложных случаях, принципы лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний и посттравматического коксартроза тазобедренного сустава. В основе изложенного материала лежит многолетний опыт хирургического лечения этой категории больных с использованием эндопротезов различных конструкций. Руководство предназначено для широкого круга травматологов-ортопедов, работающих как в практической сети, так и в научных учреждениях.

Под редакцией: Р.М.Тихилова и В.М.Шаповалова

ТИХИЛОВ Рашид Муртузалиевич – доктор медицинских наук, профессор, директор ФГУ «Российский Ордена Трудового Красного Знамени Научно-Исследовательский Институт Травматологии и Ортопедии Федерального агентства по высоким медицинским технологиям.

ШАПОВАЛОВ Владимир Михайлович – заслуженный врач РФ, доктор медицинских наук, профессор, академик Военно-медицинской академии, член-корреспондент РАЕН, начальник кафедры военной травматологии и ортопедии Военно-медицинской академии.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение 4

Глава 1. Краткие сведения об анатомическом строении тазобедренного сустава и его биомеханике
Р.М.Тихилов 8

Глава 2. Методика комплексного обследования больных с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями тазобедренного сустава; показания и противопоказания к эндопротезированию
Р.М.Тихилов, В.М.Шаповалов 25

Глава 3. Материалы, применяемые в эндопротезировании тазобедренного сустава и философия стабильности имплантата
Р.М.Тихилов, И.И.Шубняков 58

Глава 4. Конструктивные особенности эндопротезов тазобедренного сустава
Р.М.Тихилов, И.И.Шубняков, В.А.Аверкиев, Д.Г.Плиев 86

Глава 5. Анестезиологическое и трансфузиологическое обеспечение операций эндопротезирования тазобедренного сустава
В.М.Кустов,Ю.И.Куштан 188

Глава 6. Планирование, хирургические доступы, техника эндопротезирования тазобедренного сустава
Р.М.Тихилов, В.М.Шаповалов, И.И.Шубняков, Д.Г.Плиев 320

Глава 7. Сложные случаи первичного эндопротезирования тазобедренного сустава
Р.М.Тихилов, В.С.Сивков, А.В.Сементковский, Т.Д.Цемко 374

Глава 8. Оценка результатов эндопротезирования тазобедренного сустава
Р.М.Тихилов, М.Ю.Гончаров, И.И.Шубняков 409

Глава 9. Осложнения после эндопротезирования тазобедренного сустава
Р.М.Тихилов, В.Л.Разоренов, В.С.Сивков, В.А.Артюх, Малыгин Р.В. 440

Глава 10. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава
Р.М.Тихилов, В.С.Сивков, А.В.Цыбин 495

Глава 11. Реабилитация больных после эндопротезирования тазобедренного сустава *В.А.Жирнов, С.И.Мальцев, С.Б.Шевченко* 529

Приложения 543

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время можно с уверенностью сказать, что эндопротезирование прочно вошло в арсенал хирургических методов лечения больных с заболеваниями и последствиями травм тазобедренного сустава.

С каждым годом таких операций выполняется все больше, что связано, в первую очередь, с увеличением продолжительности жизни и общим старением населения. Так, если в 2000 году в мире количество лиц в возрасте 60 лет и старше составило 590 млн., то к 2025 году количество их превысит 1 млрд., а удельный вес заболеваний и повреждений тазобедренного сустава среди общей патологии опорно-двигательного аппарата увеличится на 80 %. Увеличение продолжительности жизни тесно связано и с проблемой остеопороза и, следовательно ведет к нарастанию частоты переломов шейки бедренной кости. По данным Всемирной Организации Здравоохранения в 1990 г. 1,7 миллиона людей на земном шаре получили перелом проксимального конца бедренной кости [58], причём около 95% из них миновали 50-летний рубеж [33, 57, 61]. Несмотря на снижение в последние годы средней продолжительности жизни населения России, доля лиц пожилого и старческого возраста в его структуре не только остаётся весьма значительной, но и возрастает [8, 9], на начало 1997 г. лица пенсионного возраста составляли около 24% от общей численности жителей РФ [22]. По данным статистики в России переломы шейки бедренной кости встречаются у 61 на 100 тыс. населения, а у лиц старше 75 лет – в 4 раза чаще.

Во-вторых, актуальность проблемы определяется постоянно возрастающим уровнем повреждений и заболеваний тазобедренного сустава, обусловленных техническим прогрессом с одной стороны, и более совершенными возможностями ранней диагностики заболеваний – с другой, как в категории работоспособной возрастной группы, так и в более старшей. На основании данных ряда авторов частота дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава в различных регионах Европы колеблется от 7% до 25% взрослого населения, а в Санкт-Петербурге этот показатель составляет 28,7 на 10000 жителей [28, 60].

В-третьих, довольно длительный этап выполнения органосохраняющих операций при лечении больных коксартрозом (различные варианты остеотомии таза, межвертельные остеотомии бедренной кости, артродезы и др.), показал, что эффективность этих операций является высокой на ранних стадиях коксартроза и существенно снижается на поздних [19, 27]. Это подтверждают показатели инвалидности, которые по прошествии времени нарастали после коррегирующих остеотомий с 26 до 58 %, декомпрессионных операций – с 29 до 54 %, атродеза – с 20 до 75 % [11].

Неудовлетворенность функциональными результатами лечения больных побудили к поиску, разработке и применению радикальных методов артропластики тазобедренного сустава – эндопротезированию.

В историческом плане оба направления - органосохраняющие операции и эндопротезирование тазобедренного сустава – развивались параллельно. У истоков эндопротезирования тазобедренного сустава стояли: Willes (1938), Smith-Peterson (1937), A. Moore (1940), братья J. и R. Judet (1948), McKee (1951), Thompson (1952), Сиваш К. М. (1956), Charnley (1958-1962), M. Muller (1963), Ring (1968), Watson - Ferrar (1951), Cameron (1973) [1, 10].

Вместе с тем, среди этой плеяды хирургов всеобщее признание получили английский ортопед сэр John Charnley (1962), конструкция эндопротеза цементной фиксации которого до сих пор является «золотым стандартом», и русский ортопед К.М.Сиваш (1956), разработавший цельнометаллический бесцементный эндопротез с парой трения металл-металл, которая на современном этапе вновь привлекла внимание ортопедов.

Однако следует признать, что если зарубежные ортопеды целенаправленно, на протяжении более 50 лет, разрабатывали конструкции эндопротезов с применением современных материалов и новейших технологий, совершенствовали дизайн, то в России в этот период разработкой эндопротезов занимались энтузиасты-новаторы [2-4, 6, 7, 13, 14, 16, 21, 23, 26, 30-32, 34]. На стихийность и изолированность в разработке конструкций в странах СНГ указывают также А.А.Корж и В.А.Танькут [18]. Еще в 1993 году Т.Д.Зырянова и В.А.Шендеров, подводя итоги 15-летнего опыта эндопротезирования тазобедренного сустава, считали основными путями улучшения результатов замены сустава, создание специализированных центров и расширение арсенала используемых эндопротезов[12].

В настоящее время российские ортопеды, как и их западные коллеги скорее страдают от переизбытка, чем от недостатка новых эндопротезов. На рынок выброшены сотни конструкций, в достоинствах и недостатках которых хирургу нелегко разобраться [41], кроме того происходит постоянное совершенствование существующих моделей эндопротезов. В этой связи уместно привести слова известного немецкого ортопеда H.K.Uhthoff : «Глядя на первые модели эндопротезов, мы удивляемся, что кто-то имел смелость имплантировать подобные конструкции... Я уверен, что через 10-20 лет мои молодые коллеги будут думать то же самое, вспоминая эндопротезы, которые мы сейчас считаем верхом совершенства» [59].

Изменились на сегодняшний день и показания к эндопротезированию тазобедренного сустава. Многие специалисты считают, что неподдающаяся терапии боль в суставе на протяжении полугода уже является показанием к операции. По быстроте достижения эф-

фекта этой операции на сегодня нет равных. Практически немедленно исчезает или существенно ослабевает болевой синдром, улучшается походка, больные обретают возможность полностью себя обслуживать, возвращаются к активной, полноценной жизни [20, 54]. Это позволяет отнести эндопротезирование к числу самых выдающихся достижений не только ортопедии, но и медицины в целом. «Лишь немногие новшества современной медицины» – пишет Morscher – «могут столь существенно улучшить качество жизни больного, как эта операция».

Поэтому эндопротезирование тазобедренного сустава – наиболее динамично развивающаяся область ортопедической хирургии. На начало 80-х годов в мире выполнялось около 300 тысяч операций эндопротезирования тазобедренного сустава в год [55], на конец того же десятилетия называют цифру в 400 тысяч [50]. Zau с соавторами (1996), собрав статистику разных стран, утверждает, что у лиц белой расы в возрасте 50-59 лет среди мужчин по поводу дегенеративно-дистрофических процессов производится 74,9 операций эндопротезирования тазобедренного сустава на 100 тысяч, среди женщин – 92,1, в возрасте 60-69 лет – 128,7 и 205,0, и 70 лет и старше – 221,8 и 302,3 соответственно. Данные статистики свидетельствуют о том, что на сегодняшний день в мире ежегодно выполняется около 500 тысяч эндопротезирований тазобедренного сустава, только в США в год проводится 150-200 тысяч операций [15]. В России эта цифра значительно скромнее, хотя, по данным ФГУ «РНИИТО им. Р.Р.Вредена», в операциях нуждаются не менее 30 -50 тыс. больных в год. Обнадеживают и отдаленные результаты эндопротезирования. Так, стабильность компонентов современных эндопротезов или его выживаемость через 10 лет при цементной фиксации составляет около 95 %, а при бесцементной – 87,2 % [52].

Вместе с тем, накопление опыта эндопротезирования свидетельствует и о достаточно высоком риске развития как общих, так и местных осложнений, среди которых наиболее частыми являются расшатывание компонентов, стирание полиэтиленовых вкладышей, вывихи, перипротезные переломы и глубокая парапротезная инфекция, требующие, в большинстве случаев, ревизионных хирургических вмешательств. Поэтому вдумчивое, серьезное отношение к овладению философией и техникой эндопротезирования является обязательным условием для ортопедов, принявших решение заниматься этой серьезной проблемой.

Настоящее руководство предназначено для широкого круга травматологов-ортопедов. В нем изложены сведения об анатомическом строении тазобедренного сустава, его иннервации и кровоснабжении, методика комплексного обследования больных с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями тазобедренного сустава, показания и противопоказания к эндопротезированию, виды эндопротезирования тазобедренного сустава и кон-

структивные особенности эндопротезов, философия стабильности и реакции костной ткани на имплантат. Подробно описаны планирование, наиболее часто применяемые хирургические доступы и техника оперативных вмешательств, в том числе из ограниченных доступов. Представлены сложные варианты первичного эндопротезирования тазобедренного сустава, методика оценки результатов, сведения о наиболее частых осложнениях, принципы анестезиологического и трансфузиологического обеспечения и реабилитация.

Глава 1. КРАТКИЕ СВЕДЕНИЯ ОБ АНАТОМИЧЕСКОМ СТРОЕНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА, ЕГО ИННЕРВАЦИИ И КРОВОСНАБЖЕНИИ

1.1. Строение тазобедренного сустава

Тазобедренный сустав (articulacio coxae) выполняет сложную функцию опоры и движения, образован вертлужной впадиной тазовой кости и головкой бедренной кости. Вертлужная впадина представляет собой место слияния седалищной, подвздошной и лобковой костей, причем наибольшая ее часть (2/5) представлена седалищной костью, несколько менее 2/5 приходится на долю подвздошной и 1/5 -лобковой костей. По форме сочленяющихся поверхностей тазобедренный сустав относится к шаровидным (чашеобразным). Вертлужная впадина дополнена волокнисто-хрящевым ободком (labrum glenoidale) высотой 5-6 мм, увеличивающим глубину впадины. Хрящевая губа в области incisura acetabuli срастается с натянутой между ее краями поперечной связкой вертлужной впадины (ligamentum transversum acetabuli). В суставной впадине краевая ее часть (facies lunata) покрыта хрящом, а ее центральная часть (fossa acetabuli) выполнена жировой тканью и основанием круглой связки, покрытой синовиальной оболочкой. Суставная впадина почти полностью соответствует головке бедренной кости, которая покрыта гиалиновым хрящом за исключением fovea capitis femoris, где прикрепляется связка головки. Фиброзная сумка сустава состоит из соединительнотканных волокон, идущих в продольных и поперечных направлениях. Переплетение волокон придает сумке прочность. К костям таза сумка прикрепляется вокруг вертлужной впадины широким ободком от 10 до 28 мм спереди и от 10 до 33 мм сзади. На передней поверхности шейки бедренной кости фиброзная сумка распространяется ниже переходной складки синовиальной оболочки на 10-20 мм и прикрепляется вблизи межвертельной линии. В толще фиброзной капсулы имеется пучок круглых волокон, охватывающих петлей шейку бедра и прикрепляющихся к подвздошной кости под передненижней остью (так называемая круговая зона). Кроме того, капсула сустава укреплена наружными связками, среди которых выделяют ligg. iliofemorale, ischiofemorale, pubofemorale. Анатомическое строение сустава представлено на рис. 1.1.

С точки зрения хирургической анатомии вертлужной впадины, различают функциональные колонны, обеспечивающие опору для головки бедра (рис. 1.2). Чаще всего дифференцируют переднюю колонну (лобковую) и заднюю (подвздошно-седалищную).

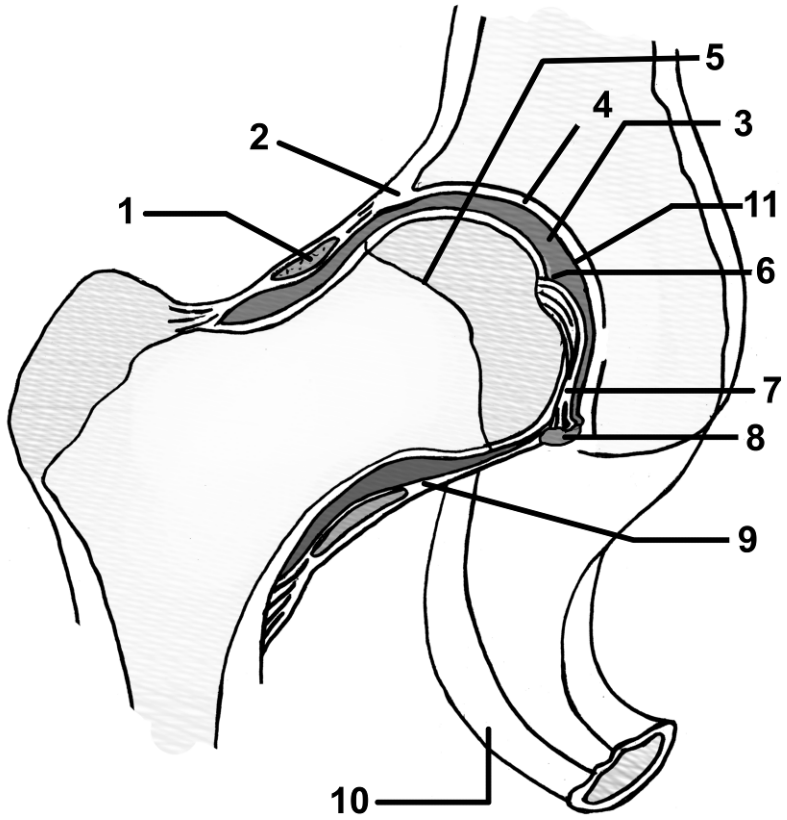


Рис.1.1 Анатомическое строение тазобедренного сустава: 1 - круговая зона (zona orbicularis), 2 – хрящевая губа (labrum glenoidale), 3 – суставная впадина(cavum articulare), 4 – суставной хрящ (cartilage articularis), 5 – головка бедра (caput femoris), 6 – ямка головки бедра (fovea capitis femoris), 7 – связка головки бедра (ligamentum capitis femoris), 8 – поперечная связка вертлужной впадины (ligamentum transversum acetabuli), 9 – капсула сустава (capsula articularis), 10 – седалищный бугор (tuber ischiadicum), 11 - facies lunata.

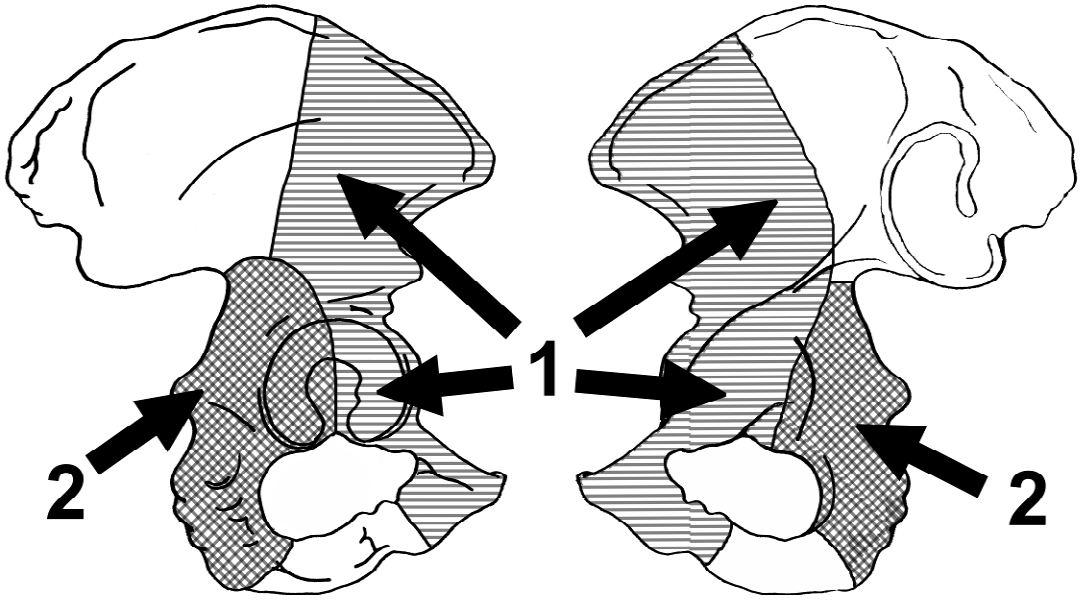


Рис.1.2. Передняя (1) и задняя (2) колонны вертлужной впадины и их границы, проецированные на внутреннюю и наружную поверхности подвздошной кости (М.Е.Мюллер, М.Альговер, Р.Шнейдер, Х.Вилленегер. Руководство по внутреннему остеосинтезу, 1992).

Передняя колонна идет от передневерхней ости подвздошной кости косо книзу, внутрь и кпереди по направлению к лобковому симфизу, задняя (более мощная и массивная) спускается от большой седалищной вырезки к бугристости седалищной кости [24]. Вершина угла схождения представлена компактной костью, которая и образует крышу вертлужной впадины. Однако нередко различают четыре колонны: наружную, которая соответствует крыше вертлужной впадины; переднюю и заднюю, которые образованы соответственно лобковой и седалищной костями; внутреннюю, наименее прочную, которая представляет собой дно вертлужной впадины.

Вертлужная впадина имеет определенную пространственную ориентацию, она наклонена кнаружи и вниз на 45° и повернута кпереди на 15°. Бедренная кость изогнута в трех взаимно перпендикулярных плоскостях: сагиттальной - изгиб диафиза кпереди, фронтальной - наклон шейки бедренной кости в медиальном направлении, горизонтальной - разворот шейки бедренной кости вокруг продольной оси [44]. Наклон шейки бедренной кости в медиальном направлении образует с продольной осью бедренной кости угол, который обозначается как шеечно-диафизарный (у взрослых он составляет 127-130°). Отклонение шейки бедренной кости в горизонтальной плоскости измеряется углом, образованным пересечением центральной оси шейки и головки с чрезмыщелковой осью бедренной кости. Если шейка с головкой бедренной кости повернута кпереди, то говорят об антеверсии, если кзади - о ретроверсии. У взрослых угол антеверсии обычно равен 10-15° (рис. 1.3). Из особенностей анатомического строения следует подчеркнуть, что шейка бедренной кости лишена надкостницы [42].

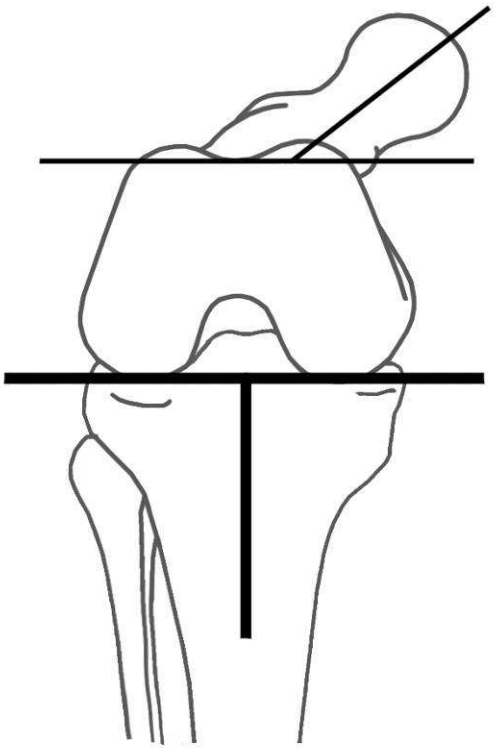


Рис. 1.3. Схема антеверсии шейки бедренной кости.

На границе шейки и тела бедренной кости имеются два мощных костных бугра, называемых вертелами. Большой вертел расположен вверху и снаружи, на его внутренней поверхности, обращенной к шейке, находится вертельная ямка. Малый вертел лежит у нижнего края шейки, медиально и сзади. Спереди оба вертела соединяет между собой межвертельная линия, сзади – межвертельный гребень.

1.2.Мышцы, обеспечивающие движения в тазобедренном суставе

Тазобедренный сустав окружен мощным слоем мышц. Наибольшая их масса располагается по передненаружной и задней поверхностям тазобедренного сустава. За счет мышц осуществляется движение вокруг трех главных осей: сгибание-разгибание, приведение-отведение, вращение, а также сложные комбинации, получаемые при сложении этих движений.

Из мышц, берущих начало на позвоночнике и тазе, большая поясничная, грушевидная и большая ягодичная прикрепляются к бедренной кости и обеспечивают движения в тазобедренном суставе. Большая поясничная мышца, соединяясь с подвздошной, прикрепляется к малому вертелу и сгибает бедро, а при фиксированной ноге сгибает поясничный отдел позвоночника и наклоняет таз вместе с туловищем вперед. К внутренней поверхности большого вертела прикрепляется внутренняя запирательная мышца, берущая начало от краев запирательного отверстия, к которой при выходе из малого седалищного отверстия присоединяются верхняя и нижняя близнецовые мышцы, которые также прикрепляются к большому вертелу и вместе с грушевидной мышцей ротируют бедро кнаружи. Наружные мышцы таза располагаются в ягодичной области и на его латеральной поверхности и следуют от костей тазового пояса к бедренной кости. Они образуют три слоя – поверхностный (большая ягодичная и напрягатель широкой фасции бедра), средний (средняя ягодичная, квадратная мышца бедра, внетазовые части грушевидной, внутренней запирательной мышцы и обе близнецовые мышцы) и глубокий слой (малая ягодичная и наружная запирательная мышцы).

Очень мощная большая ягодичная мышца имеет широкое начало от гребня подвздошной кости, задней поверхности крестца и копчика, крестцово-бугорной связки, проходит косо вниз и кнаружи и прикрепляется к ягодичной бугристости бедренной кости. Часть ее пучков идет поверх большого вертела и переходит в подвздошно-большеберцовый тракт широкой фасции. Основная функция мышцы заключается в разгибании бедра и ротации его кнаружи, кроме того, отдельные пучки принимают участие в отведении бедра (передневерхний пучок) и удерживают коленный сустав в разогнутом положении за счет напряжения широкой фасции бедра. Задненижние пучки приводят бедро и одновременно ротируют его кнаружи [17, 25].

Средняя ягодичная мышца идет от подвздошной кости и широкой фасции книзу, переходит в сухожилие, которое прикрепляется к верхушке и наружной поверхности большого вертела. Малая ягодичная мышца располагается под средней, она начинается на наружной поверхности подвздошной кости и прикрепляется к передненаружной поверхности большого вертела. Эти мышцы отводят бедро, их передние пучки обеспечивают его внутреннюю ротацию, задние – наружную [37, 43].

Напрягатель широкой фасции начинается от передне-верхней ости подвздошной кости и прилежащей к нему части гребня, переходит на границе верхней и средней трети бедра в подвздошно-большеберцовый тракт, который прикрепляется своим дистальным отделом к наружному мыщелку большеберцовой кости. Эта мышца сгибает бедро, стабилизирует коленный сустав в разогнутом положении. Кроме того, она является питающей ножкой при использовании участка крыла подвздошной кости для пластического замещения в области тазобедренного сустава (при асептическом некрозе головки бедренной кости, дисплазии и др.) [48].

Квадратная мышца бедра и наружная запирательная мышца обеспечивают наружную ротацию бедра.

Мышцы бедра подразделяются на три группы: переднюю (сгибатели), заднюю (разгибатели) и медиальную (аддукторы). Передняя группа представлена портняжной и четырехглавой мышцами. К мышцам задней группы относятся двуглавая, полусухожильная и полуперепончатая. Медиальную группу мышц составляют тонкая, гребенчатая и приводящие (длинная, короткая и большая).

1.3. Кровоснабжение и иннервация тазобедренного сустава

Согласно данным различных авторов [17, 25, 40, 45-47, 56], в кровоснабжении тазобедренного сустава принимают участие следующие артерии:

- восходящая ветвь латеральной огибающей бедро артерии;
- глубокая ветвь медиальной огибающей бедро артерии;
- артерия круглой связки;
- ветви нижней и верхней ягодичных артерий;
- ветви наружной подвздошной и нижней подчревной артерий.

Значимость этих сосудов в кровоснабжении головки бедра неодинакова. До настоящего времени существует большое разногласие относительно кровоснабжения головки бедренной кости через артерию круглой связки. Наибольшее распространение получила точка зрения, что с возрастом питание по этим сосудам уменьшается и сохраняется лишь у 20-30% больных. Основное питание проксимального конца бедренной кости осуществляется за счет ветвей медиальной огибающей бедро артерии [47, 51]. Значительно меньшая роль

в кровоснабжении тазобедренного сустава принадлежит восходящей ветви наружной огибающей артерии бедра. Сравнительно невелика роль ветвей верхней и нижней ягодичных артерий, наружной подвздошной и нижней подчревной артерий [45, 46].

Таким образом, головка бедренной кости снабжается кровью в своей верхненаружной, нижневнутренней и задней частях ветвью задней шеечной артерии; передняя часть головки бедренной кости - ветвями передней шеечной артерии, берущей начало у латеральной огибающей бедро артерии; шейка бедренной кости сверху, снизу и сзади - ветвями задней шеечной артерии бедра, выходящей из медиальной огибающей бедро артерии, спереди - ветвями передней шеечной артерии, отходящей от латеральной огибающей бедро артерии (рис. 1.4). Следует подчеркнуть, что нижние артерии головки проходят в свободном крае складки Амантини-Саввина, которая отстоит от шейки на всем ее протяжении на 0,5-0,8 см. Ветвей к шейке они не дают, а непосредственно входят в нижнелатеральный сегмент головки. Внутри головки на уровне fovea capitis они достигают уровня эпифизарной линии и в 77% случаев анастомозируют друг с другом, образуя дуговой анастомоз, от которого отходят многочисленные ветви в вещество головки.

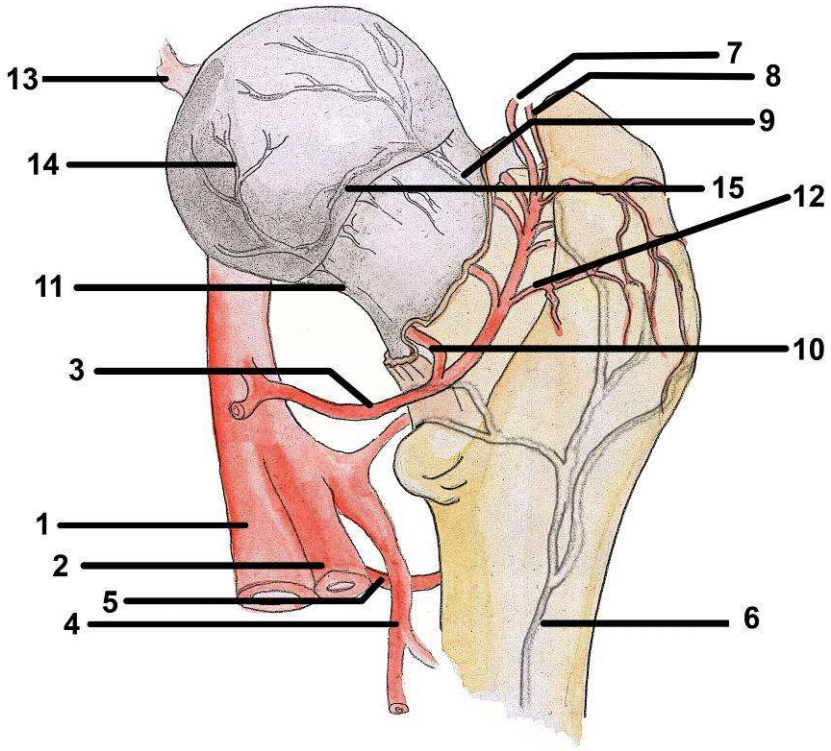


Рис. 1.4. Артериальное кровоснабжение проксимального отдела бедра взрослого человека (по П.А.Романову):
1 - бедренная артерия; 2 - глубокая артерия бедра; 3 - медиальная огибающая бедро артерия; 4 - латеральная огибающая бедро артерия; 5 - диафизарная артерия; 6 - ветвь I перфорирующей артерии; 7 - ветвь верхней ягодичной артерии; 8 - ветвь нижней ягодичной артерии; 9 - верхние артерии шейки и головки; 10 - задние артерии шейки; 11 - нижние артерии головки; 12 - передние артерии шейки; 13 - артерия связки головки; 14 - дуговой анастомоз верхних и нижних артерий головки; 15 - артериальный анастомоз суставной периферии головки.

Кровеносные сосуды входят в костное вещество головки и шейки из синовиальных складок, некоторые - через круглую связку и, наконец, через сосудистые отверстия кости. Между всеми ветвями кровеносных сосудов имеется широкая сеть анастомозов. Существует также внутрикостная связь между кровеносными сосудами - эпифиза, метафиза и диафиза.

Отток крови из области тазобедренного сустава происходит по венам, которые сопровождают артериальные сосуды и затем впадают в бедренные вены, подчревные и подвздошные.

Тазобедренный сустав имеет богатую иннервацию, которая осуществляется за счет нервов надкостницы, околосуставных сосудисто-нервных образований, а также веточек крупных нервных стволов: бедренного, седалищного, запирательного, верхнего ягодичного, нижнего ягодичного и срамного нервов. Задненижний отдел суставной капсулы иннервируется веточками седалищного нерва, а также верхнего ягодичного и срамного, передняя часть - суставной ветвью запирательного нерва [51]. Круглая связка и жировая подушка иннервируются задней ветвью запирательного нерва, кроме того, в иннервации указанных структур могут участвовать ветви бедренного и верхнего ягодичного нервов [39].

1.4. Биомеханика тазобедренного сустава

Тазобедренный сустав обладает 3 степенями свободы, поскольку допускает движение бедра в переднее-заднем направлении, отведение в сторону (перпендикулярно первому направлению) и вращение вокруг вертикальной оси, обеспечивающее поворот всей ноги (пальцами то вперед, то в стороны). Следует заметить, что все перечисленные движения ограничиваются связками. При каждом шаге нога, на которую опирается человек, поворачивается относительно таза примерно на 1 радиан (57 градусов). При этом сочленовная поверхность бедра (головка), радиус которой около 2 см, скользит по поверхности вертлужной впадины и проходит путь, примерно равный своему радиусу (2 см).

В соответствии с формой тазобедренного сустава и состоянием окружающих его тканей, максимальная общая амплитуда сгибательно-разгибательных движений составляет 140°, приведение-отведение – 75° и ротация – 90°. При ходьбе используемая амплитуда движений в тазобедренном суставе значительно меньше потенциально возможной: сгибательные и разгибательные движения не превышают 50° - 60° при минимуме приведения-отведения и ротации. В повседневной жизни максимальная двигательная нагрузка, которая выпадает на сустав, связана с надеванием обуви или носков и, в целом, предполагает примерно 160°-170° общей суммарной подвижности, которая включает сгибание, отведение и наружную ротацию [36, 53].

Контактное давление в тазобедренном суставе. Биомеханика тазобедренного сустава сложна и меняется в зависимости от положения человека при ходьбе, в покое, при стрессовых нагрузках. Различают двуопорную фазу шага, когда нагрузка распределяется равномерно между двумя суставами и одноопорную фазу, когда масса тела перераспределяется на одну ногу. В этой фазе шага, в свою очередь, выделяют опору на пятку, опору на всю стопу и толчок передним отделом стопы (пальцами). Суставы испытывают очень большие нагрузки, степень которых зависит от массы тела и скорости движения. Так, при ходьбе со скоростью 1 м/сек. нагрузка на тазобедренный сустав достигает 6 кН, что на порядок больше веса человека.

Х.А.Янсон усреднил приводимые в литературе показатели нагрузки (Р – вес тела без опорной конечности) на тазобедренный сустав при разных условиях: при сгибании в исследуемом тазобедренном суставе с выпрямленным коленом нагрузка составляет 2,0 Р, с согнутым коленом – 1,0 Р, при разгибании – 2,0 Р, при отведении – 0,6 Р, в положении сидя – 0,1 Р, при опоре на обе ноги – 0,3 Р, при опоре на данную ногу – 2,4 Р, при передвижении в обычном темпе по ровной поверхности – 2,0 Р, при подъеме и спуске по наклонной плоскости – 2,5 Р, при быстрой ходьбе – 4,3 Р [35].

В положении стоя нагрузке подвергается вся суставная поверхность вертлужной впадины и примерно 70-80% головки бедренной кости находится в контакте с суставной впадиной. Только нижняя поверхность головки бедренной кости и участок вокруг fovea capituli femoris остаются ненагружаемыми, что соответствует расположению круглой связки бедра и жировой подушки в области fossa acetabuli. При ходьбе во время движения в суставе свод вертлужной впадины (крыша) не испытывает длительной нагрузки, и только передняя и задняя части головки поддерживают с ней контакт. Используя для измерений эндопротез тазобедренного сустава, определили, что контактное давление в задневерхнем отделе вертлужной впадины при вставании больного со стула было более 18 МПа. Этот переход от частичного контакта при движении сустава к полному при опоре на ногу является ответственным за изменение зоны нагрузки на поверхности головки бедренной кости во время ходьбы. При наличии дисконгруэнтности во время ходьбы может создаваться контактная область с высоким давлением; однако это не происходит в связи с тем, что в результате деформации двух слоев суставного хряща и подлежащей субхондральной костной ткани увеличиваются как зона контакта, так и конгруэнтность суставных поверхностей - таким образом, обеспечивается переход от дисконгруэнтности в фазе движения в суставе к конгруэнтности при опоре на ногу. Этот переход позволяет суставу распределять большие нагрузочные силы более эффективно. Однако этот переход от дискоигруэнтности к конгруэнтности создает высокое давление в суставе при ходьбе – более 21 МПа. Это высокое давление хо-

рошо переносится здоровым тазобедренным суставом, однако при наличии дисплазии сустава регулярные перегрузки одного и того же участка костной ткани приводят к развитию дегенеративно-дистрофических изменений. Кроме того, возникает практически значимый вопрос, а не является ли это давление фактором, обеспечивающим перенос продуктов стирания полиэтилена (дебриса) в ткани, окружающие ножку и вертлужную впадину после эндопротезирования.

Распределение сил в тазобедренном суставе. Общее представление о распределении сил, действующих в тазобедренном суставе, может быть получено при статистическом анализе векторов сил, воздействующих на сустав в одной плоскости во время опоры на ногу. Два других метода расчета сил, воздействующих на тазобедренный сустав, предполагают прямое измерение имплантированными приборами, либо математическое моделирование нагрузок на сустав одним из известных способов. Исследования по распределению нагрузок в тазобедренном суставе важны для того, чтобы лучше понять функцию нормального и пораженного суставов, патогенез патологического процесса в тазобедренном суставе, выработать оптимальный способ лечения с точки зрения выбора наилучшего имплантата, возможности выполнения корригирующей остеотомии и составления индивидуальной реабилитационной программы.

Используя плоскостной статический анализ, распределение нагрузки в тазобедренном суставе может быть представлено путем рассмотрения простой системы рычагов. В положении стоя с опорой на обе ноги центр гравитации тела проходит через диск Th_x и Th_{xl}. Перпендикуляр, опущенный из этой точки на горизонтальную линию, соединяющую центры ротации (CR) головок бедренных костей, делит ее на два равных плеча (рис. 1.5). Если массу тела (58,7 Кг) уменьшить за счет вычитания массы ног до 36,8 Кг, то масса, равная 18,4 Кг, действует на каждую головку бедренной кости.

При одноопорном положении центр гравитации сдвинут вниз к уровню L_{I11}-L_{IV} и при ходьбе меняет свою позицию в соответствии с фазой шага. В этом случае на головку бедренной кости действуют две основные силы (рис. 1.6): сила К – масса тела минус масса опорной ноги, действует вертикально через рычаг b и сила М, которая определяется усилиями мышц, поддерживающими таз и все тело в равновесии и действует на CR головки через рычага, опускает таз вниз и латерально. Соотношение между рычагами a и b составляет 1:3. Зная величину рычагов a и b, можно рассчитать величину результирующей силы R, которая действует на головку бедренной кости и складывается из величины массы тела и уравновешивающей его силы мышц. При одноопорной фазе шага сумма действующих сил относительно центра ротации головки равна нулю, т.е. M x a = K x b.

Мышечная сила M складывается из действия пельвио-трохантерной группы мышц и спинно-круральной. Пельвиотрохантерная группа включает mm. gluteus medius и minimus, m. piriformis, m. iliopsoas, их результирующая сила находится в области большого вертела и направлена под углом 29,3° вниз и кнаружи. Спинно-круральную группу составляют m.tensor fascia lata, m.rectus femoris, m.sartorius, ее равнодействугощая сила расположена в области малого вертела под углом 5,5°, направлена кзади и медиально. Общая равнодействующая сила M проходит сверху вниз, снутри кнаружи и образует угол 21 ° с вертикальной линией.

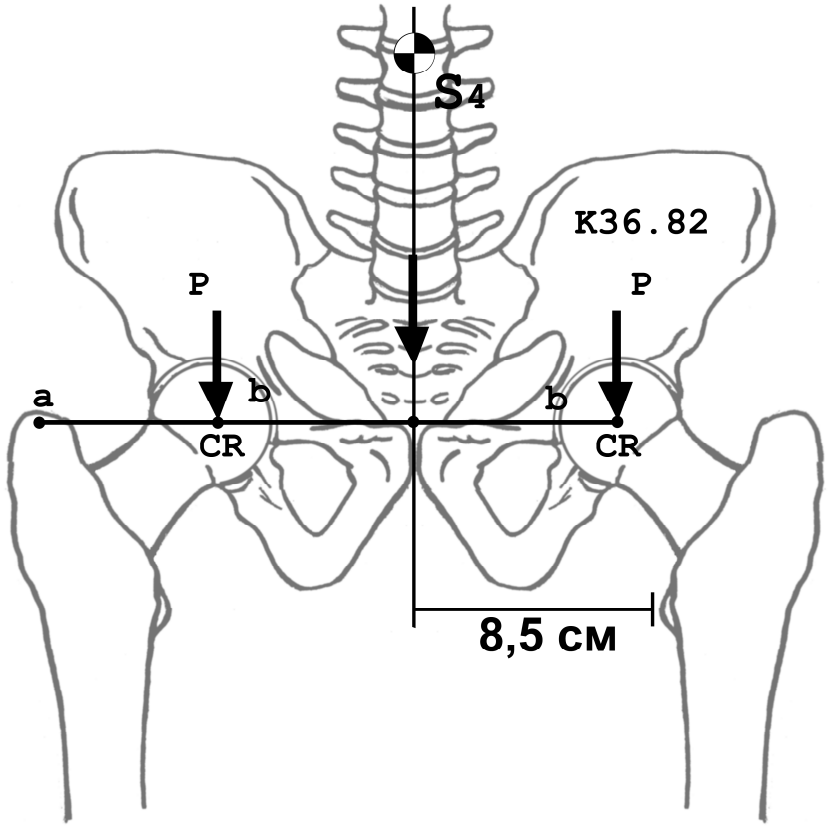


Рис. 1.5. Распределение нагрузки на тазобедренные суставы при опоре на обе ноги: К - масса тела за исключением массы обеих нижних конечностей, CR - центр ротации головок бедренных костей. (Bombelli R.. 1983).

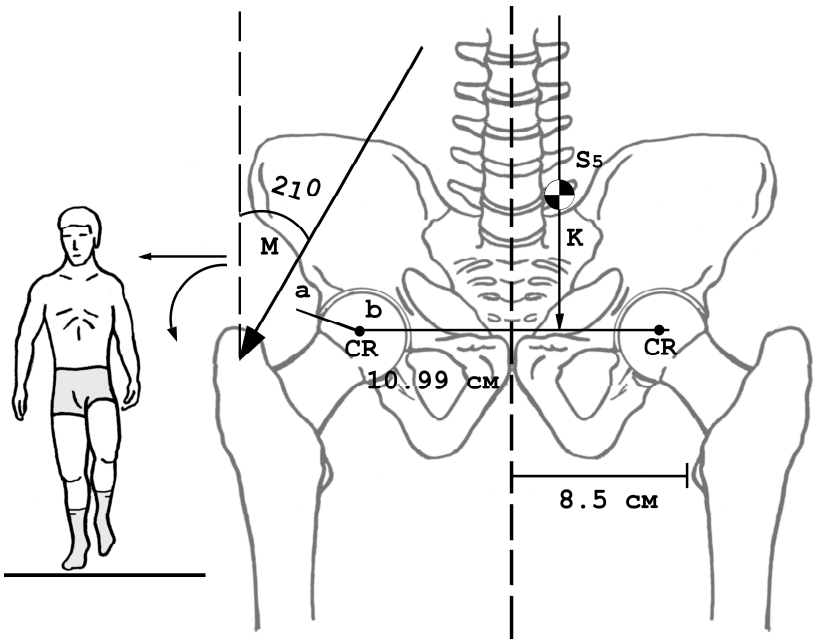


Рис. 1.6. Сила, действующая на тазобедренный сустав при одноопорной фазе шага, может быть разложена на две составляющие: К - масса тела за исключением массы конечности действует вертикально через рычаг b; сила мышц абдукторов М поддерживает равновесие таза и действует на центр ротации CR через рычаг а. При равновесии таза К х b=М х а. (Bombelli R., 1983).

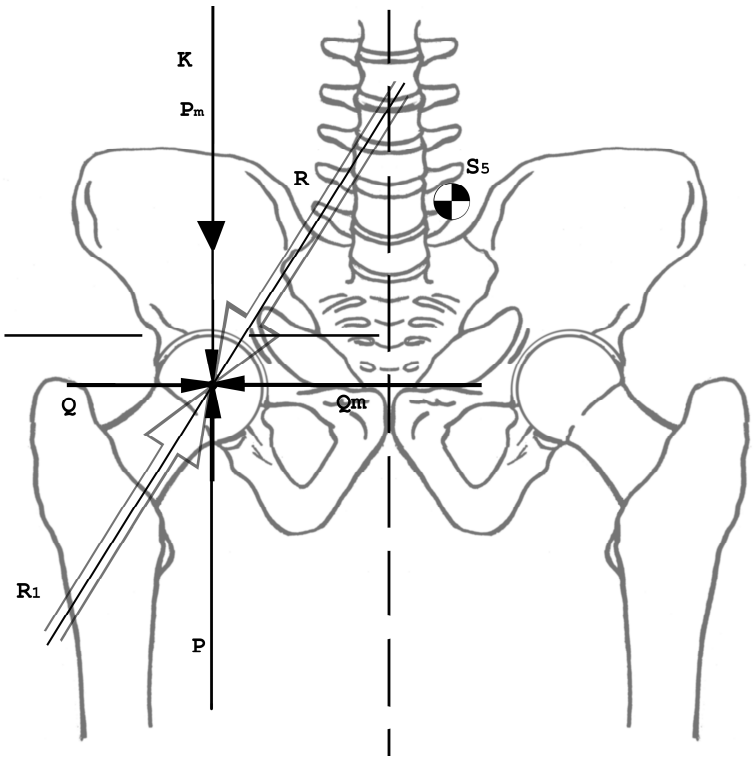


Рис. 1.7. Вертикальная сила R, которая действует своими двумя составляющими - Pm (сила давления вертлужной впадины на головку) и Qm (сила, направленная на смещение головки бедра кнаружи), уравновешивается силой противодавления земли R1, которая в свою очередь представлена вертикальной составляющей P и горизонтальной составляющей Q. Все действующие силы находятся в состоянии равновесия только при горизонтальном наклоне вертлужной впадины.

В свою очередь, силу М можно представить из двух составляющих: сила Pm направлена вертикально вниз, а сила Qm - горизонтально в латеральном направлении. Таким образом, на центр ротации головки бедренной кости действуют следующие силы: Pm и К в вертикальном и каудальном направлении и Qm в горизонтальном и латеральном направлении (рис. 1.7).

Параллельно действующие силы К и Pm складываются, в результате чего получается результирующая сила R, которая направлена под углом 15,4° к вертикальной линии. Этой силе противостоит равная и направленная противоположно сила R1, которая вдавливает головку в вертлужную впадину. В свою очередь, косо направленная сила R1 может быть представлена двумя силами: силой втягивания головки в вертлужную впадину (Qm) и силой компрессии головки (P). Каждой из этих сил противостоят эквивалентные, но разнонаправленные силы, составляющие результирующую силу R. Важно видеть различия между результирующими силами R и R_1. Сила R направлена в центр головки и не зависит от положения и наклона вертлужной впадины. Противостоящая ей сила R1 – это сила противодавления головки бедренной кости и вертлужной впадины, и она действует непосредственно через свод вертлужной впадины: сдавливающая сила Q направлена параллельно поверхности хряща, а сила P – перпендикулярно этой поверхности. Их величина и направление зависят от инклинации вертлужной впадины. Только когда свод вертлужной впадины располагается горизонтально, все четыре силы находятся в равновесии. Если свод вертлужной впадины имеет кранеолатеральную инклинацию (при дисплазии вертлужной впадины), сила Q уменьшается и преобладает сила Qm, направленная на смещение головки бедренной кости из вертлужной впадины. С уменьшением силы Q происходит компенсаторное увеличение силы компрессии головки P. Именно этот дисбаланс сил приводит к постепенному подвывиху головки бедренной кости с образованием остеофита по нижне-внутренней поверхности головки бедренной кости. При краниомедиальной инклинации вертлужной впадины (последствия перелома дна вертлужной впадины или ревматоидного артрита) увеличивается сила Q, направленная на смещение головки внутрь, а сила P уменьшается (рис. 1.8, 1.9).

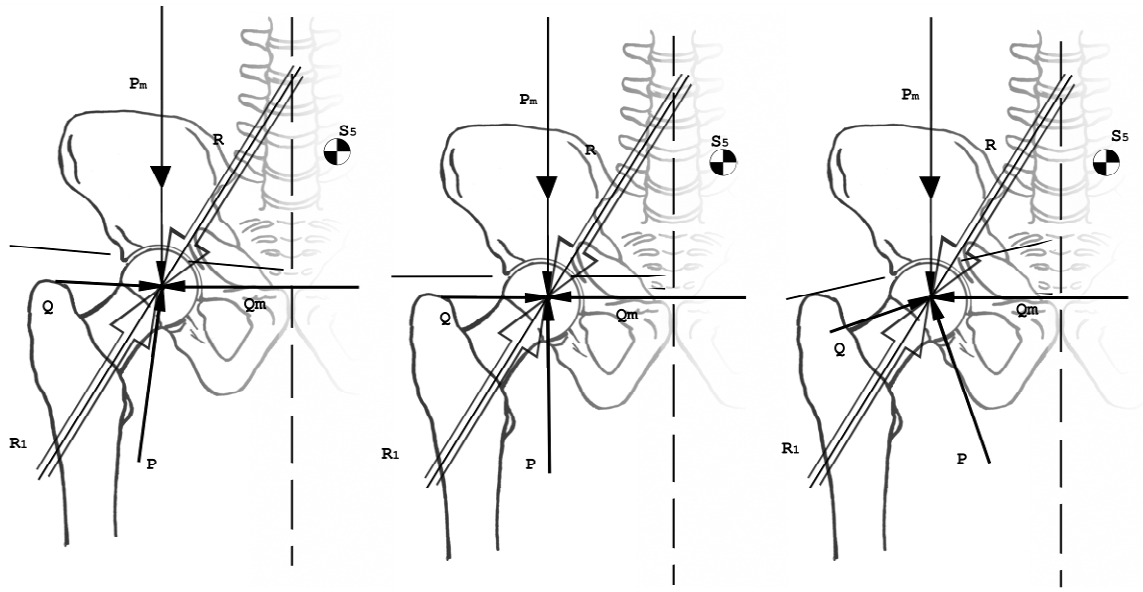


Рис. 1.8. При косом расположении вертлужной впадины равновесие сил нарушается. При краниолатеральной инклинации (a) преобладают силы, направленные на смещение головки бедренной кости из вертлужной впадины; при краниомедиальном расположении суставной поверхности вертлужной впадины (c) увеличивается сила Q, что приводит к избыточному давлению головки в медиальном направлении в сравнении со здоровым суставом (b). (R.Bombelli, 1983).

Важным моментом в оценке биомеханических предпосылок развития многих патологических процессов является анализ формулы равенства момента сил. При уменьшении расстояния между большим вертелом и центром ротации головки бедренной кости (это наблюдается при coxa valga, укорочении шейки бедра вследствие травмы или перенесенной болезни Легг-Кальве-Пертеса и др.) уменьшается плечо a, что приводит к пропорциональному увеличению мышечной силы M и суммарной силы R и R1 воздействующих на тазобедренный сустав (согласно формуле R = K x b/a) [49].

При увеличении расстояния между большим вертелом и центром ротации головки бедренной кости (coxa vara) увеличивается плечо рычага равнодействующей мышечной силы и соответственно уменьшается величина равнодействующей силы мышц M.

Сгибательно-приводящая контрактура сустава с наружной установкой ноги, наиболее часто встречающаяся при коксартрозе, обусловливает значительное увеличение нагрузки на тазобедренный сустав. При этом наблюдается перекос таза, что приводит при опоре на больную ногу к более значительному смещению центра тяжести в сторону неопорной нижней конечности. В результате увеличивается плечо рычага силы тяжести больного, а значит и момент силы K x b. В соответствии с этим для уравновешивания сустава необходима большая мышечная сила M, что, в конечном итоге, увеличивает общую нагрузку на сустав [29].

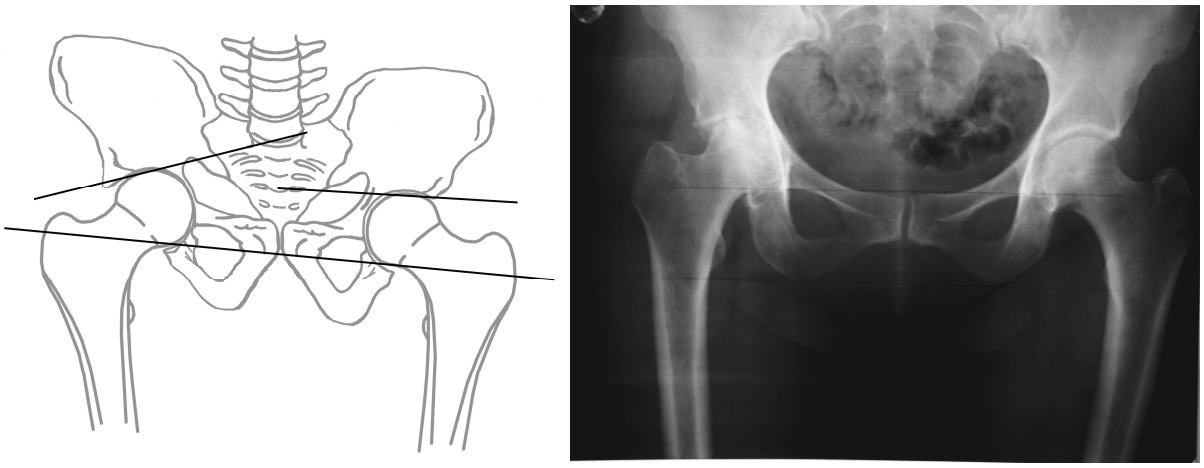


Рис. 1.9. Рентгенограмма и скиаграмма больной С. с протрузионным коксартрозом. Развитию дегенеративно-дистрофических изменений способствовала перегрузка сустава вследствие краниомедиальной инклинации вертлужной впадины после неправильно сросшегося перелома ее дна.

Приведенные принципы и расчеты нагрузки на тазобедренный сустав распространяются на случаи имплантации искусственного сустава (эндопротеза). Интересные данные были получены при триаксиальной телеметрии после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. В положении опоры на две ноги измеряемая нагрузка на сустав равнялась массе тела. Одноопорная нагрузка на ногу соответствовала 2,1 массы тела, пики нагрузки наблюдались при ходьбе и измерялись от 2,6 до 2,8 массы тела. Телеметрические измерения выявили появление больших сил, направленных на скручивание при ротационных движениях в области головки и шейки эндопротеза при ротационных движениях – их величина была более 22 N x m.

Справочная литература

1. Абелева Г.М., Башуров З.К., Машков В.М. К истории развития эндопротезирования сустава за рубежом//Травматология и ортопедия России. – 1994. - №5. – С. 133-151.
2. Верещагин А.П. с соавт. Опыт эндопротезирования головки и шейки бедренной кости у больных пожилого и старческого возраста // Ортопедия, травматология и протезирование. 1983. №2. С. 22-25.
3. Вирабов С.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава разборным многокомпозиционным тотальным эндопротезом конструкции автора: Автореф. дисс. ... д-ра мед. наук (14.00.22). – М., 1987. – 30 с.
4. Войтович А.В., Самойлов К.А., Кунин А.Г., Зураев О.А., Федюнина С.Ю., Шубняков И.И. Медицинская реабилитация больных с переломами проксимального отдела бедренной кости //Материалы VI съезда травматологов-ортопедов СНГ.- Ярославль, - 1993. - С. 52-53.
5. Войтович А.В., Шубняков И.И., Аболин А.Б., Парфеев С.Г., Зураев О.А., Дзахов А.С., Гончаров М.Ю., Парфеев Д.Г. Экстренное оперативное лечение больных пожилого и старческого возраста с переломами проксимального отдела бедренной кости //Травматология и ортопедия России. – 1996. – №3. – С. 32-34.
6. Воронцов А.В. Новый способ эндопротезирования головки бедра // Вестн.хирург. – 1979. - №5. – С. 124-125.

7. Воронцов С.А. Современный разборный эндопротез тазобедренного сустава отечественного производства // Травматол. и ортопед. России. – 1995. – № 4. – С. 106-110.
8. Гехт И.А. Медико-демографическое и социально-гигиеническое значение проблемы постарения населения. //Практическая гериатрия.- Самара, 1995.- С.20-24.
9. Гехт И.А., Зенина Л.А. Постарение населения и некоторые вопросы организации медицинской помощи. //Геронтология и гериатрия.- Самара., 1996.- С.25-26.
10. Демьянов В.М., Машков В.М., Абелева Г.М., Мартынова Н.В. Современное состояние эндопротезирования по данным мировой литературы // Вестн. хир. – 1986. – № 4. – С. 141-146.
11. Загородний Н.В. Эндопротезирование при повреждениях и заболеваниях тазобедренного сустава. Дисс….докт.мед.наук, (14.00.22., 14.00.41). Москва, 1998. – 347 с.
12. Зырянова Т.Д., Шендеров В.А. Итоги 15-летнего периода тотального эндопротезирования тазобедренного сустава // Материалы VI съезда травматологов ортопедов СНГ. – Ярославль, 1993. – С. 177-178.
13. Ильин А.А., Загородний Н.В., Мамонов А.М., Балберкин А.В., Карпов В.Н., Макунин В.И., Магомедов Х.М., Палтиевич А.Р. Обоснование конструкции и исследование биомеханического поведения клиновидной ножки цементной фиксации эндопротезов тазобедренного сустава//Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова. – 2005. - №3. – С. 3-10.
14. Каплан А.В., Лирцман В.М., Скворцов В.А. Ошибки и осложнения при эндопротезировании головки бедренной кости эндопротезом Мура-ЦИТО у лиц пожилого и старческого возраста // Ортопедия, травматология и протезирование. 1976. №11. С. 16-22.
15. Кегги К.Дж., Хуо М.Ш., Заторски Л.И. Передний доступ к тотальному замещению тазобедренного сустава // Материалы VI съезда травматологов ортопедов СНГ. – Ярославль, 1993. – С. 432-446.
16. Кикачеишвили Т.Т., Соболев И.П., Безгодков Ю.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава конструкцией Кикачеишвили: анализ тринадцатилетнего опыта // Травматология и ортопедия России. 1996. №3. С. 17-21.
17. Кованов В.В., Травин А.А. Хирургическая анатомия конечностей человека.//Москва, «Медицина». – 1983. – 495 с.
18. Корж А.А., Танькут В.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава (актуальность и перспективы) // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1995. – № 4. – С. 4-8.
19. Корнилов Н.В., Машков В.М. Развитие тотального эндопротезирования тазобедренного сустава металлоконструкцией Сиваша в РосНИИТО им. Р.Р.Вредена// Травматология и ортопедия России. – 1996. - №3. С. 5-8.
20. Кузьменко В.В., Фокин В.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава, современное состояние и перспективы развития метода // Ортопедия, травматология и протезирование – 1991. – № 10. – С. 74-78.
21. Кулиш Н.И., Танькут В.А. Некоторые аспекты протезирования тазобедренного сустава (обзор литературы) // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1981. – № 3. – С. 64-70.
22. Лирцман В.М., Зоря В.И., Гнетецкий С.Ф. Проблема лечения переломов шейки бедра на рубеже столетий. //Вестн. травматол. и ортопед. - 1997. - №2. - С. 12 - 19.
23. Мовшович И.А., Хуснитдинов А. и др. Замещение тазобедренного сустава металлополимерным протезом // Ортопедия, травматология и протезирование. 1979. №11. С.37-42.
24. Мюллер М.Е., Альговер М., Шнейдер Р., Вилленегер Х. Руководство по внутреннему остеосинтезу, 1992
25. Островерхов Г.Е., Бомаш Ю.М., Лубоцкий Д.Н. Оперативная хирургия и топографическая анатомия.//Курск, Издательство Курского Государственного Медицинского Университета. – 1998. – 718 с.
26. Сиваш К.М. Метод полной замены тазобедренного сустава металлическим при анкилозирующем спондилоартрите: Дисс…. д-ра мед.наук. – М., 1964. – 305 с.
27. Тихилов Р.М., Шаповалов В.М. Деформирующий артроз тазобедренного сустава. – СПб. : [б.и.], 1999. – 112 с.
28. Шапиро К.И. Частота поражений крупных суставов у взрослых // Диагностика и лечение повреждений крупных суставов. – СПб., 1991. – С. 3-5.
29. Шаповалов В.М., Шатров Н.Н., Тихилов Р.М., Штильман Н.В., Печкуров А.Л. Распределение нагрузок в тазобедренном суставе при дисплазии вертлужной впадины и остеонекрозе головки бедренной кости// Травматол. и ортопедия России. – 1998. - №3. – С.22-26.

30. Шендеров В.А. Тотальное сохранно-корригирующее эндопротези-рование тазобедренного сустава: Автореф. дисс. ... д-ра мед. наук (14.00.22). – Иркутск, 1991. – 452 с.
31. Шерепо К.М. О бесцементном эндопротезе тазобедренного сустава // Ортопед. травматол. – 1988. – № 3. – С. 58-62.
32. Шершер Я.И. Новый тотальный эндопротез тазобедренного сустава. Ортопедия, травматология и протезирование. 1977. №12. С. 68-72.
33. Шестерня Н.А. Современные методы лечения и анализ внутри- и околосуставных переломов длинных трубчатых костей: Дисс…. докт. мед. Наук (14.00.22). – Москва, 1992. – 240 с.
34. Юмашев Г.С., Лавров И.Н. Эндопротезирование суставов при помощи имплантатов из углеродных материалов // Ортопедия, травматология и протезирование. 1982. № 11. С.12-15.
35. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. – Рига: Зинатне, 1975. – 324 с.
36. Baker AS, Bitounis VC: Abductor function after total hip replacement: An electromyographic and clinical review. J Bone Joint Surg 7IB:47,1989.
37. Beck M, Sledge JB, Gautier E, et al: The anatomy and function of the gluteus minimus muscle. J Bone Joint Surg 82B:358-863,2000.
38. Bombelli R.: Structure and function in normal and abnormal hip: how to rescue mechanically jeopardized hip. – 3-rd. ed., rev. and enl.p. – Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1993. – 221 p.
39. Bos JC, Stoeckart R, Klooswijk AI, et al: The surgical anatomy of the superior gluteal nerve and anatomical radiologic bases of the direct lateral approach to the hip. Surg Radiol Anat 16:253-258,1994.
40. Callaghan JJ: Difficult primary total hip arthroplasty: Selected surgical exposures. Instr Course Lect 49:13-21,2000.
41. Carr A.G., Morris R.W., Murray D.W., Pynsent P.B. Survival analysis in joint replacement surgery // J. Bone Jt. Surgery. – 1993. – V. 75-B, № 2. – P. 178-182.
42. Clark JM, Freeman MAR, Witham D: The relationship of neck orientation to the shape of the proximal femur. J Arthroplasty 2:99,1987.
43. Clark JM, Haynor DR: Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computed tomography. J Bone Joint Surg Am 69:1021-1031,1987.
44. Diab M, Clark JM, Weis MA, Eyre DR.: Acetabular augmentation at six- to 30-year follow-up. A biochemical and histological analysis. J Bone Joint Surg Br. 2005 Jan;87(1):32-5.
45. Ebraheim NA, Olexa TA, Xu R, et al: The quantitative anatomy of the superior gluteal artery and its location. Am J Orthop 27:427-431,1998.
46. Feugier P, Fessy MH, Bejui J, Bouchet A: Acetabular anatomy and the relationship with pelvic vascular structures. Implications in hip surgery. Surg Radiol Anat 19:85-90,1997.
47. Gautier E, Ganz K, Krugel N, et al: Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. J Bone Joint Surg 82B:679-683,2000.
48. Gottschalk F, Kourosh S, Leveau B: The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. J Anat 166:179-189,1989.
49. Jerosch J, Steinbeck J, Stechmann J, Güth V.: Influence of a high hip center on abductor muscle function. Arch Orthop Trauma Surg. 1997;116(6-7):385-9.
50. Kusswetter W. Introduction // Noncemented total hip replacement / International Symposium Tubingen. – Stuttgart-N.Y., 1991. – P. 1-3.
51. Lewallen DG: Neurovascular injury associated with hip arthroplasty. Instr Course Lect 47:275-283,1998.
52. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P: The Swedish Total Hip Replacement Register. J Bone Joint Surg Am. 2002;84-A Suppl 2:2-20.
53. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, et al: Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 77B:865-869,1995.
54. Morscher E. Endoprosthetic surgery in 1988 // Ann. Chir. Gynaecol. – 1989. – V. 78, № 3. – P. 242-253.
55. Morscher E., Schmassmann A. Failures of total hip arhtroplasty and probable incidence of revision surgery in the future // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1983. – V. 101, № 2. – P. 137-143.
56. Nachbur B, Meyer RP, Verkkala K, Zurcher R: The mechanisms of severe arterial injury in surgery of the hip joint. Clin Orthop 141:122-133,1979.
57. Ritter MA, Keating EM, Faris PM.: Survival of cemented total hip replacements. Semin Arthroplasty. 1990 Jul;1(1):7-11.

58. Thorngren K.G. Full treatment spectrum for hip fractures: operation and rehabititation// Acta Orthop.Scand.- 1997.-V.68,N.1.-P.1-2.
59. Uhthoff H.K. The evolution of total hip replacement // Non-cemented total hip replacement. – Stuttgart, 1991. – P. 4-7.
60. Wedge JH, Munkacsi I, Loback D.: Anteversion of the femur and idiopathic osteoarthrosis of the hip. J Bone Joint Surg Am. 1989 Aug;71(7):1040-3.
61. Zethraeus N., Stromberg Z., Jonsson B. et al.: The cost of a hip fracture. Acta Orthop.Scand.-1997.-V.68, N.1-P.13-17.

ГЛАВА 2. МЕТОДИКА КОМПЛЕКСНОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ БОЛЬНЫХ С ДЕГЕНЕРАТИВНО-ДИСТРОФИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА. ПОКАЗАНИЯ И ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ К ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЮ

2.1.Оценка общего состояния больного

Пожилой возраст многих пациентов, отягощенность сопутствующими заболеваниями, нередко наблюдаемая избыточная масса тела, гиподинамия, обусловленная основной патологией – все это диктует необходимость всестороннего обследования больных. Тщательный подход к определению показаний и противопоказаний к хирургическому лечению обусловлен тем обстоятельством, что большинство операций на тазобедренном суставе весьма травматичны и сопровождаются значительной кровопотерей. Кроме того, необходимо помнить, что причиной некоторых поражений тазобедренного сустава, например, асептического некроза головки бедренной кости, могут быть системные заболевания (системная красная волчанка, склеродермия и др.) или прием гормональных препаратов.

Общее обследование больных, как правило, проводится амбулаторно и включает: осмотр терапевтом и, по показаниям, невропатологом, кардиологом, эндокринологом, пульмонологом, урологом, гастроэнтерологом, а также другими специалистами; выполнение клинического анализа крови и мочи, определение длительности кровотечения и времени свертываемости крови; биохимическое исследование крови с определением сахара, билирубина, креатинина, трансаминаз, протромбинового индекса, австралийского антигена и носительства ВИЧ-инфекции. Инструментальное исследование включает ЭКГ, флюорографию, по показаниям выполняют рентгенографию или МРТ пояснично-крестцового отдела позвоночника. На основании всестороннего обследования и заключения специалистов проводится предоперационная подготовка, по завершении которой анестезиолог совместно с хирургом, исходя из объема предполагаемой операции, определяют степень анестезиологического и операционного риска, а также стратегию медикаментозной периоперационной защиты.

2.2. Клиническая диагностика заболеваний тазобедренного сустава

Обследование функции тазобедренного сустава основывается на оценке выраженности болевого синдрома, положения и опороспособности конечности, амплитуды движений, состояния мышечного аппарата, укорочения конечности, функционального состояния контрлатерального тазобедренного и коленных суставов, поясничного отдела позвоночника. Наибольшее значение в жалобах пациентов имеет болевой синдром, который и служит причиной обращения к врачу. Боль в тазобедренном суставе при коксартрозе усиливается при нагрузке или движении и ощущается прежде всего в паховой области. Однако она может иррадиировать по передней и боковой поверхностям бедра в ягодичную область, в перед-

нюю часть коленного сустава и по передней поверхности голени до голеностопного сустава. Иногда единственным проявлением поражения тазобедренного сустава может быть боль в области коленного сустава (при начальных стадиях асептического некроза головки бедренной кости (АНГБК). Боль, обусловленная заболеваниями тазобедренного сустава, имеет широкую и вариабельную иррадиацию (нередко на начальных стадиях АНГБК больные длительно и безуспешно лечатся от радикулита или гонартроза) и ее необходимо дифференцировать от болевого синдрома, возникающего при других заболеваниях: сакроилеите, бурсите вертельной области, энтезопатии приводящих мышц, нейропатии латерального кожного нерва бедра, выпадения межпозвонковых дисков с появлением корешковых болей, симфизита. Выделяют переднюю (паховую), латеральную (вертельную) и заднюю (ягодичную) локализацию болевого синдрома. Наиболее важна и прогностически неблагоприятна паховая боль, связанная, как правило, с внутрисуставной патологией, латеральная боль чаще обусловлена бурситом вертельной области и реже – коксартрозом. Боль в ягодичной области связана с патологией позвоночника или изменениями в мышцах. Сложности в определении источника болевого синдрома обусловлены рядом анатомо-физиологических особенностей строения поясничного отдела позвоночника и тазобедренного сустава. Во-первых, сустав иннервируется L_{IV} (L_{III}) корешком спинного мозга, поэтому его раздражение при вертеброгенной патологии и заболеваниях тазобедренного сустава могут вызвать похожий болевой синдром. Во-вторых, имеется общность вегетативной иннервации структурных элементов поясничных двигательных сегментов и тканей тазобедренного сустава. В-третьих, при поясничном остеохондрозе, спондилоартрозе и спондилолистезе нередко формируются зоны нейроостеофиброза, обусловленные общностью вегетативной иннервации элементов поясничного отдела позвоночника и тазобедренного сустава. В-четвертых, для дегенеративно-дистрофических заболеваний (ДДЗ) позвоночника характерно наличие миотонических рефлекторных синдромов, многие из которых напоминают симптомы коксартроза.

Из анамнеза выясняют интенсивность и характер боли, ее наличие в покое, проходит ли она при отдыхе, нуждается ли больной в анальгетиках, влияет ли боль на образ его жизни, заставляет ли отказаться от привычных занятий и как она сказывается на его профессиональной деятельности. В заключение беседы необходимо попросить больного сформулировать запрос - что бы он хотел получить в результате хирургического лечения.

Оценка функции сустава складывается из определения степени ежедневной активности и походки. В понятие ежедневной активности включают возможность подъема по лестнице и пользования общественным транспортом, свободу и время передвижения, использование дополнительной опоры при ходьбе, возможность надевания носков и ботинок. По-

ходка характеризуется степенью опоры на ногу, хромотой и расстоянием, которое может пройти больной. Полученные данные заносят в протокол обследования больного с патологией тазобедренного сустава (см. приложение №1).

Обследование пациента проводят в вертикальном положении, во время ходьбы и лежа [1, 6]. При обследовании в вертикальном положении необходимо обратить внимание на следующие признаки:

1. Наклон таза, который определяется по разному уровню передних верхних остей. Причиной наклона могут быть поражение тазобедренного сустава с развитием приводящей или отводящей контрактуры, укорочение ноги или первичный сколиоз.

2. Ротационную деформацию, которую определяют по развороту надколенника и стопы. Наиболее частой причиной наружной установки ноги является неустраненный передний вывих бедра и диспластический коксартроз на поздних стадиях заболевания. Внутренняя ротация наблюдается при последствиях перелома задних отделов вертлужной впадины, а также при заднем вывихе бедра.

3. Подчеркнутый поясничный лордоз. Его причиной может быть фиксированная сгибательная контрактура одного или обоих тазобедренных суставов.

4. Атрофию мышц. Она вторична при поражении тазобедренного сустава вследствие гиподинамии конечности и первична при поражении мышц или неврологическом заболевании. Измеряется сантиметровой лентой на трех уровнях бедра.

5. Тест Тренделенбурга (Trendelenburg) выявляет значительную слабость отводящих мышц тазобедренного сустава (средней и малой ягодичной). Попросите пациента поднять одну ногу от пола. В норме, чтобы удержать равновесие, отводящие мышцы стороны, несущей массу тела, сокращаются и приподнимают противоположную сторону (рис. 2.1). Если абдукторы слабые, таз может "заваливаться" на противоположной стороне и больной теряет равновесие.

Наиболее частыми причинами положительного теста Тренделенбурга являются заболевания тазобедренного сустава, поражение корешка L_V. При исследовании больного во время ходьбы обычно наблюдаются два типа неспецифических нарушений походки:

- анталгическая походка обычно указывает на болезненный тазобедренный сустав – пациент укорачивает время фазы переноса веса тела на пораженном суставе, как бы перепрыгивая через пораженную сторону, чтобы избежать болезненного сокращения мышц, отводящих бедро;
- походка Тренделенбурга (хромота абдукторов) указывает на слабость отводящих мышц пораженной стороны. Во время ходьбы при переносе тела на пораженную сторону противоположная сторона таза опускается вниз, и тело перекашивается на

непораженную сторону. При двустороннем поражении это напоминает «утиную походку».

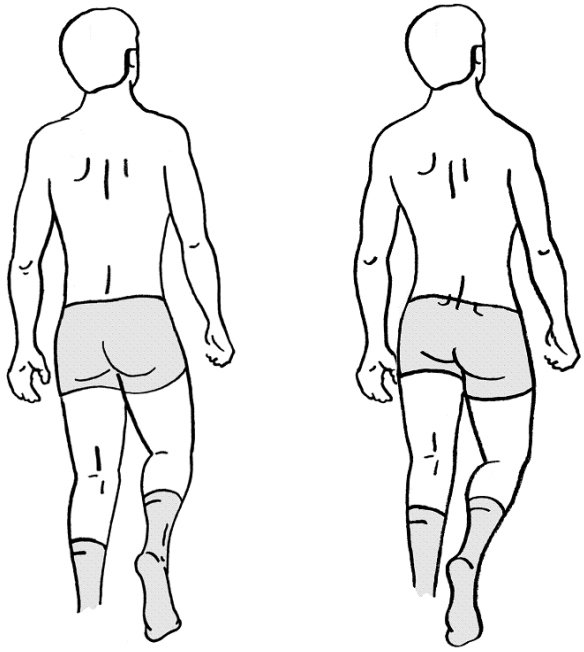


Рис. 2.1. Тест Тренделенбурга в норме (а) и при патологии (б)

При обследовании больного в положении лежа необходимо убедиться в том, что обе передние верхние ости располагаются на одном уровне, а ноги лежат параллельно. Необходимо обратить внимание на следующие нарушения:

1. Деформацию – особенно фиксированную сгибательную контрактуру, наружную ротацию или приводящую контрактуру. Они часто развиваются последовательно по мере прогрессирования заболевания тазобедренного сустава (рис. 2.2). При значительной сгибательной контрактуре больной не может полностью выпрямить ногу, пока не сядет на кушетке. При фиксированной приводящей контрактуре пораженная конечность может перекрещивать здоровую ногу, любая попытка отвести бедро сопровождается болью и приводит к перекосу таза. Уменьшенное сгибание в тазобедренном суставе может компенсироваться усилением пояснично-крестцового лордоза, который маскирует фиксированную сгибательную контрактуру. Если эта контрактура четко не определяется, то можно использовать тест Томаса. Поясничный лордоз устраняют за счет сгибания второй ноги в тазобедренном суставе до угла 90° (положение позвоночника контролируется подкладыванием руки под спину) и при этом проводится наблюдение за положением исследуемой ноги.

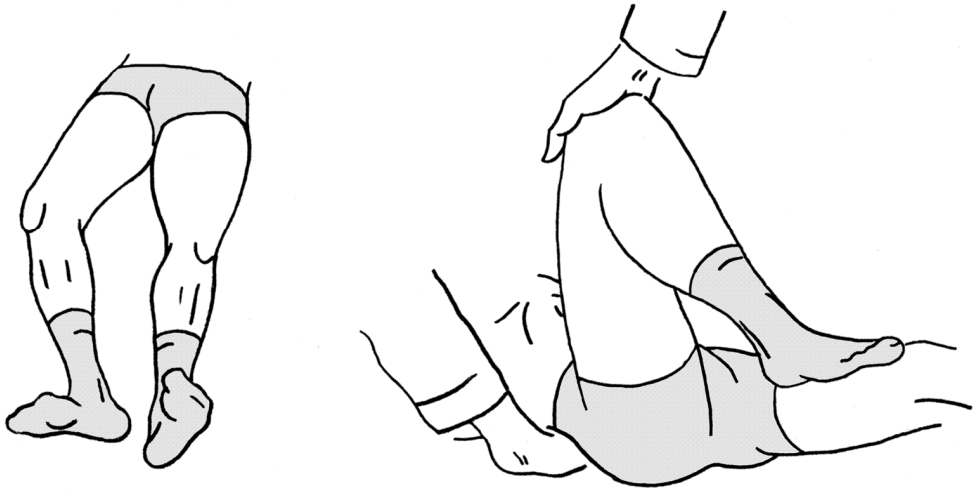


Рис. 2.2. Типичная порочная установка ноги при коксартрозе (приведение, сгибание и наружная ротация); проведение теста Томаса для выявления скрытой сгибательной контрактуры противоположного тазобедренного сустава.

2. Разницу длины ног, которая выявляется при взгляде на положение пяток или надколенников. Если имеется их несоответствие, необходимо путем измерения установить:

- истинную (анатомическую) длину ноги – расстояние от вершины большого вертела до суставной щели коленного сустава (бедро) и от суставной щели коленного сустава до верхушки наружной лодыжки (голень) (рис. 2.3). Если одна нога согнута или ротирована кнаружи, то прежде чем начать измерение, необходимо придать второй ноге такое же положение;
- относительную длину ноги – расстояние по прямой от передне-верхней ости подвздошной кости или фиксированной точки на туловище (конец грудины, пупок) до стопы; разница в результатах измерения чаще всего обусловлена перекосом таза.

3. Положение. При болезненном тазобедренном суставе с явлениями синовита наиболее удобным положением является умеренное сгибание, отведение и наружная ротация. Сгибание, приведение и наружная ротация наблюдаются у больных с выраженным коксартрозом.

Важным моментом диагностики заболеваний области тазобедренного сустава является пальпация [1]. При положении больного на спине можно пропальпировать передний отдел тазобедренного сустава, который проецируется латеральнее пульсации бедренной артерии и ниже пупартовой складки. Болезненность в этом месте может означать или синовит тазобедренного сустава или бурсит подвздошно-гребешковой мышцы. Бурсит необходимо дифференцировать от других причин припухлости этой области (бедренная грыжа, лимфаденит). Болезненность места начала приводящих мышц бедра вдоль верхнего или нижнего краев лонной кости может быть причиной энтезопатии аддукторов. Кроме того, активное

приведение против внешнего сопротивления приводит к усилению боли. При положении больного на боку болезненная пальпация области большого вертела наблюдается при бурсите или энтезопатии абдукторов. Важным моментом является пальпация области бугристости седалищной кости при сгибании ноги в тазобедренном и коленном суставах. Причиной болезненности этой области могут быть седалищно-ягодичный бурсит, синдром грушевидной мышцы.

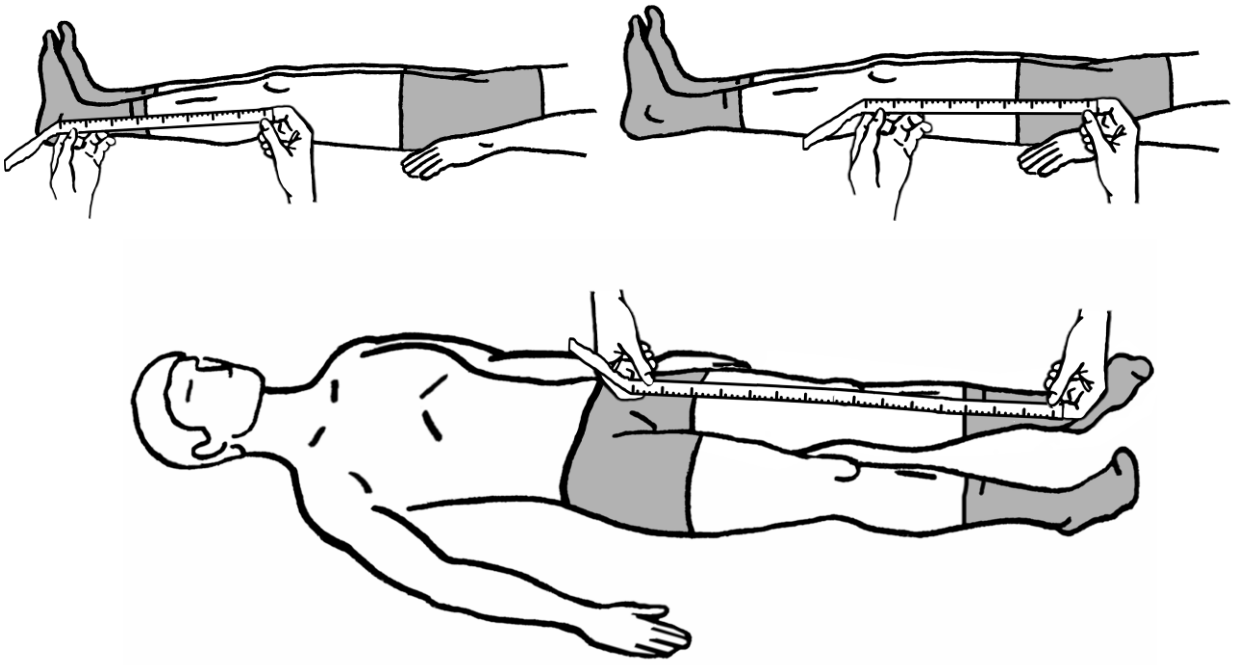


Рис. 2.3. Измерение длины конечностей (объяснение в тексте)

4. Движения. За исключением разгибания, все остальные движения лучше всего исследовать в положении больного на спине [1, 6].

Сгибание (около 120°) исследуют при согнутом колене для того, чтобы расслабить мышцы задней группы (рис. 2.4 г). Для оценки амплитуды отведения (около 45°) и приведения (около 30°) ноги пациента должны быть вытянуты, а таз располагается ровно на кушетке. Возьмите голень рукой и отведите ногу при стабилизации таза другой рукой. Фиксация таза рукой необходима для того, чтобы определить, когда заканчивается непосредственно отведение в тазобедренном суставе и продолжается за счет движения вместе с тазом (рис. 2.4 д). Внутреннюю и наружную ротацию (около 45° каждая) проверяют при согнутом коленном и тазобедренном суставах до угла 90°. При заболевании тазобедренного сустава, прежде всего, страдают ротационные движения. Ротацию также можно оценить и при полностью разогнутой ноге (рис.2.4 а, б).

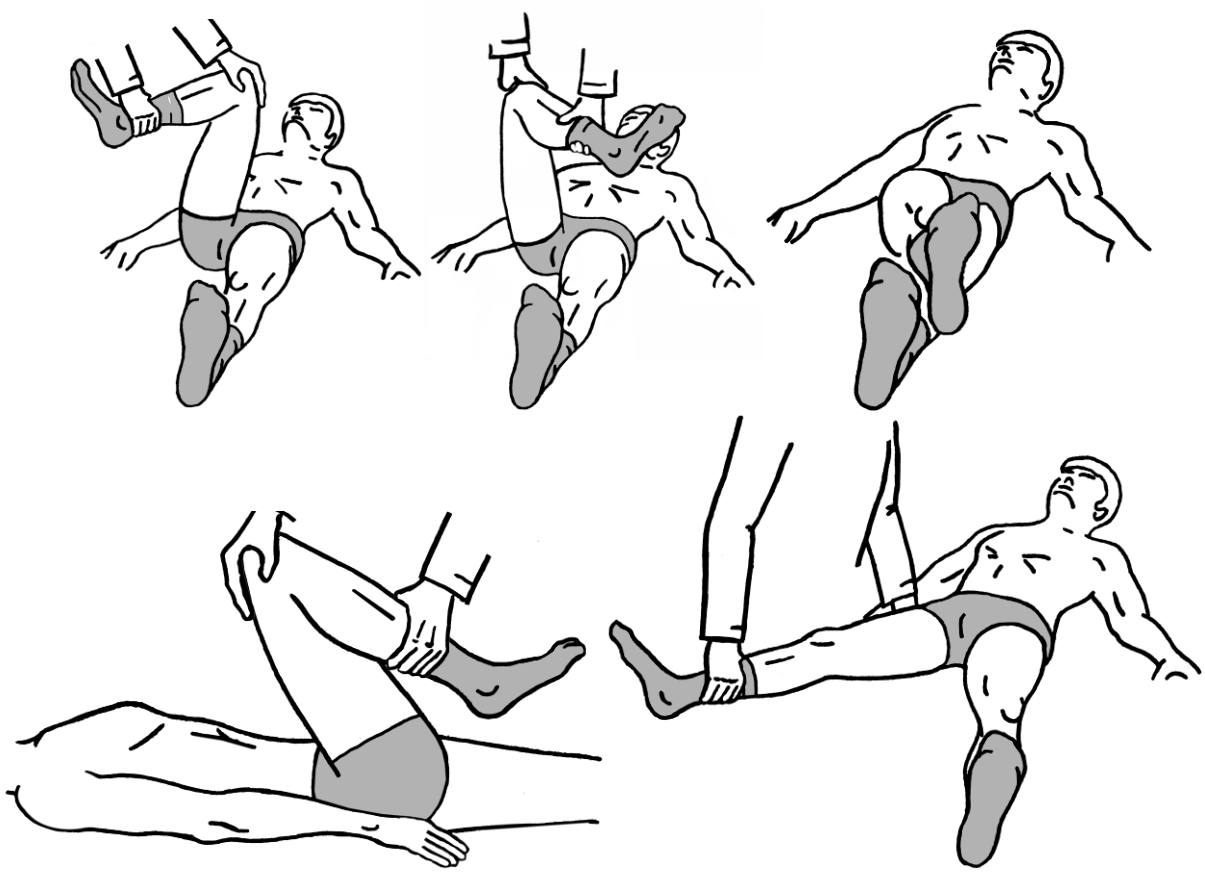


Рис. 2.4. Исследование амплитуды движений в тазобедренном суставе:, ротация (а, б) приведение (в), сгибание (г), отведение (рука хирурга стабилизирует таз) (д).

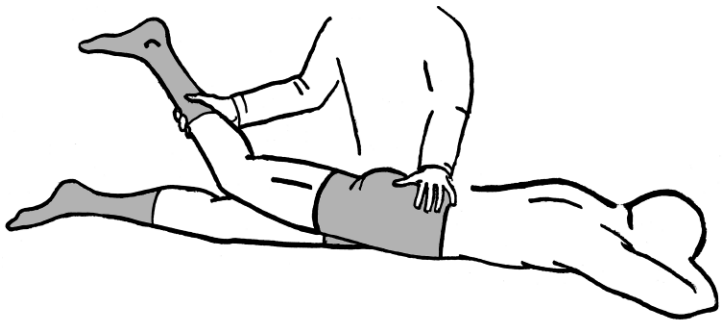


Рис.2.5. Определение разгибательной контрактуры

Для оценки амплитуды разгибания (около 15°) следует положить больного на живот, одной рукой обездвижить таз давлением вниз, а другой рукой выполнить разгибание в тазобедренном суставе [6] (рис 2.5).

В заключение осмотра врач оценивает периферическое кровоснабжение и иннервацию конечности. Все полученные данные клинического обследования больного целесообразно занести в специальную карту, что позволит объективизировать результаты последующего лечения. В нашей практике мы используем для этой цели оценочную шкалу Харриса, которая подробно описана в 8 главе.

2.3. Методы лучевой диагностики

Методы лучевой диагностики, наряду с клиническим обследованием, имеют ведущее значение в диагностике заболеваний тазобедренного сустава. Наибольшее значение имеют рентгенологическое исследование (включающее обычную рентгенографию тазобедренного сустава, функциональную рентгенографию, внутрикостную флебографию), компьютерная томография (КТ), сцинтиграфия (Сц), магнитнорезонансная томография (МРТ).

2.3.1. Рентгенологическое исследование

Рентгенологическое исследование больных с патологией тазобедренного сустава имеет важное значение для уточнения характера заболевания, определения выраженности дегенеративно-дистрофического процесса, но с обязательной оценкой состояния поясничного отдела позвоночника. При рентгенологическом исследовании больных с коксартрозом изучают каждый тазобедренный сустав в отдельности, таз с обоими тазобедренными суставами, крестцово-подвздошные сочленения и поясничный отдел позвоночника [4, 13].

Методика рентгенографии соответствует общепринятой: при исследовании одного тазобедренного сустава больного укладывают на спину, конечность вытянута, стопа ротирована внутрь, центрация пучка рентгеновских лучей на область исследуемого сустава; при исследовании всего таза больной лежит на спине, конечности вытянуты и повернуты внутрь, центрация лучей на верхний край симфиза. В ряде случаев выполняют функциональные рентгенограммы тазобедренного сустава. Так, при дисплазии с целью определения лучшей центрации головки и ее конгруэнтности по отношению к вертлужной впадине производят рентгенографию в положении максимального отведения, приведения, внутренней и наружной ротации. У больных с АНГБК, кроме того, выполняют рентгенограммы в положении сгибания в тазобедренном суставе под углом 30-40° и 60° для определения возможности выведения из-под нагрузки зоны остеонекроза.

2.3.1.1. Трактовка рентгенограмм в норме.

На рисунках 2.6 и 2.7 представлены нормальные соотношения между головкой бедренной кости и вертлужной впадиной в прямой и боковой проекциях. Головка бедренной кости проецируется кнутри от перпендикуляра, опущенного от края вертлужной впадины. Если перпендикуляр пересекает головку, то можно предположить наличие ее недопокрытия вследствие ацетабулярной дисплазии.

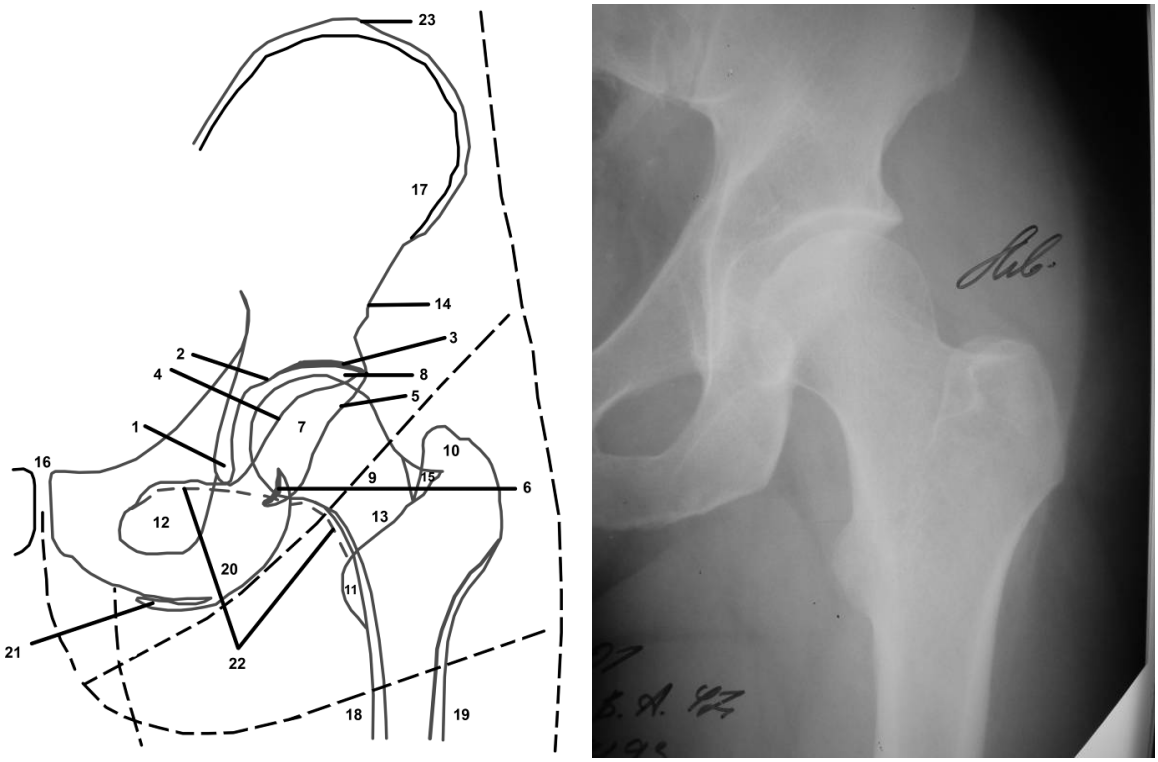


Рис. 2.6. Схема рентгенограммы здорового тазобедренного сустава: 1 - фигура слезы, 2 - ямка вертлужной впадины, 3 - крыша вертлужной впадины, 4 – передний и 5 - задний край вертлужной впадины, 6 - фигура полумесяца (дно седалищно-суставной борозды), 7 - головка бедра, 8 - рентгеновская суставная щель тазобедренного сустава, 9 - шейка бедра, 10 - большой вертел, 11 - малый вертел, 12 - запирательное отверстие, 13 - межвертельный гребень, 14 - передненижняя ость подвздошной кости, 15 - вертельная ямка, 16 - симфиз, 17 - верхне-передняя ость подвздошной кости, 18 - медиальная, 19 - латеральная поверхность бедра, 20 - седалищный бугор, 21 - апофиз седалищного бугра, 22 - линия Шентона, 23 - апофиз гребня подвздошной кости. (Майкова-Строганова В.С., Рохлин Д.Г., 1957).

Смещение головки кнутри от линии обусловлено либо ее протрузией (при ревматоидном артрите), либо переломом дна вертлужной впадины. Линия Шентона (продолжение линии нижнего края шейки бедренной кости в линию нижнего края лонной: кости) дугообразна, ее прерывистость обусловлена подвывихом головки бедренной кости. Фигура полумесяца накладывается на нижне-медиальный квадрант головки. Заслуживают внимание плавный переход крыши вертлужной впадины и различие в толщине кортикального слоя в этих участках. В норме крыша вертлужной впадины является ее наиболее нагружаемой частью и располагается горизонтально. Краниолатеральная инклинация крыши вертлужной впадины является признаком ацетабулярной дисплазии, краниомедиальная инклинация встречается у больных с ревматоидным артритом и последствиями перелома дна вертлужной впадины. Передний и задний края вертлужной впадины проецируются отдельно друг от друга. При анализе вертлужной впадины необходимо отличать проекцию ее дна от проекции ее краев. Дно вертлужной впадины определяется обычно как уплощенный полукруг и состоит из ямки и крыши вертлужной впадины. Края вертлужной впадины представлены

передним и задним контурами (рис. 2.6). "Фигура слезы" (1) является рентгенологическим отражением передней части тела седалищной кости и дна вертлужной впадины и хорошо визуализируется на всех передне-задних рентгенограммах.

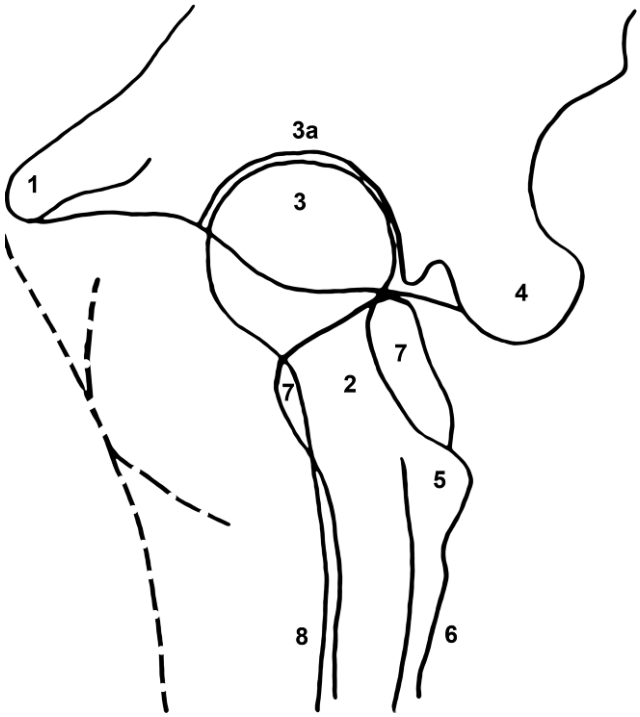


Рис. 2.7. Схема с боковой рентгенограммы тазобедренного сустава: 1 - симфиз, 2 - шейка бедра,3 - головка бедра, 3а - рентгеновская суставная щель, 4 - седалищный бугор, 5- малый вертел, 6 - задняя поверхность бедренной кости,7 - большой вертел, 8 - передняя поверхность бедренной кости (Майкова-Строганова В.С., Рохлин Д.Г., 1957).

Латеральный контур "фигуры слезы" одновременно является дном вертлужной впадины в области ее ямки (2), он обычно плавно переходит в крышу вертлужной впадины (3), соответствующую суставной поверхности. Обращает на себя внимание разница в толщине кортикального слоя этих участков. В то время как компактный слой ямки едва достигает 1 мм, компактный слой крыши представляется значительно более широким и равным нескольким миллиметрам. Рисунок 2.8 сделан с задней части фронтального распила безымянной кости и иллюстрирует анатомический субстрат приведенных выше рентгеновских деталей. Большая толщина кортикального слоя полулунной поверхности по сравнению с ямкой является выражением общей для всего скелета закономерности, т.к. нагружаемой частью является лишь полулунная поверхность. При патологических процессах рентгенанатомические соотношения протяженности и толщины кортикальных слоев в этих участках изменяются.

Передний и задний края вертлужной впадины проецируются отдельно друг от друга. Передний край является продолжением нижнего края верхней ветви лонной кости и хорошо прослеживается по направлению к верхнему краю вертлужной впадины. Иногда пере-

дний и задний края сливаются друг с другом, что бывает при большом наклоне таза кпереди.

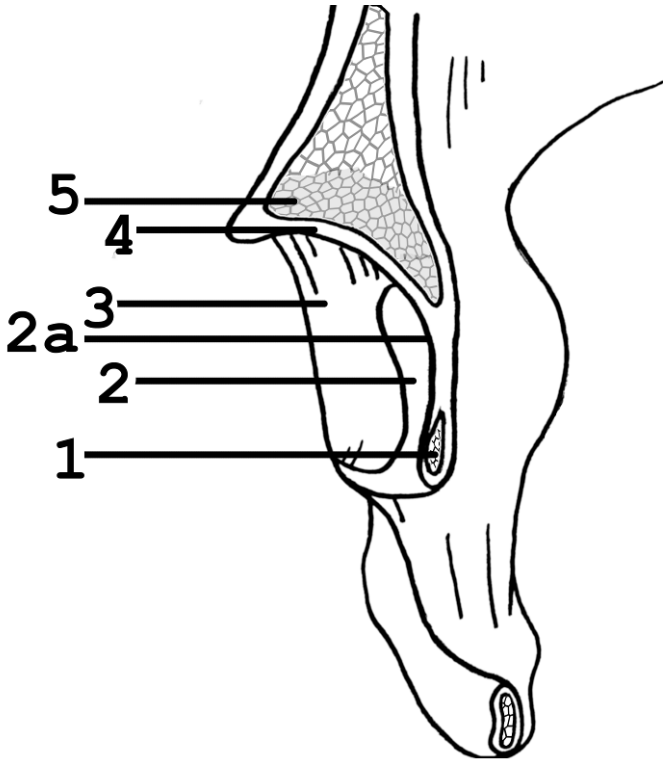


Рис. 2.8. Задняя часть фронтального распила вертлужной впадины: 1-"фигура слезы", 2 - ямка вертлужной впадины, 2а - кортикальный слой ямки, 3 - полулунная поверхность, 4 - кортикальный слой в области крыши вертлужной впадины, 5 - конусообразное просветление (Майкова-Строганова В.С., Рохлин Д.Г., 1957).

Контуры головки бедренной кости всегда четкие и гладкие. При умеренной ротации стопы кнаружи в медиальном квадранте головки определяется ямочка в виде небольшого углубления с неровными краями (это место прикрепления круглой связки и ошибка принимать его за очаг деструкции). Погружение головки наполовину в суставную впадину характеризует нормальные соотношения в суставе.

При этих условиях между головкой бедренной кости и проекцией дна вертлужной впадины определяется дугообразное просветление (рис. 2.7.-7а), которое соответствует рентгеновской суставной щели. Пространство между ямкой вертлужной впадины и медиальной частью головки не есть рентгеновская суставная щель, так как они не являются сочленяющимися нагружаемыми поверхностями. Ширина рентгеновской щели при вытянутой конечности в норме не одинакова на всем протяжении. В наружном отделе у взрослого она представляется более широкой, чем внутренняя ее часть. При отведении бедра рентгеновская суставная щель одинакова на всем протяжении.

Существуют три качественных признака, характеризующие на рентгенограммах у взрослых нормальные соотношения между головкой бедренной кости и суставной впадиной

в тазобедренном суставе: а) головка бедренной кости располагается кнутри от перпендикуляра, опущенного от наружного края вертлужной впадины; б) линия Шентона, проводимая по внутреннему краю шейки бедренной кости к верхнему краю запирательного отверстия, дугообразна; в) "фигура полумесяца" проекционно накладывается на нижнемедиальный квадрант головки бедра. Кроме того, существуют количественные показатели рентгенанатомических взаимоотношений в тазобедренном суставе, характеризующие его стабильность (рис.2.9): 1) угол вертикального наклона вертлужной впадины (УВН) - это угол, который образуется линией, идущей от края крыши вертлужнои впадины до нижнего контура "фигуры слезы" и линией, соединяющей "фигуры слезы" с обеих сторон (у взрослых этот угол равен в среднем 42°);

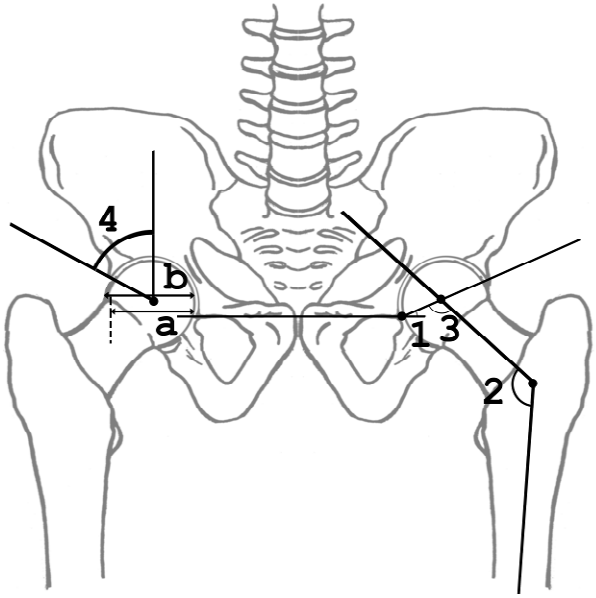


Рис. 2.9. Рентгенологические критерии, характеризующие стабильность тазобедренного сустава: угол вертикального наклона вертлужнои впадины (1), шеечно-диафизарный угол (2), угол вертикального соответствия (3), угол Виберга (4), степень покрытия головки бедренной кости (а/в).

2) шеечно-диафизарный угол (ШДУ), который определяется между линией, соединяющей центр головки с серединой шейки бедра, и прямой, проходящей через середину диафиза бедренной кости (у взрослых ШДУ составляет 126°);

3) угол вертикального соответствия (УВС), который образуется между линиями, соединяющими края вертлужнои впадины и центр головки бедренной кости с серединой шейки бедренной кости; величина угла составляет от 70° до 90°;

4) угол Виберга (Wiberg) формируется между линией, идущей от центра головки бедренной кости к наружному краю вертлужной впадины, и перпендикуляром, восстановленным из центра головки (в норме у взрослых этот угол должен быть более 20°);

5) степень покрытия головки бедренной кости (СПГ) - отношение между поперечным размером головки бедренной кости и расстоянием от внутреннего края головки бедра до наружного края вертлужной впадины.

Зная нормальные взаимоотношения костей, образующих тазобедренный сустав, рассмотрим общие признаки наиболее характерных заболеваний – деформирующего артроза и артрита тазобедренного сустава. На рисунке 2.8 представлена типичная рентгенологическая картина деформирующего артроза тазобедренного сустава.

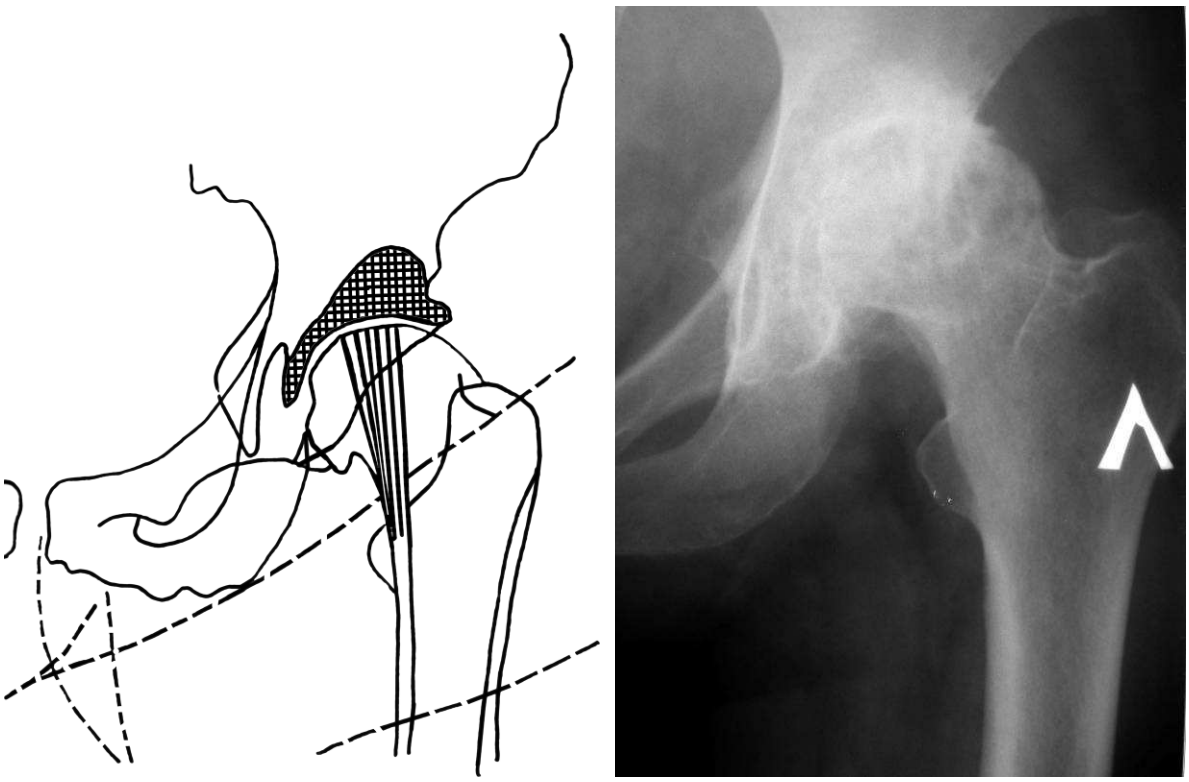


Рис. 2.10. Схема с рентгенограммы тазобедренного сустава больной с деформирующим артрозом. Имеются следующие рентгенологические проявления заболевания сустава: медиальный квадрант головки располагается латеральнее фигуры полумесяца, нарушение линии Шентона (что формирует картину подвывиха головки), утолщение кортикального слоя и клювовидное разрастание крыши вертлужнои впадины (оссификат хрящевой губы), деформация головки бедренной кости и сужение рентгенологической суставной щели. (В.С.Майкова-Строганова, Д.Г.Рохлин, 1957).

Основными признаками коксартроза являются ненормальные соотношения между головкой бедренной кости и суставной впадиной; медиальный квадрант головки располагается латеральнее фигуры полумесяца (картина подвывиха). Имеются признаки нарушения нормальных соотношений протяженности крыши и ямки вертлужной впадины. Крыша вертлужной впадины черепицеобразно нависает над ямкой, образуя подобие клюва. Кортикальный слой в крыше вертлужной впадины значительно утолщен. Рентгеновская суставная щель имеет большую протяженность, чем в норме, и снижена в высоту за счет уменьшения хрящевого слоя. Характерным признаком коксартроза является развитие оссификатов, ко-

торые компенсаторно увеличивают протяженность суставной щели, уменьшают нагрузку на единицу площади суставных поверхностей. Типичной локализаций оссификатов являются: наружный край вертлужной впадины на месте прикрепления хрящевой губы, нижний отдел в области вырезки вертлужной впадины и ее дно, нижний и верхний края головки бедренной кости. Выраженность дегенеративно-дистрофических изменений в тазобедренном суставе и их индексная оценка представлены в таблице 2.1.

Таблица 2.1

ИНДЕКСНАЯ ОЦЕНКА РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ДАННЫХ ПРИ КОКСАРТРОЗЕ

Суставная щель		Состояние костной ткани	
Нет изменений	5	Не изменена	5
Незначительное сужение	4	Подчеркнутость субхондральной пластинки, склероз костной ткани на наиболее нагружаемых участках	4
Умеренное сужение (более половины нормальной)	3	Небольшое разрастание костной ткани по краю суставного хряща	3
Значительное сужение (менее половины нормальной), деформация суставной щели	2	Выраженный склероз субхондральных пластинок, значительные разрастания костной ткани	2
Прерывистость суставной щели, увеличение ее размеров За счет расширения боковых отделов	1	Неровность контуров кости, более значительные разрастания кости по краю	1
Резкое сужение и деформация суставной щели, прерывистость ее контуров	0	Значительные изменения структуры кости, резкая подчеркнутость субхондральных пластинок, обширное разрастание кости	0

На рис. 2.11 представлена схема типичной картины последствия перенесенного артрита (как правило, ревматоидного) тазобедренного сустава. Имеется нарушение нормальных соотношений в тазобедренном суставе в обратном обычному подвывиху направлении, а именно: слишком большое погружение головки в вертлужную впадину - тело седалищной кости в области "фигуры слезы" резко истончено и продавлено внутрь, часть дна вертлужной впадины проецируется кнутри от пограничной линии. При этом фигура полумесяца накладывается не на медиальный квадрант головки, а на более латеральный ее отдел. Наблюдается резкое сужение рентгенологической суставной щели, остеопороз головки бедренной кости, краевые оссификаты головки на месте ее контакта с краями вертлужной впадины.

2.3.1.2. Рентгенологические изменения в зависимости от этиологии коксартроза

Как известно, коксартроз является полиэтиологическим заболеванием – в основе его могут лежать различные причины, приводящие к дегенеративно-дистрофическому изменению в суставе. В большинстве случаев заболевания, вызывающие артроз, имеют специфическую рентгенологическую картину и несложны для диагностики.

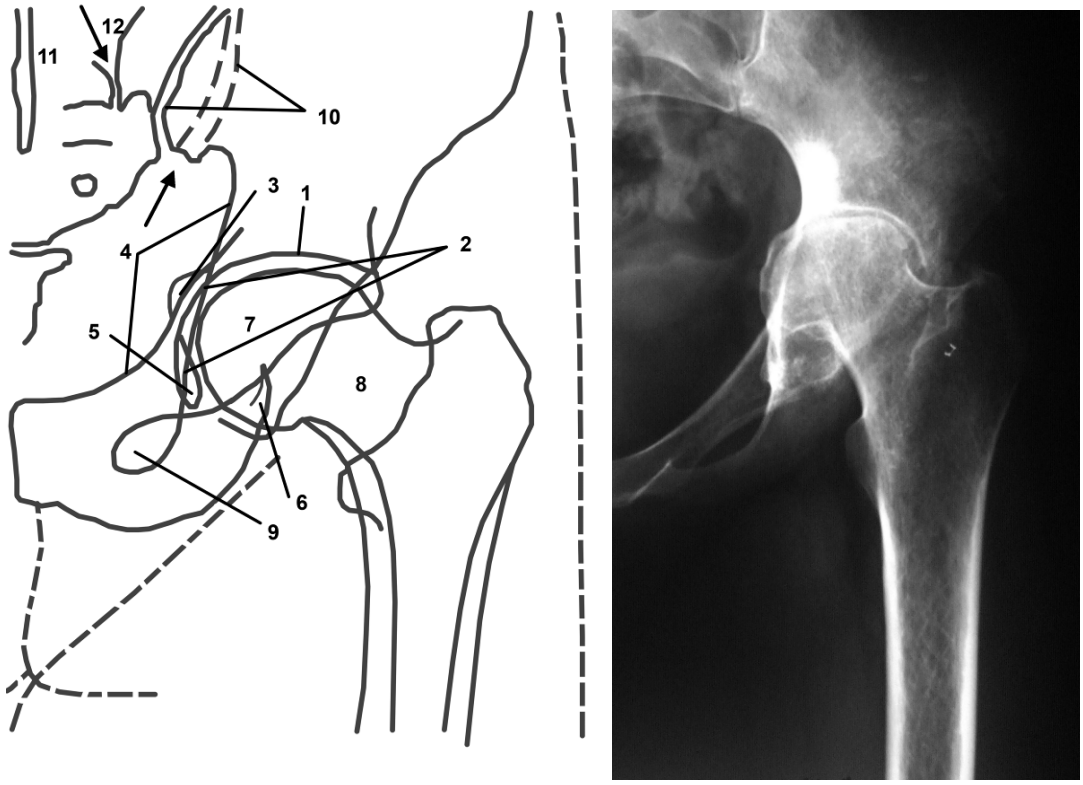


Рис. 2.11. Схема рентгенограммы тазобедренного сустава с признаками протрузионного коксартроза: 1 - крыша вертлужной впадины, 2 - дорсальная часть внутренней стенки малого таза в области тела подвздошной и тела седалищной костей, 3 - ость седалищной кости, 4 - пограничная линия, 5 - фигура слезы, 6 - фигура полумесяца (дно седалищно-суставной борозды), 7-головка бедренной кости, 8 - шейка бедренной кости, (Майкова-Строганова В.С., Рохлин Д.Г., 1957).

2.3.1.3. Рентгенологическая картина при коксартрозе диспластической этиологии

При деформирующем артрозе, развившемся на почве дисплазии тазобедренного сустава, оценивают следующие рентгенологические показатели:

1) рентгенологические данные, характеризующие вертлужную впадину - а) состояние крыши и самой впадины; б) угол наклона плоскости входа во впадину (УВН);

2) рентгенологические данные, относящиеся к проксимальному отделу бедренной кости (шеечно-диафизарный угол);

3) рентгенологические признаки соотношения вертлужной впадины и головки бедренной кости - а) угол Виберга; б) линия Шентона; в) угол вертикального соответствия; г) степень покрытия головки бедренной кости.

Рентгенологическая картина диспластического коксартроза зависит от выраженности анатомических изменений (различают вывих, подвывих и дисплазию) и стадии заболевания. На ранних стадиях превалируют признаки анатомических нарушений в суставе (рис. 2.12): вертлужная впадина обычно плоская со скошенной крышей (т.н. краниолатеральная инклииация крыши вертлужной впадины), УВН больше нормы.



Рис. 2.12. Рентгенограмма больной с двусторонней дисплазией тазобедренных суставов. Кранеолатеральная инклинация вертлужных впадин, недопокрытие головок бедренных костей. Начальные признаки коксартроза: субхондральный склероз крыши вертлужной впадины, незначительное сужение суставной щели.

Ацетабулярная дисплазия чаще всего сочетается с coxa valga и избыточной антеверсией шейки бедренной кости, что приводит к перегрузке переднего отдела сустава, растяжению капсулы. Нестабильность тазобедренного сустава определяется по уменьшенному углу Виберга (диагностическое значение имеет угол менее 20°), нарушению линии Шентона, недопокрытию головки бедренной кости. Неблагоприятное, с точки зрения биомеханики, распределение нагрузок в суставе вызывает постоянное смещение головки вверх и латерально, избыточное давление на ограниченный участок вертлужной впадины и головки бедренной кости. В результате этого, с одной стороны, происходит развитие кист на месте концентрации напряжения (как правило, это симметричные участки в головке и крыше вертлужной впадины), с другой - развиваются оссификаты на месте постоянного напряжения капсулы сустава - в области прикрепления хрящевой губы к краю вертлужной впадины и нижнего отдела головки бедренной кости и вертлужной впадины.

При дальнейшей нагрузке происходит постепенная деформация головки бедренной кости, она смещается вверх, ротируется кнаружи и приводится, что клинически соответствует развитию стойкой сгибательно-приводящей контрактуры сустава (рис. 2.13).

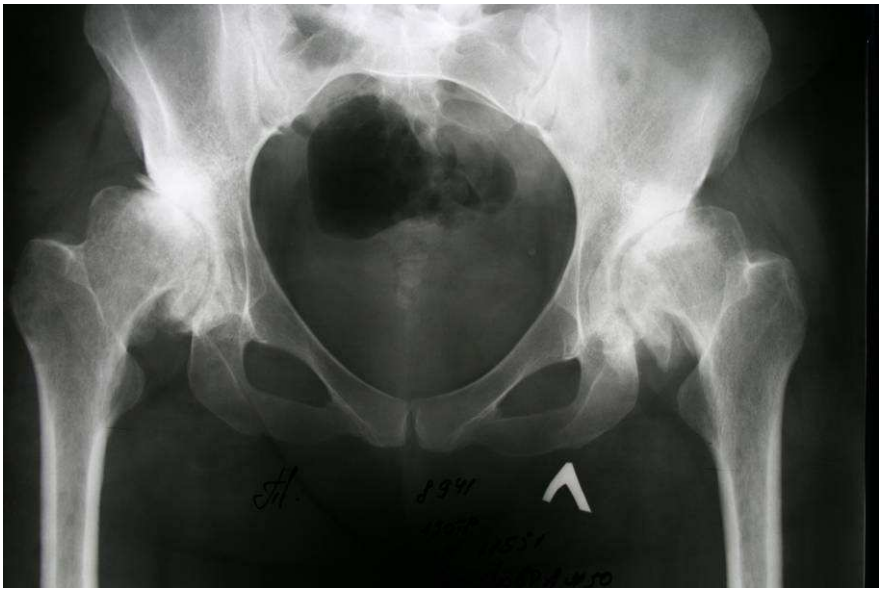


Рис. 2.13. Рентгенограмма двустороннего диспластического коксартроза III ст. Деформация и подвывих головок бедренных костей, резкое сужение суставных щелей, остеофиты нижних полюсов вертлужных впадин и головок бедренных костей, остеосклероз нагружаемых отделов крыши вертлужной впадины.

Существуют различные классификации диспластического коксартроза с позиций эндопротезирования ТБС. Мы в своей практике пользуемся классификацией Crowe.

В основу классификации положена степень смещения головки бедренной кости относительно вертлужной впадины: 1 степень – нижний край головки смещен вверх относительно нижнего края ВВ на 50% размера самой головки; 2 степень – смещение головки составляет 50-75%; 3 степень – 75-100% и 4 степень – более 100%. Отличительной особенностью анатомического строения ВВ при 3-4 степени дисплазии (к ранее перечисленным) является недоразвитие ВВ, которая имеет треугольную форму и малые размеры.

2.3.1.4. Рентгенологическая картина при коксартрозе на почве перенесенной болезни Легга-Кальве-Пертеса и эпифизиолиза головки бедренной кости

В основе болезни Пертеса лежит остеохондропатия головки бедренной кости, что изначально приводит к деформации головки бедренной кости. При эпифизеолизе головки бедренной кости

происходит смещение эпифиза по отношению к метафизу по линии роста по направлению вниз и кзади. Различают четыре степени смещения эпифиза. В результате остеохондропатии головки бедренной кости и эпифизиолиза развивается деформация головки бедра, которая становится увеличенной в размерах и грибовидной. Шейка бедра резко укорачивается и расширяется, образуется coxa vara, большой вертел приближается к вертлужной впадине, а нередко располагается настолько близко, что препятствует отведению ноги. Изменения в вертлужной впадине носят вторичный характер и связаны с развитием дефор-

мирующего артроза из-за дисконгруэнтности сустава, как правило, вертлужная впадина мелкая, наклонена вверх и кнаружи (рис. 2.14).

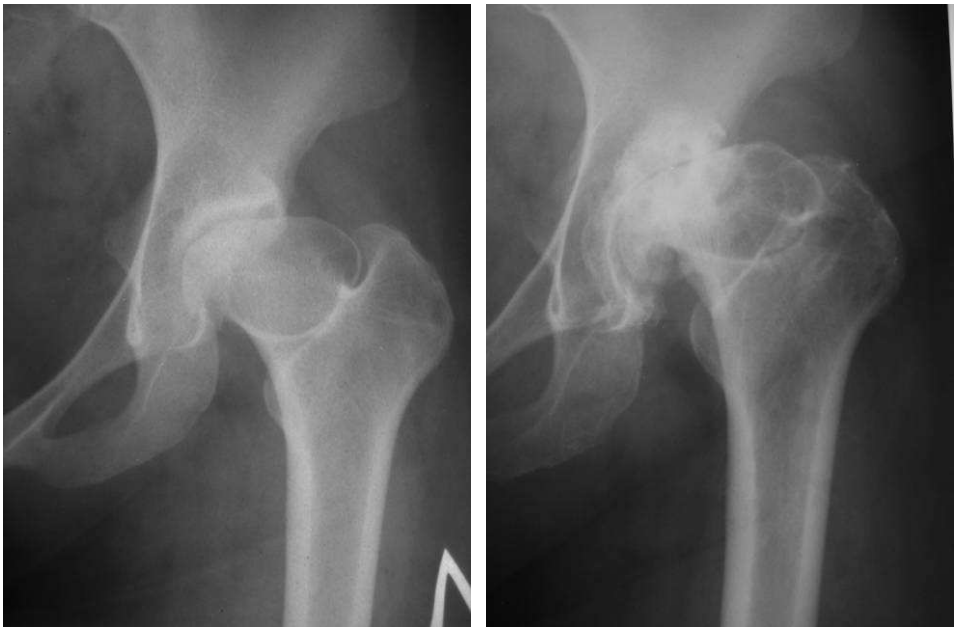


Рис. 2.14. Рентгенограмма больной с коксартрозом на почве перенесенной болезни Легга-Кальве-Пертеса. Уплощение головки бедренной кости и вертлужной впадины, короткая шейка, высокое стояние большого вертела, сужение рентгенологической суставной щели, краниолатеральная инклинация вертлужной впадины. Рентгенограммы в возрасте 22 (а) и 49 (б) лет.

2.3.1.5 Рентгенологическая картина при асептическом некрозе головки бедренной кости

Рентгендиагностика АНГБК основывается на двух фундаментальных концепциях.

1. Стандартные рентгенограммы отражают только состояние минерального состава костной ткани. Ишемия кости не имеет специфических рентгенологических проявлений и нормальная рентгенограмма еще не означает, что костная ткань здорова. Стандартная рентгенограмма не может помочь в ранней диагностике, когда еще нет признаков остеонекроза. Появление видимых на рентгенограммах изменений связано с реакцией костной ткани на ишемию.

2. Некроз костной ткани является конечным результатом тяжелой и длительной ишемии. Это предполагает такое первичное состояние, которое не фиксируется на рентгенограммах.

Асептический некроз головки бедренной кости может быть связан как с травмой сустава, так и иметь нетравматическую природу. В последнем случае известно, что применение кортикостероидов, цитостатиков, алкоголя, а также гиперуремия, декомпрессионная и серповидно-клеточная болезни приводят к развитию АНГБК. Развитие АНГБК при травмах чаще всего происходит при переломах шейки бедренной кости, вывихах бедра и пере-

ломах вертлужной впадины, при хронической перегрузке и травмах головки бедренной кости.

Остеонекроз головки бедренной кости проходит в своем развитии последовательно несколько стадий. Ранние стадии АНГБК очень редко различимы у людей. При экспериментально вызванном аваскулярном некрозе первые гистологические признаки ишемического повреждения наблюдаются в костном мозге, через 2-4 дня происходит гибель клеточных элементов. Спустя несколько недель на месте некротизированных остеоцитов образуются полости (лакуны). Начальной фазой репарации при экспериментальном ишемическом некрозе является врастание в некротический костный мозг капилляров и малодифференцированных мезенхимальных клеток. Остеобласты образуют новую костную ткань на поверхности некротизированных трабекул. Патогенез нетравматического АНГБК до конца не ясен. Если принять за основу сосудистый фактор в развитии остеонекроза, теория должна объяснить субхондральную локализацию первичного повреждения и вовлечение в процесс различных участков костной ткани. Под воздействием различных причин (алкоголь, кортикостероиды и др.) происходит перерождение красного костного мозга в желтый с образованием крупных клеток. Это приводит к нарушению местного кровотока за счет сдавления сосудов, увеличению внутрикостного давления, снижению парциального напряжения кислорода, что вызывает ишемию и повреждение остеоцитов. Продукты (ферментативные) погибших клеток могут вызывать местное экссудативиое воспаление, этим в еще большей степени повышая внутрикостное давление и усугубляя трофику костной ткани. В развитии деформации немалое значение имеет контактное давление между суставными поверхностями. Головка бедренной кости испытывает давление в двух направлениях: перпендикулярно к суставной поверхности и параллельно ей. Градиент давлений образует силы растяжения, в основном в хряще, идущие в латеромедиальном направлении.

Установлено, что усилия растяжения в коллагеновых волокнах превышают давление напряжения в 12 раз. Если имеется полная конгруэнтность суставных поверхностей, то давление будет распространяться равномерно по всей сфере. При отсутствии симметрии образуются зоны концентраций напряжения с пиком в центре нагрузки, передающиеся на подлежащие ткани. Зона наивысшего давления в различных положениях соответствует передне-верхнему сегменту головки бедра. Прогрессирование остеонекроза обусловлено частичной реваскуляризацией инфарктного участка, смешением новообразования кости и ее резорбции остеокластами, а также повторными сосудистыми нарушениями в костной ткани головки бедра. Динамическое наблюдение за головкой бедренной кости с нарушенным кровоснабжением выявило выраженный полиморфизм морфологических проявлений заболева-

ния: имеются участки, где ишемия костной ткани разрешается без некроза, в других случаях развивается типичный остеонекроз, нередко сосуществующий с репарацией кости.

Наибольшее распространение получила следующая классификация стадий развития асептического некроза головки бедренной кости.

0 стадия - отсутствие каких-либо рентгенологических и клинических признаков. Эта стадия может быть определена при поражении контрлатерального сустава (нередко АНГБК имеет двустороннее поражение) по данным МРТ.

1 стадия - клинические признаки заболевания (боль обусловлена прогрессированием ишемии костного мозга и подъемом внутрикостного давления) при отсутствии рентгенологических проявлений. Эта стадия определяется при сцинтиграфии и МРТ.

2 стадия - прогрессирование остеонекроза с образованием участков склероза и (или) кист в субхондральном отделе головки бедренной кости. Описаны три формы проявления 2-й стадии АНГБК - диффузный остеопороз; склеротическая форма и смешанная - склеротически-остеопоротическая. Склеротические изменения следуют за остеолизом или остеопорозом и связаны с удалением старой кости и замещением ее новой тканью. К ранним рентгенологическим признакам относится наличие очагов разрежения в субхондральных отделах округлой или овальной формы со склерозированными контурами размером от 0,5х0,5 до 4х1 см. Важное значение для диагностики этой и последующих стадий АНГБК имеет КТ (см. ниже).

3 стадия - развивается классический признак АНГБК - импрессионный перелом субхондральной кости с формированием зоны коллапса. Наиболее типичная локализация участка остеонекроза - передне-верхний сегмент головки бедренной кости.

4 стадия - коллапс субхондральной кости и деформация суставной поверхности без сужения суставной щели. В свою очередь, в 3 и 4 стадии АНГБК выделяют три степени поражения головки бедра: А (легкая) - поражение менее 15% поверхности и уплощение менее 2 мм; В (средняя) - поражение 15-30% и уплощение головки 2-4 мм; С (тяжелая) - более 30°/) и уплощение более 4 мм.

5 стадия - терминальная фаза некротического процесса. Характеризуется прогрессирующей потерей суставного хряща и развитием остеофитов вертлужной впадины, сужением суставной щели. Репаративная фаза процесса может в достаточной мере восстановить структуру кости при соответствующих условиях. Суставной хрящ, питающийся за счет синовиальной жидкости, длительное время сохраняет свою жизнеспособность несмотря на нарушение конгруэнтности. Рентгенограммы больных с различными стадиями АНГБК представлены на рис. 2.15.

Наряду с разделением остеонекроза по стадиям, выделяют четыре формы: периферическую (поражение субхондрального отдела головки), наблюдается в 9-10%; центральную (образование зоны некроза в центре головки), встречается в 2%; сегментарную (конусообразный очаг в области верхнего или передневерхнего полюса головки), наблюдается наиболее часто – в 46-48%; тотальное поражение всей головки бывает в 40-42% наблюдений.









Рис.2.15. Рентгенограммы больных с различными стадиями асептического некроза головки бедренной кости: 1) начальная стадия аваскулярного некроза – отсутствие рентгенологических признаков; 2) остеолиз костной ткани верхнего сегмента головки бедренной кости без признаков ее импрессии и деформации; 3) рентгенологическая картина сходна со 2-й стадией, но имеются начальные признаки коллапса; 4) типичная картина АНГБК – импрессионный перелом субхондральной кости с формированием зоны коллапса в наиболее нагружаемом сегменте головки бедренной кости; 5) поздняя стадия остеонекроза – разрушение верхнего сегмента головки бедренной кости, кистозные изменения сохранившейся части головки и шейки бедра, деформация вертлужной впадины, резкое сужение суставной щели.

2.3.1.6. Рентгенологическая картина при коксартрозе воспалительной этиологии

В клинической практике ортопедам чаще всего приходится сталкиваться с последствиями перенесенного ревматоидного артрита тазобедренного сустава. Нарушение костной структуры сустава можно обнаружить рентгенологически через 3-4 месяца от начала заболевания, причем ранним признаком является субхондральный остеопороз эпифиза. Различают несколько причин развития остеопороза: снижение физической нагрузки, ухудшение микроциркуляции вследствие иммунопатологических нарушений и снижения обменных процессов, изменение содержания гормонов, регулирующих функциональную активность фибробластов и кальциевого обмена. Одновременно с костной поражается и хрящевая ткань, свидетельством чего является сужение суставной щели. В эпифизах нередко выявляются костные кисты, которые появляются вследствие развития микроваскулита с последующим некрозом отдельных костных участков. Выраженный остеопороз и особенно наличие крупных субхондральных кист способствуют возникновению узурации вертлужной впадины и головки бедренной кости различной величины.

В поздней стадии заболевания наблюдается деформация головки бедренной кости и вертлужной впадины, причем нередко с развитием протрузионного коксартроза, костными разрастаниями по периферии суставных поверхностей (рис. 2.16).

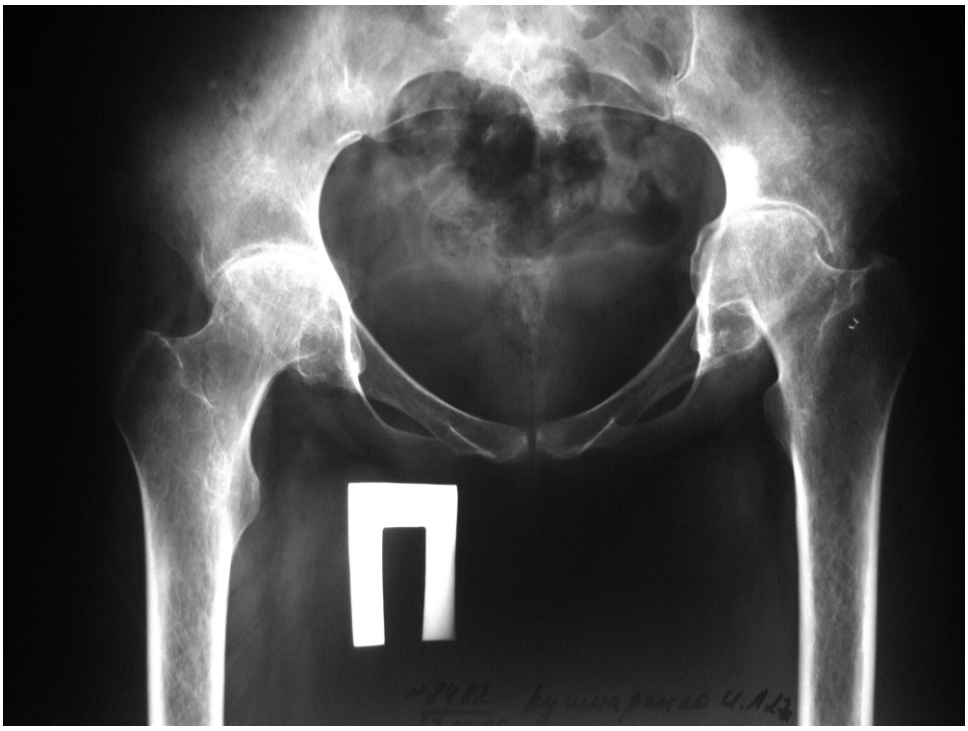


Рис. 2.16. Рентгенограмма больного с двусторонним ревматоидным артритом тазобедренных суставов. Резкое сужение суставной щели, остеопороз вертлужной впадины и головки бедренной кости.

Рентгенологическая картина коксартроза травматической этиологии зависит от характера перенесенной травмы и эффективности проведенного лечения. Дегенеративно-дистрофические поражения сустава условно можно разделить на первичные, связанные с тяжестью травмы и выраженными сосудистыми изменениями в головке бедренной кости, вторичные, обусловленные нарушением конгруэнтности сустава при остаточной деформации суставных поверхностей, и смешанного генеза, сочетающего оба вышеназванных фактора. Первичные нарушения микроциркуляции наиболее часто проявляются развитием асептического некроза головки бедренной кости даже в случае отсутствия видимых травматических повреждений. Деформирующий артроз после переломов вертлужной впадины обусловлен нарушением конгруэнтности тазобедренного сустава. Примером такого осложнения может служить коксартроз после перелома вертлужной впадины с вывихом бедра (рис. 2-17). Наиболее типичными являются следующие варианты посттравматических нарушений: 1) перелом передней колонны и дна вертлужной впадины с развитием протрузии головки бедренной кости; 2) перелом задней колонны с задним подвывихом головки бедра; 3) перелом заднего края вертлужной впадины с задне-верхним вывихом головки бедренной

кости. Кроме того, встречаются и комбинированные повреждения передних и задних отделов вертлужной впадины (рис. 2.18).

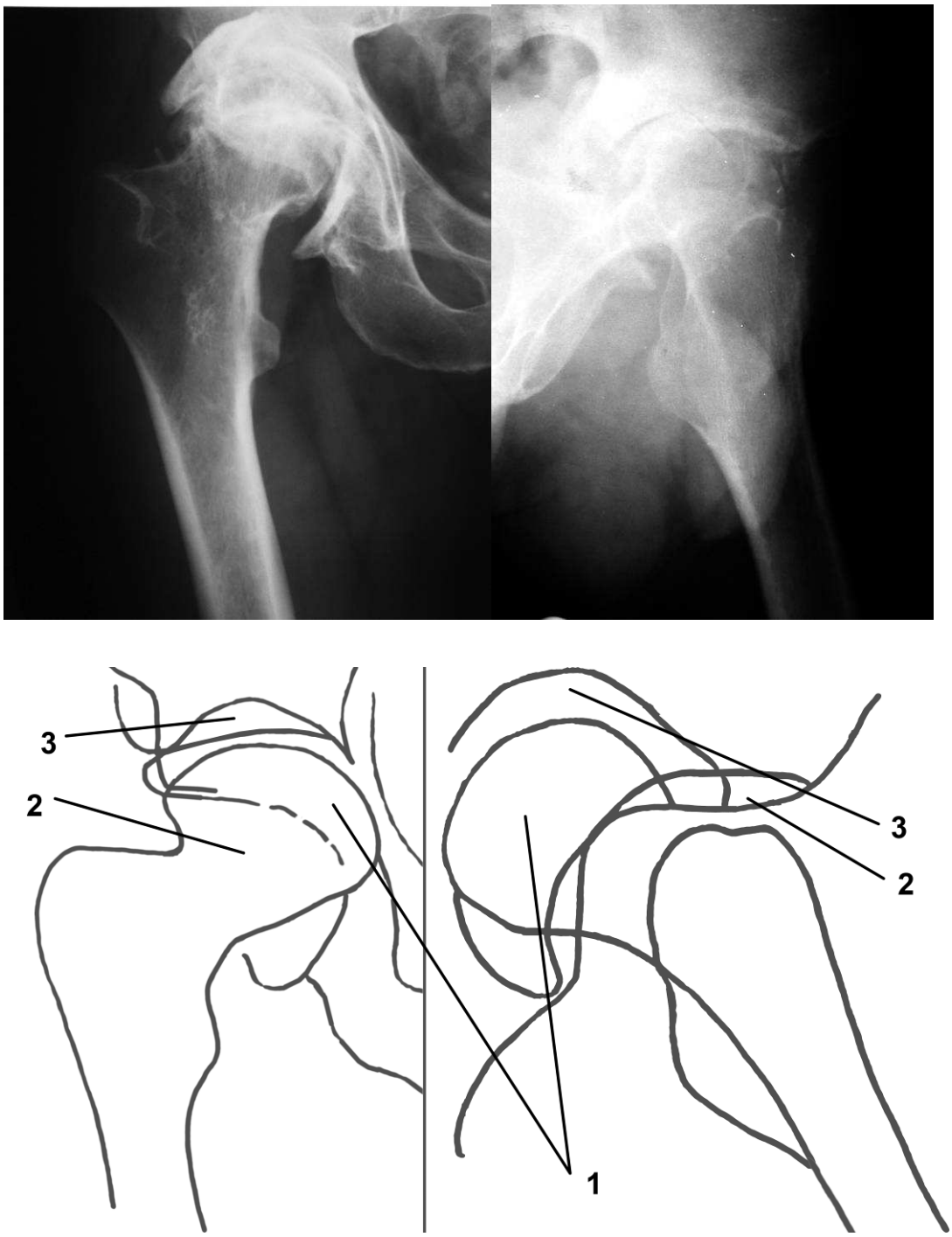


Рис. 2. 17. Рентгенограмма и скиаграмма больного с посттравматическим коксартрозом, который развился в результате неправильно сросшегося перелома дна и задней колонны вертлужной впадины. Головка бедренной кости (1) смещена кзади и кверху, вертлужная впадина (2) свободна, сформировался новый сустав, опорой головки служит сместившийся задний край вертлужной впадины (3).

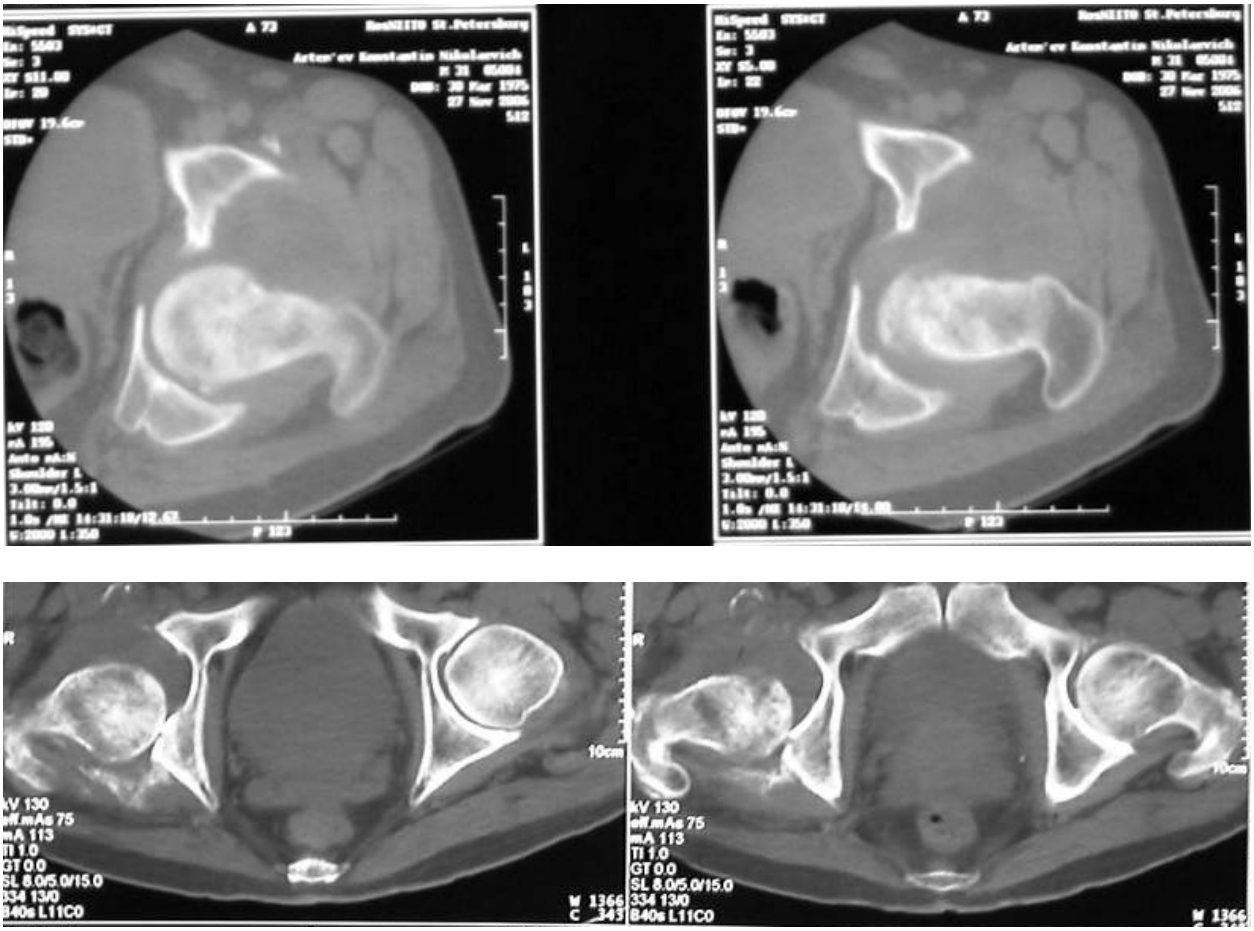


Рис. 2.18. Компьютерные томограммы больных с разными вариантами перелома вертлужной впадины: 1) перелом дна и переднего края вертлужной впадины со смещением отломков; 2) застарелый перелом переднего и заднего краев вертлужной впадины с дислокацией головки бедренной кости кзади. Сместившиеся фрагменты срослись и образовали вокруг головки новый сустав, киста головки бедренной кости, параартикулярные оссификаты.

2.3.2. Компьютерная томография

Компьютерная томография имеет важное значение для уточнения характера патологических изменений при АНГБК, диспластическом коксартрозе и травмах тазобедренного сустава.

Компьютерная томография при АНГБК. Начальные проявления заболевания характеризуются сохранением обычных взаимоотношений в тазобедренном суставе и сферичности поверхности головки бедренной кости. Наиболее информативным ранним признаком развития АНГБК является наличие мелких кистозных полостей, нередко с жидким содержимым, окаймленных участками склероза в субхондральной зоне головки бедренной кости. Выявление указанных признаков на КТ особенно важно при отсутствии каких-либо изменений на обычных рентгенограммах или при двустороннем поражении тазобедренных суставов, когда все внимание приковано к суставу с наиболее выраженным болевым синдромом (рис. 2.19).

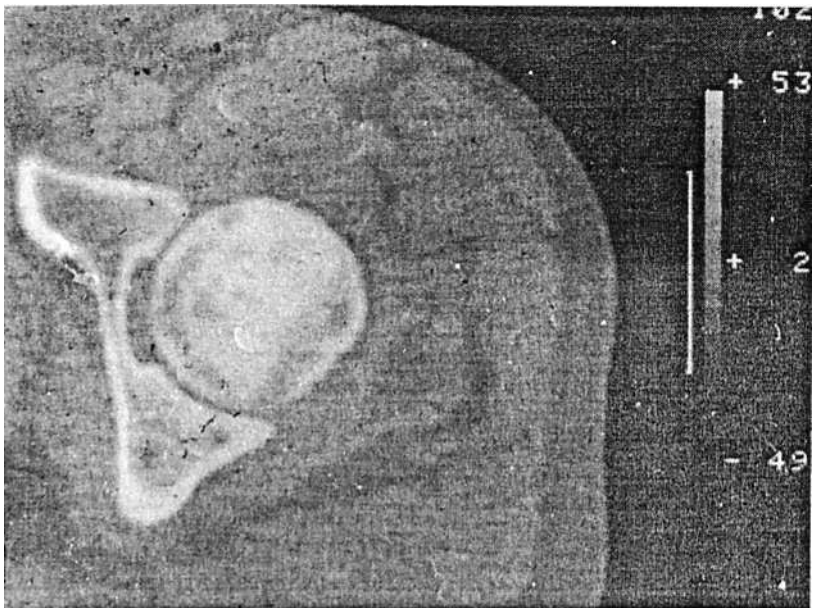


Рис. 2.19. Компьютерная томограмма больного с начальной стадией асептического некроза головки бедренной кости: в субхондральной зоне имеются мелкие кистозные полости с жидким содержимым, окаймленные участками склероза.

При диспластическом коксартрозе КТ позволяет оценить пространственные взаимоотношения в тазобедренном суставе, рассчитать истинное недопокрытие головки бедренной кости, определить выраженность и локализацию дегенеративно-дистрофических изменений.

КТ-исследоваише при посттравматическом коксартрозе дает возможность точно оценить пространственные отношения между вертлужной впадиной и головкой бедренной кости (при использовании трехмерной реконструкции изображения), положение костных отломков и состояние костной мозоли, помогает локализовать внутрисуставные тела или фрагменты, определить их связь с анатомическими структурами (рис. 2.20). Динамическое наблюдение за больными с последствиями травм тазобедренного сустава позволяет выявить ранние признаки АНГБК.

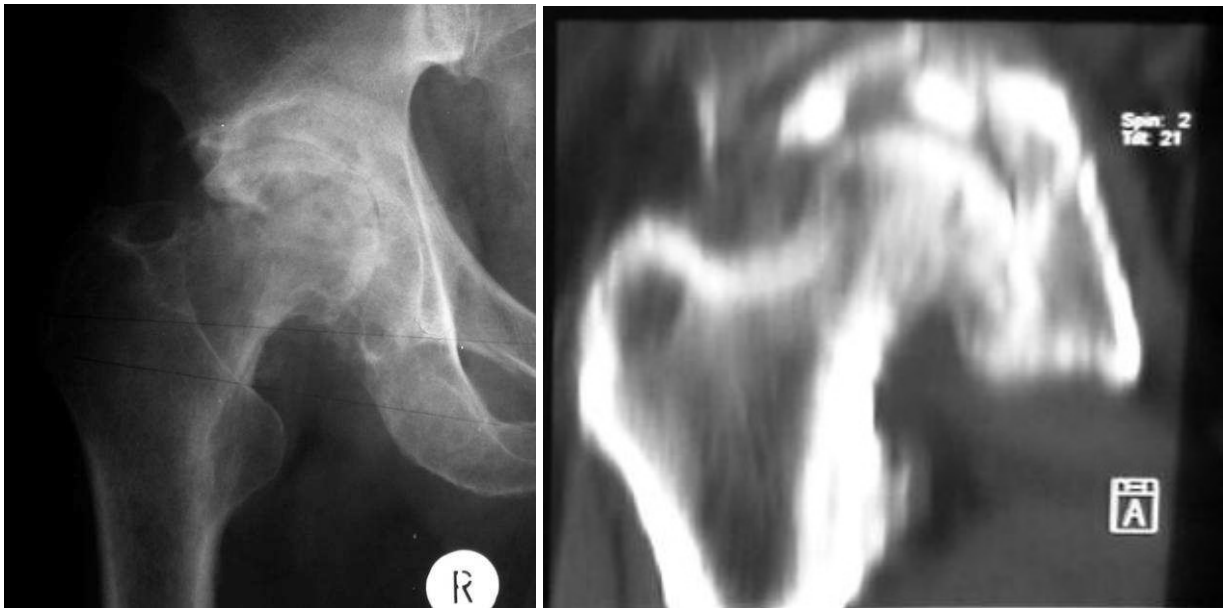


Рис. 2.20. Рентгенограмма и компьютерные томограммы больного с переломом заднего края и дна вертлужной впадины, задним вывихом головки бедра. На обычных рентгенограммах, выполненных на скелетном вытяжении, видно лишь наличие перелома, положение головки можно ошибочно принять за нормальное. На аксиальных КТ и трехмерной реконструкции тазобедренного сустава хорошо видна линия перелома, костные фрагменты заднего края смещены в полость сустава, головка находится в положении заднего вывиха.

2.3.3. Магнитно-резонансная томография

При обследовании больных с патологией тазобедренного сустава магнитно-резонансной томографии отводят ведущую роль в ранней диагностике АНГБК (рис. 2.21).

Нормальный костный мозг при МРТ дает сигнал высокой интенсивности, для ишемического некроза характерен сигнал низкой интенсивности (в режиме Т1). Генез этих сигналов не имеет точного объяснения, хотя замещение жировой ткани костного мозга пролиферирующими гистиоцитами и фиброзной соединительной тканью в комбинации с новой костью могут давать такую же картину. Изменения при МРТ соответствуют геморрагическому отеку, деструкции жировых клеток и фибробластической реакции костного мозга. Режим Т 2 увеличивает диагностическую точность МРТ, особенно при наличии признака двойной линии, что соответствует

реактивной зоне в пограничном слое между живой и мертвой тканью. Диагностическая значимость МРТ составляет 78%, что связано с возможностью появления при исследовании артефактов, обусловленных: а) остеопорозом, артритом сустава и др.; б) сменой стадии ишемии костной ткани на стадию репаративной регенерации; в) наличием более одного инфаркта с различными интервалами времени их появления; г) применением остеотропных препаратов.

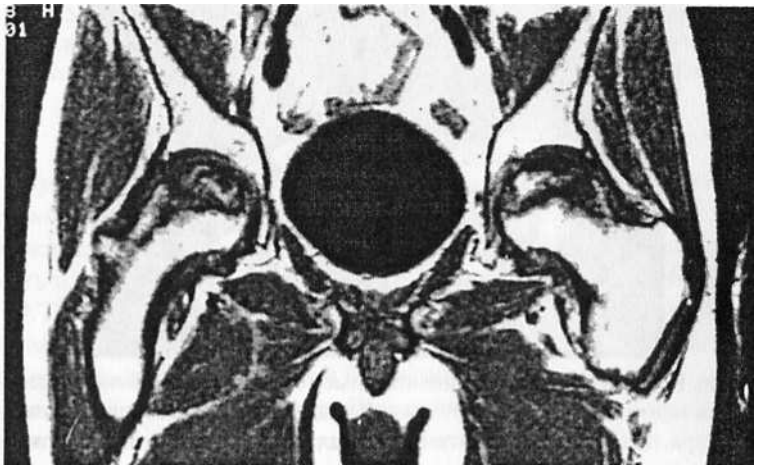


Рис. 2.21. Магнитно-резонансная томография больного с двусторонним АНГБК. Сигналы с низкой интенсивностью локализуются в верхнем сегменте головок бедренных костей.

2.3.4. Сцинтиграфия

Наряду с МРТ для диагностики ранних стадий АНГБК используется сцинтиграфия (рис. 2.22). Сцинтиграфия с Тс-99 MDP характеризуется повышенным накоплением радиофармпрепарата (РФП), и лишь на самых ранних стадиях заболевания выявляется его пониженное содержание в головке бедра. Однако большинство исследователей сходятся во мнении, что Сц – чувствительный, но неспецифический метод диагностики АНГБК. С внедрением новых высокочувствительных приборов (гамма-камера с компьютерной обработкой изображения, эмиссионная КТ) диагностические возможности радионуклидных исследований значительно расширились. В качестве диагностического критерия используется соотношение величины активного накопления РФП в головке бедренной кости и большом вертеле или телах позвонков поясничного отдела позвоночника. Сопоставление данных Сц и гистологических исследований показали, что низкая аккумуляция РФП (<1,3) соответствует гибели остеоцитов. Индекс 1,4-1,8 соответствует некрозу 50% кости, индекс 1,9-2,4 – ремоделированию головки бедра с образованием пластинчатой, а при индексе >2,5 – трабекулярной кости. При всей привлекательности и простоте этого метода исследования существуют причины, затрудняющие интерпретацию сканограмм и приводящие к диагностическим ошибкам: двустороннее поражение тазобедренного сустава, избыточное накопление РФП в мочевом пузыре из-за аденомы предстательной железы.

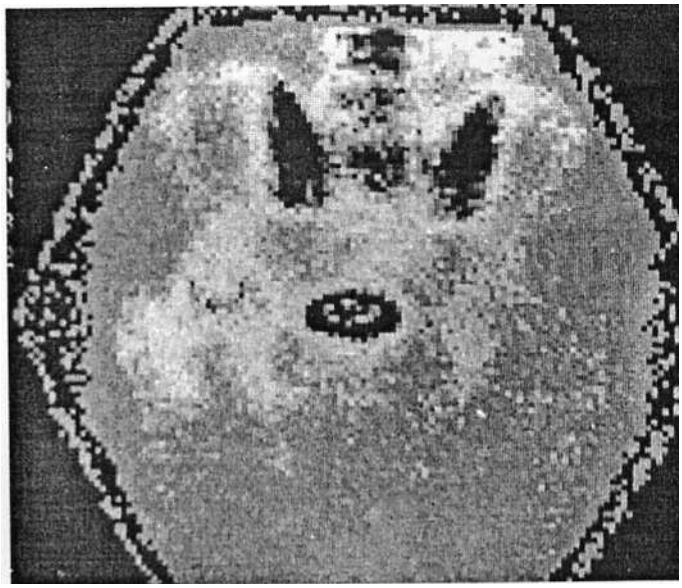


Рис. 2.22. Сцинтиграфия больного с правосторонним АНГБК: гиперфиксация радиофармпрепарата в зоне остеонекроза головки правой бедренной кости (исследование в положении лежа на животе).

2.5. Показания и противопоказания к эндопротезированию

Эндопротезирование прочно вошло в арсенал современного лечения заболеваний и последствий травм тазобедренного сустава. Успехи последних лет в этой области привели к тому, что многие хирурги выполняют органосохраняющие операции достаточно редко и лишь на ранних стадиях коксартроза (как правило, диспластической этиологии) или асептического некроза головки бедренной кости (АНГБК) и скорее говорят о противопоказаниях к артропластике нежели о показаниях к ней.

Эндопротезирование тазобедренного сустава наиболее часто выполняется по поводу деформирующего артроза различной этиологии, последствий АНГБК, ложного сустава шейки бедренной кости, ревматоидного артрита, болезни Бехтерева и повреждений области тазобедренного сустава. Целью операции является ликвидация болевого синдрома, улучшение функции сустава и качества жизни [3].

Обшепризнанными **показаниями** к эндопротезированию тазобедренного сустава являются:

- двусторонний деформирующий артроз II-III степени;
- односторонний деформирующий артроз III степени;
- деформирующий коксартроз III степени и анкилоз одного из крупных суставов на этой же конечности;
- односторонний коксартроз II-III степени одного тазобедренного сустава и анкилоз контрлатерального;
- двусторонний фиброзный или костный анкилоз тазобедренных суставов (болезнь Бехтерева);

- асептический некроз головки бедренной кости III-IY степени;
- посттравматический коксартроз III степени на почве тяжелых повреждений вертлужной впадины;
- перелом и ложный сустав шейки бедренной кости у больных старше 70 лет;
- опухолевые процессы в головке и шейке бедренной кости, требующие резекции патологического очага.

Следует отметить, что приведенные показания к операции являются устоявшимися и сформировались достаточно давно еще в тот период, когда к эндопротезированию относились как к возможному последнему варианту оказания медицинской помощи в связи с отсутствием качественных имплантатов и продолжительных наблюдений за больными после операции [Корнилов Н.В., Войтович А.В., Машков В.М., Эпштейн Г.Г. 1997]. Современное состояние артропластики позволяет с большим оптимизмом смотреть в будущее. Так, по данным Шведского регистра (1998) через 10 лет после операции 95,5% больных сохраняют имплантированный им искусственный цементный сустав и 87,2% - бесцементый. Поэтому в настоящее время при определении показаний к эндопротезированию учитывают не столько стадию заболевания, сколько выраженность болевого синдрома, степень нарушения функции конечности, эффективность физиотерапевтического лечения, частоту и результативность приема анальгетиков и нестероидных противовоспалительных препаратов, необходимость использования дополнительных средств опоры и степень снижения повседневной физической активности больного, отсутствие перспективы других методов лечения заболевания тазобедренного сустава. Индивидуальный подход к оценке состояния пациента приводит к тому, что операция может быть выполнена и при одностороннем коксартрозе 2 степени при наличии устойчивого болевого синдрома, рентгенологически доказанных признаках поражения сустава и отсутствии эффекта от консервативного лечения у лиц пожилого возраста. Накопленный опыт лечения больных с АНГБК показал, что корригирующая межвертельная остеотомия показана при секторе поражения головки не более 100°, величине импакции нагружаемой поверхности головки бедренной кости не более 4 мм и амплитуде движений более 90°. Во всех других случаях по первичным показаниям целесообразно выполнять эндопротезирование сустава. Изучение отдаленных результатов переломов шейки бедренной кости выявило, что эффективность остеосинтеза зависит от локализации перелома, времени, прошедшего после травмы и способа фиксации. В целом, частота неудовлетворительных результатов (развитие ложного сустава, асептический некроз, коксартроз) достигает 30%. Субкапитальный перелом шейки бедренной кости является наименее благоприятным и может служить показанием к первичному протезированию даже у лиц среднего возраста (рис. 2.23). Также показанием к операции является атрофический (болтающийся)

ложный сустав шейки бедренной кости (рис. 2.24). Вероятность консолидации даже после сложных костно-пластических операций невелика и для обеспечения опороспособности конечности целесообразно выполнять эндопротезирование сустава независимо от возраста пациента.



Рис. 2.23. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава. Больной Н., а - субкапитальный оскольчатый перелом шейки бедренной кости; б – тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава (бесцементная чашка, ножка цементной фиксации – гибридный вариант).



Рис. 2.24. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава. Больной И., а – атрофический ложный сустав через 1 год после перелома и остеосинтеза шейки бедренной кости; б – артропластика тазобедренного сустава (тотальное гибридное эндопротезирование).

Противопоказаниями к эндопротезированию тазобедренного сустава являются:

- невозможность самостоятельного передвижения;
- тяжелые хронические заболевания сердечно-сосудистой системы (декомпенсированные пороки сердца, сердечная недостаточность III степени, сложные расстройства сердечного ритма, нарушение проводимости - атрио-вентрикулярная блокада III ст. с нарушением гемодинамики, трехпучковая блокада);
- патология внешнего дыхания с хронической дыхательной недостаточностью II-III степени;
- воспалительный процесс в области тазобедренного сустава;
- несанированные очаги хронической инфекции;
- перенесенный сепсис /генерализованная инфекция, с наличием даже санированных метастатических очагов;
- гемипарез на стороне планируемой операции;
- выраженная остеопения;
- полиаллергия;
- отсутствие костно-мозгового канала бедренной кости.

Кроме того, существуют относительные противопоказания к операции, такие как обострение или декомпенсация хронических соматических заболеваний, печеночная недостаточность, гормональная остеопатия, ожирение III степени. Ожирение рассматривается как отягчающий фактор для эндопротезирования в связи с высокой механической нагрузкой на имплантат, однако ближайшие результаты операции были аналогичны остальным группам оперированных больных, а стойкое снижение болевого синдрома, повышение физической активности пациентов являются благоприятным фактором для снижения веса. Некоторые авторы к противопоказаниям к операции относят технические трудности установки эндопротеза (искривленный или очень узкий костномозговой канал бедренной кости, тонкие тазовые кости и т.д.), однако по мере накопления опыта эндопротезирования, появления новых технических устройств для компенсации врожденных (или приобретенных) нарушений анатомического строения области тазобедренного сустава, такие случаи встречаются все реже.

Справочная литература

62. Доэрти М., Доэрти Д.//Клиническая диагностика болезней суставов. – Минск, Тивали. – 1993. – 144 с.
63. Корнилов Н.В., Войтович А.В., Машков В.М., Эпштейн Г.Г. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава. – СПб. «ЛИТО Синтез». 1997. – 291 с.
64. Корнилов Н.В., Москалев В.П., Войтович А.В., Эпштейн Г.Г. Показания к эндопротезированию при заболевания и последствиях травм суставов конечностей. СПб., 1996. – 10 с.
65. Коссинская Н.С. Дегенеративно-дистрофические поражения костно-суставного аппарата. – Медгиз, 1961. – 196 с.
66. Майкова-Строганова В.С., Рохлин Д.Г. Кости и суставы в рентгеновском изображении. Конечности. Ленинград, Медгиз, 1957. – 484 с.
67. Маркс В.О.//Ортопедическая диагностика (руководство-справочник). – Минск, Наука и техника. – 1978. – 508 с.
68. Eckrich SG, Noble PC, Tullos HS: Effect of rotation on the radiographic appearance of the femoral canal. J Arthroplasty 9:419-26,1994.
69. Fessy MH, Seutin B, Bejui J: Anatomical basis for the choice of the femoral implant in the total hip arthroplasty. Surg Radiol Anat 19:283-286,1997.
70. Khang G, Choi K, Kim CS, Yang JS, Bae TS.: A study of Korean femoral geometry. Clin Orthop Relat Res. 2003 Jan;(406):116-22.
71. Laine HJ, Lehto MU, Moilanen T: Diversity of proximal femoral medullary canal. J Arthroplasty 15:86-92,2000.
72. Massin P, Geais L, Astoin E, et al: The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: A frontal plane radiographic study of the proximal femur. J Arthroplasty 15:93-101, 2000.
73. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al: The anatomic basis of femoral component design. Clin Orthop 235:148-165,1988.
74. Priolo F. Bone and joint imaging in rheumatic and orthopedic diseases. – Milan, Italy: GPAnet, 2002. 378 p.
75. Reikeras O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A: Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. Acta Orthop Scand 54:18-23,1983.
76. Reikeras O, Hoiseth A: Femoral neck angles in osteoarthritis of the hip. Acta Orthop Scand 53:781-784,1982.
77. Ritter MA, Fechtman RW, Keating EM, Faris PM.: The use of a hip score for evaluation of the results of total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 1990 Jun;5(2):187-9.
78. Rosson JW, Surowiak J, Schatzker J, Hearn T: Radiographic appearance and structural properties of proximal femoral bone in total hip arthroplasty patients. J Arthroplasty 11:180-183,1996.
79. Sugano N, Noble PC, Kamaric E: Predicting the position of the femoral head center. J Arthroplasty 14:102-107,1999.
80. Sugano N, Noble PC, Kamaric E, et al: The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg 80B:711-719,1998.
81. Wyss TF, Clark JM, Weishaupt D, Nötzli HP.: Correlation Between Internal Rotation and Bony Anatomy in the Hip. Clin Orthop Relat Res. 2007 Feb 6; [Epub ahead of print].
82. Yang P, Wang C, Wang K.: Effect of morphological changes in proximal femur on prothesis selection of total hip arthroplasty in patients with ankylosing spondylitis. Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi. 2006 Apr;20(4):448-50.
83. Yang P, Wang CS, Wang KZ, Shi ZB, Gong FL.: Selection of femoral prosthesis in total hip replacement for ankylosing spondylitis. Di Yi Jun Yi Da Xue Xue Bao. 2005 Dec;25(12):1468-73.
84. Yeung Y, Chiu KY, Yau WP, Tang WM, Cheung WY, Ng TP.: Assessment of the proximal femoral morphology using plain radiograph-can it predict the bone quality? J Arthroplasty. 2006 Jun;21(4):508-13.

ГЛАВА 3. МАТЕРИАЛЫ, ПРИМЕНЯЕМЫЕ В ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА И ФИЛОСОФИЯ СТАБИЛЬНОСТИ ИМПЛАНТАТА

3.1. Виды эндопротезирования.

В настоящее время различают два основных направления в артропластике – это первичное и ревизионное эндопротезирование. Первичная замена сустава осуществляется для возврата полноты функции тазобедренного сустава при заболеваниях и травмах, в свою очередь, ревизионные операции направлены на устранение проблем, возникающих в процессе эксплуатации искусственного сустава. Помимо традиционных вариантов первичного эндопротезирования следует отдельно рассматривать, так называемые, сложные случаи. К ним в первую очередь следует отнести тяжелую дисплазию тазобедренного сустава, требующую принятия нестандартных решений в планировании и выполнении оперативного вмешательства (изменение центра ротации, возможные варианты положения чашки, необходимость в дополнительной костной пластике и пр.) [3-5, 12, 24, 62, 85, 92, 99]. Значительные трудности представляет не устраненный врожденный вывих бедренной кости, сопровождающийся значительным укорочением конечности, нарушением биомеханики сустава и атрофией костной ткани вертлужной впадины [16, 35, 39, 76, 103, 108]. Большие сложности в эндопротезировании могут возникнуть при последствиях переломов вертлужной впадины; нередко при таких травмах возникают костные дефекты дна и задних отделов впадины, иногда достаточно сложно визуализировать истинную вертлужную впадину, а укорочение ноги на три и более сантиметра создает серьезную проблему при вправлении бедра. Предшествующие оперативные вмешательства затрудняют мобилизацию сустава, создают дополнительные проблемы в виде рубцов и необходимости удаления металлоконструкций. [11, 25, 26, 86, 111, 126, 157]. К сложным случаям первичного эндопротезирования также относятся деформации проксимального отдела бедренной кости, возникшие после ранее перенесенных корригирующих остеотомии или травмы [27, 31, 38, 61 124, 138, 147]. И совершенно особая техника эндопротезирования может потребоваться при анкилозированных тазобедренных суставах, поскольку длительное отсутствие функции приводит к очень выраженным изменениям в мышцах, и, как следствие, невозможности обеспечения стабильности в суставе после операции.

Особняком также стоит проблема эндопротезирования у лиц пожилого и старческого возраста с переломами шейки бедренной кости. У этих пациентов, как правило, отягощенных множественной сопутствующей соматической патологией, нередко на первый план выходит не вопрос выбора оптимальной конструкции искусственного сустава, а необходимость скорейшей активизации пострадавшего с целью профилактики гипостатических осложнений [1, 2, 6, 8, 9, 95, 125, 155]. У таких больных нередко используют однополюсные

и биполярные протезы (рис. 3.1), позволяющие уменьшить объем операции, а также обеспечивающие раннее восстановление функции и прогнозируемый 5-7-летний удовлетворительный результат.

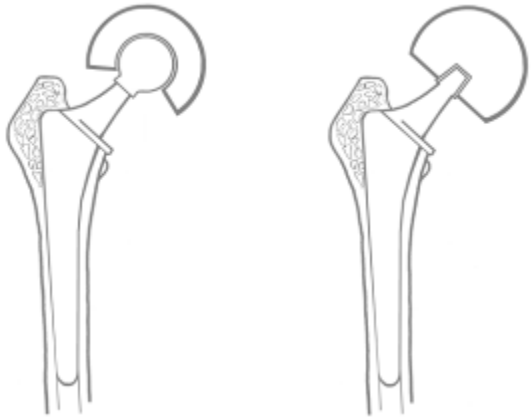


Рис. 3.1. Биполярный и однополюсный эндопротезы.

В последние годы все чаще у молодых пациентов применяется техника эндопротезирования суставных поверхностей, этот вид артропластики представляет определенные технические сложности, однако позволяет максимально сохранить костную ткань, прежде всего проксимального отдела бедра. Различные конструкции, применяемые с этой целью, обеспечивают полноценное восстановление функции и в последующем создают благоприятные условия для ревизионных вмешательств. Альтернативой замещающей артропластики является использование коротких ножек и больших головок. [15, 22, 33, 48, 94, 115, 120, 140, 156].

Особенности применения ревизионных протезов отдельная большая тема. В настоящем руководстве основные направления в ревизионном эндопротезировании кратко изложены в 10 главе. От имплантатов для первичных операций ревизионные конструкции отличаются особенностями дизайна, позволяющими их использовать в нестандартных ситуациях, условиях дефицита кости и предоставляющими дополнительные возможности для надежной фиксации.

Все современные эндопротезы можно разделить на две большие группы – цементной и бесцементной фиксации. Основоположником цементного эндопротезирования по праву является британский ортопед John Charnley, который в 1961 году разработал и внедрил в клиническую практику низкофрикционную модель эндопротеза с чашкой из высокомолекулярного полиэтилена [45]. Этот тип эндопротеза до сих пор широко применяется европейскими ортопедами, а отдаленные результаты служат '"золотым стандартом" для всех других моделей эндопротезов [77, 91, 109, 116, 162]. Большой вклад в развитие бесцементного протезирования внес отечественный ортопед К.М.Сиваш, кото-

рый в середине 50-х годов разработал тотальный протез с парой трения металл-металл, что явилось большим шагом вперед в лечении коксартроза [5, 10].

В основе крепления современных бесцементных протезов лежит их анатомическая форма, повторяющая вертлужную впадину и костномозговую полость бедренной кости, а также биологический принцип фиксации за счет врастания костной ткани в специальные покрытия, которые наносятся на поверхность протеза. За последние сорок лет технология протезостроения значительно усложнилась и получила широкое распространение во всем мире.

Рассматривая конструктивные особенности эндопротезов тазобедренного сустава, следует отметить, что философия построения эндопротеза – это совокупность технических решений по форме и используемому материалу, которая непосредственно влияет на долгосрочную положительную работу имплантата в человеческом организме.

3.2. Философия стабильности имплантата

Цементное или бесцементное протезирование? Нет более спорного и обсуждаемого вопроса в современной ортопедической литературе, чем вопрос о преимуществах различных систем имплантатов для артропластики. До сегодняшнего дня нет убедительных доказательств превосходства эндопротезов цементной фиксации над бесцементной и наоборот, и нередко выбор имплантата зависит от личного пристрастия хирурга к той или иной системе эндопротезов. Какое заболевание или травма стали причиной эндопротезирования и возраст, в котором оно выполнялось, каковы конституциональные особенности пациента и его образ жизни, каковы анатомические особенности строения области тазобедренного сустава и состояние костной ткани вертлужной впадины и бедренной кости – эти и многие другие факторы способны повлиять на отдаленный исход этой операции. Отсутствие сравнительного анализа в репрезентативных группах не позволяет достоверно судить о преимуществах не только способа фиксации протеза, но и различных их типов внутри одной группы. Тем не менее, накопленный многолетний опыт клинического применения протезов трех поколений (как цементных, так и бесцементных) позволяет выявить основные тенденции, обуславливающие эффективность различных систем и сформулировать показания к их использованию.

Согласно данным статистики наиболее авторитетным независимым исследовательским центром является Шведский Национальный регистр артропластики, в базе данных которого сосредоточено более 200 тыс. наблюдений за период с 1979 года по 2000 годы [109]. Аналогичные центры находятся в Норвегии и Финляндии, но они располагают меньшей базой данных [75, 105]. Другие страны, включая Германию, США такими общенациональными базами данных не располагают. По данным Шведского Регистра в Скандинавских стра-

нах подавляющее преимущество получили протезы цементной фиксации. В этих странах ежегодно имплантируется от 9 до 11 тысяч протезов, значительно им уступают протезы бесцементной фиксации – 350-500 в год и, начиная с 1991 года, существенно увеличилась доля "гибридных" протезов – 650-700 в год [93, 109]. Такое преимущество протезов цементной фиксации связано с устойчивыми положительными отдаленными результатами. Цементные имплантаты продолжали функционировать без замены у 95% оперированных больных при сроках наблюдений 10 лет. В то же время "выживаемость" протезов бесцементной фиксации при аналогичных сроках составила 87,2% [109]. Отдаленные результаты эндопротезирования отдельных авторов существенно отличаются от обобщающей статистики и трудно сравнимы между собой. Так, английские ортопеды показывают, что 93,9% больных (из 320 оперированных) довольны имплантацией цементного протеза в сроки от 20 до 30 лет (в среднем 23 года) после операции, причем у 82,3% из них боль отсутствует, а 11,6 % испытывают легкий дискомфорт [161], а Ranawat C.S. с соавторами сообщают о 90% 20-летней выживаемости цементных ножек у пожилых пациентов [130, 131]. В то же время лишь пятилетние послеоперационные наблюдения за 1198 больными после первичной артропластики в одном из регионов Великобритании выявили, что при имплантации тех же цементных протезов Charnley общая частота неудовлетворительных результатов составила 9%, что, по мнению авторов, значительно ближе к истине [13, 77, 78].

Примерно аналогичная ситуация наблюдается при изучении отдаленных результатов операций с использованием эндопротезов бесцементной фиксации. Двадцатилетний опыт применения системы AML (в ее основе лежит анатомическая форма ножки с пористым покрытием) у 893 больных (разработчиком этого протеза является Charles A. Engh) выявил, что положительные результаты ("выживаемость" протеза) колебались от 96% до 99% в зависимости от величины пористого покрытия ножки при минимальных сроках наблюдения 10 лет [71, 73]. В то же время отдаленные результаты, полученные Kim Y.H. с коллегами, при имплантации этого же протеза значительно уступают предыдущим данным. Так, при средних сроках наблюдения 11,3 лет, неудовлетворительные исходы получены у 19% больных, общая частота ревизионной артропластики составила 15%, остеолиз обоих компонентов протеза наблюдался в 38% наблюдений [98].

В настоящее время, оценивая результаты артропластики, авторы обращают пристальное внимание на оценку бедренного и вертлужного компонентов эндопротеза. Сравнительная оценка 200 операций (с использованием 100 цементных и 100 бесцементных ножек) в репрезентативных группах в одном медицинском учреждении позволила D'Lima D.D. с соавторами отдать предпочтение имплантатам цементной фиксации на основании следующих данных: отличные и хорошие результаты наблюдались соответственно у 97% и 88%

больных, боль в бедре была отмечена у 3% и 40%, оседание ножки не наблюдали при цементном протезировании и наблюдали у 22% больных при бесцементном [64].

Несколько иначе обстоит ситуация с вертлужным компонентом эндопротеза. Так, полиэтиленовая чашка цементной фиксации по-прежнему является "золотым стандартом", положительные результаты наблюдаются примерно у 90-95% больных при сроках наблюдения 10-15-20 лет [128, 129]. Вместе с тем, применение чашек бесцементной фиксации последнего поколения с покрытием из металлической (титановой) проволоки (Harris-Galante II) позволило добиться отличных и хороших исходов у 97% больных при 10-и летнем сроке наблюдения и 95% выживаемости в сроки до 13 лет [50, 64, 75, 139].

Даже такой небольшой анализ данных литературы, касающийся только опыта применения различных типов эндопротезов, выявил существенные различия в результатах используемых имплантатов цементной и бесцементной фиксации. По-видимому, это связано не только с технологией изготовления протезов, но и с показаниями к их применению. Достаточно понятно и просто обстоит дело с пациентами старших возрастных групп – для больных старше 70-75 лет существует практически единая точка зрения о предпочтительном использовании протезов цементной фиксации, даже, несмотря на отсутствие патологических изменений костной ткани. Это связано с двумя факторами, во-первых, с возрастом костномозговая полость бедренной кости становится шире, а применение ножек больших размеров сопряжено с развитием синдрома «stress shielding» и появлением боли в бедре. Во-вторых, стоимость бесцементного эндопротеза значительно выше цементного без существенных отличий отдаленных результатов в этой группе больных. У лиц молодого возраста (моложе 40-50 лет) тотальное эндопротезирование выполняют по строгим показаниям. На конечных стадиях дегенеративно-дистрофического поражения тазобедренного сустава им рекомендуют бесцементную технику операции с учетом возможной ревизионной замены протеза. После оперативных вмешательств обращают внимание пациента на ограничение ударных нагрузок на сустав и постоянное диспансерное наблюдение. Практически все авторы отмечают худшие результаты эндопротезирования у молодых пациентов независимо от техники операции [20, 67, 70, 74, 75, 100, 113, 114, 116, 144, 149, 151]. Это связано с высоким уровнем физической активности больных и более продолжительной функцией искусственного сустава.

Для больных возрастной группы 50-70 лет результаты установки вертлужного компонента во многом определяются тщательным соблюдением техники оперативного вмешательства, однако все же предпочтение отдают имплантатам бесцементной фиксации. Наибольшие трудности составляет выбор бедренного компонента. Исследования, проведенные Национальным Институтом Здоровья (США) с привлечением 27 экспертов в области орто-

педии, реабилитации, физиотерапии, биомеханики и биоматериалов показали, что в настоящее время использование бедренного компонента цементной фиксации в комбинации с пористым вертлужным компонентом дают наилучшие результаты [119, 154]. Однако все же выбор бедренного компонента должен быть индивидуальным с учетом как клинической, так и рентгенологической оценки заболевания [101, 107, 116].

За всю историю эндопротезирования предлагалось множество различных вариантов оценки состояния костной ткани области вертлужной впадины и бедренной кости. Наибольшее распространение получили индекс Singh'a (1970) (рис. 3.2) и кортикальный бедренный индекс Barnett-Nordin (рис. 3.3) [102, 148], как достаточно простые и объективные [142]. С нашей точки зрения использование двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии для оценки состояния кости перед операцией эндопротезирования нецелесообразно, поскольку грубые изменения элементарно оцениваются по рентгенограммам, а изучение минеральной плотности в динамике с помощью денситометрии носит скорее научный характер, чем клинический.

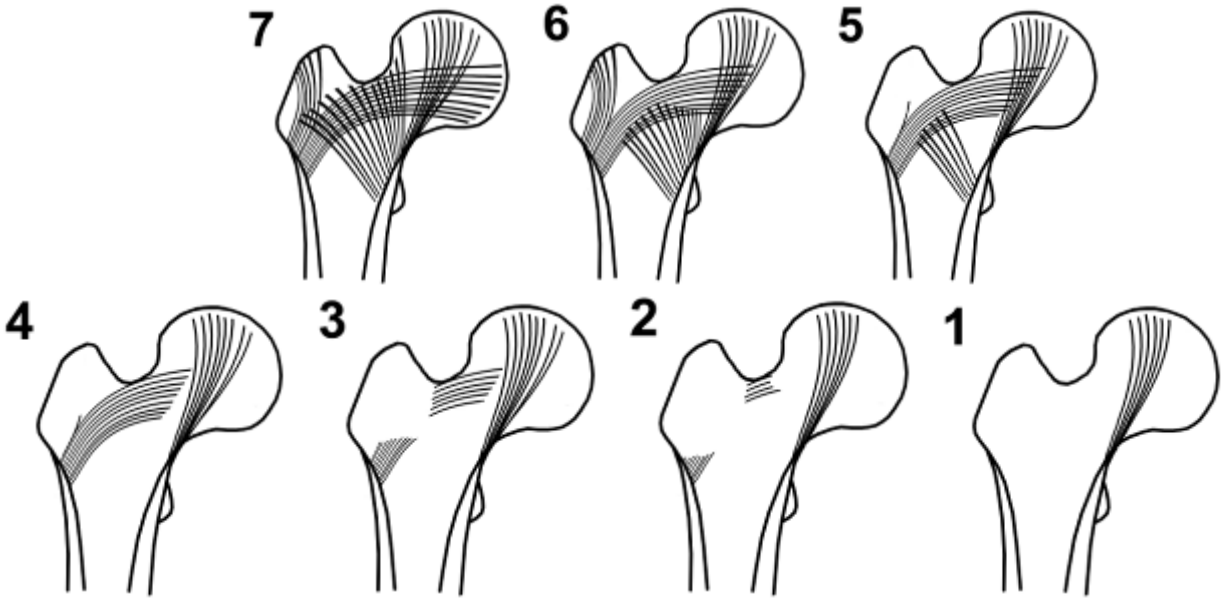


Рис. 3.2. Индекс Singh’a (схематическое изображение семи уровней плотности костной ткани проксимального отдела бедренной кости).

Индекс Singh'a основан на качественной оценке остеопороза головки, шейки бедренной кости и области большого вертела, при этом костную ткань оценивают по 7-и бальной шкале: 7 уровень - норма, 6 - становится видимым треугольник Ward's (разряжение трабекул головки и большого вертела), 5 - полное просветление треугольника Ward's, частичное исчезновение добавочных трабекул, 4 - полное исчезновение дополнительных трабекул, 3 - частичное исчезновение арочных трабекул шейки, 2 - арочные трабекулы почти полностью исчезают, 1- полное исчезновение арочных трабекул, частичное исчезновение трабекул в головке бедренной кости.

При 4-3 стадиях остеопороза имплантация бесцементного протеза возможна в редких случаях у молодых пациентов, преимущественно мужчин, 2 и 1 стадии являются абсолютным противопоказанием к бесцеметному эндопротезированию.

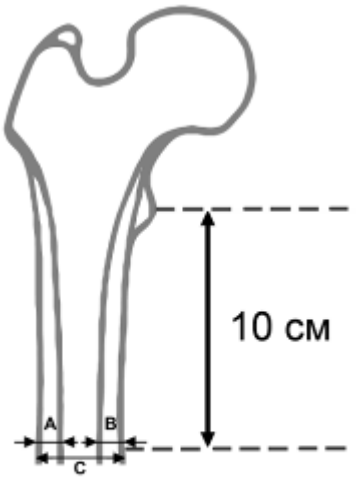


Рис. 3.3. кортикальный бедренный индекс Barnett-Nordin.

$$\text{Кортико морфологический индекс} = \frac{A + B}{C}$$

Кортикальный индекс Barnett – Nordin, характеризующий отношение суммы ширины наружного и внутреннего кортикальных слоев бедренной кости к ширине всей бедренной кости и дающий представление о состоянии костной ткани верхней трети бедра. Для вычисления индекса Barnett – Nordin измеряют толщину кортикальный слоев бедренной кости на 10 см ниже малого вертела. Искомая величина равняется отношению суммы толщины медиального и латерального кортикального слоев к ширине всей бедренной кости; у здоровых людей индекс бедра превышает 54 % [19].

Многочисленные исследования показали также высокую вариабельность анатомического строения проксимального отдела бедренной кости, что тоже может существенно повлиять на выбор имплантата и способ его фиксации [101, 107, 122]. Морфологические отличия могут быть описаны различными способами, однако для унификации индивидуальных различий были разработаны индексы, описывающие типичные формы проксимального отдела бедра. Одним из таких показателей является индекс расширения Dorr’a, который определяется как отношение ширины канала бедренной кости на двух уровнях – 20 мм проксимальнее центра малого вертела и на уровне перешейка бедренной кости [66, 68, 69] (рис. 3.4).

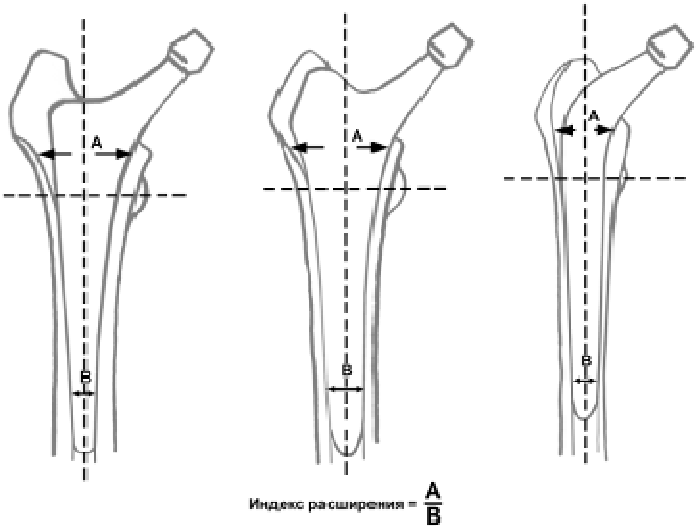


Рис. 3.4. Индекс расширения костного канала (объяснения в тексте).

Индекс расширения канала бедренной кости позволяет в целом оценить форму канала во фронтальной плоскости. На основании этого показателя выделяют три формы строения костномозговой полости. Если индекс менее 3,0, то говорят о цилиндрической форме строения канала, этот вариант строения встречается примерно в 10% случаев. Другая крайность – индекс расширения более 4,7; такая разновидность анатомического строения также наблюдается примерно у 10% больных. Между этими крайними вариантами находится нормальное распределение частоты расширения канала бедренной кости; именно при значениях индекса в диапазоне от 3,0 до 4,7 показана имплантация ножки бесцементной фиксации. Клиновидная и цилиндрическая формы костно-мозгового канала представлены на рис. 3.5.



а б в

Рис. 3.5. Различные формы костномозговой полости бедренной кости:
а – конусовидная; б – цилиндрическая (типа «дымовой трубы»);
в – воронкообразная (типа «бутылки шампанского»)

3.3. Материалы, используемые в эндопротезировании тазобедренного сустава

3.3.1. Общие принципы.

Выбор материала при создании любого имплантата является важным этапом, нередко определяющим успех всего комплекса опытно-конструкторских исследований и производственных работ [116]. При этом следует учитывать два основных принципа, которые, отражая тесную взаимосвязанность дизайна и материала, могут быть положены в основу медицинского материаловедения: 1) технические и биологические особенности конструкции зависят от соответствующих особенностей материала и 2) новые материалы позволяют реализовывать новые варианты дизайна имплантата.

Главной дизайнерской задачей при создании тотального эндопротеза является получение постоянного, длительно функционирующего имплантата, позволяющего устранить болевой синдром и улучшить функциональные возможности тазобедренного сустава путем воспроизведения искусственными сочленяющимися компонентами его нормальной пространственной геометрии, подвижности и опороспособности.

Вторичными задачами общего плана наиболее часто считают: простоту дизайна и применения, сберегательное отношение к тканям при имплантации, надежность и высокую устойчивость к разрушению и износу, долговечность функционирования, удобство в применении, минимизацию технических трудностей при замене изношенных и разрушенных имплантатов, удобство для промышленного производства, снижение стоимости.

В настоящее время все тотальные эндопротезы тазобедренного сустава принципиально включают два компонента: вертлужный (ацетабулярный) и бедренный. Основным требованием, предъявляемым к материалам для изготовления эндопротеза, является биосовместимость, определяемая как способность материала вызвать приемлемый ответ макроорганизма или не вызывать его вовсе. Негативное влияние материала и продуктов его износа или деградации не должны приводить к значимым местным, системным и отдаленным эффектам, а положительное влияние может заключаться в виде ряда полезных, требуемых для решения задач эндопротезирования, проявлений, например, адгезии или врастания костной ткани.

К материалам, которые применяют в настоящее время в эндопротезировании тазобедренного сустава, относят: металлы и их сплавы, керамику, костный цемент (полиметилметакрилат), полиэтилен (таблица 3.1).

Таблица 3.1.

Основные материалы, из которых изготавливают компоненты эндопротезов

	Бедренный компонент	Вертлужный компонент
Суставной элемент	Металл Керамика	Полиэтилен Керамика Металл
Фиксационный элемент	Металл Металл + керамика Металл + костный цемент	Металл Полиэтилен + костный цемент Керамика

3.3.2. Металлы

Общими требованиями к металлам, применяемым для изготовления эндопротезов являются: жесткость, прочность, эластичность, устойчивость к коррозии, возможность создавать требуемую структуру поверхности и биосовместимость.

Нержавеющие стали (Fe-C-Cr-Ni-Mo) характеризуются низким содержанием углерода, определяющим неустойчивость к коррозии и механическим нагрузкам. Прочность нержавеющей стали может быть повышена холодной ковкой. Сплав стали BioDur108, содержащий Ni, с высоким содержанием азота обладает значительной коррозионной устойчивостью и лучшими прочностными характеристиками. Применяют для изготовления цементных ножек эндопротезов.

Титан и его сплавы (CP-Ti (чистый титан – 98-99,6%), Ti-6Al-4V др.) характеризуются высокой коррозионной устойчивостью и биосовместимостью. Чистый титан более вязкий, применяется для пористых покрытий, фиброметалла. Сплав Ti-6A1-4V имеет большую механическую прочность. Модули торсионной и аксиальной жесткости наиболее близки к кости. Сплав чувствителен к разрушениям, связанным с образованием микрокаверн, обладает высокой поверхностной мягкостью [52].

Новые титановые сплавы - ß-титан (ß -Ti) – сплавы титана, характеризующиеся преобладанием ß-фазы сплава, часто за счет высокого содержания Mo (более 10%), что позволяет повысить устойчивость к разрушению, в первую очередь к усталостному, а также на 20% снизить модуль упругости, приблизив его к модулю упругости кости. Ti-5Al-2.5Fe, Ti-6Al-17Niobium не содержат относительно токсичный V, имеют более низкий модуль упругости. Ti-TaЗO – имеет модуль термического расширения, близкий к керамике, что снижает риск ее разрушения при сочетании с металлическими имплантатами. Все титановые сплавы малоустойчивы к образованию дебриса [28, 29]. Применяют для изготовления бесцемент-

ных ножек, иногда, после поверхностного упрочнения оксидированием или протонной бомбардировкой, и, реже, цементных.

Сплавы Co-Cr (Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo, Co-Cr-Ni-W, Co- Ni-Cr-Mo-W-Fe) – отличаются высокой коррозионной устойчивостью, возможно, обладают некоторой токсичностью и иммуногенностью за счет наличия никеля. Co-Ni-Cr имеет плохие фрикционные свойства, образует большое количество дебриса. Co-Cr-Mo обладает высокой твердостью и прочностью, применим в парах трения при изготовлении головок эндопротезов, а также в парах трения металл-металл. Пары трения металл-металл характеризуются чрезвычайно низким износом, не образуют большого количества дебриса, однако существенные недостатки ограничивают их применение: повышенная жесткость (частично преодолима при установке металлического вкладыша в полиэтиленовую основу), повышающая риск расшатывания бедренного и вертлужного компонентов эндопротеза, длительность приработки трущихся поверхностей, повышение концентрации ионов металлов в биологических жидкостях и тканях (токсичность, аллергенность, возможно, онкогенность и тератогенность), высокая чувствительность к импинджменту, риск остеолитических реакций костной ткани, высокая стоимость [42, 43, 47, 59, 159, 163]. Вариантом пары трения металл-металл является Co-Cr пара с интеграцией корундовых кристаллов (Metasul), обеспечивающих еще более низкий износ.

Сплавы Zr и Ta – обладают высокими коррозионной устойчивостью, биосовместимостью, поверхностной жесткостью и малым образованием дебриса. Возможно создание трабекулярного металла. Истинный трабекулярный металл на основе тантала позволяет значительно повысить возможности остеоинтеграции, при этом не создавая проблемы зон соединения разнопрочностных сред [30, 88, 150, 158].

Поверхность металлических компонентов эндопротезов может быть:

1. Полированная (головки, вкладыши чашек при парах трения металл-металл, ножки цементной фиксации);
2. Шероховатая, которую создают путем обработки в струе песка (5-8 мкм - ножки и чашки бесцементной фиксации);
3. Пористая, которую создают путем спекания шариков или проволоки (ножки и чашки бесцементной фиксации);
4. Трабекулярная, получаемая путем плазменного напыления металлом (чашки, а также ножки бесцементной фиксации);
5. С покрытием из гидроксиапатита, фосфата кальция и другими.

Поверхности металлических компонентов эндопротезов могут не взаимодействовать с окружающими тканями, могут образовывать фиброзный блок, фиксироваться за счет

адгезии кости (при наличии покрытий типа гидрооксиапатитов), а также за счет импакции окружающей кости (press-fit) или ее врастания (шероховатая поверхность, фибро- и трабекулярный металл) (рис. 3.6) [32, 49, 51, 72, 80, 82, 96, 97, 137, 152].



Рис. 3.7. Примеры остеоинтеграции вертлужного и бедренного компонентов.

3.3.3. Керамика

Совершенствование керамических материалов позволило рассматривать их как некоторую альтернативу металлическим сплавам, а по некоторым своим свойствам, прежде всего трибологическим характеристикам, пара керамика-керамика обладает уникальными

свойствами.

С точки зрения взаимодействия с тканями организма керамические материалы могут быть подразделены на 3 группы: инертная керамика, сохраняющая форму имплантата и поверхностную структуру без врастания тканей, биоактивная керамика, сохраняющая форму имплантата и его внутреннюю структуру с врастанием окружающих тканей, а также биодеградируемая – теряющая форму, поверхностную и внутреннюю структуру имплантата с врастанием в нее, частичным или полным замещением окружающими тканями.

Виды керамики, применяемой в создании эндопротезов:

На основе оксидов Al, Zr, Ti ($A1_2O_3$, ZrO_2, TiO_2) – биоинертные с высокой биологической совместимостью и поверхностной прочностью, применимы при создании пар трения керамика - полиэтилен и керамика - керамика. Циркониевая керамика за счет примеси иттрия характеризуется некоторой токсичностью.

Карбоновая керамика (C (с различной структурой), C-Si) – биоинертная, с хорошей биологической совместимостью и поверхностной прочностью. Применима для покрытия ножек и чашек протезов, а также в создании пар трения.

Кальция фосфаты и алюминаты (Cryst-$Ca_5(PO_4)_3(OH)$, $CaAl_2O_3$) – биоактивные, небиодеградируемые. Могут обеспечивать взаимодействие между костью и другими биоматериалами, быть носителями лекарственных и биологически активных веществ (короткого срока действия, поверхностное высвобождение). Применимы для биоматериал-индуцированной и биоматериал-зависимой остеоинтеграции.

Кальция сульфаты, алюминаты и фосфаты ($CaSO_4$, $CaAl_2O_3$, Amorph-$Ca_5(PO_4)_3(OH)$) – биодеградируемые, могут быть с различным сроком замещения, быть носителями лекарственных и биологически активных веществ (длительного срока высвобождения). Аналогичная роль в создании эндопротезов.

Преимуществами керамических пар трения являются высокая износостойкость и более высокая чистота обработки поверхности, высокая биоинертность, устойчивость к коррозии. Недостатками – повышенная жесткость пары керамика-керамика, склонность к разрушению, в том числе самопроизвольному при нарушении технологии производства или имплантации, а также колкость (особенно, пары керамика-керамика) (рис. 3.7). Появление керамического дебриса приводит к катастрофически нарастающему износу пары трения (как керамика-полиэтилен, так и керамика-керамика), повышенному образованию продуктов разрушения с индукцией процессов остеолиза в костных ложах имплантатов и фиброзирования в мягких тканях. При ревизионных операциях отдельной проблемой является невозможность полного удаления остатков керамических частиц от первичного эндопротеза, повышающих износ уже ревизионной пары трения.

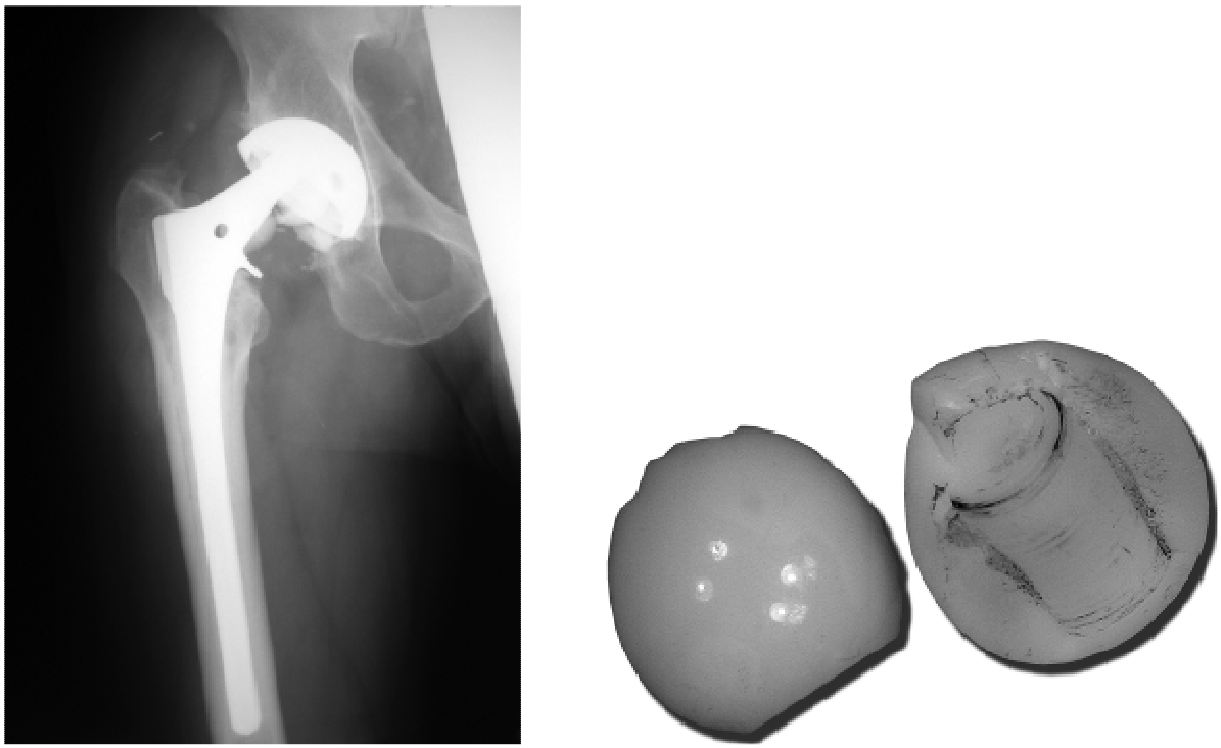


Рис. 3.7. Разрушение керамической головки.

Целесообразность применения биоактивных и биодеградируемых керамических покрытий дискуссионна. С одной стороны, они улучшают процесс остеоинтеграции, обладают остеокондуктивным эффектом, с другой – при толстослойном нанесении не происходит полного костного замещения керамики и ее остатки при длительных циклических нагрузках, отслаиваясь от металлической поверхности имплантата, могут индуцировать образование продуктов износа и остеолиз.

3.3.4. Полиэтилен

Существуют полиэтилены низкой, средне-низкой, высокой, ультравысокой плотностей и ультравысокой плотности с поперечными связями. Полиэтилен применяют для создания пары трения. В настоящее время широкое распространение получил полиэтилен ультравысокой плотности и его производные, как правило, для изготовления вертлужного компонента. Пара трения металл (головка эндопротеза) – полиэтилен (чашка или вкладыш) до настоящего времени является эталонной. Для модификации полиэтилена ультравысокой плотности в конце 1970 годов применяли углеродные волокна, повышающие модуль упругости и износостойкость, снижающие способность к деформациям (продукт Poly II (Zimmer)). Однако опыт применения показал более высокую частоту разрушений элементов из Poly II, в том числе поверхностных [143]. Частично это было связано с плохой воспроизводимостью технологии изготовления. В начале 90-х годов прошлого века появилась тех-

нология кристаллизации полиэтилена ультравысокой плотности без разрыва молекулярных цепей и потери молекулярной массы (Hylamer. DePuy), характеризовавшаяся повышением прочности продукта и его устойчивости к оксидации.

Стерилизация изделий из полиэтилена путем высокодозового гамма-облучения приводит к возникновению в них оксидативных реакций в виде двух основных направлений: разрыва молекулярных цепей и образования поперечных связей. Причем, если на поверхности образца преобладают реакции деградации полиэтилена, то в глубине – растет уровень поперечных сшивок между его молекулами.

Технология создания полиэтилена с поперечными связями, позволяющая обеспечить образование их во всем объеме вещества, а также подавить реакции деградации, привела к получению высокопрочного и износостойкого материала, приближающегося по этим параметрам к парам трения металл-металл, однако позволяющего избежать таких недостатков металлических сочленений, как жесткость, токсичность и аллергенность (за счет повышения концентрации ионов кобальта, никеля и хрома в крови). Опыт применения полиэтилена с поперечными связями показал, однако, при всей перспективности экспериментальных и первых клинических результатов, нестабильность технологии производства этого материала, а также повышенный риск разрушения изделий из него при ударных нагрузках [87].

Таким образом, до настоящего времени наиболее применимым остается стандартный полиэтилен ультравысокой плотности, в том числе с вариантом рекристаллизации, а полиэтилен с поперечными связями сохраняет высокую перспективность как новый вариант высокопрочной пары трения [63, 110].

3.3.5. Костный цемент

Многочисленными исследованиями доказано, что к преимуществам цементного протезирования можно отнести возможность использования простых моделей имплантатов, отсутствие сплошного контакта металлических элементов протеза с костью, возможность создания депо антибиотиков в зоне операции, обеспечение стабильной фиксации элементов протеза при наличии посттравматических и диспластических дефектов костного ложа и остеопороза различного генеза [34, 133, 136, 146].

Выделены основные факторы, улучшающие механическое качество микросцепления цемента с костью: тщательность очистки костного ложа перед цементированием, прочность и местные регенеративные возможности кости, качество смешивания цемента, использование устройства герметичной подачи цемента. Для комплексного решения задачи по улучшению качества цементной фиксации разработана система мероприятий. Основными

из них являются: дистальная заглушка канала бедренной кости, ретроградное заполнение бедренного канала костным цементом, дренирование бедренного костномозгового канала в процессе его заполнения цементом, формирование отверстий в вертлужной впадине для фиксации вертлужного компонента, вакуумное смешивание цемента [7, 14, 104, 106], промывание цементируемой поверхности кости пульсирующей струей (пульсационный лаваж), чистка цементируемой поверхности нейлоновыми щеточками, дегидратация костной поверхности перед цементированием [79], прессуризация цемента при установке протеза [17]. Имеются сведения о повышении эффективности цементирования при центрифугировании в процессе смешивания [37, 46, 60, 90, 134].

Высокое качество подготовки цемента, его закладки в кость и равномерность распределения цементной мантии обеспечивается целым рядом разработанных устройств и оборудования [54]. К ним относят: вакуумные смесители различных типов, предотвращающих формирование воздушных пузырей в цементной массе; специальные шприцы для ретроградной подачи цемента в полости, и, прежде всего, в канал бедренной кости; полиэтиленовые ограничительные заглушки и направители, формирующие цементную мантию в бедренном канале; наконец, устройства для прессуризации или вдавливания цемента в костные поры при его закладке. Применение усовершенствованной технологии цементирования позволило сократить количество ревизий по поводу инфекционных осложнений и замены имплантатов из-за асептического расшатывания [118, 127, 130, 132, 141].

Как правило, костный цемент состоит из двух компонентов – порошка (полимера) и жидкости (мономера). Полимер – основная часть костного цемента, от его состава зависят основные потребительские свойства цемента. В некоторых сортах цемента к полиметилметакрилату добавляют кополимеры, например, метакрилат, бутилметакрилат, стеарин. Так, добавление метакрилата увеличивает гидрофильность цемента, повышает его гибкость и вязкость. Добавление стеарина повышает его гидрофобность, но существенно улучшает «усталостные» свойства цемента. Добавление сульфата бария придает цементу рентгенконтрастность [18].

Основные марки цемента различных фирм-производителей и тип полимера, виды мономера, соотношение жидкой и твердой частей основных марок костного цемента и максимальная температура их полимеризации представлены в таблицах 3.2 и 3.3.

При введении цемента в ткани в организме могут происходить как местные, так и общие реакции. Высокая температура при полимеризации цемента может сопровождаться повреждением контактирующей с цементом или имплантатом кости, особенно за счет денатурации белковых структур костной ткани. При температуре цементной мантии равной 72 градусам некроз кости возникает практически немедленно. Температура равная 60 градусам

вызывает некроз через 5 сек. воздействия, 55 – через 30 секунд, 47 – через 1 мин. Фирмы-производители изыскивают возможности снижения температурного воздействия на ткани. Общая реакция организма за счет токсического действия цемента заключается в кратковременном снижении артериального давления, транзиторной брадикардии. Эта реакция более выражена при использовании низковязкостных сортов цемента.

Таблица 3.2.

Основные марки цемента и типы полимера

Тип полимера	Марка цемента
Чистый полиметилметакрилат	CMW1, CMW3, Cemex, Zimmer regular +LVC
Полиметилметакрилат + метакрилат	Palacos R, Palamed, Osteopal, Versabond, Smart-Set NV
Полиметилметакрилат + бутилметакрилат	Sulfix-6, Boneloc, Bioloc
Полиметилметакрилат + стеарин	Simplex RO, Osteobond, CMW Endurans

Таблица 3.3.

Температура и время полимеризации в зависимости от марки цемента и процентного содержания мономера

Марка цемента	Мономер	Температура полимеризации	Время полимеризации
Boneloc	50% метилметакрилат 20%изоборниметакрилат 30% n-децил метакрилат	36 º С	11:00
Cemex RX	100% метилметакрилат	44º С	13:20
Sulfix-6	85% метилметакрилат 15% бутилметакрилат	48º С	10:50
Palacos R	100% метилметакрилат	56º С	10:40
CMW3	100% метилметакрилат	65 º С	10:50
Simplex	100% метилметакрилат	69 º С	11:50

Дозировка смешивающих компонентов следующая: 10 мл жидкого компонента и 20 г порошкообразного или соответственно 20 и 40 мл на 40 и 80 г порошка. Смешивать можно в открытой посуде плоской ложкой или в специальном вакуумном смесителе. Качество смешивания лучше в смесителе, но и время полимеризации цемента зависит от температуры окружающей среды и скорости смешивания (табл. 3.4).

Таблица 3.4.

Зависимость времени готовности цемента от температуры окружающей среды.

Температура воздуха в операционной	Готовность цемента при открытом смешивании	Готовность цемента при вакуумном смешивании
24 градуса	3 мин.	3,5 мин
16 градусов	8 мин.	7,5 мин.

Антимикробные свойства цемент приобретает от вводимых в него антибиотиков [44]. Самым распространенным при этом антибиотиком является гентамицин (Polakos, CMW). В цементе Simplex (Англия) введен тобрамицин. В последние годы в цемент стали чаще добавлять ванкомицин. Самостоятельное добавление в костный цемент порошка антибиотика во время операции недопустимо, так как изменяется химическая структура костного цемента. Лучше повысить дозу антибиотика для внутримышечного введения.

3.4. Стандартные элементы современных эндопротезов

Схематически эндопротез тазобедренного сустава состоит из ацетабулярного компонента (чашки), бедренного компонента (ножки) и головки эндопротеза. Различают имплантаты цементной и бесцементной фиксации.

3.4.1. Ацетабулярный компонент (чашка).

Чашка бесцементной фиксации состоит из металлической основы и вкладыша. Металлическую основу бесцементного вертлужного компонента чаще всего изготавливают из титана. По форме металлическая чашка обычно имеет вид полусферы, либо усеченной полусферы. Для ревизионного протезирования иногда используют овальные вертлужные компоненты. Некоторые модели имеют дополнительные элементы крепления в виде лепестков, выступов на экваторе, скоб, пластин, шипов и т. д.

Первичную фиксацию чашки обеспечивают путем вкручивания, либо плотной посадки забиванием за счет разницы размера костного ложа и вертлужного компонента (press-fit эффект). Некоторые хирурги устанавливают чашку одинаковую по размеру с костным ложем (размер-в-размер с последней фрезой), в этих случаях фиксация достигается за счет применения винтов.

Современная металлическая основа бесцементной чашки по наружной поверхности имеет пористое покрытие в виде мельчайших шариков (рис 4.11, 4.12), проволоки (рис 4.10)или плазменного напыления титана (рис 4.13). Доказана эффективность использования гидроксиапатита для стимуляции остеогенеза [51, 81, 84, 123, 145, 153].

Самой уязвимой частью эндопротеза тазобедренного сустава является узел трения,

поэтому большое внимание уделяют выбору полимерного состава вкладыша, толщине и способу фиксации его в чашке, размеру и материалу головки, технологии производства имплантата.

Данные о скорости износа в узле трения свидетельствуют о том, что в паре трения металл/полиэтилен износ полиэтилена составляет 0,2-0,5 мм/год, в паре трения керамика/полиэтилен – 01 мм/год, в паре трения металл/металл стирание металла составляет 0,002 мм/год, а керамики в паре трения керамика/керамика – 0,001 мм/год [116].

Поскольку именно в паре трения образуются субмикроскопические продукты трения, токсичные для клеток, работа над оптимизацией ее параметров постоянно продолжается.

Обычно вкладыш изготавливают из ультравысокомолекулярного полиэтилена (ultra-high-molecular-weight-polyethylene – UHMWPE) методом вытачивания или сверхточного вакуумного прессования. От качества, чистоты и точности изготовления вкладыша зависит срок службы его в узле трения эндопротеза.

Чашка цементной фиксации в большинстве случаев не имеет металлической основы и изготавливается из высококачественного ультравысокомолекулярного (UHMWPE) полиэтилена.

Обычно наружная поверхность цементной чашки имеет ребристую поверхность для лучшего контакта с костным цементом и рентгенконтрастные элементы в виде колец из проволоки. Фланец цементной чашки изготавливают в виде «полей шляпы», что при имплантации препятствует выходу костного цемента при давлении на чашку, уплотняет костный цемент и, тем самым, улучшает проникновение цемента в кость и элементы чашки (рис 4.4).

Различают полнопрофильные (обычные) и низкопрофильные (при дисплазии вертлужной впадины) цементные чашки. В зависимости от формы чашки цементной фиксации подразделяют на классические, классические модифицированные с фланцем, классические чашки низкопрофильные, цементные чашки с эксцентричной ямкой под головку.

Традиционно полиэтиленовая ацетабулярная чашка фиксируется в подготовленном костном ложе при помощи костного цемента. Поскольку полиметилметакрилат (ПММК) не является клеем, фиксация достигается за счет проникновения цемента в поры губчатой костной ткани и неровности полиэтилена. Поэтому, если внутренняя стенка вертлужной впадины гладкая, необходимо предусмотреть формирование специальных каналов и отверстий. Полиэтиленовая чашка, в свою очередь, должна иметь по наружной поверхности желоба достаточной глубины и ширины для фиксации цемента. Как правило, желоба имеют прямоугольную форму и связаны друг с другом, что способствует прочному связыванию цемента.

Наклон края полиэтиленовой чашки в сторону выемки для головки обеспечивает большую стабильность сустава. В 80-х годах был разработан новый дизайн полиэтиленовой чашки, впрессованной в металлическую оболочку с пористым покрытием для лучшей фиксации цемента. Экспериментальные исследования методом конечных элементов показали более равномерное распределение напряжения на цемент и вертлужную впадину. Однако последующие клинические наблюдения не выявили существенных преимуществ этого типа чашек [21, 36, 40, 41, 55, 83, 112, 135].

3.4.2. Головка

Головки эндопротеза производят из нержавеющей стали, сплава кобальт-хрома, циркониевой и алюминиевой керамики, сплава титана. Диаметр головок составляет 22, 26, 28 и 32 мм. С внедрением поперечно-связанного полиэтилена появилась возможность использования головок большего диаметра. Головку устанавливают на конус бедренного компонента, который выполнен по принципу конуса Морзе. Головки диаметра 22 мм позволяют применять более толстый полиэтиленовый вкладыш, способствуют уменьшению объемного износа полиэтилена, распределению сил через всю сферу головки на чашку, но при этом создают большее контактное давление на чашку и имеют более высокий уровень риска вывиха головки.

Исходя из данных клинической практики головки диаметром 22 мм целесообразно имплантировать пациентам, у которых размеры вертлужного компонента находятся в интервале от 44 до 46 мм, а головки диаметром 32 мм – больным, у которых размеры чашек варьируют в интервале от 58 и более. Чаще находят применение головки диаметром 28 мм [117].

Применение пары трения металл-металл позволило значительно чаще применять головки больших размеров – от 36 мм и более. Увеличение диаметра головки позволяет повысить стабильность в искусственном суставе без существенного увеличения линейного и объемного износа [58].

3.4.3. Бедренный компонент

Бедренные компоненты изготавливают из сплавов CoCrMo, нержавеющей медицинской стали, сплавов титана. Философия построения ножек идет по пути максимального сближения модуля упругости искусственного материала и костной ткани.

Бедренные компоненты эндопротеза тазобедренного сустава подразделяют на **бесцементной и цементной фиксации.**

По уровню фиксации **бесцементные бедренные компоненты** разделяют на конст-

рукции проксимальной фиксацией (Mayo Conservative Hip (Zimmer), Proxima (DePuy)), дистальной (ревизионные ножки) и комбинированной.

Наиболее часто применяемые бедренные компоненты комбинированной фиксации. По форме выделяют цилиндрические ножки (AML (DePuy), Versys Beaded Midcoat, Versys Fiber Metal Midcoat (Zimmer)) и клиновидные. Последние, в свою очередь, подразделяют на клиновидные прямые (Spotorno, Versys ET), клиновидные с прямоугольным сечением (Zweymuller), клиновидные ножки, изогнутые в проксимальном отделе (Muller) и конические(Wagner).

Для обеспечения вторичной (биологической) фиксации ножки имеют неровную поверхность, желобы или выступы. Шероховатость достигается корундированием (пескоструйной обработкой). Этот тип обработки характерен для клиновидных ножек. Более выраженная пористость достигается специальными покрытиями из шариков, мелкой проволоки, плазменным напылением металла.

Цементные ножки, как правило, изготавливают из кобальт-хромового сплава или стали. Это обусловлено тем, что эти материалы имеют большую жесткость и не разрушают цементную мантию [56].

По форме выделяют изогнутые ножки, повторяющие форму костного канала (Charnley, Muller) и прямые клиновидные (типа Exeter, CPT).

По структуре поверхности различают полированные и шероховатые ножки. Первый вариант обработки имеет преимущество, так как при этом сохраняются микродвижения на границе цемент-металл и уменьшается нагрузка на соединение цемента с костью [57, 89].

3.4.4. Центраторы и пробки

В цементном эндопротезировании часто применяют центраторы, которые позволяют правильно устанавливать ножку и обеспечивают формирование равномерной цементной мантии.

Перед установкой ножки в дистальный отдел канала бедренной кости вводят пробку-заглушку (специальную пластиковую или изготовленную из губчатой кости), которая препятствует дальнейшему прохождению костного цемента и создает необходимые условия для компрессии костного цемента при введении ножки эндопротеза [23].

Справочная литература

1. Анкин Н.Л. Остеосинтез и эндопротезирование при переломах шейки бедра. //Вестн. травматол. и ортопед. - 1997. - №2. - С.19 - 92.
2. Войтович А.В., Шубняков И.И., Аболин А.Б., Парфеев С.Г., Гончаров М.Ю., Парфеев Д.Г., Зураев О.А. Опыт лечения больных с переломами проксимального отдела бедренной кости //Тезисы докладов международного конгресса "Современные методы лечения и протезирования при заболеваниях и повреждениях опорно-двигательной системы". - СПб, 1996. - С. 68.
3. Волошин В.П., Мартыненко Д.В. Особенности установки и эксплуатации вертлужных компонентов ненапряженной фиксации в условиях анатомической недостаточности вертлужной впадины.//Эндопротезирование в России (Всероссийский монотематический сборник научных статей) выпуск 3. Казань-Санкт-Петербург. – 2007. – С. 22-28
4. Загородний Н.В. Эндопротезирование при повреждениях и заболеваниях тазобедренного сустава. Дисс….докт.мед.наук, 14.00.22., 14.00.41. Москва, 1998. – 347 с.
5. Корнилов Н.В., Войтович А.В., Машков В.М., Эпштейн Г.Г. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава. – СПб. «ЛИТО Синтез». 1997. – 291 с.
6. Котельников Г.П., Волова Л.Т., Нагога А.Г. Особенности лечения свежих переломов шейки бедра у лиц пожилого и старческого возраста. //Геронтология и гериатрия. - Самара. 1996. - С. 176 - 178.
7. Куропаткин Г.В. Костный цемент в травматологии и ортопедии. – Самара, 2006. – 48 с.
8. Лирцман В.М., Зоря В.И., Гнетецкий С.Ф. Проблема лечения переломов шейки бедра на рубеже столетий. //Вестн. травматол. и ортопед. - 1997. - №2. - С. 12 - 19.
9. Мовшович И.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава: за и против// Анналы травматологии и ортопедии. – 1996. - №3. – С. 24-27.
10. Сиваш К.М. Метод полной замены тазобедренного сустава металлическим при анкилозирующем спондилоартрите: Дисс…. д-ра мед.наук. – М., 1964. – 305 с.
11. Тихилов Р.М., Шаповалов В.М., Артюх В.А., Сивков В.С. Особенности эндопротезирования тазобедренного сустава после перелома вертлужной впадины // Травматология и ортопедия России. – 2005. – № 3. – С. 30–35.
12. Тихилов Р.М., Шаповалов В.М. Деформирующий артроз тазобедренного сустава. – СПб.- 1999. – 112 с.
13. Allami MK, Fender D, Khaw FM, Sandher DR, Esler C, Harper WM, Gregg PJ.: Outcome of Charnley total hip replacement across a single health region in England. The results at ten years from a regional arthroplasty register. J Bone Joint Surg Br. 2006 Oct;88(10):1293-8.
14. Alkire MJ, Dabezies EJ, Hastings PR: High vacuum as a method of reducing porosity of methylmethacrylate. Orthopedics 10:1533, 1987.
15. Amstutz HC, Le Duff MJ, Campbell PA, Dorey FJ.: The effects of technique changes on aseptic loosening of the femoral component in hip resurfacing. Results of 600 Conserve Plus with a 3 to 9 year follow-up. J Arthroplasty. 2007 Jun;22(4):481-9.
16. Anderson MJ, Harris WH.: Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia. J Bone Joint Surg Am. 1999 Mar;81(3):347-54.
17. Askew MJ, Steege IW, Lewis JL, et al: Effect of cement pressure and bone strength on polymethylmethacrylate fixation. J Orthop Res 1:412,1984.
18. Bargar WL, Heiple KG, Weber S, et al: Contrast bone cement. J Orthop Res 1:92,1983.
19. Barnett E, Nordin BE.: The radiological diagnosis of osteoporosis: a new approach. Clin Radiol. 1960 Jul;11:166-74.
20. Barrack RL, Mulroy RD Jr, Harris WH: Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. J Bone Joint Surg 746:384,1992.
21. Bartel DL, Wright TM, Edwards D: The effect of metal backing on stresses in polyethylene acetabular components. In Hungerford DS (ed): The Hip: Proceedings of the 11th Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1983, p 229.
22. Beaule P, Amstutz H: Hemiresurfacing arthroplasty for osteonecrosis of the hip. Op Tech Orthop 10:123-132,2000.
23. Beim GM, Lavernia C, Conbery FR: Intramedullary plugs in cement hip arthroplasty. J Arthroplas-

ty 4:139,1989.
24. Bektaşer B, Solak S, Oğuz T, Oçgüder A, Akkurt MO.: Total hip arthroplasty in patients with osteoarthritis secondary to developmental dysplasia of the hip: results after a mean of eight-year follow-up. Acta Orthop Traumatol Turc. 2007;41(2):108-112.
25. Bellabarba C, Berger RA, Bentley CD, et al: Cementless acetabular reconstruction after acetabular fracture. J Bone Joint Surg 83A:868, 2001.
26. Berry DJ: Total hip arthroplasty following acetabular fracture. Orthop 22:837,1999.
27. Berry D.J. Total hip arthroplasty in patients with proximal femoral deformity // Clin Orthop. 1999; 369:262-272.
28. Black J, Sherk H, Bonini J, et al: Metallosis associated with a stable titanium-alloy femoral component in total hip replacement: A case report. J Bone Joint Surg 72A:126,1990.
29. Black J, Skipor A, Jacobs J, et al: Release of metal ions from titanium-base alloy total hip replacement prostheses. Trans Orthop Res Soc 14:501,1989.
30. Bobyn JD, Poggie RA, Krygier JJ, et al: Clinical validation of a structural porous tantalum biomaterial for adult reconstruction. J Bone Joint Surg Am. 2004;86-A Suppl 2:123-9.
31. Boos N, Kroshell R, Ganz R, Muller ME: Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy. J Bone Joint Surg Br 79:247,1997
32. Bourne RB, Rorabeck CH, Burkart BC, Kirk PG: Ingrowth surfaces: plasma spray coating to titanium alloy hip replacements. Clin Orthop 298:37,1994.
33. Boyd HS, Ulrich SD, Seyler TM, Marulanda GA, Mont MA.: Resurfacing for Perthes Disease: An Alternative to Standard Hip Arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2007 Aug 9;Publish Ahead of Print
34. Bragdon CR, Biggs S, Mulroy WF, et al: Defects in the cement mantle: A fatal flaw in cemented femoral stems for THR. Presented at the 24th Annual Hip Course, Boston, September 29,1994.
35. Bruce WJ, Rizkallah SM, Kwon YM, et al: A new technique of subtrochanteric shortening in total hip arthroplasty: Surgical technique and results of 9 cases. J Arthroplasty 15:617,2000.
36. Buecke MJ, Herzenberg JE, Stubbs BT: Dissociation of a metal-backed polyethylene acetabular component: A case report. J Arthroplasty 4:39,1989.
37. Burke DW, Gates El, Harris WH: Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. J Bone Joint Surg 66A:1265,1984.
38. Cabanela ME.: Proximal femoral deformity: bent but not broken. Orthopedics. 2004 Sep;27(9):953-4.
39. Carlsson A, Björkman A, Ringsberg K, von Schewelov T.: Untreated congenital and posttraumatic high dislocation of the hip treated by replacement in adult age: 22 hips in 16 patients followed for 1-8 years. Acta Orthop Scand. 2003 Aug;74(4):389-96.
40. Carter DR, Vasu R, Harris WH: Stress distributions in the acetabular region. II. Effects of cement thickness and metal-backing of the total hip acetabular component. J Biomech 15:165, 1982.
41. Carter DR: Finite-element analysis of a metal-backed acetabular component. In Hungerford DS (ed): The Hip: Proceedings of the llth Open Scientific Meeting of the Hip Society St. Louis, CV Mosby, 1983, p 216.
42. Catelas I, Campbell PA, Bobyn JD, Medley JB, Huk OL.: Wear particles from metal-on-metal total hip replacements: effects of implant design and implantation time. Proc Inst Mech Eng [H]. 2006 Feb;220(2):195-208.
43. Catelas I, Medley JB, Campbell PA, Huk OL, Bobyn JD.: Comparison of in vitro with in vivo characteristics of wear particles from metal-metal hip implants. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004 Aug 15;70(2):167-78.
44. Cerretani D, Giorgi G, Fornara P, Bocchi L, Neri L, Ceffa R, Ghisellini F, Ritter MA.: The in vitro elution characteristics of vancomycin combined with imipenem-cilastatin in acrylic bone-cements: a pharmacokinetic study. J Arthroplasty. 2002 Aug;17(5):619-26.
45. Charnley J: Arthroplasty of the hip: A new operation. Lancet 1:1129,1961.
46. Chin HC, Stauffer RN, Chao EYS: Effect of centrifugation on cement property in an in vitro total hip arthroplasty model. J Bone Joint Surg 72A:363,1990.
47. Choi MG, Koh HS, Kluess D, O'Connor D, Mathur A, Truskey GA, Rubin J, Zhou DX, Sung KL.: Effects of titanium particle size on osteoblast functions in vitro and in vivo. Proc Natl Acad Sci U S A. 2005 Mar 22;102(12):4578-83.
48. Cieliński L, Kusz D, Wojciechowski P, Dziuba A.: Short-term clinical experience with hip resurfacing arthroplasty. Ortop Traumatol Rehabil. 2007 Apr 30;9(2):19-20.
49. Clemow AJT, Weinstein AM, Klawitter JJ, et al: Interface mechanics of porous titanium implants. J Biomed Mater Res 15:73,1981.

50. Clohisy JC, Harris WH: The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation: An average ten-year follow-up study. J Bone Joint Surg 81 A:66,1999.
51. Cook SD, Barrack RL, Thomas KA, Haddad RJ Jr: Quantitative analysis of tissue growth into human porous total hip components. J Arthroplasty 3:249,1988.
52. Cook SD, Georgette FS, Skinner HB, Haddad RJ Jr: Fatigue properties of carbon-and porous-coated T1-6A1-4V alloy. J Biomed Mater Res 18:497,1984.
53. Cook SD, Thomas KA, Kay JF, Jarcho M: Hydroxyapatite-coated titanium for orthopedic implant applications. Clin Orthop 232:225-243,1988.
54. Cornell CN, Ranawat CS: The impact of modern cement techniques on acetabular fixation in cemented total hip replacement. J Arthroplasty 1:197,1986.
55. Crowninshield RD, Pedersen DR, Brand RA, Johnston RC: Analytical support for acetabular component metal backing. In Hungerford DS (ed): The Hip: Proceedings of the llth Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1983, p207.
56. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC: A comparison of steel and titanium as femoral component implant materials. Clin Orthop 235:173,1988.
57. Crowninshield RD, Jennings JD, Laurent ML, Maloney WJ.: Cemented femoral component surface finish mechanics. Clin Orthop Relat Res. 1998 Oct;(355):90-102.
58. Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR.: Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. Clin Orthop Relat Res. 2004 Dec;(429):102-7.
59. Daniel J, Ziaee H, Pradhan C, Pynsent PB, McMinn DJ.: Blood and urine metal ion levels in young and active patients after Birmingham hip resurfacing arthroplasty: four-year results of a prospective longitudinal study. J Bone Joint Surg Br. 2007 Feb;89(2):169-73.
60. Davies JP, Jasty M, O'Connor DO, et al: The effect of centrifuging bone cement. J Bone Joint Surg 71B:39,1989.
61. DeCoster TA, Incavo S, Frymoyer JW, Howe J: Hip arthroplasty after biplanar femoral osteotomy. J Arthroplasty 4:79,1989.
62. Dezateux C, Rosendahl K.: Developmental dysplasia of the hip. Lancet. 2007 May 5;369(9572):1541-52.
63. Digas G; Kärrholm J; Thanner J; Malchau H; Herberts P.: Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty*:* randomized evaluation of penetration rate *in* cemented and uncemented sockets using radiostereometric analysis Clin Orthop Relat Res 2004 Dec (429), pp. 6-16.
64. D'Lima DD, Oishi CS, Petersilge WJ, Colwell CW Jr, Walker RH.: 100 cemented versus 100 non-cemented stems with comparison of 25 matched pairs. Clin Orthop Relat Res. 1998 Mar;(348):140-8.
65. D'Lima DD, Yashar AA, Venn-Watson EJ, Colwell CW Jr, Walker RH.: The Harris-Galante Porous acetabular component at intermediate follow-up. Orthopedics. 2001 Aug;24(8):747-51.
66. Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH.: Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. Bone. 1993 May-Jun;14(3):231-42.
67. Dorr LD, Cane TJ, Canaty JP: Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger. A sixteen year follow-up study. J Arthroplasty 9:453,1994.
68. Dorr LD.: Optimizing results of total joint arthroplasty. Instr Course Lect. 1985;34:401-4.
69. Dorr LD.: Total hip replacement using APR system. Tech Orthop 1986; 3:22.
70. Dunkley AB, Eldridge JD, Lee MB, Smith EJ, Learmonth ID.: Cementless acetabular replacement in the young. A 5- to 10-year prospective study. Clin Orthop Relat Res. 2000 Jul;(376):149-55.
71. Engh CA Jr, Culpepper WJ II, Engh CA Sr. Long-term results of use of the Anatomic Medullary Locking prosthesis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1997; 79:177-84.
72. Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH: A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 74:1009,1992.
73. Engh CA., Claus AM, Hopper RH, Engh CA Long-term results using the Anatomic Medullary Locking hip prosthesis // Clin. Orthop 2001;137-146.
74. Eskelinen A, Remes V, Helenius I, Pulkkinen P, Nevalainen J, Paavolainen P.: Total hip arthroplasty for primary osteoarthrosis in younger patients in the Finnish arthroplasty register. 4,661 primary replacements followed for 0-22 years. Acta Orthop. 2005 Feb;76(1):28-41.
75. Eskelinen A, Remes V, Helenius I, Pulkkinen P, Nevalainen J, Paavolainen P.: Uncemented total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in young patients: a mid-to long-term follow-up study from the Finnish Arthroplasty Register. Acta Orthop. 2006 Feb;77(1):57-70.

76. Eskelinen A, Helenius I, Remes V, Ylinen P, Tallroth K, Paavilainen T.: Cementless total hip arthroplasty in patients with high congenital hip dislocation. J Bone Joint Surg Am. 2006 Jan;88(1):80-91.
77. Fender D, Harper WM, Gregg PJ.: Outcome of Charnley total hip replacement across a single health region in England: the results at five years from a regional hip register. J Bone Joint Surg Br. 1999 Jul;81(4):577-81.
78. Fender D, van der Meulen JH, Gregg PJ.: Relationship between outcome and annual surgical experience for the charnley total hip replacement. Results from a regional hip register. J Bone Joint Surg Br. 2003 Mar;85(2):187-90.
79. Ferracane JL, Wixson RL, Lautenschlager EP: Effects of fat admixture on the strengths of conventional and low-viscosity bone cements. J Orthop Res 1:450,1984.
80. Ferro X, Zettl-Schaffer KF, Engh C A, et al: Quantification of bone ingrowth into porous coated acetabular components retrieved postmortem using backscattered SEM techniques. Trans Orthop Res Soc 17:387,1992.
81. Furlong RJ, Osborn JF: Fixation of hip prosthesis by hydroxyapatite ceramic coatings. J Bone Joint Surg Br 73:741-745,1991.
82. Galante JO, Rivero DP: The biological basis of bone ingrowth in titanium fiber composites. In Harris WH (ed): Advanced Concepts in Total Hip Replacement. Thorofare, NJ, Slack, 1985.
83. Gates HE, Paris PM, Keating EM, Ritter MA: Polyethylene wear in cemented metal-backed acetabular cups. J Bone Joint Surg 75B:249,1993.
84. Geesink RGT: Experimental and clinical experience with hydroxyapatite-coated hip implants. Orthopedics 12:1239,1989.
85. Gill TJ, Siebenrock K, Oberholzer R, Ganz R: Acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip: Results of the acetabular reinforcement ring with hook. J Arthroplasty 14:131-137, 1999.
86. Glas PY, Béjui-Hugues J, Carret JP.: Total hip arthroplasty after treatment of acetabular fracture. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2005 Apr;91(2):124-31.
87. Gordon AC, D'Lima DD, Colwell CW Jr.: Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. J Am Acad Orthop Surg. 2006 Sep;14(9):511-23.
88. Hacking SA, Bobyn JD, Toh K, Tanzer M, Krygier JJ.: Fibrous tissue ingrowth and attachment to porous tantalum. J Biomed Mater Res. 2000 Dec 15;52(4):631-8.
89. Hagevold HE, Lyberg T, Kierulf P, Reikeras O: Micromotion of cemented and uncemented femoral components. J Bone Joint Surg Br 73:33,1991.
90. Hamilton WH, Cooper DF: Centrifuged cement shrinkage. Orthop Trans 11:212,1987.
91. Havelin LI, Espehaug B, Vollset SE, Engesaeter LB: The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prosthe-ses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties form the Norwegian Arthroplasty Register. J Bone Joint Surg 77A:1543,1995.
92. Hendricks KJ, Harris WH.: High placement of noncemented acetabular components in revision total hip arthroplasty. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. J Bone Joint Surg Am. 2006 Oct;88(10):2231-6.
93. Herberts P, Malchau H: Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. Acta Orthop Scand. 2000 Apr;71(2):111-21.
94. Hing C, Back D, Shimmin A.: Hip resurfacing: indications, results, and conclusions. Instr Course Lect. 2007;56:171-8.
95. Hoerer D., Volpin G. Stein H. Results of early and delayed surgical fixation of hip fractures in the elderly: a comparative retrospective study // Bull Hosp. Ft.Dis. - 1993. - V.53, N 1. - P. 29-33.
96. Jasty M, Bragdon CR, Maloney WJ, et al: Ingrowth of bone in failed fixation of porous-coated femoral components. J Bone Joint Surg Am 73:1331,1991.
97. Kang JD, McKernan DJ, Kruger M, et al: Ingrowth and formation of bone in defects in an uncemented fiber-metal total hip-replacement model in dogs [review]. J Bone Joint Surg Am 73:93, 1991.
98. Kim YH, Kim JS, Cho SH Primary total hip arthroplasty with the AML total hip prosthesis // Clin.Orthopaed. 1999.-Vol.360.-P.147-152.
99. Kim YH, Kim JS.: Total hip arthroplasty in adult patients who had developmental dysplasia of the hip. J Arthroplasty. 2005 Dec;20(8):1029-36.
100. Kobayashi S, Eftekhar NS, Terayama K, Joshi RP: Comparative study of total hip arthroplasty between younger and older patients. Clin Orthop 339:140-151,1997.
101. Kobayashi S, Saito N, Horiuchi H, Iorio R, Takaoka K.: Poor bone quality or hip structure as risk

factors affecting survival of total-hip arthroplasty. Lancet. 2000 Apr 29;355(9214):1499-504.
102. Kröger H, Venesmaa P, Jurvelin J. Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty // Clin.Orthopaed. 1998.-Vol.352.-P.66-74
103. Lai KA, Shen WJ, Huang LW, Chen MY.: Cementless total hip arthroplasty and limb-length equalization in patients with unilateral Crowe type-IV hip dislocation. J Bone Joint Surg Am. 2005 Feb;87(2):339-45.
104. Lidgren L, Bodelind B, Moller J: Bone cement improved by vacuum mixing and chilling. Acta Orthop Scand 57:27,1987.
105. Lie S. A., Havelin L. I., et al. Failure rates for 4762 revision total hip arthroplasties in the Norwegian Arthroplasty Register // J Bone Joint Surg 2004;84-B, N4 P.504-509.
106. Linden U: Fatigue properties of bone cement: Comparison of mixing techniques. Acta Orthop Scand 60:431,1989.
107. Mahfouz MR, Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA.: Effect of segmentation errors on 3D-to-2D registration of implant models in X-ray images. J Biomech. 2005 Feb;38(2):229-39.
108. Makita H, Inaba Y, Hirakawa K, Saito T.: Results on total hip arthroplasties with femoral shortening for Crowe's group IV dislocated hips. J Arthroplasty. 2007 Jan;22(1):32-8.
109. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P: The Swedish Total Hip Replacement Register. J Bone Joint Surg Am. 2002;84-A Suppl 2:2-20.
110. Manning DW; Chiang PP; Martell JM; Galante JO; Harris WH: In vivo comparative wear study of traditional and highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2005 Oct; Vol. 20 (7), pp. 880-6.
111. Matta JM, Ferguson TA.: Total hip replacement after acetabular fracture. Orthopedics. 2005 Sep;28(9):959-60.
112. Mattingley DA, Hopson CN, Kahn A, Geannestras NJ: Aseptic loosening in metal-backed acetabular components for total hip replacement. J Bone Joint Surg 67A:387,1985.
113. McAuley JP, Szuszczewicz ES, Young A, Engh CA Sr.: Total hip arthroplasty in patients 50 years and younger. Clin Orthop Relat Res. 2004 Jan;(418):119-25.
114. McLaughlin JR, Lee KR.: Total hip arthroplasty in young patients. 8- to 13-year results using an uncemented stem. Clin Orthop Relat Res. 2000 Apr;(373):153-63.
115. Mont MA, Seyler TM, Marker DR, Marulanda GA, Delanois RE.: Use of metal-on-metal total hip resurfacing for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. J Bone Joint Surg Am. 2006 Nov;88 Suppl 3:90-7.
116. Morrey BF.: Joint Replacement Arthroplasty. Third Edition. Churchill Livingstone. 2003. 1164 p.
117. Morrey BF, Ilstrup D: Size of the femoral head and acetabular revision in total hip replacement-arthroplasty. J Bone Joint Surg 71 A:50,1989.
118. Mulroy RD Jr, Harris WH: The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement: An 11 year radiographic review. J Bone Joint Surg 726:757,1990.
119. National Institutes of Health develops consensus statement on total hip replacement.: Am Fam Physician. 1995 Jun;51(8):2027-8, 2031.
120. Nishii T, Sugano N, Miki H, Takao M, Koyama T, Yoshikawa H.: Five-year results of metal-on-metal resurfacing arthroplasty in Asian patients. J Arthroplasty. 2007 Feb;22(2):176-83.
121. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al: The anatomic basis of femoral component design. Clin Orthop 235:148,1988.
122. Noble PC, Box GG, Kamaric E, Fink MJ, Alexander JW, Tullos HS.: The effect of aging on the shape of the proximal femur. Clin Orthop Relat Res. 1995 Jul;(316):31-44.
123. Oonishi H, Yamamoto M, Ishimaru H, et al: The effect of hydroxyapatite on bone growth into porous titanium alloy implants. J Bone Joint Surg Br 71:213,1989.
124. Papagelopoulos PJ, Trousdale RT, Lewallen DG: Total hip arthroplasty with femoral osteotomy for proximal femoral deformity. Clin Orthop 332:151,1996.
125. Parker M.J., Pryor G.A. The timing of surgery for proximal femoral fractures// J/Bone St.Surgery.-1992.-V.74-B, N.2.-P.203-205.
126. Pavelka T, Linhart M, Houcek P.: Hip joint arthroplasty following surgical treatment of acetabular fracture. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2006 Aug;73(4):268-74.
127. Poss R, Brick GW, Wright RJ, et al: The effects of modern cementing techniques on the longevity of total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am 19:591,1988.
128. Ranawat CS, Deshmokh RG, Peters LE, Umlas ME. Prediction of the long-term durability of all-polyethylene cemented sockets // Clin Orthop. 1995.-Vol.317.-P.89-105.

129. Ranawat CS, Peters LE, Umlas ME.: Fixation of the acetabular component. The case for cement. Clin Orthop Relat Res. 1997 Nov;(344):207-15.
130. Ranawat CS, Ranawat AS, Rasquinha VJ.: Mastering the art of cemented femoral stem fixation. J Arthroplasty. 2004 Jun;19(4 Suppl 1):85-91.
131. Rasquinha VJ, Ranawat CS.: Durability of the cemented femoral stem in patients 60 to 80 years old. Clin Orthop Relat Res. 2004 Feb;(419):115-23.
132. Rasquinha VJ, Dua V, Rodriguez JA, Ranawat CS.: Fifteen-year survivorship of a collarless, cemented, normalized femoral stem in primary hybrid total hip arthroplasty with a modified third-generation cement technique. J Arthroplasty. 2003 Oct;18(7 Suppl 1):86-94.
133. Rey RM, Paiement GD, McGann WM, et al: A study of intrusion characteristics of low viscosity cement, Simplex-P and Palacos cements in a bovine cancellous bone model. Clin Orthop 215:272, 1987.
134. Rimnac CM, Wright TM, McGill DL: The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cements. J Bone Joint Surg 68A:281,1986.
135. Ritter MA, Keating EM, Paris PM, Brugo G: Metal-backed acetabular cups in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 72A:672,1990.
136. Roberts DW, Poss R, Kelley KK: Radiographic comparison of cementing techniques in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 1:241,1986.
137. Robertson DM, St. Pierre L, Chahal R: Preliminary observation of bone ingrowth into porous materials. J Biomed Mater Res 10:335, 1976.
138. Roche O, Sirveaux F, Turell P, Gosselin O, Molé D.: Adaptative femoroplasty in total hip arthroplasty for proximal femur deformity. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2005 Feb;91(1):79-84.
139. Röhrl SM, Nivbrant B, Snorrason F, Kärrholm J, Nilsson KG.: Porous-coated cups fixed with screws: a 12-year clinical and radiostereometric follow-up study of 50 hips. Acta Orthop. 2006 Jun;77(3):393-401.
140. Rudert M, Gerdesmeyer L, Rechl H, Juhnke P, Gradinger R.: Resurfacing arthroplasty of the hip. Orthopade. 2007 Apr;36(4):304-10.
141. Russotti GM, Coventry MB, Stauffer RN: Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques: A five-year minimum follow-up. Clin Orthop 235:141,1988.
142. Sah AP, Thornhill TS, Leboff MS, Glowacki J.: Correlation of plain radiographic indices of the hip with quantitative bone mineral density. Osteoporos Int. 2007 Aug;18(8):1119-26. Epub 2007 Mar 6.
143. Salvati EA, Wright TM, Burnstein AH, Jacobs B: Fracture of polyethylene acetabular cups. J Bone Joint Surg 61 A:1239,1979.
144. Sarmiento A, Ebramzadeh E, Gogan WJ, McKellop HA: Total hip arthroplasty with cement. A long-term radiographic analysis in patients who are older than 50 and younger than 50 years. J Bone Joint Surg 72A:1470,1990.
145. Seballe K, Hansen ES, Rasmussen HB, et al: Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. J Orthop Res 10:285,1992.
146. Shepard MF, Kabo JM, Lieberman JR: Influence of cement technique on the interface strength of femoral components. Clin Orthop 381:26, 2000.
147. Shigematsu M, Hotokebuchi T.: Total Hip Arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy. Clin Calcium. 2007 Jun;17(6):947-53.
148. Singh M. Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis // JBJS.-1970, Vol.52A.-P.456.
149. Smith SE, Estok DM, Harris WH: 20-year experience with cemented primary and conversion total hip arthroplasty using so-called second-generation cementing techniques in patients aged 50 years or younger. J Arthroplasty 15:263, 2000.
150. Sporer SM, Paprosky WG.: Biologic fixation and bone ingrowth. Orthop Clin North Am. 2005 Jan;36(1):105-11, vii.
151. Sullivan PM, McKenzie JR, Callaghan JJ, Johnston RC: Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than 50 years old. A16 to 22 year follow-up study. J Bone Joint Surg 76A:863,1994.
152. Tanzer M, Kantor S, Bobyn JD.: Enhancement of bone growth into porous intramedullary implants using non-invasive low intensity ultrasound. J Orthop Res. 2001 Mar;19(2):195-9.
153. Tisdel CL, Goldberg VM, Parr JA, et al: The influence of a hydroxyapatite and tricalcium-phosphate coating on bone growth into titanium fiber-metal implants. J Bone Joint Surg Am 76:159-171, 1994.
154. Total hip replacement. Office of Medical Applications and Research, National Institutes of Health.:

J Am Assoc Med Transcr. 1995 Nov-Dec;14(6):30-2.
155. Thorngren K.G. Full treatment spectrum for hip fractures: operation and rehabititation// Acta Orthop.Scand.- 1997.-V.68,N.1.-P.1-2.
156. Vail TP, Mina CA, Yergler JD, Pietrobon R.: Metal-on-metal hip resurfacing compares favorably with THA at 2 years followup. Clin Orthop Relat Res. 2006 Dec;453:123-31.
157. Weber M, Berry DJ, Harmsen WS: Total hip arthroplasty after operative treatment of an acetabular fracture. J Bone Joint Surg 80A:1294,1998.
158. Weeden SH, Paprosky WG.: Porous-ingrowth revision acetabular implants secured with peripheral screws. A minimum twelve-year follow-up. J Bone Joint Surg Am. 2006 Jun;88(6):1266-71.
159. Witzleb WC, Ziegler J, Krummenauer F, Neumeister V, Guenther KP.: Exposure to chromium, cobalt and molybdenum from metal-on-metal total hip replacement and hip resurfacing arthroplasty. Acta Orthop. 2006 Oct;77(5):695-6.
160. Wixson RL, Lautenschlager EP, Novak MA: Vacuum mixing of acrylic bone cement. J Arthroplasty 2:141,1987.
161. Wroblewski BM, Fleming PA, Siney PD. Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip. 20-to-30 year results. J Bone Joint Surg Br. 1999 May;81(3):427-30.
162. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Charnley low-frictional torque arthroplasty in young rheumatoid and juvenile rheumatoid arthritis: 292 hips followed for an average of 15 years. Acta Orthop. 2007 Apr;78(2):206-10.
163. Ziaee H, Daniel J, Datta AK, Blunt S, McMinn DJ.: Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study. J Bone Joint Surg Br. 2007 Mar;89(3):301-5.

Глава 4. Конструктивные особенности различных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава

4.1. Вертлужные компоненты цементной фиксации.

Большинство попыток повысить эффективность функционирования вертлужного компонента за счет изменения дизайна предпринималось с бесцементными конструкциями. Задача дополнительных особенностей дизайна обеспечить стабильность, избежать импинджмент-синдрома, оптимизировать движения, сохранить кость и обеспечить простоту ревизии. Дизайн цементных чашек менее разнообразен – большинство современных вертлужных компонентов цементной фиксации имеют схожую конструкцию.

Отношение к цементным вертлужным компонентам значительно различается в разных странах. В частности, в Соединенных Штатах практически не используются цементные чашки из-за беспокойства по поводу их расшатывания. При многочисленных исследованиях отдаленных результатов цементных чашек из UHMWPE в 25% – 100% случаев на контрольных рентгенограммах на границе цемент-кость встречались линии просветления [12, 15, 61, 95, 97, 271, 282, 310, 311, 317]. Однако объективная оценка клинического опыта подтверждает целесообразность применения цементных чашек у пожилых (старше 70 лет) пациентов. Длительные сроки выживаемости цементных чашек по данным Шведского и Норвежского регистров объясняют высокую популярность этих конструкций в Скандинавских странах [5, 149, 209, 304, 308], такой же точки зрения придерживаются и английские ортопеды [247, 251, 345, 346]. Возможно, популярность цементной техники фиксации компонентов эндопротезов в этих странах связана с преимущественным развитием социальной медицины и объясняется относительно невысокой стоимостью цементных имплантатов.

АНАЛИТИЧЕСКИЕ ДАННЫЕ

Вертлужный компонент и толщина цементной мантии

Исследования по методу конечных элементов показали что, при замене сустава, возникает концентрация напряжений (1) в губчатой кости выше чашки; (2) в цементе; (3) в медиальной стенке подвздошной кости; и (4) непосредственно в вертлужной впадине. Уровень напряжения в подлежащей субхондральной кости увеличиваются с уменьшением толщины стенки полиэтиленового вертлужного компонента [257], соответственно увеличивается и напряжение в пределах полиметилметакрилата (ПММА). Кроме того, уровень напряжения растяжения и сжатия зависит от размера головки эндопротеза. Между 22-х мм и 44-х мм головками максимальное увеличение напряжение растяжения отличается на 400%, а максимальные напряжение сжатия на 200%. С увеличением толщины UHMWPE, пропорционально уменьшается микронапряжение в подлежащих структурах, т.е. более толстый

компонент лучше перераспределяет нагрузку (рис. 4.1). Изменение толщины цемента с 1 мм до 3 – 5 мм не только уменьшает ротационную нестабильность вертлужного компонента, но и изменяет нагрузку на вертлужную впадину, более толстая цементная мантия приводит к снижению напряжения и более однородному его распределению (рис. 4.2).

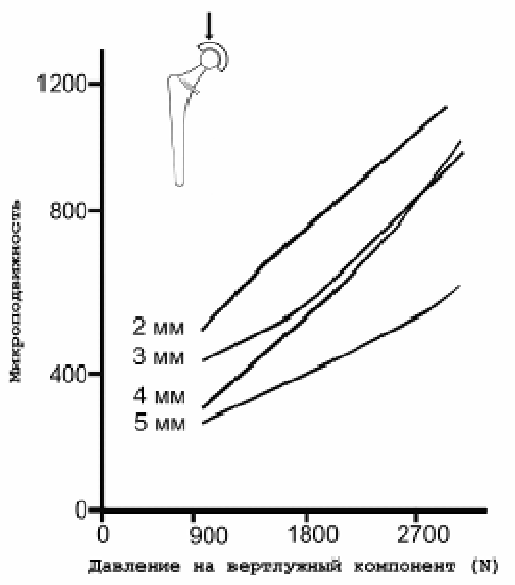


Рис. 4.1. Увеличенние напряжения, наблюдаемое в полиметилметакрилате для тонкого 2-х мм вкладыша (UHMWPE) по сравнению с более толстыми 4-х и 5-ти мм моделями. (Из Oh I, SanderTW.Treharne RW: Total hip acetabular cup flange design and its effect on fixation. Clin Orthop 195:304, 1985.)

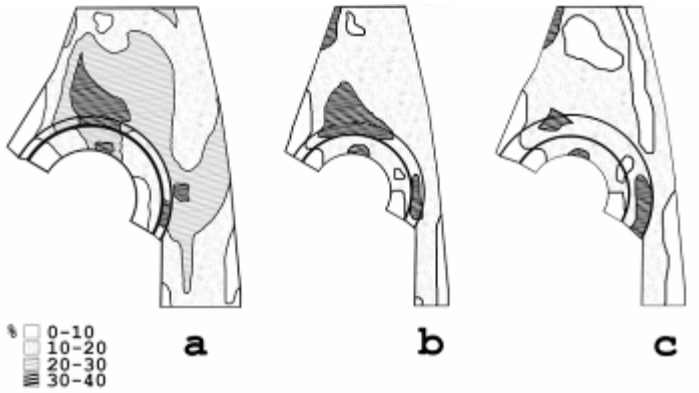


Рис. 4.2. (A) Распределение нагрузки с мантией ПММА 1 мм. (B) 3 мм ПММА. (C) 5 мм ПММА. Отмечается уменьшение пиковых усилий с более толстой мантией ПММА. (Из Carter DR, Vasu R, Harris WH: Stress distributions in the acetabular region. II. Effects of cement thickness and metal-backing of the total hip acetabular component. J Biomech 15:165, 1982.)

Теоретические исследования нагрузки, испытываемой вертлужной впадиной от имплантированного эндопротеза, определяют тенденции деформации чашки от увеличения сжимающих усилий в куполе чашки и максимальных усилий растяжения на периферии (рис. 4.3). Возможна коррекция этого эффекта за счет четкого соблюдения методики имплантации, которая может способствовать лучшему перераспределению напряжения [249]. При нормальной установке участок наибольшего напряжения – задневнутренний отдел вертлужной впадины. Поскольку пиковые усилия больше в губчатой, чем в субхондральной кости, губчатая кость плохо противостоит усилиям, переданным через имплантат. Эти данные от Oonishi указывают, что при обработке вертлужной впадины необходимо попытаться сохранить субхондральную кость и что идеальное направление результирующего вектора силы кзади и вверх [249]. В 80-х годах был разработан новый дизайн полиэтиленовой чашки, впрессованной в металлическую оболочку с пористым покрытием для лучшей фиксации

цемента. Увеличение напряжения в ПММА, которое происходит после удаления субхондральной кости, уменьшается при помощи такого имплантата [23, 60, 257]. Экспериментальные исследования методом конечных элементов подтвердили более равномерное распределение напряжения на цемент и вертлужную впадину. Не взирая на такое теоретическое обоснование, клинический опыт с цементными чашками на металической основе, не только не выявил их преимуществ, но и оказался настоящим бедствием. Делая обзор своего опыта с 1980 до 1982, Ritter с соавторами демонстрировали, что вероятность расшатывания компонентов с металической основой была статистически больше чем с цементными полиэтиленовыми имплантатами (P <.001) [270], такие же данные продемонстрировали Mattingley DA. с соавторами [219].



Рис. 4.3. Эффект деформации установленного вертлужного компонента. (Из книги Morrey BF.: Joint Replacement Arthroplasty [231])

Размер головки

Расчетное поверхностное контактное напряжение для моделируемой системы с головкой 28 мм – меньше чем для 22 мм головки. С увеличением клиренса от 0.1 до 0.5 мм, пропорционально, но не линейно увеличивается поверхностное напряжение [22]. Следовательно, размер головки не является главным определяющим фактором в проектировании полностью полиэтиленовой чашки если толщина стенки не менее 8 мм.

"Идеальный дизайн"

Дизайн компонента с ребристой наружной поверхностью, имеющей желоба достаточной глубины и ширины для фиксации цемента вероятно является самым эффективным с точки зрения ротационной стабильности. Как правило, желоба имеют прямоугольную форму и связаны друг с другом, что способствует прочному связыванию цемента. Спейсоры или шипы, обращенные к поверхности вертлужной впадины, гарантируют минимальную и однородную толщину мантии цемента. Кроме того, экспериментальными исследованиями показано, что, при установке, фланец или губа, обеспечивают лучшую прессуризацию це-

мента в подлежащую кость [245]. Соответственно идеальный вертлужный компонент должен иметь ребристую наружную поверхность, ряд выступов-спейсоров, гарантирующих однородную цементную мантию и периферический фланец, чтобы улучшить проникновение цемента в кость (рис. 4.4). Антилюксационный наклон края полиэтиленовой чашки обеспечивает большую стабильность сустава.



Рис 4.4. Цементный вертлужный компонент (ZCA, Zimmer).

ОСОБЕННОСТИ ТЕХНИКИ

Совершенствование методики установки вертлужных компонентов цементной фиксации происходило в основном по трем направлениям: (1) подготовка вертлужной впадины, (2) обеспечение достаточной толщины и однородности мантии ПММА, и (3) создание условий для эффективного проникновения ПММА в подлежащую кость.

Хирургическая техника

Последовательная разработка фрезами осуществляется, по возможности, только до субхондральной кости. Тонким сверлом создается ряд перфоративных отверстий глубиной и диаметром около 3 мм распределенных по окружности вертлужной впадины, особенно в склерозированных областях, или сверлом диаметром 9-10 мм формируется 3 канала в лонную, седалищную и подвздошную кости. Пульсационный лаваж способствует лучшему гемостазу и очищает поверхность от крови и жира. Вертлужная впадина тщательно высушивается, а цемент вводится на стадии достаточной эластичности. Поскольку ПММК не является клеем, фиксация достигается за счет проникновения цемента в поры губчатой костной ткани и неровности полиэтилена [3, 231].

Цементная мантия

Давление инструмента используется, чтобы оптимизировать внедрение цемента, особенно в области верхней наиболее нагружаемой поверхности. Для дальнейшей прессу-

ризации цемента используется силиконовый плунжер. Вертлужный компонент должен быть на 2 - 4 мм меньше в диаметре, чем наибольшая фреза и внедрен в положении 15 градусов антеверсии и с наклоном в 40 градусов, а не как обычно 45 градусов. Такая техника позволяет обеспечить однородную качественную мантию на границе кость-цемент (рис. 4.5) [114].

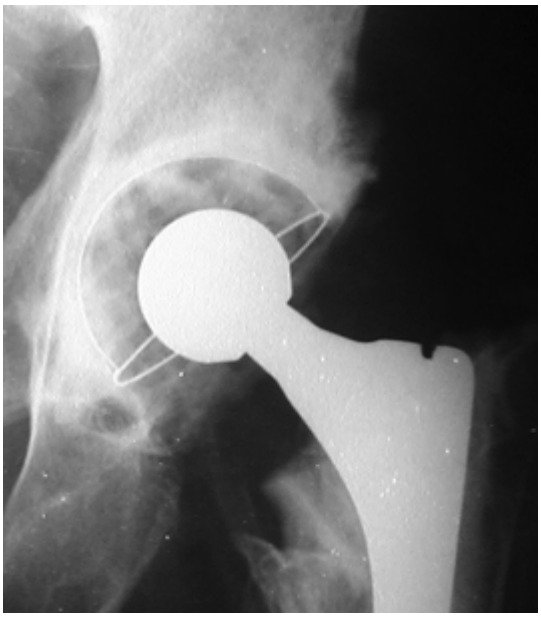


Рис. 4.5. Правильно установленный вертлужный компонент с однородной, достаточной толщины цементной мантией.

Внедрение цемента

Поскольку ПММА может быть самым слабым звеном в долговечности имплантата, для оптимальной фиксации была предложена критическая минимальная толщина цементной мантии. Соотношения напряжения ПММА согласно приложенной нагрузке демонстрируются на рис. 4.1 [60, 245]. Это теоретическое наблюдение хорошо проявилось в клинической практике [177]. Чтобы гарантировать, что цементная мантия составляет по крайней мере 3 мм, многие чашки имеют шипы или спейсеры, надежно обеспечивающие достижение однородности и адекватной толщины мантии. Нет никаких клинических данных в настоящее время, которые демонстрируют, правильна ли эта особенность дизайна только теоретически или также и практически увеличивает долговечность службы имплантата. Тем не менее, мы в большинстве случаев рассверливаем вертлужную впадину по крайней мере на 2-3 мм больше используемой чашки, чтобы гарантировать минимум 2 - 3 мм толщины мантии ПММА.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Основной проблемой, вызывающей беспокойство клиницистов, является несоответствие между рентгеновскими данными и клиническими результатами, даже в случаях тщательного систематического анализа рентгенограмм [84]. Несмотря на то, что во многих случаях в отдаленный период после операции наблюдаются линии рентгеновского просвет-

ления вокруг чашки, клинические результаты при этом остаются удовлетворительными. Большой интерес представляет исследование Garcia-Cimbrelo и Munuera, в котором они сообщают об опыте с 680 пациентами, наблюдаемыми в среднем почти 13 лет [129]. На основе анализа рентгенографических и клинических данных оценивались «ранняя» (менее 10 лет после операции) и «поздняя» (более 10 лет) несостоятельность цементных вертлужных компонентов. Среди этих 680 пациентов раннее появление зоны остеолиза отмечалось у 29, а позднее - у 32. Только 76% из 29 пациентов первой группы имели клинические признаки нестабильности и они составляли всего 1,5% от общего числа больных. Также и во второй группе только 28% из 32 человек классифицировались по клиническим критериям как поздняя нестабильность. Таким образом, в целом, всего около 2% пациентов в этом наблюдении имели клинически неудовлетворительные результаты. У пациентов, имеющих линии просветления на рентгенограммах в сроки менее 10 лет, статистически существенные корреляции отмечались с основными диагнозами врожденной дисплазии тазобедренного сустава, перелома вертлужной впадины и ее протрузии. Напротив, из 32 случаев появления просветлений на рентгенограммах в сроки более 10 лет в 56% причиной послужили нарастающие темпы износа полиэтилена, который составил более 2 мм (P <.001). У таких пациентов имелись типичные проявления – полная рентгенопрозрачная линия вокруг всего вертлужного компонента.

О такой же эффективности цементных UHMWPE вертлужных компонентов сообщают из Афин Hartofilakidis с коллегами [146]. При оценке 359 протезов Charnley в период от 1 до 4 лет отмечалось 98% удовлетворительных рентгеновских результатов, через 5 – 9 лет их число сократилось до 92%. Но при средних сроках наблюдения более 10 лет только 78% демонстрировали удовлетворительный результат по данным рентгенограмм. Однако при этом клиническая эффективность остается на очень высоком уровне. Последние данные Шведского регистра показывают 5% уровень несостоятельности цементных вертлужных компонентов при среднем сроке наблюдения 14 лет [130].

Несостоятельность цемента и продукты износа

На основании анализа гистологических данных нестабильных вертлужных компонентов Willert с соавт. отмечали меньшее расшатывание, если мантия ПММА не была фрагментирована [336]. Это позволяет считать несостоятельность ПММА причиной поздней нестабильности. Возможно, что мелкие фрагменты ПММА попадают в узел трения между UHMWPE и металлической головкой (трение с третьим телом), ухудшая и ускоряя процесс износа.

Влияние цементной техники

Russotti с коллегамии проанализировали результаты 251 операции с использованием, так называемой современной методики цементирования через 5 - 7 лет после установки в 1978-1980 годы [280]. Они идентифицировали только одного пациента с очевидными рентгеновскими признаками расшатывания, и ни один пациент не подвергся ревизии чашки в течение этого промежутка времени. Примерно такие же данные были получены Cornell и Ranawat при обзоре линий остеолиза вокруг вертлужных компонентов при установке которых применялся пульсационный лаваж [Cornell CN, Ranawat CS 1986]. В группе, где имплантаты, были установлены с 1971 по 1978 год без этой методики, имелось значительно большее число рентгенопрозрачных линий, чем там, где операции выполнялись с импульсным промыванием в период с 1979 по 1980 годы.

ВОЗРАСТ

Одним из наиболее полных исследований цементных вертлужных компонентов является изучение в клинике Мейо 2000 первичных эндопротезирований конструкциями Charnley на протяжении 25 лет [231]. Было показано, что основным фактором, коррилирующим с выживаемостью чашки, был возраст пациента. Двадцатипятилетняя выживаемость составила 68,2% у пациентов моложе 40 лет и приближалась к 100 % для больных 80 лет и старше. При этом у мужчин ревизии вследствие асептического расшатывания происходили в два раза чаще, чем у женщин (25-летяя выживаемость составила 95% для женщин и 81% для мужчин, (P <0.0001). 25-летняя выживаемость для вертлужных и бедренных компонентов были фактически идентичны (89.6 процентов и 89.7 процентов, соответственно), но выживаемость вертлужных компонентов была хуже у более молодых пациентов. Данное исследование свидетельствует, что выживаемость и вертлужных, и бедренных цементных компонентов зависит от возраста при имплантации, однако возрастной фактор более значим для вертлужного компонента.

Другие исследования также подтверждают, что у молодых пациентов больше проблем возникает с цементными чашками, чем цементными бедренными компонентами [21, 287, 315].

ПОКАЗАНИЯ

Вследствие несоответствия между рентгенологическими данными и клиническими результатами остаются разногласия относительно показаний для использования UHMWPE вертлужных компонентов, как в пределах ортопедического сообщества [271], так и в пределах нашего учреждения. Мы, в настоящее время, считаем показанием для применения цементных чашек необходимость эндопротезирования у пациентов старше 70 – 75 лет, обычно с переломами шейки бедра, или выраженные изменения качества кости, не позволяющие обеспечить стабильную «press-fit» фиксацию у более молодых пациентов. При первичном эндопротезировании в сложных случаях и при ревизиях цементная фиксация вертлужного компонента выполняется в сочетании с антипротрузионными конструкциями. Самостоятельное использование цементных чашек при ревизиях по нашим наблюдениям и данным литературы приводит к ранним неудачам [4, 252, 258, 309].

В качестве цементного вертлужного компонента в последние годы в РНИИТО им. Р.Р.Вредена обычно используется чашка ZCA (Zimmer), выполненная из UHMWPE и имеющая прессуризирующий периферический фланец, ребристую наружную поверхность и небольшие ножки, обеспечивающие минимальную толщину цементной мантии. В соответствии с рекомендацией фирмы возможна установка чашки размер в размер, поскольку размер фрезы больше диаметра купола и соответствует наружному диаметру фланца, однако возможно использование чашки на 2 мм меньше размера последней фрезы для формирования более толстой мантии. Достоинствами чашки является достаточная линейка от 43 до 61 мм с интервалом в 2 мм, хорошее качество полиэтилена и наличие компонентов с антилюксационным валиком. Маленькие размеры (43 и 45 мм) соответствуют диаметру головки в 22 мм. Особенностей в имплантации чашки нет.

4.2 Вертлужные компоненты бесцементной фиксации.

Не взирая на довольно успешные клинические результаты с цементными методиками, не прекращается поиск новых возможностей для бесцементной фиксации компонентов эндопротеза. Причина тому – развитие в отдаленном периоде рентгенологических признаков нестабильности. По некоторым данным, через 20 лет рентгенологические признаки остеолиза наблюдаются вокруг цементных чашек до 48% от всех наблюдений [15, 22, 95, 111, 180, 181, 294, 311, 347]. Эти показатели не стали лучше ни при использовании современных методик цементирования, ни вследствие изменения дизайна вертлужных компонентов [22, 23, 233, 269]. Кроме того, у относительно молодых пациентов показатели выживаемости вертлужного компонента существенно ниже, а результаты применения цементных чашек при ревизиях оказались значительно хуже, чем при первичной артропластике.

Многочисленные попытки улучшить выживаемость вертлужных компонентов привели к появлению протезов, которые в значительной мере достигают биологической фиксации – большое число исследований практически доказали возможность врастания кости внутрь пористого покрытия. [54, 162, 275, 290, 293, 341]. У бесцементных чашек имеется целый ряд потенциальных теоретических преимуществ – легкость изменения пространственной ориентации во время операции, повышение эффективности за счет применения модульных вкладышей, дополнительные возможности по использованию альтернативных пар трения. Сравнительные исследования цементных и бесцементных вертлужных компонентов демонстрируют более долгий срок службы чашек с пористым покрытием и меньшее число случаев неудовлетворительной рентгенологической картины.

ДИЗАЙН

Бесцементные имплантаты вертлужной впадины фиксируются в кости за счет плотной посадки и создания т.н. press-fit эффекта при условии, что минимальное покрытие чашки собственной костью составит не менее 70%. Существует два основных типа чашек: вкручивающиеся и имплантирующиеся путем забивания. Снаружи имплантаты всегда имеют либо микростуктурированную поверхность (резьбовые компоненты), либо вариант пористого покрытия (металлические шарики, проволока, сетка, плазменное напыление и пр.). Дополнительными опциями дизайна, способствующими немедленной фиксации могут быть рельефные особенности металлической оболочки, шипы, выступы и возможность использования винтов. Требования к внутренней стороне чашек однозначные: она должна быть гладкой – наличие неровностей может служить помехой для плотного прилегания полиэтиленового вкладыша и создаются предпосылки для появления продуктов износа полиэтилена при микроподвижности внутри чашки.

Резьбовой дизайн

Вкручивающиеся вертлужные компоненты имеют вид усеченного конуса с резьбой высотой 2-3 мм и шагом резьбы - 3-4 мм. Наличие резьбы обеспечивает прочную первичную фиксацию, а микроструктурированная поверхность или элементы пористого покрытия – вторичную фиксацию за счет остеоинтеграции. Конусовидная форма чашки делает применение этого имплантата незаменимым в случае протрузионного коксартроза, ревматоидного артрита. Фиксация чашки обеспечивается врезанием острых граней в стенки вертлужной впадины. К преимуществам этого типа имплантата необходимо отнести возможность выполнения костной пластики дефекта дна вертлужной впадины. Противники резьбовых чашек их недостатками считают [299, 318]:

- отсутствие очевидной биологической фиксации – костная ткань, располагающаяся между витками резьбы имеет тенденцию к рассасыванию;

- нестабильные компоненты причиняют значительную болезненность;

- при установке и удалении нередко убирается чрезмерное количество кости;

- затруднена интраоперационная ориентация и возникают сложности с дополнительной фиксацией.

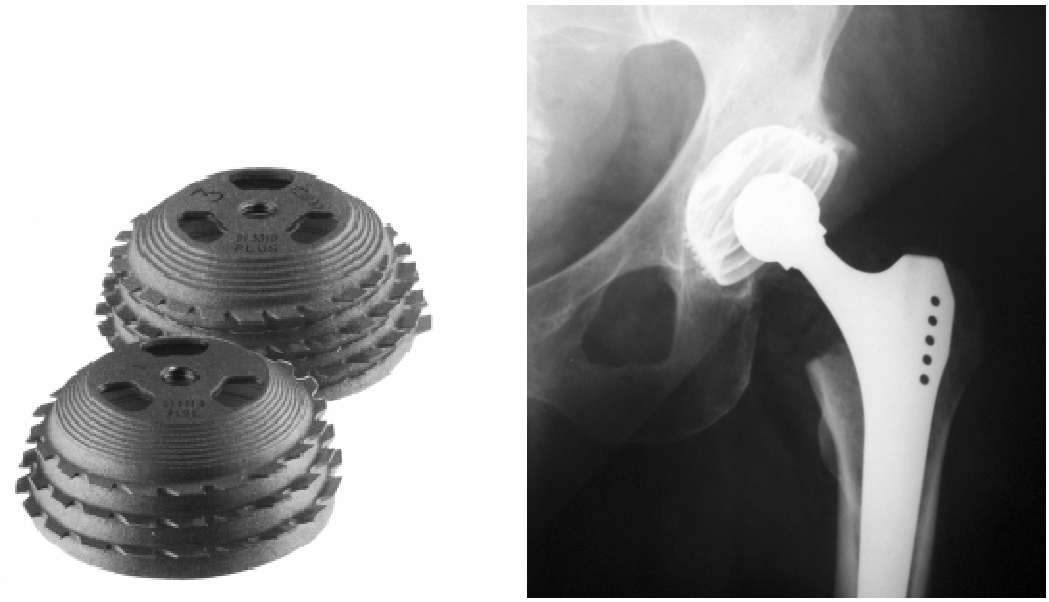


Рис. 4.6 Вертлужный компонент Bicon Plus производства фирмы Plus Orthopedics – наиболее удачная модель вертлужного компонента резьбового типа; а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава после установки вертлужного компонента Bicon Plus.

Полусферический дизайн

Полусферические компоненты устанавливаются за счет тугой посадки (press-fit) и легко могут быть дополнительно фиксированы винтами, или шпильками, или тем и другим [54, 290, 293]. В настоящее время, полусферические чашки используются наиболее широко, потому что они более удобны и обеспечивают большую гибкость в надлежащей ориентации при внедрении. Для усиления начальной стабильности некоторые чашки имеют шипы на куполе или по периферии. Заметно усиливается фиксация при установке дополнительных винтов, использование трех винтов не позволяет чашке сместиться при 100-килограммовых нагрузках [202]. Использование в стандартном случае больше четырех винтов бесполезно. Винты вообще устанавливаются в том случае, если хирург не уверен в прочности первичной фиксации чашки (рис. 4.6). Однако надо иметь ввиду, что наличие отверстий может иметь негативные последствия – продукты стирания полиэтилена под давлением проникают в губчатую костную ткань, приводят к появлению гранулем и развитию остеолиза, а могут и вызывать коррозию в местах соединения винта и металлической чашки [36, 163, 164, 204,

342]. Размещение винтов также имеет важное значение. Винты внедренные в переднюю колонну обеспечивают относительно слабую фиксацию, но могут повредить подвздошную вену или запирательную артерию, по этой причине их, по возможности, следует избегать [331]. Наилучшая позиция для введения винтов проксимальный сектор вертлужной впадины (рис. 6.25).

Основная фиксация достигается путем тугой посадки чашки за счет разницы в размерах между диаметром имплантата и подготовленного ложа. В зависимости от плотности кости превышение размеров обычно составляет 1-2 мм, и только в отдельных случаях может быть больше. Однако при значительной разнице в размерах появляются широкие щели в области купола и уменьшение контакта между доступным пористым покрытием и костью, что продемонстрировано в исследованиях на трупах. Кроме того, превышение размеров имплантата на 4 мм вероятно несет недопустимо высокую вероятность перелома вертлужной впадины во время имплантации. Даже превышение размеров компонента на 2 мм требует для установки приложения большой силы (2000 N) [192].

Бесцеменные имплантаты, используемые в настоящее время, выполнены из титана, кобальт-хромового сплава, или тантала. Прорастание кости внутрь возможно во всех трех металлах. Титан имеет преимущество лучшей биологической совместимости, меньшей жесткости, и способностью к химической связи с костью [68, 75, 128, 139]. Кобальт-хром имеет теоретические преимущества повышенной металлической твердости и возможного уменьшения количества продуктов износа [117]. С середины 90-х годов активно используется тантал, который обеспечивает очень благоприятные условия для прорастания кости. Тантал – высокопористый металл (70 процентов пор от вего объема), его модуль упругости намного ближе к кости, чем у кобальт-хрома или титана.

ПРОРАСТАНИЕ КОСТИ

Прорастание кости внутрь пористого покрытия происходит, если выполняются следующие условия: (1) не должно быть чрезмерного движения между имплантатом и костью; (2) должен быть близкий контакт между пористой поверхностью и костью; и (3) размер пор имплантата должен находиться в оптимальном диапазоне. Если все эти условия выполнены, прорастание внутрь кости происходит сходно с процессами заживления перелома, воспаления, репарации и ремоделирования [139, 166, 316, 350]. Исследование удаленных вертлужных компонентов демонстрирует прорастание кости от 0% до 100% внутрь доступной пористой поверхности [26, 73, 76, 79, 117]. Значительная вариабельность процента прорастания кости объясняется различиями в методиках, используемых для анализа прорастания, а также от дизайна имплантата и сроков имплантации. Sumner с соавторами

оценили 18 экспериментальных вертлужных компонентов [316]. Эти компоненты имели дополнительную фиксацию винтами, а пористая поверхность представляла собой переплетение волокон титана. Один из имплантатов, удаленный спустя 1 неделю после установки, не показал никакого врастания внутрь. Оставшиеся имплантаты демонстрировали врастания внутрь различной степени, которая, коррелировала со временем прошедшим после имплантации. Те, которые сохранялись на длительный промежуток времени, демонстрировали зрелую трабеклярную кость и гаверсовы каналы внутри имплантата.

НАЧАЛЬНАЯ СТАБИЛЬНОСТЬ

Процесс прорастания кости в поры компонента рассматривался в многочисленных фундаментальных исследованиях. Начальная стабильность имплантата – предпосылка для остеоинтеграции и формирования биологической фиксации [89]. Хотя точный порог относительной подвижности, влияющий на прорастание кости внутрь покрытия компонентов эндопротеза не был определен, Pilliar с соавторами показали, что ситуация благоприятна если этот показатель меньше 28 мкм, а в случае если он более 150 мкм развивается фиброзная фиксация [262]. Влияние нагрузки на процесс прорастания кости в покрытие компонентов эндопротеза изучено в многочисленных фундаментальных исследованиях. Так в экспериментах на собаках Heck с сотрудниками нашли, что при уменьшении нагрузки после имплантации титановых сегментарных протезов улучшается предельная прочность на сдвиг между костью и компонентом [150]. С другой стороны, Kim WC с соавторами при создании вертлужной модели на собаках нашли, что немедленная опора может быть полезной [188, 189]. После первичного тотального эндопротезирования тазобедренного сустава с изначально надежно фиксированным бесцементным вертлужным компонентом разрешение давать нагрузку в ранние сроки после операции не приводит к ухудшению клинических результатов. Тем не менее, уменьшение микроподвижности до абсолютного минимума должно быть целью, поскольку это способствует вторичной биологической фиксации.

ПЛОТНЫЙ КОНТАКТ

Исследования из многочисленных центров демонстрировали, что, хотя прорастание кости внутрь покрытия возможно с промежутками между поверхностью протеза и костью до 3 мм, процесс идет медленнее и практически непредсказуемо. Sandborn и партнеры зафиксировали прорастание кости внутрь компонента через промежутки до 2.0 мм, но отметили оптимальное прорастание, когда промежутки были меньше 0.5 мм [284]. Рассверлива-

ние вертлужной впадины до размера последней фрезы, соответствующей размеру чашки оптимизирует контакт с костью, но не обеспечивает первичной стабильности и в этом случае остается только надеяться на вторичную биологическую фиксацию. В настоящее время мы считаем, что необходимо обрабатывать вертлужную впадину под полусферическую чашку на 1 - 3 мм меньше, в зависимости от качества кости, жесткости материала, и размера чашки. Необходимо удостовериться, что не остается больших промежутков между куполом чашки и дном впадины. Для увеличения начальной стабильности press-fit чашки может использоваться дополнительная фиксация винтами.

РАЗМЕР ПОР

Множество исследователей пытались определить оптимальные размеры пор для прорастания кости внутрь, основываясь, прежде всего, на гистологических наблюдениях и механических испытаниях стабильности. Bobyn JD с соавторами в исследованиях на собаках кобальт-хромовой модели с пористой поверхностью из мелких шариков определили, что имплантаты с размерами пор в пределах 400 - 800 мкм имели более слабую фиксацию, чем с размерами 50 до 400 мкм [40, 41, 335]. При изучении имплантатов с размером пор менее 100 мкм, больший размер пор соответствовал лучшей фиксации [275]. В другие исследованиях, при размерах пор в диапазоне 150 - 400 мкм не определялась разница в отношениях между силой фиксации и размером пор [41, 42]. На основании этих исследований можно считать, что оптимальный размер пор для прорастания кости находится в диапазоне 100 - 400 мкм, однако с внедрением новых материалов (например, тантал) может измениться и представление об оптимальном размере пор.

УЛУЧШЕНИЕ ФИКСАЦИИ

На ранних этапах развития бесцементной фиксации компонентов эндопротеза проводилось большое число исследований различных методов, которые могут стимулировать процесс прорастания кости в покрытие металлического компонента. Было продемонстрировано благоприятное воздействие постоянным электрическим током [71, 333]. Использование импульсного электромагнитного поля оказалось неэффективным в исследованиях на животных [90, 173, 274].

Аутогенной костная крошка обладает остеокондуктивными и остеоиндуктивными свойствами и способствует прорастнию кости внутрь пористого покрытия вертлужного компонента при пластике небольших костных дефектов [154, 185, 197, 224, 281, 324]. При использовании покрытий фосфата кальция (гидроксиапатит и трикальция фосфат) совместно с пористыми материалами для улучшения прорастания кости, получены неоднозначные

результаты [25, 30, 35, 77, 78, 92, 272, 273, 297, 335, 349]. Непонятым остается, что более способствует прорастанию кости: коротко работающий трикальция фосфат или обладающий более продолжительным действием гидроксиапатит, и какая поверхность оптимальна для применения этих покрытий [213].

Любая медикаментозная терапия, способная неблагоприятно воздействовать на заживление перелома может также огранчить прорастание кости в покрытие бесцементного вертлужного компонента. Прорастания не происходит, если не обеспечена начальная фиксация протеза, или если есть слишком широкие промежутки между компонентом и костью. Лечение пациентов противоопухолевыми препаратами, бифосфонатами, индометацином и низкими дозами радиации, уменьшает силу фиксации и степень прорастания кости внутрь в моделях на различных животных [24, 183, 188, 259, 338]. Эти факторы должны быть учтены при имплантации эндопротеза.

В литературе имеется множество сообщений о 5-10-летних клинических результатах использования различных бесцементных вертлужных компонентов. Надежная фиксация получена более чем в 95% случаев. Clohisy сообщил о результатах использования 196 бесцементных вертлужных компонентов с пористым покрытием из титановой проволоки, наблюдаемых в среднем 122 месяца [69, 70]. Не было ни одной ревизии вследствие асептического расшатывания и явлений периацетабулярного остеолиза. Имеются сообщения о таких же результатах применения других бесцементных чашек [221]. В наблюдении на протяжении 12 лет 72 эндопротезов тазобедренных суставов с вертлужными компонентами из кобальт-хрома с пористым покрытием из металлических шариков, асептическое расшатывание и периацетабулярный лизис отмечались только в 4% случаев.

ПОТЕНЦИАЛЬНЫЕ НЕДОСТАТКИ БЕСЦЕМЕНТНЫХ ВЕРТЛУЖНЫХ КОМПОНЕНТОВ

Теоретические преимущества бесцементных вертлужных компонентов абсолютно понятны: они удобны в установке, модульные вкладыши могут улучшить эффективную позицию чашки и уменьшить вероятность вывихов, прорастание кости внутрь обеспечивает надежную биологическую фиксацию и, наконец, сменные модульные вкладыши очень удобны для ревизии, учитывая всевозможные размеры головок бедренных компонентов. Однако имеется и другая сторона в использовании бесцементных чашек – это возникновение при имплантации пресс-фит устройств перелома вертлужной впадины, случаи разобщения металлической оболочки и вкладыша, катострофическая несостоятельность вкладыша, сомнительно ускоренные темпы изнашивания полиэтилена, раздражение сухожилия iliopsoas краем металлической оболочки и остеолиз вертлужной впадины. Поэтому, оценивая

клинические результаты бесцементных вертлужных компонентов, не надо забывать, что спустя 5 - 10 лет после операции не было проблем с нестабильностью цементных чашек. И хотя возможна устойчивая фиксация бесцементного вертлужного компонента на неопределенно длительный период времени, в сроки до 10 лет хирурги столкнулись с целым рядом вышеперечисленных проблем, не встречавшихся прежде при использовании цементных имплантатов. Разумеется, что продолжающееся техническое совершенствование современных бесцементных компонентов создает предпосылки для энтузиазма хирургов, однако, возможно, что мы обмениваем одну проблему на другую, и вместо рентгеновских признаков расшатывания цементных чашек получим целый ряд других проблем, наблюдаемых при использовании ранних моделей бесцементных вертлужных компонентов.

Катастрофическая несостоятельность полиэтиленового вкладыша отмечалась во многих моделях бесцементных вертлужных компонентов [313]. Berry с соавторами сообщили о целом ряде (более 10 моделей) ранней несостоятельности вкладыша, потребовашей ревизии в сроки от 2 до 7,6 лет, в среднем 4,6 года [33]. Все вертлужные компоненты имели минимальную толщину модульного полиэтиленового вкладыша менее 5 мм. Половина пациентов во время первичной операции была младше 40 лет, и практически в половине случаев отмечалась вертикальная позиция чашки (50 градусов и более угла фронтальной инклинации). Причина этого явления микродвижение полиэтилена внутри оболочки чашки – дополнительный источник частиц износа, помимо продуктов истирания в бедренно-вертлужной паре. Вероятно, число неудач, будет увеличиваться пропорционально длительности сроков наблюдения

Также множество авторов сообщают о разобщении оболочки и вкладыша в многочисленных моделях вертлужных компонентов [49, 51, 56, 115, 193, 241, 267, 337]. Это может произойти в раннем периоде из-за нарушения механизма блокировки или в позднем вследствие усталостной несостоятельности полиэтиленового вкладыша. Ревизия требуется во всех случаях. Риск разобщения может быть уменьшен путем усовершенствования механизмов блокировки модульных полиэтиленовых вкладышей или за счет использования немодульных вертлужных компонентов, представляющих собой единое целое.

Перелом вертлужной впадины может произойти во время установки бесцементного вертлужного компонента и может поставить под угрозу фиксацию (рис. 4.7). Sharkey PF сообщил относительно 13 переломов, которые произошли во время установки бесцементных вертлужных компонентов [298]. Наибольшую степень риска имеют пациенты с умеренным остеопорозом, поскольку им устанавливаются компоненты с наибольшей разницей в размерах.

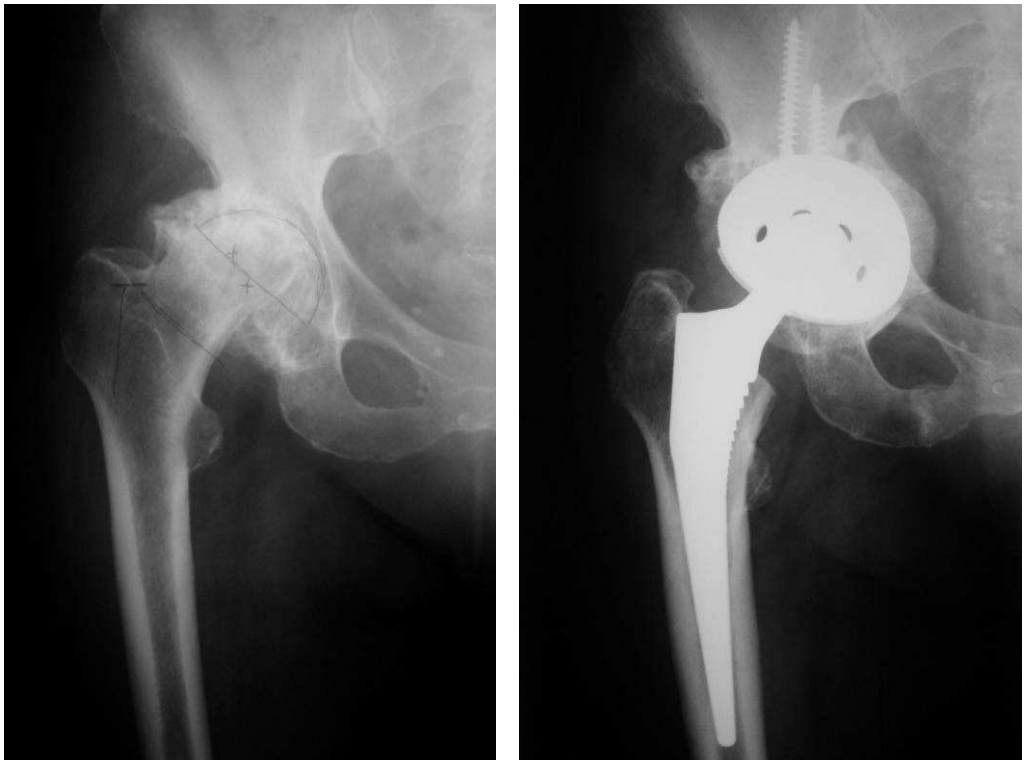


Рис. 4.7. Перелом вертлужной впадины, возникший в процессе имплантации, привел к нестабильной фиксации и необходимости переустановки вертлужного компонента большего размера с костной пластикой дна впадины и дополнительной фиксации винтами. а) до операции; б) после операции; в) через 9 месяцев после операции.

Неправильно заданное во время операции положение вертлужного компонента может существенным образом повлиять на уровень износа полиэтиленового вкладыша. Как было продемнстрировано Patil S. с соавторами оптимальным положением компонента является угол наклона 40^{O} - 45^{O} градусов и антеверсия не менее 15^{O}, увеличение угла наклона до 55^{O} приводит к 5-8% нарастанию темпов износа (рис 4.8) [253]. Неправильная ориентация бесцементного вертлужного компонента может также вызвать передний мягкотканый импнджмент [323]. Если компонент установлен в позиции чрезмерной ретроверсии, может раздражаться сухожилие m.iliopsoas, поскольку оно располагается по переднему отделу вертлужной впадины. Эти пациенты жалуются на связанную с ходьбой боль в паху, которая диагносцируется наружной ротацией с гиперэкстензией бедра. При таком тесте m.iliopsoas натягивается по выступающему краю вертлужного компонента. На боковой рентгенограмме можно увидеть, что сухожилие m.iliopsoas натягивается чрез выступающий край вертлужного компонента. Ревизия и переустановка компонента в более правильную позицию могут быть успешными, если все другие источники боли исключены.

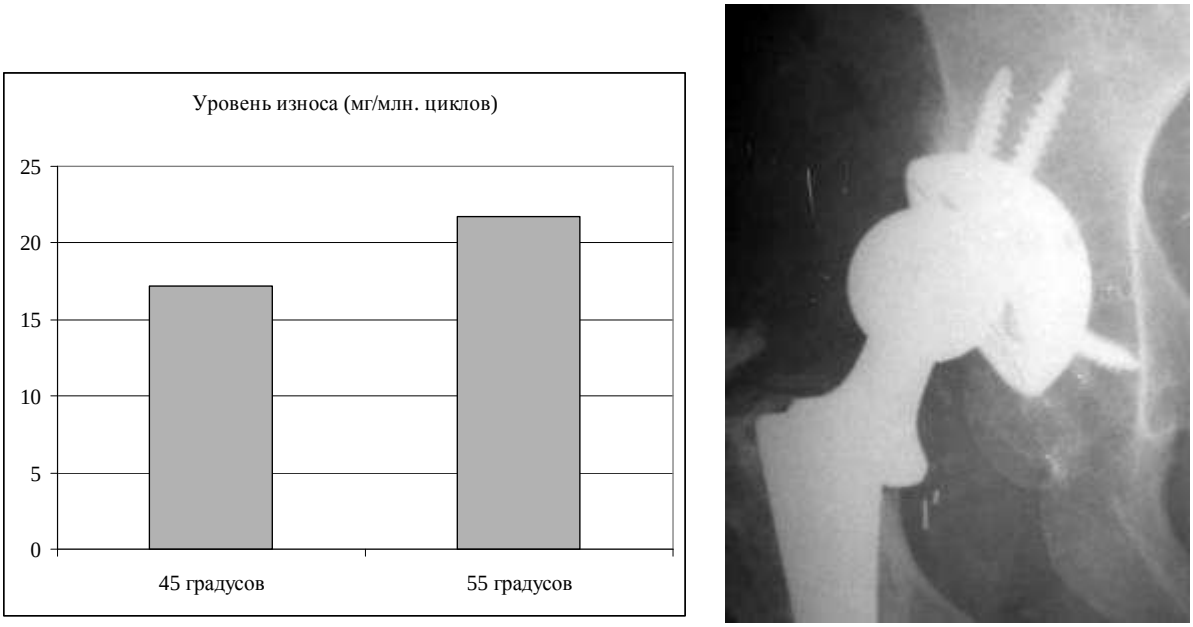


Рис 4.8. а) Уровень износа в зависимости от угла фронтальной инклинации; б) Вертикальная позиция чашки с избыточным износом, развившимся в течение 18 месяцев.

Как уже отмечалось ранее, есть множество сведений о высоких темпах изнашивания полиэтилена, скорость износа от 0,17 до 0,4 мм ежегодно. Возможной причиной этой проблемы может быть также использование бесцементных вертлужных компонентов в более молодом возрасте, когда пациенты предъявляют повышенные требования к искусственному суставу.

Одной из главных проблем с бесцементными вертлужными компонентами различных моделей является развитие остеолиза костей таза, по-видимому, связанное с воздействием продуктов износа (рис. 4.9) [32, 80, 286, 291]. Stauffer RN с соавторами сообщили, что при 5 - 7 летнем наблюдении из 199 компонентов с пористым покрытием в 30 наблюдался остеолиз костей таза [310]. По данным Trousdale RT с соавторами при использовании вертлужных компонентов HGPI, 13 из 116 пациентов имели очевидный по данным ренгенографии периацетабулярный лизис [323]. Причиной этого лизиса, вероятно, является проникновение частиц дебриса с поверхности метал-полиэтилен с внутренней стороны чашки к кости в области вертлужной впадины.

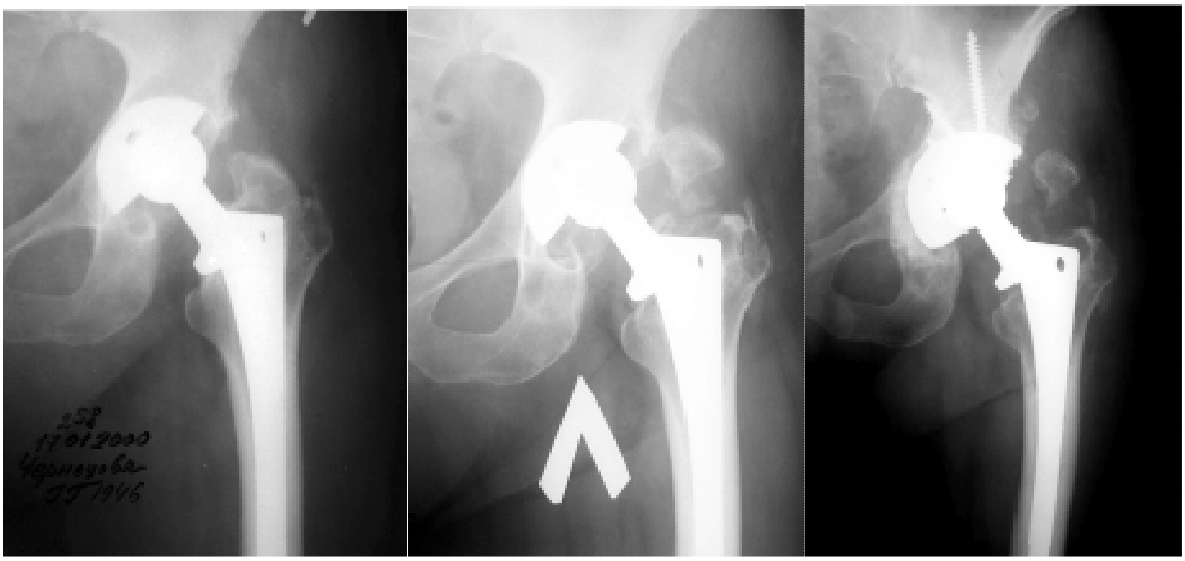


Рис. 4.9. Периацетабулярный остеолиз и нестабильность вертлужного компонента на фоне износа полиэтилена (децентрация головки)

Большинство вертлужных компонентов, используемых в настоящее время в Российском НИИТО им. Р.Р.Вредена представляют собой полусферические чашки с пористым напылением, выполненные из титана или кобальт-хрома и конические резьбовые чашки из титана с микроструктурированной поверхностью. Рассверливание вертлужной впадины производится обычно с разницей на 1 - 3 мм, в зависимости от качества кости и размера устанавливаемого вертлужного компонента. Дополнительноек крепление винтами используется по показаниям или согласно предпочтению хирурга. Учитывая, что большинство проблем связано несостоятельностью полиэтиленового вкладыша все чаще, особенно у молодых пациентов, применяются вкладыши из поперечносвязанного полиэтилена и альтернативные пары трения (метал-метал и керамика-керамика). Кроме того, использование альтернативных пар трения позволяет применять бедренные головки большого размера, что, в свою очередь способствует стабильности сустава и обеспечивает большую амплитуду движений.

Выживаемость вертлужных компонентов по данным литературы Таблица 4-1.

Вертлужный компонент	Возраст пациентов	Количество наблюдений	Период наблюдения	Результат	Источник
Цементные и бесцементные	55 лет и младше	4661	От 0 до 22 лет	10-летняя выживаемость б/цементные 94% цементные 93%	Eskelinen A et al. 2005
Harris-Galante II (Trilogy)		120	7 лет	выживаемость 100%	Malchau H, et al. 2002
Harris-Galante II (Trilogy)	50 лет и менее	55	Минимум 5 лет (в среднем 7 лет)	выживаемость 100%	Dunkley AB et al. 2000
Harris-Galante II (Trilogy)	55	58	12 лет	выживаемость 100%	Röhrl SM et al. 2006
Harris-Galante II (Trilogy)	По данным Финского регистра артропластики			13-летняя выживаемость 95%	Eskelinen A et al. 2006
Полусферические компоненты с пористым покрытием		20	16 лет	выживаемость 92%	Hampton BJ, Harris WH. 2006
Duraloc		157	Минимум 5 лет (в среднем 6,7 лет)	выживаемость 99%	Chen CJ et al. 2006
Duraloc		100	10 лет	выживаемость 100%	Grobler GP et al. 2005
Duraloc		71	От 3,7 до 5,9 лет (в среднем 4 года)	Ревизий не было, но 50% чашек показало миграцию до 2мм	Stoeckl B et al. 2005
Duraloc		2537	Общая 15-летняя выживаемость /асептическое расшатывание		Engh CA, et al. 2004
			С шипами	82.9% +/- 5.6% /94.7% +/- 3.4%	
			С винтами	71.6% +/- 8.5% /98.4% +/- 1.9%	
			Press-fit	72.0% +/- 12.6% /100% +/- 0.1%	

Полусферический вертлужный компонент Trilogy (Zimmer)

Выполнен из титана, пористое покрытие из титановых волокон (рис. 4.10). Изнутри чашка гладкая, на полюсе имеется отверстие для фиксации вкладыша. Вкладыш выполняет сферическую внутреннюю форму чашки и фиксируется стопорным кольцом и противоротационными выступами на краях чашки. Фиксационное полукольцо имеет дополнительные усики, которые служат контролем правильности посадки вкладыша и позволяют при необходимости удалить (заменить) полиэтилен без особых трудностей и разрушения или изменить его положение. Контроль глубины посадки осуществялется через отверстия для винтов.





Рис. 4.10. Вертлужный компонент Trilogy (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава через шесть лет после установки чашки Trilogy.

Необходимо помнить, что чашка Trilogy имеет более высокие края, чем фреза и, соответственно, при подготовке ложа требуется учитывать эту особенность. С другой стороны белее высокий профиль чашки обеспечивает лучшее покрытие костной тканью.

Линейка типоразмеров представлена компонентами от 46 мм до 70 мм, через 2 мм, вкладыши используются нейтральные и с 10-градусным наклоном. Материал вкладыша обычный или поперечносвязанный полиэтилен. Имеются также линейки чашек под головку 22, 26 и 32 мм, но они не получили такого широкого распространения, поскольку в стандартных случаях нет необходимости в их использовании.

Достоинства компонента:

- большая площадь контакта с костью;

- легкость в изменении положения модульного вкладыша и возможность его замены;

Недостатки:

- при малых размерах чашки (46-48 мм) может быть затруднена установка вкладыша, поскольку его внешний диаметр равен диаметру металлического компонента, а плотное внедрение чашки приводит к нависанию костной ткани над краем имплантата.

Полусферический вертлужный компонент Duraloc™ (DePuy)

Выполнен из титана, пористое покрытие из металических шариков (Porocoat™) (рис. 4.11). Форма компонента усеченная полусфера, поэтому чашка имплантируется глубже, чем последняя фреза. Данный момент может играть положительную роль при мелких вертлужных впадинах, но в случае глубокого рассверливания впадины компонент может потерять опору на края впадины и жесткость фиксации. Изнутри чашка гладкая, три отверстия под винты. Вкладыш выполняет сферическую внутреннюю форму чашки и фиксируется стопорным кольцом посадка вкладыша на конус. Контроль глубины посадки осуществялетсяч через апикальное отверстие.

Недостаток – невозможность изменения положения вкладыша после установки.

Линейка типоразмеров представлена компонентами от 48 мм до 74 мм, через 2 мм, вкладыши используются с 10 и 20-ти - градусным наклоном. Материал вкладыша обычный или поперечносвязанный полиэтилен.

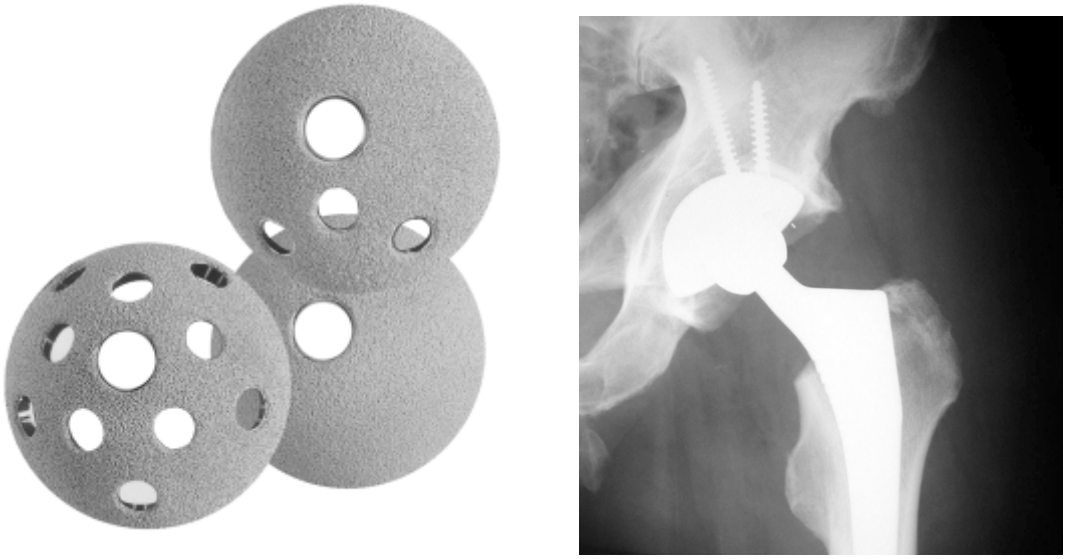


Рис. 4.11. Вертлужный компонент Duraloc™ (DePuy) а) внешний вид; б) рентгенограмма левого тазобедренного сустава через два года после операции.

Полусферический вертлужный компонент ASR™ (Porocoat™) (DePuy)

В последнее время используется в институте все чаще. Тонкостенный, выполнен из кобальт-хрома, пористое покрытие из металических шариков (рис. 4.12). Изнутри чашка полированная, без отверстий для использования в сочетании с головками больших размеров.

Пара трения метал-метал. При забивании используется специальный инструмент, захватывающий чашку по внутреннему контуру. Поскольку чашка ASR, также как и Duraloc, имеет вид усеченной полусферы, но не имеет вкладыша, целесообразно при забивании задавать несколько более горизонтальную позицию, чем обычно. Вследствие того, что в чашке отсутствуют отверстия затруднен контроль за глубиной посадки иплантата.



Рис. 4.12. Вертлужный компонент ASR™ (DePuy) а) внешний вид; б) рентгенограмма правого тазобедренного сустава после установки чашки.

Достоинтства:

- использование пары с экспериментально подтвержденным очень низким уровнем линейного износа;

- высокая стабильность сустава, отстутствие тенденции к вывиху;

- большая амплитуда возможных движений.

Недостатки:

- невозможность дополнительной фиксации с помощью винтов и, следовательно, затруднено использование при дефектах и при низком качестве костной ткани;

- затруднен контроль глубины посадки чашки.

Полусферический вертлужный компонент Mallory-Head (Biomet)

Выполнен из титана, имеет пористое плазменно-спреевое покрытие с размерами пор от 100 до 1000 микрон (рис. 4.13). Изнутри чашка гладкая с полной конгруентностью поверхности вкладыш/чашка, на ободе чашки имеется 6-8 выступов для придания вкладышу ротационной стабильносит. Особенностью компонента является наличие по экватору четырех антиротационных шипов, поэтому, в соответствии с рекомендацией фирмы, размер устаноавливаемой чашки эквивалентен размеру последней фрезы, в случае выраженной поте-

ри качества кости возможно использование компонента диаметром превосходящим фрезу на 2 мм. Контроль глубины посадки осуществялетсяч через апикальное отверстие.

Линейка типоразмеров представлена компонентами от 40 мм до 80 мм, через 2 мм, вкладыши используются с 10-ти - градусным наклоном. Материал вкладыша обычный или поперечносвязанный полиэтилен. Имеются также вкладыши с возможностью использования пары трения металл-металл.

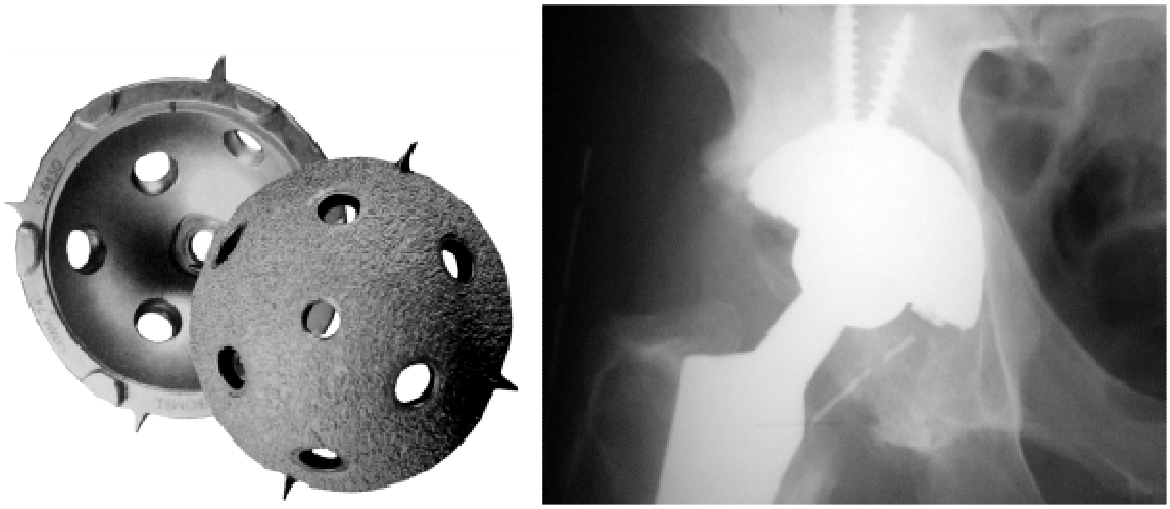


Рис. 4.13. Вертлужный компонент Mallory-Head (Biomet) а) внешний вид; б) рентгенограмма правого тазобедренного сустава после установки эндопротеза.

4.3 Бедренные компоненты цементной фиксации

В начале 90-х годов прошлого века множество исследований демонстрировали хорошие среднеотдаленные и долгосрочные результаты применения бедренных компонентов цементной фиксации, особенно с использованием современных методов цементирования. К этому времени были изучены демографические факторы, особенности дизайна и основы хирургической техники, влияющие на долговечность функционирования бедренного компонента. В то же время были проанализированы многочисленные неудачи первого поколения бесцементных имплантатов. Это привело к драматическому всплеску применения цементных ножек даже у молодых пациентов. К сожалению, в середине и конце 90-х годов, множество авторов сообщили о менее благоприятных результатах использования бедренных компонентов цементной фиксации, чем ожидалось. Проблемы, по большей части, были связаны с ранними неудачами обработанных в струе песка ножек с грубой поверхностью, разрушающей цементную мантию, вызывающей ее разрыхление, образование дебриса, развитие остеолиза с дальнейшей клинической несостоятельностью фиксации имплантата. Эти проблемы приводили к перепроверке взаимодействия дизайна, качества поверхности, методики цементирования и отбора пациентов для обеспечения долгосрочных успешных результатов. Несколько исследований, которые были опубликованы, показали, что даже при удачном дизайне цементного бедренного компонента частота неудач у молодых пациентов не удовлетворяла хирургов. Наконец, к концу 90-х годов, стало ясно, что множество бесцементных бедренных компонентов способно обеспечить надежную долгосрочную фиксацию и очень хорошие клинические результаты у подавляющего числа пациентов. В результате значительно сократилось число случаев цементной фиксации бедренного компонента с постепенным увеличением применения бесцементных имплантатов, особенно у относительно молодых пациентов.

ОСОБЕННОСТИ ДИЗАЙНА

Общая оценка бедренного компонента тотального эндопротеза тазобедренного сустава складывается при рассмотрении особенностей дизайна отдельных его элементов – собственно ножки, качестве обработки ее поверхности, головки, шейки и воротничка. В данном разделе рассматриваются только особенности дизайна цементных бедренных компонентов.

Головка бедренного компонента

В дизайне головки важными переменными являются диаметр, материал из которого они изготовлены и обработка поверхности. В настоящее время большинство фирм выпускает головки диаметром 22, 26, 28, и 32 мм для использования со стандартными ножка-

ми, помимо этого выпускаются головки еще большего диаметра для использования с альтернативными парами трения. Charnley выбрал диаметр головки 22.225 мм для своего оригинального дизайна как компромисс между силой трения (которая изменяется прямо пропорционально размеру головки), и изнашиванием (которое изменяется обратно пропорционально) [62, 64]. Многие исследователи считают, что устойчивость к вывихам возрастает с увеличением размера головки, однако по другим данным нет никакого клинического подтверждения меньшей частоты вывихов при использовании головок диаметром 32 мм [105]. Теоретически, 32-х мм головка позволяет приблизительно на 20% больший диапазон движения, чем 22-х мм (при одинаковом размере шейки и дизайне вертлужного компонента), но клинических различий в амплитуде движения тазобедренного сустава также не отмечалось [319]. Имеются исследования показывающие, что, не смотря на то, что линейный износ полиэтилена больше при головке диаметром 22 мм, потенциальный объемный износ значительно больше при 32-х мм головке [144]. Частота нестабильности цементных вертлужных компонентов выше при использовании головок диаметром 32 мм [233]. Вероятно, это может быть результатом того, что большой размер головки (большая площадь соприкосновения) ведет к увеличению силы трения и передает торсионные нагрузки на вертлужный компонент, а также головки большего размера увеличивают объемный износ полиэтилена и, соответственно, формируется больше полиэтиленового дебриса, который вызывает макрофагальное воспаление, способное привести к нестабильности чашки [294]. Помимо этого, увеличение головки до 32 мм ведет к уменьшению толщины полиэтилена цементного вертлужного компонента (при одном и том же внешнем диаметре) или вкладыша бесцементной чашки [33]. По вышеупомянутым причинам размер головки 32 мм в комбинации с обычным полиэтиленом с начала 1990-х годов использовался очень мало. Оптимальный для модульных бесцементных систем размер 28 мм обеспечивает больше возможностей относительно коррекции длины шейки в сравнении с 22-х мм и, поэтому, используется чаще всего. Для маленьких вертлужных компонентов, в которых 28-ми мм размер головки не позволяет обеспечить достаточную толщину полиэтилена по прежнему используются 22-х мм головки. С появлением новых материалов, используемых в парах трения (типа поперечного связанного полиэтилена), которые должны обеспечить низкий объемный износ, вновь нарастает интерес к головка большого размера. Большие размеры головки, увеличивая диапазон возможных движений в суставе, снижают частоту импинджмента и потенциально более стабильны к послеоперационным вывихам. Только время покажет, приведет ли их использование к уменьшению частоты вывихов и не будет ли нарастать объемный износ в новых парах трения.

Материал, из которого изготовлена головка бедренного компонента также важная

переменная дизайна, поскольку различные материалы имеют разные характеристики изнашивания в паре с полиэтиленом. Титан, который обладает хорошей биосовместимостью, но является мягким и не износостойким продемонстрировал высокую степень износа in vivo [131] и в настоящее время практически не применяется. «Золотым стандартом» стали головки из кобальт хрома, обладающие прекрасной изностойкостью и хорошо поддающиеся полировке. Керамические головки, при трибологических испытаниях демонстрируют лучшие показатели изнашивания, однако керамика хрупка, и периодически появляются сообщения о переломе керамических головок. Прямое рандомизированное сравнение керамических и кобальтхромовых головок в естественных условиях по показателям износа полиэтилена пока еще не доступно. Несколько ретроспективных исследований предполагают, что керамические головки могут обеспечить меньшее изнашивание, но это остается не доказанным [231].

Шейка эндопротеза

Модульное соединение между головкой и ножкой присутствует практически во всех современных дизайнах, поскольку имеет множество очевидных практических преимуществ и при первичной операции и при ревизии. Модульность позволяет легко изменять длину шейки, оптимизируя натяжение мышц, длину конечности, стабильность и биомеханику сустава. Однако модульное соединение создает и потенциальные проблемы. В самом соединении могут формироваться продукты износа и даже явления коррозии из-за разности металлов [72, 327]. При использовании длинных шеек модульные системы требуют наличия юбки на головке эндопротеза, которая увеличивает диаметр шейки и уменьшает амплитуду движений, таким образом возрастает риск развития импинджмента с вертлужным компонентом. Развивающийся импинджмент может привести к нестабильности и формированию полиэтиленового дебриса.

Задаваемый шейкой оффсет – важная особенность дизайна, которая должна быть оптимальной, потому что это глубоко затрагивает механическую функцию тазобедренного сустава [176]. Оффсет зависит от угла между ножкой и шейкой, длины шейки и местоположения, в котором шейка присоединяется к ножке (рис. 4.14). Слишком большой оффсет нежелателен, поскольку может потенциально привести к увеличенному изгибающему моменту или чрезмерным ротационным усилиям в бедренном компоненте, с последующим переломом ножки или расшатыванием. Маленький офсет уменьшает плечо рычага отводящих мышц бедра и может привести к недостаточности абдукторов с развитием хромоты и перегрузкой контрлатерального сустава. Помимо этого, недостаточный оффсет уменьшает стабильность сустава, поскольку слабое натяжение отводящих мышц повышает риск вывиха.

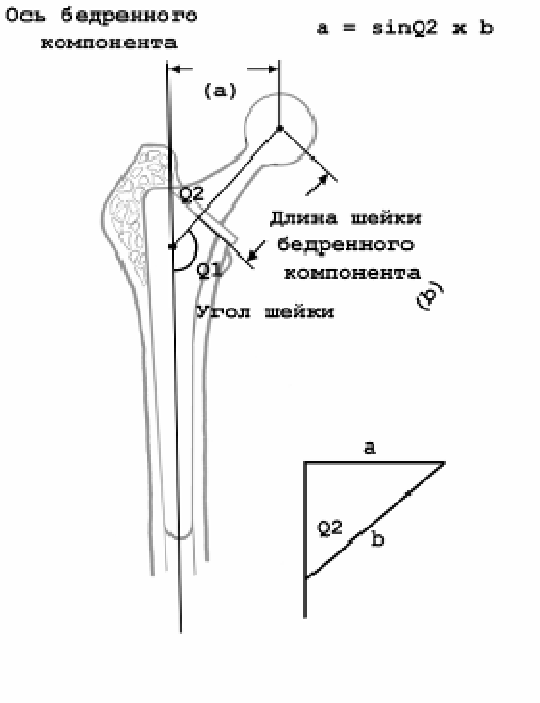


Рис. 4-14. Схематическое представление особенностей дизайна шейки бедренного компонента.

Воротничок

Значение воротничка в основании шейки ранее являлось темой многочисленных споров [86, 87, 96, 217, 243]. При использовании костного цемента воротничок выполняет функцию стопора для предотвращения избыточного дистального продвижения ножки. Существовало также мнение, что воротничок может в момент установки осуществлять дополнительную прессуризацию, однако другие исследования доказали его неэффективность в достижении этой цели. Наиболее рациональная цель воротничка – обеспечение лучшего перераспределения нагрузки на проксимальный отдел бедра и цементную мантию. Несколько экспериментальных исследований с элементами компьютерного моделирования определили более близкую к нормальной передачу компресиионных нагрузок на медиальную части шейки бедра посредством воротничка (Рис. 4.15 и 4.16) [16, 85, 203, 214, 216, 223, 320]. Данный эффект полезен, поскольку позволяет уменьшить адаптивную резорбцию кости в проксимальном отделе бедра (stress shielding), уменьшить изгибающее напряжение в ножке и уменьшить напряжение в дистальной части цементной мантии (рис. 4.17).

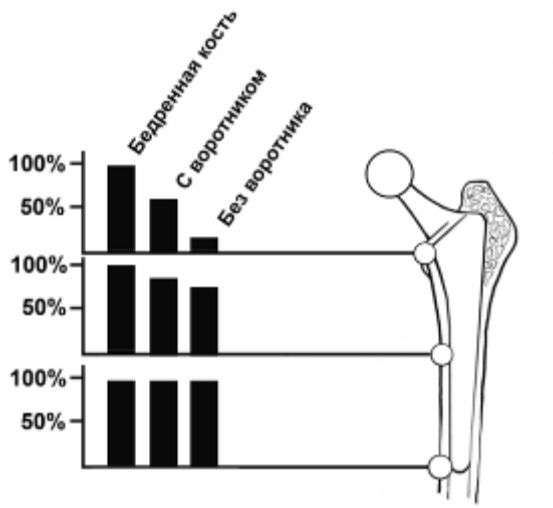


Рис. 4.15. Схематическое представление передачи нагрузки на проксимальный отдел бедренной кости в неповрежденной конечности и при наличии протеза с воротничком и без него.

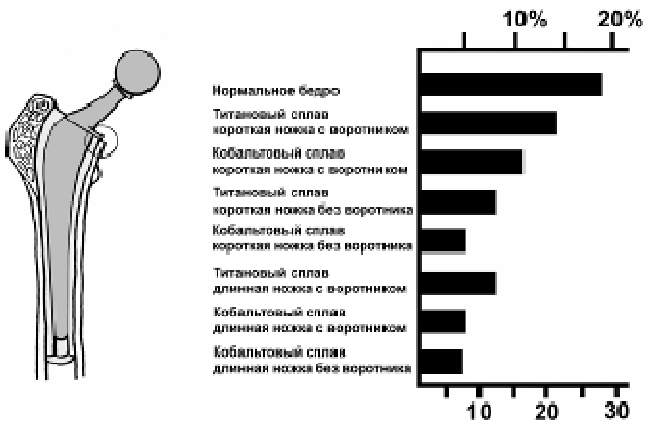


Рис. 4.16. Максимальное сжимающее напряжение в кортикальной кости с медиальной поверхности проксимального отдела при 2000-N нагрузки на сустав до и после эндопротезирования. (Из Tarr RR, Lewis JL, Jaycox R et al: Effect of materials, stem geometry, and collar-calcar contact on stress distribution in the proximal femur with total hip. Trans Orthop Res Soc 4:34, 1979.)

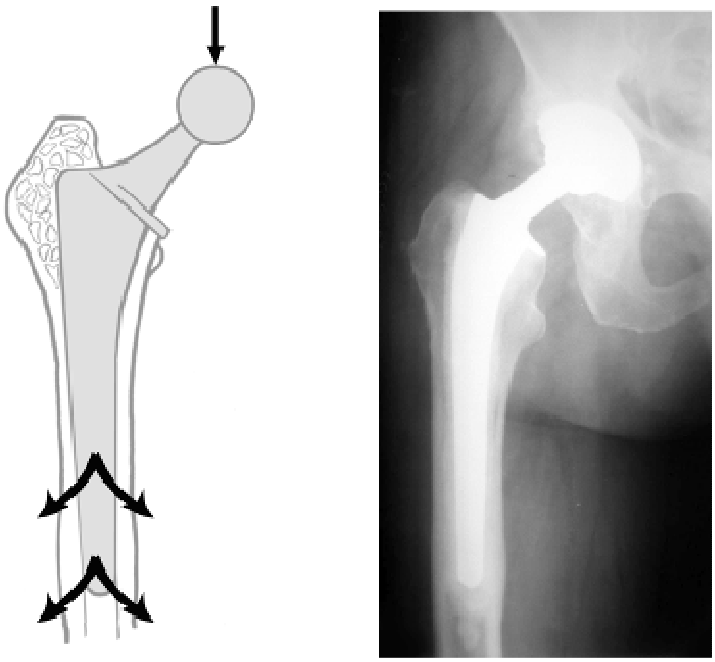


Рис. 4.17. А, Схематическое представление нарушения нагрузки с перемещением напряжения в дистальную часть ножки эндопротеза. В, Рентгенографическая иллюстрация реактивной гипертрофии диафиза бедра в результате перемещения напряжения в дистальную часть ножки цементного протеза через 3 года после операции.

При этом надо иметь в виду, что физиология кости такова, что аксиальные нагрузки в проксимальном отделе значительно превышают все остальные, поэтому наличие дополнительной опоры может привести к трехкратному увеличению нагрузки на зону дуги Адамса. Один из эффектов осевой нагрузки бедренного компонента клиновидной формы – это чрезвычайно высокое кольцевое напряжение (периферические растягивающие усилия) в проксимальном отделе бедра и цементе. Это кольцевое напряжение может приблизиться к окончательному пределу прочности цемента, но теоретически значительно уменьшаются до безопасного уровня за счет воротничка [85]. Проблема в том, что технически сложно обеспечить тесный контакт между нижней стороной воротничка ножки и костью; а также трудно удержать достигнутый контакт. Даже незначительная резорбция кости аннулирует эффективную передачу напряжения, и положительное действие воротничка теряется. На математических моделях удалось показать, что напряжение может быть передано от воротника через слой цемента на кость шейки бедра [85]. Напротив, экспериментальные лабораторные исследования продемонстрировали, что при осевой нагрузке слой цемента под воротничком быстро фрагментируется.

Дизайн безворотничкового компонента разрабатывался с гладкой или полированной поверхностью, чтобы быть в состоянии самопозиционироваться в разрыхленной цементной мантии за счет клиновидной формы. Поклонники такого дизайна предполагают, что отсутствие воротничка позволяет полированной ножке немного оседать в устойчивую позицию в вязкоупругой цементной мантии, таким образом стимулируя положительное адаптивное ремоделирование кости. Способность безворотничковых клиновидных полированных бедренных компонентов оседая постоянно уплотнять цемент позволяет предотвращать образование дебриса от микроподвижности ножки в мантии и, следовательно развитие дистального остеолиза. Клиническая практика показала хорошие результаты для обоих дизайнов цементных ножек и с воротничком, и без него. Возможно, что воротнички необходимы для определенной конструкции компонента, но бесполезны или даже вредны для других.

Ножка

Особенности дизайна бедренного компонента включают геометрические характеристики (длина, форма, поперечное сечение), свойства материала и состояние поверхности.

От некоторых ранних имплантатов, имеющих изогнутый дизайн, отказались, поскольку помимо проблем с ромбовидным поперечным сечением, имелись трудности обеспечения однородности цементной мантии. При внедрении изогнутой ножки в относительно прямой (во фронтальной плоскости) интрамедуллярный канал бедренной кости формирует-

ся тонкая мантия в проксимально-латеральном и дистально-медиальном отделах, что, в свою очередь, приводит к усталостным переломам цемента и развитию нестабильности. Прямая, умеренно клиновидная ножка производит дополнительную прессуризацию цемента при внедрении и обеспечивает более равномерный его слой [20].

Длина ножки была вопросом многих споров – обсуждались вопросы простоты установки и возможные сложности удаления при ревизии. Исследования с применением математического моделирования показали, что очень короткие или слишком длинные ножки приводят к концентрации напряжения в некоторых точках композиции [85]. Например, очень длинные имплантаты приводят к нарастанию напряжения в ножке с шунтированием нагрузки в дистальном направлении и экранировании проксимального отдела (stress-shielding). Слишком короткие ножки ведут к проксимальному увеличению напряжения, которое может превысить прочность цемента или кости.

Геометрия поперечного сечения бедренного компонента в комбинации с физическими свойствами материала определяет прочность и жесткость имплантата. Сечение определенной формы может обеспечивать более благоприятные механические условия функционирования и наоборот. Так острых ребер на ножке необходимо избегать, поскольку они приводят к концентрациям напряжения и могут вызвать повреждение цементной мантии. Ножки утолщенные с латеральной стороны более устойчивы к изгибу и вызывают меньшее напряжение на растяжение в цементной мантии. Имплантаты с относительно толстой медиальной стороной вызывают меньшее компрессионное напряжение в цементе. Поскольку костный цемент приблизительно в три раза более устойчив к сжатию, чем к растяжению, постоянная компрессия может быть единственным безопасным режимом (то есть, чем менее выражено напряжение растяжения, тем менее вероятно, что цемент сломается с развитием нестабильности компонента). Рис. 4.18 демонстрирует исследование Crowninshield с соавторами по определению оптимальной формы поперечного сечения цементного компонента [85]. Анализ базировался на условии, что имплантат имеет изгиб только во фронтальной плоскости. В действительности изгиб в аксиальной плоскости не менее важен, особенно при ходьбе по прямой и по лестнице. В конце 90-х годов было признано, что клиническую эффективность ножки определяет ее торсионная стабильность в цементной мантии. Недостаточная торсионная стабильность имплантатов с излишне округлыми формами и маленькой площадью поперечного сечения приводит к раннему разрыхлению мантии под воздействием мощных ротационных напряжений, возникающих в ножке на фоне повседневной двигательной активности. Таким образом идеальный имплантат должен иметь геометрию поперечного сечения, обеспечивающего высокую торсионную стабильность без острых граней, которые могут вызвать переломы цементной мантии.

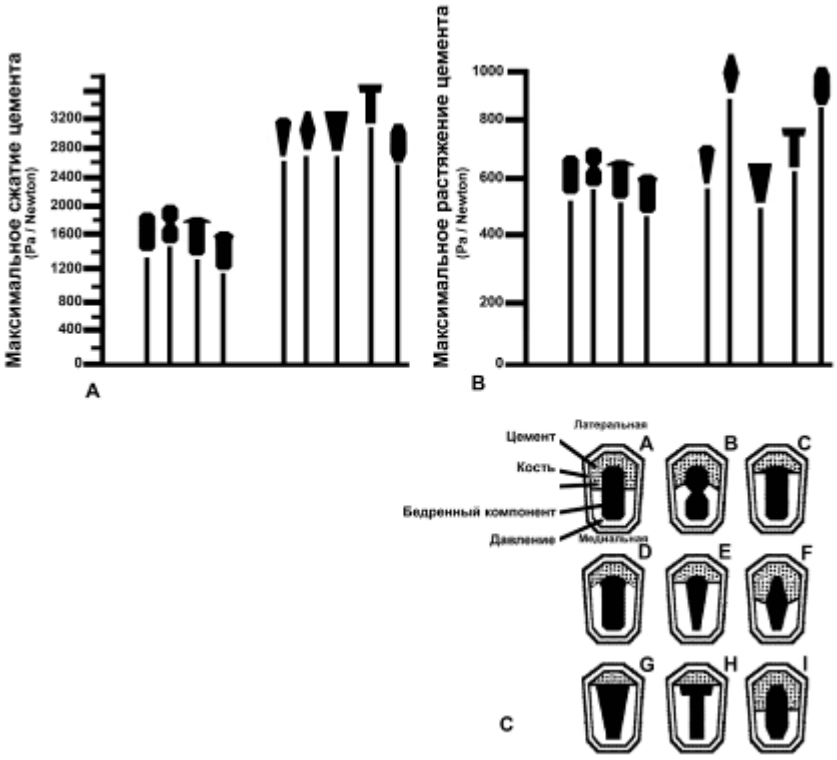


Рис. 4.18. Влияние геометрии поперечного сечения бедренного компонента на максимальное сжатие цемента (A) и растяжение (B). Форма поперечного сечения D представ-ляет оптимальную конфигура-цию для использования с цементной фиксацией, пос-кольку генерирует минималь-ные напряжения сжатия и растяжения в цементе и меньше других подвергает напряжению мантию (C). (Из Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, MilroyJC:The effect of femoral stem cross-sectional geometry on cement stresses in total hip reonstruction. Clin Orthop 146:71, 1980.)

На раннем этапе для изготовления бедренных компонентов использовалась нержавеющая сталь, материал относительно жесткий (то есть с высоким модулем упругости), но низкими показателями усталости и предела текучести [319, 320]. Технический прогресс в металлургии привел к созданию современных модификаций нержавеющей стали, применяемых для производства эндопротезов и обладающих превосходными характеристиками усталости. Сплавы кобальтхрома имеют отличные показатели усталости и предела текучести, но имеют немного больший модуль упругости чем нержавеющая сталь. Сплавы титана имеют модуль упругости приблизительно в два раза меньше нержавеющей стали или кобальтхрома (рис. 4.19) [88, 203, 214, 320]. Более тонкие и гибкие ножки несут меньше внутреннего напряжения и передают больше компрессирующих усилий к кости проксимального отдела и цементу, тогда как большие, жесткие ножки уменьшают толщину цемента и вызывают сильное напряжение растяжения в дистальной части цементной мантии [66]. Использование сплавов титана для изготовления цементных компонентов нецелесообразно, поскольку титан – это мягкий не износостойкий метал, продукты истирания которого вызывают быстрое развитие остеолиза [280].

Тип обработки поверхности бедренного компонента также является важной особенностью дизайна [7, 17, 194]. Большинство ранних дизайнов цементных имплантатов имели гладкую или полированную поверхность и причиной их несостоятельности большинство исследователей считали плохую связь ножки с цементной мантией. Поэтому протезы, разрабатываемые в 80-е и 90-е годы, изготавливались с микроструктурированными и порис-

тыми поверхностями, или имели покрытие из ПММК. Такая поверхность обеспечивала надежное сцепление цемента и ножки, не допуская возможности микроподвижности в пределах мантии. Однако, теперь стало понято что, если нарушается связь такой ножки с цементом, их взаимное трение приводит к образованию большого количества дебриса (рис. 4.20) [121, 207]. Некоторые бедренные имплантаты теперь полируются, чтобы уменьшить вероятность образования дебриса при рассоединении ножки и цемента, однако в настоящий момент еще нет убедительных данных в преимуществе такого дизайна [121, 248].

Crowninshield на основании измерения шероховатости с помощью калиброванного профилометра ввел шесть терминов для описания текстуры поверхности: (1) блестящая; (2) гладкая; (3)окрашенная; (4) матовая; (5) шероховатая; и (6) текстурированная [17].

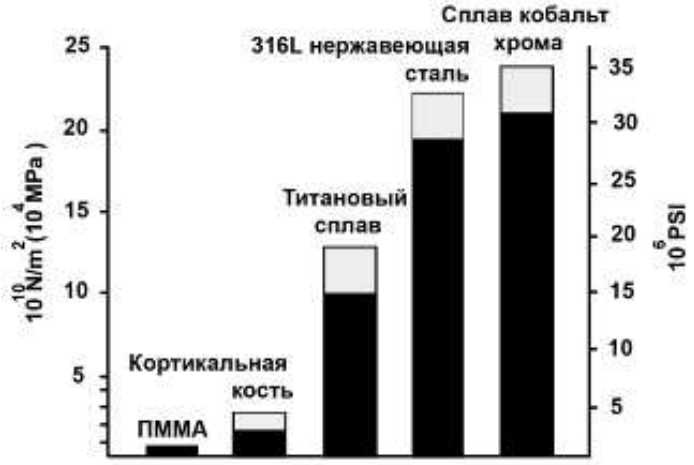


Рис. 4.19. Графическое представление модуля упругости сплавов, кости и костного цемента. (Из Tarr RR, Lewis JL, Jaycox R etal: Effect of materials, stem geometry, and collar-calcar contact on stress distribution in the proximal femur with total hip. Trans Orthop Res Soc 4:345, 1979.)

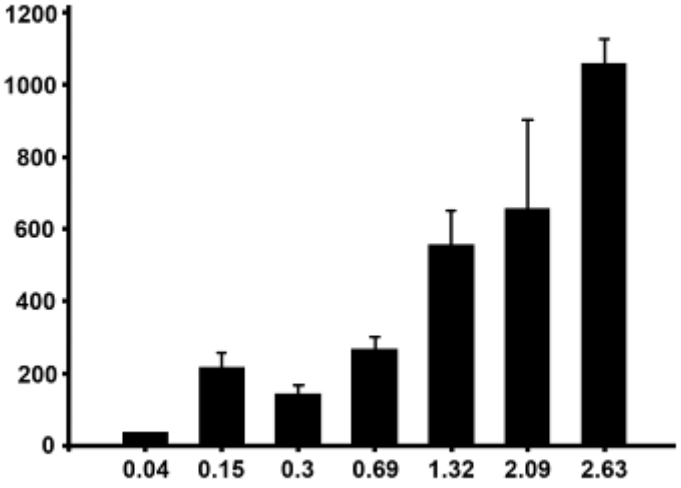


Рис. 4.20. Среднее истирание после 250 000 циклов смещения на 0.5 мм металла с различной шероховатостью поверхности относительно цемента (Из Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Milroy JC:The effect of femoral stem cross-sectional geometry on cement stresses in total hip reconstruction. Clin Orthop 146:71, 1980.)

При рассмотрении поверхности ножки имеют значение две важные характеристики: (1) сила вытяжения, определяющая сцепление между цементом и металлом, и (2) абразивные качества, которые определяют интенсивность истирания цемента металлом, которое происходит при нарушении сцепления и возникновении движений между бедренным ком-

понентом и мантией. При испытаниях количество продуктов истирания цемента прямо пропорционально степени шероховатости, но прочность связи металла и цемента находится в обратно пропорциональной зависимости. Для шероховатой ножки рассоединение металла и цемента сопровождается прогрессивным расшатыванием и сопровождается обширным остеолизом [232] (рис. 4.21). Ножки с гладкой поверхностью, когда освобождаются от цемента, ведут себя по-другому. Berry DJ с соавт. изучили этот эффект при анализе 2000 гладких ножек Charnley. Они нашли что, имеется зависимость «выживаемости» от степени оседания ножки в цементной мантии в раннем периоде [34]. При максимальной толщине рентгенопрозрачной линии между цементом и верхне-наружным краем ножки 2 мм и более значительно возрастала вероятность ранней ревизии вследствие нестабильности (P <0.0001), однако, если толщина линии была меньше 2 мм, такое оседание не влияло на выживаемость.



Рис. 4.21. Рентген правого тазобедренного сустава больного А., а) эндопротезирование правого тазобедренного сустава с использованием бедренного компонента Elite Plus (DePuy), б) через один год нестабильность бедренного компонента с выраженным остеолизом в проксимальном отделе, в) ревизионное эндопротезирование, замена бедренного компонента с костной аллопластикой, результат через один год.

На основании этих работ сформировалось понимание, что шероховатые ножки лучше связаны с цементной мантией, но если происходит рассоединение, то очень быстро развивается нестабильность с выраженным остеолизом. Гладкие или полированные компоненты слабо сцеплены с цементом, но если геометрия ножки обеспечивает механическую стабильность в мантии, то клинические результаты остаются удовлетворительными.

Проведенный сравнительный анализ поведения ножек Charnley Elite и Exeter, дизайн которых имеет принципиальное отличие с точки зрения возможности оседания, показал, что для обоих имплантатов миграция в первый год была наибольшей и в четыре раза превышала миграцию в последующие годы. Смещение ножки Exeter имело преимущест-

венно дистальное направление, скорость которого составила 1 мм/год в течение первого года. Кроме того, наблюдалось легкое вальгусное отклонение ножки и ротация головки кзади (0,3 мм/год). В противоположность, ножка Charnley Elite имела небольшое оседание (0,2 мм/год), но быстрое ротационное смещение кзади (0,8 мм/год). По заключению авторов, эта разница в направлении смещения может стать причиной нестабильности ножек [8].

Ling с сотрудниками полагают, что полированные клиновидные ножки имеют значительное потенциальное преимущество в обеспечении хороших долгосрочных результатов [205]. Они показали, что при температуре тела у цемента проявляются вязкоупругие свойства, позволяющие полированной клиновидной ножке оставаться стабильной в мантии, а генерируемое ей кольцевое напряжение передается на проксимальный отдел бедра через цемент.

Цементная мантия

Важным вопросом долговечности цементного протеза является наличие равномерной цементной мантии и правильного положения ножки в костно-мозговом канале. Удовлетворительная периферическая толщина цементной мантии, окружающей бедренный компонент необходима по двум причинам. Во-первых, при слишком тонкой цементной мантии имеется повышенный риск возникновения растрескивания цемента, что в свою очередь может привести к развитию нестабильности компонента и необходимости ревизии [174, 214]. Во вторых, полное отсутствие мантии может дать доступ продуктам износа к кости с развитием остеолиза. Установка бедренного компонента в неправильной позиции может вызвать локальное истончение цементной мантии, например, при варусной позиции ножки отмечается недостаточная толщина мантии проксимально с медиальной стенки и в дистальном отделе с латеральной стороны. Более того, плохо центрированный в канале компонент может быть не только окружен локально истонченной мантией, но местами просто прилегать к костным стенкам. С этой целью в современных моделях предусмотрены специальные централизаторы, которые способствуют центрированию ножки подготовленном ложе в процессе установки.

До настоящего времени точно не определена оптимальная толщина цементной мантии. Расчеты методом конечных элементов показали, что при толщине костного цемента более 2,5 мм существенно снижается нагрузка на окружающие ткани. Исследования, выполненные при аутопсии, выявили, что переломы цементной мантии наблюдались редко при ее толщине более 2 мм. Таким образом, на сегодняшний день принято, что величина цементной прослойки между костной тканью и ножкой протеза должна быть не менее 2 мм.

ПОКАЗАНИЯ

Отличные клинические результаты в сочетании с хорошими показателями выживаемости и относительно низкой стоимостью цементных имплантатов заставляют рассматривать их, как конструкции выбора во многих случаях. Цементная фиксация бедренного компонента, вероятно, не так зависит от качества кости и геометрии канала как бесцементная, поэтому она применима в большинстве клинических ситуаций. Однако, при определенной геометрии бедренного канала использование цементных ножек более целесообразно, тогда как в других, случаях более подходящими являются компоненты бесцементной фиксации.

Несомненно, что чаще возникают проблемы с цементными бедренными компонентами у относительно молодых пациентов и у людей с избыточным весом.

В настоящее время, большинство хирургов предпочитают использовать цементные бедренные компоненты для старших, малоактивных пациентов. Молодым пациентам с высокой степенью физической активности и хорошим качеством кости практически все предпочитают устанавливать эндопротезы бесцементной фиксации. Между этими двумя крайностями выбор имплантата зависит от воззрений хирурга. Для пациентов, моложе 70 лет, мы, в подавляющем большинстве случаев, применяем бесцементные ножки даже на фоне умеренно выраженного остеопороза. В более старшем возрасте, в основном, используются цементные протезы.

Разумеется, что возраст не единственный критерий, используемый в нашем учреждении при выборе имплантата.

Повседневная активность, избыточный вес, предполагаемая продолжительность жизни, наличие и выраженность сопутствующей патологии и, наконец, геометрия костномозгового канала и качество кости служат критериями при выборе имплантат и способа его фиксации. Удовлетворительное качество кости с плотной трабекулярной структурой и толстыми кортикальными стенками настраивает на применение бедренного компонента бесцементной фиксации, и, наоборот, при выраженных остеопоротических изменениях метод выбора – цементное эндопротезирование.

Учитывая особенности геометрии костномозгового канала, у пациентав с индексом бедренного расширения Dorr (см. рис 3.3) более 4,7 (форма "бутылки шампанского") мы стараемся использовать бесцементный имплантат. С другой стороны, для пациентов с плохим качеством кости и индексом расширения Dorr мене 3-х (форма "дымовой трубы"), мы стремимся применить цементную фиксацию [99]. Впрочем, Kobayashi с соавторами показали, что цементные компоненты Charnley демонстрируют более низкую степень выживаемости при форме канала, типа «печной трубы», но возможно, что эта форма канала может

быть еще более неблагоприятной для ножки бесцементной фиксации [196].

РЕЗУЛЬТАТЫ

Любое усовершенствование дизайна эндопротеза и методики его имплантации по логике должны привести к улучшению клинических исходов. Однако многочисленные сообщения о результатах клинического применения вновь разработанных и усовершенствованных моделей, позволяют сделать вывод, что не все эти изменения оказываются полезными. Соответственно прежде, чем внедрять в широкую клиническую практику новые имплантаты они должны быть тщательно и всесторонне исследованы.

Сообщения о результатах использования различных цементных бедренных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава содержат очень противоречивые сведения. Опубликованные результаты могут зависеть от состава группы пациентов, типа имплантированного эндопротеза, хирургического доступа и техники цементирования, хирурга и бригады, выполняющей операцию, интерпретации результатов и сроков наблюдения [29, 47, 106, 111, 112, 144, 145, 147-149, 181, 182, 215, 228, 236, 239, 251, 260, 264, 266, 276, 283, 289, 310, 332, 343, 346].

Огромное значение в определении показателей выживаемости» имеет демографический фактор, многими исследователями показано увеличение частоты неудач при цементной фиксации бедренных компонентов у пациентов молодого возраста [97, 149, 165, 266, 292, 300]. Dorr L.D. с соавторами в исследовании пациентов младше 45 лет после цементого эндопротезирования зарегистрировал удовлетворительные результаты через 16 лет лишь у 27% больных, в сравнении с 78% через 4,5 года и с 58% через 9 лет. Уровень ревизий в сроки 16 лет составил 82% у пациентов, которым на момент операции было менее 30 лет и 56% в более старшей возрастной группе [97].

Аналогично возрастной зависимости, высокий уровень нестабильности цементных ножек коррелировал с избыточным весом и более высокой степенью двигательной активности пациентов [165, 300].

На частоту неудач может оказывать заболевание, которое послужило причиной эндопротезирования: асептический некроз головки бедра и посттравматический артроз были связаны с более высоким уровнем асептического расшатывания, тогда как при полисуставной форме ревматоидного артрита неудачи встречались реже [180].

Влияют на показатели выживаемости и технические факторы, включающие размер ножки и ее позицию, а так же качество цементной мантии.

Слишком большие и чрезмерно маленькие имплантаты, в пропорции к бедренному каналу пациента, являются фактором риска ранней неудачи [169]. Чрезмерно большой про-

тез не позволяет сформировать адекватную мантию цемента, ведет к ее перегрузке и возможным переломам цемента. Слишком маленькие компоненты ведут к образованию очень толстой мантии, которая будет плохо передавать нагрузку на кость, кроме того, маленькие ножки обладают плохой ротационной устойчивостью. Оптимальная толщина мантии цемента – 2 - 3 мм [113].

Значение правильного позиционирования ножки для повышения выживаемости бесспорно, большинство авторов считает, что желательно обеспечить нейтральное положение [106]. Есть данные, что крайне неблагоприятна варусная позиция бедренного компонента [103, 264, 310]. Вальгусную позицию раньше считали выгодной, однако теперь есть данные о ее неблагоприятных последствиях [256].

Вероятно, отрицательное влияние на выживаемость неправильной позиции ножки заключается в изменении нормальной биомеханики сустава с перегрузкой отдельных участков кости и локального истончения цементной мантии.

Очень важным параметром для долгосрочной успешной работы бедренного компонента является качество цементной мантии и надежность фиксации цемента в окружающей кости. Harris со своими сотрудниками продемонстрировали значение оптимизации цементной техники. Разбив на категории качество изначальной цементной мантии, полученной после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, и проанализировав их, они заключили, что этот показатель позволяет оценить вероятность асептического расшатывания в будущем [48]. Соответственно хирургические меры, принятые, для оптимизации качества цементной мантии могут привести к лучшим показателям выживаемости цементных ножек.

Результаты цементного эндопротезирования рассматриваются по трем поколениям. В первом поколении тотального эндопротезирования тазобедренного сустава использовались ножки, изготовленные не из самых высококачественных сплавов и имеющие в своем дизайне острые и узкие медиальные грани. Цемент внедрялся в бедренный канал руками, никаких пробок для дистального блокирования канала не применялось. Второе поколение подразумевает применение бедренных компонентов с округлыми широкими краями, выполненных из наиболее качественных сплавов в сочетании с усовершенствованной техникой цементирования. Канал блокировался пробкой и цемент вводился ретроградным способом с помощью пистолета. В третьем поколении цементного эндопротезирования начали осуществлять вакуумное смешивание цемента или его центрифугирование для уменьшения пористости. В некоторых моделях эндопротезов стали производить обработку поверхности ножки для улучшения сцепления на границе метал-цемент и во многих новых моделях стали использовать проксимальные и/или дистальные централизаторы для формирования равномерной однородной мантии. Разумеется, что не все наблюдения в пределах одного поко-

ления абсолютно эквивалентны, поскольку иногда речь идет о принципиально разных дизайнах ножек.

Результаты использования эндопротезов и цементной техники первого поколения: тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава по Charnley

Дизайн тотального эндопротеза тазобедренного сустава и техника цементирования, предложенные сэром Джоном Чарнли остаются «золотым стандартом», с которым сравниваются все прочие. Berry с соавторами произвели обзор 25-летних результатов применения этого эндопротеза в Клиники Мейо [34]. С марта 1969 по сентябрь 1971 года было выполнено две тысячи последовательных первичных эндопротезирований по Charnley. Бедренный компонент представлял из себя моноблок из нержавеющей стали с гладкой поверхностью и головкой диаметром 22.225 мм. Средний возраст пациентов составил 63,5 года. Показанием к эндопротезированию в 82% был остеоартрит. Из 2000 пациентов 97% наблюдались, по крайней мере, в течение 25 лет или до ревизии, или до смерти. Самый долгий период наблюдения составил 28,4 года. Общая «выживаемость» данного эндопротеза была 80,9%. «Выживаемость» до ревизии по поводу асептического расшатывания за 25 летний период была еще выше – 89,8% (см. Таблицу 4-2) [231]. В целом частота асептического расшатывания была сходной и для вертлужных, и для бедренных компонентов. Однако в первые пятнадцать лет чаще ревизовались бедренные компоненты, а за последующие 10 лет увеличилась частота ревизий вертлужных компонентов. Частота ревизий по поводу асептического расшатывания была почти в два раза выше у мужчин.

Таблица 4.2

Время после операции (годы)	Выживаемость без ревизий	Выживаемость без ревизий по поводу асептического расшатывания
5	96,1	99,6
10	91,8	97,1
15	87,3	93,8
20	81,3	89,4
25	77,5	86,5

Выживаемость 2000 эндопротезов

Самым важным фактором, влияющим на долговечность эндопротеза был возраст (Таблица 4-3). Neuman с соавторами также сообщил о 88,3% 20-летней вероятности выживания у пациентов, моложе 55 лет, и 89,3% – для пациентов старше 55 лет [236].

Callaghan с соавторами опубликовал 25-летний опыт 330 эндопротезирований по Charnley, выполненных однит хирургом [55, 294]. Частота ревизий вследствие асептического расшатывания бедренного компонента была 3%, а из 62 пациентов проживших 25 лет 77% по-прежнему пользовались первоначальным протезом. Older J. из Англии, также сообщил 20-летние результаты эндопротезирования по Charnley [247, 248]. Он также называет цифру 3% ревизий вследствие асептического расшатывания бедренного компонента.

Причинами успеха гладкой ножки Charnley в настоящий момент считают малое образование частиц износа даже при нарушении связи протеза с цементной мантии (гладкая поверхность), ротационно устойчивый дизайн ножки, небольшой объемный износ полиэтилена (головка диаметром 22.225 мм) и подавляющее число пациентов пожилого возраста.

Отдаленные результаты тотального эндопротезирования по Charnley лучше, чем при использовании других ножек [103, 256]. Pavlov PW сообщил о 15-летнем наблюдении 512 эндопротезирований Charnley-Muller, в котором обнаружилось 40% неудач, требующих ревизии [256]. Dunn и Hamilton также сообщили о 40% частоте нестабильности 185 таких же ножек через 10 - 14 лет после операции [103]. Неблагоприятные особенности дизайна ножек первого поколения (кроме Charnley) – это узкие, острые грани, приводящие к разрушению цемента и геометрия ножек, способствующая формированию неравномерной по толщине мантии.

Таблица 4-3

Выживаемость (%) цементных бедренных компонентов в зависимости от возраста, в котром выполнена операция

Возраст	Общая 25-летняя выживаемость	25-летняя выживаемость без ревизий по поводу асептического расшатывания бедренного компонента	25-летняя выживаемость без ревизий по поводу асептического расшатывания обоих компонентов	25-летняя выживаемость без ревизий по поводу асептического расшатывания вертлужного компонента
Менее 40	63.7	68.7	82.4	73.7
40-49	62.0	72.7	82.6	80.7
50-59	75.9	81.0	84.6	86.1
60-69	86.9	92.2	92.9	93.6
70-79	92.6	95.9	96.8	98.6
80 и более	100	100	100	100

Результаты использования эндопротезов и цементной техники второго поколения

Несколько исследований с 10 или более годами клинических наблюдений демонстрировали, что на выживаемость бедренных компонентов второго поколения влияет также и хирургическая методика. Mulroy и Harris сообщили о клинических результатах использования 105 цементных бедренных компонентов различного дизайна для первичного эндопротезирования с периодом наблюдения от 10 до 12,7 лет (в среднем 11,2 года) в сочетании с цементной техникой второго поколения [233]. Общая частота асептической нестабильности составила 3%, ограниченный эндостальный остеолиз отмечен у 6,8% пациентов.

Stauffer RN сообщил о 3,2% ревизий по поводу асептического расшатывания при среднем сроке 9,6 лет (от 8,8 до 11,5) наблюдения за 222 тотальными эндопротезами с ножкой HD-2 (Harris Design-2), имплантированной с применением цементной техники второго поколения [311]. Общая десятилетняя выживаемость составила 95%.

Sanchez-Sotelo с соавторами опубликовал опыт Клиники Мейо по применению 256 ножек HD-2, установленных в период с 1980 по 1983 годы в сочетании с цементной техникой второго поколения [283]. Средний возраст при операции составил 66 лет, основным показанием к операции у 71 % больных был остеоартроз. За 15 лет было выполнено 7 % ревизий по поводу асептического расшатывания ножки. Общая 15- летняя выживаемость для бедренного компонента составила 92,2 % причем у пациентов младше 50 лет результат был значительно хуже – выживаемость составила 72,3%. Smith SE с соавторами представили свой 20-летний опыт использования цементной техники второго поколения у пациентов 50 лет и младше [305]. Всего было выполнена ревизия у 14% пациентов, в том числе 6% вследствие асептического расшатывания.

Klapach AS с соавторами провел сравнение использования ножек Charnley с цементной техникой первого и второго поколения [194]. При минимальном 20-летнем сроке наблюдения частота неудач была ниже при использовании цементной техники второго поколения, но различие не было статистически достоверным. Однако авторы показали, что адекватное заполнение бедренного канала приводит к улучшенным показателям выживаемости ножки.

Данные Шведского национального регистра артропластики, в котором отслеживаются все операции эндопротезирования, выполненные в Швеции, также демонстрировали лучшие показатели «выживаемости» ножки при использовании техники цементирования второго поколения в сравнении с первым [152, 209]. На основании анализа этих данных авторы поддерживают мнение, что использование дистальной пробки и ретроградного заполнения канала с помощью цементного пистолета улучшает качество цементирования и повышает «выживаемость» ножки [208].

Результаты использования эндопротезов и цементной техники третьего поколения

Oishi с соавторами на основании анализа 100 гибридных эндопротезирований сообщили о 6 - 8-летней выживаемости бедренных компонентов Precoat имплантированной по методике цементирования третьего поколения [246]. Только в одном случае наблюдалось асептическое расшатывание ножки, а в 6% отмечался локальный остеолиз.

Duffy с соавторами наблюдали на протяжении 12 лет девяносто случаев последовательных первичных тотальных эндопротезирований тазобедренного сустава, выполненных с использованием ножки Precoat и техникой цементрирования третьего поколения. У четырех пациентов (5%) выполнена ревизия по поводу асептического расшатывания, но во всех этих случаях уже на первичных рентгенограммах отмечалось неудовлетворительное качество цементной мантии [101]. В более ранних публикациях десятилетняя выживаемость этих ножек оценивалась в 98% [69].

Таблица 4-4

Выживаемость цементных ножек по данным литературы

Бедренный компонент	Возраст пациентов	Количество наблюдений	Период наблюдения	Результат	Источник
Charnley LF	38 (12-50)	292	15 (от 1 до 36)	25 летняя выживаемость 74%	Wroblewski BM et al. 2007
Charnley LF		261	22 года 10 месяцев (от 20 до 30)	Отсутствует боль – 82,3%; удовлетворительная функция 59,6%; отличная амплитуда движений – 62%	Wroblewski BM et al. 1999
Charnley		38,769	10 лет	7-летняя выживаемость 94.7%; 10-летняя 92.0%	Malchau H, et al. 2002
Lubinus		332	(от 2 до 11 лет)	Выживаемость за 10 лет 98,4%	Frøen JF, Lund-Larsen F. 1998
Lubinus IP/SP		543	7,9 лет	95%/96%	Savilahti S et al. 1997.
Lubinus	65 (32-80)		12 лет	91%	Alho A, et al. 2000.
Lubinus IP		12,944	10 лет	7-летняя выживаемость 96.6; 10-летняя 92.9%	Malchau H, et al. 2002
Lubinus SP 1		3209		7-летняя выживаемость 98.5% 10-летняя 96.9%	
Lubinus SP II		23,617		7-летняя выживаемость 98.4%; 10-летняя 95,7%	
Müller	66 (43-93)	126	9,1	Общая выживаемость 96,8%, для асептического расшатывания 98,4%	Acklin YP, et al. 2001
Müller		112	15 лет	Выживаемость 92,7%	Raber DA, et al. 2001
Müller		272 (Ti)	10 лет	Выживаемость 5-летняя	Schweizer A, et al. 2003

		161 (CoCr)		92.8% (Ti)/100% (CoCr); 10-летняя 80.9%/98.2%	
Müller		3082	10 лет	7-летняя выживаемость 96.7%; 10-летняя 93,2%	Malchau H, et al. 2002
Müller		239 (Ti) 147 (CoCr)		(Ti) Выживаемость 8-летняя 86,6%; (CoCr) Выживаемость 10-летняя 97.3%	Maurer TB et al. 2001
Exeter матовый		2623	10 лет	7-летняя выживаемость 92.1%; 10-летняя 86.2%	Malchau H, et al. 2002
Exeter полированный		3758		7-летняя выживаемость 97.0%; 10-летняя 94.9%	
Exeter полированный		4769		7-летняя выживаемость 98.1%	
CPT		108	Более 5 лет	выживаемость 100%	Yates P et al. 2002

Также было проведено сравнение эндопротезов двух различных дизайнов, установленных по общей методике третьего поколения [Berger RA, Kull LR, Rosenberg AG, Galante JO 1996; Cannestra VP, Berger RA, Quigley LR, et al 2000]. Сто пятьдесят ножек Precoat продемонстрировали 98,6% десятилетнюю выживаемость, в то время, как десятилетняя выживаемость ножки Iowa составила 90,6%. Mohler с соавторами также сообщил о высокой частоте неудач круглой ножки Iowa, вызванной разобщением цемента с шероховатой поверхностью и высоким темпом образования дебриса с развитием остеолиза [229]. Такие же проблемы возникли при использовании ножки Elite Plus [8]. В целом, техника цементирования третьего поколения не дала тех результатов, которых от нее ожидали. Во многом это связано с высокой частотой асептического расшатывания некоторых типов ножек, что в большей степени зависит от особенностей их дизайна, нежели от техники цементирования. Вероятно, попытка добиться более надежной связи между поверхностью бедренного компонента и цементой мантией было ошибкой, но уменьшение пористости цемента и централизация ножки в канале несомненно является шагом вперед. Только время покажет, насколько эффективными были те усовершенствования дизайна эндопротезов и нововведения в методике цементирования в сравнении с высоким стандартом, установленным J. Charnley.

ТЕХНИКА

В процессе установки цементного бедренного компонента несколько этапов операции заслуживают особого внимания.

Подготовка кости

Точное определение размеров канала, обработка сверлами и рашпилями проксимального отдела бедра внесли свой вклад в улучшение оперативной техники, позволяя подготовить к цементированию канал, практически любой формы. В отличие от инструментов, которые удаляют почти всю губчатую кость, приспосабливая канал к имплантации бесцементных ножек в случае применения цемента инструменты должны сохранять и уплотнять губчатую кость. Хорошая мантия из сильной эндостальной губчатой кости должна быть оставлена для проникновения цемента.

После обработки канала бедренной кости необходимо удалить все свободные фрагменты губчатой кости и дебриса. С этой целью Weber предложил использование специальных щеток, но это может быть достигнуто и применением костных ложек или кюреток [332]. Промывание пульсирующей струей способствует удалению жирового дебриса и крови из костных полостей. Это улучшает проникновение цемента и фиксацию имплантата, что, в свою очередь, снижает вероятность нестабильности и продлевает срок службы протеза [144, 145, 240, 283]. Дистальное закупоривание бедренного канала перед промыванием

пульсирующей струей позволяет удалить ретроградным способом значительную часть дебриса из эндостальных полостей бедра.

После промывания канала желательно обеспечить максимально возможное высушивание поверхности кости, чтобы избежать неблагоприятного воздействия жира и крови на прочность цементной мантии [116, 136]. Уменьшению кровотечения из канала бедра способствует гипотензивная общая анестезия, спинальная анестезия и местные аппликации адреналина или тромбина. Может быть эффективным и простое просушивание канала салфетками непосредственно перед введением цемента.

Подготовка и введение цемента

Со времени описания оригинальной методики Charnley произошли существенные изменения в подготовке ПММА и его введении в канал бедра. В качестве дистальной пробки для закупоривания канала, первоначально предложенного Amstutz, может использоваться шарик ПММА [12, 244]. В настоящее время обычно в качестве пробки используют полученные при операции из коробчатого долота фрагменты аутокости или полиэтиленовые заглушки (в многообразии доступные по размеру и дизайну). Однако при сравнительном исследовании костных и пластмассовых пробок с заглушками из ПММА Beim с соавторами продемонстрировали преимущество последних в обеспечении герметизации и достижении максимального давления в канале кости без утечки цемента и смещения пробки [31]

Oh и Harris сообщили о важности методики ретроградного заполнения канала с использованием цементного пистолета после дистального закупоривания. Авторы подчеркнули потенциальное значение прессуризации массы цемента после ее введения в канал (рис. 4.22) [243]. Этой группой для улучшенния вторжения цемента в кость был спроектирован бедренный компактор [242]. Существуют модификации цементных пистолетов для ретроградного заполнения канала обеспечивающих одновременное удаление смеси воздуха, жира и крови.

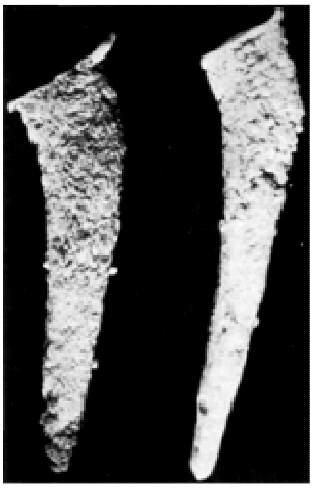


Рис 4.22. Два метилметакрилатовых слепка каналов после растворения кости азотной кислотой: один из бедра с пробкой (слева), а другой из бедра без пробки (справа). Слепок из бедра с пробкой показывает лучшую однородность и лучше отражает рисунок от проникновения цемента в губчатую кость. (Из Oh I, Harris WH: Proximal strain distribution in the loaded femur: An in vivo comparison of the distribution in the intact femur and after insertion of different hip replacement femoral components. J Bone Joint Surg 60A:75, 1978.)

ПРЕДПОЧТЕНИЯ АВТОРОВ

Корректное предоперационное планирование – основной залог успеха. Для определения желаемого положения вертлужного компонента, ожидаемого центра ротации сустава, а также дизайна и размера бедренного компонента используются соответствующие шаблоны. Выбор дизайна бедренного компонента основан на персональных предпочтениях хирурга и на особенностях геометрии проксимального отдела бедра пациента. Размер ножки зависит от величины канала и выбирается так, чтобы обеспечить достаточную толщину цементной мантии (по крайней мере 2 - 3 мм).

Выбор хирургического доступа зависит от предпочтений хирурга. Уровень остеотомии шейки бедра выполняется в соответствии с предоперационным планированием, таким образом, чтобы обеспечить коррекцию длины конечности, в качестве ориентиров используются большой и малый вертелы.

Целесообразно выполнить остеотомию шейки немного выше планируемого уровня, для исключения ошибки в выборе направления хода лезвия осциляторной пилы.

После установки вертлужного компонента проводится подготовка бедренного канала. Мы предпочитаем использовать рашпили уплотняющие губчатую кость и формирующие хорошую основу для внедрения цемента. Позиция установки рашпиля – 10 - 15 градусов антеверсии, такое направление, за исключением случаев грубого искажения анатомии при дисплазиях, задается собственной шейкой бедренной кости пациента. После проведения пробного вправления, определения необходимой длины шейки и оценки стабильности сустава удаляют рашпиль и завершают подготовку канала для цементирования.

Устанавливают дистальную пробку (пластиковую, ПММК или, чаще всего из аутокости). Удаляют свободные мелкие фрагменты кости, тщательно промывают и высушивают канал, затем приступают к введению цемента.

Предпочтительно вакуумное смешивание цемента. Стандартной упаковки цемента 40 г обычно достаточно для малого и среднего размеров канала бедра. В случае необходимости может использоваться большее количество цемента. Предпочтительно введение цемента ретроградным способом с помощью пистолета. Если осуществляется ручное введение цемента необходимо параллельно удалять кровь из канала с помощью дренажной трубки, подсоединенной к хирургическому отсосу. После заполнения канала производится проксимальная прессуризация цемента эластичным обтуратором.

Протез внедряется руками пока цемент находится в эластичном состоянии. Необходимо следить за установкой протеза в нейтральном положении. При выполнении операции из переднего доступа на спине необходимо избегать истончения цементной мантии спереди в проксимальном отделе и сзади в дистальном. Лишний цемент удаляется. После

окончательного затвердевания цемента, производится вправление бедра и повторная проверка стабильности сустава на предмет вывиха. Необходимо внимательно следить, чтобы фрагменты цемента не попадали в полость искусственного сустава, поскольку абразивное действие третьего тела в узле трения может привести к катастрофическому износу полиэтилена.

После окончательного промывания раны осуществляется ее обычное послойное ушивание. В полости раны остаются дренажные трубки, подсоединенные к вакуумному отсосу или системе сбора и реинфузии дренажной крови. Протокол послеоперационного ведения изменяется согласно усмотрению хирурга и зависит от применяемого доступа и способа фиксации вертлужного компонента.

Из всего многообразия цементных ножек мы наиболее часто применяем следующие:

Полированная клиновидная ножка CPT (Zimmer) (рис. 4.23), имеется пять типоразмеров ножек, для равномерного распределения цементной мантии применяется централизатор. Установка ножки осуществляется без особых усилий руками. При этом необходимо следить, чтобы не произошло истончение цементной мантии по передней стенке канала при переднем доступе и по задней стенке при заднем доступе.



Рис. 4.23. Бедренный компонент CPT (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенологическая картина эндопротеза и ножки CPT.

Достоинства

- современная философия дизайна (микроподвижность в цементной мантии)
- хорошие среднеотдаленные результаты
- наличие стандартных и латерализованных ножек
- возможность использования биполярных головок

Недостатки

- Малое количество типоразмеров головок (3)
- требует при установке латерализации (возможное повреждение мышц).

Оригинальная ножка Muller'а матовая (Zimmer) (рис. 4.24), может быть выполнена из комохрома или титана, имеется пять типоразмеров ножек, для равномерного распределения цементной мантии применяется централизатор. Установка ножки осуществляется без особых усилий руками.

Достоинства

- анатомичная форма, сберегающая мышцы при установке
- плотная посадка с упором на наружный и внутренний кортикальные слои
- хорошие среднеотдаленные результаты
- возможность использования биполярных головок

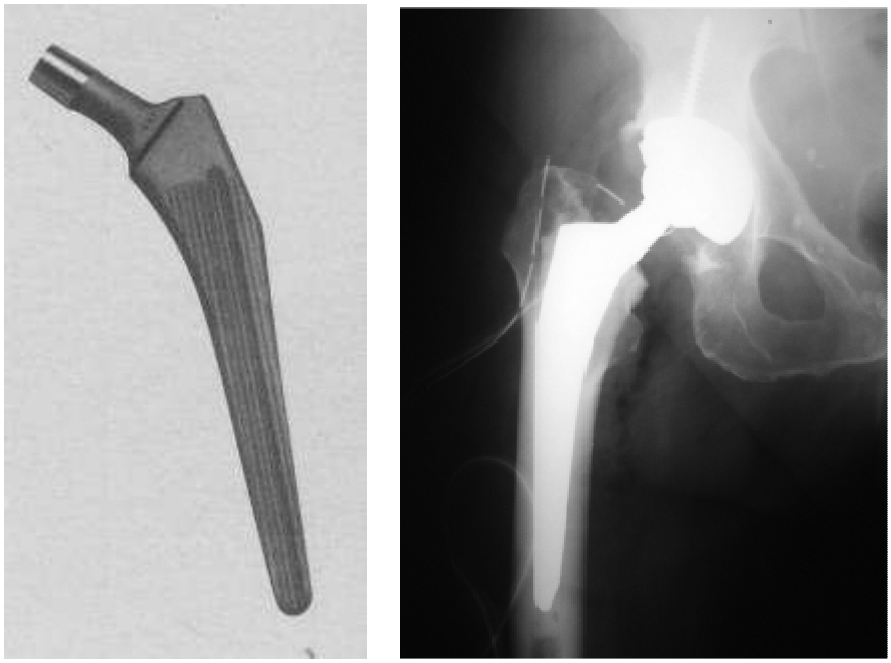


Рис. 4.24. Бедренный компонент Muller'а матовая (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенограмма правого тазобедренного сустава, гибридный протез с ножкой Muller'а.

Lubinus (Link) (рис. 4.25), матовая ножка, выполнена из комохрома, имеется четыре типоразмеров, для равномерного распределения цементной мантии применяется централи-

затор. Установка ножки осуществляется без особых усилий руками.

Достоинства

- анатомичная форма, сберегающая мышцы при установке
- плотная посадка с упором на воротничок
- хорошие среднеотдаленные результаты
- возможность использования биполярных головок

Недостатки

- Малое количество типоразмеров головок (3)

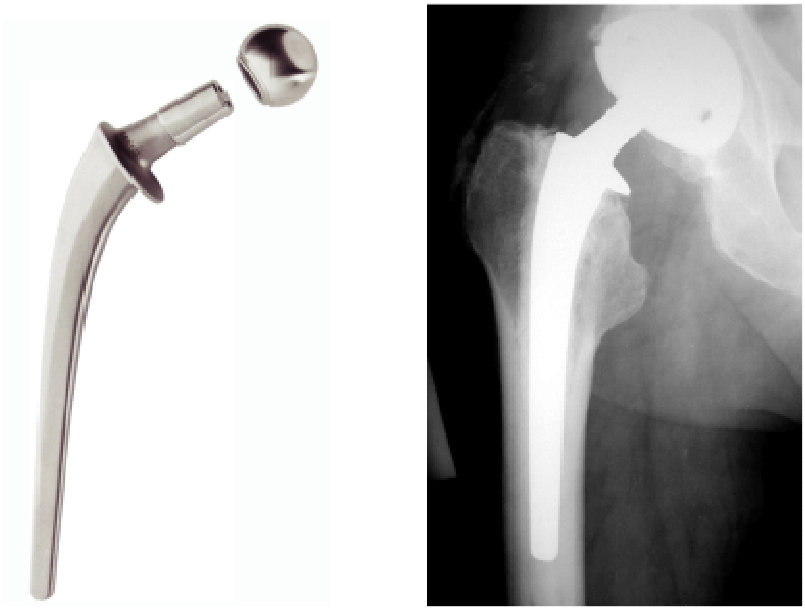


Рис. 4.25. Бедренный компонент Lubinus (Link) а) внешний вид; б) рентгенограмма правого тазобедренного сустава, гибридный протез с ножкой Lubinus.

4.4 Дизайн бедренного компонента эндопротеза бесцементной фиксации.

За более чем пятидесятилетнюю историю развития эндопротезирования тазобедренного сустава было создано большое количество имплантатов различных конструкций. Первоначальные попытки использования бедренных компонентов бесцементной фиксации закончились неудачей, что связанно с несовершенным дизайном эндопротеза – разработанные модели не обеспечивали должной фиксации в костномозговом канале, что сопровождалось постепенным развитием нестабильности массивного имплантата внутри кости и, в конечном итоге, возникновением болевого синдрома. Именно эти неудачи привели к тому, что Charnley и его последователи стали использовать костный цемент на основе акрилоксида для фиксации ножки в канале бедренной кости. Однако, несмотря на несомненные успехи современного цементного протезирования, все больше возрастает интерес к использованию бесцементных ножек. Особенно перспективным кажется их применение у лиц молодого возраста, активного образа жизни и пациентов с избыточным весом.

В этом разделе, мы рассмотрим особенности дизайна и характеристики бесцементных бедренных компонентов, обсудим показания и отбор пациентов, рассмотрим детали установки, обсудим опубликованные результаты и осложнения и, наконец, обобщим опыт клиники Российского НИИТО им. Р.Р.Вредена.

ДИЗАЙН

Дизайн бесцементной ножки предопределяют механические и биологические принципы ее фиксации. При оценке любого бесцементного имплантата необходимо рассмотреть особенности его формы и геометрии, свойства материала, из которого он изготовлен, характер напыления или способа обработки поверхности. К сожалению, нет единой точки зрения на то, каким должен быть бесцементный протез, и данный факт подчеркивается тем, что при обзоре опыта работы 260 больниц в Англии было обнаружено более 30 моделей эндопротезов различного дизайна [307], а в сообщении из Норвегии говорится об использовании 398 бесцементных бедренных компонентов, различающихся по дизайну и размеру [191].

Свойства материала

Для изготовления бесцементных бедренных компонентов наиболее часто используются кобальт-хромовые и титановые сплавы. Сплавы титана обладают лучшей биологической совместимостью, но остеоинтеграция возможна при использовании и того, и другого материала [179]. Поскольку главным фактором долгосрочного эффективного функционирования устройства является передача напряжения, очень большое значение имеет модуль уп-

ругости материала. В этом отношении, титан – более привлекательный материал, потому что его модуль упругости ближе к модулю упругости кости и приблизительно вдвое меньше, чем у кобальт-хрома (рис. 4.26) [159]. Существенным недостатком титана является выраженное ослабление его прочностных свойств при наличии неровностей на поверхности. Такая особенность накладывает значительные производственные ограничения на дизайнерские разработки.

Отдельная проблема – потенциальная токсичность материала. Ионы кобальта и хрома обнаруживаются в небольших концентрациях в жидкостях и тканях организма, но, даже в малых концентрациях, они могут обладать цитотоксическим действием. С другой стороны, титан ассоциируется с формированием большего количества продуктов износа и выделением ионов, но, по-видимому, лучше переносится на клеточном уровне. При развитии нестабильности титан, как относительно мягкий материал легко стирается, образуя большое количество дебриса.

Неоднократно предпринимались попытки понизить уровень изнашивания и приблизить модуль упругости эндопротеза к кости. С этой целью использовались сложные материалы. Наибольший опыт в международном масштабе со сложными бесцементными бедренными компонентами был с ножкой Isoelastic, которая, несмотря на свой инновационный дизайн, привела к высокой частоте расшатывания и клинической несостоятельности. Поэтому, учитывая предыдущий опыт, клинические испытания новых конструкций выполняются очень осторожно.

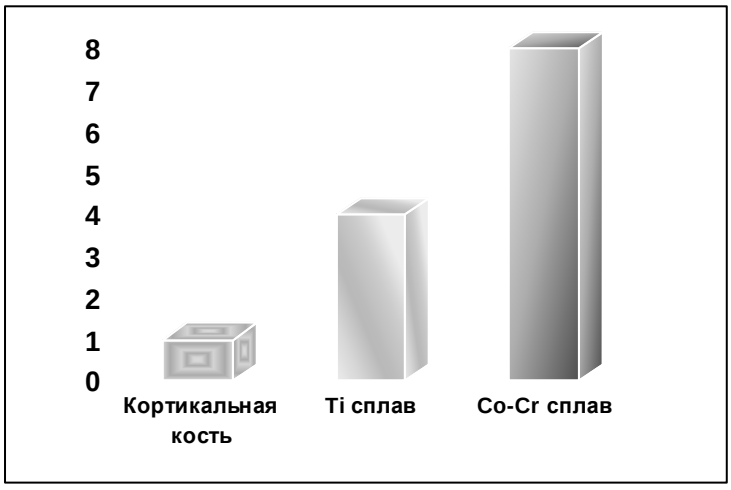


Рис. 4.26. Относительные модули адаптационной способности кости, титана, и комахрома.

Дизайн имплантата

Концептуально, бесцементный имплантат должен обеспечивать стабильность непосредственно при установке, способствовать долгосрочной биологической фиксации, и обладая хорошей биологической совместимостью не препятствовать ремоделированию кос-

ти. Длительную и полноценную функцию эндопротеза обеспечивает первичная стабильная фиксация ножки в костномозговом канале. Несмотря на то, что имеется очень большой интерес к проблеме реакции костной ткани на различные типы поверхности имплантатов, конечной целью которых является остеоинтеграция и прочная длительная биологическая фиксация протеза в кости, с целью раннего восстановления функции конечности прежде всего, в ходе самой операции, должна быть обеспечена первичная стабильность ножки. Если удается добиться первичной стабилизации имплантата, то в последующем происходит биологическая фиксация за счет врастания костной ткани в покрытие ножки или обрастания костью ее шероховатой поверхности, что и обеспечивает длительную функцию эндопротеза.

Для решения этих задач были предложены две философии дизайна: (1) гладкие с макроблокировкой, и (2) текстурированные perss-fit компоненты с микроблокировкой.

Ножка

Концепция макро- и микроблокировки для фиксации основаны на том, что соответствующая анатомии проксимального и дистального отделов бедра форма ножки может обеспечить стабильность и приблизить напряжение и деформацию к аналогичным показателям нормальной бедренной кости. Надо иметь ввиду, что с любой интрамедуллярно установленной системой абсолютно изменяются нормальные (при сохраненной головке и шейке бедренной кости) показатели деформации и распределение нагрузок на проксимальный отдел бедра.

Эффективность дизайна perss-fit компонента зависит от адаптации к геометрии кости, способа интрамедуллярной установки, и состояния поверхности эндопротеза. Наиболее значимыми факторами для имплантации любого бесцементного компонента являются значительная вариабельность геометрии проксимального отдела бедра и различная прочность кости. Учитывая трудность в обеспечении соответствия изменчивой геометрии в проксимальном отделе, многие изготовители эндопротезов пытались получить надежную фиксацию в кортикальном слое интрамеддулярного канала [178].

Поскольку, в целях обеспечения стабильной фиксации, бесцементные ножки обычно значительно превосходят по размеру имплантаты цементной фиксации, они обладают значительно больше жесткостью и соответственно препятствуют нормальной передаче нагрузки, что может приводить к развитию stress-shielding синдрома. С целью лучшего заполнения проксимального отдела бедра при одновременном уменьшении ригидности ножки используются специальные особенности дизайна – бороздки, желобки, щелевые отверстия и пр. Полностью заполняющий интрамедуллярный канал бедренный компонент очень эффективен с точки зрения обеспечения начальной стабильности, но надежность фиксации им-

плантата может уменьшиться через несколько месяцев в результате ремоделирования кости [171]. Исследования на собаках показали, что плотная дистальная посадка действительно увеличивает напряжение в точке контакта, и, таким образом, освобождает проксимальный отдел от нагрузок [303]. При этом превышение размера имплантата даже на 0.5 мм в диаметре вызывает 100-процентное изменение в микронапряжении во время установки. Такое нарастание кольцевого напряжения нередко приводит к расколам кости, которые напрямую связаны с использованием press-fit имплантатов [170]. В лабораторных испытаниях было зарегистрировано, что внедрение имплантата, с превышением размера всего на 1 мм регулярно вызывало переломы бедра у собаки во время установки [167].

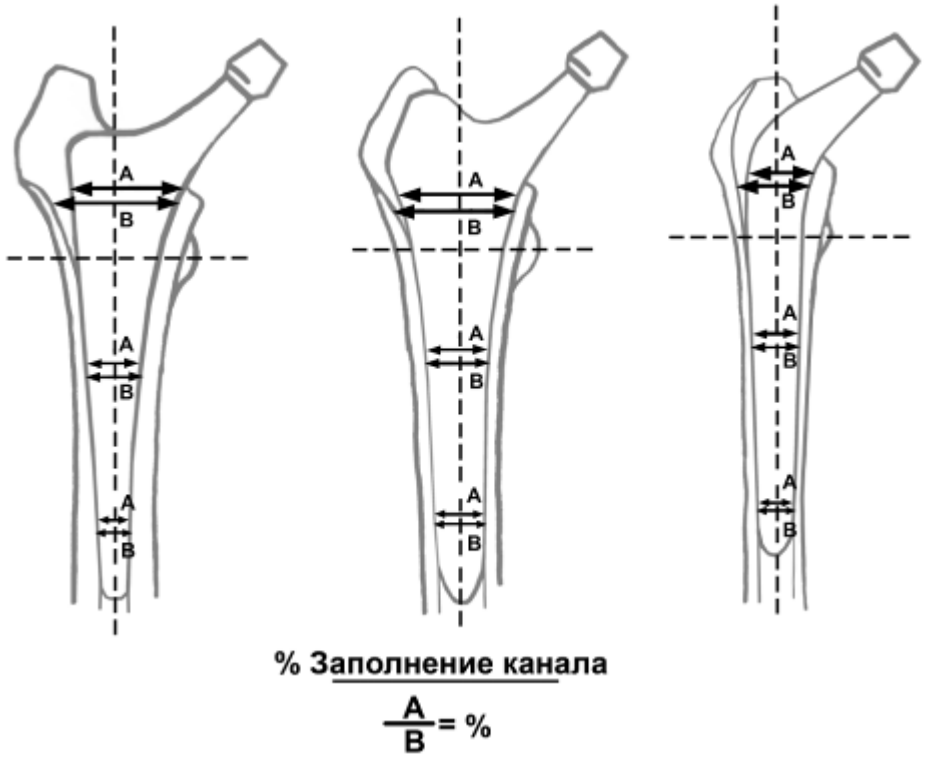


Рис. 4.27. Формула для вычисления процента заполнения канала в трех зонах контакта имплантата с фиксирующей костью.

Источником постоянных дискуссий остается проблема какой из типов бесцементной фиксации (проксимальный или дистальный) обладает лучшими характеристиками и необходимо ли учитывать особенности геометрии бедренной кости и определять заполняемость метафиза бедренной кости имплантатом (рис. 4.27). Бесцементные ножки раннего дизайна имели тенденцию к преимущественно дистальной фиксации в перешейке канала, более современные модели обеспечивают преимущественно проксимальную нагрузку при полном контакте по поверхности эндопротеза, и во фронтальной, и в аксиальной плоскостях. Как можно будет увидеть ниже, результаты использования эндопротезов обоих типов не уступают результатам применения цементных имплантатов.

ДИЗАЙН, НАГРУЗКА И ОСЕДАНИЕ

Множество факторов определяют степень подвижности ножки эндопротеза в костномозговой полости бедренной кости при физиологической нагрузке. Анатомо-физиологические особенности пациента включают геометрию эндостального отдела бедренной кости, качественные характеристики губчатой костной ткани (остеопороз, остеосклероз) и кортикальных стенок (толщина и форма), вес, рост и жизненную активность. Факторы, которые находятся под контролем хирурга, включают точность соответствия выбранного протеза анатомическому строению бедренной кости, положение имплантата в кости (в том числе уровень опила шейки бедренной кости), плотность соприкосновения протеза с костной тканью, наличие каких-нибудь зазоров (диастаза) между протезом и костью. Рассмотрим некоторые варианты дизайна ножки протеза, играющие свою роль в комплексной проблеме стабильности имплантата.

Для того, чтобы протез бесцементной фиксации обеспечивал безболезненную нагрузку на ногу при максимальной амплитуде движений, необходимо почти полное отсутствие подвижности между имплантатом и костной тканью. Тем не менее, в типичных случаях в ближайшем послеоперационном периоде наблюдается наибольшее оседание протеза, которое прогрессивно уменьшается по мере увеличения нагрузок и фиксации ножки в кости. Процент от заполнения интрамедуллярного канала имплантатом, позволяет оценить вероятность оседания ножек определенного дизайна. Однако, сила вбивания или внедрения значительно больше коррелирует с оседанием, чем, так называемое, измерение соответствия и заполнения («fit-and-fill») [265].

По окончании периода, необходимого для образования костного сращения (обычно это наступает через 2,5-3 месяца) пациент возвращается к нормальной ходьбе. При этом взаимодействие металла и костной ткани имеет вид упругой эластической деформации и определяется как микроподвижность. Сложные радиометрические исследования показали, что практически любой протез имеет смещение относительно бедренной кости во время физиологической нагрузки на конечность. Обычно эта подвижность носит колебательный характер, и положение имплантата восстанавливается во время неопорной фазы шага (рис. 4.28). Однако при избыточных нагрузках, остеопорозе, погрешностях хирургической техники смещения превышают допустимые и приводят к значительному оседанию ножки протеза.

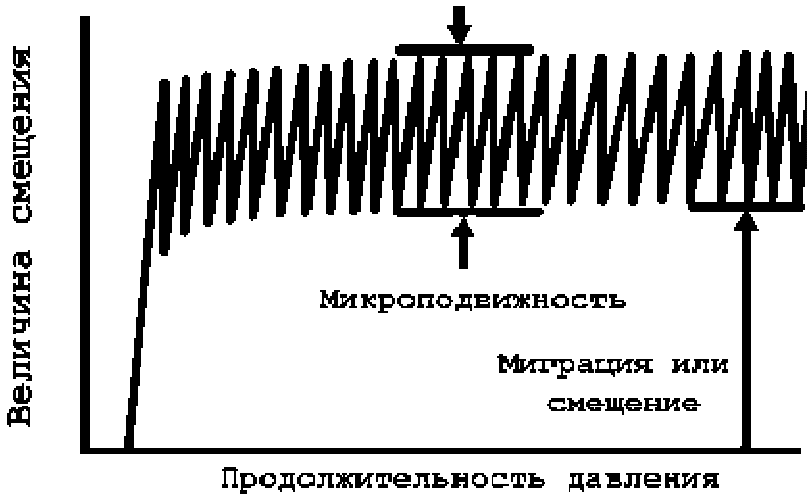


Рис. 4.28. Схематическое сравнительное отображение микроподвижности и миграции эндопротеза на границе кость-имплантат в процессе ходьбы. (Из книги Biomechanics in Orthopaedics. Tokyo, Japan, Springer-Verlag, 1992).

Изучение изменения позиции имплантата демонстрирует, что незначительное раннее продольное оседание (до 2 - 3 мм) не препятствует остеоинтеграции, в то время, как даже небольшая ротационная неустойчивость четко коррелирует с неудовлетворительными клиническими результатами и болевыми ощущениями, которые обычно начинают проявляться при подъеме по лестнице [238]. Исследование геометрии имплантатов показывает, что изогнутые ножки более приспособлены противостоять по плоскости вращающему моменту чем прямые, даже при том, что стабильность к осевой нагрузке отличается незначительно ($P < 0.0114$). Однако, критерием эффективности изгиба можно считать только благоприятные клинические результаты.

Учитывая многообразие ранее перечисленных факторов и возможных микродвижений, были проведены лабораторные исследования по моделированию критериев стабильности системы «кость-протез» при использовании различных типов имплантатов. Результаты показали, что наиболее достоверным признаком плотности первичной посадки ножки является ротационная стабильность протеза. Устойчивость бесцементной ножки к ротационным усилиям определяется, прежде всего, расстоянием между крайними точками контакта протеза с костью и осью ротации имплантата, которая может быть представлена как продольная ось костно-мозгового канала. Таким образом, контакт между костью и внутренней поверхностью протеза на уровне остеотомии шейки бедренной кости значительно уменьшит ротационную микроподвижность, особенно если при этом протез контактирует с передней и задней костными стенками. Исходя из этих положений следует, что более высокая остеотомия шейки бедренной кости приведет к уменьшению ротационной нагрузки на протез за счет изменения расположения протеза в кости, который будет смещен более медиально.

Смещение уровня остеотомии проксимально на 10 мм приводит к уменьшению ротационной подвижности на 45%. Еще большую ротационную стабильность продемонстрировали асимметричные (в сагиттальной плоскости) ножки протезов. Это увеличение может быть связано с двумя факторами: отсутствием пиковых напряжений на протезе при осевой нагрузке, имитирующей ходьбу, и увеличением площади контакта имплантата и костной ткани, что обеспечивает лучшую фиксацию протеза.

Микроподвижность и миграция ножки эндопротеза может быть представлена в виде трех составляющих: медио-латеральной, передне-задней и верхне-нижней, а ротационная подвижность - в виде трех компонентов: варусно-вальгусной, передне-задней и вокруг оси бедра (рис. 4.29). Величина микроподвижности между имплантатом и костью определяется пространственным распределением точек контактов между ними и коэффициентом трения на границе кость-металл. Ротационная микроподвижность протеза в канале бедренной кости определяет основные клинические жалобы пациентов при нестабильности ножки. Как правило, расшатывание ножки начинается с появления избыточных ротационных движений имплантата в канале, которые приводят в последующем к ретроверсии протеза [168].. Нередко ротационная нестабильность сочетается с миграцией протеза в кости, которая приводит к укорочению конечности и может вызвать неустойчивость (подвывихи) сустава.

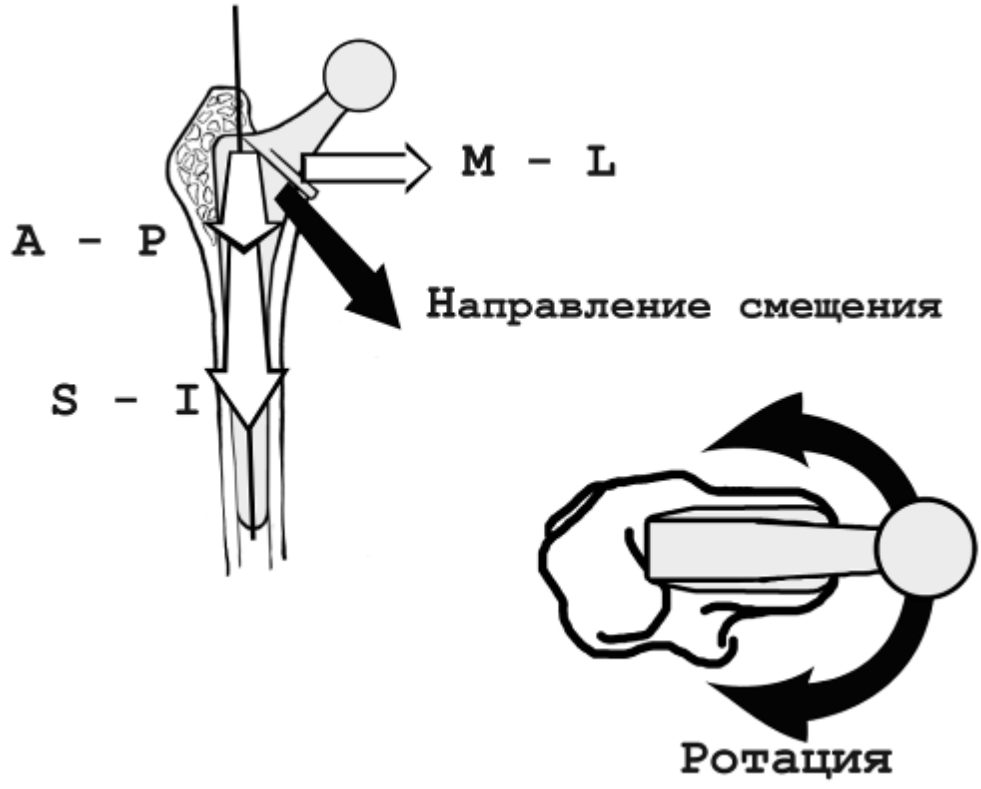


Рис. 4.29. Типичные варианты миграции ножки эндопротеза: M-L – во фронтальной плоскости, A-P – сагиттальной, S-I – оседание, ротация. (Из книги Biomechanics in Orthopaedics. Tokyo, Japan, Springer-Verlag, 1992).

ДИЗАЙН НОЖЕК И РЕАКЦИЯ КОСТИ

Наличие подвижности протеза определяет биологическую реакцию костной ткани на имплантат. Так, небольшие смещения (0-50 мкр) стимулируют образование костной спайки, более выраженная подвижность от 50 до 100 мкр приводит к формированию фиброзного сращения [141]. Следовательно, критическим фактором, определяющим успешную функцию ножки протеза, является ее прочная фиксация в кости за счет врастания в покрытие имплантата костной ткани.

Существуют два принципиально разных способа крепления ножки бесцементной фиксации, предназначенные для максимальной стабильности протеза с учетом особенностей строения костномозгового канала и условий операции. Первый из них предполагает стабилизацию протеза за счет фиксации дистальной части ножки в диафизарной части бедренной кости. Это достигается тем, что дистальный отдел протеза имеет цилиндрическую форму и соответствующее покрытие для плотного введения в адаптированный (рассверленный под соответствующий размер) костный канал. Во время введения протеза пористое покрытие ножки плотно внедряется в кортикальные стенки, обеспечивая, таким образом, ротационную стабильность и препятствуя смещениям, возникающим при осевой нагрузке. Этот способ фиксации ножки называется диафизарным или дистальным. Ножка, наряду с пористым покрытием, может иметь плазменное напыление, а в некоторых моделях дополняется продольными желобками. Наиболее частыми показаниями к использованию протезов этого типа являются случаи ревизионной артропластики при скомпрометированном проксимальном отделе бедренной кости, в частности, при отсутствии или малом количестве губчатой кости в метафизарной части, обусловленном особенностями анатомического строения кости или ранее перенесенными операциями (межвертельная остеотомия), а также при цилиндрической форме костно-мозговой полости. Типичными представителями этого "семейства" протезов являются AML (DePuy), VerSys Beaded Full Coat (Zimmer).

При втором способе фиксации протеза ножку первично стабилизируют в метафизарной части бедренной кости. В этом случае фиксацию достигают плотным внедрением эндопротеза в губчатую костную ткань. В отличие от дистальной фиксации стабильность имплантата в метафизарной части бедренной кости зависит не столько от покрытия ножки, сколько от геометрии протеза и его соответствия форме проксимального отдела бедренной кости. В последние годы было создано большое количество моделей ножек протезов проксимальной фиксации. Существует несколько классификаций протезов этого типа. Различают несимметричное строение ножек (с изгибом в сагиттальной плоскости), обеспечивающее более полный контакт с передней и задней стенками бедренной кости и симметричное, что позволяет избежать необходимости в раздельном применении правой и левой ножек.

Более равномерная нагрузка на на проксимальную метафизарную часть бедра позволяет надеяться на адекватное ремоделирование кости при использовании современных конструкций эндопротезов. Эффективность передачи напряжения зависит также и модуля упругости, от формы и размера компонента, от наличия воротничка, от распределении пористого покрытия, и хирургической методики [178, 278, 330].

Контакт бесцементного бедренного компонента с костью

Одним из наиболее важных факторов, определяющих микроподвижность ножки протеза в кости, является зона их контакта и плотность первичной посадки имплантата. Правильно установленный протез должен иметь, по меньшей мере, по одной точке контакта с медиальной и латеральной стенками диафиза (в передне-задней проекции), передней и задней кортикальными пластинками в боковой проекции. О качестве этого контакта можно судить по общей площади соприкосновения имплантата и эндоста. В метафизарной части протез плотно фиксирован губчатой костью и практически не контактирует с кортикальной стенкой. При поперечных распилах имеются ограниченные участки контакта имплантата с кортикальной стенкой, но, как правило, между протезом и диафизом имеется прослойка из губчатой костной ткани различной толщины. Во многих случаях между имплантатом и костью существует диастаз (щель), причиной которой являются технические погрешности при подготовке ложа протеза рашпилями и введении самого протеза. Наличие щели является предрасполагающим фактором к появлению ранней нестабильности протеза. Исследования, проведенные при аутопсии 34 ножек Zweymüller, в сроки от 10 дней до 15 лет после их имплантации, выявили следующие закономерности. Средний индекс контакта кости с ножкой эндопротеза равнялся 10% в ранние сроки после операции. Максимальный контакт наблюдался через 5 лет после имплантации и сохранялся в последующие годы. Индекс контакта не зависел от возраста больного [44].

Таким образом, в правильности посадки ножки протеза функциональное значение имеют два показателя: контакт с кортикальной костью, особенно медиальной стенкой проксимального отдела бедра и площадь соприкосновения имплантата с губчатой костной тканью.

Экспериментальные исследования, проведенные в лабораторных условиях, показали, что примерно 70% поверхности современного протеза отстоит от костной стенки на расстояние более 1 мм. В имплантатах дистальной фиксации прямой контакт с медиальной и латеральной стенками диафизарной части составляет от 10 до 30 мм. Степень контакта между дистальной частью ножки и стенками бедренной кости очень вариабильна, что связано с элипсовидной формой канала бедренной кости на уровне перешейка. Измерения показали,

что, в среднем, в сагиттальной плоскости ширина костно-мозгового канала бедра на 4 мм шире в сравнении с фронтальной плоскостью. При дистальном способе фиксации ножки варианты контакта протеза в проксимальной части менее предсказуемы, т.к. размер протеза определяется дистальной его частью. В обязательном порядке имплантат контактирует с медиальной частью проксимального отдела бедренной кости в проекции малого вертела.

Протезы проксимальной фиксации (метаэпифизарной), например, Fiber Metal Taper, заклинивающая модель Enhanced Taper фирмы Zimmer, имеют схожую картину зоны контакта протеза с костью. В норме имеются три ключевые участка плотного соприкосновения: проксимально - вдоль медиальной части ножки по передней и задней ее поверхности, в средней части ножки имеется тесный контакт латеральной ее части на уровне перехода метафиза в диафиз и, наконец, в дистальном отделе - в области верхушки протеза с внутренней ее части (рис. 4.30, 4.31). В связи с тем, что протезы имеют конусовидную форму, имплантаты проксимальной фиксации имеют большую площадь контакта с губчатой костью в сравнении с протезами дистальной фиксации.

Кроме того, на площадь контакта протеза с губчатой костной тканью оказывают влияние следующие факторы: дизайн ножки протеза и его соответствие форме костномозгового канала, соотношение между протезом и ложем, формируемым для него инструментами в бедренной кости. Для стабильной фиксации необходимо, чтобы имплантируемый протез соответствовал внутреннему размеру бедренной кости в проксимальной или дистальной части. Для создания "press-fit" эффекта, как правило, размер имплантата на 1-2 мм больше размера бедренного рашпиля. Если размер дистального отдела ножки не соответствует диаметру костномозгового канала бедренной кости и отсутствует плотный контакт с кортикальными стенками, то в этом случае фиксация протеза обеспечивается лишь за счет губчатой костной ткани, которая не может выдержать нагрузку тела во время ходьбы, что приводит к появлению избыточной подвижности на границе кость-протез. Подобные неудачи на ранних этапах разработки метода привели исследователей к выводу, что протезы проксимальной фиксации должны иметь большой размер и полностью соответствовать внутреннему контуру проксимального отдела бедра. Однако биомеханические исследования показали, что это положение не совсем верно, т.к. стабильность протеза зависит от его контакта с прочными структурами на протяжении кости таким образом, чтобы противостоять полиаксиальным нагрузкам, передаваемым через головку протеза.



Рис. 4.30.Схематическое распределение контакта симметричной ножки эндопротеза с костной тканью. (Из книги Biomechanics in Orthopaedics. Tokyo, Japan, Springer-Verlag, 1992).

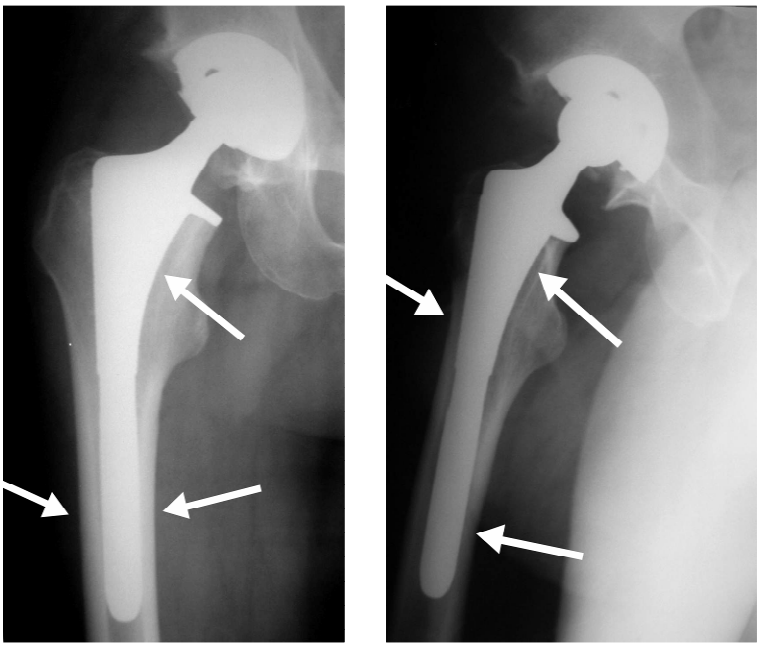


Рис. 4.31. Типичные точки контакта ножки эндопротеза (VerSys, Zimmer) с бедренной костью (указаны стрелками).

Воротничок

Большинство бесцементных имплантатов, хорошо заполняющих метафизарную проксимальную часть, не имеют воротничка, поскольку он может лимитировать глубину установки. Помимо этого, наличие воротничка у клиновидной ножки может ограничить способность компонента к раннему оседанию в устойчивую позицию в канале кости. Однако, существует мнение, что воротничок может увеличивать стабильность бесцементной ножки [119], а при наличии длинного стебля способствует нормализации передачи нагрузки на проксимальную часть бедра (с 15% от нормальной нагрузки без воротничка до 50% с во-

ротничком) [156]. Многие производители эндопротезов, стараясь не ограничивать выбор хирурга, выпускают одни и те же модели и с воротничоком, и без него. При проведении фундаментальных исследований не было получено убедительных данных ни о лучшем ремоделировании кости в проксимальном отделе в присутствии воротничка, ни о предотвращении оседания ножки. Тем не менее, при использовании компонентов дистальной фиксации, не полностью заполняющих метафиз, воротничок может предотвратить раннее оседание ножки.

Головка и Шейка

Важным требованием ко всем моделям ножек эндопротезов является обеспечение, наряду с прочной фиксацией, максимально полной амплитуды движений при условии полной стабильности тазобедренного сустава. Оптимальное натяжение отводящих мышц бедра достигается за счет использования модульных головок с переменным размером шейки, это позволяет хирургу обеспечить стабильность сустава без изменения длины конечности. У бесцементных бедренных компонентов модульные головки и шейки часто изготавливаются из разных материалов, поскольку большинство ножек сделаны из титана, а металлические головки в основном выполнены из кобальт-хрома. Неоднократно демонстрировалось, что между этими двумя различными металлическими поверхностями возникает потенциал для гальванической коррозии. Если головка и шейка были выполнены из одинакового материала коррозия в модульном соединении отмечалась лишь в 9% ревизованных компонентов в то время, как при изготовлении этих элементов из разных металлов порождало коррозию в 34% случаев. [330].

Обработка Поверхности

Как уже отмечалось выше, существует две принципиальных философии дизайна для бесцементных компонентов – макроблокировка, достигаемая полным соответствием формы имплантата геометрии проксимального отдела бедра и микроблокировка за счет остеоинтеграции с текстурированной поверхностью. Теоретически, гладкая поверхность бедренного компонента в меньшей степени экранирует проксимальную часть бедра от напряжения [159], однако это не было подтверждено ни экспериментально, ни клинически. Это хорошо понимается сегодня, когда клинически доказано, что только форма имплантата не в состоянии обеспечить долгосрочной стабильности, а необходима надежная биологическая фиксация бедренного компонента [104].

Оптимальная для прорастания кости структура пористого напыления предполагает наличие пор диаметром 150 - 400 мкм [179, 261]. Существует несколько типов покрытий

ножек протезов. Наибольшее распространение получили шарики, покрывающие ножку толщиной 1-1,5 мм, изготовленные из того же металла что и сам протез. Другие варианты - металлическая проволока, переплетающаяся между собой и прочно фиксированная к ножке протеза, металлические гранулы, создающие подобие "коралловых рифов", а также плазменное напыление титана. При выборе бедренного компонента важно оценить как распределено пористое покрытие: по всей окружности ножки или частично, покрывает всю длину или только проксимальную часть, возможна ли стимуляция остеоинтеграции за счет покрытия из гидроксиаппатита, трикальция фосфата или факторов роста [134, 195].

Степень покрытия ножки пористым напылением

Для первичного тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, большинство хирургов предпочитает бедренные компоненты, имеющие покрытие только в проксимальной части, поскольку предполагается, что это обеспечивает более благоприятный механизм передачи напряжения, и более благоприятную среду для ремоделирования кости. Однако, неоднозначные клинические результаты и беспокойство по поводу адекватности начальной фиксации заставляют некоторых хирургов оказывать предпочтение полнопокрытым ножкам, не смотря на очевидную тенденцию к развитию stress-shielding’а при их использовании.

Покрытие гидроксиапатитом

Теоретические предпосылки врастания кости в пористое покрытие не всегда осуществляются на практике. К сожалению, в реальной ситуации очень сложно добиться абсолютно точного контакта поверхности имплантата с бедренной костью при ручной подготовке ложа протеза. Даже в тех ситуациях, когда пористая поверхность имплантата находится в соприкосновении с костной тканью, гарантии, что остеобласты врастут в поры, а если врастут, то на всю глубину, нет. В ряде случаев происходит простое блокирование пор без врастания костной ткани. Высокую клиническую оценку заслужило нанесение гидрооксиапатита (ГА) на поверхность протеза, который существенно улучшает результаты артропластики. При рассмотрении механизма остеоинтеграции надо иметь в виду два возможных способа. Прежде всего, костная ткань может образовать очень прочную связь с ГА, который в данном случае выступает в качестве адгезивного вещества. Однако, надо учитывать, что адгезия может существовать длительно только при возможности противостоять циклическим нагрузкам [27, 119]. Циклические и стрессовые напряжения снимаются коллагеном, который находится в костной ткани и отсутствует в ГА, поэтому более вероятно, что этот механизм фиксации остеобластов не обеспечивает длительной стабильности. При отслойке или

откалывании покрытия от ножки его фрагменты могут мигрировать к узлу трения, вызывая избыточный износ (трение с третьим телом) и увеличивать количество продуктов износа полиэтилена [27, 39, 158].

Современные технологии позволяют обеспечить тонкое равномерное покрытие из гидроксиапатита с надежной фиксацией его на металлической подложке. В результате современные бедренные компоненты с гидроксиапатитным напылением обеспечивают хорошую остеоинтеграцию, покрытие практически не подвержено отслойке [27, 132]. Долговечность гидроксиапатита на подложке оценивалась в экспериментах на животных в течение 10 лет [134]. Не смотря на то, что в экспериментальных моделях эти покрытия обеспечивают, более быструю остеоинтеграцию, чем пористые поверхности, прорастание кости в оба типа поверхностей фактически идентичен в срок 12 недель [74, 172]. Furlong RJ, Osborn JF на основании тысячи имплантированных эндопротезов сделали заключение, что единственный биоматериал, способный к образованию контакта с костью без промежуточной фиброзной мембраны - керамический гидроксиапатит [126].

Некоторые авторы считают, что использование покрытия гидроксиапатита уменьшает оседание бесцементных бедренных компонентов в сравнении с пористыми покрытиями [142].

ПОКАЗАНИЯ

В основном бесцементные бедренные компоненты применяются у молодых активных пациентов с хорошим качеством кости. В Российском НИИТО им. Р.Р.Вредена в большинстве случаев ограничением является возраст пациентов 70 – 75 лет. С осторожностью бесцементные устройства применяются у пациентов с ревматоидным артритом и на фоне длительной терапии стероидами. Редко бесцементные компоненты используются у пациентов пожилого и старческого возраста с переломами шейки бедренной кости.

ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ

Нецелесообразно использовать бесцементные имплантаты у пациентов с метаболическими заболеваниями костной ткани, при плохом качестве кости проксимального отдела бедра, выраженным остеопорозе или непродолжительным предполагаемым периодом жизни. Обычно не рекомендуется использовать бесцементную фиксацию у пациентов 70-75 лет, если они не ведут активный образ жизни.

У больных старше 75 лет независимо от их уровня активности чаще всего применяется цементная техника фиксации имплантаов.

МЕТОДИКА

Предоперационное планирование

В первую очередь подбирается оптимальная конструкция эндопротеза, т.е. ножка должна наилучшим образом соотвествовать и заполнять метафизарную часть и диафиз бедренной кости. Многочисленные исследования показали высокую вариабельность строения проксимального отдела бедренной кости, поэтому оценка рентгенограмм должна в обязательном порядке производиться в прямой и боковой проекциях. Морфологические отличия могут быть описаны различными способами, однако для унификации индивидуальных различий были разработаны индексы, описывающие типичные формы проксимального отдела бедра. Индекс расширения канала бедренной кости (индекса Dorr'a) позволяет в целом оценить форму канала во фронтальной плоскости (глава 3 рис. 3.3, 3.4). На основании этого показателя выделяют три формы строения костномозговой полости. Если индекс менее 3,0, то говорят о цилиндрической форме строения канала (типа «дымовой трубы»), этот вариант строения встречается примерно в 10% случаев. Другая крайность - индекс расширения более 4,7; такая воронкообразная (типа «бутылки шампанского») разновидность анатомического строения также наблюдается примерно у 10% больных. Между этими крайними вариантами находится нормальное распределение частоты расширения канала бедренной кости; именно при значениях индекса в диапазоне от 3,0 до 4,7 показана имплантация ножки бесцементной фиксации.

Более точные анатомические исследования, основанные на компьютерно-томографическом описании костномозгового канала бедренной кости позволили выделить 9 основных вариантов строения бедра. Эти формы пропорционально не связаны между собой и не имеют одинаковую фиксированную медиальную кривизну, совпадающую с кривизной большинства ножек бесцементной фиксации. Кроме того, форма костномозгового канала значительно меняется с изменением общих размеров проксимального отдела бедренной кости и имеет высокую корреляцию с углом инклинации шейки бедренной кости. Эти исследования еще раз подчеркивают сложность выбора имплантата для обеспечения первичной бесцементной фиксации протеза.

Другим важным вопросом, вытекающим из анатомического строения бедренной кости и ограничивающим размер имплантата является возможное заклинивание ножки в костном канале. Кривизна бедренной кости в сагиттальной плоскости значительно варьирует в зависимости от пола, национальности и роста пациента. При введении прямой ножки избыточной длины (относительно расположения вершины кривизны бедра) кончик протеза может упереться в переднюю кортикальную стенку бедренной кости, это будет препятство-

вать правильной посадке протеза в проксимальном отделе, а при продолжающемся усилии может привести к перелому бедра.

Подготовка Канала

Важным фактором, определяющим плотность посадки ножки протеза, является воздействие инструментов, формирующих костное ложе для имплантата. Теоретически, образуемая в губчатой костной ткани полость должна точно соответствовать размерам рашпилей, однако на деле возвратно-поступательные движения инструментов приводят к созданию канала большего размера. Это увеличение размера связано с тем, что рашпили удаляют большее количество костной ткани за счет застревания ее между острыми металлическими зубцами или неровностями. Если после этого имплантируется протез такого же размера, как и последний рашпиль, то неминуемо между имплантатом и костным ложем будет существовать щель, которая препятствует прорастанию костных трабекул в неровности покрытия протеза. Образующаяся щель может явиться местом для транспортировки полимерных продуктов стирания полиэтилена, которые в дальнейшем приводят к образованию воспалительных гранулем и остеолизу.

Существует несколько технических приемов, направленных на то, чтобы формируемая в процессе обработки костномозгового канала рашпилями полость максимально соответствовала размерам протеза. Рашпиль необходимо вводить в кость медленно после предварительного формирования канала сверлами соответствующего диаметра. Особенно необходимо быть внимательным при выбивании из кости рашпиля последнего размера, чтобы при этом направление его обратного движения строго соответствовало первоначальному. Нередко из-за самопроизвольного вращения рашпиля размер формируемого ложа увеличивается. Кроме этого, как правило, размер самого протеза в проксимальной части больше размера рашпиля на 1-1,5 мм. Этим достигается компрессия губчатой костной ткани в процессе имплантации ножки с заполнением пористого покрытия самого имплантата и неровностей, оставленных рашпилем в кости [170].

В отличие от подготовки канала для цементирования обильное промывание и очистка канала для бесцементной фиксации могут иметь отрицательное значение. Предполагается, что кровь и небольшие фрагменты кости способствуют остеоинтеграции и не должны удаляться. Тем не менее, целесообразно осуществить умеренное щадящее промывание канала для удаления крупных частиц губчатой кости

Пробное вправление осуществляется на последнем рашпиле с использованием модульной головки и шейки. Стабильность сустава оценивается при полном разгибании и наружной ротации (необходимо убедиться, что нет избыточной антеверсии ножки и не возни-

кает импинджмента между шейкой и задним краем вертлужной впадины) и при последующем сгибании до 90 градусов и внутренней ротации.

Одним из наиболее важных факторов, определяющих стабильность имплантированного протеза, является восстановление нормальных анатомических взаимоотношений между бедренной костью и тазом. На рисунках 4.32 и 4.33 представлена схема измерения “offset’a” и распределение сил, воздействующих на тазобедренный сустав. Тонус отводящих мышц оказывает большое влияние на механическую стабильность эндопротеза и амплитуду движений сустава. Длина этих мышц и компрессирующие усилия, возникающие между суставными поверхностями, определяются высотой и латерализацией большого вертела по отношению к подвздошной кости. Если после эндопротезирования сустав смещается медиально, то эффективность работы отводящих мышц уменьшается (за счет уменьшения расстояния между точками прикрепления мышц) и для поддержания равновесия таза потребуются большие мышечные усилия (рис. 4.32). Это усиление мышечной силы в свою очередь увеличит взаимодавление суставных поверхностей и нагрузку на ацетабулярный компонент эндопротеза. Кроме того, укорочение "offset'a" (расстояние между продольной осью бедренной кости и центром ротации сустава) приводит к уменьшению амплитуды движений в суставе и создает предпосылки для вывиха (за счет контакта большого вертела с краем вертлужной впадины). В этой ситуации стабильность сустава может быть достигнута либо за счет удлинения конечности, либо путем изменения положения большого вертела. Поскольку удлинение конечности вызывает негативную реакцию пациентов, а остеотомия большого вертела производится лишь ограниченным кругом хирургов, в дизайне самого протеза должна быть заложена возможность восстановления длины шейки бедра для правильной ориентации головки без удлинения ноги.

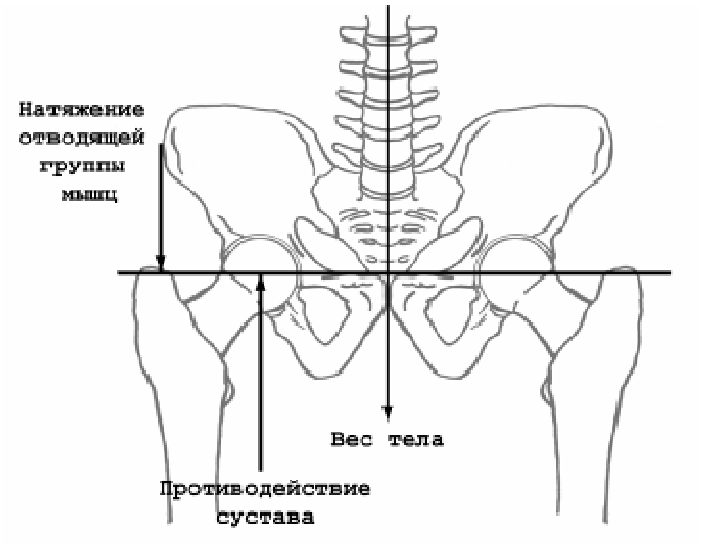


Рис. 4.32. Схематическое изображение баланса сил, воздействующих на тазобедренный сустав.

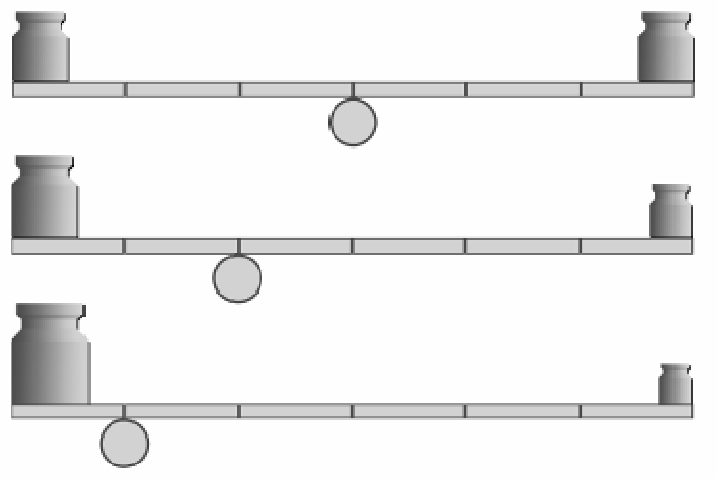


Рис. 4.33. Изменение величины сил, действующих на тазобедренный сустав при изменении “offseta”

Анатомические исследования показали, что "offset" изменяется, в среднем, в пределах 28 мм (от 29 до 57 мм), и эта величина определяется комбинацией двух основных факторов: инклинацией шейки бедренной кости (при варусной установке шейки бедра "offset" увеличивается) и размерами бедра. Диапазон "offset" протеза может быть уменьшен до 20 мм, если с увеличением размера ножки будет увеличиваться и длина его шейки. Сходная проблема существует при оценке положения протеза в сагиттальной плоскости. Антеверсия шейки бедренной кости варьирует в пределах 35°, в то же время нужно иметь в виду, что стабильность ножки протеза бесцементной фиксации достигается именно в позиции истинной антеверсии с возможным отклонением в незначительных пределах (около 5°). И если истинное положение шейки бедренной кости по отношению к диафизу будет составлять более 25° антеверсии или, наоборот, 5-10° ретроверсии, то такой сустав является потенциально нестабильным. Существует несколько вариантов увеличения стабильности эндопротеза: создание правой и левой ножки с заданным собственным углом антеверсии шейки, уменьшение диаметра шейки протеза для профилактики импинджмент-синдрома, разработка индивидуальных моделей ножек. Тем не менее, надо иметь в виду, что при использовании стандартных конструкций не всегда можно добиться правильного восстановления центра ротации сустава, поэтому в своем арсенале хирурги должны иметь так называемые «офсетные» ножки, обеспечивающие восстановление тонуса мышц.

ОСЛОЖНЕНИЯ

Переломы бедренной кости во время операции

По сообщениям разных авторов перелом во время имплантации бесцементной ножки происходит в 5 – 20% первичных эндопротезирований. В экспериментах на животных показано, что превышение размера ножки на 1 мм вызывает перелом диафиза, что непосредственно коррелирует с ослаблением фиксации [157]. В случае возникновения перелома в проксимальной части бедра накладывается проволочный серкляж, который, если нет смещения отломков, обычно обеспечивает достаточную стабильность [10, 321]. Если перелом без смещения, а бедренный компонент стабилен, в послеоперационном периоде можно

не ограничивать нагрузку на оперированную конечность сверх обычного. При переломе в дистальной части бедренной кости, в виде раскола, вдоль ножки эндопротеза может остаться не замеченным. Переломы без смещения не всегда удается диагносцировать при рентгенографии в двух проекциях. Такие переломы, как правило, не имеют отрицательных последствий на стабильность бедренного компонента.

Перелом бедра при имплантации цементного бедерного компонента довольно редкое явление. При использовании бесцементных имплантатов вероятность перелома значительно выше, поскольку успех фиксации зависит от плотности посадки ножки в канал бедренной кости. По данным B.Morrey с соавторами на 2078 первичных бесцементных эндопротезов частота переломов составила 3,9%, в то время как, при установке 17 579 цементных ножек переломы зафиксированы лишь в 0,1% случаев [231].

Вообще сообщения о переломах в процессе установки бесцементных ножек очень многочисленны. Fitzgerald с соавторами проанализировали 40 случаев интраоперационных переломов [120]. У 37 пациентов перелом был зафиксирован проволочным серкляжом. У трех пациентов развилась ранняя нестабильность, связанная, по мнению авторов, с переломом. Martel с соавторами сообщили о 10 проксимальных переломах бедра при использовании 121 бесцементного эндопротеза Harris-Galante [218]. Несмотря на серкляжную фиксацию в 2-х из 10-ти случаев развилась нестабильность бедренного компонента.

Когда перелом происходит во время вбивания клиновидной ножки – это, обычно, маленькая трещина в проксимальном отделе бедра и вполне достаточно ограничиться фиксацией проволочным серкляжом. Своевременное распознавание и фиксация серкляжом позволяют избежать дальнейшего распространения перелома. В большинстве случаев возможно использование запланированного эндопротеза преимущественно проксимальной фиксации. Если при наличии серкляжа не удается добиться стабильной фиксации ножки необходимо использовать эндопротез преимущественно дистальной фиксации, либо прибегнуть к цементной технике фиксации бедренного компонента. Переломы, вызываемые эндопротезами преимущественно дистальной фиксации чаще бывают продольными, «разрывающими» диафиз бедренной кости. Schwartz с соавторами сообщили о 3% частоте возникновения перелома при установке компонента AML [295]. В случае возникновения перелома в дистальном отделе бедренной кости со смещением необходимо осуществить полноценную внутреннюю фиксацию.

Остеолиз

Бесцементная ножка эндопротеза оказывает нефизиологическое воздействие на проксимальный отдел бедренной кости, результат которого зависит от величины и продолжительности давления имплантата на кость. Основным эффектом избыточного воздействия

является развитие остеолиза на месте контакта металла и костной ткани. Денситометрические исследования, проведенные в различные сроки после имплантации эндопротеза, выявили, что в течение первого года масса костной ткани, окружающая ножку, уменьшается на 10-45%. В последующем потеря костной ткани останавливается, а в некоторых случаях происходит даже увеличение плотности костной ткани вокруг имплантата. Однако наряду с этим нельзя забывать, что немаловажное значение в распределении нагрузок на бедренную кость имеет дизайн протеза и способ его фиксации [199]. Остеолиз вокруг бедренного компонента может развиться и при цементной, и при бесцементной фиксации. Следует отметить, что в настоящее время появление признаков остеолиза чаще всего связывают с "накачиванием" продуктов стирания полиэтилена (дебриса) в пространство между протезом и костью, появлением воспалительной реакции, гранулем, а в дальнейшем - рассасыванием костной ткани [211, 285]. Если остеолиз происходит вокруг хорошо фиксированной ножки, имеющей пористое покрытие по всей окружности, обычно частицы дебриса не могут проникнуть в дистальном направлении, поэтому в процесс разрушения кости вовлекается, главным образом проксимальный отдел бедра. В проксимальном отделе серьезная потеря костной массы может наблюдаться в области дуги Адамса, по передней или задней поверхности бедренного компонента и в области большого вертела. При проксимальном остеолизе может произойти перелом большого вертела, но это редко является причиной ревизионной операции (рис 4.9) [231].

Остается спорным вопрос о необходимости лечения остеолиза вокруг бедренного компонента. Вероятно, когда имеется значительная прогрессирующая потеря костной массы вследствие дистального остеолиза целесообразно выполнить ревизию эндопротеза для профилактики перипротезного перелома и во избежание появления серьезного костного дефекта. Если бедренный компонент нестабилен его судьба не вызывает сомнений, но в случае надежной фиксации ножки, существует возможность ограничиться дебридментом и костной пластикой остеолитических полостей. Основной целью этой операции является попытка уменьшить продукцию дебриса, вызывающего остеолиз. Решение удалять ли хорошо фиксированную ножку зависит от ожидаемой сложности этой операции и от возможности хирурга получить доступ к зонам остеолиза без удаления эндопротеза.

Stress-shielding синдром

При установке любого ортопедического имплантата может возникнуть экранирование напряжения вследствие изменения в передаче напряжения по кости, вызванного металлоконструкцией. При использовании бесцементных ножек экранирование напряжения проксимального отдела бедра обычно связано с полностью покрытыми пористым напылением бедренными компонентами с хорошей дистальной фиксацией (рис. 4.34). Более жест-

кий, большего диаметра ножка вызывает более серьезное экранирование напряжения, чем более тонкий и более гибкий имплантат. Haddad с соавторами продемонстрировали, что качество кости пациента также может существенно влиять на развитие stress-shielding синдрома. Используя метод двойной рентгеновской абсорбциометрии (DEXA), они показали, что у пациентов с выраженной остеопенией контрлатерального бедра риск развития stress-shielding'а значительно выше [140]. Engh и Bobyn показали, что явления stress-shielding синдрома существенно прогрессируют в течении первых двух лет, а затем стабилизируются [108]. В случае развития выраженных проявлений stress-shielding'а при стабильном имплантате оптимальной тактикой является наблюдение, поскольку нет никаких методов специфического воздействия на выпавший из под нагрузки проксимальный отдел бедренной кости [186].

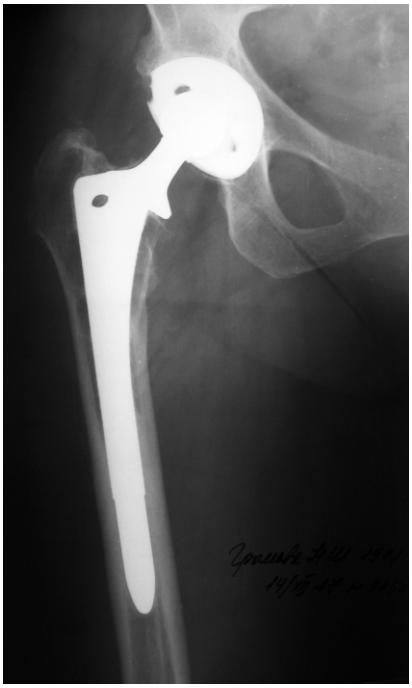


Рис. 4.34 Рентгенограмма через девять лет после эндопротезирования правого тазобедренного сустава (вертлужный компонент Trilogy (Zimmer), бедренный компонент AML (DePuy)), обращает на себя внимание выраженная поеря костной массы и остеолиз в проксимальном отделе бедренной кости и явления остеосклероза в дистальной части пористого покрытия ножки.

Гетеротопическая оссификация

Maloney с соавт. исследовали вероятность развития гетеротопической оссификации в зависимости от способа фиксации и пришли к выводу, что при бесцементном эндопротезировании она выше, чем при цементном [212]. Напротив, Duck и Mylod при в исследовании 66 тазобедренных суставов не нашли статистически существенного различия в риске развития гетеротопических оссификатов при тотальном эндопротезировании, выполненным с использованием костного цемента и без него [100]. Этиология гетеротопической оссифи-

кации многофакторна, во многом зависит от особенностей организма, хирургической техники, используемого доступа, но не зависит от типа фиксации.

Таблица 4-5

Результаты использования различных бедренных компонентов бесцементной фиксации по данным литературы

Бедренный компонент	Возраст пациентов	Количество наблюдений	Период наблюдения	Результат	Источник
AML	47,6 (от 19 до 68)	52	11,3 (от 11 до 12)	Ревизии 2,0%; 17% бедренного остеолиза	Kim YH et al. 1999
AML	55 (16 – 87)	223	Минимум 10 лет	Выживаемость 97%	Engh CA et al. 2001.
AML (Duraloc)	50 лет и младше /40 лет и младше	561/256	До 20 лет	Выживаемость 10-летняя 89%/85%; 15-летняя 60%/54%	McAuley JP et al. 2004.
AML (ревизии)			В среднем 8,4	5,7% повторных ревизий выживаемость 90,6% (10 лет)	Engh CA et al. 1997.
CLS (Споторно)	52,2 (от 32 до 68) на момент операции	227	11,7 (от 10 до 14)	Ревизии 4,4% (2,0% по поводу асептического расшатывания)	Siebold R, et al. 2001
CLS		1830	От 2,5 до 9 лет	Отличные и хорошие результаты – 91%; за 2,5 года менее 1% нестабильности	Blasius K., et al. 1993
CLS		294		7-летняя выживаемость 99.5%	Malchau H, et al. 2002
CLS (Споторно)	54,9 (37-76)	145	7,8 лет	выживаемость 96,7%	Bulow JU, et al. 1996
CLS (Споторно)		300		7-летняя выживаемость 99.5%	Blaha JD et al. 1994
Zweymuller		71	7 лет	7-летняя выживаемость 95.0%	Malchau H, et al. 2002
Zweymuller	72 (от 48 до 92) на момент обследования	133	10,6 лет	6,7% ревизии Клинический отличный рез-т 90,0%	Weissinger M, Helmreich C. 2001
Zweymuller (Alloclassic)		46	50 месяцев	98% - отличные и хорошие клинические результаты	Huo MH et al. 1996
Zweymuller	63	238	6,5 лет (от 25 до 146 месяцев)	Общая 10-летняя выживаемость 95,8%, для асептического расшатывания 99,1%	Delaunay C; Kapandji A.I. 1998
Zweymuller		333	В среднем 3,9 (от 0 до 5,4 лет)	выживаемость через 5,4 года 99,1%	Havelin L. et al. 1995
Corail		1117	В среднем 1,8 (от 0 до 5,4 лет)	выживаемость через 5,4 года 99,5%	Havelin L. et al. 1995

Corail		147	В среднем 11,5 лет	10-летняя выживаемость для бедренных компонентов 100%	Froimson MI. et al. 2007
Corail	62 (от 16 до 104)	7800	12 лет	10-летняя выживаемость для бедренных компонентов 95,1%	Vidalain JP and the ARTRO Group 1999
Taperloc		120	12,2 (минимальный 10 лет)	Ревизии 2,5% по поводу асептического расшатывания; Выживаемость 97,5%	Mallory TH et al. 2001
Taperloc		145	От 8 до 12,5 лет	Общая 10-летняя выживаемость 95,6%, для бедренных компонентов 98,2%	McLaughlin JR, Lee KR. 1997
Taperloc	37 лет (20-50)	100	10,2 (8-13)	Общая выживаемость 98,0%. Асептического расшатывания не наблюдалось	McLaughlin JR, Lee KR. 2000
Taperloc	$64^{\pm}$10 лет	307	От 10 до 13 лет	1 ревизия по поводу глубокой инфекции	Bourne RB, et al. 2001
Taperloc		134	10 лет	7-летняя выживаемость 98.3; 10-летняя 92,0%	Malchau H, et al. 2002
Taperloc		129	11 (6-15)	1 ревизия (выживаемость 99,3%)	Parvizi J et al. 2004

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ

Бесцементные бедренные компоненты с пористым покрытием для тотального эндопротезирования получили распространение с конца 70-х годов прошлого века. В настоящей момент уже накоплен значительный опыт по применению самых различных моделей ножек и сведения о их выживаемости. Результаты использования можно обсуждать по нескольким параметрам, но поскольку существуют фундаментальные различия между полнопокрытыми ножками, компонентами с пористым покрытием в проксимальной части и имплантатами с гидроксиапатитным напылением их следует обсудить отдельно.

КРУГЛЫЕ БЕДРЕННЫЕ КОМПОНЕНТЫ

AML (Anatomic Medullary Locking) – DePuy (Рис. 4.35)

Разработана в конце 70-х годов доктором Charles A. Engh в качестве альтернативы ножкам цементной фиксации и одной из первых получила широкое распространение среди ортопедов.

Ножки изготовлены из кобальт-хромового сплава, покрытие (Porocoat®) выполнено шариками диаметром 1мм, которые покрывают 5/8 ножки. Размеры ножек от 10,5 до 19,5 мм с шагом между размерами в 1,5 мм, длина ножек одинаковая - 158 мм, имеются стандартный и расширенный размеры проксимальной части протеза. Конус ножки 12/14. Головки для ножек AML изготовлены из кобальт-хромового сплава и керамики, диаметром 22, 22,5 мм, 26 мм, 28 и 32 мм. Имеется пять типоразмеров длины шейки с шагом в 3,5 мм.

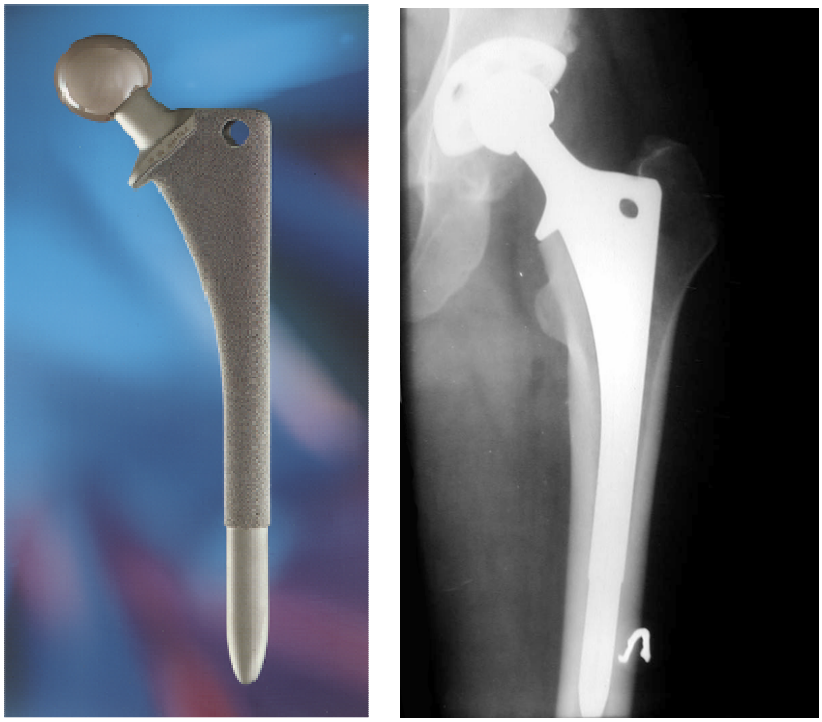


Рис. 4.35. Бедренный компонент а) внешний вид; б) рентгенограмма правого тазобедренного сустава, ножка AML (DePuy) – 7 лет после операции.

Философия фиксации: первичная стабильность достигается плотным внедрением

шероховатой поверхности ножки (press-fit эффект), а вторичная (биологическая) фиксация достигается за счет врастания кости.

Из положительных качеств отмечают простоту и технологичность установки имплантата, хорошую первичную стабильность за счет плотного заполнения диафиза круглой частью ножки и плотной посадки проксимального отдела протеза в губчатую кость. Существенным достоинством является возможность выбора эндопротеза со стандартной и расширенной проксимальной частью

Возможные недостатки модели:

- ножки от первого до последнего размера имеют одинаковую длину и соответственно затруднена их установка при выраженной кривизне канала бедра;

- пористое покрытие на слишком большом протяжении (5/8 длины ножки), что создает предпосылки для развития stress-shielding синдрома;

- шаг между размерами составляет 1,5 мм – это требует избыточного рассверливания канала;

- при использовании ножек больших размеров (свыше 15 мм) у большинства пациентов отмечаются боли в средней трети бедра.

Учитывая особенности этих компонентов их применение целесообразно ограничить случаями, когда необходимо обеспечить надежную дистальную фиксацию, в первую очередь при ревизионных операциях и с онкологическим поражением проксимального отдела бедра (рис. 4.36).

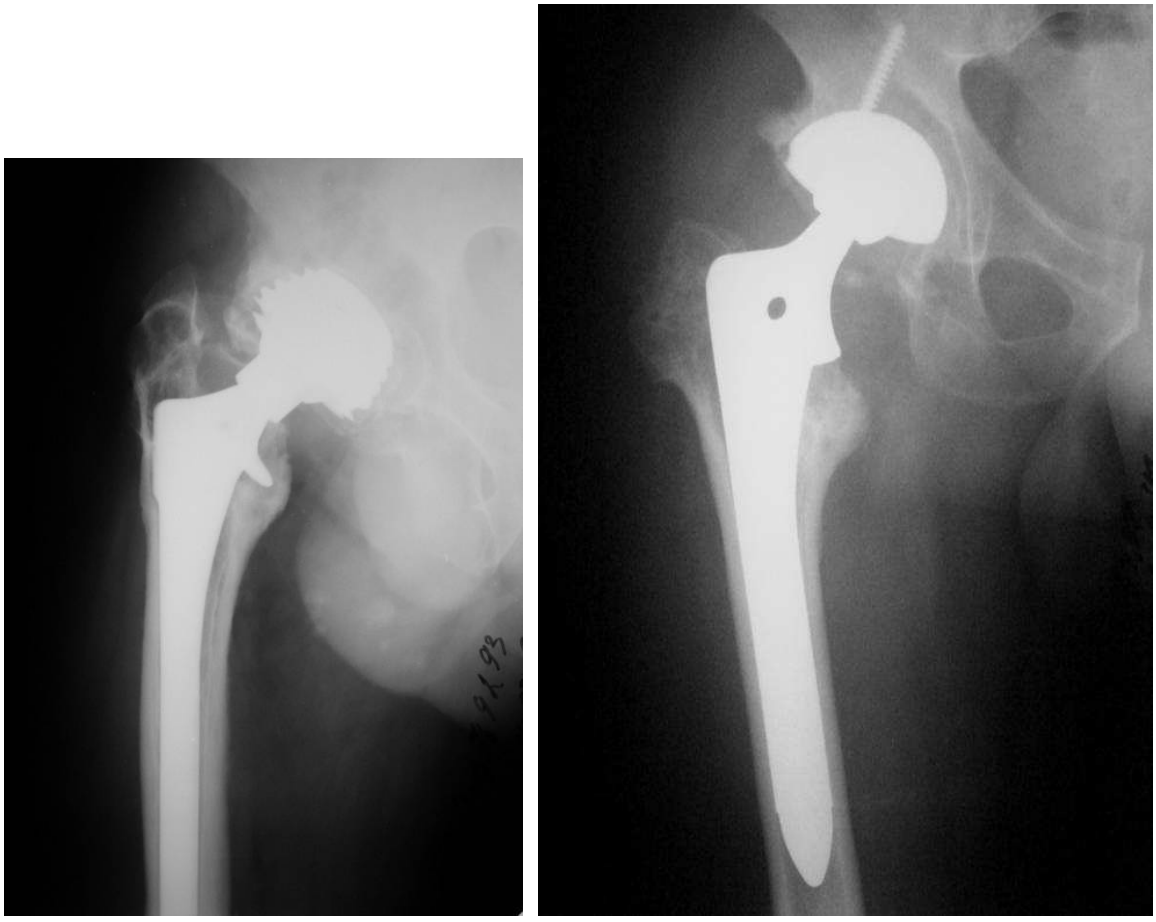


Рис. 4.36. Нестабильность обоих компонентов эндопротеза, дефект кости в проксимальном отделе бедренной кости, выполнена ревизия с использованием полнопокрытой ножки AML Solution (DePuy) с калькаром.

Ножка VerSys Beaded Med Coat (рис. 4.37) объединяет в себе два принципа: проксимальной фиксации и дистальной ротационной стабильности. Проксимальная часть протеза покрыта титановой металлической проволокой (или шариками), которая образует поры различных размеров, в среднем 290 мкр, предназначенные для врастания костной ткани. Циркулярное расположение покрытия, занимающего примерно 1/2 ножки, наряду с трапецивидной формой проксимального отдела имплантата с одной стороны, обеспечивает первичную стабильность и препятствует проникновению продуктов стирания полиэтилена в пространство между протезом и костью, а с другой стороны, является профилактикой развития синдрома "stress-shielding". Полированная дистальная часть ножки имеет продольные борозды, которые обеспечивают первичную плотную посадку протеза и по мере ремоделирования эндоста увеличивают его ротационную стабильность. Протез изготовлен из титана, что сочетает в себе биологическую инертность, прочную фиксацию в кости и эластичность самой ножки.

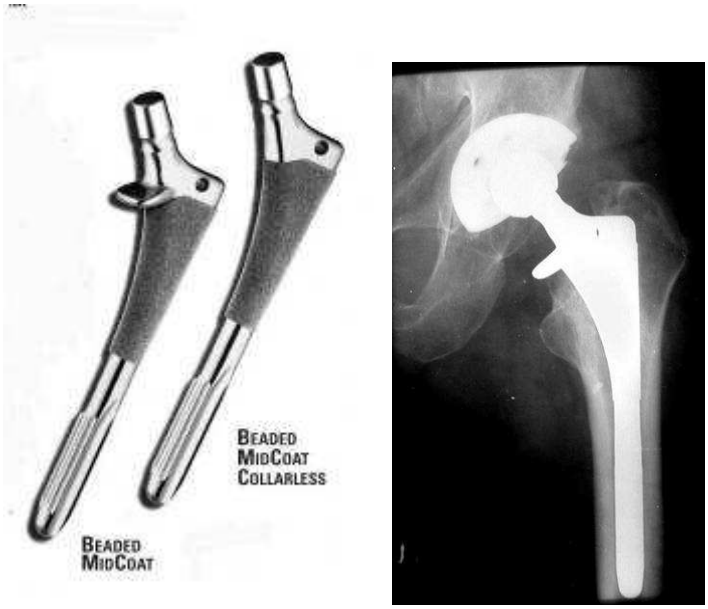


Рис. 4.37. Бедренный компонент VerSys Bd Mdcoat (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава: ножка VerSys Bd Mdcoat (Zimmer).

КЛИНОВИДНЫЕ БЕДРЕННЫЕ КОМПОНЕНТЫ

Прямые клиновидные ножки

Ножка типа Споторно (CLS – Zimmer; G2 – DePuy) (рис. 4.38)

Дизайн был разработан L.Spotorno и S. Romagnoli и начал применяться в клинической практике с 1984 года. Имеет форму четырехугольного клина с продольными выступами на передней и задней поверхности. Воротника нет. Ножка выполнена из сплава титана, имеет шероховатую поверхность (путем обработки струей песка). Диаметр ножек от 5 до 20 мм с шагом 1-1,25 мм.

В основе дизайна ножки CLS (Spotorno) (рис.) лежит принцип трех клиньев, за счет которых достигается плотная посадка протеза, кроме того, по передней и задней поверхностям имплантата расположены параллельно друг другу конические ребра, обеспечивающие первичную ротационную стабильность. Вторичная фиксация достигается обрастанием кости шероховатой поверхности протеза. Сочетание конусовидной формы ножки, изготовленной из титана, и отсутствие воротничка создают предпосылки для длительной стабилизации ножки даже в случае некоторой ее миграции, что подтверждают хорошие отдаленными результаты.

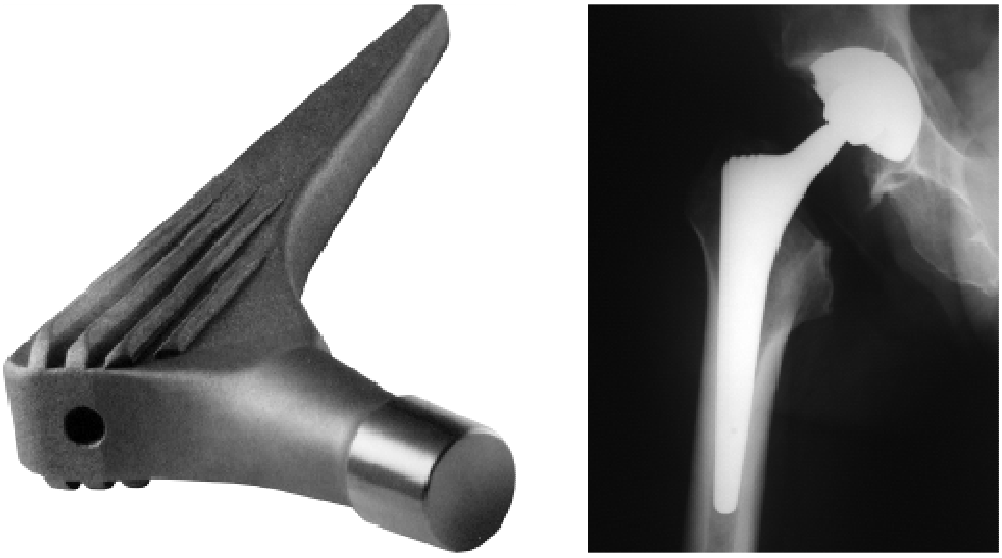


Рис. 4.38. Бедренный компонент CLS (Spotorno) (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава: ножка CLS (Spotorno).

Философия фиксации: первичная стабильность ножки достигается плотным внедрением в губчатую костную ткань бедренной кости (т.н. press-fit эффект). Продольные ребра в проксимальной части ножки обеспечивают ротационную стабильность. Биологическая фиксация достигается обрастанием костной ткани шероховатой поверхности имплантата.

Основные преимущества: усиленная ротационная стабильность за счет продольных ребер по боковым поверхностям ножки; высокая первичная стабильность, достигаемая "press fit" эффектом. Дизайн ножки разработан с учетом возможного ее оседания; биологическая фиксация протеза достигается обрастанием костной ткани вокруг шероховатой ножки; простая и быстрая техника установки имплантата.

Хорошие отдаленные результаты применения клиновидной ножки привели к созданию различных ее модификаций. В частности, фирмой Zimmer разработана ножка с "усиленным клином", которая нашла широкое применение в клинической практике.

Модель с самозаклинивающимся механизмом крепления (Enhanced Taper) имеет форму клина, с передней и задней стороны имеется по одному антиротационному выступу, и поверхность ножки подвергнута пескоструйной обработке (рис. 4.39). Головки этой системы унифицированы и выполнены из CoCr или керамики с диаметром 22, 26, 28 и 32 мм. Имеется пять типоразмеров длины шейки с шагом в 3,5 мм.

При имплантации прямых клиновидных ножек необходимо учитывать, что бедренный компонент обычно жестко фиксируется на 3-5 мм выше рашпиля соответствующего размера. Попытка во чтобы то ни стало установить компонент на запланированном уровне может привести к расколу в проксимальной части бедренной кости.

Достоинства

- равномерное распределение нагрузки на проксимальный отдел бедренной кости
- простота установки
- сохранение костной ткани переднего и заднего отделов бедра

Недостатки

- возможное повреждение мышц в связи с необходимостью латерализации
- разница между рашпилем и протезом 5 мм
- необходимость сохранения губчатой кости передней и задней стенок для профилактики трещин

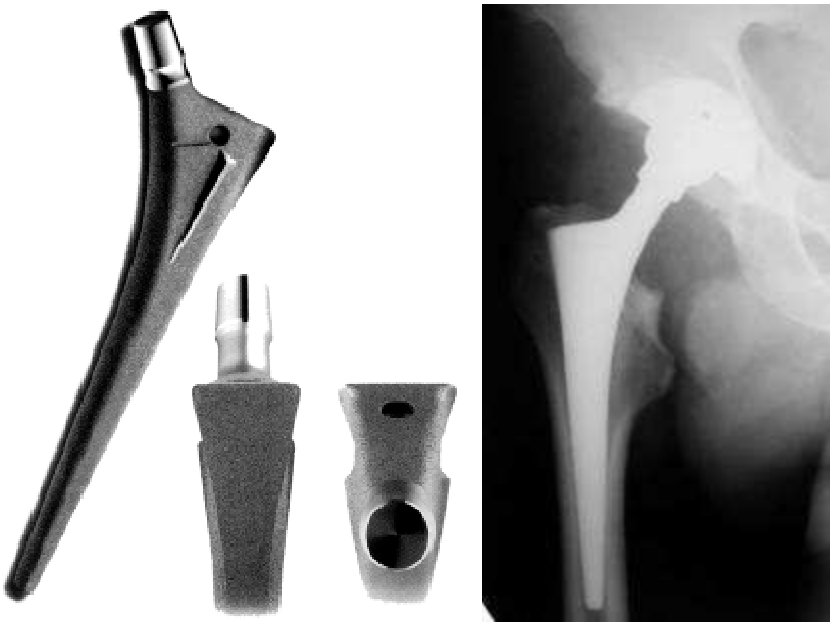


Рис. 4.39. Бедренный компонент VerSys ET (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава: ножка VerSys ET (Zimmer).

Прямые клиновидные ножки с прямоугольным сечением

Бедренные компоненты типа Цваймюллера (Alloclassic – Zimmer; SL-PLUS - Endoprothetik Plus) Первичная стабильность достигается плотным внедрением всей поверхности имплантата, прямоугольная форма ножки обеспечивает высокую ротационную стабильность и сохранение питания кортикальной стенки бедренной кости. Отличительной особенностью этих ножек является прямоугольное поперечное сечение, отсутствие воротника, расширяющаяся в проксимальном направлении клиновидная форма (рис. 4.40). Ножки изготовлены из титанового сплава. Шероховатость поверхности 4-6 мкм. Имеются стандартные и латерализованные бедренные компоненты.

Достоинства

- равномерное распределение нагрузки на проксимальный отдел бедренной кости
- простота установки
- сохранение костной ткани переднего и заднего отделов бедра
- сохранение питания диафиза бедра за счет посадки на острые ребра

Недостатки

- возможное повреждение мышц в связи с необходимостью латерализации
- опасность перелома при сильном забивании

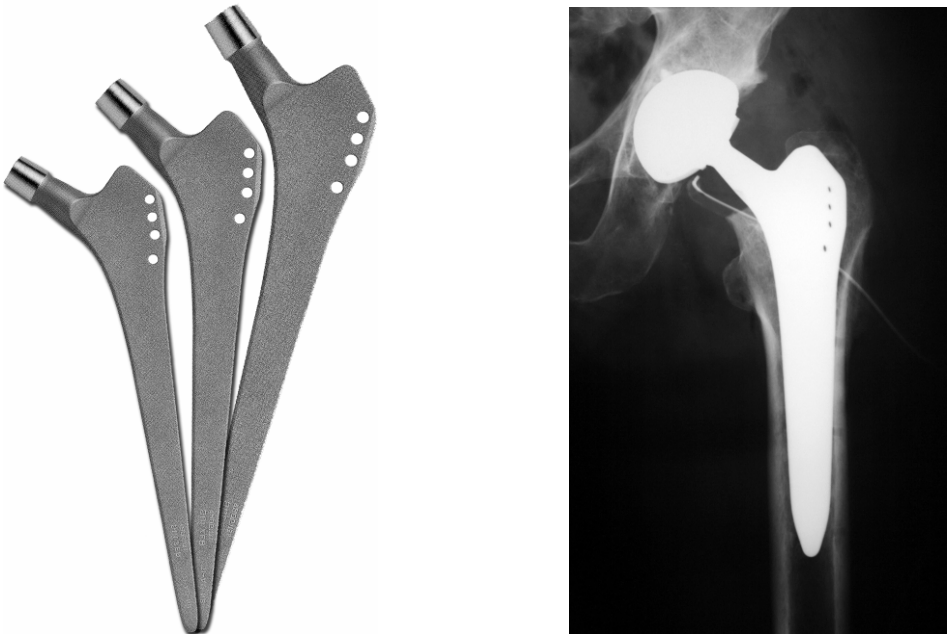


Рис. 4.40. Бедренный компонент Alloclassic (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава: ножка Alloclassic (Zimmer).

Клиновидные ножки, изогнутые в проксимальной части

Более анатомичный дизайн бедренных компонентов данного типа предусматривает имплантацию без необходимости латерализации, что позволяет избежать повреждения малой и средней ягодичных мышц в области прикрепления. Изгиб в проксимальном отделе обеспечивает более равномерную нагрузку на медиальную стенку бедренной кости и ротационную стабильность ножки.

Бедренные компоненты типа Мюллера (Metabloc – Zimmer), **с гидроксиапатитным покрытием** (Corail – DePuy) (Рис. 4.41)

Taperloc – Biomet (Рис. 4.42)

Достоинства

- равномерное распределение нагрузки на проксимальный отдел бедренной кости

– простота установки
– сохранение костной ткани в области большого вертела и мышц, возможность использования малоинвазивной техники

Недостатки

- сложности контроля варусно-вальгусной позиции ножки

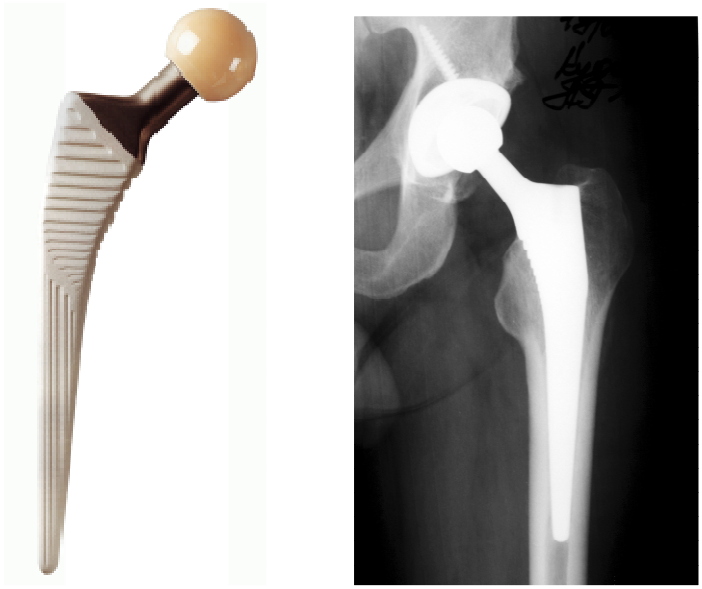


Рис. 4.41. Бедренный компонент Corail (J&J, DePuy) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава: ножка Corail (J&J, DePuy)

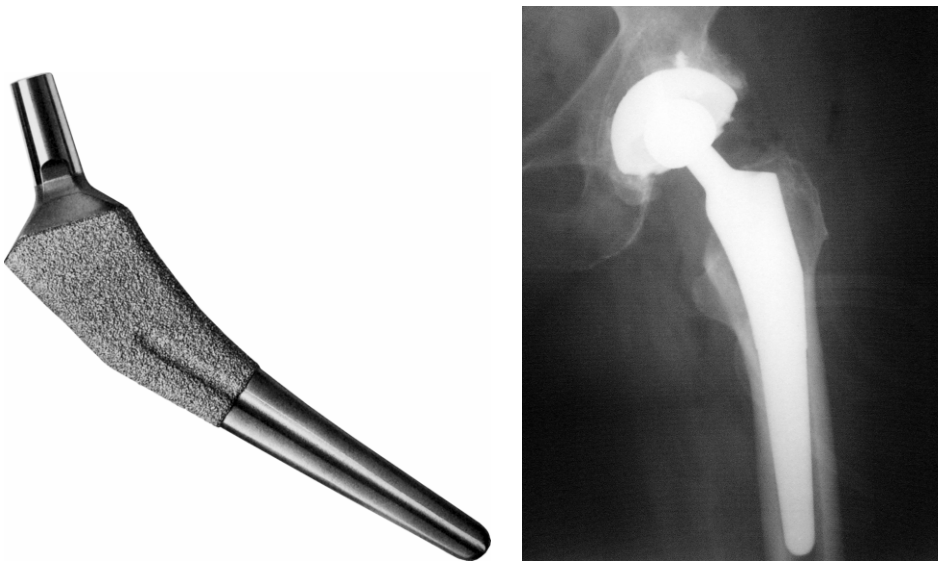


Рис. 4.42. Бедренный компонент Taperloc (Biomet) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава: ножка Taperloc (Biomet).

Конические ножки Вагнера (Рис. 4.43) имеют несколько вариантов. Короткая коническая ножка нашла наибольшее распространение при диспластическом коксартрозе, когда Биомеханическая концепция применения Wagner cone prosthesis™ (Zimmer), изготовленного

из биоинертного сплава Protasul™-100 (titanium-aluminium-niobium),основана на принципе плотной фиксации конуса с углом наклона 5º, как наиболее соответствующего форме костномозгового канала. Система трехмерной тугой посадки разработана для надежной первичной бесцементной фиксации при флейтообразной или цилиндрической форме костномозгового канала. Коническая форма эндопротеза обеспечивает равномерную передачу нагрузки на бедро и наибольшую сохранность костной ткани. На поверхности ножки расположены восемь продольных, параллельно идущих конических ребер, обеспечивающих ротационную стабильность конструкции. Высота ребер (1-2,5 мм) зависит от диаметра ножки. С целью уменьшения изгибающих и торсионных воздействий на ребра, а также увеличения в целом прочности имплантата они выполнены в форме конического гребня, радиус верхушки которого равен 0,4-0,5 мм.

Технические характеристики Wagner SL Revision Stem (Zimmer) отличаются углом конуса наклона, который составляет 2º, кроме того, технология изготовления эндопротезов предыдущего поколения позволяла создать шеечно-диафизарный угол (ШДУ) равный 145 º. Современные «латерализованные» ревизионные ножки Wagner имеют ШДУ 135 º.

Достоинства

- равномерное распределение нагрузки на проксимальный отдел бедренной кости
- простота установки
- возможность установки при отсутствии шейки и избыточной ее антеверсии
- возможность установки в узкий канал

Недостатки

- ограниченный offset
- опасность перелома при сильном забивании
- необходимость формирования «ложа» под шейку эндопротеза

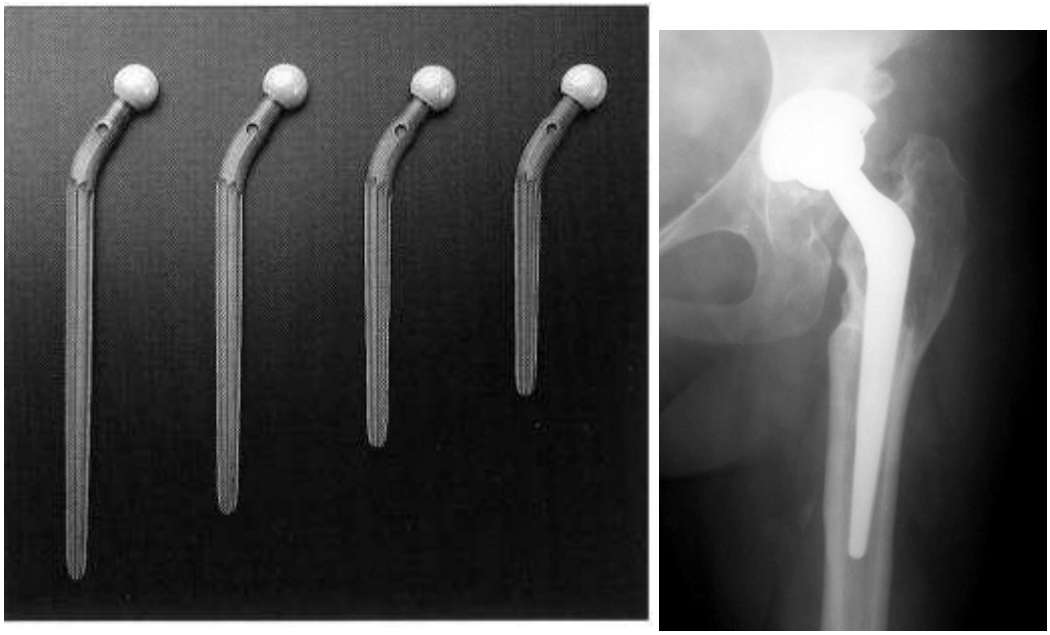


Рис. 4.43. Бедренный компонент **Вагнера** (Zimmer) а) внешний вид; б) рентгенограмма тазобедренного сустава: ножка Wagner'a (Zimmer).

4.5 Эндопротезирование суставных поверхностей

Роль эндопротезирования суставных поверхностей остается спорной. Несмотря на изначальный энтузиазм от замены суставных поверхностной, как альтернативы тотальному эндопротезированию тазобедренного сустава, недопустимое число неудач в первые несколько лет после операции годы привело к уменьшению применения этого метода [122, 175, 235, 312]. С возрождением интереса к паре трения метал-метал и с появлением поперечно связанного полиэтилена хирурги вновь возвращаются к эндопротезированию суставных поверхностей.

В прошлом было предложено множество вариантов замены суставных поверхностей (рис. 4.44). Главное преимущество такой процедуры – сохранение костного вещества шейки бедра. В отличие от однополюсного и тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, при которых приходится жертвовать головкой и шейкой бедра, а также вскрывается интрамедуллярный канал, при замене суставных поверхностей кость проксимального отдела бедра остается интактной, что имеет колоссальное значение при возникновении потребности в ревизии.

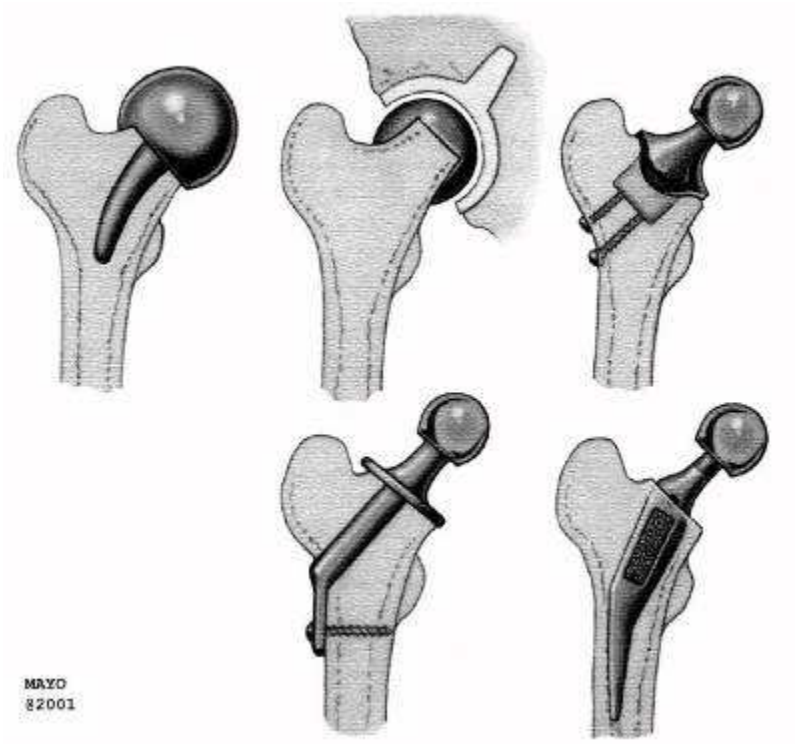


Рис. 4.44. Варианты замены суставных поверхностей (Из книги Morrey BF.: Joint Replacement Arthroplasty [231])

История

Одно из первых сообщений о самом раннем использовании чужеродного материала для пластики суставных поверхностей было в 1840, когда в Соединенных Штатах Carnochan использовал деревянный блок, как вставку между поверхностями височно-нижнечелюстного сустава. С тех пор, множество хирургов применяли различные материалы и ткани для интерпозиции поверхностей тазобедренного сустава. В 1905, Murphy сообщил об использовании мышцы и фасции в качестве прокладки в пораженных суставах [234]. В 1913 Р.Р.Вреден предложил использовать с этой целью свиной пузырь [1, 2]. В 1918 такую же методику использовал Baer [18]. Smith-Petersen первым предложил полноценную замену суставных поверхностей, или так называемую двойную колпачковую (чашечную) артропластику [306]. Он разработал колпачок, сделанный из стекла, который помещался между головкой бедренной кости и вертлужной впадиной для лечения артроза. Стеклянные колпачки были слишком хрупки, чтобы противостоять силам, возникающим в тазобедренном суставе, и они часто ломались. В 1938, он заменил стекло виталлиумом и за следующее десятилетие установил более 500 таких колпачков.

В 50-х годах были разработаны различные модификации колпачковой артропластики. Haboush сообщил о двух случаях использования двухколпачковой артропластики, когда два металлических колпачка были установлены с акриловым цементом, один на головку бедренной кости, а другой в вертлужную впадину. Это было возможно одним из пер-

вых случаев использования метилметакрилата в эндопротезировании тазобедренного сустава [138]. Вскоре после этого Townley разработал однополюсный вариант, в котором металлический колпачок устанавливался на короткой изогнутой ножке [322]. В 1960 году Townley предложил вертлужную чашку, выполненную из полиуретана а, позже из полиэтилена. Оба компонента устанавливались на цементе. Хотя Townley первоначально сообщил о превосходных результатах, в дальнейшем расшатывание вертлужного компонента стало серьезной проблемой. С более широким распространением обычного тотального эндопротезирования тазобедренного сустава интерес к замене суставных поверхностей потерялся.

Замена суставных поверхностей в различных модификациях продолжала использоваться в небольших объемах и в 70-80-х годах, как альтернатива обычному тотальному эндопротезированию у молодых и активных пациентов [13, 14, 28, 43, 58, 59, 127, 133]. В настоящее время используется множество различных имплантатов для замены суставных поверхностей, которые различаются конструктивно, в зависимости от используемых материалов, по методике установки и инструментальному обеспечению.

Актуальность

Пациенты с асептическим некрозом головки бедренной кости составляют около10% всех случаев первичного эндопротезирования тазобедренного сустава. Большинство из них молоды, а около половины имеют двусторонний процесс. Для их лечения с переменным успехом применялось множество различных хирургических вмешательств, таких как декомпрессия очага, васкуляризированные и неваскуляризированные костные трансплантаты, пластика на мышечной ножке, остохондральные трансплантаты и различные типы остеотомии бедра [227, 326]. Однако, когда очаг повреждения достаточно большой (вовлечено более 30% головки) или произошел субхондральный коллапс результат таких органосохраняющих вмешательств обычно неудовлетворительный и операцией выбора является эндопротезирование [118]. Вариантами эндопротезирования может быть замена головки бедра (однополюсный протез), замена биполярной головкой, тотальное эндопротезирование и замена суставных поверхностей. Биполярные и однополюсные эндопротезы при использовании у молодых пациентов приводят к ранним неудовлетворительным результатам [53, 187, 200, 201]. Несмотря на то, что тотальное эндопротезирование чрезвычайно эффективная операция при остеоартрозе тазобедренного сустава, частота неудач при асептическом некрозе у молодых пациентов существенно выше [82, 98, 250, 255]. Исследование из клиники Мейо показало 79% ревизий через 17,8 лет у пациентов с асептическим некрозом в сравнении с 39% при другой этиологии [250]. Другое сравнительное исследование подтверждает, что пациенты с асептическим некрозом младше 50 лет, имеют значительно более высокую

частоту неудач в сравнении с пациентами с остеоартрозом [255]. Вследствие недостаточной эффективности альтернативных эндопротезированию хирургических методов лечения АНГБК и худшими по сравнению с другими нозологическими формами исходами тотального эндопротезирования, вновь появился интерес к замене суставных поверхностей, как одному из этапов в лечении. Замена суставных поверхностей устраняет боль и восстанавливает функцию, не нарушая целостности проксимального отдела бедра, что обеспечивает благоприятные условия для ревизионной операции.

Существует три основных типа замены суставных поверхностей:

1. Частичная замена головки бедра
2. Замена суставной поверхности головки бедра
3. Тотальная замена суставных поверхностей (бедренной и вертлужной).

Результаты

Частичная замена суставной поверхности головки бедра

Результаты этих операций при АНГБК, очень многообещающие в раннем послеоперационном периоде оказались неудовлетворительными при средних и длительных сроках наблюдения [302]. Основываясь на доступных сообщениях в литературе трудно оправдать использование этих устройств в настоящее время [198, 302].

Замена суставной поверхности головки бедра

Этот метод был предложен, как разумный выбор для молодых пациентов с АНГБК, потому что обеспечивал устранение болевого синдрома и восстанавливал функцию с 80% выживаемостью в средне-отдаленные сроки [160]. Hungerford с соавторами сообщили, что когда замена суставной поверхности головки бедра выполнялась при III или начальной IV стадиях заболевания в 91% были отличные результаты через 5 лет, а в 62% и через 10,5 лет отмечались хорошие и отличные результаты по шкале Харриса [160]. Krackow с соавторами сообщали о хороших и отличных результатах у 84% пациентовпри среднем периоде наблюдения 3 года [198]. В другом исследовании Amstutz с соавторами проанализировали 37 тазобедренных суставов, средний возраст пациентов составил 30 лет [28]. Отмечалось существенное восстановление функции и снижение болевого синдрома после операции. Через 7,5 лет в одиннадцати случаях (30%) потребовалась ревизия, у 10 пациентов произошло истирание хряща вертлужной впадины, а у одного асептическое расшатывание. Восьми пациентам были установлены тотальные эндопротезы, а в трех случаях была выполнена замена суставной поверхности вертлужной впадины с образованием пары трения метал-метал. Общая выживаемость составила 79% через 5 лет, 59% через десять лет и 45% через 14 лет [28].

Тотальная замена суставных поверхностей

Наблюдение за тотальными эндопротезами суставных поверхностей в отдаленные сроки показало большую частоту несостоятельности различных типов имплантатов. Ritter с соавторами провели проспективное, сравнительное исследование 50 пациентов с двухсторонним поражением, которым с одной стороны выполнялось обычное тотальное эндопротезирование, а с другой проводилась замена суставных поверхностей [268]. Они сообщили, что значительно чаще отмечались линии ретгеновского просветления на границе цемента и кости вертлужной впадины и большее число суставов подверглись ревизии если была выполнена замена суставных поверхностей. Amstutz с соавторами в сравнительном исследовании между обычным эндопротезированием и заменой суставных поверхностей также сообщили о большей частоте несостоятельности вертлужных компонентов из полиэтилена во второй группе пациентов [13]. Они считали, что это связано с более молодым возрастом пациентов.

В последние годы исследовалась концепция замены суставных поверхностей износостойкими имплантатами, способными обеспечить хорошие трибологические характеристики и низкий уровень изнашивания. С этой целью рассматривались альтернативные пары трения керамика-керамика, металл-металл (CoCr) и поперечносвязанный полиэтилен. Buechel сообщил о ранних результатах применения бесцементного эндопротеза (Endotec), бедренный компонент которого имеет короткую центральную клиновидную ножку и полусферический компонент, имеющий пористое покрытие со стороны кости, вертлужная чашка из UHMWPE фиксировалась во впадине винтами. Из 60 пациентов 57 имели отличные и хорошие результаты, выживаемость составила 91,8% через 6 лет [50].

В многочисленных сообщениях о результатах раннего опыта с металл-металическими имплантатами для замены суставных поверхностей, через 2-3 года наблюдения отмечалось менее 1% неудач [11, 19, 28, 46, 67 155, 230, 279, 325]. По данным Nishii T. с соавторами выживаемость металл-металических протезов суставных поверхностей составляет 96% через пять лет [237]. При лечении данным методом 600 пациентов со средним возрастом 48,9 лет Amstutz H. с коллегами не имели ревизий в сроки от 3,5 до 6 лет [11]. Хотя результаты замены суставных поверхностей метал-металическим протезом очень многообещающие, не выясненной остается проблема повышения содержания ионов кобальта и хрома во всех биологических жидкостях и тканях, зафиксированная в многочисленных исследованиях [11, 91, 93, 155, 184, 206 328, 339, 351]. В виду отсутствия точных сведений о безопасности ионов метала, остаются опасения относительно их возможной токсичности, канцерогенности и тератогенности. В настоящее время это является основной причиной осторожного применения этого метода у молодых и активных пациентов.

Причина неудач

Charnley в 1979 году предсказывал, что основной причиной неудач при замене суставных поверхностей будет расшатывание вертлужного имплантата вследствие приложения мощных усилий большой бедренной головкой к тонкому и гибкому вертлужному компоненту [63]. Причиной отказа бедренного компонента может стать перелом шейки бедра или нестабильность в результате резорбции кости и выравнивания компонента [57, 123, 133].

Важным фактором считают оставшееся кровоснабжение головки и ее жизнеспособность. Freeman с соавторами считают, что оставшаяся часть головки и шейки бедра сохраняют васкуляризацию и не подвергается некрозу. Они исследовали по 5 бедренных головок в 2 сериях и нашли, что бедренная головка остается жизнеспособной [122, 123]. Такой же точки зрения придерживается Wagner, который имел подобные наблюдения [329]. Имеется и другая точка зрения, у авторов, которые наблюдали явления некроза в оставшейся части головки при ревизиях бедренного компонента. Gerard гистологически подтвердил массивный некроз головки бедренной кости у 12 пациентов, с резорбцией кости и просевшими бесцементными бедренными компонентами [133]. Два отдельных исследования специально изучали состояние кровообращения и жизнеспособность оставшейся части головки бедра и получили противоречивые сведения. Bogoch с соавторами в исследовании 6 случаев ревизии, обнаружили очевидный некроз в трех из четырех случаев, когда причиной ревизии явился перелом шейки бедра [43]. У оставшихся двух пациентов бедренная головка была жизнеспособна, причиной ревизии у них явилась нестабильность вертлужного компонента. По их мнению некроз произошел в процессе замены суставной поверхности, поскольку не отмечалось реакции кости на метилметакрилат. Кроме того, они наблюдали очаги ремоделирования на стороне перелома, следовательно, перелом, возможно, произошел через ослабленную зону в месте перехода жизнеспособной кости в некротизированную. В гистологическом исследовании 25 удаленных головок бедра явления некроза были обнаружены в 3 (12%), при этом во всех случаях у пациентов произошел перелом шейки бедра [57]. На основе анализа литературы можно сделать заключение, что некроз после замены суставных поверхностей зависит от хирургической методики, степени обработки головки бедра, дизайна эндопротеза, а причиной обнаружения некроза обычно является перелом шейки. Не известно, является ли перелом шейки бедренной кости причиной или последствием остеонекроза оставшейся части головки и шейки.

Показания

Основными показаниями является III-IV стадия асептического некроза головки бедренной кости у молодых, активных пациентов, которым поздно выполнять органосохраняющие операции (декомпрессия и тунелизация головки бедренной кости) и бесперспек-

тивно лечить консервативными методами.

Противопоказания

Противопоказанием для операции является активный инфекционный процесс, злокачественные поражения проксимального отдела бедра или вертлужной впадины, кистозные изменения в головке и шейке бедренной кости и открытые зоны роста. Относительным противопоказанием можно считать анатомические нарушения на фоне врожденных диспластических процессов или посттравматические деформации у пациентов старшего возраста. Нет четкого возрастного предела для замены суставных поверхностей, но пациентам старше 50 - 60 лет целесообразно выполнить стандартное тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава.

Обследование

Стандартный снимок таза и передне-задние и боковые рентгенограммы необходимы для оценки состояния вертлужной впадины и проксимального отдела бедра. С помощью шаблонов определяются предполагаемые размеры бедренного и вертлужного компонентов. Дополнительные исследования в виде компьютерной и магнитно-резонансной томографии могут помочь оценить степень вовлечения в некротический процесс головки бедренной кости.

Технические особенности

Подготовка пациента к операции не отличается от обычного тотального эндопротезирования. Положение пациента на здоровом боку с четким вертикальным позиционированием таза. Процедура по замене суставных поверхностей может быть выполнена из любого (переднего и заднего) доступа. Но выполнение из заднего доступа предпочтительно с точки зрения сохранения ягодичных мышц.

Размер бедренного компонента определяется при планировании с помощью шаблонов, однако не надо торопиться и чрезмерно обрабатывать головку и шейку бедренной кости. Желательно выполнить обработку изначально на размер больше, чтобы оставалась возможность установить вертлужный компонент большего размера, чем планировалось перед операцией. Перед началом обработки бедренной кости определяется центр головки и устанавливается центратор, затем задается направление для проведения спицы с небольшим вальгусным отклонением от оси шейки. Положение спицы оценивается с помощью инструментов. После проведения спицы головка бедренной кости обрабатывается сначала конусной, а затем полой цилиндрической фрезой. Следующим этапом, после того, как закончена подготовка головки бедренной кости, выполняется обработка вертлужной впадины. Обработка впадины производится также, как для стандартного полусферического компонента. Устанавливаемый вертлужный компонент должен соответствовать предполагаемой головке

бедренной кости, либо быть меньше. Учитывая, что невозможно осуществить дополнительную фиксацию винтами у хирурга должна быть уверенность в достаточной начальной стабильности вертлужного компонента. После установки вертлужного компонента производится установка бедренного компонента на костном цементе. Ушивание капсулы сустава и восстановление коротких наружных ротаторов выполняется согласно стандартам при использовании заднего доступа. Нагрузка на оперированную конечность ограничена до 3-4 недель, затем постепенно увеличивается.

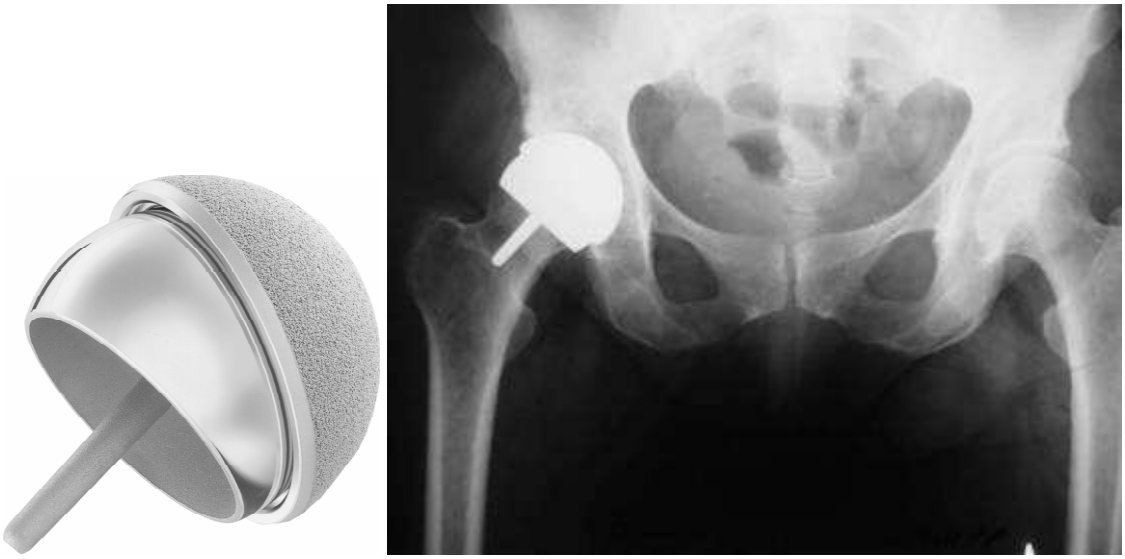


Рис. 4.45. Пациентка К. 48 лет, которой по поводу асептическог некроза головки бедренной кости выполнена замена суставных поверхностей (ASR DePuy): а) внешний вид эндопротеза; б) рентгенограмма через год после операции.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящее время рекомендуется использование замены поверхностей тазобедренного сустава у молодых пациентов с III или ранней IV стадией АНГБК. В результате замены суставных поверхностей молодые, активные пациенты с выраженным некротическим повреждением головки, при котором невозможны другие методы хирургического лечения, получают практически полное восстановление функции, отсутствие болевого синдрома и возможность полноценной жизни на неопределенный промежуток времени. При необходимости ревизии у пациента имеется уже имплантированный вертлужный компонент и он нуждается только в установке ножки эндопротеза с головкой, соответствующего размера.

Справочная литература

164. Вреден Р.Р. Случай придания подвижности анкилозированному тазобедренному суставу// Русск.врач. – 1914. – Т 13., №36. – С. 1122.
165. Вреден Р.Р. К вопросу о восстановлении подвижности в анкилозированных суставах// Русск.врач. – 1913. - №39. – С. 1347-1348.
166. Куропаткин Г.В. Костный цемент в травматологии и ортопедии. – Самара, 2006. – 48 с.
167. Тихилов Р.М., Машков В.М., Цыбин А.В., Сивков В.С., Гончаров М.Ю., Сементковский А.В., Малыгин Р.В. Сравнительная характеристика различных методик ревизионной артропластики при асептической нестабильности вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. // Травматология и ортопедия России – 2007 – №1 – С. 5-11.
168. Aamodt A, Nordsletten L, Havelin LI, Indrekvam K, Utvåg SE, Hviding K.: Documentation of hip prostheses used in Norway: a critical review of the literature from 1996-2000. Acta Orthop Scand. 2004 Dec;75(6):663-76.
169. Acklin YP, Berli BJ, Frick W. Nine-year results of Muller cemented titanium Straight Stems in total hip replacement// Arch Orthop Trauma Surg 2001 Jul; 121(7): 391-398
170. Ahmed AM, Raab S, Miller JE: Metal cement interface strength in cemented stem fixation. J Orthop Res 2:105,1984.
171. Alfaro-Adrian J, Gill HS, Murray DW Should total hip arthroplasty femoral components be designed to subside? A radiostereometric analysis study of the Charnley Elite and Exeter stems. J Arthroplasty 2001 Aug;16(5):598-606
172. Alho A, Lepisto J, Ylinen P, Paavilainen T. Cemented Lubinus and Furlog total hip endoprosthesis: a 12-year follow-up study of 175 hips comparing the cementing technique // Arch Orthop Trauma Surg 2000;120(5-6):276-80
173. Alikahn MA, O'Driscoll M: Fractures of the femur during total hip replacement and their management. J Bone Joint Surg Br 59:36, 1977.
174. Amstutz HC, Le Duff MJ, Campbell PA, Dorey FJ.: The effects of technique changes on aseptic loosening of the femoral component in hip resurfacing. Results of 600 Conserve Plus with a 3 to 9 year follow-up. J Arthroplasty. 2007 Jun;22(4):481-9.
175. Amstutz HC, Markolf KL, McNeice GM, Gruen TA: Loosening of total hip components: Cause and prevention. In Evarts CM (ed): The Hip: Proceedings of the Fourth Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1976, p 102.
176. Amstutz HC, Thomas BJ, Jinnah R, et al: Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. J Bone Joint Surg 66A:228-241, 1984.
177. Amstutz HC: The THARIES hip resurfacing technique. Orthop Clin North Am 13:813-832,1982.
178. Andersson GBJ, Freeman MAR, Swanson SAV: Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement. J Bone Joint Surg 546:590,1972.
179. Andriacchi TP, Galnte JO, Belytschko TB, Hamptom S: A stress analysis of the femoral stem in total hip prosthesis. J Bone Joint Surg58A:618,1976.
180. Anthony PP, Gie GA, Howie CR, Ling RSM: Localized endosteal bone lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. J Bone Joint Surg 726:971,1990.
181. Baer WS: Arthroplasty with the aid of animal membrane. Am] Orthop Surg 16:1-29,1918.
182. Ball ST, Le Duff MJ, Amstutz HC.: Early results of conversion of a failed femoral component in hip resurfacing arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2007 Apr;89(4):735-41.
183. Bargar WL, Brown SA, Paul HA, et al: In vivo versus in vitro polymerization of acrylic bone cement: Effect on mechanical properties. J Orthop Res 4:86,1986.
184. Barrack RL, Mulroy RD Jr, Harris WH: Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. J Bone Joint Surg 746:384,1992.
185. Bartel DL, Bicknele MS, Wright TM: The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. J Bone Joint Surg 68A:1041,1986.
186. Bartel DL, Wright TM, Edwards D: The effect of metal backing on stresses in polyethylene acetabular components. In Hungerford DS (ed): The Hip: Proceedings of the 11th Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1983, p 229.
187. Barth E, Roenningen H, Solheim LF, Saethren B: Influence of cis-platinum on bone ingrowth into porous fiber titanium: Mechanical and biochemical correlations. Trans Soc Biomater 9:170,1986.
188. Bauer TW, Greesink RCT, Zimmerman R, McMahon JT: Hydroxyapatite-coated femoral stems:

Histological analysis of components retrieved at autopsy. J Bone Joint Surg 73A:1439,1991.
189. Bauer TW, Stulberg BN, Ming J, Geesink RG: Uncemented acetabular components: Histologic analysis of retrieved hydroxyapatite-coated and porous implants. J Arthroplasty 8:167,1993.
190. Bauer TW, Taylor SK, Jiang M, Medendorp SV: An indirect comparison of third-body wear in retrieved hydroxyapatite-coated, porous, and cemented femoral components. Clin Orthop 298:11, 1994.
191. Beaule P, Amstutz H: Hemiresurfacing arthroplasty for osteonecrosis of the hip. Op Tech Orthop 10:123-132,2000.
192. Beckenbaugh RD, Ilstrup D: Total hip arthroplasty: A review of 333 cases with long follow-up. J Bone Joint Surg 60A:306,1978.
193. Beight J, Radin S, Cuckler J, Ducheyne P: Effect of solubility of calcium phosphate coatings on mechanical fixation of porous ingrowth implants. Trans Orthop Res Soc 14:334,1989.
194. Beim GM, Lavernia C, Conbery FR: Intramedullary plugs in cement hip arthroplasty. J Arthroplasty 4:139,1989.
195. Berman AT, Avolio A, Delgallo W: Acetabular osteolysis in total hip arthroplasty prevention and treatment. Orthopedics 17:963, 1994.
196. Berry DJ, Barnes CL, Scott RD, et al: Catastrophic failure of the polyethylene liner of uncemented acetabular components. J Bone joint Surg 768:575,1994.
197. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF: 25-year survivorship of 2000 consecutive primary Charnley total hip arthroplasties: Factors governing acetabular and femoral component survivorship. J Bone Joint Surg 84 A: 171,2002.
198. Berry JL, Geiger JM, Moran JM, et al: Use of tricalcium phosphate or electrical stimulation to enhance the bone-porous implant interface. J Biomed Mater Res 20:65,1986.
199. Black J, Skipor A, Jacobs J, et al: Release of metal ions from titanium-base alloy total hip replacement prostheses. Trans Orthop Res Soc 14:501,1989.
200. Blaha JD, Grappiolio G, Gruen T, et al: Five to eight year follow-up of a cementless press-fit, non-bone ingrowth total hip stem. Orthop Trans 17:941,1993-1994.
201. Blasius K., Cotta H, Schneider U, Thomsen M. CLS multicenter study 8-year results // Z Orthop Ihre Grenzgeb 1993 Nov-Dec;131(6):547-52
202. Bloebaum RD, Beeks D, Dorr LD, et al: Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty. Clin Orthop 298:19-26,1994.
203. Bobyn JD, Pilliar RM, Binnington AG, Szivek JA: The effect of porous coated, proximally porous coated and fully porous-coated canine hip stem design on bone modeling. J Orthop Res 5:393,1987.
204. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, et al: The effect of porous surface configuration on the tensile strength of fixation of implants by bone ingrowth. Clin Orthop 149:291,1980.
205. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC: The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin Orthop 150:253,1980.
206. Bogoch ER, Fornasier VL, Capello WN: The femoral head remnant in resurfacing arthroplasty. Clin Orthop 167:92-105,1982.
207. Böhm G. Lintner F. Auterith A. Lester K. Zweymüller K. Morphometric examination of straight, tapered titanium stems. A Retrieval Study // Clin Orthop. 2001; Vol.393.-P.13-24.
208. Bourne, R.B., Rorabeck, CH, Patterson JJ, Bmath JG Tapered titanium cementless total hip replacements. A 10-to 13-Year follow up study // Clin Orthop 2001 December;2001(393):112-120
209. Boyd HS, Ulrich SD, Seyler TM, Marulanda GA, Mont MA.: Resurfacing for Perthes Disease: An Alternative to Standard Hip Arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2007 Aug 9;Publish Ahead of Print
210. Brady LP, McCutchen JW: A ten-year follow-up study of 170 Charnley total hip arthroplasties. Clin Orthop 211:51,1986.
211. Bragdon CR, Biggs S, Mulroy WF, et al: Defects in the cement mantle: A fatal flaw in cemented femoral stems for THR. Presented at the 24th Annual Hip Course, Boston, September 29,1994.
212. Brien WW, Salvati EA, Wright TM, et al: Dissociation of acetabular components after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 72:1548, 1990.
213. Buechel FF: Hip resurfacing revisited. Orthopedics 19:753-756, 1996.
214. Buecke MJ, Herzenberg JE, Stubbs BT: Dissociation of a metal-backed polyethylene acetabular component: A case report. J Arthroplasty 4:39,1989.
215. Bulow JU, Scheller G, Arnold P, Synatschke M, Jani L.: Follow-up (6-9 years) results of the uncemented CLS Spotorno stem. Arch Orthop Trauma Surg. 1996;115(3-4):190-4.
216. Cabanela ME: Bipolar versus total hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head. A comparison. Clin Orthop 261:59-62,1990.
217. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG: The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis: Two-year

results of a prospective consecutive series. J Bone Joint Surg 70A:337,1988.
218. Callaghan JJ, Johnston RC, Pedersen DR, et al: Why did we leave Charnley total hip arthroplasty? 1994 [submitted for Kappa Delta Award].
219. Cameron HU: Disassociation of a polyethylene liner from an acetabular cup. Orthop Rev 22:1160,1993.
220. Campbell P, Mirra J, Amstutz HC: Viability of femoral heads treated with resurfacing arthroplasty. J Arthroplasty 15:120-122,2000.
221. Capello WN, Ireland PH, Trammell TR, Eicher P: Conservative total hip arthroplasty. A procedure to conserve bone stock. Part I. Analysis of sixty-six patients. Part II. Analysis of failures. Clin Orthop 134:59-74,1978.
222. Capello WN, Misamore GW, Trancik TM: Conservative total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am 13:833-842,1982.
223. Carter DR, Vasu R, Harris WH: Stress distributions in the acetabular region. II. Effects of cement thickness and metal-backing of the total hip acetabular component. J Biomech 15:165, 1982.
224. Charnley J, Cupic Z: The nine- and ten-year results of the low friction arthroplasty of the hip. Clin Orthop 95:9,1973.
225. Charnley J: Arthroplasty of the hip: A new operation. Lancet 1:1129,1961.
226. Charnley J: Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice. New York, Springer-Verlag, 1979, p 1.
227. Charnley J: Low friction arthroplasty. Berlin, Springer-Verlag, 1979.
228. Chen CJ, Xenos JS, McAuley JP, Young A, Engh CA Sr.: Second-generation porous-coated cementless total hip arthroplasties have high survival. Clin Orthop Relat Res. 2006 Oct;451:121-7.
229. Chin HC, Stauffer RN, Chao EYS: Effect of centrifugation on cement property in an in vitro total hip arthroplasty model. J Bone Joint Surg 72A:363,1990.
230. Cieliński L, Kusz D, Wojciechowski P, Dziuba A.: Short-term clinical experience with hip resurfacing arthroplasty. Ortop Traumatol Rehabil. 2007 Apr 30;9(2):19-20.
231. Clemow AJT, Weinstein AM, Klawitter JJ, et al: Interface mechanics of porous titanium implants. J Biomed Mater Res 15:73,1981.
232. Clohisy JC, Harris WH: Primary hybrid total hip replacement, performed with insertion of the acetabular component without cement and precoat femoral component with cement. An average 10-year follow-up study. J Bone Joint Surg 81A:247,1999.
233. Clohisy JC, Harris WH: The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation: An average ten-year follow-up study. J Bone Joint Surg 81 A:66,1999.
234. Colella SM, Miller AG, Stang RG, et al: Fixation of porous titanium implants in cortical bone enhanced by electrical stimulation. J Biomed Mater Res 15:37,1981.
235. Collier JP, Surprenant VA, Jensen RE, et al: Corrosion between the components of mudlar femoral hip prostheses. J Bone Joint Surg 746:511,1992.
236. Cook SD, Barrack RL, Thomas KA, Haddad RJ Jr: Quantitative analysis of tissue growth into human porous total hip components. J Arthroplasty 3:249,1988.
237. Cook SD, Enis J, Armstrong D, Lisecki E: Early clinical results with the hydroxyapatite-coated porous LSF total hip system. Dent Clin North Am 36:247,1992.
238. Cook SD, Georgette FS, Skinner HB, Haddad RJ Jr: Fatigue properties of carbon-and porous-coated T1-6A1-4V alloy. J Biomed Mater Res 18:497,1984.
239. Cook SD, Thomas KA, Haddad RJ Jr: Histologic analysis of retrieved human porous-coated total joint components. Clin Orthop 234:90,1988.
240. Cook SD, Thomas KA, Kay JF, Jarcho M: Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopedic biologic attachment system. Clin Orthop 230:303,1988.
241. Cook SD, Thomas KA, Kay JF, Jarcho M: Hydroxyapatite-coated titanium for orthopedic implant applications. Clin Orthop 232:225-243,1988.
242. Cook SD, Thomas KA: Fatigue failure of noncemented porous-coated implants: A retrieval study. J Bone Joint Surg 73B:20,1991.
243. Cooper RA, McAllister CM, Borden LS, Bauer TW: Polyethylene debris induced osteolysis and loosening in uncemented total hip arthroplasty: A cause of late failure. J Arthroplasty 7:285,1992.
244. Cornell CN, Ranawat CS: The impact of modern cement techniques on acetabular fixation in cemented total hip replacement. J Arthroplasty 1:197,1986.
245. Cornell CN, Salvati EA, Pellici PM: Long-term follow-up of total hip replacement in patients with osteonecrosis. Orthop Clin North Am 16:757-769,1985.
246. Crowinshield RD, Brand RA, Johnston RC, Milroy JC: An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 62A:68,1980.

247. Crowninshield RD, Pedersen DR, Brand RA, Johnston RC: Analytical support for acetabular component metal backing. In Hungerford DS (ed): The Hip: Proceedings of the llth Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1983, p207.
248. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Milroy JC: The effect of femoral stem cross-sectional geometry on cement stresses in total hip reconstruction. Clin Orthop 146:71,1980.
249. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Pedersen DR: An analysis of collar function and the use of titanium in femoral pros-theses. Clin Orthop 158:270,1981.
250. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Pedersen DR: An analysis of femoral prosthesis design: The effects on proximal femur loading. Ninth Open Scientific Meeting of The Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1981, p 111.
251. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC: A comparison of steel and titanium as femoral component implant materials. Clin Orthop 235:173,1988.
252. Curtis MJ, Jinnah RH, Wilson VD, Hungerford DS: The initial stability of uncemented acetabular components. J Bone Joint Surg 748:372,1992.
253. Dallant PA, Meunier P, Christel G, et al: Quantitation of bone ingrowth into porous implants submitted to pulsed electromagnetic fields. In Lemons JE (ed): Quantitative Characterization and Performance of Porous Implants for Hard Tissue Applications. Special Technical Publication 953. Philadelphia, American Society for Testing Materials, 1987.
254. Daniel J, Ziaee H, Pradhan C, Pynsent PB, McMinn DJ.: Blood and urine metal ion levels in young and active patients after Birmingham hip resurfacing arthroplasty: four-year results of a prospective longitudinal study. J Bone Joint Surg Br. 2007 Feb;89(2):169-73.
255. D'Antonio J A, Capello WN, Crothers OD, et al: Early clinical experience with hydroxyapatite-coated femoral implants. J Bone Joint Surg 74A:995,1992.
256. De Haan R, Campbell P, Reid S, Skipor AK, De Smet K.: Metal ion levels in a triathlete with a metal-on-metal resurfacing arthroplasty of the hip. J Bone Joint Surg Br. 2007 Apr;89(4):538-41.
257. Delaunay C; Kapandji A.I. 10-year survival of Zweymuller total prostheses in primary uncemented arthroplasty of the hip // Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1998 Sep;84(5):421-32
258. DeLee JG, Charnley J: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop 121:20,1976.
259. Djerf K, Gilchrist J: Calcar unloading after hip replacement: A cadaver study of femoral stem designs. Acta Orthop Scand 58:97, 1987.
260. Dorr LD, Cane TJ, Canaty JP: Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger. A sixteen year follow-up study. J Arthroplasty 9:453,1994.
261. Dorr LD, Takei GK, Conaty JP: Total hip arthroplasties in patients loss than thirty-five years old. J Bone Joint Surg 65A:474-479,1983.
262. Dorr LD.: Optimizing results of total joint arthroplasty. Instr Course Lect. 1985;34:401-4.
263. Duck HJ, Mylod AG Jr: Heterotopic bone in hip arthroplasties. Clin Orthop 282:145,1992.
264. Duffy G, Lewallen DG: Long-term results of a precoated proximal-ly Macrotextured femoral component. Poster for AAOS, Dallas, 2002.
265. Dunkley AB, Eldridge JD, Lee MB, Smith EJ, Learmonth ID.: Cementless acetabular replacement in the young. A 5- to 10-year prospective study. Clin Orthop Relat Res. 2000 Jul;(376):149-55.
266. Dunn AW, Hamilton LR: Muller curved-stem total hip arthroplasty: Long-term follow-up of 185 consecutive cases. South Med J 79:698,1986.
267. Duparc J, Massin P: Results of 203 total hip replacements using a smooth, cementless femoral component. J Bone Joint Surg Br 74:251,1992.
268. Eftekar NS: Dislocation and instability complicating low friction arthroplasty of the hip joint. Clin Orthop 121:120,1976.
269. Eftekhar NS: Long-term results of cemented total hip arthroplasty. Clin Orthop 225:207,1987.
270. Engh CA Jr, Culpepper WJ II, Engh CA Sr. Long-term results of use of the Anatomic Medullary Locking prosthesis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1997; 79:177-84.
271. Engh CA, Bobyn DJ: The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cement-less hip arthroplasty. Clin Orthop 231:7,1988.
272. Engh CA, Hopper RH Jr, Engh CA Jr.: Long-term porous-coated cup survivorship using spikes, screws, and press-fitting for initial fixation. J Arthroplasty. 2004 Oct;19(7 Suppl 2):54-60.
273. Engh CA., Claus AM, Hopper RH, Engh CA Long-term results using the Anatomic Medullary Locking hip prosthesis // Clin. Orthop 2001;137-146.

274. Eskelinen A, Remes V, Helenius I, Pulkkinen P, Nevalainen J, Paavolainen P.: Total hip arthroplasty for primary osteoarthrosis in younger patients in the Finnish arthroplasty register. 4,661 primary replacements followed for 0-22 years. Acta Orthop. 2005 Feb;76(1):28-41.
275. Eskelinen A, Remes V, Helenius I, Pulkkinen P, Nevalainen J, Paavolainen P.: Uncemented total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in young patients: a mid-to long-term follow-up study from the Finnish Arthroplasty Register. Acta Orthop. 2006 Feb;77(1):57-70.
276. Estak OM: Strains occurring within the cement mantle. Presented at the 24th Annual Hip Course, Boston, September 29,1994.
277. Faris PM, Ritter MA, Keating EM, Thong AE, Davis KE, Meding JB.: The cemented all-polyethylene acetabular cup: factors affecting survival with emphasis on the integrated polyethylene spacer: an analysis of the effect of cement spacers, cement mantle thickness, and acetabular angle on the survival of total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2006 Feb;21(2):191-8.
278. Ferenz CC: Polyethylene insert dislocation in a screw-in acetabular cup. J Arthroplasty 3:201,1988.
279. Ferracane JL, Wixson RL, Lautenschlager EP: Effects of fat admixture on the strengths of conventional and low-viscosity bone cements. J Orthop Res 1:450,1984.
280. Ferro X, Zettl-Schaffer KF, Engh C A, et al: Quantification of bone ingrowth into porous coated acetabular components retrieved postmortem using backscattered SEM techniques. Trans Orthop Res Soc 17:387,1992.
281. Ficat RP, Arlet J: Functional investigation of bone under normal conditions. In Hungerford D (ed): Ischemia and Necrosis of Bone. Baltimore, Williams and Wilkins, 1980, pp 29-52.
282. Fischer KJ, Carter DR, Maloney WJ: In vitro study of initial stability of a conical collared femoral component. J Arthroplasty 7(Suppl): 389,1992.
283. Fitzgerald RH Jr, Brindley GW, Kavanagh BF: The uncemented total hip arthroplasty. Clin Orthop Rel Res 235:61,1988.
284. Fowler JL, Gie G A, Lee AJC, Ling RSM: Experience with the Exeter total hip replacement since 1970. Orthop Clin North Am 19:477, 1988.
285. Freeman MAR, Cameron HU, Brown GC: Cemented double cup arthroplasty of the hip: A 5-year experience with the ICLH prosthesis. Clin Orthop 134:45-52,1978.
286. Freeman MAR: Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head. Clin Orthop 134:19-24,1978.
287. Froen JF, Lund-Larsen F. Ten years of the Lubinus Interplanta hip prostheses // Tidsskr Nor Laegeforen 1998 Aug 10;118(18):2767-71
288. Froimson MI, Garino J, Machenaud A, Vidalain JP.: Minimum 10-year results of a tapered, titanium, hydroxyapatite-coated hip stem: an independent review. J Arthroplasty. 2007 Jan;22(1):1-7.
289. Furlong RJ, Osborn JF: Fixation of hip prosthesis by hydroxyapatite ceramic coatings. J Bone Joint Surg Br 73:741-745,1991.
290. Furuya K, Tsuchiya M, Kawachi S: Socket-cup arthroplasty. Clin Orthop 134:41-44,1978.
291. Galante JO, Rivero DP: The biological basis of bone ingrowth in titanium fiber composites. In Harris WH (ed): Advanced Concepts in Total Hip Replacement. Thorofare, NJ, Slack, 1985.
292. Garcia-Cimbrelo E, Munuera L: Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty. J Bone Joint Surg 74:1119,1992.
293. Garellick G, Herberts P, Striimberg C, Malchau H: Long-term results of Charnley arthroplasty: A 12- to 16-year follow-up study. J Arthroplasty 9:333,1994.
294. Gates HE, Paris PM, Keating EM, Ritter MA: Polyethylene wear in cemented metal-backed acetabular cups. J Bone Joint Surg 75B:249,1993.
295. Geesink RGT: Hydroxylapatite-coated total hip replacement: five year clinical and radiographic results. In Geesink RGT, Manley MT (eds): Hydroxylapatite Coating in Orthopaedic Surgery. New York, Raven Press, 1993, p 117.
296. Gerard Y: Hip arthroplasty in matching cups. Clin Orthop 134:25-35,1978.
297. Goetz DD, Smith EJ, Harris WH: The prevalence of femoral osteol-ysis associated with components inserted with or without cement in total hip replacements. J Bone Joint Surg Am 76:1121,1994.
298. Grobler GP, Learmonth ID, Bernstein BP, Dower BJ.: Ten-year results of a press-fit, porous-coated acetabular component. J Bone Joint Surg Br. 2005 Jun;87(6):786-9.
299. Gruen TA, Markolf KL, Amstutz HC: Effect of laminations and blood entrapment on the strength of acrylic bone cement. Clin Orthop 119:250,1976.
300. Gutiérrez Del Alamo J, Garcia-Cimbrelo E, Castellanos V, Gil-Garay E.: Radiographic bone regeneration and clinical outcome with the Wagner SL revision stem: a 5-year to 12-year follow-up study. J Arthroplasty. 2007 Jun;22(4):515-24. Epub 2007 Mar 9.
301. Haboush EJ: A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, setting

dental acrylic and other considerations. Bull Hosp Joint Dis 13:242-277,1953.
302. Haddad RJ Jr, Cook SD, Thomas KA: Current concepts review: Biological fixation of porous-coated implants. J Bone Joint Surg 59A:1459,1987.
303. Haddad RJ, Cook SD, Brinker MR: A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. J Bone Joint Surg Br 72:2,1990.
304. Hagevold HE, Lyberg T, Kierulf P, Reikeras O: Micromotion of cemented and uncemented femoral components. J Bone Joint Surg Br 73:33,1991.
305. Hamadouche M, Witvoet J, Porcher R, et al: Hydroxyapatite-coated versus grit-blasted femoral stems. A prospective, randomised study using EBRA-FCA. J Bone Joint Surg Br 83:979-987,2001.
306. Hampton BJ, Harris WH.: Primary cementless acetabular components in hips with severe developmental dysplasia or total dislocation. A concise follow-up, at an average of sixteen years, of a previous report. J Bone Joint Surg Am. 2006 Jul;88(7):1549-52.
307. Harris WH, McCarthy JC Jr, O'Neil DA: Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. J Bone Joint Surg 64A:1063,1982.
308. Harris WH, McGann WA: Loosening of the femoral component after use of the medullary plug cementing technique. J Bone Joint Surg 68A:1064,1986.
309. Hartofilakidis G, Stamos K, loannidis TT: Fifteen years' experience with Charnley low-friction arthroplasty. Clin Orthop 246:48,1989.
310. Havelin LI, Espehaug B, Vollset SE, Engesaeter LB.: Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. A review based on the Norwegian Arthroplasty Register. J Bone Joint Surg Br. 1995 Jan;77(1):11-7.
311. Havelin LI, Espehaug B, Vollset SE, Engesaeter LB: The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prosthe-ses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplas-ties form the Norwegian Arthroplasty Register. J Bone Joint Surg 77A:1543,1995.
312. Havelin LI, Engesaeter LB, Espehaug B, Furnes O, Lie SA, Vollset SE.: The Norwegian Arthroplasty Register: 11 years and 73,000 arthroplasties. Acta Orthop Scand. 2000 Aug;71(4):337-53.
313. Heck DA, Nakajima I, Kelly PJ, Chao EY: The effect of load alteration on the biological and biochemical performance of a titanium fiber-metal segmental prosthesis. J Bone Joint Surg 68A:118,1986.
314. Hendricks KJ, Harris WH.: High placement of noncemented acetabular components in revision total hip arthroplasty. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. J Bone Joint Surg Am. 2006 Oct;88(10):2231-6.
315. Herberts P, Malchau H: How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden. Clin Orthop 344:44,1997.
316. Herberts P, Malchau H: Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. Acta Orthop Scand. 2000 Apr;71(2):111-21.
317. Hermens KA, Kim WC, O'Carroll PF, et al: Bone morphogenetic protein and cancellous graft use in porous surfaced interface voids. Trans Orthop Res Soc 11:343,1986.
318. Hing C, Back D, Shimmin A.: Hip resurfacing: indications, results, and conclusions. Instr Course Lect. 2007;56:171-8.
319. Holmberg PD, Bechtold J, Sun B, et al: Strain analysis of a femur with long stem press-fit prosthesis. Presented at the 32nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, New Orleans, 1986.
320. Home G: Fit and fill: fashionable fact or fantasy? J Bone Joint Surg Br 74:4,1992.
321. Howie DW, Haynes DR, Rogers SD, et al: The response to particulate debris [review]. Orthop Clin North Am 24:571,1993.
322. Huiskes R, Weinans H, Dalstra M: Adaptive bone remodeling in biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. Orthopedics 12:1255,1989.
323. Hungerford MW, Mont MA, Scott R: Surface replacement hemi-arthoplasty for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. J Bone Joint Surg 80A:l656-1664,1998.
324. Huo MH, Martin RP, Zatorski LE, Keggi KJ Total hip arthroplasty using the Zweymuller stem implanted without cement. A prospective study of consecutive patients with minimum 3-year follow-up period // J Arthroplasty 1995 Dec;10(6):793-9
325. Incavo SJ, DiFazio FA, Howe JG: Cementless hemispheric acetabular components: 2-4 year results. J Arthroplasty 8:573,1993.
326. Jacobs JJ, Skipor AK, Black J, et al: Metal release and excretion from cementless titanium total knee replacements. Trans Orthop Res Soc 16:558,1991.
327. Jacobs JJ, Skipor AK, Black J, et al: Release and excretion of metal in patients who have a total hip-replacement component made of titanium-base alloy. J Bone Joint Surg 73A:1475,1991.
328. Jaffe W: An eight to twelve year clinical experience with a normalized, proportional cemented hip system.

Presented at "State-of-the Art in Hip and Knee Replacement 1993: Technological Developments to Reduce Wear and Enhance Longevity," Breckenridge, CO, March 1993.
329. Jasty M, Bragdon CR, Maloney WJ, et al: Bone ingrowth into a low-modulus composite plastic porous-coated canine femoral component. J Arthroplasty 7:253,1992.
330. Jasty M, Bragdon CR, Rubash H, et al: Unrecognized femoral fractures during cementless total hip arthroplasty in the dog and their effect on bone ingrowth. J Arthroplasty 7:501,1992.
331. Jasty M, Burke D, Harris WH: Biomechanics of cemented and cementless prostheses. Chir Organi Mov 77:349,1992.
332. Jasty M, Estok D, Harris WH: The mechanisms involved in the failure of fixation of components in total hip arthroplasty. Semin Arthroplasty 4:238,1993.
333. Jasty M, Henshaw RM, O'Connor DO, Harris WH: High assembly strains and femoral fractures produced during insertion of uncemented femoral components: a cadaver study. J Arthroplasty 8:479,1993.
334. Jasty M, Krushell R, Zalenski E, et al: The contribution of the non-porous distal stem to the stability of proximally porous-coated canine femoral components. J Arthroplasty 8:33,1993.
335. Jasty M, Rubash HE, Paiement GD, et al: Porous-coated uncemented components in experimental total hip arthroplasty in dogs: effect of plasma-sprayed calcium phosphate coatings on bone ingrowth. Clin Orthop 280:300,1992.
336. Jasty M, Schutzer S, Bragdon C, Harris WH: A double blind study of the effects of a capacitively coupled field on bone ingrowth in a canine model [abstract]. Trans Soc Biomater 10:152,1987.
337. Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD: Reconstruction of the hip: A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. J Bone Joint Surg 61 A:639,1979.
338. Jolley MN, Salvati EA, Brown GC: Early results and complicahons of surface replacement of the hip. J Bone Joint Surg 64A:366-377,1982.
339. Joshi AB, Porter ML, Trail IA, et al: Long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients. J Bone Joint Surg 756:616,1993.
340. Joshi RP, Eftekhar NS, McMahon DJ, Nercessian OA: Osteolysis after Charnley primary low-friction arthroplasty. A comparison of two matched paired groups. J Bone Joint Surg 808:585,1998.
341. Kabo JM, Clarke 1C: Conventional total hip replacement design including custom considerations. In Amstutz HC (ed): Hip Arthroplasty. New York, Churchill Livingstone, 1991, p 37.
342. Kang JD, McKernan DJ, Kruger M, et al: Ingrowth and formation of bone in defects in an uncemented fiber-metal total hip-replacement model in dogs [review]. J Bone Joint Surg Am 73:93, 1991.
343. Kavanagh BF, Dewitz MA, Ilstrup DM, et al: Charnley total hip arthroplasty with cement: Fifteen-year results. J Bone Joint Surg 71A:1496,1989.
344. Kavanagh BF, Wallrichs S, Dewitz M, et al: Charnley low-friction arthroplasty of the hip: Twenty-year results with cement. J Arthroplasty 9:229,1994.
345. Keller JC, Lautenschlager EP, Marshall GW, Mayer PR Jr: Factors affecting surgical alloy/bone cement interface adhesion. J Biomed Mater Res 14:639,1980'.
346. Keller JC, Trancik TM, St. Mary S, et al: Inhibition of bone ingrowth by Indomethacin. Trans Orthop Res Soc 12:437,1987.
347. Khan M, Takahashi T, Kuiper JH, Sieniawska CE, Takagi K, Richardson JB.: Current in vivo wear of metal-on-metal bearings assessed by exercise-related rise in plasma cobalt level. J Orthop Res. 2006 Nov;24(11):2029-35.
348. Kienapfel H, Sumner DR, Turner TM, et al: Efficacy of autograft and freeze-dried allograft to enhance fixation of porous coated implants in the presence of interface gaps. J Orthop Res 10:423,1992.
349. Kilgus DJ, Shimaoka EE, Tipton JS, Eberle RW: Dual-energy x-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. J Bone Joint Surg Br 75:279,1993.
350. Kim KJ, Rubash HE: Large amounts of polyethylene debris in the interface tissue surrounding bipolar endoprostheses. Comparison to total hip prostheses. J Arthroplasty 12:32-39,1997.
351. Kim WC, Hermens KW, Rechl H, et al: The effect of irradiation and radiation sheilding on canine porous bone ingrowth hip. Trans Orthop Res Soc 11:341,1986.
352. Kim WC, Hermens KW, Rechl H, et al: The effect of weight bearing on canine porous hip implants. Trans Orthop Res Soc 11:490,1986.
353. Kim YH, Kim JS, Cho SH Primary total hip arthroplasty with the AML total hip prosthesis // Clin.Orthopaed. 1999.-Vol.360.-P.147-152.
354. Kim Y-H, Kim VEM: Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement: results at six years in a consecutive series. J Bone Joint Surg Br 75:6,1993.
355. Kim YS, Callaghan JJ, Ahn PB, Brown TD: Fracture of the acetabu lum during insertion of an oversized hemispherical component. J Bone Joint Surg 77A:111,1995.

356. Kitziger KJ, DeLee JC, Evans JA: Disassembly of a modular acetab-ular component of a total hip: Replacement arthroplasty. J Bone Joint Surg 72A:621,1990.
357. Klapach AS, Callaghan JJ, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC: Charnley total hip arthroplasty with use of improved cementing techniques. J Bone Joint Surg 83A:1840,2001.
358. Klassen J, Cabanela MEC: Influence of femoral component design changes on the clinical and radiographic results of uncemented total hip arthroplasty. Presented at the Mid America Orthopedic Association Meeting, West Palm Beach, FL, April 22,1995.
359. Kobayashi S, Eftekhar NS, Terayama K, Joshi RP: Comparative study of total hip arthroplasty between younger and older patients. Clin Orthop 339:140-151,1997.
360. Kozin SC, Hedley AK, Urist MR: Augmentation of bone ingrowth. I. Ingrowth into bone morphogenic protein (BMP) impregnated porous implants. Trans Orthop Res Soc 7:181,1982.
361. Krackow KA, Mont MA, Maar DC: Limited femoral endoprosthe-sis for avascular necrosis of the femoral head. Orthop Rev 12:457-463,1993.
362. Kröger H, Venesmaa P, Jurvelin J. Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty // Clin.Orthopaed. 1998.-Vol.352.-P.66-74
363. Kwok DC, Cruess RL: A retrospective study of Moore and Thompson hemiarthroplasty. A review of 599 surgical cases and analysis of the technical complications. Clin Orthop 169:179-185, 1982.
364. Lachiewicz PF, Desman SM: The bipolar endoprosthesis in avascular necrosis of the femoral head. J Arthroplasty 3:131-138,1988.
365. Lachiewicz PF, Suh PB, Gilbert JA: In vitro initial fixation of porous-coated acetabular total hip components: A biomechanical comparative study. J Arthroplasty 4:201,1989.
366. Lidgren L, Bodelind B, Moller J: Bone cement improved by vacuum mixing and chilling. Acta Orthop Scand 57:27,1987.
367. Lieberman JR, Kay RM, Hamlet N, Kabo JM: Deformation patterns and frictional torque in modular acetabular components. Presented at the annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, New Orleans, 1994.
368. Ling RSM: Prevention of loosening of total hip components. In Riley LH (ed): The Hip: Proceedings of the Eighth Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1980, p292.
369. Luetzner J, Krummenauer F, Lengel AM, Ziegler J, Witzleb WC.: Serum Metal Ion Exposure After Total Knee Arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2007 Apr 12; [Epub ahead of print]
370. Madey SM, Callaghan JJ, Olejniczak JP, et al: Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of 15 years of follow-up. J Bone Joint Surg 79:53,1997.
371. Malchau H, Herberts P, Ahnfelt L, Johnell O: Prognosis of total hip replacement: Results from the national register of revised failures, 1979-1990 in Sweden: A ten year follow-up of 92, 675 THR. Scientific exhibition presented at the 61st annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, San Francisco, February 18-23,1993.
372. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P: The Swedish Total Hip Replacement Register. J Bone Joint Surg Am. 2002;84-A Suppl 2:2-20.
373. Mallory TH, Lombardi AV Jr, Leith JR, Minimal 10-year results of a tapered cementless femoral component in total hip arthroplasty // J Arthroplasty 2001 Dec;16 (8 Suppl 1):49-54.
374. Maloney WJ, Jasty M, Harris WH, et al: Endosteal erosion in association with stable cementless femoral components. J Bone Joint Surg Am 72:1025,1990.
375. Maloney WJ, Krushell RJ, Jasty M, Harris WH: Incidence of hetero-topic -ossification after total hip replacement: effect of the type of fixation of the femoral component. J Bone Joint Surg Am 73:191,1991.
376. Manley MT, Capello WN, D'Antonio JA, et al: Fixation of acetabular cups without cement in total hip arthroplasty. A comparison of three different implant surfaces at a minimum duration of follow-up of five years. J Bone Joint Surg 80A:1175,1998.
377. Manley MT, Stearn LS, Kotzar G, Stulberg BN: Femoral component loosening in hip arthroplasty: A cadaver study of subsidence and hip strain. Acta Orthop Scand 58:485,1987.
378. Manley MT, Stern LS, Gurtowski J, Dee R: Comparison of proximal femoral biomechanics after implantation of titanium and cobalt-chromium femoral components. Trans Orthop Res Soc 8:239,1983.
379. Markolf KL, Amstutz HC, Hirscholwitz DL: The effect of calcar contact on femoral component micromotion. J Bone Joint Surg 62A:1315,1980.
380. Markolf KL, Amstutz HC: In vitro measurement of bone acrylic interface pressure during femoral component insertion. Clin Orthop 121:60,1976.
381. Martel JM, Pierson RH III, Jacobs JJ, et al: Primary total hip reconstruction with a titanium fiber-coated prosthesis inserted without cement. J Bone Joint Surg Am 75:554,1993.

382. Mattingley DA, Hopson CN, Kahn A, Geannestras NJ: Aseptic loosening in metal-backed acetabular components for total hip replacement. J Bone Joint Surg 67A:387,1985.
383. Maurer TB, Ochsner PE, Schwarzer G Increased loosening of cemented straight stem prostheses made from titanium alloys. An analysis and comparison with prostheses made of cobalt-chromium-nickel alloy // Int Orthop 2001;25(2):77-80
384. McAuley JP, Moore KD, Culpepper WJ II, Engh CA: Total hip arthroplasty with porous-coated protheses fixed with cement in patients who are sixty-five years of age or older. J Bone Joint Surg 80A:1648,1998.
385. McAuley JP, Szuszczewicz ES, Young A, Engh CA Sr.: Total hip arthroplasty in patients 50 years and younger. Clin Orthop Relat Res. 2004 Jan;(418):119-25.
386. McCoy TH, Salvati EA, Ranawat CS, Wilson PD Jr: A 15-year follow-up study of 100 Charnley low-friction arthroplasties. Orthop Clin North Am 19:467,1988.
387. McDonald DJ, Fitzgerald RH Jr, Chao EYS: The enhancement of fixation of a porous-coated femoral component by autograft and allograft in the dog. J Bone Joint Surg 70A:729,1988.
388. McLaughlin JR, Lee KR.: Total hip arthroplasty in young patients. 8- to 13-year results using an uncemented stem. Clin Orthop Relat Res. 2000 Apr;(373):153-63.
389. McLaughlin JR, Lee KR.: Total hip arthroplasty with an uncemented femoral component. Excellent results at ten-year follow-up. J Bone Joint Surg Br. 1997 Nov;79(6):900-7.
390. Meyers MH: The treatment of osteonecrosis of the hip with fresh osteochondral allografts and muscle pedicle graft technique. Clin Orthop 130:202-209,1978.
391. Miller J, Burke DL, Stachiewicz JW, et al: Pathophysiology of loosening of femoral components in total hip arthroplasty: Clinical and experimental study of cement fracture and loosening of the cement-bone interface. //; The Hip: Proceedings of the Sixth Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1978, p 64.
392. Mohler CG, Callaghan JJ, Collis DK, et al: Early loosening of the femoral component at the cement prosthesis interface after total hip replacement. J Bone Joint Surg 77A:1315,1995.
393. Mont MA, Seyler TM, Marker DR, Marulanda GA, Delanois RE.: Use of metal-on-metal total hip resurfacing for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. J Bone Joint Surg Am. 2006 Nov;88 Suppl 3:90-7.
394. Morrey BF.: Joint Replacement Arthroplasty. Third Edition. Churchill Livingstone. 2003. 1164 p.
395. Morrey BF, Ilstrup D: Size of the femoral head and acetabular revision in total hip replacement-arthroplasty. J Bone Joint Surg 71 A:50,1989.
396. Mulroy RD Jr, Harris WH: The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement: An 11 year radiographic review. J Bone Joint Surg 726:757,1990.
397. Murphy JB: Ankylosis: Clinical and experimental. JAMA 44:1573-1582,1905.
398. Nelson CL, Walz BH, Gruenwald JM: Resurfacing of only the femoral head for osteonecrosis. J Arthroplasty 12:736-740,1997.
399. Neumann L, Freund KG, Sorenson KH: Long-term results of Charnley total hip replacement: Review of 92 patients at 15 to 20 years. J Bone Joint Surg 76B:245,1994.
400. Nishii T, Sugano N, Miki H, Takao M, Koyama T, Yoshikawa H.: Five-year results of metal-on-metal resurfacing arthroplasty in Asian patients. J Arthroplasty. 2007 Feb;22(2):176-83.
401. Nister L, Blaha JD, Kjellstrom U, Selvik G: In vivo measurements of relative motion between an uncemented femoral total hip component and the femur by roentgen stereophotogrammetric analysis. Clin Orthop 269:220,' 1991.
402. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al: The anatomic basis of femoral component design. Clin Orthop 235:148,1988.
403. Noble PC, Swarts E: Penetration of acrylic cement into cancellous bone. Acta Orthop Scand 54:566,1983.
404. O'Brien RF, Chess D: Late disassembly of a modular acetabular component: A case report. J Arthroplasty 7S:453,1992.
405. Oh I, Carlson CE, Thomford WW, Harris WH: Improved fixation of the femoral component after total hip replacement using methyl-methacrylate intramedullary plug. J Bone Joint Surg 60A:608,1978.
406. Oh I, Harris WH: A cement fixation system for total hip arthroplasty. Clin Orthop 164:221,1982.
407. Oh I, Harris WH: Proximal strain distribution in the loaded femur: An in vivo comparison of the distribution in the intact femur and after insertion of different hip replacement femoral components. J Bone Joint Surg 60A:75,1978.
408. Oh I, Sander TW, Treharne RW: Total hip acetabular cup flange design and its effect on cement fixation. Clin Orthop 195:304,1985.
409. Oishi CS, Walker RH, Colwell CW Jr: The femoral component in total hip arthroplasty: Six to eight-year follow-up of 100 consecutive patients after use of a third-generation cementing technique. J Bone Joint Surg 76A:1130,1994.

410. Older J, Butorac R: Charnley low friction arthroplasty (LFA), a 17-21 year follow-up study. J Bone Joint Surg 74B(Suppl III):251,1992
411. Older J: Charnley's by Charnley: A minimum follow-up of 20 years. Presented at the 23rd Open Meeting of the Hip Society, Orlando, FL, February 15,1995.
412. Oonishi H: Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint by means of the three dimensional finite element method. J Biomech 16:427,1983.
413. Ortiguera C, Pulliam I, Cabanela ME: Total hip arthroplasty for osteonecrosis. Matched-pair analysis of 188 hips with long-term follow-up. J Arthroplasty 14:21-28,1999.
414. Pacheco V, Shelley P, Wroblewski BM: Mechanical loosening of the stem in Charnley arthroplasties: identification of the "at risk" factors. J Bone Joint Surg 706:596,1988.
415. Paprosky WG, O'Rourke M, Sporer SM.: The treatment of acetabular bone defects with an associated pelvic discontinuity. Clin Orthop Relat Res. 2005 Dec;441:216-20.
416. Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW Jr, D'Lima DD.: Polyethylene wear and acetabular component orientation. J Bone Joint Surg Am. 2003;85-A Suppl 4:56-63.
417. Parvizi J, Keisu KS, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH.: Primary total hip arthroplasty with an uncemented femoral component: a long-term study of the Taperloc stem. J Arthroplasty. 2004 Feb;19(2):151-6.
418. Parvizi J, Morrey MA, Breen CJ, Cabanela ME: The outcome of uncemented total hip arthroplasty for avascular necrosis in patients under 50 years of age. Transactions of Mid-America Orthopaedic Association, 18th Annual Meeting, Scottsdale AZ, April 26-29, 2000.
419. Pavlov PW: A 15-year follow-up study of 512 consecutive Charnley-Muller total hip replacements. J Arthroplasty 2:151,1987.
420. Pedersen DR, Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC: An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty. J Biomech 15:305,1982.
421. Pekkarinen J, Alho A, Lepistö J, Ylikoski M, Ylinen P, Paavilainen T.: Impaction bone grafting in revision hip surgery. A high incidence of complications. J Bone Joint Surg Br. 2000 Jan;82(1):103-7.
422. Pilliar RM, Bobyn JD: The effects of EHDP on the fixation of porous-coated implants by bone growth. Trans Orthop Res Soc 12:438,1987.
423. Pilliar RM, Bratina WJ, Blackwell R: Mechanical properties of carbon fiber reinforced polymethylmethacrylate for surgical implant applications. In Reifsnider KL, Lauraitis KN: Fatigue of Elementary Composite Material. Special Technical Publication 636. Philadelphia, American Society for Testing Materials, 1977, p206.
424. Pilliar RM, Cameron HU, Macnab I: Porous surface layered prosthetic devices. Biomed Eng 10:126,1975.
425. Pilliar RM, Lee JM, Maniatopoulos C: Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-coated implants. Clin Orthop 208:108,1986.
426. Raber DA, Czaja S, Morscher EW. Fifteen-year results of the Muller CoCrNiMo straight stem // Arch Orthop Trauma Surg 2001;121(1-2):38-42.
427. Ranawat CS, Atkinson RE, Salvati EA, Wilson PD Jr: Conventional total hip arthroplasty for degenerative joint disease in patients between the ages of 40 to 60 years. J Bone Joint Surg 66A745,1984.
428. Rashmir-Raven AM, De Young DJ, Abrams CF Jr, et al: Subsidence of an uncemented canine femoral stem. Vet Surg 21:327,1992.
429. Rey RM, Paiement GD, McGann WM, et al: A study of intrusion characteristics of low viscosity cement, Simplex-P and Palacos cements in a bovine cancellous bone model. Clin Orthop 215:272, 1987.
430. Ries MC, Collis DK, Lynch F: Separation of the polyethylene liner from an acetabular cup metal backing. Clin Orthop 282:164,1992.
431. Ritter MA, Gioe TJ: Conventional versus resurfacing total hip arthroplasty. A long-term prospective study of concomitant bilateral implantation of prostheses. J Bone Joint Surg 68A:216-225, 1986.
432. Ritter MA, Keating EM, Paris PM, Brugo G: Metal-backed acetabular cups in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 72A:672,1990.
433. Ritter MA, Paris PM, Keating EM, Brugo G: Influential factors in cemented acetabular cup loosening. J Arthroplasty 7(Suppl):365, 1992.
434. Ritter MA, Thong AE.: The role of cemented sockets in 2004: is there one? J Arthroplasty. 2004 Jun;19(4 Suppl 1):92-4.
435. Rivero DP, Fox J, Skipor AK, et al: Calcium phosphate-coated porous titanium implants for enhanced skeletal fixation. J Biomed Mater Res 22:191,1988.
436. Rivero DP, Fox J, Skipor AK, et al: Effects of calcium phosphates and bone grafting materials on bone ingrowth in titanium fiber metal. Trans Orthop Res Soc 10:191,1985.
437. Rivero DP, Landon GC, Skipor AK, et al: Effect of pulsing electromagnetic fields on bone ingrowth in a

porous material. Trans Orthop Res Soc 11:492,1986.
438. Robertson DM, St. Pierre L, Chahal R: Preliminary observation of bone ingrowth into porous materials. J Biomed Mater Res 10:335, 1976.
439. Robinson RP, Lovell TP, Green TM, Bailey GA: Early femoral component loosening in DF-80 total hip arthroplasty. J Arthroplasty 4:55,1989.
440. Röhrl SM, Nivbrant B, Snorrason F, Kärrholm J, Nilsson KG.: Porous-coated cups fixed with screws: a 12-year clinical and radiostereometric follow-up study of 50 hips. Acta Orthop. 2006 Jun;77(3):393-401.
441. Rothman RH, Izant TH: Uncemented total hip arthroplasty. In Bolderson RA, et al (eds): The Hip. Philadelphia, Lea & Febiger, 1992, Ch 23.
442. Rudert M, Gerdesmeyer L, Rechl H, Juhnke P, Gradinger R.: Resurfacing arthroplasty of the hip. Orthopade. 2007 Apr;36(4):304-10.
443. Russotti GM, Coventry MB, Stauffer RN: Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques: A five-year minimum follow-up. Clin Orthop 235:141,1988.
444. Russotti GM, Okada Y, Fitzgerald RH Jr, et al: Efficacy of using a bone graft substitute to enhance biological fixation of a porous metal femoral component. In Brand RA (ed): The Hip: Proceedings of the 14th Open Scientific Meeting of the Hip Society. St. Louis, CV Mosby, 1987.
445. Salvati EA, Wright TM, Burnstein AH, Jacobs B: Fracture of polyethylene acetabular cups. J Bone Joint Surg 61 A:1239,1979.
446. Sanchez-Sotelo J, Berry DJ, Harmsen WS: Long-term results of a collared matte-finished femoral component fixed with modern cementing techniques. A fifteen-year-median follow-up study. J Bone Joint Surgery 84A:1636, 2002.
447. Sandbom PM, Cook SD, Anderson RC, et al: The effect of surgical fit on bone growth into porous-coated implants. Trans Orthop Res Soc 12:217,1987.
448. Santavirta S, Hoikka V, Eskola A, Konttinen YT: Aggressive gr.inu-lomatous lesions in cementless total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 72:980,1990.
449. Santavirta S, Konrtinen YT, Hoikka V, Eskola A: Immunopathological response to loose cementless acetabular components. J Bone Joint Surg 736:38,1991.
450. Sarmiento A, Ebramzadeh E, Gogan WJ, McKellop HA: Total hip arthroplasty with cement. A long-term radiographic analysis in patients who are older than 50 and younger than 50 years. J Bone Joint Surg 72A:1470,1990.
451. Savilahti S, Myllyneva I, Pajamäki KJ, Lindholm TS.: Survival of Lubinus straight (IP) and curved (SP) total hip prostheses in 543 patients after 4-13 years. Arch Orthop Trauma Surg. 1997;116(1-2):10-3.
452. Schmalzried TP, Harris WH: Hybrid total hip replacement: A 6.5 year follow-up study. J Bone Joint Surg 758:608,1993.
453. Schmalzried TP, Harris WH: The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation: Radiographic analysis of 83 primary hip replacements at a minimum of five years. J Bone Joint Surg 74A:1130,1992.
454. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH: Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty: Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. J Bone Joint Surg 74A:849,1992.
455. Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M, et al: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty: Analysis of specimens retrieved at autopsy. Clin Orthop 274:60,1992.
456. Schmalzried TP, Wessinger SJ, Hill GE, Harris WH: The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation: Five year radiographic analysis of primary cases. J Arthroplasty 9:235,1994.
457. Schulte KR, Callaghan JJ, Kelley SS, Johnston RL: The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty year follow-up. J Bone Joint Surg 75A:961,1993.
458. Schwartz JT Jr, Mayer JG, Engh CA: Femoral fracture during non-cemented total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 71:1135, 1989.
459. Schweizer A, Riede U, Maurer TB, Ochsner PE. Ten-year follow-up of primary straight-stem prosthesis (MEM) made of titanium or cobalt chromium alloy. Arch Orthop Trauma Surg. 2003 Sep;123(7):353-6. Epub 2003 Jul 4.
460. Seballe K, Hansen ES, Rasmussen HB, et al: Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. J Orthop Res 10:285,1992.
461. Sharkey PF, Hozack WJ, Callaghan JJ, et al: Acetabular fracture associated with cementless acetabular component insertion: A report of 13 cases. J Arthroplasty 14:426,1999.
462. Shaw JA, Bailey JH, Bruno A, Greer RB: Threaded acetabular components for primary and revision total hip arthroplasty. J Arthroplasty 5:201,1990.
463. Shepard MF, Kabo JM, Lieberman JR: Influence of cement technique on the interface strength of femoral

components. Clin Orthop 381:26, 2000.
464. Siebold R, Scheller G, Schreiner U, Jani L. Long-term results with the cement-free Spotorno CLS shaft // Orthopade 2001 May;30(5):317-22
465. Siguier T, Siguier M, Judet T, et al: Partial resurfacing arthroplasty of the femoral head in avascular necrosis. Clin Orthop 386:85-92, 2001.
466. Skinner HB, Kilgus DJ, Keyak J, et al: Correlation of computed finite element stresses to bone density after remodeling around cementless femoral implants. Clin Orthop 305:178,1994.
467. Småbrekke A, Espehaug B, Havelin LI, Furnes O.: Operating time and survival of primary total hip replacements: an analysis of 31,745 primary cemented and uncemented total hip replacements from local hospitals reported to the Norwegian Arthroplasty Register 1987-2001. Acta Orthop Scand. 2004 Oct;75(5):524-32.
468. Smith SE, Estok DM, Harris WH: 20-year experience with cemented primary and conversion total hip arthroplasty using so-called second-generation cementing techniques in patients aged 50 years or younger. J Arthroplasty 15:263, 2000.
469. Smith-Petersen MN: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg 306:59-73,1948.
470. Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bunger C: Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. J Bone Joint Surg Br 75:270-278,1993.
471. Söderman P, Malchau H, Herberts P.: Outcome after total hip arthroplasty: Part I. General health evaluation in relation to definition of failure in the Swedish National Total Hip Arthoplasty register. Acta Orthop Scand. 2000 Aug;71(4):354-9.
472. Sporer SM, Paprosky WG, O'Rourke MR.: Managing bone loss in acetabular revision. Instr Course Lect. 2006;55:287-97.
473. Stauffer RN: Contemporary cement technique results: Total joint arthroplasty. Presented at the 1991 Hip and Knee Arthroplasty Current Techniques Meeting, Scottsdale, AZ, April 5,1990.
474. Stauffer RN: Ten-year follow-up study of total hip replacement with particular reference to roentgenographic loosening of the components. J Bone Joint Surg 64A:983,1982.
475. Steinberg ME: Summary and conclusions. Symposium on surface replacement arthroplasty of the hip. Orthop Clin North Am 13:895-902,1982.
476. Stiehl JB, Mahfouz MR.: Catastrophic failure of a modular revision total hip polyethylene insert. J Arthroplasty. 2007 Jan;22(1):143-7.
477. Stoeckl B, Brabec E, Wanner S, Krismer M, Biedermann R.: Radiographic evaluation of the Duraloc cup after 4 years. Int Orthop. 2005 Feb;29(1):14-7. Epub 2004 Oct 14.
478. Sullivan PM, McKenzie JR, Callaghan JJ, Johnston RC: Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than 50 years old. A16 to 22 year follow-up study. J Bone Joint Surg 76A:863,1994.
479. Sumner DR, Turner TM, Urban RM, Galante JO: Remodeling and ingrowth of bone at two years in a canine cementless total hip-arthroplasty model. J Bone Joint Surg 74A:239,1992.
480. Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE: A ten-year follow-up of 100 consecutive Miiller curved-stem total hip replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg 64A:970,1982.
481. Tallroth K, Slatis P, Ylinen P, et al: Loosening of threaded acetabular components. J Arthroplasty 8:581,1993.
482. Tarr RR, Clarke 1C, Gruen TA, et al: Total hip femoral component design. Orthop Rev 9:23,1982.
483. Tarr RR, Lewis JL, Jaycox P, et al: Effect of materials, stem geometry, and collar-calcar contact on stress distribution in the proximal femur with total hip. Trans Orthop Res Soc 4:34,1979.
484. Taylor MM, Myers MH, Harve JP: Intraoperative femur fractures during total hip arthroplasty. Clin Orthop 137:96,1978.
485. Townley CO: Hemi and total articular replacement arthroplasty of the hip with the fixed femoral cup. Orthop Clin North Am 13:869-894,1982.
486. Trousdale RT, Cabanela ME, Berry DJ: Anterior iliopsoas impingement after total hip arthroplasty. J Arthroplasty 10:545,1995.
487. Turner TM, Sumner DR, Urban RM, et al: A comparative study of porous coatings in a weight-bearing total hip arthroplasty model. J Bone Joint Surg 68A:1396,1986.
488. Vail TP, Mina CA, Yergler JD, Pietrobon R.: Metal-on-metal hip resurfacing compares favorably with THA at 2 years followup. Clin Orthop Relat Res. 2006 Dec;453:123-31.
489. Vail TP, Urbaniak JR: Donor-site morbidity with use of vascular-ized autogenous fibular grafts. J Bone Joint Surg 78:204-211, 1996.
490. Van der Schaaf DB, Deutman R, Mulder TJ: Stanmore total hip replacement: A nine to ten year follow-up. J Bone Joint Surg 70B:45,1988.
491. Vendittoli PA, Mottard S, Roy AG, Dupont C, Lavigne M.: Chromium and cobalt ion release following the Durom high carbon content, forged metal-on-metal surface replacement of the hip. J Bone Joint Surg Br.

2007 Apr;89(4):441-8.
492. Wagner H: Hip arthroplasty by the resurfacing procedure. J Bone Joint Surg 618:235,1979.
493. Walker PS, Robertson DD: Design and fabrication of cementless hip stems. Clin Orthop Rel Res 235:25,1988.
494. Wasielewski RC, Cooperstein LA, Kruger MP, Rubash HE: Acetabular anatomy and transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 72A:501,1990.
495. Weber BG: Pressurized cement fixation in total hip nrthroplasfy. Clin Orthop 232:87,1988.
496. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cleveland TW, Amoss DC: Electrical stimulation of bone growth into porous A12O3. J Biomed Mater Res 10:231,1976.
497. Weissinger M, Helmreich C. Long-term results with Zweymuller cement-free Alloclassic stem // Z Orthop Ihre Grenzgeb 2001 May-Jun;139(3):200-5
498. Welsh RP, Pilliar RM, McNab I: Surgical implants: The role of surface porosity in fixation to bone and acrylic. J Bone Joint Surg 53A:963,1971.
499. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH: Osteolysis in alloarthro-plasty of the hip: the role of bone cement fragmentation. Clin Orthop 258:108,1990.
500. Wilson AG, Monsees B, Blair VP: Acetabular cup dislocation: A new complication of total joint arthroplasty. Am J Roentgenol 15:133,1988.
501. Wise MW III, Robertson ID, Lachiewicz PF, et al: The effect of radiation therapy on the fixation strength of an experimental porous-coated implant in dogs. Clin Orthop 261:276,1990.
502. Witzleb WC, Ziegler J, Krummenauer F, Neumeister V, Guenther KP.: Exposure to chromium, cobalt and molybdenum from metal-on-metal total hip replacement and hip resurfacing arthroplasty. Acta Orthop. 2006 Oct;77(5):695-6.
503. Wixson RL, Lautenschlager EP, Novak MA: Vacuum mixing of acrylic bone cement. J Arthroplasty 2:141,1987.
504. Wixson RL, Stulberg SD, Mehlhoff M: Total hip replacement with cemented, uncemented, and hybrid prostheses: A comparison of clinical and radiographic results at two to four years. J Bone Joint Surg 73A:257,1991.
505. Woodman JL, Jacobs JJ, Galante JO, Urban RM: Metal ion release from titanium-based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons: A long-term study. J Orthop Res 1:421, 1984.
506. Wright TM, Treat PS: Mechanical properties of aramid fiber reinforced acrylic cement. J Mater Sci 14:503,1979.
507. Wroblewski BM, Fleming PA, Siney PD. Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip. 20-to-30 year results. J Bone Joint Surg Br. 1999 May;81(3):427-30.
508. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Charnley low-frictional torque arthroplasty in young rheumatoid and juvenile rheumatoid arthritis: 292 hips followed for an average of 15 years. Acta Orthop. 2007 Apr;78(2):206-10.
509. Wroblewski BM, Siney PD: Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Clin Orthop 292:191,1993.
510. Wroblewski BM: 15-21 year results of the Charnley low friction arthroplasty. Clin Orthop 211:30,1986.
511. Yates P, Gobel D, Bannister G.Collarless polished tapered stem: clinical and radiological follow-up over 5 years. J Arthroplasty. 2002 Feb;17(2):189-95.
512. Yoon KS, Kim HJ, Lee JH, Kang SB, Seong NH, Koo KH.: A randomized clinical trial of cementless femoral stems with and without hydroxyapatite/tricalcium-phosphate coating: an 8- to 12-year follow-up study. J Arthroplasty. 2007 Jun;22(4):504-8. Epub 2007 Mar 9.
513. Young FA, Spector M, Kresch CH: Porous titanium endosseous dental implants in rhesus monkeys: Microradiography and histo-logical evaluation. J Biomed Mater Res 13:843,1979.
514. Ziaee H, Daniel J, Datta AK, Blunt S, McMinn DJ.: Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study. J Bone Joint Surg Br. 2007 Mar;89(3):301-5.

Глава 5. Анестезиологическое и трансфузиологическое обеспечение операций эндопротезирования тазобедренного сустава

Особенности операций эндопротезирования крупных суставов

Количество операций эндопротезирования крупных суставов конечностей увеличивается по мере совершенствования конструкций и техники имплантации, что одновременно обусловливает расширение показаний к данному вмешательству.

Хотя некогда деформирующий артроз считали уделом пожилых людей, в настоящее время около трети страдающих этим заболеванием едва миновали 40-летний рубеж или еще не достигли его. Полное замещение тазобедренного сустава становится распространенной операцией у пациентов средних возрастных групп.

Реконструктивные вмешательства на тазобедренном суставе и проксимальном отделе бедренной кости имеют ряд отличительных особенностей [74] :

– доступ к суставу связан с необходимостью широкого рассечения кожи и больших мышечных массивов;

– все образования тазобедренного сустава богато иннервированы, ноцицептивные раздражения следуют от нервных образований надкостницы, мышц, сухожильных структур, сосудов, поверхностных тканей;

– в ходе операции возможны прямые раздражающие, и даже повреждающие воздействия на крупные нервные стволы и магистральные кровеносные сосуды;

– костная рана после резекции проксимального отдела бедренной кости и обработки вертлужной впадины в течение длительного времени обильно кровоточит;

– окончательный гемостаз при кровотечении из губчатой кости и костномозгового пространства затруднен.

Эндопротезирование тазобедренного сустава представляет собой сложное оперативное вмешательство, выполняемое обычно в плановом порядке, и до его осуществления должны быть исчерпаны все возможности консервативного лечения и исключена рациональность менее обширной операции. Исследование В.П. Москалева с соавторами (2001) показало, что из больных, перенесших эндопротезирование, до установки эндопротеза 14,4% лечились только амбулаторно, 23,1% - в стационаре, 3,6% воспользовались санаторным лечением наряду с амбулаторным и стационарным и только 1,1% использовали все перечисленные возможности лечения. Ранее подвергались оперативным вмешательствам 57,8% пациентов, которым были выполнены следующие операции: остеосинтез - 13,1%, корригирующая остеотомия - 4,6%, артропластика - 0,5%, артродез - 1,7%, другие вмеша-

тельства - 3,9%. Наиболее высок удельный вес оперативных методов лечения у больных коксартрозом (54,7%), ложными суставами (64,9%), асептическим некрозом (45,9%).

Вероятность повторной установки эндопротеза возрастает вместе с числом пациентов уже имеющих эндопротезы и проживших достаточно долго для того, чтобы имплантат потребовал замены. Третья часть больных, изученных В.П. Москалевым с соавторами (2001), поступала для оперативного лечения по поводу различных осложнений после предшествующего эндопротезирования.

Факторы травматичности оперативных вмешательств

Реконструктивно-восстановительные операции на крупных суставах, особенно тазобедренном, не случайно относят к числу наиболее травматичных вмешательств в ортопедии.

Понятие травматичности представляется более широким, чем простое отражение локального повреждения тканей в области операции, и включает, как минимум, влияние операции, анестезии, сопутствующей кровопотери и гемотрансфузии.

Повреждающие воздействия вызывают ответную реакцию организма. А.П. Зильбер (1994) характеризует операционный стресс как состояние полифункциональных изменений, возникающих в организме больного под влиянием агрессивных факторов оперативного вмешательства. Главными агрессивными факторами, его вызывающими, автор считает психоэмоциональное возбуждение, боль, патологические рефлексы, постуральные реакции кровообращения и дыхания, кровопотерю, повреждение жизненно важных органов.

При вмешательствах на крупных суставах из перечисленных факторов отсутствует только прямое повреждение жизненно важных органов, которое, однако, может наступить опосредованно вследствие массивного кровотечения, тканевой эмболии и системных осложнений.

Безопасность тотального замещения тазобедренного сустава обусловливается устранением болевой чувствительности при выключенном сознании, надлежащим мониторингом в течение и после операции, поддержанием жидкостно-электролитного баланса и состава крови [283].

Анестезиологическое пособие, предпринимаемое с целью помочь больному перенести операцию, само по себе является стрессорным фактором, о чем свидетельствует изменение функций организма под влиянием анестезии.

Под травматичностью, по нашему мнению, следует понимать результирующее повреждающее воздействие на организм пациента всех элементов хирургической операции и анестезии, включая трансфузиологическое обеспечение.

К ним, несомненно, относятся:

- положение больного на операционном столе, длительность нахождения его в нефизиологичной позе;
- входящее в план операции рассечение, перемещение или случайное повреждение анатомических структур;
- нарушение нормального функционирования органов и тканей вследствие операции, либо под влиянием кровопотери и её замещения, используемых фармакологических препаратов и вызванных перечисленными факторами изменений гомеостаза.

Понятие травматичности операции используется при определении степени риска операции и анестезии.

Формула И.О. Ларнера и Е.И. Резника (1967) верна и сегодня:

$$\text{Операционный риск} = \frac{[\text{Травматичность операции} + \text{вред анестезии}]}{[\text{Функциональные резервы больного}]}$$

Термин “операционный риск” может применяться только условно. Между понятиями хирургического и операционного риска есть некоторые различия, но в целом В.А. Гологорский (1989), считал подобное разделение неправомочным.

Некоторые из факторов, определяющих травматичность операций на тазобедренном суставе, представлены ниже.

1. Локализация вмешательства: проксимальный отдел бедренной кости, оба составляющих компонента тазобедренного сустава.
2. Оперативный доступ (передненаружный, передний, задний; с отсечением большого вертела или без его отсечения и т. д.).
3. Величина разреза и поверхности раны мягких тканей, которые зависят от телосложения и питания больного, влияют на длительность операции, величину потерь крови и жидкости, и, отчасти, определяются избранным доступом.
4. Размеры костной раны, которые в свою очередь обусловливаются уровнем резекции проксимального отдела бедренной кости, отсечением вертела; обработкой только костномозгового канала бедренной кости или дополнительно вертлужной впадины; наличием растрескивания или перелома бедренной кости в ходе операции.
5. Тип эндопротеза и техника фиксации компонентов определяют продолжительность их установки, что также влияет на травматичность.

Травматичность конкретного вмешательства в известной степени пропорциональна продолжительности операции и длительности костного ее этапа.

Линейный размер первоначального разреза (минимальный при однополюсном эндопротезировании) может достигать при операциях реэндопротезирования по поводу перелома ножки эндопротеза с ретроградным ее выбиванием - 45 - 50 см. В случае чрезсуставного удаления дистального отломка ножки эндопротеза необходим дополнительный разрез для артротомии коленного сустава.

У пациентов с избыточным питанием и чрезмерным развитием жировой клетчатки общая поверхность раны может достигать размеров 4 и более ладоней, что соответствует потере более 40% объема циркулирующей крови [200].

У больных с выраженными сосудистыми телеэктазиями, при длительно существующей гипертонической болезни гемостаз на начальном этапе операции в области тазобедренного сустава может потребовать значительного времени даже с использованием электрокоагуляции.

Величина кожного разреза с одной стороны определяет поверхность раны мягких тканей, потерь испарением и, тем самым, величину крово- и плазмопотери; с другой - условия работы оператора: широкий, большой разрез улучшает обзор и возможность ориентироваться в ране, сокращая время вмешательства. Этим определяется разнонаправленное влияние величины разреза на травматичность операции. Сокращение длительности операции за счет разреза оптимальной величины остается важным моментом в уменьшении ее травматичности.

Резекционная остеотомия в вертельной области с последующим однополюсным протезированием при переломах шейки бедра в ранние сроки после травмы осуществляется в наиболее благоприятных условиях [24], что позволяет выполнить ее из небольшого разреза (10 - 14 см) в течение 40 - 50 минут, сократить операционную кровопотерю до 200 мл и исключить необходимость гемотрансфузии даже у пациентов пожилого и старческого возраста.

Если подобное вмешательство выполняется у пациентов с ложным суставом шейки бедренной кости после неудачного металлоостеосинтеза трехлопастным гвоздем, прослеживается отчетливое увеличение объема операционной кровопотери даже в случаях, когда общая продолжительность вмешательства не увеличивается, и используется тот же вид анестезии.

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава представляется вмешательством, несомненно, более травматичным, так как предполагает установку бедренного и вертлужного компонентов. Стандартная бесцементная установка современного тотального эндопротеза тазобедренного сустава осуществляется в течение 50-55 минут с кровопотерей 600 - 800 мл.

Кровопотеря при ортопедических операциях в значительной степени обусловлена венозным кровотечением, например, с обнаженной костной поверхности. Такие источники кровотечения трудно остановить электрокоагуляцией или перевязкой сосудов, поэтому следует уменьшить венозный приток к области операции, используя свойства эпидуральной блокады, постуральные реакции кровообращения. Так, при эндопротезировании тазобедренного сустава положение на боку выгоднее, чем на спине, поскольку уменьшает кровенаполнение области операции. Венозный отток улучшает незначительный наклон головного конца стола – положение Тренделенбурга.

Использование несоответствующих размерам тазобедренного сустава элементов эндопротеза требует дополнительной обработки вертлужной впадины и/или канала бедренной кости, что приводит к излишней травматизации и удлиняет вмешательство, увеличивая кровопотерю.

Повторная обработка вертлужной впадины с неоднократным внедрением чашки эндопротеза, равно как и повторное рассверливание костномозгового канала бедренной кости с извлечением и забиванием ножки эндопротеза, практически вдвое увеличивает травматичность операции тотального эндопротезирования.

Цементное крепление компонентов при эндопротезировании двояким образом может влиять на его травматичность: в случае первоначальной установки эндопротеза на цемент продолжительность операции увеличивается незначительно и дополнительная травма определяется только местным и общим воздействием метилметакрилата. Если же к цементному креплению эндопротеза прибегают после повторных неудачных попыток внедрения вертлужного компонента, как к последнему средству успешного завершения операции, травматичность операции в целом увеличивается в значительной степени. При наслаивании травмирующих воздействий происходит, по всей вероятности, не простая суммация их повреждающих свойств, а наблюдается феномен взаимного отягощения, при котором окончательная травматичность возрастает во много раз.

Во время повторных вмешательств и, в частности, при доступе с иссечением старого рубца, возможны эпизоды сосудистого кровотечения, требующие прошивания и лигирования сосудов. Однако и на этом этапе возможен если не окончательный, то достаточно полный гемостаз.

После выделения из сращений проксимального отдела бедренной кости, остеотомии или отсечения большого вертела, а затем обработки вертлужной впадины и костномозгового канала начинается качественно новый период операции и сопутствующей ей кровопотери. Кровотечение из губчатого вещества и сосудов компактного вещества кости носит мед-

ленно прогрессирующий характер; к этому нередко присоединяется довольно значительное кровотечение из внутрикостных ветвей a. nutricia.

Даже плотная фиксация компонентов эндопротеза с использованием костного цемента не гарантирует окончательного прекращения кровотечения из костной раны. Вокруг шейки эндопротеза образуется остаточная полость, что требует тщательного ушивания тканей и дренирования. В первые часы и сутки послеоперационного периода наблюдается значительная потеря крови по дренажам.

При обработке костномозговых полостей и установке компонентов эндопротеза, в большей степени при цементной их фиксации, проявляется «имплантационный» синдром - совпадающие по времени с перечисленными действиями выраженные нарушения газообменной функции легких и центральной гемодинамики. Природа этого синдрома до настоящего времени полностью не ясна, но при нем реально наличествует микроэмболизация сосудов малого круга кровообращения [123, 155, 160, 162, 172, 175, 188, 196, 245, 293], что чревато фатальными осложнениями. При массивной эмболизации критические состояния могут быть обусловлены механической обструкцией правого желудочка, легочной гипертензией, острой ишемией от коронарной эмболизации или комбинацией этих причин [286].

Таково далеко не полное описание факторов, определяющих травматичность операций на тазобедренном суставе. Для объективизации оценки травматичности различных операций при патологии тазобедренного сустава и разделения их на группы по этому признаку воспользовались методом экспертных оценок [75]. В работе приняли участие ведущие специалисты РосНИИТО, кафедры травматологии и ортопедии МАПО и других учреждений Санкт-Петербурга.

К группе вмешательств малой травматичности были отнесены остеотомии бедренной кости без фиксации пластиной (до $19,6 \pm 2,1$ балла). Остеотомии с фиксаций накостной пластиной, операции однополюсного эндопротезирования разнообразными конструкциями и замена вкладыша тотального эндопротеза признаны операциями средней травматичности (от 25,2 до 28,8, или $27,9 \pm 1,7$ баллов).

Тотальное эндопротезирование, выполняемое первично, вне зависимости от типа используемой конструкции, замена однополюсного протеза на тотальный отнесены к травматичным вмешательствам (35,1 - 36,0 баллов).

Ревизионное протезирование тазобедренного сустава с заменой обоих компонентов или одного из них, установленного на цемент (41,9 - 44,9 баллов) высоко травматичны. Особо травматичными признаны операции с заменой двух компонентов, установленных ранее при помощи костного цемента, или в условиях выраженного патологического остеолиза

(48,8 и более баллов). Повторные замены эндопротезов могут оказаться исключительно травматичными.

Анестезиологическое пособие при указанных операциях, обеспечивая возможность их выполнения, также представляется одним из факторов травматичности. Помимо риска возникновения осложнений, свойственных отдельным видам общей и комбинированной анестезии или связанных с извращенной реакцией на лекарственные препараты, конкретный вид ее или комбинация приемов может в разной степени уменьшить или даже усугубить повреждающее воздействие на организм в целом.

Общая нормотензивная анестезия с применением ингаляционных анестетиков, дополнительной медикаментозной анальгезии, обеспечивая достаточную степень защиты больного от хирургической агрессии, сопряжена с опасностью осложнений, обусловленных использованием релаксантов и искусственной вентиляции легких, значительной операционной кровопотерей.

Гипотензивная общая анестезия, эпидуральная и, в меньшей степени, субарахноидальная анестезия значительно уменьшают операционную кровопотерю и вероятность осложнений, связанных с переливанием компонентов донорской крови.

Комбинированная анестезия, объединяющая полноценную регионарную блокаду и поверхностный медикаментозный сон при эффективном самостоятельном дыхании, исключая патологические рефлекторные воздействия и нагрузку на паренхиматозные органы, более всего способна уменьшить травматичность вмешательства на тазобедренном суставе у больных пожилого и преклонного возраста с полиорганной патологией.

Комбинированная спинально-эпидуральная анестезия (КСЭА или CSE в англоязычной печати) обеспечивает быструю и глубокую нервную блокаду, свойственную спинальной анестезии, дополнительно дает возможность продления блока и купирования послеоперационной боли.

К достоинствам метода следует отнести: быстрое наступление анестезии, эффективность и минимальная токсичность спинального блока, высокая надежность, выраженная миорелаксация, возможность расширения зоны анестезии и использования фракционного введения МА в эпидуральный катетер для послеоперационного обезболивания, низкую опасность возникновения постпункционного синдрома, невысокую стоимость процедуры [28, 260].

Осложнений, связанных с переливанием крови, можно избежать, используя предоперационную заготовку аутокрови и возврат аутоэритроцитарного концентрата крови больного, теряемой из раны в ходе операции и ближайшем послеоперационном периоде, после аппаратной ее обработки (система Cell Saver) или фильтрации [59, 136].

Таким образом, использование разреза оптимальной величины, выбор доступа, дооперационное определение типоразмера эндопротеза и возможность его подбора в конкретной обстановке, достаточное оснащение инструментарием и аппаратурой (осцилляторная пила, электрокоагулятор, система интраоперационного возврата крови и т. д.) при полноценной комбинированной анестезии позволяет уменьшить травматичность операций на тазобедренном суставе и расширить показания к их вполнению у больных категории высокого риска.

Пожилой возраст большинства пациентов, отягощённость сопутствующими заболеваниями, нередко - избыточный вес тела, гиподинамия, обусловленная основной патологией, – всё это диктует необходимость соответствующего подхода к определению общих показаний и противопоказаний к их хирургическому лечению [63].

Предоперационное обследование больных

Характеристика больных, подлежащих эндопротезированию.

Предоперационная подготовка представляется важным фактором достижения успешного результата при эндопротезировании суставов, так как именно на этом этапе выясняются насущные проблемы и формулируются требуемые решения. С больным необходимо провести детальное обсуждение, затрагивающее преимущества, риск, альтернативы, результаты и осложнения эндопротезирования сустава. Хорошо осведомленный больной становится активным и старательным участником лечения как до, так и после оперативного вмешательства.

Обследование пациентов обычно начинается амбулаторно и включает осмотр терапевта и по показаниям – невропатолога, кардиолога, эндокринолога, пульмонолога, уролога, гастроэнтеролога и других специалистов; клинические анализы крови и мочи, биохимическое исследование крови, инструментальные обследования (флюорография, ЭКГ).

С ростом понимания важности дооперационной оценки состояния жизненно-важных систем - центральной нервной, сердечно-сосудистой, дыхательной; печеночной и почечной функций; значения дополнительных исследований, коррекции обнаруженных дефицитов и премедикации меняется отношение к роли врача-анестезиолога. Пациенты начинают видеть в анестезиологе специалиста, который применением на аргументированных основаниях оптимального вида анестезии обеспечит их безопасность в ходе операции. Этому способствуют беседы при предоперационном посещении, способные уменьшить опасения пациента в ожидании связанных с хирургическим вмешательством неприятных переживаний и осмотр анестезиолога. В представлении больного анестезиолог стал органичным участником

дооперационного лечения, хирургической и послеоперационной бригад, наравне с хирургами, врачами палат послеоперационного наблюдения и интенсивной терапии [183].

Перед операцией все больные, требующие эндопротезирования крупного сустава должны иметь подробную историю болезни с описанием данных обследования, заключением терапевта и других консультантов. Взвешивается целесообразность избранного хирургического вмешательства в соответствии с клиническим состоянием больного. Определяются факторы, которые могут вызвать осложнения во время операции или после нее, и составляется оптимальный план лечения. Состояние сердечно-сосудистой и дыхательной систем больного имеют первейшее значение.

В серии наблюдений В.М. Кустова (1997) из 1632 пациентов с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями тазобедренных суставов людьми зрелого, пожилого и старческого возраста с тяжелой полиорганной патологией были 1518 человек (или 93,0%). Наиболее частыми из сопутствующих заболеваний у них являлись распространенный атеросклероз с поражением коронарных артерий и мышцы сердца (56,0%), гипертоническая болезнь II - III стадии (68,8%), пиелонефрит и другие болезни мочевыводящей системы (5,1%), сахарный диабет. Сопутствующая патология выявлена при комплексном обследовании у 83,8% больных, почти половине из них (43,8%) требовалась предоперационная подготовка. Сходная картина обнаружена и другими авторами [53, 286, 295, 304].

Со стороны бронхолегочной системы преобладали хронический бронхит, эмфизема легких, бронхоэктатическая болезнь, пневмосклероз, нарушения вентиляции легких и газообмена с пониженным коэффициентом использования кислорода и дыхательной недостаточностью [100, 112, 152].

Наличие значительных изменений сердечно-сосудистой системы (выраженный атеросклероз, гипертоническая болезнь) считается относительным противопоказанием к любым операциям, сопровождающимся тяжелой операционной травмой и значительной кровопотерей, в том числе и реконструктивным вмешательствам на тазобедренном суставе [35].

И.В. Барабаш (1996) на основании исследования состояния сердечно-сосудистой системы в зависимости от возраста делит больных коксартрозом на три группы. Лицам до 45 лет специфическая подготовка, как правило, не требуется, больным в возрасте от 45 до 59 лет с учетом результатов ЭКГ-фии необходимо этиопатогенетическое лечение в течение 2—3 недель, а пожилым пациентам (60 лет и старше) нередко нужна длительная предоперационная терапия, направленная на достижение устойчивой компенсации их состояния.

Необходима определенная настороженность в отношении поражений пищеварительной системы, поскольку длительный прием многими больными неспецифических противо-

воспалительных препаратов может привести к возникновению эрозивного гастрита и бессимптомных язв желудка. Для их выявления определяют базальную кислотность, проводят фиброгастродуоденоскопию [62, 68]. Заболевания желудочно-кишечного тракта, включая язвенную болезнь и кровотечение из желудочно-кишечного тракта в анамнезе, требуют изменения схемы профилактики тромбэмболических осложнений.

Большое значение имеет состояние мочеполовой системы. У многих больных анамнестически имеет место инфекция мочевых путей, у некоторых с хроническим течением. Задержка мочеиспускания является обычным послеоперационным осложнением у старых больных и часто требует инструментального вмешательства. Тщательная оценка состояния и лечение воспалительных заболеваний мочевыделительной системы должна быть предпринята задолго до операции.

А.Н. Веденский с соавторами (1993) подчеркивали важность тщательного контроля за процессами свертывания крови в до- и послеоперационном периодах и советовали шире проводить такие инструментальные исследования, как допплерография, окклюзионная плетизмография, а в случае развития послеоперационного тромбоза глубоких вен нижней конечности прибегать к рентгеноконтрастной флебографии. Тромбэмболическая болезнь представляет собой значительный процент послеоперационных осложнений.

Предоперационная оценка опасности развития или обострения инфекции очень важна как для хирурга, так и для анестезиолога. Больных с ревматоидным артритом, предшествующими операциями, использованием гормональных препаратов, выраженным ожирением, сахарным диабетом, метастатической болезнью можно отнести в группу риска по частоте возникновения инфекции.

Предшествующее использование гормональных препаратов с конечным нарушением функции надпочечников может потребовать заместительной терапии. Длительное применение или нерациональное использование гормональных препаратов может замедлить процесс заживления послеоперационной раны или спровоцировать воспалительные осложнения в области операции. Нарушения функции щитовидной железы необходимо скорректировать до операции, а хирургическое вмешательство отложить до их нормализации. Патология паращитовидных желез с сопутствующим нарушением кальциевого обмена может в последующем вызвать осложнения. Течение сахарного диабета необходимо тщательно контролировать и совместно с эндокринологом составить детальную схему применения антигипергликемических препаратов и инсулина, чтобы избежать осложнений во время и после операции.

Все пациенты групп риска проходят интенсивную предоперационную подготовку, им проводятся, помимо проводимых каждому пациенту общеклинических анализов,

дополнительные лабораторные тесты, включающие микробиологический анализ мочи с выявлением флоры и чувствительности её к антибиотикам, определение электролитов крови, функции печени и скорости свертывания крови [63, 248].

Схемы коррекции наиболее часто встречающихся нарушений представлены Н.В. Корниловым с соавторами (1997), И.В. Барабаш (1996). При артериальной гипертензии назначают гипотензивные средства в сочетании с бетаблокаторами и мочегонными, при коронарной недостаточности - коронаролитики и препараты, улучшающие метаболизм миокарда. Для купирования сердечной недостаточности, кроме последних, применяют сердечные гликозиды, мочегонные, антиаритмические средства, бетаблокаторы. При патологии печени для нормализации её функции используют инфузии глюкозы (фруктозы) с инсулином, гепатопротекторы, антиоксиданты, антигипоксанты в сочетании с диетой. Нарушения со стороны мочеполовой системы ликвидируют диетой, уросептиками, по показаниям - антибиотиками.

Так как эндопротезирование тазобедренного сустава является плановой операцией, благоразумно отложить его до тех пор, пока не будут соответственно оценены все особенности состояния больного, излечены сопутствующие острые заболевания и пока как хирург, так и анестезиолог не будут полностью удовлетворены состоянием больного.

Заблаговременное выявление сопутствующих заболеваний позволяет назначить соответствующую предоперационную терапию с целью профилактики возможных осложнений или отказаться от тяжёлого оперативного вмешательства в пользу менее травматичного [63].

Пациенты с нестабильностью суставов и болями, лишающими их сна, могут настаивать на замещении сустава, несмотря на обусловленный исходно существующими тяжелыми соматическими заболеваниями серьёзный риск периоперационных осложнений и угрозу самой жизни. Распространенным явлением следует признать недооценку больными тяжести имеющихся у них заболеваний, отсутствие представлений об их влиянии на течение интра- и послеоперационного периодов; возможно сознательное сокрытие части информации об имеющейся патологии.

У пострадавших со свежими переломами шейки и проксимального отдела бедренной кости, исходя из оценки их предоперационного состояния и возможности успешной реабилитации, может потребоваться осуществить выбор между тотальным и однополюсным эндопротезированием или металлоостеосинтезом (МОС). Увеличение продолжительности операции и объема кровопотери, приемлемые для одних пациентов, могут стать трудно преодолимыми для других.

Исходно здоровый пациент преклонного возраста при отсутствии иных повреждений вследствие травмы, вызвавшей перелом шейки бедра, может рассматриваться как кандидат для тотального эндопротезирования [286].

Хирурги вправе рассчитывать на то, что их коллеги-анестезиологи объективно оценят состояние пациента, степень риска вмешательства и предложат оптимальный вариант обеспечения операции. Если больной дал согласие на операцию, анестезиологическое пособие планируется таким образом, чтобы в полной мере обеспечить безопасность вмешательства и по возможности предупредить возможные осложнения.

Оценка общего состояния больного

На дооперационном этапе основная задача - свести к минимуму риск хирургического вмешательства и общей анестезии. Для этого необходимо выявить особенности пациента, способные повлиять на течение интраоперационного периода, и осмотреть больного, как минимум, дважды: при поступлении и перед операцией. Анестезиолог проводит осмотр больного вслед за лечащим врачом, имея на руках результаты осмотра хирурга-ортопеда и данные амбулаторного обследования и/или выписку из истории болезни другого лечебного учреждения, что существенно облегчает его задачу [87].

В ходе первичного осмотра анестезиологу необходимо:

- установить психологический контакт с пациентом и внушить уверенность в благоприятном исходе предстоящей операции;

- определить общесоматическое состояние больного и степень компенсации функций его жизненно важных органов и систем. При этом могут быть полезны сведения, не только полученные в результате беседы с больным, но и сообщенные родственниками, врачами, медицинскими сестрами.

- выявить необходимый объем обследования и предоперационной подготовки.

Наряду с обычно выясняемыми анамнестическими данными об имеющихся и перенесенных заболеваниях, имевших место ранее переливаниях крови и её препаратов, лекарственной непереносимости, анестезиолог определяет психологическую готовность больного к предстоящему конкретному вмешательству, особенности предшествовавших анестезий, продолжительность приема и тип используемых больным анальгетических и гормональных препаратов. При сборе анамнеза устанавливают время появления первых симптомов основного заболевания, особенности его течения, проводившегося лечения, в частности, оперативного. Для уточнения характера и тяжести сопутствующей патологии выясняют, не наблюдается ли пациент врачом по поводу хронических заболеваний сердечно-сосудистой

системы, органов дыхания, печени и почек, так как именно эти системы органов испытывают повышенную нагрузку в периоперационном периоде.

На основании фармакокинетики и фармакодинамики препаратов, получаемых больным с целью лечения основного и сопутствующих заболеваний, принимают решение о продолжении лечения ими или временном его прерывании. Особое внимание обращают на факты проявления аллергических реакций на препараты, используемые для проведения анестезиологического пособия, в частности, местноанестезирующие препараты.

По возможности дифференцируют аллергию от побочных эффектов, извращенных реакций или проявления лекарственной несовместимости. Поэтому не следует ограничиваться вопросом о наличии или отсутствии у пациента аллергии, а конкретно указать наиболее характерные проявления аллергических реакций (поллиноз, крапивница, отек Квинке и т. д.) и получить отрицательный ответ; поинтересоваться, как протекали в прошлом анестезии при посещении стоматолога и представителей иных хирургических специальностей. Информативность анамнестических сведений чрезвычайно высока.

Проведение внутрикожных проб на чувствительность к местным анестетикам и иным лекарственным препаратам позволяет получить объективные данные лишь при пунктуальном соблюдении правил их постановки и оценки результата [84], что не всегда выполнимо.

Уточняют, какой вид анестезии был использован в прошлом при перенесенных хирургических вмешательствах или иных манипуляциях. Следует выяснить особенности течения анестезиологического пособия, наличие или отсутствие осложнений (ларингоскопии, интубации, катетеризации вен), продолжительность пребывания в палате интенсивной терапии.

Тщательный осмотр и выявление нарушений со стороны жизненно важных органов имеют существенное значение для последующего выбора тактики анестезиологического пособия.

При общем осмотре, наряду с оценкой цвета кожных покровов и тургора кожи, особое внимание обращают на наличие телеангиэктазий в зоне предполагаемого доступа к суставу, периферических отеков и т.д. Поражения кожных покровов в области предполагаемых пункций и установки катетеров (гнойничковые поражения, псориатические бляшки) фиксируют отдельно, как препятствующие выполнению указанных манипуляций.

Определяют возможность полного открывания рта, подвижность шейного отдела позвоночника, размеры и мобильность языка; обращают внимание на состояние зубов и десен.

Толстая короткая шея и избыточная масса тела внушают опасения в успешной ларингоскопии и легкой атравматичной интубации трахеи. При имеющихся на шее шрамах, в

том числе и после перенесенных ранее операций на щитовидной железе или трахее, значительном смещении последней, а также некоторых особенностях строения ротоглотки, может понадобиться диагностическая ларинго- или бронхоскопия. В подобных ситуациях можно предусмотреть выполнение интубации с помощью фибробронхоскопа.

У больных с ограниченной подвижностью, выраженными деформациями суставов, при пользовании дополнительной опорой измерение роста и массы тела затруднены. Однако использование анамнестических или приблизительных данных может помешать определению доз препаратов, исходя из расчета на 1 кг массы или 1 метр площади поверхности тела.

Особенности вмешательств, ранее выполненных на суставе, который предстоит заместить эндопротезом, обсуждаются совместно с лечащим врачом как представителем оперирующей бригады для уточнения факторов, способных увеличить продолжительность предстоящей операции, обусловить большую, чем обычно, кровопотерю или каким либо иным образом повысить её травматичность. К ним в первую очередь следует отнести наличие металлических конструкций, установленного ранее на цемент эндопротеза, перелома бедренного его компонента. Необходимость цементного крепления эндопротеза, замещения костным цементом дефектов костей оговаривается отдельно. Заранее определяются дополнительные манипуляции, такие, как взятие костного аутотрансплантата или высверливание винтов.

B.F. Morrey (1987) рекомендовал составление резервного плана на случай, если возникшие во время операции осложнения потребуют внесения изменений в первичную последовательность действий, для осуществления которого должно быть подготовлено соответствующее оборудование и имплантаты.

Анестезиолог активно участвует в формировании плана обследования больного и решении вопроса о проведении профильных консультаций. При первичном контакте больного с анестезиологом решается вопрос о необходимости проведения дополнительных методов обследования, лабораторных исследований с целью определения функционального состояния органов и систем, оказывающих то или иное влияние на проведение анестезиологического пособия.

Пациенты с выраженной сердечно-сосудистой и сердечно-лёгочной недостаточностью могут быть направлены на обследование в специализированные центры (эхокардиоскопию, велоэргометрию и т.д.). При преимущественной патологии сосудистой сети нижних конечностей (флеботромбозы, варикозное расширение вен) проводится всесторонняя оценка свёртывающей и противосвёртывающей систем крови, осуществляется реовазография.

Неврологическое обследование включает исследование тонуса мышц, выявление симптомов натяжения нервных стволов, двигательных и чувствительных расстройств, вегетативных нарушений [63].

Параклинические методы

Ощутимую помощь в оценке состояния пациента, степени компенсации имеющихся обменных нарушений и диагностике сопутствующих заболеваний оказывают лабораторные и инструментальные методы исследования.

Общий клинический анализ крови включает подсчет числа эритроцитов, определение концентрации гемоглобина, вычисление цветового показателя, определение скорости оседания эритроцитов, а также подсчет количества лейкоцитов и процентного соотношения их разновидностей. Выполняется всем пациентам хирургических стационаров на этапах лечения. В отдельных клинических ситуациях диагностические возможности общего анализа крови могут быть расширены определением числа ретикулоцитов и патологических форм гемоглобина, а также числа тромбоцитов, основная роль которых сводится к участию в гемостазе.

Наличие одного из важнейших противопоказаний к эндопротезированию сустава, каковым является инфекция в активной форме, можно заподозрить по данным клинического наблюдения (озноб, лихорадка, недавнее дренирование), а подтвердить это предположение лабораторными тестами (ускорение оседания эритроцитов, повышенное число лейкоцитов или же положительный высев пунктата).

Исследование морфологического состава периферической крови в динамике на этапах лечения позволяет, помимо общепринятых показателей оценить уровень эндогенной интоксикации [147]. Эндогенная интоксикация определяется как клиническое проявление патологического состояния, обусловленного накоплением в жидкостях и тканях токсичных продуктов, формирующихся в организме (эндотоксинов) [104. Понятие “интоксикация” широко используется в качестве критерия, определяющего тяжесть состояния больных.

Предложены многочисленные формулы расчета лейкоцитарного индекса интоксикации (ЛИИ) [50, 105, 143]; индекса сдвига лейкоцитов крови (ИСЛК) по Н.И. Яблучанскому [151], ядерного индекса (ЯИИ) [125].

Так как показатели ЛИИ, рассчитанные по перечисленным формулам, на этапах хирургического лечения больных с дегенеративно-дистрофическими поражениями и последствиями повреждений крупных суставов качественно и количественно менялись однонаправлено и пропорционально, допустимо оценить изменения ЛИИ только по Кальф-Калифу (1941).

Формула Я.Я. Кальф-Калифа такова:

$$ЛИИ = \frac{(4\ Ми + 3\ Ю + 2\ П + С)\ (\ Пл + 1)}{(Л + Мо)\ (\ Э + 1\ )},$$

где Ми, Ю, П, С, Пл, Л, Мо, Э - процентное содержание миелоцитов, юных, палочкоядерных, сегментоядерных нейтрофилов, плазматических клеток, лимфоцитов, моноцитов, эозинофилов, базофилов соответственно.

Нормальные колебания величины ЛИИ составляют от 0,5 до 1,5. Повышение ЛИИ до 3 - 4 обычно служит признаком наличия тканевого распада, а его увеличение до 5 - 8 указывает на бактериальное загрязнение. При среднем числе лейкоцитов 6,3 (10,2 - 4) х 10^3 на л показатель ЛИИ по Кальф-Калифу у больных с коксартрозом составил исходно 0,65 (0,18 - 2,5), причем значение его выше 1,5 было только у 11,1% обследованных.

Реализация перечисленных методов доступна каждой клинико-диагностической лаборатории хирургического стационара.

Анализ результатов исследования клеточного состава периферической крови позволяет ориентировочно определить кислородную емкость крови и возможности организма больного компенсировать операционную кровопотерю, составить план трансфузиологического обеспечения операции, в частности, возможность предоперационной заготовки аутологичной крови.

Концентрационные показатели крови пациентов старших возрастных групп и длительно находившихся на постельном режиме в связи с гиповолемией не отражают истинного количества циркулирующего гемоглобина. Наиболее объективны результаты первого интраоперационного определения показателя после ликвидации дефицита внутрисосудистого объема.

Из биохимических исследований наиболее распространенными являются определение содержания белка и белковых фракций, ферментов [лактатдегидрогеназы (Лдг), аланинаминотрансферазы (АлАТ) и аспартатаминотрансферазы (АсАТ)] в сыворотке крови, низкомолекулярных азотистых веществ (мочевина, креатинин, мочевая кислота) и пигментов (билирубин), глюкозы.

Дополнительные исследования могут включать исследование газового состава артериальной крови, содержания калия и натрия, выполнение расширенной коагулограммы (протромбиновое время, парциальное тромбопластиновое время, количество тромбоцитов, фибриногена), посев мочи.

Частью предоперационной подготовки пациента для эндопротезирования должна быть определение необходимости и допустимости аутогемотрансфузии.

По мнению В.В. Лихванцева (1998), следует стремиться к такому объему исследований и консультаций, после которого дальнейшее обследование не даст новых, а только подтвердит имеющиеся результаты, и дальнейшая задержка операции не приведет к снижению риска вмешательства.

Немалые затраты на обследование и целенаправленную предоперационную подготовку полностью окупаются снижением частоты общих осложнений, в том числе и летальности [53, 63].

Опыт зарубежных клиник показал, что пребывание пациента в стационаре может быть сокращено до минимума без ущерба для качества обследования и предоперационной подготовки. К. Дж. Кегги с соавторами (1993) госпитализировали своих пациентов накануне выполнения эндопротезирования. Их осматривали анестезиолог, терапевт, хирург и его ассистент, операционная сестра. Если требовалось, в тот же день приглашали консультантов. Это существенно сокращало расходы пациента и позволяло рационально использовать ресурсы специализированной клиники.

На основании данных клинического обследования, результатов анализов, инструментальных исследований и заключений врачей-консультантов назначается предоперационная подготовка, по завершении которой анестезиолог совместно с лечащим врачом анализирует объективные показатели и результаты лабораторных исследований, чтобы убедиться в полноте проведенного обследования и лечения, окончательно определяет степень операционного риска, принимает решение о характере анестезиологического пособия и назначает премедикацию. Подобный подход позволяет успешно осуществить оптимальное для больного хирургическое вмешательство даже при наличии относительных противопоказаний к нему и значительно снизить частоту осложнений общего характера.

Премедикация. Степень нарушения психического равновесия больного определяется как его индивидуальными особенностями, так и характером и объемом предстоящей операции. Пациентов, не испытывающих волнения перед хирургическим вмешательством, вероятно, не бывает. У одних эмоциональное напряжение проявляется тревожностью, беспокойством, у других - эйфорией, у третьих - депрессией. Отмечаются также замкнутость, тоска и другие патологические состояния, которые нарушают в той или иной степени гомеостаз и усложняют проведение анестезии и операции. Все эти изменения психики возникают главным образом в предоперационном периоде и обычно обратимы [20]. Помимо того, необходимо предупредить раздражение блуждающих нервов, усиление секреции слизистых мембран и слюнных желез средствами, используемыми для достижения анестезии.

Исходя из приведенных соображений, предварительная медикаментозная подготовка должна быть обязательным компонентом анестезиологического пособия.

Время введения лекарственных средств должно быть выбрано таким образом, чтобы к моменту поступления больного в операционную действие медикаментов проявилось в достаточной степени. При выраженном болевом синдроме или при наличии нестабилизированных переломов в состав премедикации включают аналгетики наркотического или ненаркотического ряда. Часть препаратов (например, атропин) может вводиться непосредственно перед введением в наркоз внутривенно.

Для повседневной практики в качестве примерной схемы премедикации может быть предложена пропись из транквилизаторов, антигистаминных препаратов, анальгетиков и ваголитиков. Подросткам и взрослым целесообразно давать на ночь снотворное в обычных дозировках.

Дооперационная оценка ситуации

После того, как медицинское обследование завершено, представляется возможным дать общую предоперационную оценку больного.

Выбор доступа и разреза зависит от характера изменений, вида оперативного вмешательства, опыта и желаний хирурга [27, 66]. Каждому из доступов соответствует то или иное положение оперируемого на операционном столе, что способствует или препятствует выполнению отдельных вариантов анестезиологического пособия.

Если перед началом вмешательства пациент находится в положении на спине, пусть даже с полуповоротом таза, начало операции под регионарной анестезией сопровождается уверенностью в том, что в случае её недостаточности (или при возникновении осложнений) переход к общей анестезии с искусственной вентиляцией легких возможен с минимальными трудностями и риском. Положение на боку, предпочтительное при большинстве операций на ТБС, в значительной мере ограничивает выбор компонентов анестезии.

Адекватность регионарной блокады должна быть подтверждена до укладывания пациента на бок. Зона и выраженность анестезии, обеспечивающей комфортное состояние пациента в момент кожного разреза, могут оказаться явно недостаточными для манипулирования в глубине раны мягких тканей, при остеотомии бедренной кости или резекции головки бедра.

В то время как при боковом положении больного вентиляция через маску наркозного аппарата может быть осуществлена в течение ограниченного времени, легкость интубации трахеи в этом положении не гарантирована. Переход к общей анестезии, требующей эндотрахеальной интубации, у пациентов в положении на боку потенциально опасен.

Если изначально запланировано проведение общей анестезии, все необходимое для обеспечения венозного доступа, достижения медикаментозного сна и адекватной вентиля-

ции легких должно быть сделано до поворота на бок. Необходимо предупредить нарушение проходимости (сдавливание) интубационной трубки, а надежной её фиксацией исключить случайную экстубацию, что является крайне нежелательным и опасным.

Нужно предотвратить возможность позиционных повреждений. Плечевое сплетение должно быть защищено от сдавления правильной укладкой больного, вероятность компрессионных повреждений тканей лица (особенно глаз и ушных раковин) также должна быть предусмотрена [286].

Большинство хирургов-ортопедов при выборе имплантата и техники операции полагаются на личный практический опыт [13].

Кроме общей для всех видов операций на тазобедренном суставе опасности повреждений сосудов и/или нервов, вероятности развития эмбологенного тромбоза глубоких вен и инфицирования имеется определенный риск, связанный с особенностями хирургической техники.

Так, при доступе с отсечением большого вертела бедренной кости значительно увеличивается поверхность костной раны и величина кровопотери. Крепление вертлужного компонента винтами сопряжено с большей вероятностью повреждения сосудов. Применение костного цемента сопряжено с риском развития специфических осложнений.

Если используют костный цемент, анестезиолог должен быть готов к развитию в процессе введения протеза и тотчас после этого полиэтиологичной легочной недостаточности. Частота её проявлений может быть уменьшена снижением пикового давления внутри костномозговой полости во время её рассверливания, внедрения цемента и бедренного компонента, а также прекращением подачи N_2O во время или тотчас после размещения цемента, использованием антигистаминных препаратов, что, однако, не дает абсолютной защиты от тяжелых реакций. В случаях возникновения их нужно немедленно распознавать и без промедления бороться с гипоксией, вне зависимости от вызвавшей её причины – депрессии миокарда или легочного шунтирования [304].

Приходится согласиться с мнением W. Ullrich (1994), что нет какого-либо одного, "идеального" метода анестезиологического пособия при эндопротезировании крупных суставов. Региональным методам, также как и общей анестезии свойственны определенные преимущества и побочные действия; доводы в пользу каждого из видов анестезиологического пособия продолжают обсуждаться.

Однополюсное эндопротезирование в большинстве своем менее травматично, чем тотальное замещение тазобедренного сустава. Исключение составляют подобные операции после предшествующих вмешательств на этом же суставе, особенно при наличии ме-

таллических конструкций, требующих предварительного удаления. Иногда извлечение их продолжительно и этот этап превышает по травматичности имплантацию эндопротеза.

Анестезиологическое обеспечение однополюсного эндопротезирования чаще всего базируется на центральных блокадах (субарахноидальной или эпидуральной), используемых в качестве основного вида или компонента анестезии. Необходимость глубокой седатации, медикаментозного сна или искусственной вентиляции легких определяется, как правило, наличием сопутствующей патологии. K.J. Koval с соавторами (1999) не обнаружили существенных различий послеоперационного течения и летальности первого года среди больных старческого возраста с переломами проксимального отдела бедренной кости, перенесших эндопротезирование в условиях спинальной или общей анестезии.

Выбор характера анестезиологического обеспечения тотального эндопротезирования ТБС определяется общим состоянием здоровья пациента, анамнезом жизни и перенесенными заболеваниями, предполагаемыми продолжительностью операции и объемом кровопотери. Здоровому пациенту с односторонним коксартрозом может быть использована всевозможная техника ведения анестезии, включая центральные блокады (СМА, ЭПА и их комбинация), общую анестезию как ингаляционную, так и с преимущественно внутривенным введением препаратов.

Пациента необходимо в достаточной степени информировать и предоставить ему возможность выбора возможного варианта анестезии. Некоторые из больных имеют личный опыт предыдущих вмешательств, другие составляют представления о преимуществах того или иного вида анестезии из частных бесед или со слов лечащего врача. Окончательное решение принимает пациент и, наряду с характеристикой особенностей вмешательства и предполагаемого анестезиологического обеспечения, ему следует сообщить преимущества регионарной анестезии:

* уменьшение общей кровопотери (вследствие снижения кровяного давления и местной вазодилятации);
* снижение риска осложнений трансфузии и возникновения глубоких венозных тромбозов;
* меньшую выраженность проявлений послеоперационной болезни;
* регионарная анестезия, если ее сравнивать с общей многокомпонентной, может повысить активность нейтрофилов, но относительно клеточного иммунитета подобного эффекта не наблюдается;
* эпидуральная анестезия с умеренной гипотензией улучшает, по сравнению с общей анестезией, качество взаимодействия между ММА и костью;

* регионарная анестезия чаще может вызвать задержку мочи, чем общая анестезия; что относится в большей мере к одномоментной спинномозговой, чем к эпидуральной блокаде [107, 286].

Ориентировочное представление о времени необходимом хирургу для завершения операции позволяет анестезиологу определить допустимо ли применение пункционной техники СМА или ЭПА и, если это так, правильно подобрать тип местноанестезирующего средства для их осуществления. Последнее особенно важно при наружном или передне-наружных доступах к суставу в положении пациента на боку, так как переход к общей анестезии при недостаточном по глубине или продолжительности эффекте регионарной блокады будет рискованным и трудным.

Большие возможности предоставляет комбинированная спинально-эпидуральная анестезия. Основные достоинства этой техники такие, как укорочение латентного периода и возможность контроля продолжительности сегментарной блокады, наиболее успешно могут быть реализованы при обширных и травматичных вмешательствах, когда особенно необходим послеоперационной контроль боли и жизненно важных функций организма [126].

При исходной тяжелой полиорганной патологии выбор анестезии для тотального эндопротезирования ТБС связан с большими ограничениями. Относительно пациентов с тяжелыми сердечными заболеваниями не существует единого мнения. Специалисты, предпочитающие и отстаивающие регионарную анестезию, указывают на то, что при достаточном внутрисосудистом объеме симпатическая блокада улучшает функцию левого желудочка и снижает потребности в кислороде, способна предупредить вторичные метаболические изменения в ответ на хирургический стресс [132, 133, 182]. Те же из них, кто отдает предпочтение общей анестезии, аргументируют свой выбор тем, что общая управляемая анестезия связана с меньшими гемодинамическими нарушениями, чем центральные блокады и сопутствующая им химическая симпатэктомия.

Выше названные расхождения в оценке преимуществ различных видов анестезии для предстоящего тотального эндопротезирования относятся в значительной степени и к пациентам с нарушениями подвижности шейного отдела позвоночника при ревматоидном артрите или анкилозирующем спондилите. С одной стороны, вероятны затруднения в обеспечении проходимости дыхательных путей в положении на боку. Часть анестезиологов предпочитает выполнять интубацию при сохраненном сознании до введения в наркоз и начала управляемой вентиляции. Напротив, при наличии трудностей для ларингоскопии и интубации субарахноидальная или эпидуральная блокады могут быть методом выбора. СМА и ЭПА должны обеспечить полный блок ниже Th_8, что представляется достаточным для тотального эндопротезирования ТБС. При тяжелой легочной патологии и обструктив-

ных проявлениях многие анестезиологи предпочитают избегать манипуляций на воздухоносных путях, выбирая анестезию регионарную. Этот выбор должен быть сделан с учетом того, что высокая регионарная анестезия может значительно снизить вентиляцию легких и оказаться несостоятельной [286].

Возможность применения некоторых видов анестезии может быть ограничена длительным предшествующим использованием анальгетиков, нестероидных противоспалительных средств или аспирина. Действие антитромбоцитарных средств необратимо и время восстановления полноценных нормальных тромбоцитов после последнего их приема составляет 2 недели. Анамнестические признаки кровоточивости при чихании, чистке зубов и незначительных травмах является показанием к установлению причин аномалии [286]. Факт приема в дооперационном периоде антитромбоцитарных средств должен быть установлен заранее и лечение ими своевременно прекращено, чтобы исключить влияние этого дополнительного отягощения на выбор вида анестезии и объем интраоперационной кровопотери.

На отдельных этапах вмешательства требуется обеспечить высокий темп инфузии, поэтому важен достаточный венозный доступ. При наличии сопутствующей сердечной недостаточности необходим контроль ЦВД. Канюлизацию центральной или периферической вены необходимо осуществить до начала анестезии. Предпочтительно использование пластиковых катетеров и канюль достаточного внутреннего диаметра. Они должны быть надежно фиксированы, так как у пациентов в положении на боку доступ к вене в дальнейшем не будет достаточно простым. В то же время, учитывая возможные осложнения катетеризации центральных вен, не следует применять её без достаточных оснований.

Предшествующие операции на ТБС, наличие метастазов опухоли, множественных миеломных очагов, болезни Педжета и других патологических состояний, позволяющих предположить повышенную кровопотерю повышают необходимость обеспечения надежного пути внутривенных вливаний.

Особенности кровопотери при эндопротезировании крупных суставов. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, в том случае, если оно сопровождается значительным рассечением мягких тканей и обработкой костномозговых полостей на протяжении, следует отнести к группе вмешательств, сопровождающихся кровопотерей средней тяжести (до 1500 мл) по В.С. Ярочкину (2004); значительной (1000 - 1500 мл) или массивной (1500 - 2500 мл) кровопотерей по классификации Е. А. Дамир (1994), П. Г. Брюсова (1997).

Отдельным этапам тотального замещения тазобедренного сустава свойственны определенные особенности кровопотери. Не отличаясь по мере рассечения мягких тканей в

ходе первичного эндопротезирования от потери крови при иной операции, она резко возрастает при необходимости иссечения рубца. После выделения проксимального отдела бедренной кости, остеотомии, отсечения большого вертела, обработки вертлужной впадины и костномозговой полости кровопотеря из губчатого вещества и сосудов компактной кости приобретает прогрессирующий характер; нередко присоединяется значительное кровотечение из a. nutricia. Пик кровопотери обычно приходится на обработку впадины и бедренного канала.

Повышенная кровопотеря чаще всего связана с обильным кровотечением из рубцовых тканей, губчатой кости и костномозгового канала; реже наблюдается непосредственное повреждение крупных сосудистых ветвей. Неэффективное использование возможностей гемостаза, погрешности общей анестезии, недостаточно отработанная оперативная техника влекут за собой рост продолжительности операции, повышение травматичности и увеличение объема кровопотери [59, 65, 75].

Даже плотная фиксация компонентов эндопротеза с использованием костного цемента не гарантирует прекращения кровотечения из костной раны.

Повреждения основных сосудов во время операций на тазобедренном суставе встречаются редко, вероятность этого осложнения оценивается в 0,25%. Если остроконечные ретракторы поместить на передний край вертлужной впадины, они могут лечь слишком близко к наружной подвздошной артерии и вене и, соскользнув, травмировать их стенку. Наружная подвздошная артерия и вена могут повреждаться в процессе рассверливания вертлужной впадины или цементирования при наличии дефекта в медиальной стенке последней. Нарушение их целости может возникнуть в результате прямого механического воздействия или температурного эффекта при полимеризации цемента. Они могут подвергнуться тромботической окклюзии во время выполнения манипуляций, сопровождаемых смещением головки бедра, особенно при приведении и наружной ротации конечности.

При обширных иссечениях тканей могут быть повреждены медиальная и латеральная огибающие бедренную кость артерии (aa. circumflexa medialis et lateralis) или прободающие артерии (a.a. perforantes), что проявится послеоперационной гематомой или формированием ложной аневризмы.

Ортопедические вмешательства, и в том числе эндопротезирование крупных суставов, требуют объективной оценки величины кровопотери, вследствие того, что она часто является значительной, а объем теряемой крови колеблется в широких пределах даже при типовом выполнении операций одной и той же бригадой хирургов [65, 136].

Тяжесть клинических проявлений кровопотери в значительной степени зависит от таких факторов, как объемная скорость кровотечения, массивность и эффективность вклю-

чения компенсаторных механизмов организма. Следует остановиться на характеристике перечисленных факторов применительно к замещению крупных суставов.

Роль высокой объемной скорости кровотечения при возникновении жизнеопасных ситуаций в сердечно-сосудистой и ургентной хирургии получила достаточное отражение в специальной литературе, в то время как значение этого показателя в ходе ортопедических вмешательств часто недооценивают. Ошибочность такого подхода иллюстрируют следующие факты.

При длительности операции первичного тотального эндопротезирования тазобедренного сустава (в условиях специализированного центра) 0,67 - 1,33 часа и средней величине интраоперационной кровопотери 980 ± 42 мл, средняя объемная скорость её доходила до 520 мл/час. При ревизионных операциях величина интраоперационной кровопотери достигала 4 л за 2,5 - 3 часа, то есть на этапах, следующих за извлечением компонентов эндопротеза и обработкой костного ложа, составляла до 1000 мл/час даже при отсутствии эпизодов кровотечения из сосудов крупного калибра.

Использование для лечения основного заболевания и болевого синдрома нестероидных противовоспалительных средств увеличивало кровопотерю при операции независимо от вида анестезии [267].

H. Schmied с соавторами (1996) установили, что даже незначительное (до 35ºС) снижение температуры тела увеличивает кровопотерю при тотальном эндопротезировании на 500 мл.

Постоянный контакт с оперирующим хирургом позволяет учесть отклонения от обычной технологии имплантации конструкции, а в течение ревизионных операций - трудности с удалением компонентов, установленных ранее на цементе и другие технические моменты, способные увеличить потерю крови (например, удаление отломка ножки эндопротеза ретроградным выбиванием или иссечение патологического образования).

Абсолютное большинство операций тотального и ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава сопровождается на заключительном этапе установкой систем гравитационного или вакуумного дренирования. Величина потери крови при продолжающемся кровотечении в мягкие ткани может быть значительной. Основной объем отделяемого с высоким гематокритом, приближающимся к его значению для периферической крови пациента, приходится на первые 1,5 – 3 часа раннего послеоперационного периода, за которые может быть потеряно до 500-800 мл. Эта закономерная, дополнительная к интраоперационной, кровопотеря должна учитываться при составлении программы инфузионно-трансфузионной терапии. При усилении тенденции к сокращению объема трансфу-

зии компонентов донорской крови в операционной, увеличивается число пациентов, требующих трансфузий в ПИТ.

Общая тенденция – переливать компоненты крови только по строгим показаниям. Отсроченная трансфузия, особенно аутогенной крови, снижает последующую потерю перелитых клеток. Аутогенные трансфузии в значительной степени сокращают необходимость использования компонентов донорской крови и риск связанных с их переливанием осложнений.

Мониторинг. Использование интраоперационного мониторинга витальных функций позволяет своевременно выявить отклонения от оптимального течения анестезии, начальные признаки гипоксемии, нарушения ритма сердечных сокращений, что становится обязательным при наличии субкомпенсированных сопутствующих заболеваний.

За последние годы мониторирование показателей гемодинамики и газообмена включено в обязательные стандарты анестезиологического обеспечения оперативных вмешательств и инвазивных исследований [87].

А.П. Зильбер (1994) определил понятие «мониторинг» как процесс функционального контроля разной степени сложности, используемый для нескольких целей, в которые входит и диагностика патологического состояния.

Основное назначение интраоперационного мониторинга - повышение безопасности во время анестезии и постоянный контроль функций, которые могут пострадать в результате проводимой операции или анестезии. Определяющая тенденция - отказ от использования инвазивных методик мониторинга в том случае, если это не угрожает безопасности больного. В каждом конкретном случае необходимо соразмерять реальную пользу от использования инвазивного или сопряженного с использованием громоздкой, дорогостоящей аппаратуры исследования с опасностью и трудозатратами, связанными с его проведением.

Минимальный объем мониторинга должен включать: электрокардиографию с подсчетом ЧСС; пульсоксиметрию; измерение АД неинвазивным методом; контроль ЧД; термометрию; капнографию с определением содержания CO_2 в конце выдоха ($EtCO_2$); кислорода во вдыхаемой смеси (FiO_2). При проведении регионарной или общей анестезии с сохраненным спонтанным дыханием допустимо использование первых четырех параметров [87]. Непрерывный контроль ЭКГ позволяет обнаружить и определить вид аритмии (оптимально II-е стандартное отведение); выявить признаки ишемии миокарда (в отведении V_5 контролируется наибольшая по объему часть левого желудочка); а также признаки нарушений электролитного баланса крови; контролировать функционирование кардиостимулятора.

У пациентов с заболеваниями сердца В.В. Лихванцев с соавторами (1998) считают оптимальным регистрировать ЭКГ одновременно во II стандартном и V_5 отведениях. Такое расположение электродов позволяет выявить до 80-96% случаев возникшей ишемии миокарда, против 75-80% - при использовании только V_5 или 18-33% лишь II стандартного отведения.

Пульсоксиметрия дает возможность измерять насыщение гемоглобина кислородом путем регистрации разницы поглощения оксигемоглобином света в видимом красном и инфракрасном диапазонах. Возможно измерение только пульсирующего кровотока, с чем связаны некоторые ограничения - устройство не работает при нарушенной микроциркуляции (шок, сепсис, глубокая гиповолемия, гипотермия, искусственное кровообращение). Кроме того, все пульсоксиметры калиброваны эмпирически (на добровольцах), и поэтому точность измерения при насыщении ниже 70% резко снижается [87].

Одновременное проведение пульсоксиметрии и оксиметрии смешанной венозной крови позволяет рассчитать основные показатели кислородтранспортной функции крови и мониторировать их в непрерывном режиме.

Любой вариант анестезиологического обеспечения эндопротезирования ТБС должен включать меры купирования боли с самого начала послеоперационного периода. Помимо тягостных для больного переживаний при выходе из наркотического сна без достаточной аналгезии, не устраненная боль может послужить причиной гемодинамической нестабильности. Эффективная аналгезия обеспечивается не столько опиоидными анальгетиками, в том числе и методом контролируемой пациентом аналгезии, сколько продленной регионарной анестезией и послеоперационными блокадами [264].

Даже при отсутствии установленного до операции диагноза ишемической болезни сердца, как минимум 30% больных в первые 24 часа после тотального эндопротезирования могут перенести эпизоды коронарной недостаточности, большинство из которых не проявляются клинически [286].

Анестезиологическое обеспечение оперативного вмешательства.

Адекватная защита больного при эндопротезировании крупных суставов конечностей может быть достигнута применением общей анестезии, центральных блокад (субарахноидальной, эпидуральной и комбинированной спинально-эпидуральной), высокой проводниковой анестезии стволов и сплетений или их комбинацией. В любом случае основной целью остается безопасность достижения и поддержания анестезии.

Определение «адекватная» анестезия означает соответствие требованиям, предъявляемым к ней всеми участниками оперативного вмешательства [31]. Больной не хочет

«присутствовать» на собственной операции, хирург нуждается в «спокойном» и удобно расположенном операционном поле, анестезиолог стремится избежать нежелательных патологических рефлексов, токсического эффекта анестетиков и, наконец, все они хотят нормального не осложненного течения операционного и послеоперационного периода.
Т.М. Дарбинян (1983) под адекватностью анестезии предлагал понимать тот уровень защиты организма, который необходим при конкретном хирургическом вмешательстве, и обращал внимание на то, что адекватность анестезиологического пособия величина не постоянная, а зависящая от степени хирургической агрессии.

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава и его анестезиологическое обеспечение

При эндопротезировании тазобедренного сустава под общей многокомпонентной анестезии достаточная защита оперируемого достигалась применением высоких доз наркотических анальгетиков на фоне ингаляции газонаркотической смеси, также обладающей аналгетической активностью и дополнительными приемами. К последним относится нейровегетативная блокада дроперидолом, ганглиолитиками (пентамин); использование в качестве потенцирующего средства клофелина.

Современные схемы общей анестезии позволяют сократить кровопотерю, выраженность остаточной кураризации, нагрузку на паренхиматозные органы, что, однако, не устраняет полностью эндогенной интоксикации в первые сутки послеоперационного периода.

В настоящее время большинство специалистов склоняются в сторону тех схем (алгоритмов) ведения анестезии, при которых в качестве основного её вида или компонента применяются медикаментозные блокады того или иного уровня.

Ю.Н. Шанин с соавторами (1997) основными компонентами интенсивной терапии операционного периода считает многоуровневое «упреждающее» обезболивание; поддержание эффективного легочного газообмена с помощью ИВЛ и динамического бронхоскопического контроля; гемодилюцию, не допускающую гиповолемии и гиподинамии кровообращения; мониторный контроль показателей системы транспорта газов кровью.

Среди показаний к регионарной анестезии, сформулированных А.Ю. Пащуком (1987), четыре сохраняют свое значение и для плановых оперативных вмешательств в ортопедии:

– способность регионарной анестезии облегчать выполнение вмешательств;

– наличие выраженных дистрофических или токсических поражений паренхиматозных органов;

– психологические мотивы - отказ от общей анестезии;

– необходимость избежать проявлений “послеоперационной” болезни.

Для обеспечения операций на тазобедренном суставе, в том числе и ревизионных, в РосНИИТО им. Р.Р. Вредена успешно использовали большинство видов регионарных блокад.

Опыт применения субарахноидальной анестезии позволил подтвердить следующее. Тяжелые дегенеративно-дистрофические изменения и деформации позвоночника препятствовали выполнению спинномозговой пункции и делали невозможным осуществление субарахноидальной анестезии в 9% случаев. Быстрое наступление действия, обеспечивающее возможность немедленно начать операцию, выраженная мышечная релаксация являлись привлекательными её особенностями. При эндопротезировании ТБС в условиях СА с сохраненным спонтанным дыханием на фоне относительно устойчивых показателей гемодинамики в отсутствии клинических признаков угнетения дыхания и гипоксемии на этапах подготовки костного ложа и цементного крепления компонентов эндопротеза выявлена тенденция к гиперкапнии и субкомпенсированному ацидозу.

Характерной чертой СА местными анестетиками средней продолжительности действия (лидокаином) было быстрое восстановление болевой чувствительности после окончания его действия и отсутствие или малая выраженность следовой аналгезии. На заключительном этапе вмешательства продолжительностью свыше 1,25 час требовалось дополнительное введение анальгетиков или поверхностная общая анестезия. Этот недостаток утратил свое значение при появлении препаратов типа бупивакаина.

Ускорение перистальтики кишечника под действием СА может привести к подтеканию толстокишечного содержимого вследствие расслабления заднего прохода или дефекации на операционном столе. В ортопедической хирургии любое загрязнение зоны операции означает отмену вмешательства или риск возникновения глубоких гнойных осложнений.

Соблюдением простых мер предосторожности: исключение раздражающих антисептиков при обработке кожи, использование правильно заточенных игл минимального диаметра с правильной ориентацией среза – параллельно ходу волокон твердой мозговой оболочки или специально предназначенных для СА тонких игл с направителем, предотвращение истечения спинномозговой жидкости удавалось избежать специфических осложнений

Необходимость проникновения в субарахноидальное пространство, при отсутствии патологических изменений в находящихся в нем структурах, обусловливает реальную возможность весьма редких, но грозных осложнений. Частота их минимальна при низком уровне пункции и распространения анестезии.

При операциях экстренного эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов преклонного возраста с переломами проксимального отдела бедренной кости методом выбора была анестезия с обязательным включением в качестве основного компонента цен-

тральной блокады.

Пункционная разновидность эпидуральной анестезии позволяла сохранить у больных адекватное спонтанное дыхание, устойчивость гемодинамических показателей и кислотно-щелочного состояния. Резорбтивное действие анестетика и наркотического анальгетика вызывало умеренный седативный эффект, что позволяло отказаться от глубокого медикаментозного сна.

Выраженность артериальной гипотонии после развития симпатической блокады потребовала коррекции внутривенным введением растворов или вазопрессоров (в 10% наблюдений). Непременным условием ведения больных считали мониторинг показателей артериального и центрального венозного давления крови, сердечного ритма, насыщения крови кислородом.

Эпидуральное введение морфина (0,07- 0,08 мг/кг), не вызывая угнетения дыхания и кровообращения, пролонгировало аналгезию до 24 часов и исключало необходимость повторного использования наркотических анальгетиков. Ясное сознание, отсутствие болей способствовали ранней активизации больных, профилактике гипостатических осложнений.

Выполнение наиболее травматичных оперативных вмешательств обеспечивала пролонгированная эпидуральная анестезия. Наличие катетера в ЭП значительно повышало безопасность метода, исключая необходимость введения больших объемов и количеств местного анестетика, предоставляло возможность продолжить аналгезию в ближайшие 24-48 часов после операции.

В то же время нарушения осанки, сопутствующие поражения позвоночника значительно затрудняли пункцию эпидурального пространства и последующее правильное размещение катетера у больных с дегенеративно-дистрофическими поражениями крупных суставов. Невозможность провести катетер встретилась при ЭА в 14,3 % случаев.

Каудальный путь введения может быть успешно использован у больных с тяжелыми дегенеративными поражениями или последствиями вмешательств на поясничном отделе позвоночника, препятствующими пункции эпидурального пространства. Каудальная анестезия, являющаяся разновидностью ЭА, технически проста, безопасна, но в пункционном своем варианте при использовании обычных объемов и количеств местных анестетиков не способна блокировать пояснично-крестцовое сплетение в целом. Для таких вмешательств, как эндопротезирование тазобедренного сустава, необходимо выключение 8 - 10 сегментов, что трудно осуществить однократным введением, не превышая допустимой суммарной дозы местного анестетика.

КА при операциях эндопротезирования суставов успешно применена в сочетании с проводниковой блокадой ветвей поясничной части сплетения. Для эффективной анестезии необходима дополнительная блокада наружного кожного нерва бедра и запирательного нерва. Повторные пункции сакральной мембраны снижали качество и управляемость ане-

стезии. Проведение катетера с проводником-стилетом на большие расстояния связано с повышенной опасностью травматизации вен ЭП и отклонения его от заданного направления. Катетеризация в столь специфической области нежелательна и в связи с опасностью инфицирования.

За последние годы возможности субарахноидальной и эпидуральной анестезии существенно расширены использованием маркаина и маркаина spinal, что наряду с применением тонких 25 G одноразовых игл позволило получить качественную анестезию/аналгезию продолжительностью до 4-6 часов. Столь же эффективно введение 0,5% маркаина (наропина) эпидурально для купирования болей после операции. Получает все большее распространение комбинированная спинально-эпидуральная анестезия [132, 133].

Под комбинированной спинально-эпидуральной анестезией в 2000 - 05 гг. в институте выполнено более 2000 вмешательств на проксимальном отделе бедренной кости и крупных суставах нижней конечности, включая их эндопротезирование.

Основная часть КСЭА осуществлена в следующей модификации. Пункцию производили срединным доступом в поясничном отделе, используя иглы SPINOCAN® фирмы B. Braun Melsungen AG, а субарахноидальную анестезию осуществляли 0,5% раствором местного анестетика. Затем в том же межпозвонковом промежутке (или на один промежуток выше) выполняли пункцию эпидурального пространства с последующей катетеризацией и фиксировали катетер.

Из комбинированных СЭ анестезий в большей их части (95%) для обеспечения операции ограничились субарахноидальным введением первоначальной дозы местного анестетика (маркаина 0,5% в средней дозе 17,4 мг, σ – 1,9 мг; маркаина spinal 0,5% - 16,9, σ – 1,8 мг или маркаина spinal heavy 0,5% - 17,0 мг, σ – 1,34 мг). В 5% наблюдений дополнительно однократно эпидурально вводили маркаин или лидокаин.

Относительная трудоемкость последовательного выполнения субарахноидальной пункции и катетеризации эпидурального пространства не удлиняла времени их осуществления и получения полного эффекта СЭА – 29 мин, σ – 1,8 мин.

Так как преимущества регионарных методов анестезии особенно ярко проявляются при сохранении спонтанного дыхания, а безопасность при этом определяется возможностью поддержания достаточной перфузии тканей при сохраненном транспорте кислорода, необходимо ведение интраоперационного мониторинга витальных функций с пульсоксиметрией.

Предположительно при выполнении данной модификации комбинированной СЭА возможность осложнений выше, чем при использовании специальных игл: к возможным осложнениям субарахноидальной анестезии прибавляется вероятность осложнений катете-

ризации эпидурального пространства. Нами роста количества осложнений не было выявлено.

За последующие годы удельный вес КСЭА при первичных и ревизионных операциях эндопротезирования крупных суставов в институте достиг 98 %.

Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава и его анестезиологическое обеспечение

Наряду с ростом абсолютного числа операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава отмечено увеличение доли ревизионного протезирования, что объясняется определенным количеством неудач, как и при любом другом сложном хирургическом вмешательстве [64] .

К 1995 г сотрудники РосНИИТО им. Р.Р. Вредена располагали наибольшим в стране опытом эндопротезирования тазобедренного сустава. Почти у половины больных (41,24%) был установлен тотальный, разборный, металлокерамический эндопротез тазобедренного сустава разработанный Российским Центром эндопротезирования крупных суставов на базе РНИИТО им. Р.Р. Вредена совместно с фирмой "Феникс". ЭП ТБС Феникс представлял собой единственную отечественную конструкцию, разрешенную Комитетом по новой технике к серийному промышленному выпуску для широкого клинического применения. Именно поэтому анализ осложнений, наблюдавшихся при его использовании, и особенности последовавших ревизионных оперативных вмешательств вызывали наибольший интерес.

На 380 имплантаций эндопротеза ЭП ТБС с 1991 г. по 1995 г. было выявлено 148 различных осложнений, потребовавших хирургической ревизии; при этом 27 больных имели несколько осложнений. Повторяемость части осложнений потребовала внесения конструктивных изменений и замены материалов эндопротеза. Ревизионное эндопротезирование выполнено 121 больному.

Независимо от причин, послуживших показанием к реэндопротезированию, хирургам приходится сталкиваться с одними и теми же проблемами.

Первой проблемой является подготовка больного к операции и выбор адекватного анестезиологического пособия, принимая во внимание общее состояние, возраст, повторность вмешательства при наличии обширных рубцовых изменений мягких тканей и остеопороза, а нередко и деструкции костной ткани [60].

Вторая особенность ревизионной операции в нередко возникающих сложностях удаления элементов конструкции ЭП, подлежащих замене. Технические трудности могут возникать как при замене одного из компонентов, так и при замене эндопротеза целиком, как при безцементной, так и при цементной его установке. Успех этого этапа операции реша-

ют инструменты, специально изготовленные применительно к конструктивным особенностям примененного эндопротеза [64, 102].

Следующей проблемой может стать выбор конструкции и размеров ревизионного эндопротеза, что, в свою очередь, зависит от состояния костного ложа - наличия и величины дефекта костной ткани или ее деструкции, степени остеопороза, наличия перелома бедренной кости, крыши или дна впадины, перелома ножки эндопротеза и кривизны бедренной кости.

Как уже было отмечено, ревизионное эндопротезирование характеризуется значительно большей травматичностью, большей продолжительностью хирургического вмешательства и кровопотерей. При его осуществлении резко увеличивается частота как интра-, так и послеоперационных осложнений.

По мнению В.А. Неверова ревизионное эндопротезирование - серьезнейшее оперативное вмешательство, имеющее совершенно особую философию, специфические технологии выполнения операции в условиях дефицита костной ткани, иные конструкции имплантатов и инструментария.

Данное вмешательство требует исключительного внимания ко всем его деталям и тщательного планирования. При всем многообразии неожиданностей, которые встречает хирург во время ревизионного эндопротезирования, следует иметь четкий план оперативного вмешательства, не допускающий методических блуждании, но и не исключающий творческого подхода [102].

Из-за высокой сложности реэндопротезирования эта операция должна выполняться в специализированных центрах опытными хирургами, знакомыми со всеми последствиями неудавшегося эндопротезирования тазобедренного сустава [60, 102].

Наиболее типичными представляются следующие ситуации [26].

Одним из наименее сложных вариантов ревизионной операции можно считать замену вкладыша при его разрушении, требующую только обнажения эндопротеза, вывиха его головки и имплантации нового полиэтиленового компонента.

При разрушении вертлужного компонента, отсутствии выраженного остеопороза или патологического остеолиза, достаточной толщине дна и стенок впадины производится замена его на больший типоразмер.

В случае перелома ножки эндопротеза наибольшую сложность может представлять удаление дистального её отломка. Дистальный фрагмент может быть удален ретроградно с использованием трепанационного отверстия и специального инструмента-толкателя [60, 65]. При остеопорозе или сопутствующем переломе диафиза во избежание дополнительного ослабления бедренной кости, дистальный фрагмент ножки может быть низведен и удален

через коленный сустав, или выбит ретроградно толкателем через межмыщелковую область. При отсутствии зоны резорбции вокруг ножки и предполагаемых трудностях при ее удалении осуществляется трепанация диафиза на протяжении.

Замена эндопротеза целиком производится с цементной или гибридной фиксацией компонентов. Самым травматичными вариантами представляются ревизионные вмешательства при замене конструкции ранее установленной на цемент и/или при наличии широкой зоны деструкции костной ткани вокруг имплантата [75].

В связи с высокой травматичностью ревизионных операций на тазобедренном суставе адекватность защиты больного от ноцицептивных воздействий, как в ходе вмешательства, так и в после операционном периоде приобретает особое значение.

Наиболее распространенным видом анестезиологического пособия при ревизионных операциях остается многокомпонентный наркоз с искусственной вентиляцией легких газонаркотической смесью и добавлением препаратов нейролептаналгезии, который постепенно вытесняется общей анестезией с преимущественно внутривенным введением препаратов.

В РосНИИТО им. Р.Р. Вредена для обеспечения ревизионных операций на тазобедренном суставе успешно используется метод комбинированной анестезии, включающий различные регионарные блокады и элементы гипноанальгезии субнаркотическими дозами калипсола и препаратов нейролептаналгезии.

Как показал анализ течения операционного периода, комбинированная анестезия обеспечивала полную защиту больного от хирургической агрессии. Гемодинамические показатели отличались стабильностью, что позволяло использовать умеренную гемодилюцию (Ht 32-34%) на фоне медикаментозной гипотонии (клофелин, нитроглицерин).

Реэндопротезирование, в большей мере, чем другие вмешательства на крупных суставах, сопряжено с возможностью значительной кровопотери. При большинстве ревизионных операций показано сочетание предоперационной заготовки аутокрови с интра- и послеоперационным возвратом аутоэритроцитарного концентрата системой Cell Saver.

В рамках настоящего руководства не предполагалось изложения технических деталей и методических особенностей осуществления того или иного вида анестезиологического пособия. При дальнейшем изложении основное внимание обращено на особенности течения данных оперативных вмешательств, наиболее специфической из которых представляется синдром имплантации.

Имплантационный синдром

При эндопротезировании крупных суставов нижних конечностей интравазация жира, содержимого костномозговой полости бедренной или большеберцовой кости, воздуха, а при

цементной фиксации компонентов и продуктов неполной полимеризации костного цемента представляет собой непременную составную часть оперативного вмешательства [61].

G. Huemer с соавторами (1995) считают доказанным тот факт, что поступление в кровообращение костного мозга и легочная эмболия встречаются в процессе любой операции замещения тазобедренного или коленного суставов искусственным.

Публикации о жировой и костной эмболии, инфарктах миокарда после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава появились с начала семидесятых годов прошлого столетия [203, 212, 278]. В 80-90-е годы сообщений о случаях жировой эмболии при эндопротезировании крупных суставов, преимущественно нижних конечностей появлялось все больше [156, 169, 187, 206, 219, 253, 263].

Дальнейшее накопление знаний позволило поместить жировую эмболию в общую категорию тканевых (паренхиматозных) эмболий. Как постулировал R. Park (1914), паренхиматозная эмболия возможна при фрагментации тканей, наличии доступа в центральную циркуляцию и нарушении гидравлического равновесия, допускающем “интравазацию” тканевых фрагментов.

Тканевую эмболию, приводящую к смерти пациента, может вызывать как первичное, так и ревизионное эндопротезирование.

Патогенез жировой эмболии при эндопротезировании ТБС. Жировая эмболия известна как распространенное осложнение повреждений организма человека различными факторами внешней среды и вследствие заболеваний, обусловленное изменением физико-химических свойств транспортных форм жиров плазмы с последующей эмболизацией сосудов малого и большого кругов кровообращения.

Продолжающаяся дискуссия об источнике эмболического жира касается в основном факторов, нарушающих эмульсионную стабильность жиров плазмы и ведущих к появлению в венозном кровотоке капель, размер которых допускает обтурацию легочных артериол и капилляров, а количество превышает способность легких очищать кровь путем липодиереза [79, 80].

Эмульсионная стабильность жира плазмы зависит от состояния ее белков (фосфатидов), нарушение обмена которых, изменяя поверхностное натяжение капель жира, приводит к слиянию и укрупнению последних. Отличительным признаком дезэмульгирования является закономерно обнаруживаемая жировая гиперглобулемия - повышенное содержание увеличенных в размерах жировых капель (глобул), что имеет место как при переломах крупных костей, так и при ортопедических вмешательствах на суставах конечностей.

После появления таких глобул в течение более или менее продолжительного времени происходит эмболизация микрососудов бассейна легочной артерии. На начальном этапе она

может быть обнаружена только при гистологическом исследовании с использованием специальных способов выявления жира и носит характер патологоанатомического феномена. При продолжающемся поступлении глобул и увеличении количества выключенных из кровообращения сосудов становится возможным с помощью чувствительных методов установить расстройство газообмена и увеличение внутрилегочного шунта без клинической симптоматики, что трактуется как патофизиологический феномен жировой эмболии, отличающийся от патологоанатомического наличием выявляемых изменений гомеостаза.

При субклинических формах жировой эмболии имеются нечеткие симптомы нарушения функционирования сердечно-сосудистой системы и легких, наличие и выраженность которых могут трактоваться и как проявления самого повреждения (заболевания).

Только при выключении из газообмена значительного объема легочной ткани или при повышении сопротивления кровотоку, сказывающемся на нагнетательной функции правого желудочка сердца, появляется клиническая симптоматика.

Иногда клинические проявления наступают сразу вслед за эмболизацией жиром, высвобожденным из мест повреждения жировых депо. Этот компонент образования эмболического жира явно присутствует при абсолютном большинстве механических, барометрических, термических травмирующих воздействий, ведущих к жировой эмболии, а также при заболеваниях, связанных с накоплением жира в клетках отдельных органов или плазме крови.

По всей вероятности, свободный жир, присутствующий в кровотоке в виде капель, лишенных белковой оболочки, вызывает активизацию ферментных систем, что в свою очередь нарушает эмульсионную стабильность транспортных форм жира плазмы и, возможно, наряду с этим усиленный липолиз депонированного жира.

Все перечисленные факторы в совокупности ведут к жировой гиперглобулемии и жировой эмболии сосудов малого и большого кругов кровообращения.

При благоприятном стечении обстоятельств, эффективной профилактике и результативной превентивной терапии происходит разрешение жировой гиперглобулемии путем ферментативного расщепления эмболического жира, восстановления обычного эмульсионного состояния жиров плазмы, откладывания жира в депо, трансформации и выделения. Таким образом завершается большинство субклинических случаев жировой эмболии, в частности при переломах длинных трубчатых костей.

Появление при нарастающей или сохраняющейся гипоксемии со значительным альвеоло-артериальном различием по кислороду явных симптомов жировой эмболии соответствует клиническим её формам.

Необходимо по возможности четко разграничивать симптомы жировой эмболии малого и большого кругов, выделяя те из них, которые характеризуют поражение артериального сосудистого русла. Ограничение представления о клинической жировой эмболии только наблюдениями, при которых имеется типичная петехиальная сыпь или мозговые проявления, вносит определенные искажения в цифры, характеризующие её распространенность, занижая их. С другой стороны, если устойчивую артериальную гипоксемию использовать в качестве единственного или основного признака тканевой (жировой) эмболии, возможна неоправданная гипердиагностика.

Диагноз жировой эмболии предполагается по клиническим признакам, подтверждается лабораторными данными, специальными исследованиями и динамикой процесса, доказывается морфологическими приемами. Развернутый диагноз включает причину развития ЖЭ, преимущественную локализацию поражения, фазу или стадию процесса.

Классификация по этиологическому принципу позволяет из тканевой эмболии вычленить жировую. При явной связи последней с механическими или термическими повреждениями допустимо добавление определения "посттравматическая".

В зависимости от преимущественной локализации жировых эмболов, которая иногда меняется по мере развития осложнения, выделяют легочную или генерализованную формы. Начинаясь с обтурации артериол и капилляров, жировая эмболия проходит механическую фазу, на которой может и завершиться. Однако при ферментативном гидролизе эмболического жира образуются токсичные свободные жирные кислоты, а в процессе разрушения форменных элементов крови и паренхимы высвобождаются биологически активные вещества, что обусловливает развитие химической фазы и возникновение воспалительной реакции.

Практически на любой стадии процесса возможно спонтанное или обусловленное терапией обратное его развитие либо при исчерпании компенсаторных возможностей сердечной или дыхательной систем резкое критическое ухудшение состояния пациента с фатальным исходом.

Ступенчатая (каскадная) теория патогенеза (рис 1), допускающая участие на разных этапах различных патофизиологических механизмов повреждающего воздействия, позволяет использовать в определенный момент при лечении конкретного больного наиболее действенное сочетание терапевтических воздействий, лекарственных средств и препаратов [79, 80].

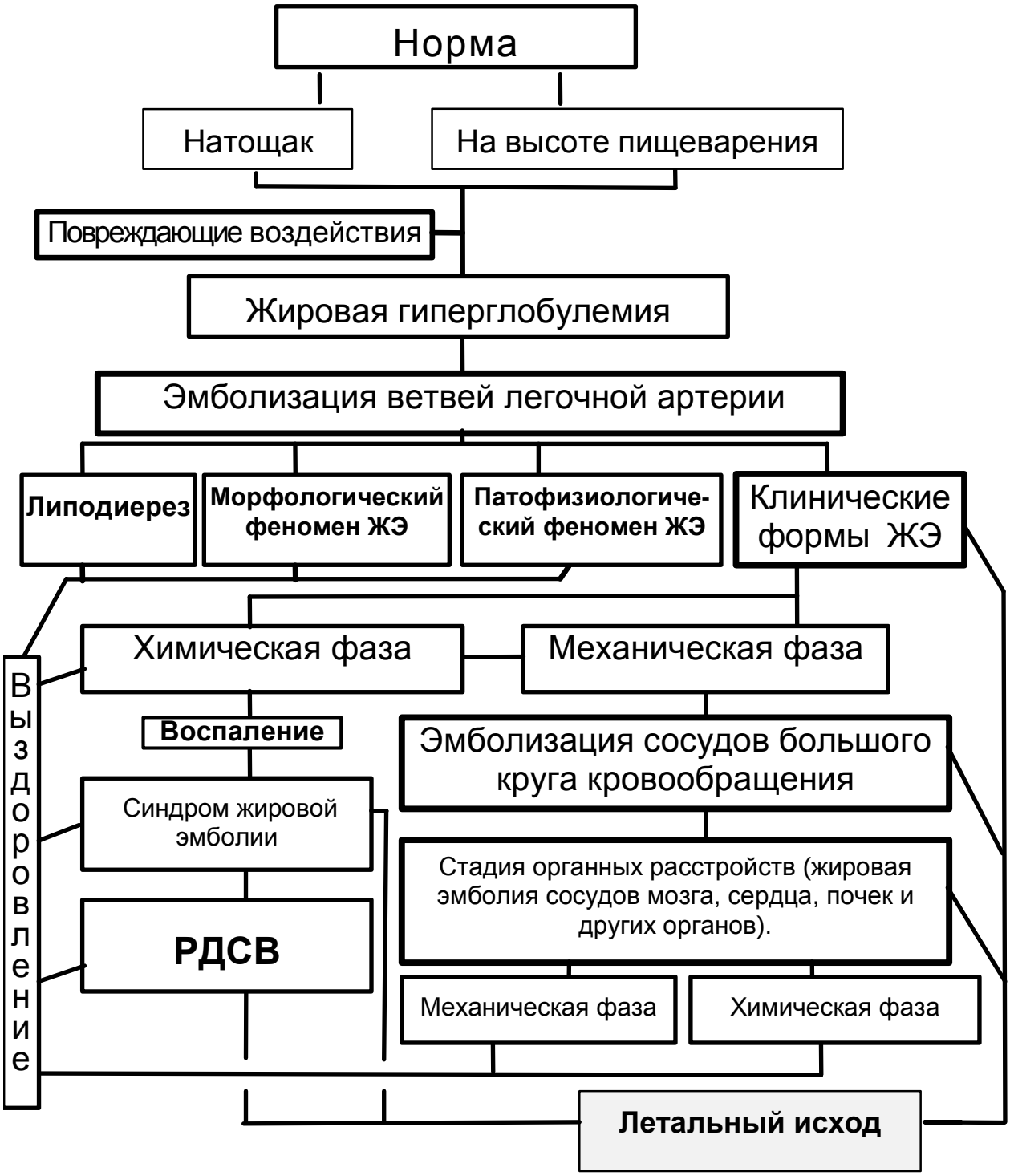


Рис 5.1. Структурная схема патогенеза ЖЭ

При ортопедических операциях постоянно наличествуют факторы, способствующие проявлению, как патофизиологического феномена, так и клинических проявлений жировой эмболии. К ним следует отнести:

* нарушение целости кости и разрушение на большом протяжении содержимого костномозгового канала;

* отсутствие способности к спадению и зияние сосудов кости, широкий просвет её вен;

* жировое перерождение костного мозга с возрастом и изменение консистенции внутрикостного жира;

* нежность жировых клеток костного мозга.

Сразу же после разреза подкожной жировой клетчатки хорошо видимые капли жира появляются в ране. После рассечения кости значительно большее количество крупных жировых капель стекает в рану, и показывается тающий при прикосновении к нему жировой костный мозг [255].

Во время обработки костномозговой полости резкое повышение костномозгового давления в ходе рассверливания сопровождается интравазацией поврежденной ткани костного мозга. Повышение внутрикостного давления при имплантации бедренного компонента эндопротеза на цементе доказано экспериментальными и клиническими исследованиями [228, 236, 237, 263, 265].

Биологически это давление уравнивается посредством венозной дренажной системы, расположенной в linea aspera и дистальном метафизе. Интравазация костного мозга, жира и “дебриса” ведет к характерным клиническим признакам более или менее заметной эмболии легкого, которая проявляется интраоперационно падением кровяного давления и pCO_2 конца выдоха. Чтобы избежать биологического самодренажа, логично обеспечить достаточное дополнительное дренирование костномозговой полости бедренной кости через транскортикальное вентильное отверстие дистальнее предполагаемого нахождения кончика ножки протеза, наряду с помещением в канал костной пробки, в тех случаях, когда цемент подается под высоким давлением. Если создать вакуум в костномозговой полости, чтобы цемент втягивался в губчатую кость, можно ожидать оптимального результата цементирования в сочетании с минимальным риском для пациента [303].

В эксперименте установлено, что основная часть жировых эмболов формировалась именно при работе сверлом-разверткой, а не вследствие повышения интрамедуллярного давления, роль которого второстепенна [302].

При эндопротезировании тазобедренного или коленного суставов увеличение внутрикостного давления стимулирует выход костного мозга в кровяное русло более чем у 90% пациентов. При этом 3-4% из них демонстрируют синдром жировой эмболии с вовлечением легких, мозга и петехиальными высыпаниями; приблизительно у каждого пятого возможно его молниеносное и фатальное течение [229]. Жировые капли из места операции достигают

правого предсердия в течение тотального эндопротезирования тазобедренного сустава [220].

A.W. Elmaraghy с соавторами (1998) установили, что присутствие мономера метилметакрилата не оказывало никакого влияния на распространенность или гемодинамические проявления легочной жировой эмболии, обусловленной рассверливанием и обработкой костномозгового канала бедренной кости. Результаты их направленного исследования не подтвердили гипотезу, согласно которой костный цемент на основе ММА вызывает агглютинацию хиломикронов плазмы, способствующую легочной жировой эмболии.

Для повышения качества цементной мантии костный цемент подают под высоким давлением с использованием цементного пистолета и обтуратора, помещенного в верхний отдел костномозговой полости бедренной кости. Однако, как показал приведенный P.D. Marshall с соавторами (1991) случай фатальной жировой эмболии, такие приемы не свободны от осложнений.

В статье P.W. Pinto (1993) проанализированы некоторые вероятные причины побочных эффектов костного цемента при ортопедических операциях. Они включают эмболию жиром, воздухом, тканью костного мозга, периферическую вазодилятацию, активацию каскада свертывания в пределах легких, прямое сердечно-сосудистое депрессивное влияние костного цемента или мономера метилметакрилата.

J.S. Arroyo с соавторами (1994) сообщили о случае жировой эмболии при бесцементной имплантации биполярного эндопротеза, закончившейся смертью больного.

D. Galdermans с соавторами (1989) представили пациентку с прогрессивной дыхательной недостаточностью, вызванной легочной жировой эмболией, что было засвидетельствовано открытой биопсией легкого. За четыре с половиной года до этого ей было выполнено внутрисуставное эндопротезирование тазобедренного сустава на костном цементе. Авторы предположили, что эмболизация костным мозгом была обусловлена асептическим рассшатыванием имплантата.

Риск жировой эмболии возрастал при использовании внутрикостной фиксации компонентов тотального эндопротеза. Для его снижения должны использоваться рифленые ножки и вентильные отверстия [187].

В начальном периоде освоения эндопротезирования ТБС была выявлена следующая закономерность. При нарушении целостности кости (и мягких тканей) в ходе оперативного вмешательства и особенно при введении в костномозговой канал бедренного компонента эндопротеза и цемента под давлением отмечено развитие “синдрома имплантации”. Косвенными признаками этого служили изменения гемодинамики и газообмена, выявленные при интраоперационном мониторном наблюдении. Иногда гипотония после рассверливания ко-

стномозгового канала бедренной кости возникала и без последующего внедрения цемента. При этом не было отмечено нарушений ритма сердечных сокращений и признаков гипоксии миокарда. Это побудило исследовать причины гемодинамической нестабильности.

Анализ результатов наблюдений показал, что продуктам неполной полимеризации костного цемента не принадлежит основная роль в возникновении описанных проявлений. Вероятной их причиной послужила микроэмболия ветвей легочной артерии. Попадание в кровоток жира костного мозга с последующим слиянием мельчайших капель жира, присутствующих в плазме в виде эмульсии, совместно вызывало появление крупных капель, способных закупорить сосуды.

Частота клинически выраженной жировой эмболии составила, по нашим данным 17 случаев на 339 операций экстренного однополюсного эндопротезирования, 2 случая на 412 операций тотального эндопротезирования ТБС в плановом порядке и 3 на на 110 ревизий ранее установленного эндопротеза.

На 977 операций эндопротезирования тазобедренного и коленного суставов пришлось 12 смертельных исходов, связанных с жировой гиперглобулемией и эмболией, что свидетельствует о реальной опасности развития тяжелых, иногда жизнеопасных осложнений, обусловленных нарушениями жирового обмена и эмульсионной способности жиров плазмы при этих вмешательствах.

В трех случаях этого осложнения, приведшего к смерти в первые 30 часов после тотального и однополюсного эндопротезирования тазобедренного сустава, обнаружены выраженная гипоксемия, гиперкапния, элементы массивной жировой эмболии (секционный материал[1]) сосудов легких, почек и миокарда (рис 2, 3, 4).

[1] Иллюстрации по морфологическим препаратам изготовлены при участии Л. О. Анисимовой и В. В. Кормильченко.

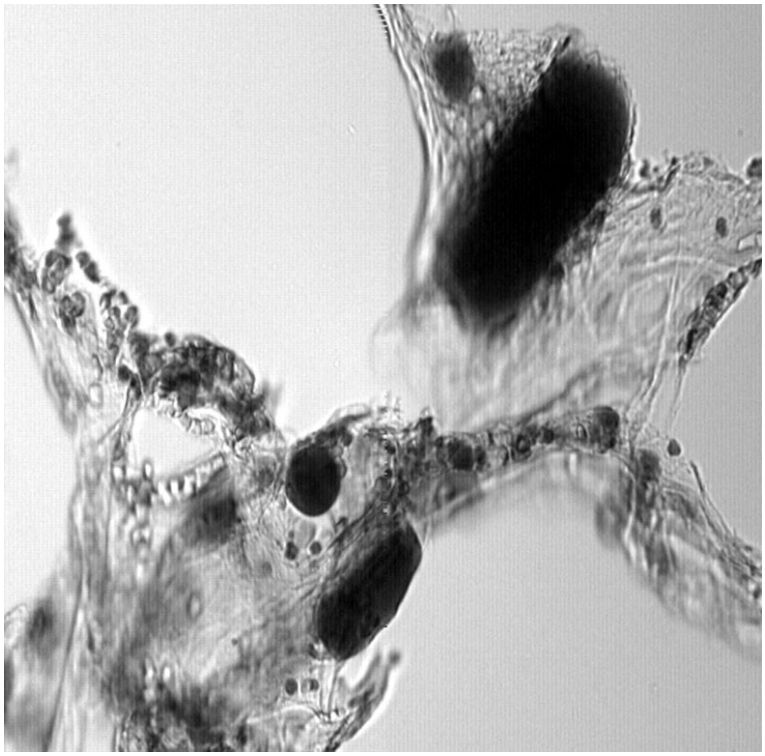


Рис 5.2. Жировая эмболия сосудов легких (судан III, ув. х 90)

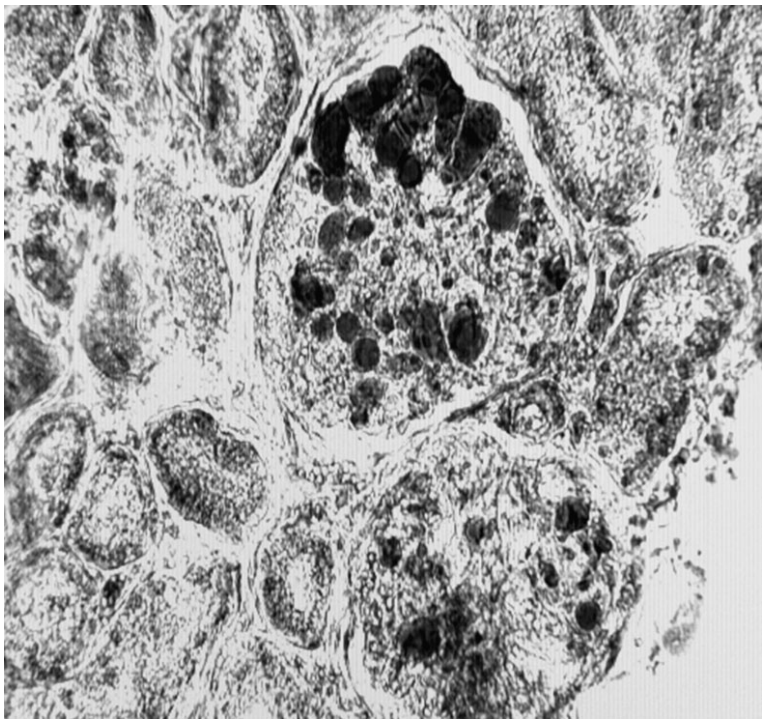


Рис 5.3. Жировая эмболия сосудов клубочка почек (судан III, ув. х 90)

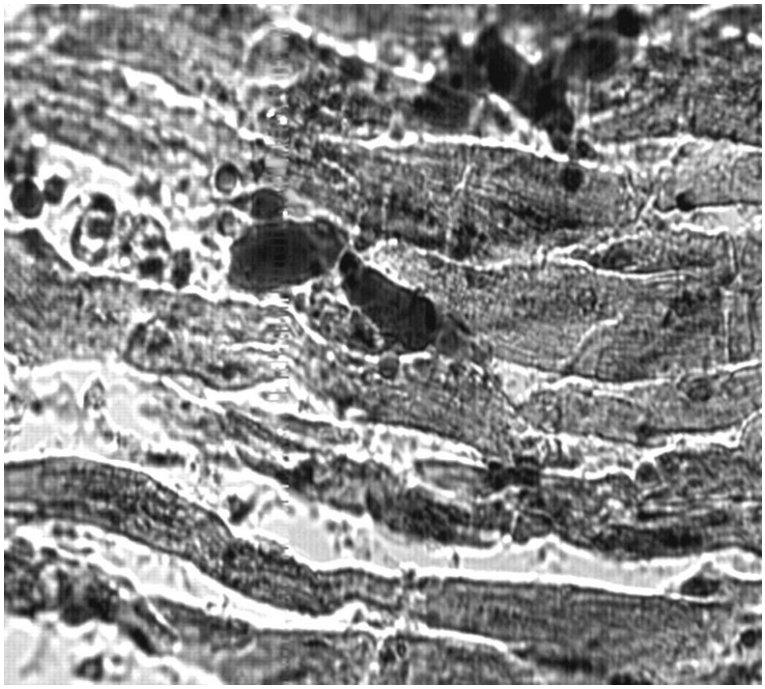


Рис 5.4. Жировая эмболия сосудов миокарда (судан III, ув. х 90)

Эффективным способом обнаружения феномена гиперглобулемии служат методики, основанные на определении размеров и числа жировых глобул в сыворотке и плазме крови путем микроскопирования после предварительной их окраски [6, 85, 168].

Для выявления жира исследовали цитратную плазму крови на различных этапах эндопротезирования используя краситель судан - III и микроскопию в проходящем свете. Количество жировых капель диаметром более 8 микрон подсчитывали при увеличении в 280 раз [78]. Через три минуты после внедрения бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава в 12 из 16 случаев выявлена выраженная жировая гиперглобулемия, интенсивность которой в 2 - 3 раза превышала результаты определения жировых глобул в плазме тех же пациентов, взятой до операции.

Анализ полученных данных позволил установить следующее:

- у абсолютного большинства больных после обработки костномозговой полости в крови обнаруживается значительное количество жировых капель;
- после внедрения бедренного компонента эндопротеза число их возрастает;
- после установки обоих компонентов увеличивается количество жировых капель с повышенной адгезией к стеклу;
- в отдельных случаях существенная жировая гиперглобулемия имеется при отсутствии клинических проявлений ЖЭ;
- удается выявить в плазме крови суданофильные включения плотной консистенции, на поверхности которых имеются мелкие капли жира.

Профилактика жировой эмболии. На стадии предшествующих жировой эмболии патологических изменений профилактические меры должны быть направлены на устранение факторов, способствующих проникновению жира в кровоток, укрупнению жировых капель, и на снижение рефлекторного ответа на начинающуюся эмболизацию микрососудистого русла малого круга кровообращения.

К хирургическим мерам профилактики жировой эмболии при эндопротезировании крупных суставов конечностей относится применение современных технологий установки имплантатов и конструкций, требующих минимального нарушения целостности содержимого костномозговой полости.

В случаях эндопротезирования тазобедренного сустава в порядке экстренной помощи при переломах проксимального отдела бедренной кости лицам преклонного возраста в связи с выраженным остеопорозом и изменением консистенции жира костного мозга опасность его интравазации особенно велика, что требует использования всех возможных приемов предотвращения избыточного давления в костномозговой полости.

Как при тотальном, так и при однополюсном замещении тазобедренного сустава наибольшую опасность в отношении интравазации жира представляют этапы обработки костномозгового канала бедренной кости, внедрения бедренного компонента эндопротеза, особенно при цементной его фиксации. В последнем варианте обязательно выполнение приемов, препятствующих резкому повышению давления в обработанной полости. Простейшими из них являются: помещение пробки из губчатого вещества удаленной головки бедренной кости ниже кончика внедряемой ножки эндопротеза; введение дренажной трубки до дистальных отделов полости на время подачи цемента.

Особо опасным с точки зрения массивной интравазации жировых капель является промежуток времени от остеотомии до завершения имплантации компонентов эндопротеза. Сильные удары по остеотому при ненарушенной целостности кости могут вызвать поступление жира в вены костного мозга. Вскрытие костномозговой полости бедренной или большеберцовой кости вызывает истечение его наружу, а последующее рассверливание обнажает просветы сосудов как кости, так и костного мозга, открывая доступ в них жидкого жира. Каждое внедрение рашпиля, тест-протеза, костного цемента (особенно шприцем или цементным пистолетом) обусловливает поступление жира, тканевого детрита, воздуха в кровоток.

К хирургическим мерам профилактики жировой эмболии относятся техника оперирования без сильных ударов по неповрежденной бедренной кости, включающая постепенное вскрытие костномозговой полости, удаление жировоперерожденного костного мозга, дренирование её дистальных отделов перед введением костного цемента, а также исключе-

ние грубых повторных внедрений сверла, бедренного компонента эндопротеза, особенно при цементном его креплении.

При обработке костномозговой полости и внедрении инструментов (сверла, развертки, рашпили), тест-протезов и компонентов искусственного сустава необходимо избирать щадящие приемы. Перед внедрением цемента необходимо дренированием дистального отдела костномозговой полости предотвратить пиковое повышение внутрикостного давления. Все погружные конструкции следует вводить медленно.

При ревизионном эндопротезировании, насколько можно судить по данным литературы, опасность эмболизации жиром меньше в связи с облитерацией сосудов костномозговой полости. Однако наш опыт свидетельствует о высокой вероятности развития тяжелой интраоперационной жировой эмболии при замене нестабильного эндопротеза как тазобедренного, так и коленного сустава.

Для профилактики интравазации костных, костномозговых фрагментов и жира большое значение имеет исключение гемодинамической нестабильности и резкого снижения центрального и местного венозного давления особенно в момент внедрения компонентов эндопротеза, что часто совпадает с пиком интраоперационной кровопотери, гиповолемии, сокращением венозного притока со снижением уровня центрального венозного давления или без этого. Все перечисленные изменения гемодинамики могут способствовать попаданию в кровоток тканевых фрагментов и жира.

Поддержание достаточного уровня волемии, обеспечение стабильности гемодинамических показателей и адекватное обезболивание являются важными факторами профилактики жировой эмболизации. Свойства инфузионных сред, применяемых для борьбы с гиповолемией, в известной мере определяют эффективность превентивной терапии. Гипертонические растворы глюкозы, особенно в смеси с раствором новокаина, препараты белка (альбумин), в определенной степени декстраны оказывают разнонаправленное защитное действие, снижая выраженность липолиза, препятствуя проявлению токсического влияния свободных жирных кислот и улучшая условия центрального и периферического кровотока.

Непосредственно перед подачей костного цемента стремятся максимально адекватно восполнить кровопотерю кровезаменителями, внутривенно вводят 30 - 90 мг преднизолона; на момент внедрения цемента и бедренного компонента рекомендуется исключить из газонаркотической смеси закись азота.

При признаках массивного поступления микроэмболов в систему легочной артерии стабилизацию артериального давления в отдельных случаях обеспечивает медленная инфузия 120-240 мг эуфиллина.

Поскольку очевидно, что при жировой эмболии первичное поражение сосудов легких является основным фактором патологии, а гипоксемия - прямым следствием обтурации значительной части капилляров и внутрилегочного шунтирования, дополнительная оксигенация выступает в качестве первоочередной симптоматической и заместительной терапии. Особенное внимание в плане поддержания дыхательной функции легких должно быть обращено на пациентов, у которых выявлено значительное снижение парциального давления кислорода в артериальной крови (pO_2а ниже 65 мм рт ст.) или установлена явная гиперглобулемия прямым определением количества и характеристик жировых капель цитратной плазмы венозной крови. О высокой выраженности гиперглобулемии при восполненной кровопотере можно судить по значительной тахикардии.

В диагностическом отношении выраженная тахикардия при эндопротезировании крупных суставов не является постоянным симптомом эмболизации мелких ветвей легочной артерии, особенно у больных пожилого и преклонного возраста. Чаще наблюдаются преходящая артериальная гипотония, нарастающая гипоксемия без явной гиперкапнии.

При отсутствии гиперкапнии возможно увеличение содержания кислорода во вдыхаемой смеси до 70 - 80%, однако предпочтительнее использовать концентрацию O_2 до 40%, сочетая её при невозможности обеспечить достаточный уровень оксемии с дыханием в режиме положительного давления в конце выдоха.

Из лекарственных средств специфической профилактики на стадии предшествующих патологических изменений и в механической фазе жировой эмболии назначают эмульгаторы в профилактических дозах - липостабил (первоначальная доза 40 мл, поддерживающая - 20 мл 4 раза в сутки), эссенциале.

Н.П. Миронов с соавторами (1996) с целью восстановления физиологического растворения дезэмульгированного жира в крови, профилактики дезэмульгирования применяли липостабил (50-120 мл/сут). Указывали, что и другой, весьма сходный с липостабилом препарат, эссенциале, также способствует переходу дезэмульгированных капель жира в состояние тонкой дисперсии.

Большинство исследователей подтвердили высокую профилактическую эффективность стероидных гормонов и их фармакологических аналогов - гидрокортизона, преднизолона, метилпреднизолона, триамцинолона. Для преднизолона рекомендуется начальная доза 60 - 90 мг, метилпреднизолона - до 40 мг и повторное введение их в течение первых трех суток.

М.Б. Борисов и С.В. Гаврилин (2006) при тяжелых сочетанных травмах применяют базисное введение преднизолона в дозе 15 мг/кг МТ и сразу же после установления диагно-

за жировой эмболии одномоментно вводят 30 мг/кг с последующим введением по 15 мг/кг каждые 12 часов.

Для снятия рефлекторного спазма артериол в бассейне легочных артерий возможно введение ганглиолитиков внутривенно капельно или фракционно методом тахифилаксии (пентамин 50 мг).

Сердечные гликозиды в обычных терапевтических дозах обеспечивают инотропный эффект без увеличения потребности миокарда в кислороде и в механической фазе преимущественно легочной формы жировой эмболии способны предупредить развитие сердечной недостаточности и способствовать переживанию больным критического периода.

При лечении начальных признаков острой сердечной недостаточности прибегают к допамину и добутрексу в дозе от 3 до 15 мкг/кг/мин.

С профилактической целью и в составе превентивной терапии рекомендованы ингибиторы протеолитических ферментов - контрикал или трасилол от 300 тысяч до 1 - 2 млн ед/сут; гордокс по 10 - 20 тысяч ед/сут [15, 97].

Использование этилового спирта и гепарина в раннем периоде после травмы для профилактики жировой эмболии нецелесообразно [235, 256].

В результате улучшения анестезиологического обеспечения клинические проявления жировой эмболии нередко отодвигаются на послеоперационный период. Это вызывает необходимость сердечно-дыхательного мониторинга (показатели артериального давления, ЧСС, SO_2а) до 24 ч после операции.

В начальном периоде механической фазы жировой эмболии, то есть в то время, когда количество жировых капель в системе микрососудов легочной артерии начинает превышать способность легочной паренхимы осуществлять липодиерез, дыхательная недостаточность является паренхиматозной. Участие в ней вентиляционного компонента возможно только при наличии сопутствующих заболеваний или побочного действия лекарственных препаратов.

Постепенно нарастает число обтурированных жиром артериол и капилляров. Нарушение легочного кровотока при эмболии мелких ветвей легочной артерии жиром служит лишь начальным, пусковым механизмом, но не главным фактором в сокращении перфузии легких.

Лечение механической фазы ЖЭ. При лечении механической фазы жировой эмболии легких необходимо продолжать меры, предотвращающие циркуляцию крупных жировых глобул в кровотоке и соответственно поступление их в легочное сосудистое русло, обеспечить достаточную перфузию легочной ткани и трансмембранный газообмен, снять рефлекторный спазм необтурированных микрососудов легких. Последний фактор представ-

ляет самый значительный резерв компенсации состояния сердечно-легочной системы пострадавшего. Рассчитывать на намеренное растворение жировых капель, внедрившихся в легочные артериолы и капилляры, лекарственными препаратами не приходится.

Камнем преткновения в системном использовании факторов, которыми предполагается воздействовать на эмболы нейтрального жира или продукты их гидролиза, является тот факт, что сосуды, по которым лекарственное средство должно достичь эмболов, сами закупорены жировыми каплями [255]. Кроме того, к инфузии лекарств и/или растворов направленного действия всегда имеются определенные противопоказания.

Начатая в ходе профилактики жировой эмболии ингаляция кислорода должна быть продолжена. В случае неэффективности превентивной интенсивной терапии или постепенного нарастания гипоксемии на фоне вдыхания воздушно-кислородной смеси может потребоваться использование специальных приемов. К ним относится самостоятельное дыхание с положительным давлением в конце выдоха. Лечебное действие этого режима спонтанного дыхания при жировой эмболии малого круга обусловлено тем, что положительное давление в дыхательных путях увеличивает размеры функционирующих альвеол, раскрывает коллабированные альвеолы, благодаря чему снижается альвеолярный шунт, улучшаются вентиляционно-перфузионное соотношение и газообмен. Величину давления подбирают опытным путем так, чтобы обеспечить наивысший уровень pO_2а при концентрации вдыхаемого кислорода менее 30%. ПДКВ до 10 см вод ст (1 кПа) не нарушает гемодинамику, при 15 - 25 см вод ст (1,5 - 2,5 кПа) для предотвращения снижения сердечного выброса может понадобиться увеличение ОЦК. А. П. Зильбер (1989) рекомендовал применение ПДКВ на уровне 6 - 8 см вод ст (0,6 - 0,8 кПа).

Газовый состав артериальной крови характеризует эффективность газообменной функции легких, в то время как альвеолярно-артериальное различие по кислороду может служить критерием неэффективности газообмена через легочную мембрану. Желательно контролировать газовый состав крови не реже двух раз в сутки, а также через час после изменения режима дыхания. Функциональные критерии тяжести острой дыхательной недостаточности, требующей проведения искусственной вентиляции легких, включают возрастание частоты дыхания свыше 35 в минуту, величину альвеолярного шунта, превышающую 20% минутного объема кровообращения, pO_2а ниже 60 мм рт ст и повышение pCO_2а сверх 55 мм рт ст при ингаляции чистого кислорода, декомпенсированный ацидоз при дыхании воздухом.

Не утратило своего значения внутривенное введение альбумина, эмульгаторов, диспергентов. Альбумин позволяет сохранить внутрисосудистый объем, достаточный уровень

перфузии тканей и уменьшает опасность синдрома жировой эмболии связыванием жирных кислот.

Способность перфторана устранять клинические признаки жировой эмболии выявлена в процессе клинической апробации и подтверждена экспериментально [25, 99, 154]. Вероятно, это обусловлено несколькими факторами. Во-первых, он представляет собой жидкий сорбент с площадью активной поверхности равной 600 $м^2$ на каждые 100 мл эмульсии. Таким образом, если каждый миллилитр перфторана связывает 10 мг липидов, то 400 - 3000 мл могут изъять из циркуляции путем сорбции 4 - 30 г липидов - основы жировых эмболов. Кроме того, незначительная вязкость (вдвое меньше вязкости крови), гиперосмолярность эмульсии перфторана, наличие в её составе избыточного количества поверхностно-активного вещества проксанола способствуют спадению отека, диуретическому эффекту, доставке кислорода тканям, удалению углекислого газа. Перфторан повышает секреторную активность слизистой оболочки трахеобронхиального дерева, чем улучшает дренаж легких.

Его введение больным с респираторным дистресс-синдромом, пневмонией, застойными явлениями в легких облегчает отхождение мокроты, уменьшает рентгенологические признаки уплотнения паренхимы легких, интерстициального и альвеолярного отека, улучшает параметры внешнего дыхания, снижает выраженность гипоксии, восстанавливает эффективность спонтанного дыхания [25].

Представляется патогенетически обоснованным назначение перфторана при синдроме жировой эмболии в ранние сроки [97]. Помимо своей кислородотранспортной функции перфторан способствует исчезновению патологических форм эритроцитов; снижает уровень субстратов перекисного окисления липидов, является хорошим сорбентом, связывающим липидную основу эмболов.

Нельзя исключить прямого положительного действия проксанола на характеристики жировых капель в кровотоке. Вполне вероятно, что остаточный проксанол перфторана, введенного в вену при наличии жировой гиперглобулемии, способствует сокращению размеров жировых капель и обеспечивает эмульсионную стабильность вновь образовавшихся капель.

Имеются достаточные основания для того, чтобы считать, что эуфиллин расширяет сосудистое русло малого круга у больных с легочной гипертензией различного происхождения. В основе этого эффекта лежит главным образом понижение тонуса легочных сосудов в результате непосредственного действия препарата на мускулатуру их стенки [42, 96, 150]. Он расслабляет мускулатуру бронхов, понижает сопротивление кровеносных сосудов и давление в системе легочной артерии, расширяет венечные сосуды сердца, увеличивает почечный кровоток.

При жировой эмболии немаловажной представляется способность эуфиллина улучшать мозговое кровообращение, уменьшая отек мозга, а также свойство отчетливо тормозить агрегацию тромбоцитов.

При отсутствии противопоказаний, к которым следует отнести нарушения ритма сердечных сокращений по типу тахиаритмии, эуфиллин следует вводить по 10 мл 2,4%-ного раствора вместе с инфузионными средами, не меняющими его свойств, 2 - 3 раза в сутки.

Кортикостероиды являются лекарствами, которые устойчиво демонстрируют положительное действие по предотвращению и лечению легочных нарушений. Пик их популярности пришелся на 70-е и ранние 80-е годы, однако ряд исследований последних лет не подтвердил благоприятного влияния этих препаратов на клиническое течение синдрома жировой эмболии. Некоторые клиницисты рекомендовали их из-за общего противовоспалительного эффекта, несмотря на осложнения, сопутствующие применению стероидов [263, 280]. С точки зрения устранения вызванных местным действием свободных жирных кислот повышенной проницаемости капиллярного ложа, деструкции альвеол и повреждения легочного сурфактанта использование гидрокортизона следует считать вполне оправданным. Противопоказания к назначению кортикостероидов в массивных дозах при множественных повреждениях включают повышенный риск септических осложнений и нарушения иммунореактивности [285].

По всей вероятности, лучше назначать средние дозы гидрокортизона гемисукцината (50-200 мг/сут), преднизолона гемисукцината (30-60 мг/сут), или метилпреднизолона (24 - 48 мг/сут) каждые 6 часов в течение первых трех суток. Последний из препаратов почти лишен ульцерогенного эффекта.

Включение гепарина в комплекс лечения жировой эмболии связано с широко распространенными представлениями о его липолитической способности. Давно известно, что помутнение сыворотки крови, взятой после принятия жирной пищи, которое связано с хиломикронемией и повышением содержания липопротеидов очень низкой плотности, устраняется в течение нескольких минут после внутривенного введения гепарина. Это свойство сыворотки крови обозначили как постгепариновую липолитическую активность.

Многие авторы считают применение гепарина для диспергирования травматической липемии противопоказанным, потому что одним из окончательных продуктов реакции липопротеинлипаза - жир являются свободные жирные кислоты. Гепарин, по их мнению, не дает значительной выгоды и должен быть исключен из перечня лекарственных средств терапии жировой эмболии [235, 255].

Если в первые часы после травмы к назначению прямого антикоагулянта, каковым является гепарин, имеются определенные противопоказания, то при лечении жировой эмбо-

лии в более поздние сроки имеет смысл прибегать к нему не столько из-за липолитической активности, сколько в связи с воздействием на агрегацию тромбоцитов, проявления диссеминированного свертывания в системе микроциркуляции и противовоспалительным эффектом.

Ценность внутривенного использования алкоголя при лечении жировой эмболии, если она существует, вероятно, определена ингибированием им фермента липазы, снижением липолиза эмболов нейтрального жира и образования свободных жирных кислот [219, 256]. Мы разделяем мнение D. Levy (1990) о том, что этиловый спирт, также как и гепарин не дает значительной выгоды и не должен использоваться внутривенно при лечении жировой эмболии. В отдельных случаях острого отека легких возможно проводить ингаляцию кислорода через спирт с целью пеногашения.

Как для патогенетического лечения в начальный период жировой эмболии, так и для дезинтоксикации Н.П. Миронов с соавторами (1996) применяли с обнадеживающими результатами гипохлорит натрия. Раствор, являющийся донатором атомарного кислорода, вводили в центральную вену в концентрации 600 мг/л в дозе 10-15 мг/кг со скоростью 2-3 мл/мин; его применяли через день курсами продолжительностью до одной недели [97].

Интенсивная терапия химической фазы ЖЭ. Сущность второй, химической фазы легочной эмболии сводится к вредоносному действию образовавшихся неэстерифицированных жирных кислот на эндотелий легочных капилляров и легочную паренхиму. По мнению L.F. Peltier (1957, 1969), P. Rokkanen с соавторами (1970), G.N. Weisz и A. Brazilai (1973) повреждение легких с последующим развитием дыхательной недостаточности относится к наиболее важным клиническим проявлениям ЖЭ.

Легкие отвечают на наличие эмболов нейтрального жира секрецией липазы, что является нормальной реакцией, ведущей к гидролизу жира до свободных жирных кислот и глицерола. Жирные кислоты, как указывалось выше, оказывают прямое токсическое влияние на клетки эндотелия, если они присутствуют в высоких локальных концентрациях и не связаны с альбумином. Свободные жирные кислоты, действуя местно, повышают проницаемость капиллярного ложа, вызывают деструкцию альвеол и неблагоприятно сказываются на легочном сурфактанте.

Лечение химической фазы нужно осуществлять с момента начала ферментативного расщепления эмболического жира, а именно еще в механической фазе. Первоочередными задачами терапии на этом этапе становятся, наряду с преодолением последствий эмболизации микрососудистого русла преимущественно малого круга кровообращения, уменьшение образования токсичных неэстерифицированных жирных кислот, то есть, с одной стороны, выраженности липолиза. С другой стороны, свободные жирные кислоты, связанные с бел-

ками плазмы крови, не обладают токсичностью. Кроме того, их отрицательное воздействие на эндотелий капилляров и подлежащие ткани, прежде всего, проявляется там, где высокая их концентрация сочетается с резким замедлением кровотока, что увеличивает продолжительность контакта. Значительная роль, вне сомнения, принадлежит другим биологически активным веществам, высвобождающимся при разрушении форменных элементов крови (тучные клетки, тромбоциты). Повреждение паренхимы легких с нарушением свойств альвеоло-капиллярной мембраны и транскапиллярного газообмена, нарастанием интерстициального отека усугубляет гипоксемию.

Симптоматика химической фазы жировой эмболии соответствует в большинстве случаев ранней или поздней прогрессирующей стадии синдрома дыхательных расстройств по Moore (1969). При тяжелой степени гипоксемии, явной зависимости больного от кислорода, выраженных признаках отека легких легочный шунт достигает 20 - 30% минутного объема сердца. Признавая выживание больного в таком состоянии возможным, Г.А. Рябов (1994) считает при этом благоприятный исход скорее исключением, чем правилом.

Мероприятия, описанные в предыдущем разделе, продолжают при необходимости и тогда, когда можно заподозрить наступление химической фазы жировой эмболии. В частности, полноценная аналгезия (использование регионарной и проводниковой анестезии) в сочетании с препаратами α-симпатолитического действия (дроперидол по 0,05 - 0,1 мл/кг) ограничит высвобождение свободных жирных кислот.

J.A. Moylan с соавторами (1976) обнаружили у больных с симптомами жировой эмболии более резкое уменьшение содержания альбумина сыворотки крови, чем при отсутствии этого осложнения: 2,8 г/100 мл и 3,6 г/100 мл соответственно. Они высказали предположение, что при выраженном снижении уровня альбуминов создаются условия для появления в крови не связанных с белками свободных жирных кислот, обладающих токсическим действием. Это делает необходимым назначение белковых препаратов (альбумин) для связывания их избытка. Обычная доза составляет 200 - 300 мл 5 - 10%-ного раствора в сутки.

Один из механизмов повреждения легких - рефлекторная вазоконстрикция и бронхоспазм вследствие освобождения серотонина, простагландинов и других гуморальных факторов осажденными в легких жировыми глобулами и тромбоцитами [124, 255]. Следовательно, лечебным действием будут обладать инфузии глюкозо-новокаиновой смеси, введение эуфиллина.

Факторы, подавляющие секрецию липазы в продолжение латентного периода, могут быть использованы с целью профилактики химической фазы, предупреждая быстрый гидролиз нейтрального жира до жирных кислот. А. Ю. Пащук, А. В. Иванова (1982), А. И. Трещинский, Г. А. Васильев (1982), Ю.Н. Шанин, В.Ю. Шанин (1993) Н.П. Миронов (1996)

рекомендовали, помимо специфической профилактики и лечения, применение ингибиторов протеаз (трасилол, контрикал) по 1-2 млн КИЕ, гордокс по 100 тыс ед. Другой возможностью ингибирования является введение ионов кальция в плане иммобилизации свободных жирных кислот как кальциевых мыл [255].

Вопрос о проведении искусственной вентиляции легких в химической фазе жировой эмболии возникает при невозможности поддерживать достаточный уровень оксигенации артериальной крови при спонтанном дыхании кислородовоздушной смесью даже в режиме положительного давления в конце выдоха. Показанием к ней служит $pO_2a < 60$ мм рт ст при дыхании кислородом. Режим вентиляции подбирается таким образом, чтобы не создавать дополнительное препятствие внутрилегочному кровотоку и, постепенно урежая частоту дыхательных циклов и снижая концентрацию O_2 во вдыхаемой смеси, обеспечить необходимое насыщение артериальной крови кислородом.

При преобладании гипоксемии и нормокапнии А. И. Трещинский, Г. А. Васильев (1982) считали перспективным применение длительной экстракорпоральной оксигенации с помощью мембранного оксигенатора.

Никотиновая кислота снижает уровень холестерина и триглицеридов в плазме. Этот эффект, возможно, обусловлен антилиполитическим действием её в жировой ткани, в результате чего уменьшается концентрация неэстерифицированных жирных кислот. Для лечения больных с гиперлипидемией используют до 1 - 2 г никотиновой кислоты 3 раза в день при потребности организма в нормальных условиях менее 30 мг/сут [90].

Влияние костного цемента

Появление моделей эндопротезов, имплантируемых на цементе, внесло подлинную революцию в эндопротезирование и определило его дальнейшее развитие на многие годы вперёд. Первой на эту тему и основополагающей является работа J. Charnley (1960). Публикации её предшествовали всесторонние исследования механических свойств костного цемента in vitro и in vivo, как и переносимости этого материала организмом, считается поворотной в истории эндопротезирования. Автор пришёл к убеждению, что малого количества полиметилметакрилата (ПММА) не хватает для надёжного закрепления эндопротеза, предложил удалять губчатую кость из костномозгового канала и вводить туда вместе с ножкой эндопротеза быстротвердеющий цемент под давлением. Заполняя всё свободное пространство между имплантатом и костным ложем, ПММА должен был обеспечить не только его высокую первичную стабильность, но и распределение механической нагрузки на значительную поверхность кости.

Несмотря на известные преимущества цементного крепления эндопротеза, всегда остаётся вероятность возникновения связанных с ним осложнений.

Первоначально использование ММА нередко сопровождалось тяжелыми реакциями. Описаны случаи остановки сердца, инфаркта миокарда, эмболии лёгочной артерии жиром и воздухом после тотального замещения тазобедренного сустава [155, 206, 212, 236].

Гемодинамические нарушения и в настоящее время представляются непременной частью клиники осложнений, связанных с применением ММА. J.E. Tetzlaff (1995) считает их первичной причиной вазодилятацию, гемодинамически активными составляющими цемента - мономер и в меньшей мере фрагменты полимера. Если содержание мономера в плазме крови достигает значительного уровня, вероятным результатом этого станет гипотензия со вторичной тахикардией. Если вазодилятация комбинируется с высвобождением из тучных клеток гистамина, других сильных вазодилятаторов и депрессантов миокарда возможна значительная гемодинамическая нестабильность. Выраженность её может усилиться, если она совпадает по времени с гиповолемией вследствие продолжающегося кровотечения, предшествовавшего использованию цемента. Избыточная реакция на введение ММА может наблюдаться на фоне гиповолемии после предшествующей терапии диуретиками, а также у пациентов, не способных ответить тахикардией на уменьшение внутрисосудистого объема в результате воздействия бета-блокаторов, спинальной или эпидуральной анестезии.

Начали прибегать к внедрению цемента в поздних фазах полимеризации, когда количество мономера значительно снижается. Очистка коммерческих образцов цемента улучшила его качество, сделала более однородным; свойственная современным цементам ранняя полимеризация способствует снижению количества избыточного мономера.

Однако исследование природы гемодинамических нарушений при внедрении костного цемента выполненное H. Rinecker (1980) показало, что они не могут рассматриваться как изолированное токсическое влияние введенного ММА, а наиболее вероятно обусловлены микроэмболизацией и могут рассматриваться как ятрогенная модель острой легочной недостаточности. В связи с этим внедрение пластилинообразного костного цемента в качестве профилактической меры бесполезно и даже опасно из-за создания более высокого давления в костномозговой полости.

Одним из свойств костных цементов на основе ММА, способных вызвать нежелательные последствия, является повышение температуры при их полимеризации. Косвенно об этом свидетельствует описание ожога седалищного нерва акриловым цементом при эндопротезировании тазобедренного сустава [164].

При температуре цементной мантии в 72° С некроз кости возникает практически немедленно. Температура в 60° С приводит к некрозу уже через 5 секунд воздействия, 55° С—через 30 секунд, и 47° С—через 1 минуту [72].

Н. В. Загородний (1994) считает, что первая фаза реакции костной ткани на цемент длится 20 суток. За это время в месте контакта кости с ПММА происходит её некротизация из-за гипертермии при полимеризации цемента и токсичности мономера.

Улучшенные образцы костного цемента создают меньшую температуру при полимеризации, что нивелирует этот механизм повреждения.

Восполнение кровопотери при тотальном эндопротезировании

Принципы возмещения кровопотери при операциях

В настоящее время острую кровопотерю лечат с применением комплексных инфузионно-трансфузионных программ, основанных на дифференцированном поэтапном использовании инфузионных растворов и гемокомпонентов с целью стабилизации центральной гемодинамики и периферического кровотока, поддержания ОЦК, системного транспорта кислорода и устойчивого гемостаза [18, 40, 88].

Полноценное по составу и своевременное восполнение кровопотери, несомненно, представляет собой один из путей уменьшения нагрузки на организм оперируемого [17, 36, 239]. Вопросы совершенствования трансфузиологического обеспечения операций не утратили своего значения и в настоящее время.

Главный принцип возмещения острой кровопотери - сначала восполнить объем, потом восстановить качественные характеристики, поэтому вначале важно оценить величины центрального венозного давления и гематокрита. Более точное представление о волемии дает измерение объема циркулирующей крови и гематокрита.

При сочетании гиповолемии и анемии отмечены значительный рост частоты осложнений, связанных с повреждением оксигенации тканей, и увеличение числа смертельных исходов. Для каждого индивидуума, вероятно, имеется собственное минимальное значение концентрации Hb, обеспечивающее адекватную оксигенацию тканей для полного сохранения сердечно-сосудистого, легочного и метаболического статуса. Однако, как только этот предел преодолен, дополнительная оксигенация тканей становится насущной потребностью [202].

В трансфузионной медицине было предложено несколько объективных уровней или физиологических отправных точек, которые могут послужить основанием для принятия решения о переливании эритроцитсодержащих сред. Одним из них являлось широко распространенное "правило 10/30".

Непоколебимость правила "10/30", предложенного Adams и Lundy в 1942 г. и поддерживаемого терапевтами, гематологами и хирургами почти 40 лет, была подвергнута сомнению только в 1988 г. [202]. Согласительная конференция по периоперативному переливанию эритроцитсодержащих сред снизила этот уровень до "7/21" со многими правовыми оговорками (National …, 1988). Одновременно с этим участники конференции пришли к мнению, что никакой отдельно взятый физиологический параметр не может служить показанием к переливанию и что ведущую роль в определении необходимости трансфузии играет клиническое представление, выраженное в оценке степени риска. При определении показаний к переливанию необходимо учитывать множество факторов, включая достаточность внутрисосудистого объема, продолжительность и степень анемии, состояние физиологических резервов систем дыхания и кровообращение.

Быстрое и адекватное восстановление нормоволемии и органной перфузии переливанием солевых и коллоидных растворов при условии адекватной доставки кислорода и объёме кровопотери менее 30% исходного циркулирующего объёма крови позволяет, как правило, не прибегать к переливанию донорских эритроцитов, не говоря уже о цельной крови [33].

В современной хирургии у пациентов с исходно нормальным составом крови и при отсутствии сопутствующих заболеваний трансфузии эритроцитной массы показаны при уровне гемоглобина ниже 70 г/л и показателе гематокрита менее 0,30 - 0,33 [4, 45].

Улучшить доставку кислорода тканям можно различными методами. Первым эффективным шагом по улучшению и достаточному обеспечению тотального TO_2. будет увеличение SaO_2. Добавление кислорода к вдыхаемым газовым смесям до FiO_2 40 - 60 % может значительно увеличить общий транспорт кислорода при том же функциональном состоянии сердца и концентрации Hb [202].

Функциональное состояние миокарда должно обязательно учитываться при намерении осуществить трансфузию. A.G. Greenburg (1995) подчеркивает, что оптимизации гемодинамики с целью улучшения транспорта кислорода необходимо достигнуть прежде, чем ставить вопрос о переливании.

Увеличение содержания гемоглобина переливанием эритроцитсодержащих сред представляет собой другой возможный путь.

К.М. Абдулкадыров и С.И. Моисеев (2001) вновь обратили внимание на то обстоятельство, что при острой кровопотере и крайне опасном уменьшении объема циркулирующей крови показатели гемоглобина и гематокрита могут длительное время оставаться на удовлетворительном уровне. В подобной ситуации быстрое ухудшение общего состояния

больного, появление одышки, сердцебиения, нарастание бледности кожи и слизистых служат основанием для применения эритроцитной массы.

Определение потери крови во время конкретной операции

Объем наружной кровопотери может быть определен визуально, а также гравиметрическим, калориметрическим и электрометрическим методами [41]. Существование многих способов определения величины кровопотери уже само по себе свидетельствует об их несовершенстве.

Визуальная оценка величины кровопотери представляет собой самый несовершенный метод и дает ошибку до 200%. Определение кровопотери одним из объективных методов (например, гравиметрическим), помогает сориентироваться в необходимости трансфузии компонентов крови.

Гравиметрический метод достаточно точно отражает величину наружной операционной кровопотери [16, 92]. Несмотря на критичное отношение к гравиметрическим методам, при повседневном их использовании с введением поправок на испарение жидкости и пропитывание операционного белья они правильно ориентируют оперирующую бригаду и позволяют своевременно выявить отклонение от средних значений кровопотери.

Величина наружной интраоперационной кровопотери гравиметрическим методом по Wangensteen (1942) в модификации Cacers и Whiteeemburg (1959) была определена у 2605 больных [83].

При сборе аутоэритроцитного концентрата использовали прямое измерение величины наружной интраоперационной кровопотери.

Таблица 5.1

Средние величины потерь крови при эндопротезировании (n = 2605)

Вид эндопротезирования	Интраоперационно, мл	σ	Потеря по дренажам, мл	σ
Однополюсное *	619	676	373	289
Тотальное ТБС	1100	185	578	297
Ревизионное ТБС	1274	729	449	298

* - не включены случаи экстренного эндопротезирования

Наружная интраоперационная кровопотеря, даже при определении её одним из объективных методов, не отражает в полной мере утрату внутрисосудистого объема.

Для получения достаточно полного представления о размере кровопотери при ортопедических вмешательствах надлежит суммировать наружную (интраоперационную и в ближайшем послеоперационном периоде), дренажную и ориентировочно внутритканевую (имбибиция, межфасциальные гематомы) потери. Следует подчеркнуть такую особенность

операций на костях и крупных суставах конечностей, как невозможность полного окончательного гемостаза.

По данным K.R. Sehat (2004) после тотального эндопротезирования ТБС средняя величина полной потери крови составила 1510 мл и скрытой потери - 471 мл (26 %), то есть суммарно кровопотеря была в 1,3 раза больше измеренной.

Величины дренажных потерь в первые сутки после операции эндопротезирования крупных суставов колеблются в широких пределах. При тотальном замещении эти величины составили 20 – 2600 мл при среднем объеме в 578 мл. Ревизионные эндопротезирования ТБС сопровождались потерей по дренажам от 50 до 1300 мл (в среднем 449 мл).

Необходимо принимать во внимание и тот факт, что дефицит ОЦК усугубляется патологическим депонированием и секвестрацией эритроцитов, особенно в случае развития постгеморрагического синдрома.

При ортопедических вмешательствах в отличие от скелетных травм острая кровопотеря прогрессирует на фоне многочисленных медикаментозных воздействий и инфузионно-трансфузионной терапии. Поэтому клинические проявления гиповолемии возникают позднее, и их выраженность не коррелирует полностью с объемом утраченной крови.

Тактика инфузионно-трансфузионной терапии при эндопротезировании тазобедренного сустава

Тактика по отношению к трансфузии определяется стремлением максимально сохранить кровь больного и уменьшить потребности в аллогенной крови. А.П. Зильбер (1999) сформулировал свое понимание проблемы следующим образом: «Хирург славен теми операциями, которых сумел избежать; анестезиолог – теми кровопотерями, при которых обошелся без гемотрансфузии». Это становится возможным только при ясном понимании динамики кровопотери в ходе конкретного вмешательства.

В ходе ортопедических вмешательств первостепенными задачами инфузионной терапии остаются обеспечение соответствия внутрисосудистого объема емкости сосудистого русла и своевременное адекватное возмещение операционной кровопотери при продолжающейся коррекции имеющихся дефицитов объема и нарушений состава крови.

Основным звеном алгоритма восполнения острой кровопотери является сочетанная инфузия синтетических коллоидных и кристаллоидных растворов. Соотношение компонентов (коллоиды : кристаллоиды) зависит от типа коллоидного препарата и, соотвественно, его объемного коэффициента. Соотношение при необходимости может быть изменено в сторону увеличения кристаллоидного компонента в случае исходной гиповолемии [18].

В РосНИИТО им Р.Р. Вредена при эндопротезировании крупных суставов конечностей применяли следующую тактику инфузионно-трансфузионной терапии [74, 77, 82].

При вмешательствах с ожидаемой наружной интраоперационной кровопотерей до 1000 мл (до 15 мл/кг массы тела больного или 20% ОЦК), к которым относится большинство первичных операций однополюсного эндопротезирования, установка отдельных видов эндопротезов коленного сустава и даже некоторые ревизионные вмешательства (замена вкладыша вертлужного компонента), возможно использование простейшего алгоритма инфузионно-трансфузионной терапии (ИТТ).

Если отсутствовали прямые показания к катетеризации центральных вен, ограничивались введением катетера или иглы-катетера, обеспечивающих скорость инфузии до 90 - 128 мл/мин, в одну из периферических вен локтевого сгиба или предплечья, надежно фиксировав канюлю.

Кристаллоидные растворы простой и сложной рецептуры (изотонический раствор хлористого натрия, раствор Рингера, Рингер-лактата), изотонический (5%-ный) или гипертонический (10%-ный) растворы глюкозы, при показаниях - с хлористым калием, инфузировали в объеме 10 - 12 мл/кг массы тела. При величине кровопотери, равной 6 - 7 мл/кг массы тела, добавляли коллоидные кровезаменители в объеме 4 - 5 мл/кг и контролировали показатели красной крови. При определении скорости инфузии растворов на основе декстранов, особенно у лиц пожилого возраста с ишемической болезнью сердца, учитывали реальную угрозу его перегрузки за счет гиперволемии.

В плановой хирургии производили заготовку и консервирование собственной крови больного в количестве до 500 мл путем однократного взятия за 4 - 5 суток до операции.

У пациентов молодого и среднего возраста при высоких исходных показателях содержания гемоглобина и эритроцитов, отсутствии сопутствующих заболеваний альтернативным методом служила острая нормоволемическая гемодилюция с изъятием до 400 - 600 мл крови на консервант (< 10% ОЦК) непосредственно перед операцией и возмещением на 100 - 150% кристаллоидными кровезаменителями. Максимальных преимуществ достигали при показателях гематокрита 33 - 34% за счет улучшения реологических свойств крови, сохранения достаточной её кислородной емкости и малой выраженности дилюционной коагулопатии.

Интраоперационный возврат клеток крови, теряемой из операционной раны, после соответствующей их обработки при подобных вмешательствах, как правило, не оправдан из-за малого выхода аутоэритроцитного концентрата.

Большинству (около 70%) оперированных этой группы компоненты донорской крови интраоперационно не применяли. В ближайшем послеоперационном периоде показаниями к

переливанию эритромассы служили значительная потеря по дренажам, выраженное снижение содержания гемоглобина вследствие скрытой продолжающейся эритропотери в ткани или кровотечения иной локализации (например, в просвет желудочно-кишечного тракта).

Тотальное эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов в том случае, если оно сопровождается значительным рассечением мягких тканей и обработкой костно-мозговых полостей на протяжении, следует отнести к группе вмешательств, сопровождающихся значительной (1000 - 1500 мл) или массивной (1500 - 2500 мл) кровопотерей по классификации Е. А. Дамир (1994), П. Г. Брюсова (1997).

Тактика трансфузионно-инфузионной терапии при вмешательствах с кровопотерей 1000 - 1500 мл (16 - 30 мл/кг) сводилась к следующему. Обеспечивали надежный путь внутривенной инфузии катетеризацией центральной (желательно применение промышленно выпускаемых наборов, что снижает частоту осложнений процедуры) или периферической вены по Сельдингеру.

Проводили:

* инфузию кристаллоидных, коллоидных растворов;

* переливание консервированной аутокрови или её компонентов во время операции и в ближайшем послеоперационном периоде;

* интраоперационный и послеоперационный возврат аутоэритроцитного концентрата.

На начальном этапе также как и при меньшей по объему ожидаемой кровопотере осуществляли внутривенное капельное введение солевых растворов (Рингера, Рингер-лактата) в объеме 10 - 12 мл/кг.

В состав инфузии рационально включение полифункциональных кровезаменителей (мафусол, полиоксидин). Мафусол - отечественный инфузионный раствор, содержащий антигипоксант биоэнергетической направленности (фумарат натрия). Его преимущество и принципиальное отличие от лактата заключается в том, что фумарат натрия метаболизируется при тяжелой кислородной недостаточности и его утилизация сопровождается регенерацией энергии митохондриями клеток. Наличие антигипоксанта в инфузионном растворе способствует восстановлению клеточных процессов окислительного метаболизма в условиях недостаточного кислородообеспечения тканей, а также корригирует кислородно-основное состояние организма. Полиоксидин представляет собой коллоидный кровезаменитель гемодинамического действия на основе полиэтиленгликоля-2000. У этого препарата не выявлено аллергизирующего и иммунодепрессивного действия; возможности коррекции гемодинамики аналогичны полиглюкину, но полиоксидин в большей степени улучшает реологические свойства крови [88, 127].

При исходной гиповолемии или использовании для анестезии препаратов, увеличивающих емкость сосудистого русла, объем вливаемых растворов соответственно увеличивали (под контролем ЦВД). Избыточного инфузионного подпора старались избегать, так как он увеличивает кровопотерю.

При достижении величины кровопотери в 6 - 7 мл/кг добавляли коллоидные кровезаменители в объеме 4 - 5 мл/кг и контролировали показатели красной крови.

В настоящее время полиглюкин, реополиглюкин, желатиноль уступают позиции коллоидным кровезаменителям на основе гидроксиэтилкрахмала.

Инфузия в остром периоде после массивной кровопотери раствора гидроксиэтилкрахмала в дозе 1,5 – 2,75 кг/ч обеспечивает одновременно стойкий реологический и волемический эффекты.

Многочисленные экспериментальные и клинические исследования, оценивая ГЭК с различной молекулярной массой, позволили найти компромисс между волемическим эффектом, его длительностью и влиянием на систему гемостаза. Наиболее сбалансированными в этом отношении оказались растворы — 130/0,4 (Волювен). Установлена безопасность использования растворов ГЭК — 6 % 200/0,5 в объёме до 33 мл/кг и ГЭК 130/0,4 — до 50 мл/кг [122].

Гидроксиэтилкрахмал 130/0.4 (Voluven) обладает улучшенными фармакокинетическими свойствами. Учитывая фармакокинетическяе параметры, полученные в результате исследования, установили, что препарат HES 130/0,4 (500 мл 6%) может назначаться даже больным с тяжелой почечной недостаточностью, многократно, до тех пор, пока сохраняется мочеотделение. При этом отсутствует риск накопления препарата в плазме [222].

Соответствующее объему кровопотери переливание компонентов крови для восполнения дефицита глобулярного объема, связанного с операцией, считаем исключительно важным фактором поддержания гомеостаза в течение и тотчас после этих вмешательств.

С учетом имбибиции тканей и дренажных потерь суммарная потеря эритроцитов в значительном числе случаев требует переливания эритроцитсодержащих сред.

Основным предсказателем вероятности трансфузии после тотального эндопротезирования суставов считают дооперационный уровень гемоглобина [192, 223, 273].

Больные с дооперационным гемоглобином менее чем 100 г/л требовали переливания в 90% наблюдений; среди пациентов с содержанием Hb от 100 до 135 г/л вероятность трансфузии уменьшалась до 40-60 %, а для имевших величину Hb больше чем 135 г/л становилась равной 15-25 %. К другим факторам, определяющим потребность в трансфузии, относят исходный объем циркулирующей крови, вес, возраст, величину кровопотери, лечение аспирином, пол, сопутствующие заболевания, тромбоцитопению и необходимость дву-

стороннего тотального эндопротезирования [171]. Для пациентов моложе 65 лет с содержанием гемоглобина больше чем 135 г/л вероятность переливания составляла 3%, если им не заготавливали аутокровь)

J.A. Salido (2002) полагает, что пациенты с дооперационным уровнем гемоглобина < 130 г/л имеют в четыре раза большую вероятность переливания, чем больные с показателями гемоглобина от 130 до 150 г/л, и в 15,3 раза большую, чем при содержании гемоглобина > 150 г/л.

По данным J.J. Callaghan (2000) нормы переливания составили 2,0 ± 1,8 дозы для первичного тотального эндопротезирования ТБС и 2,9 ± 2,3 дозы для ревизионного эндопротезирования ТБС.

Как установлено многочисленными наблюдениями, при переливании крови от нескольких доноров одномоментно в послеоперационном периоде возможны осложнения (респираторный дистресс-синдром взрослых, почечная недостаточность и т. д.) [4, 134, 135], что многократно увеличивает срок пребывания больных в палатах реанимации и интенсивной терапии, требует применения дорогостоящих препаратов.

В последние годы изменение тактики трансфузиологического обеспечения включило отказ от переливания цельной донорской крови, строгое следование принципам компонентной гемотерапии и, при наличии интраоперационного мониторинга витальных функций, допустимость большей, чем постулировалось ранее, степени снижения концентрации гемоглобина и содержания эритроцитов в условиях нормоволемии у больных без сопутствующей сердечно-легочной патологии.

Компонентная гемотерапия. Основным принципом гемокомпонентной терапии являются строго дифференцированные показания к применению компонентов крови и соблюдение принципа достаточности [1, 88].

Значение транспорта кислорода, равное 350 мл/мин/м^2, является, по мнению Ю.Н. Шанина (1997), критическим, так как при более низких его значениях возникает устойчивая корреляционная связь между транспортом и потреблением кислорода.

Острая кровопотеря с невозможностью быстрого гемостаза требует применения больших объемов эритроцитной массы, но необходимо учитывать, что переливание свыше 2 доз (> 0,5 л) в сутки увеличивает риск проявления синдрома гомологичной крови и возникновения других посттрансфузионных осложнений [1]. Авторы предлагают следующее соотношение трансфузионных сред при купировании острой массивной кровопотери, к которой относят утрату свыше 1 л крови. На 1 литр кровопотери превышающей 0,5 л они считают необходимым перелить 1-2 дозы эритроцитной массы (200-500 мл), 1-2 дозы свежезамороженной плазмы (в среднем 200-400 мл) и 1-1,5 л солевых и коллоидных растворов.

В своей практике мы старались по возможности ограничивать трансфузии компонентов донорской крови у пациентов с нарушениями функции паренхиматозных органов. Для этого, используя дополнительные приемы при проведении общей анестезии (искусственная гипотония, острая гемодилюция) и преимущества регионарных блокад, уменьшали объем интраоперационной и общей кровопотери.

Для сокращения числа переливаний гомологичной крови или эритроцитов прибегали к допустимому снижению уровня гематокрита и содержания гемоглобина. Для некоторых клинических ситуаций показатель гематокрита 30% как предельный для назначения переливания эритроцитов неоправданно завышен.

К больным, которые нуждаются в трансфузии согласно правилу 100/30, относили пациентов с заболеваниями клапанов сердца, ишемической болезнью и лиц старше 65 лет, не имеющих возможности увеличения сердечного выброса и скорости кровотока. У молодых пациентов без сопутствующей патологии при нормоволемии и тщательном мониторном контроле допускали большую (до Ht ≥ 25%) степень разведения крови.

Уровень гемодилюции и достаточность замещения контролировали по серийно определяемым показателям гематокрита, содержанию гемоглобина.

Одним из направлений улучшения качества кровезамещения при операциях, сопровождающихся большой кровопотерей, стало внедрение в практику аутогемотрансфузии и обратных переливаний крови.

Появление аппаратов "спасателей крови" типа Cell Saver, C.A.T.S. резко увеличило интраоперационное использование аутоэритроцитов. Возврат клеток осуществляли из крови операционной раны и продолжали после операции обработкой отделяемого дренажа, что становилось экономически выгодным при более чем трех циклах возврата.

Трансфузию отмытых эритроцитов изливающейся из раны крови (аутоэритроцитного концентрата) начинали по мере накопления её в резервуаре аппарата. При дальнейшем нарастании кровопотери или снижении Ht до 32-30%, а Hb до 110-105 г/л дополняли трансфузию консервированной аутокровью. Общий объем замещения на операционном столе составлял 200 - 260%, при этом 60 - 80% объема кровопотери восполняли кровью или эритроконцентратом больного, добавляя при необходимости компоненты донорской крови (эритромасса, свежезамороженная плазма).

Поступление конгломератов клеток и жира в сосудистое русло пациента предупреждали использованием фильтра инфузионных систем с размером пор до 40 мк и исключением из инфузии конечных 30 - 40 мл аутоэритроцитарной взвеси. Соблюдение последнего условия исключало и возможность попадания воздуха в систему для переливания, а, следовательно, сводило до минимума опасность воздушной эмболии.

Ревизионные операции чреваты значительно большей кровопотерей (до 3500 мл, в среднем 1274 ± 111 мл). Необходимость высоких скоростей введения разных по текучести препаратов учитывали при выполнении доступа к венозному руслу. Предпочитали катетеризацию центральных вен, что допускает высокую объемную скорость инфузии и контроль центрального венозного давления в динамике.

Анализ 2470 наблюдений [51] показал, что, несмотря на достаточный опыт врачей, осуществляющих катетеризацию центральных вен, и использование современного оснащения, число осложнений этой манипуляции не имеет тенденции к уменьшению, хотя в процентном отношении и не превышает средних величин, приводимых в литературе.

При инфузионно-трансфузионной терапии в случаях массивной кровопотери применяли все виды трансфузионных сред:

- полифункциональные кровезаменители;
- консервированную аутокровь;
- аутоэрироцитарный концентрат, полученный как во время, так и после операции;
- свежезамороженную аутоплазму;
- компоненты донорской крови.

На этапе умеренной кровопотери тактика возмещения и состав инфузии соответствовали описанным выше.

В дальнейшем у больных с нормальными исходными показателями красной крови операционную кровопотерю восполняли растворами и аутоэритроконцентратом. Если циклы отмывания АЭК следовали через 30 - 45 минут, в промежутках между переливаниями взвеси эритроцитов возникала опасность чрезмерной гемодилюции и связанного с этим снижения кислородной емкости крови. Продолжительность эпизодов гемической гипоксии сокращалась за счет более высокого темпа переливания собственных клеток крови, но иногда требовалась дополнительная гемотрансфузия. Чрезвычайно выгодно иметь для этого некоторое количество собственной крови и/или плазмы больного, заготовленной и консервированной до операции. Во избежание снижения компенсаторных резервов эритрона объем предоперационной эксфузии у этой категории больных не должен превышать 10% ОЦК. Возвращенная взвесь аутоэритроцитов составляла от 48,9 до 53,4% величины кровопотери.

При необходимости дополнительно использовали донорскую эритроцитарную массу и свежезамороженную плазму, но уже в значительно меньших количествах, чем при трансфузионном обеспечении без предоперационной заготовки аутогенной крови и интраоперационного возврата.

Описанная тактика позволила в абсолютном большинстве наблюдений обеспечить устойчивость гемодинамических показателей, как во время вмешательства, так и в ближайшем послеоперационном периоде.

Ниже приводим описание техники перечисленных манипуляций.

Использование для восполнения операционной кровопотери аутогенной крови

Трансфузии, при которых используется собственная кровь больного, излившаяся из кровеносных сосудов, принято считать обратными переливания. Использование для восполнения операционной кровопотери собственной крови пациента в значительной мере устраняет риск гемотрансфузионных осложнений, сенсибилизации, предупреждает нарушения гомеостаза (электролитные изменения, коагулопатия, гипертермия), сердечно-легочных проявления и возможность переноса инфекционных болезней, таких как малярия, сифилис, гепатит, СПИД [148].

Терминология. Обилие обозначений, используемых при описании обратных переливаний крови, характерно для публикаций с момента возникновения метода и до наших дней. Для обозначения обратного переливания крови использовали термины реинфузия, ретрансфузия, реинъекция, реплантация, аутотрансфузия, аутореинфузия, аутогемотрансфузия и т. д. [22, 29, 46, 58]. Часть перечисленных названий употребляли в качестве синонимов, другими обозначали разновидности метода. Отсутствие общепринятой терминологии приводило к неясностям и разночтениям, затрудняло ориентацию в источниках информации и сопоставление данных.

В работах последних лет, посвященных использованию собственной крови больных для возмещения операционной кровопотери, также имеют место смешение понятий и ошибочное использование терминов. Отсутствие общепринятой терминологии в обозначении отдельных разновидностей аутогенных трансфузий препятствует взаимопониманию исследователей, изучающих положительные стороны метода в различных отраслях медицины.

Попытка классифицировать аутогенные трансфузии представляет не только теоретический интерес, так как точное обозначение позволяет полнее использовать возможности каждой из них при составлении программ трансфузиологического обеспечения.

Как и многие исследователи, на начальном этапе работы авторы использовали рабочую классификацию обратных переливаний, по которой выделяли: аутогемотрансфузию - предоперационное консервирование аутокрови, резервирование крови пациента непосредственно перед вмешательством и реинфузию; позднее стали использовать интра- и послеоперационный возврат аутоэритроцитного концентрата (АЭК) как в плановом, так и в

срочном порядке, плазмаферез с заготовкой свежезамороженной аутоплазмы [59, 76, 77]. Однако как при анализе данных литературы, так и при сравнительной оценке собственных клинических наблюдений возникали определенные трудности.

Широко распространенное определение “аутологичная кровь” отнюдь не безупречно, как в словообразовательном, так и смысловом аспектах. Как принадлежащая человеку - она, одновременно, гомологична и аллогенна.

Возврат больному после обработки и фракционирования красных клеток теряемой в ходе операции крови не всегда правомочно называть реинфузией крови, так как конечный продукт, используемый для вливания, в частности при ортопедических операциях, представляет собой взвесь аутоэритроцитов в солевом растворе. Даже при вмешательствах на крупных сосудах, аорте и возврате собранной крови без отмывания клеток, она содержит физиологический раствор и гепарин. Использование недавно предложенного термина «аппаратная реинфузия крови» считаем правомерным только для программ с исключением отмывания её клеток. К реинфузии, с оговоркой, могут быть отнесены и обратные переливания крови, полученной путем фильтрования отделяемого дренажей операционной раны в первые 1 - 2 часа после вмешательства. При соблюдении перечисленных условий больному возвращаются как клетки крови, так и часть плазмы.

Еще Ю.Н. Журавлев, Л. И. Ставинская (1970), Н. Л. Аблицов (1976) обращали особое внимание на тот факт, что жидкость, выделяющаяся по дренажам в послеоперационном периоде, является своеобразной, существенно отличающейся от крови, аутогенной средой, свойства которой определены временем её нахождения вне сосудов больного.

Поэтому, возвращаясь к предложению Н.Н. Еланского, сделанному в первой основанной на клиническом опыте отечественной монографии о переливании крови (1926), считаем правильным использовать обозначения “аутогенная кровь”, “аутогенное переливание”.

"Аутогенное переливание" приходится признать наиболее удачным собирательным термином. Этот термин позволяет объединить переливание собственной цельной крови больного как консервированной, так и резервированной (аутогемотрансфузии), реинфузии, использование компонентов этой крови, а также интра- и послеоперационный возврат концентрата или взвеси отмытых эритроцитов крови, полученной из операционной раны и дренажей.

Наряду с основным определяющим свойством - применение для переливания собственной крови больного, каждому из вариантов метода свойственны определенные особенности.

Таким образом, следует выделять аутогенные трансфузии цельной крови (предварительно консервированной - аутогемотрансфузии, стабилизированной - резервирование, и реинфузируемой при излиянии в серозные полости и не свернувшейся) и её компонентов - аутоэритроцитного концентрата или взвеси аутоэритромассы и аутоплазмы.

Аутогенные трансфузии по любой из схем могут дополняться, по строгим показаниям, компонентами донорской крови.

Нормо- и гиперволемическая гемодилюция.

Интраоперационная гемодилюция может осуществляться в нескольких вариантах. Доказано, что избыточное введение жидкостей не создает устойчивого состояния разведения крови без изменения соотношения между объемом циркулирующей крови и емкостью сосудистого русла. Это предполагает две возможности её реализации.

Первая заключается в извлечении некоторого объема крови (резервировании) и замещении изъятого объема кристаллоидными и/или коллоидными кровезаменителями. Этот вариант продолжает использоваться под названием «острая нормоволемическая гемодилюция».

Суть метода заключается в изъятии части крови больного непосредственно перед началом хирургической операции и замещении ее кристаллоидными и коллоидными кровозаменителями до уровня "оптимальной" гемодилюции для поддержания стабильного объема циркулирующей жидкости - нормоволемии (изоволемии). Взятая кровь в последующем переливается больному по мере нарастания кровопотери, обусловленной хирургическим вмешательством или в конце операции. При этом немаловажно, что теряемая больным в процессе операции кровь содержит сниженное количество эритроцитов [9, 177, 234, 247, 290].

M.N. D'Ambra с соавторами (1995), T.G. Monk с соавторами (1997) считали острую нормоволемическую гемодилюция (ОНГ) стратегией общего сохранения крови при плановых хирургических операциях. Умеренная ОНГ безопасна у пациентов старше 60 лет; её не рекомендуют для пациентов с заболеваниями коронарных артерий, выраженной анемией, почечной патологией, тяжелые поражениями печени, легочной эмфиземой или обструктивными заболеваниями легких. Сохранение доставки кислорода тканям в течение ОНГ зависит от поддержания нормоволемии, исключения декомпенсации и угнетения функционального состояния сердца.

Острая изоволемическая гемодилюция обеспечивает снижение клеточных потерь после их временного изъятия из системы циркуляции и способствует профилактике тромбоэмболических осложнений после операции. ОНГ обеспечивает возможность переливания свежей цельной крови в день операции и исключить потери крови, связанные со сбором и

хранением предварительно консервированной крови [2, 247]. Этот метод исключает возможность административной ошибки, которая может привести к переливанию АВО-несовместимой крови и смерти, так как заготовка крови и реинфузия производятся прямо в операционной. Выполнение ОНГ хирургическим персоналом сводят до минимума расходы на её осуществление [129, 198, 247].

Собственная кровь больного, содержащая полный набор факторов свертывания и активные тромбоциты, может быть реифузирована после операции или во время нее по клиническим показаниям. Хранение тромбоцитов при комнатной температуре является оптимальным для сохранения их функции [177].

Аутоэритроциты имеют более высокую функциональную активность и жизнеспособность. Микроагрегаты, образующиеся при использовании любых методов консервирования крови, в свежеконсервированной аутокрови не столь выражены и, главное, способны дезагрегироваться в кровотоке, если кровь возвращают пациенту сразу или в течение первых 6 ч после ее взятия. Все это обеспечивает значительно лучшее, чем при переливании таких же объемов донорской крови, течение послеоперационного периода [148].

Нормоволемическая гемодилюция проводится или до введения больного в наркоз или после вводного наркоза, но до начала операции. В последнем случае аутокровь забирается оксигенированной, поскольку искусственная вентиляция легких, проводимая во время наркоза в режиме умеренной гипервентиляции, способствует повышению содержания кислорода в венозной крови [47]. Во время основного наркоза и операции необходим контроль гемодинамических показателей, почасового диуреза, газов крови с целью поддержания нормальной оксигенации тканей и нормоволемии, обеспечивающей адекватную перфузию органов. Гиперволемическая гемодилюция проводится по тем же принципам, что и нормоволемическая, но при этом поддерживают уровень гематокрита в пределах 23 - 25%, используя для замещения эксфузируемой аутокрови растворы гидрооксиэтилкрахмала или 5 - 10% альбумина [47].

Противопоказания для проведения НГ и ОНГ [9, 144]:

- нарушение функции легких (pO_2 ниже 65 мм рт.ст., артериальное насыщение менее 90%);

- анемия (гематокритное число менее 35%, гемоглобин менее 110 г/л;

- нарушения свертываемости крови (гиперфибринолиз, скорость менее 70%, протромбиновое время больше 55 сек.);

- сердечная недостаточность (существенные нарушения сердечного выброса, одышка и стенокардия в покое, признаки ишемии);

- предсуществующая гиповолемия (она должна быть компенсирована до начала ОНГ).

По уровню гематокрита, выделяют умеренную (Ht 28%), критическую (Ht 20%) и глубокую (Ht 15%) гемодилюцию [181].

Расчет допустимого объема изъятия крови проводится индивидуально, учитывая возраст, пол, общее состояние пациента, показатели гомеостаза, Hb, Ht, ожидаемую кровопотерю. Эксфузия крови выполняется при стабильной гемодинамике [128].

Установлено, что наиболее выраженный эффект достигается при гемодилюции в 21-25 %. что соответствует Ht 0,34-0,36 л/л [70]. При дальнейшем увеличении степени разведения крови кислородная емкость крови может уменьшаться в большей степени, чем снижается вязкость.

Точная степень разведения крови вряд ли может быть определена однозначно, так как индивидуальные нижние переносимые пределы показателя гематокрита колеблются в широких границах [9].

Объем эксфузии можно рассчитать по формуле:

$V = ОЦК \times (Ht_{исх} - Ht_{кон})/ Ht_{ср}$, где

ОЦК определяют как 7% массы тела у мужчин, и 6,5% у женщин, $Ht_{исх}$ – уровень гематокрита перед гемодилюцией, $Ht_{кон}$ – уровень гематокрита после дилюции, $Ht_{ср}$ – среднее арифметическое $Ht_{исх}$ и $Ht_{кон}$ (Домрачев С.А., 2004; Cross M.H., 2001).

Во время проведения ОНГ важным является поддержание нормоволемии, так как на фоне гиповолемии сердечный выброс снижается, что может привести к недостаточной оксигенации органов и тканей. Нарушить нормальную реакцию организма на ОНГ может кардиодепрессивный эффект фармпрепаратов (анестетики, особенно галотан; большие дозы фентанила). Прием блокаторов кальциевых каналов и неселективных β-блокаторов не вызывает нарушений нормальных компенсаторных механизмов ОНГ [37, 98].

В случае применения кристаллоидов приходится вводить тройное количество раствора сравнительно с отобранным объемом крови. Преимущество солевых растворов заключается в быстроте их действия, причем только в случае краткосрочного хирургического вмешательства и при раннем начале ретрансфузии, проблемы с компенсации потери объема не возникают, и практически не обнаруживаются нарушения системы свертывания крови. При длительном хирургическом вмешательстве, когда необходимо дополнительное вливание жидкости, она скапливается в интерстициальном пространстве и образует выраженные отеки, вплоть до создания сложностей закрытия брюшной полости при полостных операциях [9].

Оптимальные и экономически эффективные результаты при ОНГ обеспечивает применение растворов 6% ГЭК фармакологической группы HES 200/0,5 (в частности, Инфукол). При нормоволемической гемодилюции компенсация ОЦК достигается путем введения равного (1:1) его объема [9, 167]. Гидроксиэтилкрахмал 130/0.4 (Voluven) обладает улучшенными фармакокинетическими свойствами.

В отличие от декстранов, препаратов желатины растворы гидрооксиэтилкрахмала не вызывают аллергических реакций, послеоперационных интерстициальных отеков, обеспечивают стойкое волемическое действие.

Острая изоволемическая гемодилюция ведет к сокращению потребности в трансфузии от 18 % до 90 %. При тотальном эндопротезировании ТБС только 41 % пациентов после ОНГ требовал трансфузии ранее заготовленной аутокрови по сравнению с 75 % группы контроля. Кроме того, понадобилось меньшее её количество (в среднем 41 % оцененной потери крови) по сравнению с группой контроля (71 %). Чистое время анестезии при осуществлении гемодилюции увеличилось в среднем на 11,4 минут [252].

Математическое моделирование ОНГ в некардиохирургических условиях показало, что этот метод не будет эффективным, пока кровопотеря не станет значительной (более 3000 мл), и порог трансфузии будет примерно 25% [177].

Неожиданная потеря крови в ходе операции может обернуться гиповолемией, падением сердечного выброса и декомпенсацией. Это состояние усугубляется чрезвычайной гемодилюцией. Поскольку острая нормоволемическая гемодилюция наиболее полезна в сложных случаях с вероятностью внезапной неожиданной потери крови, применение её ограничивается центрами с анестезиологами, имеющими опыт в использование ОНГ.

Резервирование аутокрови используется нами как составная часть методики нормоволемической гемодилюции. Стабилизированная (консервированная) аутокровь сохраняется в течение нескольких часов при комнатной температуре, и трансфузия производится на заключительном этапе операции или в ближайшем послеоперационном периоде.

Одним из методов сокращения переливания чужеродной крови является предоперационная гиперволемическая гемодилюция [299]. При предоперационной гиперволемической гемодилюции (ГГ) происходит разведение циркулирующей крови, для того чтобы при кровопотере во время операции терялось меньше эритроцитов на каждый миллилитр крови. В противоположность предоперационной нормоволемической гемодилюции (ОНГ) это происходит только посредством внутривенной инфузии коллоидных и солевых растворов без одновременного забора крови то есть увеличением внутрисосудистого объема крови [299].

Предоперационная ГГ проводится непосредственно перед или после введения в наркоз. В зависимости от исходного гематокрита пациента, массы его тела и предполагаемого

гематокрита можно перелить до 40 мл/кг гемодилютанта. Могут быть использованы солевые или коллоидные растворы на основе декстрана, желатины или гидроксиэтилкрахмала (HES). С учетом реологии, фармакокинетики, переносимости лучшим средством для гиперволемической гемодилюции является на сегодняшний момент HES [299].

Предоперационная гиперволемическая гемодилюция не показана больным с выраженной коронарной недостаточностью, тяжелыми нарушениями ритма сердца, гипертонией (систолическое АД более 180 мм рт.ст.), тяжелыми поражениями легких с респираторной недостаточностью, почек, печени, нарушениями в системе свертывания, при наличии очагов инфекции [47].

Методика внутрисосудистой гиперволемической гемодилюции основанная на сочетанном применении ганглиолитических препаратов (в частности, пентамина) и инфузии кровезаменителей для восстановления соответствия емкости сосудистого русла объему циркулирующей крови и предотвращения избыточной артериальной гипотонии успешно использовалась в отделе анестезиологии НИИТО им. Р.Р. Вредена в 1973-78 гг., в том числе и в сочетании с переливанием ранее заготовленной аутокрови. Она находит применение и в повседневной практике сегодняшнего дня.

Предоперационная заготовка и консервирование аутокрови

До настоящего времени одним из эффективных путей достижения максимальной безопасности гемотрансфузионного обеспечения плановых операций остается аутогемотрансфузия (АГТ). Под аутогемотрансфузией понимаем переливание собственной консервированной крови пациента, взятой у него как у донора заблаговременно до операции (возможны эксфузии однократные, повторные и повторные с вливанием ранее заготовленной аутокрови).

Наиболее полно преимущества аутотрансфузий перечислены В.А. Аграненко (1997) в одноименной главе руководства “Клиническая трансфузиология”; причем отмечено, что преимущества эти соотносятся с недостатками гомологичных трансфузий.

При аутогенной трансфузии исключаются или отсутствуют:

- вероятность осложнений, связанных с трансфузиями несовместимой крови и эритроцитной массы;
- посттрансфузионные негемолитические реакции;
- риск аллоиммунизации;
- возможность заражения реципиента инфекционными, вирусными, паразитарными и другими заболеваниями;

– возможность развития синдромов гомологичной крови и острой легочной недостаточности;
– опасность развития трансфузионнообусловленной болезни - трансплантат против хозяина;
– вероятность иммунологического конфликта;
– иммунодепрессивный эффект трансфузии.

Кроме того:

– предоставляется возможность использования для трансфузий крови и эритроцитной массы малых сроков хранения;
– теряют остроту проблемы обеспечения хирургических операций донорской кровью вообще и малых сроков хранения в частности;
– сохраняются запасы донорской крови, что дает опреде-ленный экономический эффект;
– обеспечиваются кровью и ее компонентами больные редких групп, у которых затруднено перекрестное типирование при подборе совместимой крови, особенно по системе HLA;
– повышается лечебный (антианемический) эффект трансфузии, отмечается более быстрое послеоперационное восстановление крови, утраченной во время операции, вследствие стимуляции гемопоэза повторной предоперационной кроводачей и большим заместительным эффектом трансфузии аутокрови;
– явные психологические преимущества для больного (используется “собственная, а не чужая кровь”).

Общие принципы проведения аутогемотрансфузии. Заготовку крови больных для последующего консервирования и переливания осуществляют по принципу заготовки крови от доноров методом двухэтапной заготовки крови, предложенным и разработанным А.Е. Киселевым и П.К. Покровским (1953). Сущность его заключалась в промышленном выпуске стерильного консервирующего раствора в герметически закрытых стеклянных флаконах на первом этапе, и взятии крови от доноров как в стационарных боксированных операционных, так и в приспособленных помещениях - на втором этапе. Подобным методом пользовались и за рубежом, различие состояло лишь в составе консервирующих растворов.

На этапе опробации метода большинство хирургов производили предоперационную эксфузию однократно в объеме 150 - 400 мл. Как правило, объем эксфузии для конкретного больного не индивидуализировали. Имелись примеры увеличения объема предоперационной эксфузии до 600 мл [232] и проведения повторных (от двух до четырех) эксфузий с общим объемом заготовленной аутокрови до 2000 мл.

В последние годы при отсутствии противопоказаний объем однократной эксфузии для взрослого донора составляет 400 - 450 мл, что определяется как емкостью пластикового

контейнера, так и количеством содержащегося в нем консервирующего раствора (например «Гемакон» 500/300»).

Промежутки времени между изъятиями крови составляли от четырех до десяти дней [108, 109, 157, 241]. Многими зарубежными авторами заготовка аутокрови выполнялась еженедельно [161, 199, 234, 296]. M. Wittig с соавторами (1994) считали допустимым использование более коротких интервалов между донациями. В нашей практике интервалы между эксфузиями составляли 4 - 5 дней, а промежуток между последней эксфузией и операцией - не менее 3 суток.

По вопросу необходимости возмещения объема изъятой крови не сложилось единого мнения. Буклей П.А. (1972); Деденко И.К. с соавторами (1973) не производили замещения. В. П. Мусатов (1974), А.Е. Лоскутов (2000) инфузировали изотонический раствор хлористого натрия или глюкозы с поливитаминами в количестве 500 - 1000 мл. Г.И. Таруашвили (1974) рекомендовал вливание коллоидных кровезаменителей (декстран, полиглюкин).

Сроки от взятия крови до оперативного вмешательства колебались от нескольких часов (при использовании методики “резервирования” собственной крови и проведения гемодилюции) до семи - десяти суток при аутогемотрансфузии.

В случае осуществления повторных эксфузий с целью заготовки большего объема аутологичной крови от первой эксфузии до операции проходило до 21 суток [178]. Иногда переливали ранее заготовленную кровь больного, увеличивая объем последующих эксфузий [55, 232, 241], что давало возможность получить перед операцией большие объемы (до 2000 мл) свежей двух - четырехдневной аутологичной крови [109, 110].

Хранение аутологичной крови, кроме случаев, где использовали криоконсервирование, осуществляли в холодильнике при температурах, обеспечивающих её качество, в соответствии с действующими инструкциями службы крови. Для исключения вероятности использования аутокрови как донорской был предложен особый цвет сигнатуры [233].

Использование для консервирования аутокрови низких (- 196^0 С) температур [3, 141, 142, 214, 269] позволяло накапливать в течение длительного времени большие количества аутологичной крови с сохранением кислородотранспортной функции эритроцитов. Этот вариант метода доступен лишь специально оснащенным учреждениям службы крови.

Эксфузия крови. Эксфузия крови представляет собой частный вид венозного кровотечения, ограниченного по объему и осуществляемого со сравнительно небольшой объемной скоростью. При этом возникают, как и при всякой кровопотере, патологические изменения и приспособительные реакции. Первые заключаются в уменьшении объема циркулирующей крови за счет как глобулярного, так и плазматического объемов. Уменьшение количества эритроцитов и, следовательно, циркулирующего гемоглобина ведет к снижению

кислородной емкости крови. Адаптационные механизмы включают повышение тонуса мелких сосудов и мобилизацию депонированной крови. Преобладание симпатических влияний обусловливает тахикардию, что в условиях уменьшенной емкости сосудистого русла приводит к ускорению кровотока и способствует поддержанию уровня артериального давления. Увеличение объема легочной вентиляции обеспечивает лучшие условия оксигенации крови и облегчает венозный возврат крови к сердцу [29].

К адаптационным механизмам также относят поступление в сосудистое русло внеклеточной жидкости, повышение свертывающего потенциала крови и тканевые приспособительные реакции, выражающиеся в повышении ферментной активности и усилении анаэробного типа дыхания.

Выраженность патологических изменений в значительной мере определяется объемом взятой крови. При объеме эксфузии до 300 мл [56, 101] не отмечали изменения указанных показателей. Увеличение объема эксфузии до 400 - 450 мл вызывало у части больных незначительное снижение артериального давления и учащение сердечных сокращений как непосредственно после взятия крови, так и в первые трое суток. В единичных случаях после взятия крови наблюдали коллаптоидные реакции [57, 89], которые отмечены и при взятии крови у доноров. Эти осложнения связаны с расширением венозных сплетений брюшной полости вследствие раздражения вагуса.

У ортопедических больных зафиксированы минимальные гемодинамические изменения в ответ на эксфузию: частота пульса до взятия крови 87, а после эксфузии 85 уд/мин; максимальное АД снижалось в среднем с 139 до 125 мм рт ст., минимальное практически не изменялось - с 79 мм рт ст. до 76 мм рт ст. [119].

И.Г. Дорожко (2002) при помощи суточного мониторирования регистрировали биоэлектрическую активность миокарда у 20 пациентов до и после сложных хирургических вмешательств на опорно-двигательном аппарате с применением аутогемотрансфузии. В раннем послеоперационном периоде отмечены тахикардия преимущественно в ночные часы, нарушение циркадного ритма сердца, депрессия сегмента ST по ишемическому типу без типичных клинических проявлений. Эти изменения более выражены у больных старшей возрастной группы, что необходимо учитывать при планировании характера оперативного вмешательства и вида гемотрансфузии.

Изменение общего состояния больных, связанное с основным хирургическим заболеванием, не может не отразиться на их реакции на кровопускание.

Изучение гемодинамики показало незначительное уменьшение ударного объема сердца, минутного объема кровообращения с умеренным повышением периферического сопротивления после эксфузии. На третьи сутки после взятия 400 мл крови операции прохо-

дили в условиях некомпенсированных нарушений гемодинамики [58, 115]. На седьмые - десятые сутки, по данным тех же авторов, все показатели гемодинамики приходили к исходному уровню.

С.А. Матвеев с соавторами (1998) установили, что у больных с ишемической болезнью, врожденными и приобретенными пороками сердца однократные эксфузии крови в дозе 400 - 500 мл, плазмы в объеме 600 - 1500 мл не вызывали существенного ухудшения состояния.

Изучение морфологического состава крови у больных с заболеваниями органов брюшной полости, щитовидной железы [56, 121] не выявило выраженных изменений количества эритроцитов и содержания гемоглобина после эксфузии до 250 мл. При изъятии до 400 мл отмечено уменьшение количества эритроцитов на 350-800 тыс в $мм^3$, содержания гемоглобина на 0,8 - 1,0 г/%. Цветовой показатель не менялся.

Н.М. Бондаренко (2002) исследовали картину красной крови и морфофункциональное состояние эритроцитов у больных до и после операций на органах брюшной полости при применении методики поэтапной предоперационной заготовки аутокрови.

Через 4-5 дней после первой эксфузии в объеме 400 - 450 мл аутокрови у больных отмеченно снижение эритроцитов на 8,4% при исходной величине 4,52*10 12 г/л), гемоглобина на 6,85% при исходном значении 138,8 г\л), гематокрита на 6,1% (исх. 41,67%) [14].

Обычно показатели красной крови (содержание гемоглобина, эритроцитов, гематокрит и др.) восстанавливаются через 14-20 дней после эксфузии 300-400 мл. Это положение должно лечь в основу определения дозы эксфузии, сроков ее повторения и дня операции. Снижение гемоглобина в крови более чем на 15% исходного, на любом этапе заготовки аутокрови становится противопоказанием к следующей гемоэксфузии. Анемия должна рассматриваться как временное противопоказание к аутогемотрансфузии. При уровне гемоглобина 110— 120 г/л безопасна и допустима эксфузия 250-300 мл, так как более высокая доза может вызвать снижение показателей гемоглобина и эритроцитов, которые не восстановятся к моменту операции [148].

Большинство авторов, изучавших реакцию кроветворного аппарата на взятие крови [38, 73], отмечали увеличение содержание ретикулоцитов периферической крови и на основании этого делали заключение о стимуляции эритропоэза.

По данным M. Wittig с соавторами (1994) количество ретикулоцитов возростало с 46 х 10^3/мкл до 94 х 10^3/мкл на 7 день при интервалах между эксфузиями в 3-4 дня, и с 44 х 10^3/мкл до 108 х 10^3/мкл на 14 день при еженедельном изъятии крови.

Впрочем, J. Cuello с соавторами (1969) не считали увеличение числа ретикулоцитов достаточным доказательством стимулирующего действия эксфузии на эритропоэтическую функцию.

Способность организма к восстановлению утраченного гемоглобина и эритроцитов в значительной мере определяется состоянием запасов железа в организме [130]. Кровопотеря приводит к снижению содержанию железа в плазме. Одноразовое взятие 400-500 мл крови, как показал Я. Дашиньски (1964), равно потере 200 мг железа, что превышает способность абсорбции железа из пищи, и приводит к снижению уровня плазменного железа на 10 - 15 мг/%. При истощении депо даже в случае однократной кровопотери уровень железа в плазме остается низким, развивается картина гипохромной анемии [131]. Нарушения обмена железа могут быть вызваны как повторными кровопотерями и нарушением поступления железа в организм, так и неспецифическими заболеваниями. Снижение железа сыворотки наблюдается при остеомиелите, ревматоидном полиартрите, а также при воспалении, инфекции и интоксикации независимо от этиологии [139]. Показатели обмена железа у больных с деформирующим артрозом крупных сосудов, последствиями повреждений костей конечностей не отличаются от таковых у практических здоровых людей и свидетельствуют об отсутствии скрытого дефицита железа [73].

По данным Н.В. Меняйлова (1968), операции на опорно-двигательном аппарате вызывают снижение уровня негемоглобинового железа, которое продолжается до седьмого дня послеоперационного периода, затем отмечается его медленный подъем и только на двадцать первый - тридцатый день восстановление исходного уровня.

Как указывал В.Н. Петров (1975), уровень гемоглобина в крови не может быть использован в качестве диагностического теста, а определение концентрации железа в сыворотке крови недостаточно для выявления скрытого его дефицита. Наиболее точным является комплексное исследование с обязательным определением железосвязывающей способности сыворотки крови и процента насыщения трансферрина.

Показания.

Показанием для предоперационной заготовки аутогенной крови служит предполагаемая кровопотеря, превышающая объем, который может быть компенсирован организмом больного. Показания для аутогенного переливания могут быть поставлены шире, чем для переливания компонентов донорской крови (Practice Guidelines ....., 1996).

Показания к АГТр должны устанавливаться индивидуально в соответствии с принятыми общими показаниями к гемотерапии. Однако особенность предоперационной заготовки аутокрови заключается в том, что они должны назначаться и планироваться своевременно и в зависимости от тяжести операции, ее длительности, травматичности и главное пред-

полагаемого объема кровопотери, в связи с чем избирается тот или иной вариант заготовки аутокрови и/или ее компонентов и их объем [5].

О.Н. Рассамахина с соавторами (1998) считают, что аутогемотрансфузия показана и достаточна при операциях по поводу коксартроза, опухолей костей, последствий переломов длинных трубчатых костей, таза и кровопотере не превышающей 15% ОЦК.

По нашему опыту заготовка аутокрови показана большинству больных перед тотальным эндопротезированием ТБС и ревизионными вмешательствами на нем, вертебрологическими операциями.

Планирование аутогенных трансфузий. Убедить трансфузиологическую службу принять программы заготовки аутокрови и сократить число гомологичных трансфузий при плановых операциях могут только экономическая выгодность заготовки аутокрови в стационарах и положительные результаты её использования [216].

Учреждения службы крови и трансфузиологи обязаны информировать врачей, а также пациентов до получения у них согласия на трансфузионную терапию о вероятных опасностях переливания компонентов донорской крови и возможности альтернативного переливания аутогенной крови [195, 298].

В. Калнберз и Ю. Жукова (1997) считают метод применимым для любой ортопедической клиники и связывают рост использования аутокрови помимо усовершенствования методов её консервации и хранения с тем обстоятельством, что переливание аутологичной крови не нарушает гомеостаз (особенно иммунный статус) и снижает риск передачи инфекционных заболеваний. В больнице травматологии и ортопедии г. Рига объем заготовки аутокрови за одиннадцать лет (1980 - 1990 гг.) возрос в девять раз.

При планировании заготовки крови перед большим ортопедическим вмешательством всегда имеет место некая раздвоенность цели. С одной стороны желательно заготовить столько аутокрови, чтобы исключить дополнительную трансфузию компонентов донорской крови. С другой - повторные эксфузии ведут к снижению, часто значительному, содержания гемоглобина, что, как известно, увеличивает вероятность и объем возможной трансфузии, требуют дополнительного пребывания больного в стационаре, если не производятся амбулаторно.

По мнению F. Komatsu (1990), наличие 800 мл аутогенной крови достаточно, по крайней мере, для 80 % подобных пациентов; при соблюдении этого условия в ходе 89 % ортопедических операций была перелита только аутогенная кровь. Гомологичная трансфузия потребовалась лишь пациентам с кровопотерей свыше 2200 мл.

D.J. Roxby с соавторами (1988) использовали программу дооперационной заготовки аутогенной крови по инициативе больного, согласно которой пациентов отбирали из ожи-

давших плановой операции без формального направления хирурга. При использовании указанного подхода число эксфузий возросло с 8 до 33 в месяц, без каких либо осложнений. По мнению авторов, подобная система была практична и рентабельна, способствовала сокращению гемотрансфузионных осложнений.

S.W. Renner с соавторами (1992) проанализировали результаты использования предварительно заготовленной аутогенной крови в 612 больницах. Регистрировали число аутодоноров, количество заготовленных, перелитых, не перелитых и забракованных доз аутокрови; пациентов, получивших только аутогенную кровь и потребовавших дополнительно гомологичной крови. Большинство аутодоноров (89,7%) избежало переливания гомологичной крови, включая тех (39,5%), кому переливание не потребовалось. Кровь, заготовленная для операций с малым риском, составила 23,1% всех доз, а частота эксфузий для таких вмешательств была прямо пропорциональна числу случаев, не потребовавших переливания, и частоте брака. Авторы пришли к заключению, что основным направлением улучшения практики аутогенного переливания должно стать сокращение заготовки аутокрови для операций, при которых переливание крови требуется в редких случаях.

Анализ использования криоконсервированных аутогенных эритроцитов показал, что значительная часть доз, заготовленных без четкого планирования, не была перелита [184].

A.L. Hull с соавторами (1989) по результатам анализа параметров трансфузионной терапии у подвергшихся плановым ортопедическим вмешательствам предложили принять более низкий уровень гематокрита для аутогенных доноров, не заготавливать избыточных количеств аутокрови, не перевосполнять пациентов их собственной кровью и не допускать остатков аутогенной крови.

Заготовка аутогенной крови вносит значительный вклад в создание запаса крови для плановой операции и предотвращает введение приблизительно 70 - 75 % аллогенной крови пациентам, которые подвергаются большим операциям, включая тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, в плановом порядке [257].

Общее состояние больных с ортопедическими заболеваниями позволяет производить у них предоперационное взятие крови для целей аутогемотрансфузии. Доказана безопасность дозированного изъятия крови перед плановыми ортопедическими вмешательствами [73, 283]. Многочисленными работами определен рациональный объем эксфузии и подтверждены преимущества переливаний аутологичной крови для замещения операционной кровопотери [5, 30, 58, 283].

За рубежом хирурги, выполняющие эндопротезирование крупных суставов, усиленно пропагандируют аутодонорство и рекомендуют заготовку аутокрови для больных с тяжелыми сопутствующими заболеваниями. Следует признать, что пациенты с ограниченны-

ми резервами дыхательной системы или ишемическими заболеваниями сердечной мышцы далеко не идеальные кандидаты для проведения эксфузии, но часть из них может быть аутодонорами [286]. P.T. Toy с соавторами (1986) пришли к заключению, что у пациентов, состояние которых допускает заготовку аутокрови и операции выполняются в плановом порядке, аутогенные переливания используются недостаточно.

Обзор первичных тотальных эндопротезирований тазобедренного сустава с использованием предоперационной заготовки аутогенной крови за 5 лет выявил явный рост аутогемотрансфузий - в 1988-89 г.г. - 18% всех операций, в 1990 г. - 37% и в 1991-92 г.г. - 73 %, что отразило возрастающую популярность аутогемотрансфузии и ослабление ограничений по возрасту [279].

G.V. Miller с соавторами (1991) анализировали эффект аутогемотрансфузии при тотальном замещении суставов эндопротезами ретроспективно. Группу из 99 пациентов, получивших аутогемотрансфузию, сравнивали с 55 пациентами контроля. Взятая по одной дозе за 14 и 7 дней до операции цельная кровь была перелита интраоперационно. Дооперационные значения гемоглобина находились в пределах нормальных величин у всех пациентов кроме женщин, для которых средние значения составили 122 + /- 11,3 г/л. Из-за периоперационной гемодилюции, послеоперационные показатели гемоглобина были существенно ниже дооперационных для всех обследованных. В среднем интраоперационная потеря крови была аналогична для аутогенной группы и контроля (от 650 до 750 мл). Не отмечено никаких побочных реакций при аутогенных переливаний и 74% больных получили только собственную кровь. Предложено осуществлять трехкратную заготовку в течение 3 недель до операции - такой стандартизированный подход, по мнению авторов, обеспечит простоту выполнения программы для различных операций.

M.G. Sharland с соавторами (1995) на примере 529 последовательных операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава (ЭндТБС) оценили влияние заготовки аутогенной крови на сокращении потребности в гомологичной трансфузии. В 1991-92 гг. только 4% аутогенных доноров при первичном ЭндТБС потребовали переливаний аллогенных компонентов крови, по сравнению с 84% у остальных реципиентов. После ревизионных ЭндТБС в тот же период 36 % аутогенных доноров и 100% реципиентов, не имевших аутогенной крови, потребовали аллогенных трансфузий. Частота ревизионных операций составила 33% от общего числа. Потеря крови, объемы переливания и время операции были идентичны. Пред - и послеоперационные концентрации гемоглобина в аутогенной группе были ниже - 15 и 10 г/л соответственно после первичного ЭнТБС и 10 г/л в обоих группах после ревизионного ЭнТБС.

R. Yomtovian (1997) объясняет быстрый рост самого безопасного аутогенного переливания с середины 80-х годов, прежде всего реакцией на обнаружение вероятности гемотрансмиссивной передачи вируса СПИДа. По его мнению, существенное повышение безопасности переливания донорской крови достигнутое в течение последнего десятилетия, требует переоценки роли аутогенного переливания и, в частности, его способности обеспечить повышенную безопасность при сохранении рентабельности.

Ограничение необоснованных переливаний, осторожный подбор донора, обязательное дополнительное назначение препаратов железа, унифицирование стратегии трансфузии способны предотвращать несчастные случаи и ошибки, что позволит окончательно определить пользу дооперационной заготовки и переливания аутогенной крови.

При подготовке к плановой операции в РосНИИТО всегда учитываются приемы, сокращающие кровопотерю и минимизирующие вероятность применения компонентов донорской крови. Применяется следующая схема планирования трансфузионного обеспечения операций эндопротезирования.

После клинического, рентгенологического и лабораторного обследования больного, подтверждения показаний для оперативного лечения и уточнения характера предстоящего вмешательства лечащим врачом и трансфузиологом решается вопрос о допустимости и объеме заготовки аутогенной крови, назначаются препараты железа и эритропоэтина. Врач-анестезиолог при первичном осмотре больного и планировании анестезиологического пособия с учетом особенностей предстоящей операции, основного и сопутствующих заболеваний принимает решение о возможности использования острой нормоволемической гемодилюции и необходимости периоперационного возврата аутоэритроцитного концентрата. План трансфузиологического обеспечения в доступной форме излагается больному для получения его согласия. Специально оговаривается возможность расширения объема операции, величины операционной кровопотери и возникновение необходимости переливания компонентов донорской крови.

До настоящего времени для восполнения периоперационной кровопотери широко используются переливания заготовленной заблаговременно цельной консервированной крови больного - аутогемотрансфузия. Представление о количестве аутогенных трансфузий, произведенных в РосНИИТО им. Р.Р. Вредена за последние годы дает рис. 5. За 14 лет 4784 больным заготовлено 7092 дозы аутокрови.

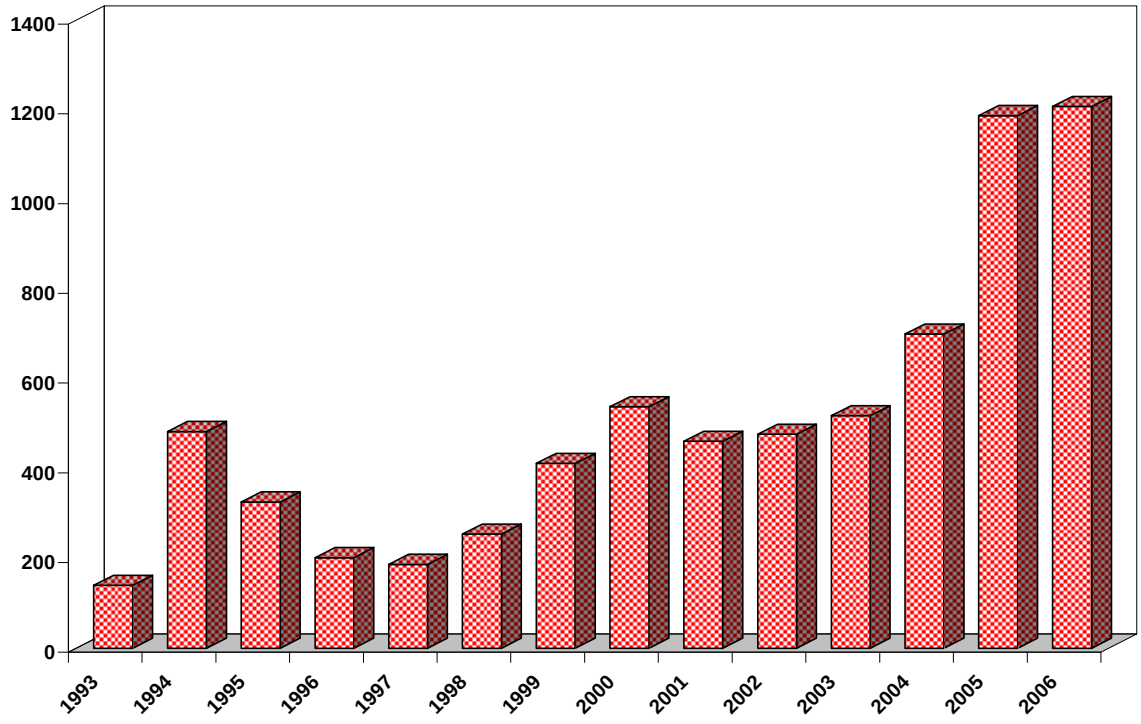


Рис. 5.5. Количество доз аутогенной крови, заготовленной в клиниках РосНИИТО им. Р.Р. Вредена по годам (1993-2006 гг.)

Требования к донору аутокрови. Лечащий врач больного, хорошо знающий состояние его здоровья и компенсаторные возможности, должен являться главным лицом, осуществляющим отбор доноров аутокрови, назначающим дозировку кроводачи и интервал между ними [5] .

Минимальным уровнем показателей красной крови для кроводачи считаются: НЬ - 11 г%; Ht - 0,32-0,33 л/л. Безусловно, эти пограничные значения показателей относительны и должны индивидуализироваться в зависимости от состояния больного [5].

Донор аутокрови подвергается клиническому и лабораторному обследованию в соответствии с требованиями, которые предъявляются к донору гомологичной крови (определение группы крови и резус-фактора, реакции на сифилис, гепатит, ВИЧ и др.). Проведение этих исследований необходимо, так как при взятии и последующей обработке аутокрови не исключается прямой контакт медицинского персонала с кровью больного - возможного носителя вирусных заболеваний. Такой контакт возможен во время заготовки крови, при центрифугировании (не исключается разрыв полимерного контейнера); в процессе криоконсервирования, размораживания, деглицеринизации, отмывания. В связи с перечисленным В.А. Аграненко (1997) считает, что потенциальные доноры аутокрови с выявленными отрицательными лабораторными показателями должны быть исключены из числа кандидатов на аутотрансфузию.

Положительное серологическое тестирование аутореципиента на ВИЧ, гепатит и сифилис служит противопоказанием к использованию аутодонорства (Пр. МЗ РФ № 363 от 25 ноября 2002 г).

За рубежом в связи с требованием обследования аутодонора на наличие инфекционных заболеваний возникло множество этических проблем. Допустимость подобного обследования пациентов, дооперационнно сдающих их собственную кровь, обсуждена в работе R.E. Domen (1995). Автор считает, что необходимо следовать тактике, которая в равной мере защищает права пациента, учреждений и работников здравоохранения.

Во время изъятия крови необходимо постоянное врачебное наблюдение за больным и контроль показателей гемодинамики.

B.D. Spiess с соавторами (1992) на основании исследования гемодинамики 123 больных с повышенным риском кроводачи считают, что гемодинамические изменения не настолько выражены, чтобы представлять опасность. Авторы указывают на меньший для больных в подобных случаях риск при заготовке аутогенной крови, чем таковой при аллогенной трансфузии.

J. Au Buchou, M. Popovsky (1991) на большом клиническом материале, включившим данные 5660 эксфузий, отметили отрицательные реакции лишь у 4,3% доноров аутокрови, главным образом молодых людей в возрасте менее 17 лет и женщин малого веса (< 50 кг). У 99% пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями реакций не было. Эти наблюдения позволили авторам расширить число возможных аутодоноров..

Противопоказания для предоперационной эксфузии

К противопоказаниям для заблаговременной, предоперационной заготовке аутокрови от больных относят:

* возраст меньше 8-10 лет и больше 75 лет;
* выраженные проявления (симптомы) болезни или ее осложнений в день кроводачи;
* выраженную анемию (НЬ < 10-11 г%, Ht < 0,30-0,34л/л);
* сердечно-легочную недостаточность, коронарную болезнь, гипотонию (АД < 100/60 мм рт. ст.), нестабильную стенокардию, недавно перенесенный инфаркт миокарда, желудочковую аритмию, AV-блокаду;
* выраженное истощение, адинамию, слабость;
* бактериемию, сепсис, вирусные заболевания;
* метастазирующий рак;
* тяжелую бронхиальную астму;
* выраженные нарушения функции печени, почек;

* гемофилию;
* эпилепсию;
* большие сроки беременности;
* наследственные заболевания крови, изменяющие морфофункциональную полноценность эритроцитов, гемоглобина, ферментов плазмы (отрицательное влияние на эритроциты в процессе хранения);
* тромбозы, тромбофлебитическую болезнь;
* антикоагулянтную терапию [5].

Часть из перечисленных физиологических или патологических состояний (возраст до 10 лет, большие сроки беременности, бактериемия, сепсис, выраженное истощение, гемофилия, эпилепсия) выступают явными противопоказаниями для самой операции эндопротезирования крупных суставов. Наследственные заболевания крови среди подлежащих ортопедическим вмешательствам встречаются относительно редко и страдающие ими пациенты подлежат обязательной подготовке с участием гематологов, в ходе которой определяется допустимость заготовки аутокрови.

Из противопоказаний для предоперационной эксфузии чаще всего приходится учитывать пожилой и преклонный возраст, наличие сердечно-сосудистых заболеваний (ИБС, гипертоническая болезнь, транзиторные нарушения ритма) и исходно низкие показатели содержания гемоглобина и количества эритроцитов. Опубликованные результаты специально предпринятых исследований позволяют по-новому взглянуть на существо этих противопоказаний.

A.A. Elawad с соавторами (1991) обследовали 45 пожилых пациентов средний возраст которых составил 71 (60 - 82) год и которые сдали 130 доз крови перед тотальным эндопротезированием тазобедренного сустава; 15 пациентов без эксфузии послужили контрольной группой. Осложнений при заготовке аутокрови не было; гематологические и биохимические показатели в периоде заготовки оставались в пределах нормальных величин. Заготовленная аутокровь обеспечила 97 процентов общих потребностей в переливании. В группе с аутогенной трансфузией наблюдали меньшую по сравнению с контролем послеоперационную и общую потерю крови; различия между группами по числу послеоперационных осложнений отсутствовали. Авторы сочли использование предварительно заготовленной аутогенной крови в плановой ортопедии независимо от возраста пациентов выполнимым, эффективным, экономичным и позволяющим исключить риск, связанный с гомологичным переливанием.

Возраст старше 70 лет при удовлетворительном общем состоянии больного и нормальных показателях гемограммы не следует считать абсолютным противопоказанием к ау-

тогемотрансфузии. Пациенты 70—80 лет прекрасно переносят гемоэксфузии и аутогемотрансфузии дают положительный эффект. Частота нежелательных реакций при аутогемотрансфузиях в пожилом возрасте даже уменьшается [148].

Г.Л. Козинец с соавторами (2000) исследованием клеточного состава крови и распределения клеток костного мозга по стадиям клеточного цикла установили, что основные показатели гемограммы у мужчин и женщин после 60 лет практически не отличаются от таковых у лиц молодого возраста. Выявлена лишь тенденция к уменьшению содержания тромбоцитов ($P > 0,05$). Таким образом, отсутствие у пожилых людей существенных нарушений кроветворения авторы считают подтверждением возможности пересмотра возрастных ограничений для донорства крови.

С.А. Матвеев с соавторами (1998), проанализировав результаты аутодонорства крови и её компонентов у 305 кардиохирургических больных (37 пациентов с врожденными, 161 - с приобретенными пороками и 107 - с ишемической болезнью сердца), установили, что при отсутствии противопоказаний однократные эксфузии крови в дозе 400 - 500 мл, плазмы в объеме 600 - 1500 мл, тромбоцитов - 150 - 290 млд. клеток не вызывали существенного ухудшения состояния больных. Отмеченные функциональные сдвиги носили адаптационный характер, были кратковременны и не требовали специального лечения.

Противопоказаниями к переливанию аутогенной крови служат нормоволемия с достаточным количеством циркулирующего гемоглобина, то есть отсутствие показаний к переливанию любых эритроцитсодержащих сред.

Недостатки и возможные осложнения аутогемотрансфузии. К недостаткам аутогемотрансфузии многие авторы относят высокий процент “невостребованности” заготовленной аутокрови. В нашей серии из 4784 наблюдений избежать этого полностью не удалось, но средняя частота подобных случаев (8,98%) была существенно меньше цифр, приводимых в литературе [223]. Тем более, что в последние 5 лет отмечена отчетливая тенденция к её снижению (табл. 1).

Таблица 5.2

Данные о «невостребованности» заготовленной аутогенной крови в РосНИИТО (1993 - 2006 гг.) (n = 4784)

Годы	Больных- “до-норов”	Заготовлено, доз	Не перелито, доз	Не перелито, доз, %
1993	95	140	21	15
1994	322	483	71	14,7
1995	217	326	36	11,4
1996	135	202	17	8,4
1997	125	187	12	6,4
1998	169	254	24	9,5
1999	246	412	26	6,3
2000	351	538	98	18,25
2001	301	461	39	8,46
2002	311	477	35	7,33
2003	338	518	33	6,37
2004	444	700	28	4, 0
2005	861	1187	25	2,1
2006	869	1207	31	2,5

Консервированная кровь отчетливо отличается от циркулирующей в организме, причем эти отличия нарастают по мере хранения крови.

Морфофизиологические изменения клеточных элементов сводятся к следующему [41]. Эритроциты изменяют свою форму, частично теряют поверхностный электрокинетический потенциал, макроэргические фосфаты и способность деформироваться, что затрудняет их прохождение через малые капилляры и обусловливает образование микроагрегатов (10— 160 мкм). Последние возникают уже на 30—40-й секунде после начала забора крови, полностью сформировываются к 4—5-й минуте, а нарастание их числа завершается к 8-м суткам хранения крови.

Агрегаты величиной до 30—40 мкм не задерживаются стандартными фильтрами инфузионных систем, что при просвете капиллярных сосудов менее 15—25 мкм становится одной из главных причин возникновения (или усугубления) микроциркуляторных расстройств после инфузий консервированной крови. Поступление микроагрегатов на естественный легочный фильтр создает условия для формирования «шокового» легкого в тех слу-

чаях, когда ретикулоэндотелиальная система не способна элиминировать их возросшее количество [5, 41, 134].

Тромбоциты консервированной крови теряют свои свойства в течение первого дня хранения, а гранулоциты через 24 - 48 часов.

Несмотря на то, что пластиковые контейнеры и современные консервирующие растворы гарантируют пригодность крови для переливания в течение 45 суток, её замещающие свойства в конце срока хранения при положительной температуре значительно снижаются.

Заготовленная аутокровь, наряду с полной совместимостью, обладает теми же недостатками, что и донорская: состав её меняется в процессе хранения - эритроциты утрачивают свою стойкость и способность к передаче кислорода тканям, нарастает содержание K^+ в плазме, понижается pH.

Поэтапная заготовка путем повторных эксфузий значительных (до 2 литров) аутокрови требует определенного времени, связана с повторными венопункциями, а для сохранения кислородотранспорной функции эритроцитов использования специальных приемов - повторных эксфузий-трансфузий.

При поэтапном методе через 4 суток после первого взятия 300-400 мл крови заготавливали еще 200 мл. Спустя еще 4 - 5 суток на заключительном 3-ем этапе больному переливалась вся ранее заготовленная кровь, и заготавливалось 800 мл свежей аутокрови [113].

А.Ю. Пащук, А.В. Иванова (1975) на каждом этапе, начиная со второго, возвращали ранее заготовленную кровь и вновь эксфузировали объем на 250 мл больше перелитого.

При так называемом ступенчато-поэтапном методе объем каждой последующей эксфузии увеличивают, а ранее заготовленную аутокровь возвращают больному. Так как манипулируют большими объемами, обязателен контроль гемодинамики, содержания гемоглобина и показателя гематокрита.

Дополнительные возможности предоставляет метод криоконсервирования компонентов крови. Замороженные эритроциты сохраняют свою морфофункциональную полноценность в течение многих лет.

L. DePalma с соавторами (1990) провели ретроспективный анализ использования замороженных аутогенных эритроцитов - для 41 пациента в двух больницах было заготовлено 104 дозы. Пятнадцати из них (37 %) возвращены одна или более доз заготовленных эритроцитов. Двадцати двум больным аутогенные эритроциты были заготовлены перед плановой операцией; половине этих пациентов они перелиты частично или полностью. У шестнадцати пациентов заготовка аутоэритроцитов произведена в связи с редкими подгруппами крови или наличием множественных антител и трем - по их личной просьбе. Только 4 из 19 пациентов (21 %), сдавших кровь без определенного плана использования, получили, в конечном

счете, переливание размороженных эритроцитов. Авторы пришли к заключению, что возможность длительного хранения криоконсервированных аутогенных эритроцитов способна улучшать результаты плановых хирургических вмешательств у пациентов с повышенными требованиями к качеству переливаемых сред.

На основе собственного опыта В.А. Аграненко (1997) представил преимущества метода криоконсервирования следующим образом. Он позволяет:

1) заготавливать заблаговременно в необходимых объемах аутологичные эритроциты, концентраты тромбоцитов и плазму;

2) сохранять компоненты крови функционально полноценными длительные сроки (годами);

3) производить эксфузии крови задолго до поступления в стационар амбулаторно;

4) проводить трансфузии аутоэритроцитов аллоиммунизированным больным, отличающимся тяжелыми постгрансфузионными реакциями на переливание гомологичных эритроцитов;

5) проводить тромбоцитотерапию больных, аллоиммунизированных и рефрактерных к трансфузиям концентрата тромбоцитов;

6) проводить трансфузии свежезамороженной аутоплазмы при дефиците факторов свертывания.

Размороженные и отмытые эритроциты ареактогенны, лишены плазменных белков, лейкоцитов и тромбоцитов, поэтому их трансфузии особенно показаны реактивным, аллоиммунизированным больным.

Применение эритропоэтина. L.T. Goodnough (1991) считал, что развитие и внедрение в практику рекомбинантного человеческого эритропоэтина (Epo) привело к появлению новых потенциальных возможностей лечения первичных и хирургических анемий.

Роль терапии Epo в периоперационном периоде определена как обеспечение возможности заготовки больших количеств аутогенной крови и улучшение послеоперационного эритропоэза, что уменьшает потребности в переливании гомологичной крови. Клиническое применение эритропоэтина автор обозначил как наступление новой эры трансфузионной медицины с включением фармакологических препаратов в стратегию сбережения крови.

F.L. Thompson с соавторами (1991) использовали рекомбинантный человеческий эритропоэтин, чтобы облегчить сбор крови для аутогенного переливания в ходе планового тотального реэндопротезирования тазобедренного сустава пациенту с алкогольным циррозом печени и множественными антителами к эритроцитам. За 4 месяца до этого у него была отсроченная реакция на переливание несовместимой эритроцитарной массы при желудоч-

но-кишечном кровотечении. Лечение эритропоэтином привело к быстрому и непрерывному увеличению индекса ретикулоцитов от исходного 1,6 ‰ до максимального 8,6 ‰, что сопровождалось увеличением гематокрита от 32 % до 38,5 %, несмотря на изъятие семи единиц аутогенной крови в течение 45 дней. Трудности канюлирования вены и возможности банка крови, а не уровень гематокрита определяли частоту взятия крови. Авторы заключили, что эритропоэтин стимулировал эритропоэз у пациента с хронической анемией и облегчил сбор аутогенной крови для плановой операции.

C.J. Rutherford с соавторами (1994) провели исследование на добровольцах с сохраненными запасами железа с целью разработать кратковременный, практичный, но эффективный режим предоперационного использования рекомбинантного человеческого эритропоэтина (r-HuEPO) как альтернативы заготовке аутогенной крови и/или гомологичному переливанию. Кроме того, были исследованы изменения кинетики железа в течение ускоренного эритропоэза.

Все испытуемые получали r-HuEPO по одной из трех схем дозировки до общей дозы 1200 ед/кг r-HuEPO подкожно. Группа 1-я - 300 ед/кг в 1, 4, 7, и 10 дни; 2-я - 400 ед/кг в 1, 5, и 9 дни; 3-я - 600 ед/кг в 1 и 10 дни. Помимо этого они принимали 300 mg элементного железа через рот ежедневно в течение 10 дней, начиная с первого дня. Развернутые анализы крови с подсчетом количества ретикулоцитов, определением ферритина, содержания железа, общей железосвязывающей способности и концентрации трансферрина сыворотки выполняли периодически в течение 24 дней.

Во всех группах отмечено статистически существенное увеличение гематокрита, гемоглобина и абсолютного индекса ретикулоцитов. Каждая из схем дозировки r-HuEPO обеспечивала эффективный, удобный режим для использования перед операцией. Однако, "нормальные" для базисного эритропоэза запасы железа не всегда способны обеспечить оптимальные условия для ускоренного эритропоэза при быстром применении rHuEPO даже с дополнительным введением железа перорально. Тем не менее, результаты свидетельствуют в поддержку использования r-HuEPO в качестве альтернативы заготовки аутогенной крови в периоперационном периоде.

I. Saikawa с соавторами (1994) обследовали больных ревматоидным артритом (12 пациентов с анемией и 10 - без анемии), леченных перед эндопротезированием рекомбинантным человеческим эритропоэтином (rHuEPO) в дозе 400-800 ед/кг подкожно один раз в неделю. Аутогенную кровь заготавливали после того, как концентрация гемоглобина увеличивалась на 5 или больше процентов. Все кроме одного из пациентов положительно реагировали на лечение, сдали по 1 - 3 дозы аутогенной крови и перенесли операцию без гомологичной трансфузии. Средняя продолжительность лечения составила 1 месяц. У пациента с

тяжелой анемией потребовалось дополнительное переливание донорской крови в течение операции. Полученные результаты свидетельствовали, что лечение подкожным введением rHuEPO эффективно, нетоксично и может исключить необходимость переливания гомологичной крови у анемичных пациентов при эндопротезировании по поводу ревматоидного артрита.

Рекомбинантный человеческий эритропоэтин может сыграть существенную роль при плановых операциях со значительной потерей крови, включая сложные ревизионные и двусторонние тотальные эндопротезирования суставов. Дооперационное применение эритропоэтина (Epoetin alfa) увеличивает возможность дооперационной заготовки аутогенной крови и периоперационную массу эритроцитов [275].

Применение отечественного эритропоэтина (“Эпокрин” ГНЦ Гос НИИ особо чистых биопрепаратов) у больных с дегенеративно-дистрофическими поражениями (ДДП) тазобедренного и коленного суставов и ревматоидным артритом (РА) в дозе 30-60-100 ед/кг каждые 3 дня с одновременным ежедневным приемом Ферро-градумета закономерно приводило к увеличению числа Эр и содержания Hb на 20 ± 3 г/л. Применение максимальной из указанных доз позволило в течение 2 недель достигнуть нижней границы нормальных величин у пациентов с РА при подготовке к эндопротезированию [51].

Фракционирование аутогенной крови

Компонентный принцип трансфузионной терапии вполне применим к аутогенным переливаниям. Фракционирование заготовленной аутокрови с получением аутогенной эритроцитарной массы и свежезамороженной аутоплазмы существенно усиливает терапевтический эффект их использования при восполнении операционной кровопотери. Вопросы наиболее рационального использования каждого из компонентов требуют дальнейшего направленного изучения.

Наличие в кабинете или отделении переливания крови рефрижераторной центрифуги, низкотемпературного холодильника позволяет путем повторных сеансов плазмафереза получить 500 - 800 мл свежезамороженной аутоплазмы. Хранение при низких температурных режимах существенно уменьшает вероятность потерь аутоСЗП (до 2%), одновременно существенно повышая лечебный эффект аутогенных переливаний.

С 1999 г. значительная часть аутогенной крови в первые часы после изъятия была подвергнута нами гравитационному разделению на аутоэритроцитную массу и аутоплазму, которая незамедлительно замораживалась. В 2006 году фракционировано 90 % заготовленной аутокрови.

При повторных эксфузиях ранее заготовленные дозы аутоЭМ могут быть возвращены больному.

Р.М. Тихилов с соавторами (2005) при прогнозируемой значительной (более 1,5 л) интраоперационной кровопотере для заготовки компонентов аутокрови использовали разработанный ими метод «эксфузии-селективной аутогемотрансфузии», позволяющий запасти к моменту операции необходимое количество аутоСЗП и аутоЭМ малых (до 5 сут) сроков хранения.

На I этапе (за 8—10 дней до оперативного вмешательства) производили эксфузию 1 дозы аутологичной крови в полимерный контейнер типа «Гемакон» 500/300». Кровь незамедлительно фракционировали на аутоЭМ и аутоСЗП. Через 3—4 дня (т.е. за 4—5 дней до операции), на II этапе производили эксфузию второй дозы аутокрови, которую также фракционировали. Затем аутодонору производили переливание заготовленной ранее аутоЭМ, ресуспензированной в изотоническом 0,9% растворе натрия хлорида в соотношении 1:1. По окончании аутоэритроцитотрансфузии у больного эксфузировали еще одну дозу крови (№ 3), которую фракционировали аналогично первым двум дозам. В результате двухэтапного резервирования АГК перед операцией удавалось накопить 2 дозы аутоЭМ малых сроков хранения и три дозы аутоСЗП (в объеме 750—960 мл). Весь подготовительный цикл занимал 8 - 10 дней, к моменту операции имелось 2 дозы аутогенной эритроцитной массы малых сроков хранения и 750-1020 мл аутоСЗП [137].

Если предполагали, что такого количества аутогемокомпонентов было недостаточно для восполнения интраоперационной кровопотери, то резервирование проводили в 3 этапа, дооперационную заготовку аутогемокомпонентов начинали на 3—4 дня раньше (за 12-14 дней до планируемой операции), а на третьем этапе эксфузировали 3 дозы аутокрови с одновременной трансфузией 2 доз аутоЭМ. В результате до операции удавалось накопить 3 дозы аутоЭМ малых сроков хранения и 1250-1800 мл аутоСЗП. При проведении «эксфузии-селективной аутогемотрансфузии» восполнения объема эксфузированной крови кровезамещающими растворами не требовалось [137].

Наблюдение за состоянием больного, изучение его клинико-лабораторных показателей после каждого этапа метода «эксфузии-селективной аутогемотрансфузии» позволяло определить возможные объемы резервирования аутогенных гемокомпонентов.

Основными ориентирами для принятия решения о возможности проведения дальнейших этапов метода «эксфузии-селективной аутогемотрансфузии» являлись: клиническое состояние больного, гематокритное число, количество эритроцитов, содержание гемоглобина, количество тромбоцитов, общего белка в периферической крови аутодонора. Снижение этих показателей более, чем на 10% в течение одного этапа операции, свидетельствовало об

ограничении компенсаторных физиологических резервов организма аутодонора и являлось основанием для отказа от продолжения гемоэксфузий [137].

Заготовка в отделении (или кабинете) переливания крови лечебного учреждения свежезамороженной аутоплазмы методом плазмофереза позволяет накопить её в необходимых количествах и использовать как при возмещении внутрисосудистого объема, так и для восполнения дефицита плазменных факторов свертывания.

Наличие 1 - 3 доз аутогенной СЗП предоставляет дополнительные возможности коррекции остро возникающих нарушений коагуляции при массивной интраоперационной кровопотере и/или интраоперационном возврате эритроцитов аппаратами Cell Saver.

Вопросы тактики использования свежезамороженной плазмы, в том числе и аутогенной, для восполнения кровопотери при эндопротезировании крупных суставов требуют дальнейшей разработки и обоснования.

Экономический эффект переливания аутогенной крови

J.C. Healy с соавторами (1994) отметили, что дооперационная заготовка аутогенной крови используется у пациентов при плановых ортопедических вмешательствах с возрастающей частотой, ведет к сокращению затрат, частоты осложнений по сравнению с трансфузиями аллогенной крови и потребности в последних.

T.P. Sculco (1995) считает дооперационную заготовку аутокрови с учетом стоимости лечения гемотрансмиссивных инфекционных заболеваний рентабельной и отмечает, что как избыточное, так и недостаточное использование аутогенной крови обходится слишком дорого.

N. Blumberg с соавторами (1996) по конечной стоимости аутогенных и аллогенных переливаний при операциях тотального эндопротезирования тазобедренного сустава определили, что аллогенные переливания связаны с достоверным возрастанием затрат в сравнении с пациентами не получавшими переливаний или получившими от 1 до 5 доз аутогенной крови. Если дополнительно к аутогенной требовалась донорская кровь, разница сокращалась.

W.A. Roberts с соавторами (1996) определили стоимость аллогенных консервированных эритроцитов и аутогенной цельной крови, заготовленной до операции или в операционной при гемодилюции. Оценка основывалась на расчетах и включала стоимость взятия и консервирования крови, её контроля, материалов и затраченного времени, затраты на оборудование для введения. Величины затрат на лечение вирусных инфекций и реакций на переливания были взяты из литературы.

По мнению авторов, заготовка цельной аутогенной крови обходилась несколько дешевле, чем аллогенной; консервированные эритроциты и гемодилюция по стоимости могут составить эффективную альтернативу предварительной заготовке аутогенной крови.

R. Tretiak с соавторами (1996) провели анализ структуры стоимости переливания крови в 1933 случаях по данным восьми больниц и шести центров крови в Канаде. Были определены затраты, связанные с четырьмя стадиями заготовки и переливания, которые разделили на следующие категории: персонал, закупки, внешние услуги, отчисления, время доноров, время пациентов (для аутогенного переливания), брак и инфекции. Средняя полная стоимость переливания составила 210 U$ на дозу аллогенных эритроцитов и 338 U$ на дозу перелитой аутогенной крови. Средняя стоимость аллогенного переливания на амбулаторной основе равнялась 280 U$ на дозу эритроцитов. Полагают, что величины затрат, определенные этим исследованием, могут быть использованы при сравнении рентабельности аллогенного переливания и альтернативных методов.

При имеющемся в настоящее время дефиците донорской крови, кроме очевидных медицинских преимуществ использования для переливания собственной крови больного, приходится учитывать аутогемотрансфузии как источник трансфузионных сред.

Реинфузии

G.P. Young, T.B. Purcell (1983) отметили, что реинфузия применяемая более чем 160 лет, вновь привлекла внимание врачей при оказании экстренной помощи. Техника её сама по себе не сложнее, чем торакостомия или перитонеальный лаваж, которые могут быть выполнены у пострадавших с множественными травмами и по иным показаниям, а это практически все, что необходимо для сбора аутогенной крови. Опасения гематологических или метаболических нарушений и бактериемии не имеют под собой оснований, если проводится соответствующий отбор пациентов и соблюдается осторожность. Использование реинфузируемой крови имеет множество преимуществ перед аллогенным переливанием пациенту в критическом состоянии, включая полную совместимость крови, гомеостаз внутренней температуры, более высокий уровень 2,3-DPG эритроцитов и экономичность. Выгоды от реинфузии, по мнению исследователей, перевешивают относительно небольшой риск самой процедуры.

Переливания крови, собранной из полостей – реинфузия - в нашей повседневной практике осуществляется значительно реже и, как правило, при возникновении острых ситуаций после операций на позвоночнике.

Возврат аутоэритроцитов

Появление современных аппаратных методик интра- и послеоперационного сохранения красных клеток крови, теряемых из операционной раны или выделяющейся по дренажу после соответствующей ее обработки, с возвратом их в кровяное русло пациента существенно расширило возможности компенсирования кровопотери без использования компонентов донорской крови [32, 59, 77, 224, 246].

Кровь, теряемую из операционной раны в ходе вмешательства и ближайшем послеоперационном периоде, следует признать средой, идеально совместимой для больного и обладающей рядом других ценных свойств. Однако при костнопластических операциях переливание крови из раны не получило столь широкого распространения, как в сосудистой и кардиохирургии, что объясняется как отсутствием психологической установки на сбережение и возврат в сосудистое русло собственной крови больного, так и наличием в ней включений.

Кровь, излившаяся в операционную рану или поступающая из дренажа, содержит большое количество тканевого детрита, фрагментов жировой ткани костного мозга, мельчайших костных опилок и мономеров цемента. В ней высока доля поврежденных клеточных элементов, особенно лейкоцитов, продукты распада которых, в том числе различные цитокины, обладают немалой провоспалительной активностью. Тромбоциты разрушены или активированы контактом с поврежденными тканями. Такая кровь не содержит плазменных компонентов, наиболее важными из которых являются белковые факторы системы гемостаза [10].

И.Ф.Ахтямов считает, что кровь, собираемая и реинфузируемая при помощи подобной аппаратуры, даже более опасна, чем донорская. Содержащиеся в ней в большом количестве тромбопластин, липиды и некоторые клеточные белки, способствуют дополнительной активации ДВС, поскольку реинфузия только усиливает и дополняет собой резорбцию этих веществ из разрушенных тканей. По его мнению, кровь, собранная в ходе операции, может также стать источником системной инфекции и быть причиной сепсиса. Применение реинфузии крови не позволяет производить промывание раны в ходе операции, исключается использование с этой целью каких-либо антисептических растворов, что повышает вероятность развития послеоперационных инфекционных осложнений [10].

Однако, как показывают данные литературы и многолетний опыт успешного использования интраоперационного возврата клеток крови в клиниках РосНИИТО им. Р.Р. Вредена современные промышленные установки, предназначенные для этой цели, в должной мере обеспечивают безопасность пациентов.

При костных операциях и эндопротезировании крупных суставов определенными преимуществами обладают системы интраоперационной аутогемотрансфузии непрерывного действия типа C.A.T.S. фирмы Fresenius, позволяющие удалять из реинфузируемого концентрата клеток инородные частицы, включая жир.

Интраоперационный возврат

Особенности операций эндопротезирования крупных суставов: присутствие в ране большого количества жира, активированных факторов свертывания крови, продуктов полимеризации акрилового костного цемента, а при операциях реэндопротезирования и так называемого debris'a - продуктов истирания компонентов эндопротеза, заставляют настаивать на обязательном использовании аппаратуры, имеющей специальную “ортопедическую” программу отмывания клеток.

Разработкой и производством аппаратуры для возврата крови из операционной раны занимаются ведущие фирмы многих стран мира: Bentley Laboratories, Dideco, Haemonetics, Cobe, Fresenius и др. Выпускаемые ими модели представляют собой высоконадежные, полностью автоматизированные аппараты.

M.M. Keeling с соавторами (1983) сообщили об аутогенном интраоперационном переливании с использованием Haemonetics Cell Saver у 725 стационарных пациентов, из которых 75% были сердечно-сосудистыми больными. Остальные пациенты подвергались различным ортопедическим операциям, перенесли спленэктомию, трепанацию черепа, внематочные беременности, кесарево сечение и диагностические лапаротомии. Объем отмытых эритроцитов составил в среднем 573 $см^3$ с гематокритом 55 л/л пригодных для аутогенного переливания. При интраоперационной потере крови у взрослого свыше 1000 мл использование интраоперационного аутогенного переливания было рентабельно, безопасно и эффективно.

A.A. Elawad с соавторами (1991) сравнили результаты применения Cell Saver с традиционной трансфузией гомологичной крови при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава. Возвращенный концентрат клеток аутогенной крови покрыл все интраоперационные потребности в переливании.

Интра- и послеоперационная, а, следовательно, и общая потеря крови были меньше в группе аутогенных трансфузий, чем в контрольной. Не имелось явного внутрисосудистого гемолиза и различий изучаемых гематологических параметров в послеоперационном периоде. Параметры коагуляции оставались в пределах нормальных величин. Сочли, что интраоперационная аутогемотрансфузия безопасна, эффективна и должна использоваться при то-

тальном эндопротезировании тазобедренного сустава для уменьшения риска переливаний гомологичной крови [182].

Позднее A.A. Elawad с соавторами (1992) сообщили о сокращении числа гомологичных переливаний крови, вплоть до полного их исключения, а также послеоперационной потери крови при всех видах вмешательств использованием интраоперационного возврата клеток крови.

По мнению L.A. Smith с соавторами (1996), основанному на ретроспективном обзоре результатов применения системы Cell Saver у 592 пациентов за 3 года, интраоперационный возврат клеток аутогенной крови, представляет собой эффективный способ обеспечения гемокомпонентами пострадавших при оперативном лечении.. В 75 % случаев применение Cell Saver было рентабельным по сравнению с затратами на донорскую кровь для эквивалентного переливания.

В отечественной литературе единичные сообщения об интраоперационном возврате аутоэритроцитов в ортопедической хирургии с помощью автоматизированных устройств появились в середине 90-х годов [49, 59, 76, 77].

Из доступных систем в 1993 году этим целям в наибольшей степени соответствовал аппарат Cell Saver 4 со встроенным микропроцессором и электромеханическим дисплеем. Как стандартные, так и ортопедическая его программы допускали и ручное управление процессом. Он использовался непосредственно в операционной и/или палатах послеоперационного наблюдения и обеспечивал получение клеток крови, готовых для реинфузии, приблизительно через 3 минуты после начала обработки. Окончательный продукт - аутоэритроконцентрат (АЭК) или Red Blood Cells (RBC) - содержал красные кровяные клетки, взвешенные в растворе с гематокритом около 50%. Последующие модели, в частности Cell Saver 5, обладают большими возможностями.

В РосНИИТО интраоперационный возврат начали использовать в июне 1994 г. Через год Н.В. Корнилов с соавторами представил результаты применения Cell Saver'a при операциях эндопротезирования тазобедренного сустава у 66 пациентов (27 мужчин, 39 женщин) в возрасте от 17 до 77 лет. Первичное эндопротезирование было выполнено 37 больным, ревизионное - 29. У 59 пациентов возврат АЭК осуществляли в ходе вмешательства и у 58 из них продолжали в послеоперационном периоде; в 7 случаях сохраняли только кровь, теряемую по дренажу.

Cell Saver 4,5 фирмы Haemonetics - полностью автоматизированные высокоскоростные системы восстановления крови с встроенным микропроцессором и электромеханическим дисплеем. Как стандартная, так и ортопедическая микропроцессорные программы направляют действие аппарата, допуская при этом и ручное управление процессом.

Аппарат для сбора и возврата крови из операционной раны устанавливается прямо в операционной. Обеспечивают его работу врач и медицинская сестра, прошедшие подготовку на рабочем месте. Снаряжение аппарата (используется разовый комплект магистралей, емкостей и растворов) требует около 5 - 7 минут и осуществляется параллельно с подготовкой больного к операции.

Операционная сестра передает оперирующим хирургам стерильный наконечник отсоса аспирационной магистрали, которым они преимущественно пользуются для осушения операционного поля. Единственным ограничением при этом является исключение из числа вводимых в рану растворов перекиси водорода, вызывающей гемолиз эритроцитов. Кровь из раны смешивается в начальном отрезке магистрали с физиологическим раствором, содержащим гепарин (антикоагулянт в рану не попадает) и засасывается в мерный резервуар аппарата.

Сбор крови начинали тотчас после разреза кожи. Как правило, до рассечения кости количества содержимого резервуара было недостаточно для обработки, за исключением ревизионных вмешательств с иссечением плотных рубцов. Объемная скорость поступления крови определялась в дальнейшем локальными условиями выполнения и длительностью костного этапа операции.

Абсолютному большинству пациентов выполнено от 2 до 4 циклов возврата АЭК (96,6%) (табл. 3).

Таблица 5.3

Кратность интраоперационных возвратов АЭК в зависимости от вида вмешательства (n = 887)

Вид эндопротезирования	1-ый цикл	2-ой цикл	3-ый цикл	4-ый цикл	5-ый цикл
Однополюсное ТБС	15	6	1	0	0
Тотальное ТБС	446	392	137	74	31
Тотальное 2-х ТБС	80	70	45	21	8
Ревизионное ТБС	340	269	189	122	76
Ревизионное 2-х ТБС	6	6	6	4	2
Итого	887	743	378	221	117

При этом при тотальном эндопротезировании ТБС повторные циклы осуществляли 83,8% и три цикла - 42,6% оперированных, при ревизионном - 79,1% и 55,6% соответственно. Достаточное количество клеток крови при длительных операциях на тазобедренном суставе удавалось собрать четыре - пять раз вне зависимости от вида эндопротезирования.

Средний объем получаемого конечного продукта при всех видах вмешательства был примерно одинаков (табл. 4). Следует отметить, что четвертый - пятый цикл в тех случаях, когда он требовался, был по объему равен или даже больше предыдущих, что свидетельствовало о травматичности этих операций.

Таблица 5.4

Последовательные объемы АЭК (мл) в зависимости от вида вмешательства (n = 887)

Вид эндопротезирования	1-ый цикл	2-ой цикл	3-ый цикл	4-ый цикл	5-ый цикл
Однополюсное ТБС	246	273	245	0	
Тотальное ТБС	252	247	249	254	246
Тотальное 2-х ТБС	254	246	243	247	256
Ревизионное ТБС	258	261	258	265	254
Ревизионное 2-х ТБС	253	245	250	247	251

Общий возврат АЭК в операционной для первичного тотального эндопротезирования составил 583 мл (σ 507 мл), ревизионного - 713 мл (σ 508 мл).

Свойства эритроцитарного концентрата определялись многими причинами, в частности, исходным содержанием гемоглобина и эритроцитов, темпом кровопотери и скоростью поступления антикоагулирующего раствора. Алый цвет концентрата обусловлен полным насыщением кислородом, высокое парциальное давление которого сочетается с низким pCO_2 и показателем pH, значительно превышающим значение его для кровезаменителей и компонентов донорской крови.

Особенно ценным представляется высокое содержание в эритроцитах 2,3 дифосфоглицерата и, следовательно, сохранение способности отдавать кислород тканям [306].

Почти полное отмывание плазмы вело к низкой концентрации свободного калия и кальция.

Перечисленные свойства АЭК, меньшая склонность к депонированию и полная биологическая совместимость позволяли уменьшить удельный объем крови в составе инфузионно-трансфузионной терапии.

Средние величины суммарной кровопотери (1557 ± 138 мл) и количества возвращенного эритроцитарного концентрата (773 ± 28 мл) при первичном эндопротезировании ТБС были меньше, чем при повторном (1842 ± 209 мл и 983 ± 36 мл соответственно), но достигали как в первом, так и втором случае внушительной величины. Возвращенная взвесь аутоэритроцитов составляла от 48,9 до 53,4 % объема кровопотери.

Иногда циклы отмывки эритроцитов следовали через 30 - 45 минут, в резервуаре накапливалось более 1 литра содержимого, и в промежутках между переливаниями взвеси аутоэритроцитов возникала опасность чрезмерной гемодилюции и снижения кислородной емкости крови. Это в определенной степени компенсировалось возможностью переливать клетки собственной крови в быстром темпе, но иногда требовалась дополнительная эритротрансфузия. Чрезвычайно выгодно иметь для этого некоторое количество собственной эритромассы больного, заготовленной до операции и консервированной.

Использование систем Cell Saver в Рос НИИТО им. Р.Р. Вредена активно продолжается и успешно сочетается с другими видами аутогенных переливаний. Сведения о количестве применения интраоперационного возврата АЭК по годам представлены на рис 6.

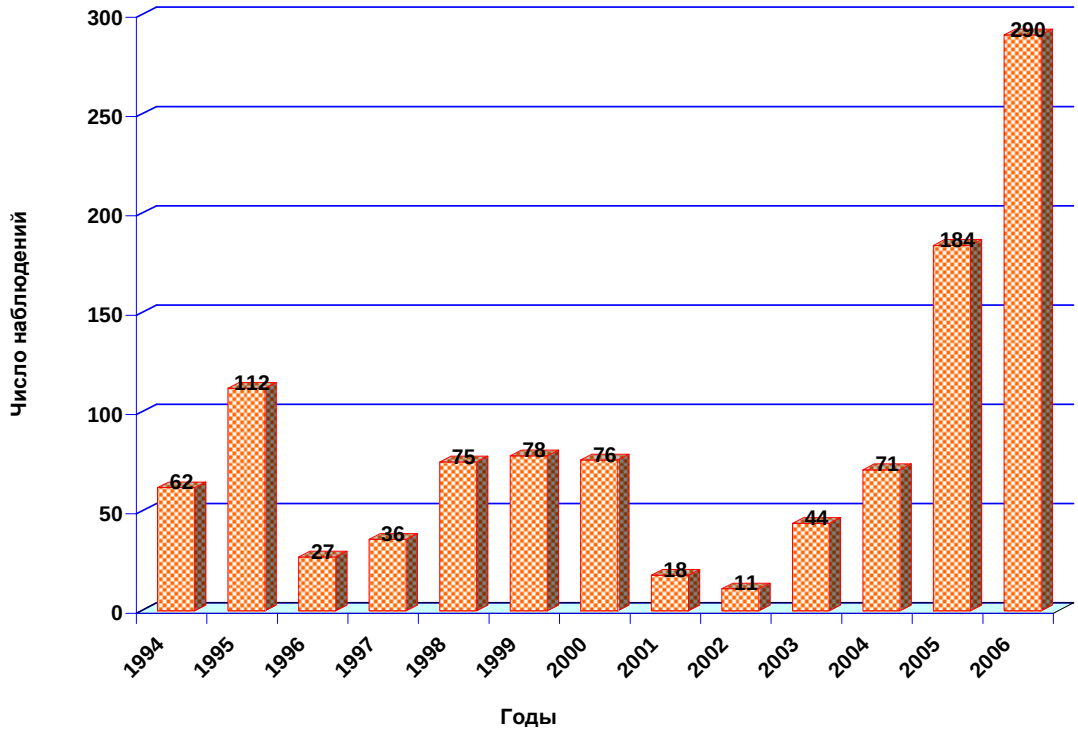


Рис. 5.6. Количество случаев применения Cell Saver’а по годам (1994 - 2006).

Снижение активности в 1996-97 и 2001-03 гг. связано в основном с отсутствием одноразовых комплектующих и экономическими причинами, и не отражало скептицизма в отношении к методу. Значительное увеличение случаев применения с 2005 г объясняется не только увеличением числа операций, но и тем, что используются уже три аппарата Cell Saver 5.

При всех достоинствах метод имеет определенные ограничения и не свободен от недостатков. Необходимость выделения персонала, обслуживающего Cell Saver, с избытком компенсируется высвобождением сотрудников от работы по организации доставки и подго-

товки к переливанию компонентов донорской крови, а также по лечению возможных посттрансфузионных реакций.

К недостаткам относят риск бактериальной контаминации, повышенное содержание свободного гемоглобина, тканевого тромбопластина в собранной крови. Использование современной аппаратуры, обеспечивая возврат больному отмытых эритроцитов, практически полностью уетраняет перечисленные недостатки.

При реконструктивных вмешательствах на крупных суставах конечностей в АЭК макроскопически обнаружено нарушение способности жира плазмы крови к эмульгированию [76, 77].

A. Henn-Beilharz с соавторами (1990) попытались выяснить не увеличивает ли степень риска жировой эмболии в ходе операций на костях попадание жира с возвращаемыми клетками крови. Из 61 пациента ортопедической группы у 34,4% жира не найдено, у 16,4% выявлено 1-2 мл и более 2 мл - у 49,2%. Ни у одного из больных, оперированных на сосудах, несмотря на использование Cell Saver жира не обнаружено.

На количество жира оказывал влияние тип операции (первичное/ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава), однако различия были недостоверны, возможно, из-за малого числа пациентов, подвергнутых реэндопротезированию. Чем больше аутоэритроконцентрата (АЭК) было перелито, тем существеннее было повышение объемного его количества. Промывающий раствор (1000 мл 0,9%-ного NaCl с 30000 ЕД гепарина) непосредственно не влиял на концентрацию жира. Таким образом, по мнению A. Henn-Beilharz интраоперационный возврат аутоэрироцитарного концентрата существенно не приумножал опасность жировой эмболии.

Противопоказания к использованию интраоперационного возврата отмытых эритроцитов включают наличие гнойного процесса и злокачественных новообразований в области вмешательства.

При инфицированных ранах опасность распространения инфекции при интраоперационном возврате остается вполне реальной, хотя имеются указания на достаточное удаление микробов при промывке.

G.V. Miller с соавторами (1991), исследуя клетки злокачественных опухолей в промывочном растворе и концентрате красных клеток крови, экспериментально доказали, что Cell Saver в комбинации с RC100 фильтрами может быть использован при хирургическом лечении злокачественных новообразований.

При больших объемах возврата отмытых эритроцитов становится реальной опасность развития осложнений, связанных с утратой факторов свертывания и белков плазмы, так как при использовании ортопедической программы они не возвращаются в кровеносное

русло и утрачиваются. После введения 3-4 доз АЭК необходимо введение плазмы или альбумина, а при большем числе циклов может потребоваться использование лейкотромбовзвеси.

Одновременное использование аппаратов для возврата красных клеток излившейся крови (Cell Saver) и микроволокнистых коллагеновых гемостатиков, несмотря на применение при переливании фильтров с размером пор 20 мк, создает условия для возникновения побочных реакций, особенно в микроциркуляторном русле тканей с конечным артериальным кровообращением [251].

Послеоперационный возврат клеток аутокрови

Тотальное эндопротезирование ТБС представляется одной из ортопедических операций, после которых возврат клеток дренажной крови может быть успешным.

Н.В. Корнилов с соавторами (1995) в послеоперационном периоде проводили 2 - 3 цикла, причем объем конечного продукта постепенно уменьшался (в среднем от 280 до 210 мл). Уровень K^+ выше 0,6 ммоль/л был отмечен только в двух дозах АЭК, полученных из последних порций дренажной крови.

В послеоперационном периоде обработка дренажной крови с целью получения АЭК производилась большинству оперированных больных (80%), которым осуществлялся интраоперационный возврат клеток крови. Однако у небольшого числа пациентов (13 человек) необходимость в послеоперационном возврате АЭК возникла внезапно после операций, выполненных при обычной тактике возмещения, в связи с массивным поступлением по дренажу.

Использование возврата клеток крови с прямым измерением дренажной кровопотери показало, что её величина в ближайшем послеоперационном периоде достигала 560 ± 104 мл (пределы колебаний 300 - 2000 мл). Кратность циклов обработки определялась количеством и качеством отделяемого и колебалась от 1 до 3. Лишь в единичных наблюдениях после реэндопротезирования тазобедренного и одномоментного эндопротезирования двух коленных суставов потребовался 4-ый цикл возврата АЭК.

Дважды возврат отмытых клеток крови осуществляли при однополюсном эндопротезировании у 40,0% пациентов, 30,8% - тотальном эндопротезировании ТБС, 29,2% - реэндопротезировании ТБС. Третий цикл при тотальном эндопротезировании ТБС осуществляли у 4,9% оперированных, при реэндопротезировании ТБС в 2,1% случаев.

Отмечена устойчивая тенденция к уменьшению объема АЭК при последующих циклах. Таким образом, основная кровопотеря происходила в ближайшем послеоперационном периоде, и большая часть теряемых красных клеток возвращалась больному в ПИТ.

В среднем при однополюсном эндопротезировании возврат составил 365 мл АЭК, тотальном эндопротезировании - 373 мл, одномоментном эндопротезировании 2-х ТБС - 237 мл, реэндопротезировании - 339 мл.

Следует не забывать о необходимости педантичного соблюдения правил сбора дренажной крови с использованием вакуумного разрежения. В отличие от интраоперационного режима аспирации с созданием отрицательного давления до - 100 мм рт ст, не рекомендуется превышать уровень разрежения в 30 мм рт ст. Игнорирование этого требования может привести к возобновлению и поддержанию сосудистого кровотечения в ране, что многократно увеличит послеоперационную кровопотерю.

Возможность сохранения ограничена первыми 4 - 6 часами после окончания операции из-за опасности инфицирования [286].

Длительность послеоперационного сбора дренажной крови для обработки определяли следующие обстоятельства:

- темп поступления и характер отделяемого;
- время, прошедшее с окончания операции;
- сохранение стерильности контура сбора крови.

Для изучения возможности послеоперационного возврата в ряде наблюдений сбор дренажной крови продолжали дольше, в течение 10 - 12 часов. Было установлено, что через 6-8 часов после окончания операции количество получаемого АЭК прогрессивно снижается, а количество K^+ в нем начинает прогрессивно увеличиваться, что указывало на нарушение целости отмытых эритроцитов.

Более чем в 1/3 случаев возврата АЭК в контейнере для переливания макроскопически отмечали наличие жидкого жира на поверхности конечного продукта. Установлена зависимость появления макролипемии от исходного морфологического состава крови: при высоких концентрационных показателях гемоглобина и содержания эритроцитов это явление отмечалось чаще. Опасность жировой эмболии при трансфузии взвеси аутоэритроцитов предупреждали исключением из переливания последних 30 - 50 мл конечного продукта.

В случаях использования Cell Saver’a только в послеоперационном периоде показания были различны. У части больных возможность сбора и переливания АЭК после операции учитывалась в плане оперативного лечения в связи с особенностями вмешательства и осложненным гемотрансфузионным анамнезом.

Чаще всего показанием к сбору и обработке дренажной крови служило массивное одномоментное поступление её по дренажу в ближайшем послеоперационном периоде. При этом приходилось учитывать, что выделение крови могло быть обусловлено опорожнением межмышечной (межфасциальной) гематомы при удовлетворительном гемостазе. Такое кро-

вотечение также внезапно прекращалось и общее количество излившейся крови не обеспечивало получения достаточного количества клеток крови. В этом случае обработку отделяемого не производили, что позволяло сохранить в неприкосновенности дорогостоящий блок магистралей с колоколом центрифуги.

В том же случае, если количество экстравазата в емкости составляло более 1 л, как правило, удавалось получить до 300 мл аутоэритроконцентрата с высоким гематокритным показателем, что оправдывало процедуру обработки и переливания.

Реже подключение системы определялось организационными причинами - отсутствие возможности применения её в ходе операции из-за использования в другой операционной.

В целом, учитывая возврат взвеси аутоэритроцитов в ходе операции и в ближайшем послеоперационном периоде, удавалось сохранить и вернуть в кровеносное русло больного значительный объем эритроцитов (до 50-60%).

По данным клинического наблюдения и лабораторного контроля в ПИТ больные, получившие трансфузии АЭК, отличались устойчивыми показателями гемодинамики, отсутствием периферического сосудистого спазма и выраженных проявлений катаболизма.

Фильтрация дренажной крови

Помимо системы Cell Saver, в послеоперационном периоде возможно применение фильтрационных устройств, позволяющих очищать кровь при гравитационном дренировании.

Объем потерь крови по дренажу в раннем послеоперационном периоде бывает столь значительным, что нередко превышает величину интраоперационной кровопотери. Это обстоятельство вынуждает использовать приемы сохранения дренажной крови с целью её обратного вливания.

Прямые измерения показали, что величины дренажных потерь в первые сутки после операции эндопротезирования крупных суставов нижних конечностей колеблются в широких пределах. Так, при тотальном эндопротезировании ТБС их объем варьировал от 50 – 2600 мл при среднем объеме в 578 ± 300 мл. Ревизионные вмешательства с заменой эндопротеза ТБС сопровождались потерей по дренажам от 50 до 1300 мл (в среднем 449 ± 249 мл). Эндопротезирование коленного сустава, характерной особенностью которого являлось выполнение основной части операции под жгутом, характеризовалось большей, чем интраоперационная, потерей по дренажам: от 90 до 1350 мл (в среднем 610 ± 251 мл).

На 594 операции менее 100 мл потеряли по дренажам 3,70% пациентов, больше 500 мл – 48,98 %; из них свыше 1000 мл 5,22% и более 1500 мл – лишь 0,67%. Так как приве-

денные величины отражают дренажную потерю за 18 – 20 часов, а в первые 6 часов выделяется до 80% всей дренажной крови, то реальным становится получить до 400 мл пригодной для переливания аутогенной крови.

Реинфузию дренажной крови рассматривают как разновидность аутогемотрансфузии и выделяют два способа её проведения – традиционную (фильтрационную) и аппаратную, включающую фракционирование аутокрови, отмывание клеточного компонента, его концентрирование и возврат больному [32, 37, 58].

Фильтрационные устройства, позволяющие очищать кровь, полученную при гравитационном и аспирационном дренировании после операций, широко применяют в травматологии и ортопедии [39, 52, 128, 159, 176, 180, 193, 221, 230, 237]. Дальнейшему их распространению препятствует опасение осложнений, связанных с наличием свободного гемоглобина в дренажной крови, возможностью бактериального её загрязнения и высокая стоимость.

У 605 больных сбор дренажной крови производили при помощи устройства “HandyVaCTM ATS”2, которое состоит из раздельных дренажной (допускающей режимы пассивного и активного дренирования) и инфузионной составляющей. Аспирация осуществлялась сильфоном – «гармошкой» емкостью 125 мл с невозвратным клапаном при разрежении в 65-75 мм рт ст. Вместимость пластикового контейнера для сбора крови, так же снабженного невозвратным клапаном и 200 μм фильтром, составляла 700 мл. Имелась возможность подключения дополнительной стерильной апирогенной емкости и по истечении 6 часов - отдельного мешка для сбора дренажной крови, уже не предназначенной для трансфузии. Инфузию осуществляли системой с каскадным фильтром “Microtrans 10” (150 – 50 – 10 μм).

Противопоказаниями к применению HandyVaC считали: использование местно в ходе операции веществ, не предназначенных для внутривенного введения; злокачественные новообразования и инфицирование операционного поля.

Дренаж устанавливался хирургом в конце вмешательства перед закрытием раны. Сбор отделяемого дренажа продолжали в палате интенсивной терапии в течение первых 6-ти часов после операции. Если количество поступающей по дренажу крови превышало емкость контейнера, то с соблюдением строгой асептики подключался резервный мешок.

После окончания сбора крови и осторожного перемешивание содержимого мешка с дренажной кровью повторным переворачиванием брали образец для лабораторного контроля в стандартную пробирку с крышкой.

---

[2] Применение системы HandyVaC^{TM} ATS разрешено на территории России (регистр. уд. МЗ РФ № 2003/1026, 1028)

Пригодным для переливания считали экстравазат с показателем гематокрита не менее 15%, содержанием свободного Hb не более 4 г/л при безусловном сохранении герметичности дренажной системы.

Первые опыты применения устройства HandyVaC не всегда были успешными - в отдельных случаях количество собранной крови оказывалось незначительным, отмечались нарушения герметичности дренажа. Одной из основных причин отказа от переливания служил выраженный гемолиз собранной крови, в единичных образцах присутствовало большое количество жира.

В дальнейшем, после освоения приемов обращения с устройством, как хирургов, так и персонала ПИТ использование реинфузии стало обычной, а в ряде случаев и обязательной процедурой.

Результаты исследования образцов крови из дренажа после эндопротезирования крупных суставов нижней конечности, составивших наибольшую группу наблюдений, показали следующее. Содержание гемоглобина и показатели гематокрита были ниже, чем в периферической крови, особенно после эндопротезирования ТБС. Эта разница оказалась менее выраженной после операций на коленном суставе, а при объеме свыше 500 мл содержание Нв уравнивалось с таковым в циркулирующей крови.

Количество свободного гемоглобина в надосадочной жидкости в среднем не превышало 1,72 г/л, уменьшалось с увеличением объема собранной крови, и при замещении коленного сустава было существенно ниже – 0,95 – 0,5 г/л. Подобным образом менялась и выраженность гемолиза.

Возможности системы HandyVaC для получения в ближайшем послеоперационном периоде пригодного для реинфузии экстравазата сравнивали с таковыми аппарата Cell Saver 5 при возврате аутоэритроцитарного концентрата (АЭК) у 227 пациентов.

При рассмотрении любых аспектов послеоперационной кровопотери, в том числе и по дренажам, приходится учитывать прямую связь её величины с качеством интраоперационного гемостаза. Поэтому публикации, сообщающие о внушительном объеме реинфузии дренажной крови, наводят на мысль или о каких-либо особенностях выполняемых операций или, увы, недостаточном гемостазе.

Наряду с этим, на величину дренажных потерь способны влиять многие другие факторы. Наложение компрессирующей повязки после эндопротезирования тазобедренного сустава уменьшало потребность в переливаниях аллогенной крови [213].

Каждому из распространенных видов дренирования - пассивному, активному (низковакуумному и высоковакуумному), свойственны определенные достоинства и недостатки, в том числе по отношению к качеству оттекающей крови. Достоинства низковакуумного дре-

нирования помимо незначительного травмирования клеточных элементов крови в том, что раневое отделяемое активно удаляется без повышения риска геморрагии и повреждения окружающих тканей.

Приведенные выше данные о величине дренажных потерь, также как сведения, содержащиеся в ранее опубликованных работах [39, 52, 192, 217, 231] дают основания утверждать, что объем кровопотери по дренажам в большинстве случаев достаточен для реинфузии фильтрованной крови.

Полученные нами при использовании системы сбора, фильтрации и реинфузии HandyVaC средние значения объема возвращенного экстравазата: 336 ± 212 мл для тотального эндопротезирования ТБС и 421 ± 223 мл - коленного, были близки к данным других исследователей.

В серии наблюдений M. Wojan (2005) после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава количество возвращенной дренажной крови составило в среднем 387 ± 194 мл, а после эндопротезирования коленного сустава - 595 ± 250 мл. Перелитая кровь имела средний гемоглобин 5,2 ± 0,9 ммоль/л с гематокритом 0,24 ± 0,05.

Несколько большие величины приведены C.D. Han с соавторами (1997). При протезировании тазобедренного сустава средний объем послеоперационной реинфузии составил 437 мл, коленного сустава - 883 мл и при двустороннем одномоментном протезировании коленных суставов - 1713 мл. При столь значительных объемах реинфузии авторы не использовали аллогенные трансфузии у 99 из 135 пациентов.

М.В. Капыриной с соавторами (2005) после эндопротезирования крупных суставов 62 больным пожилого возраста удалось возвратить в среднем 502 ± 240 мл дренажной крови (200 - 1000) с гематокритным числом 0,42 ± 0,13 и содержанием свободного гемоглобина 3,53 ± 1,3 г/л.

Ранее уже сообщалось, что качество фильтрованной дренажной крови позволяют рекомендовать её для переливания пациентам после ортопедических вмешательств, в частности, артропластики [177, 218].

Устройство “HandyVaCTM ATS” предупреждает образование сгустков, прежде всего из-за дефибринации крови [180, 193, 218]. Помимо этого имеются указания [52] на то, что фильтрованная дренажная кровь не содержит тромбоцитов. Таким образом, антикоагулирующие добавки при её трансфузии не нужны [218].

Многокаскадный фильтр инфузионной системы “Microtrans 10” первоначально задерживает костные фрагменты, микросгустки и тромбы, частицы цемента, затем микроагрегаты и большую часть лейкоцитов, пропуская эритроциты и тромбоциты. Фильтрация через каскадный фильтр при плавном, эффективном дренаже раны сопровождается минимальным

повреждением клеток крови. Отсутствует необходимость использования антикоагулянта, за исключением случаев продолжающегося сосудистого кровотечения.

Специально предпринятое определение содержание жира в дренажной крови [52] показало, что после прохождения через 10-микронный фильтр размер и количество жировых капель, не представляли опасности для пациента.

Фильтрованная дренажная кровь представляет собой ценный источник жизнеспособных эритроцитов, и её переливание позволяет в большинстве случаев отказаться от трансфузии компонентов аллогенной крови или значительно уменьшить их количество [52, 250, 301].

По сравнению с другими методами использования дренажной крови, гемофильтрация в большей мере обеспечивает восстановление содержания альбумина [163].

P.W. Kristensen с соавторами (1992) использовали устройство Solcotrans Orthopaedic у пациентов, которым было выполнено первичное тотальное эндопротезирование тазобедренного или коленного суставов с переливанием аутогенной или гомологичной крови. Пациентам, получившим аутокровь, после операции реинфузировали до 65 процентов дренажной крови. По сравнению с контрольной группой, число переливаний донорской крови уменьшилось после эндопротезирования тазобедренного сустава с 2,3 до 0,6 доз и коленного - с 3,3 до 0,3. Авторы констатировали, что использование устройства после эндопротезирования тазобедренного сустава позволило сократить число переливаний донорской крови с 2,3 до 0,6 доз и коленного - с 3,3 до 0,3.

По нашему мнению, переливание фильтрованной дренажной крови значительно (в 3-4 раза) снижает потребность в аллогенных трансфузиях в первые сутки после операций на крупных суставах нижней конечности, включая их эндопротезирование. Сокращается время пребывания больных в палатах интенсивной терапии.

Сведения о возможности осложнений после реинфузии дренажной крови разноречивы. M. Wojan (2005) не выявил никаких осложнений, непосредственно связанных с её переливанием. В то время как P. Reize (2006) наблюдал осложнения после переливания неотмытого отделяемого дренажа раны в 10 % наблюдений, что позволило ему не рекомендовать переливания дренажной крови.

W. Dietrich (1992) опасность развития почечной недостаточности вследствие блокады почечных канальцев свободным гемоглобином считал достаточно условной и описания таких клинических случаев в литературе не встретил, как и ранее в 1977 г. Е.А. Вагнер.

В нашей серии наблюдений содержание свободного гемоглобина в реинфузированных порциях не превышало 3 г/л и составило в среднем 1,72 ± 0,9 г/л при вмешательствах на

тазобедренном и 0,95 – 0,5 г/л на коленном суставах. Осложнений, связанных с гемоглобинемией, не было.

Большинство авторов, использующих реинфузию дренажной крови, ограничивали время её накапливания 6-ю часами [165, 174, 176, 291].

J.P. Bengtson (1990) показал, что собранная после операции из раны цельная кровь подвержена образованию анафилотоксинов и активации комплемента, однако после реинфузии такой крови ни системной активации комплемента, ни клинических осложнений не наблюдали.

P.M. Faris (1991) обращал внимание на тот факт, что лихорадочная реакция имела место только у двух из девяноста девяти пациентов (2 %), получивших кровь, собранную в течение шести часов после операции. В то время как после реинфузии крови, собранной через шесть - двенадцать часов после операции, двенадцать из пятидесяти четырех пациентов (22 %) дали подобную реакцию.

Arnestad с соавторами (1995) изучали выброс цитокинов и конечных комплексов комплемента во время сбора и переливания аутогенной крови у 25 пациентов при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава. У 15 пациентов исследовали кровь из раны, которая была отмыта и центрифугирована прежде, чем её перелили как взвесь эритроцитов. В этой крови не имелось повышения концентрации цитокинов и комплемента, также не отмечено увеличения этих компонентов в плазме после переливания крови из раны. У 10 пациентов в дренажной крови, собранной после операции, имелось повышенное содержание цитокинов, эластазы и ККК; её фильтрация не уменьшала концентрации этих факторов, кроме ККК. После того, как дренажная кровь была инфузирована, повышались плазменные концентрации IL-6, IL-8 и PMN эластазы на 1 и 60 минуте после завершения переливания. Никаких различий по величине кровяного давления, насыщенности кислородом (SpO_2) и концентрация гемоглобина между группами не было зарегистрировано.

Лихорадочные реакции и умеренно выраженный озноб, которые в той или иной мере можно было связать с реинфузией дренажной крови, при реинфузии дренажной крови у 605 больных мы наблюдали менее чем в 1% случаев её выполнения.

Во избежание неоправданных осложнений Е.Б. Жибурт (2001) рекомендует не проводить реинфузию, если собранный объем дренажной крови менее 150 мл. Для возможного контрольного исследования после переливания следует сохранять 10 мл крови в закрытой системе при температуре +4 °С не менее 24 ч.

С целью сократить возможность нарушений коагуляции D.C. Ayers (1995) ограничивали объем реинфузии устройством Hemovac 1000 мл для каждого пациента. Если потери по дренажу продолжались сверх означенного количества, кровь уже не переливали. Отме-

чая, что в ортопедии и сердечно-сосудистой хирургии объём реинфузии может достигать 200 мл/ч, Е.С. Горобец с соавторами (1999) во избежание развития коагулопатий не рекомендуют переливать более 1,5 - 2 литров.

В представленной нами группе из 605 больных, необходимость использовать два контейнера дренажной крови встретилась в 12 наблюдениях, лишь в 2 из которых общее количество экстравазата превысило 1000 мл. Проявлений коагулопатии при этом отмечено не было.

Экономическая обоснованность реинфузии дренажной крови определяется не только предупреждением посттрансфузионных осложнений, свойственных переливанию аллогенной крови, и, следовательно, затрат на их лечение; увеличением оборота коек ПИТ, но и сохранением донорских ресурсов [138].

В то же время следует учесть мнение В.А. Климанского (1984) о том, что сбор и реинфузию аутокрови в плановой хирургии следует осуществлять только в тех лечебных учреждениях, где строго соблюдается методика этого пособия и оно применяется регулярно. Эпизодические реинфузии могут принести больше вреда, чем пользы.

Реинфузия дренажной крови является одной из составных частей полной программы аутогенных трансфузий, позволяющей наилучшим образом решить проблему качественного возмещения кровопотери при оперативном лечении больных с патологией крупных суставов.

Следует с сожалением отметить высокую стоимость систем для реинфузии дренажной крови зарубежных производителей.

Последовательное использование в трансфузионной программе аутогемотрансфузии, интра- и послеоперационного возврата АЭК, переливания размороженной аутоплазмы ранних сроков заготовки с полифункциональными кровозаменителями позволяет наилучшим образом решить проблему качественного возмещения кровопотери на всех этапах оперативного лечения [59, 77, 137.

Хотя показания к трансфузии во всех случаях должны быть абсолютными, применение аллогенной крови и её компонентов всегда менее желательно, чем аутогенной.

Некоторые аспекты ИТ послеоперационного периода.

В ближайшие часы после эндопротезирования, как и при большинстве хирургических вмешательств, больные могут испытывать отрицательные воздействия таких патологических состояний как гемодинамические нарушения, гипоксия, гиповолемия, олигурия. Полноценное послеоперационное обезболивание представляет собой один из решающих

факторов, предупреждающих развитие перечисленных осложнений или облегчающих их течение.

Если в качестве основного вида или компонента анестезиологического пособия использовалась регионарная анестезия, имеется та или иная степень остаточной аналгезии. В прочих случаях необходимо своевременно обеспечить адекватное обезболивание и предупреждении вегетативных проявлений избыточной ноцицептивной импульсации.

После пробуждения больного от наркотического сна и купирования боли необходимо убедиться в отсутствии выпадений функций седалищного нерва и вывиха имплантированного сустава.

Седалищный нерв проходит как раз позади от области основных манипуляций: наличие сохраненной двигательной функции ниже колена убеждает в отсутствии его повреждений. Выявление очевидного выпадения функции может потребовать рентгенологического контроля для уточнения расположения компонентов и отсутствия вывиха эндопротеза. При исключительном стечении обстоятельств повреждение седалищного нерва может быть вызвано сдавливанием гематомой, что потребует немедленной ревизионной операции [286]. Многим оперирующим ортопедам рентгенологическое обследование таза с захватом оперированного сустава представляется обязательной процедурой, потому что своевременно не выявленный вывих трудно устраним позднее в отечных тканях.

Профилактика осложнений

Повышенный риск при оперативных вмешательствах на тазобедренном суставе связан, помимо их травматичности, с высокой степенью вероятности общесоматических осложнений, которые составляют до 60% общего их числа. Наиболее часто осложнения наблюдаются со стороны сердечно-сосудистой (3,6%), дыхательной (1,4%) и мочевыделительной (2,0%) систем [53, 63].

К мерам профилактики подобных осложнений следует отнести внимательное предоперационное обследование, правильную оценку имеющихся противопоказаний, достаточную интраоперационную медикаментозную защиту от хирургической агрессии, предупреждение гиповолемии и анемии, своевременное и полное купирование боли в послеоперационном периоде.

Тромбоз глубоких вен. Имеются многочисленные свидетельства тому, что при вмешательствах на тазобедренном суставе велика опасность эмбологенного тромбоза глубоких вен нижних конечностей [10, 117, 118, 274].

D.W. Murray с соавторами (1996) на основании анализа публикаций о результатах 130 тысяч операций тотального замещения тазобедренного сустава, установили, что ле-

тальность в целом снизилась с 1,1% в 60-х годах до 0,4% — в 90-х. Среди последних 0,4% на долю тромбоэмболии легочной артерии приходилось 0,2%. Частота несмертельных эмболии по данным литературы составляет 0,5—1,7%, а тромбоза глубоких вен нижних конечностей в зависимости от применяемых методов его выявления — от 3,4 до 50,0% [63, 274].

В зависимости от чувствительности используемых диагностических методов тромбоз глубоких вен после эндопротезирования тазобедренного сустава выявляется с частотой до 55 %. Чтобы уменьшить вероятность этого осложнения требуется достаточно эффективная профилактика, адекватная по объему и составу инфузионная терапия, рациональный выбор методов анестезии и сокращение продолжительности операции. Регионарная анестезия способствует профилактике тромбоза глубоких вен и может ограничить необходимость предоперационной антикоагуляционной терапии.

Тенденция к повышению коагуляции крови особенно характерна для страдающих тяжёлым коксартрозом со слабой компенсацией утраченных функций и высокой скоростью прогрессирования ДДП. Исследования Д. М. Пучиньяна и М. С. Сисакяна (1995) продемонстрировали наличие у них микроциркуляторных сдвигов, нарушений реологических и коагуляционных свойств крови, которые первоначально носят адаптационный характер, но в определённый момент становятся неотъемлемой частью патологического процесса.

Раннюю профилактику глубокого венозного тромбоза проводят в ПИТ. К мерам неспецифической профилактики относятся поддержание адекватного ОЦК, устойчивой гемодинамики, предупреждение периферического сосудистого спазма, переохлаждения; ранняя активизация больных и ускорение венозного кровотока эластическим бинтованием или перемежающейся пневматической компрессией.

Основными средствами специфической профилактики венозных тромбозов на сегодняшний день являются гепарины. Нефракционированный гепарин в низких дозах снижает риск послеоперационного ТГВ примерно на 2/3, а риск развития ТЭЛА — в 2 раза (нефатальной на 40 %, а фатальной — на 64 %) [10].

Самым эффективным методом медикаментозной профилактики считается терапия низкомолекулярными гепаринами.

При операциях высокого риска развития тромбоэмболических осложнений, к которым относятся операции первичного и ревизионного эндопротезирования ТБС, в институте придерживаются следующей схемы назначения прямых антикоагулянтов. Назначается один из перечисленных ниже препаратов.

Гепарин натрий - 2500 МЕ через 6 ч. после операции, далее по 2500 МЕ 4 раза в день п/к.

Клексан - 60 мг (0,6 мл) п/к за 12 ч. до операции, далее каждые 24 ч. по 60 мг (0,4 мл)

Фрагмин - 5000 МЕ п/к за 12 ч. до операции, далее 5000 МЕ через 12 ч. после операции, затем по 5000 МЕ 1 раз в сутки утром

Фраксипарин - 5750 МЕ (0,6 мл) п/к за 12 ч. до операции, далее каждые 24 ч. по 0,6 мл

С цель предупреждения развития спинальной гематомы при использовании НМГ спинальную пункцию осуществляли не чем через 10-12 часов после начальной профилактической дозы НМГ. Эпидуральный катетер удаляли черед 10-12 часов после последней дозы НМГ и за 2 часа до следующей.

После комбинированной спинально-эпидуральной анестезии с управляемой гипотонией оптимально послеоперационное назначение НМГ (первая доза 2500 МЕ вводится через 8-12 часов после операции) [10].

Значительное число исследований продемонстрировали достоверное снижение частоты подтвержденного тромбоза глубоких вен после антикоагулянтной при эндопротезировании ТБС, но летальность от ТЭЛА не снижалась [67] (Кузьмин И.И., 2001).

D. Warwick (1997) подчеркнул, что целесообразность превентивной терапии тромбоэмболических осложнений до сих пор подвергается критическому обсуждению из-за неопределенности сроков ее проведения, побочных действий используемых с этой целью лекарственных средств.

Если предупредить возникновение тромбоза глубоких вен не удалось, показана активная антикоагулянтная терапия и иммобилизация. И в этом случае определенные преимущества дает использование гепаринов низкого молекулярного веса [10, 304].

Нагноение

Редким, но тяжелым осложнением эндопротезирования ТБС является глубокое нагноение области эндопротеза.

Согласно данным В. М. Демьянова с соавторами (1986), частота гнойных осложнений эндопротезирования у отечественных хирургов 25 лет назад составляла 6—7% (а нередко 10% и более), что, возможно, было связано с началом освоения метода, а у зарубежных - 2-4%. В 90-х годах этот показатель выровнялся и обычно не превышает 1-2% [63, 209].

Инфицированию способствуют такие особенности тотального эндопротезирования тазобедренного сустава как наличие большой раневой поверхности кости, которая не только заведомо обладает меньшими защитными способностями по сравнению с осталь-

ными тканями организма, но и является источником кровотечения. Массивные инородные тела - металлические бедренный и вертлужный компоненты, керамические головки, полиэтиленовые вкладыши, метилметакрилат, а также шовный материал вызывают реакцию отторжения, какими бы инертными в биологическом отношении они не были [10].

По мнению Н.В. Кукоша и М.И. Боброва (1991) причиной глубокого нагноения в раннем периоде нередко выступает гематома как следствие несовершенного гемостаза и неадекватного дренирования послеоперационной раны.

Факторами риска развития ранних инфекционных осложнений после эндопротезирования ТБС по данным В.Д. Мамонтова [93] являются: продолжительность операции свыше 2,5 часов, технические трудности при её выполнении, дополнительное использование биологических или синтетических материалов, операционная кровопотеря, превышающая 1000 мл; повторность вмешательства, наличие у пациента очагов хронической инфекции.

Для развития воспаления необходимо присутствие микроорганизмов и наличие питательной среды для их развития. Такой средой является кровь, экссудат и тканевой детрит, которые неминуемо наличествуют в ране даже при самом бережном отношении к тканям во время оперативного вмешательства. Как установлено в эксперименте на добровольцах, для развития нагноения в неповрежденной подкожной клетчатке здорового человека необходимо введение 2-8 млн. микробных тел. Повреждение жировой клетчатки, как и наличие в ней инородных тел, снижает этот критический уровень в 10 тысяч раз [10].

Возбудителями ранних инфекционных осложнений после эндопротезирования тазобедренного сустава в 44,9% случаев были монокультуры и ассоциации условно патогенных граммположительных микроорганизмов, в 21% ассоциации и в 19,7% - монокультуры граммотрицательных микробов, в 4,2% - неклостридиальные анаэробы [34, 93].

Развитие нагноения во много раз удлиняет сроки стационарного и общего лечения, требует проведения сложной, дорогостоящей системы мероприятий по его купированию и сохранению, а чаще всего - замены эндопротеза. Поэтому профилактике местных нагноений, развивающихся в разные сроки после операции, всегда уделялось первостепенное внимание.

Поиски простых и доступных мер профилактики, включая разработку режимов антибиотикотерапии, позволяющих существенно снизить частоту инфекции продолжаются; положительную роль играет и приобретение хирургами навыков к данным операциям [63, 123]. В тех лечебных учреждениях, где эндопротезирование выполняется редко, и хирурги недостаточно хорошо владеют его техникой, частота нагноений резко возрастает.

Для профилактики раневой инфекции обязательно применение местных антисептических покрытий (губки, клеи) и растворов (хлоргексидин, катапол, повиаргол, диоксидин).

Перечисленные факторы риска инфекционных осложнений эндопротезирования тазобедренного сустава обуславливают необходимость проведения антимикробной профилактики, особенно у больных, имевших ранее осложненные оперативные вмешательства той же локализации или с ослаблением местных и общих механизмов резистентности. Она заключается в предоперационном (или интраоперационном) введении антибиотиков таким образом, чтобы все ткани, повреждаемые в ходе операции, имели терапевтический уровень насыщения этим препаратом в течение всей операции и несколько часов после неё.

Основным путем проведения антибиотикопрофилактики является внутривенный, обеспечивающий максимальную концентрацию препарата в крови и тканях. Решающими для развития инфекции считают первые часы с момента попадания бактерий в рану.

Наиболее важным фактором, определяющим эффект применения антибактериальных препаратов, О.Х. Харкен и Э.Э. Мур (2004) считали циркуляцию их в крови во время бактериальной контаминации.

Спектр активности антибиотика должен включать в себя наиболее возможных возбудителей инфекционных осложнений в области хирургического вмешательства. С точки зрения эффективности и безопасности наиболее приемлемыми являются цефалоспорины II-III поколения и ингибиторозащищенные аминопенициллины. Временем введения антибиотика для большинства плановых операций принято считать время осуществления индукции анестезии [34]. При вероятности неклостридиальной анаэробной флоры компонентом химиопрофилактики должен быть метронидазол или клиндамицин.

При первичном и ревизионном эндопротезировании применяли кратковременную антимикробную профилактику цефазолином, цефуксимом по схеме предусматривающей внутривенное введение препарата во время вводного наркоза приблизительно за 30 минут до разреза с последующим введением препарата через каждые 8 часов в первые трое суток послеоперационного периода.

Для своевременной диагностики раннего нагноения А.А. Арутчева с соавторами (1994) предлагают контролировать в динамике содержание лизоцима в раневом секрете с одновременным микробиологическим исследованием раневой микрофлоры. Е.А. Шендерова, В.А. Шендеров (1986) ориентируются по изменению лейкоцитарного индекса интоксикации, замедленное снижение которого или повторное повышение после нормализации указывает на развитие воспалительного процесса. И.В. Барабаш (1996) считает, что про-

гнозирование этого осложнения возможно с помощью контроля коэффициента средних молекул.

Отсутствие тенденции к снижению частоты глубоких нагноений, по мнению В.П. Москалева с соавторами (2001) свидетельствует о том, что существующие возможности профилактики исчерпаны или почти исчерпаны.

Справочная литература

1. Абдулкадыров К.М. Гемокомпонентная терапия в практике лечения гематологических больных на современном этапе / Абдулкадыров К.М., Моисеев С.И. // Трансфузиология. – 2001. - № 3. – С. 7 – 31.
2. Агальцов М.В. Холтеровское ЭКГ мониторирование при хирургических вмешательствах в ортопедии с применением аутогемотрансфузии //
3. Аграненко В.А. Метод консервирования крови в аутогемотрансфузии // Методики и техника переливания крови (В.А. Аграненко, Л.П. Полякова, М.Б. Фелберг и др.) // Л. - 1975. - С. 1 - 19.
4. Аграненко В. А. Принципы трансфузионной тактики и компонентной гемотерапии // А.Г. Румянцев, В.А. Аграненко. - Клиническая трансфузиология. - М.: Гэотар Медицина, 1997. - С. 80 - 119. 575 с.
5. Аграненко В.А. Аутогемотрансфузин // А.Г. Румянцев, В.А. Аграненко. - Клиническая трансфузиология. - М.: Гэотар Медицина, 1997. - 575 с. С. 214 - 240.
6. Апанасенко Б. Г., Куницын А. И., Исаев Г. А., Ходырев Л. П. Определение веса дезэмульгированного жира, циркулирующего в крови, как метод диагностики жировой эмболии // Лабор. дело. - 1976. - № 1. - С. 41 - 43.
7. Арутчева А.А. Ранняя диагностика послеоперационных нагноений при эндопротезировании тазобедренного сустава / А.А. Петраков, В.И. Нуждин // Актуальные вопросы ВТЭ и реабилитации инвалидов. - Л.: 1989. - С. 40 - 49.
8. Афиногенов Г.Е. Антибактериальная терапия / Г.Е. Афиногенов, М.В. Краснова. - Травматология и ортопедия. Практическое руководство. Т. 1. - СПб.: Изд. «Гиппократ», 2004. - 766 с. С. 686 - 712.
9. Афонин Н.И. Современные аспекты получения аутологичной крови с использованием плазмозамещающих растворов на основе гидроксилированного крахмала для последующей гемотрансфузии / Н.И. Афонин, О.А. Гольдина, Ю.В. Горбачевский // Вестник службы крови России. – 1998. - № 4. – С. 37 – 41.
10. Ахтямов И.Ф. Ошибки и осложнения эндопротезирования тазобедренного сустава: Руководство для врачей. / Ахтямов И.Ф., Кузьмин И.И. - Казань: Центр Оперативной печати, 2006. — 328 с.
11. Барабаш И. В. Влияние операции эндопротезирования на центральную и периферическую гемодинамику у больных с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями тазобедренных суставов // Травматол. и ортопед. России. – 1996. – № 2. – С. 5-8.
12. Барабаш И. В. О некоторых изменениях гомеостаза, обмена веществ, показателей средних молекул у больных деформирующим коксартрозом, возникающих в ответ на воздействие факторов операционной агрессии во время эндопротезирования тазобедренного сустава и в ближайшем послеоперационном периоде // Травматол. и ортопед. России. – 1996. – № 3. – С. 25-27.
13. Безгодков Ю.А. Оптимизация эндопротезирования тазобедренного сустава на основании медико-технической оценки различных видов эндопротезов // Автореф. дисс. д-ра мед. наук. – СПб., 1999. – 32 с.
14. Бондаренко Н.М. Динамика изменения показателей красной крови у хирургических больных на фоне аутогемотрансфузии / Н.М. Бондаренко, В.Я. Березницкий //
15. Борисов М.Б. Синдром жировой эмболии при тяжелых сочетанных травмах / М.Б. Борисов, С,В. Гаврилин // Вестн. хир . - 2006. - Т. 165, № 5. - С. 68 - 71.
16. Брукер И.Е. Кровопотеря и её возмещение у больных, прооперированных по поводу туберкулеза легких / Брукер И.Е., Попова Е.И. // Вестн. хир . - 1972. - Т. 109, № 7. - С. 87 - 90.
17. Брюсов П.Г. Острая кровопотеря: классификация, определение величины и тяжести / П. Г. Брюсов // ВМЖ. – 1997. – № 1. – С. 46-52.
18. Буланов А.Ю. Протокол терапии острой кровопотери: основные положения / А.Ю. Буланов, В.М. Городецкий, Е.М. Шулутко // Вестник интенсивной терапии, 2004 г., № 5. - С. 193 - 195.
19. Буклей П.А. Аутогемотрансфузия при оперативном лечении больных с последствиями травм // Вопросы обезболивания и реанимации в ортопедии и травматологии. - М.: 1972. - С. 219 - 221.
20. Бунятян А.А., Рябов Г.А., Маневич А.З. Анестезиология и реаниматология. – М.: Медицина, 1984. – 512 с.
21. Вавилова Т. В. Антитромботическая терапия и методы ее лабораторного контроля (лекция) // Клиническая лабораторная диагностика, — 2004. — № 12. — С. 21-32.

22. Вагнер Е.А., Тавровский В.М. Трансфузионная терапия при острой кровопотере. - М.: Медицина, 1977. - 175 с.
23. Веденский А.Н., Эпштейн Г.Г., Воронцов С.А., Кустов В.М. Венозные тромбозы при эндопротезировании суставов // Материалы YI съезда травматологов-ортопедов СНГ. – Ярославль: б/и, 1993. – С. 169 – 170.
24. Войтович А.В. Оперативное лечение больных с переломами проксимального отдела бедренной кости в системе медицинской реабилитации // Авт. дисс. д-ра мед. наук. С-Пб., 1994. - 24 с.
25. Воробьев С. И. К вопросу эмульгатора перфторуглеродов / С.И. Воробьев, Г. Р. Иваницкий, В. В. Капцов и др. // Перфторорганические соединения в биологии и медицине. Вып. YIII. – Пущино, 1997. – С. 143 - 147.
26. Воронцов С.А. Предупреждение осложнений при эндопротезировании тазобедренного сустава / С.А. Воронцов, Г.Г. Эпштейн, И.П. Городний // Тезисы докладов международного конгресса «Современные методы лечения и протезирования при заболеваниях и повреждениях опорно-двигательной системы». - СПб.: 1996. - С.78-79.
27. Воскис Х.Я. Тазобедренный сустав и операции на нем. - М.: Медицина, 1966. - 140 с.
28. Глущенко В.А. К вопросу о применении комбинированной спинально-эпидуральной анестезии / Глущенко В.А., Гаврилова Е.Г., Макатун В.Н.// Terra medica. - 2000, № 2. – С.
29. Головин Г.В., Чистякова В.Г., Дудкевич И.Г., Колкер Я.С. Некоторые показатели гемодинамики при дозированной кровопотере // Вестн. хир. - 1974. - т. 113, № 9. - С. 119 - 121.
30. Головин Г.В., Дудкевич И.Г., Декстер Б.Г., Ментешашвили С.М. Обратное переливание крови // Руководство по трансфузиологии для врачей отделений переливания крови. - Л. - 1975. – С. 146 - 149.
31. Гологорский В.А. Адекватность и концепция компонентности общей анестезии // Руководство по анестезиологии. - М.: Медицина, 1994. - 655 с.
32. Горобец Е.С. Интраоперационная аппаратная реинфузия эритроцитной массы как метод кровесбережения // Е.С. Горобец, В.В. Громова, Ю.В. Буйденок, А.Ю. Лубнин. – Рос. журнал анест. и интенсивной терапии. – 1999. - № 2. – С. 71 – 81.
33. Городецкий В.М., Воробьев А.И. Протокол трансфузионной терапии острой массивной кровопотери // Гематологический научный центр РАМН, Москва. - 1999. - С.
34. Грязнухин Э.Г. Раны и раневая инфекция / Э.Г. Грязнухин, В.Д. Мамонтов, В.Л. Разоренов, К.Э. Грязнухин // Травматология и ортопедия. Т 1. – СПб.: изд «Гиппократ», 2004. – С. 644 – 685.
35. Гурьев В. Н. Коксартроз и его оперативное лечение. - 2-е изд.- Таллин: Валгус, 1984. 344 с., ил.
36. Дамир Е.А. Инфузионно-трансфузионная терапия во время анестезии и операции // Руководство по анестезиологии. - М.: Медицина, 1994. - С. 145 - 163. 656 с.
37. Домрачев С.А. Методы бескровной хирургии при выполнении операций на органах пищеварительной системы / С.А. Домрачев, М.А. Чиников, В.Б. Хватов // Вестн. службы крови России. – 2004. - № 4. – С.
38. Дошоянц С.А. Наблюдения над составом крови под влиянием аутогемотрансфузии / Дошоянц С.А., Гурина Ф.И. // Сов. Хир. - 1935. - № 10. - С. 71 - 78.
39. Жибурт Е.Б. Система для послеоперационной реинфузии / Е.Б. Жибурт, В.Г. Иванов, О.В. Баранова, Л.И. Каюмова, А.В. Вечерко, А.В. Макеев // Трансфузиология. – 2001. - № 5. – С. 75 – 82.
40. Жибурт Е.В. Трансфузиология: учебник. – СПб: Питер, 2002. – 736 с.
41. Жизневский Я.А. Основы инфузионной терапии: Справ.- практ. пособие. — Мн.: Выш. шк., 1994. — 288 с.
42. Замотаев И. П. Фармакология в пульмонологии. Справочник. – М.: Интербук, 1993. – 262 с.
43. Зильбер А. П. Дыхательная недостаточность. - М.: Медицина, 1989. - 512 с.
44. Зильбер А.П. Влияние анестезии и операции на основные функции организма. Операционный стресс и пути его коррекции // Руководство по анестезиологии. - М.: Медицина, 1994 . - 655 с.
45. Зильбер А.П. Кровопотеря и гемотрансфузия. Принципы и методы бескровной хирургии. - Петрозаводск: Издательство Петрозаводского университета, 1999. - 120 с.
46. Зуб В.С. Применение метода аутогемотрансфузии больным хирургического профиля // Гематология и переливание крови. Вып. 5. - Киев. - 1969. - С. 206 - 208.
47. Инструкция по применению компонентов крови (утв. приказом Минздрава РФ от 25 ноября 2002 г. № 363)
48. «Инструкция по переливанию крови и ее компонентов» / А.И. Воробьев и др., Пробл. гематол., 1996, №3, стр. 52-63.

49. Калбернз В. Переливание аутологичной крови как альтернатива переливанию гомологичной крови в ортопедической хирургии / Калбернз В., Жукова Ю. // Методы сбережения крови в хирургии. Перспективы для хирургии и анестезиологии. Правовые и этические вопросы. - Рига. - 1997. - С. 116 - 123.
50. Кальф-Калиф Я.Я. О лейкоцитарном индексе интоксикации и его прогностическом значении // Врачеб. дело. - 1941.- № 1. - С. 31 - 33.
51. Казарин В.С. Применение отечественного рекомбинантного эритропоэтина в ортопедической хирургии / Казарин В.С., Кустов В.М. // Материалы научно-технической конференции “Фундаментальные и прикладные проблемы биотехнологии и медицины”. - С.-Петербург, 2000, С. 65 - 66.
52. Капырина М.В. Применение дренажной крови при реконструктивных операциях на крупных суставах у больных пожилого возраста // М.В. Капырина, Н.И. Аржакова, В.Г. Голубев. - Анналы хир. – 2005. - № 2. – С. 65 – 68.
53. Карпцов В.И. Предупреждение и лечение соматических осложнений при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / В.И. Карпцов, С.А. Воронцов, Г.Г. Эпштейн и др. // Травматол. ортопед. России. - 1994.- № 5.- С. 86-91.
54. Кегги К.Дж. Передний доступ при эндопротезировании тазобедренного сустава / Кегги К. Дж., Хуо М.Ш., Заторски Л.И. // Хирургия. - 1995.- № 2. - С. 42 - 48.
55. Климанский В.А. Трансфузионная терапия при хирургнческих заболеваниях / В.А. Климанский, Я. А. Рудаев — М.: Медицина, 1984. -256 с.
56. Клюев И.И. Аутогемотрансфузии в хирургии тиреотоксикоза // Вестн. хир. - 1972. - т. 109, № 8. - С. 106 - 108.
57. Колесник И.П. Влияние кровопотери на морфологический и белковый состав крови при хирургическом лечении заболеваний легких / Колесник И.П., Гонцева Ю.В. // Врач. дело. - 1968. - т. 100, № 4. - С. 57 - 60.
58. Колесников И.С. Аутотрансфузия крови и ее компонентов в хирургии // Колесников И. С, Лыткин М. И., Плешаков В. Т.. — Л.: Медицина, 1979. —-216 с, ил.
59. Корнилов Н.В. Использование аутоэритроцитарного концентрата при эндопротезировании тазобедренного сустава / Корнилов Н.В., Кустов В.М., Воронцов С.А., Казарин В.С. // Травматол. ортопед. России. - 1995. - № 1.- С. 37-40.
60. Корнилов Н.В. Травматичность операций на тазобедренном суставе / Корнилов Н.В., Кустов В.М., Башуров З.К. // Травматол. и ортопед. России. – 1996. – N 3. – С. 68-71.
61. Корнилов Н.В. Жировая эмболия как реальная опасность при эндопротезировании суставов нижних конечностей / Н.В. Корнилов, В.И. Карпцов, В.М. Кустов и др. // "Травматол. и ортпед. России". - 1996.- № 4.- С. 40 - 42.
62. Корнилов Н.В. Эндопротезирование суставов и жировая эмболия / Н.В. Корнилов, В.И. Карпцов, В.М. Кустов и др. // Материалы II-го пленума Ассоциации травматологов-ортопедов России. - Ростов - на – Дону, - 1996. - С. 254 - 256.
63. Корнилов Н.В., Войтович А.В., Машков В.М., Эпштейн Г.Г. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических заболеваний и последствий повреждений тазобедренного сустава. - СПб.: РосНИИТО, 1997. - 291 с.
64. Корнилов Н. В. Эндопротезирование суставов: прошлое, настоящее, будущее (отчет о работе Российского центра эндопротезирования суставов конечностей) // Травматол. ортопед. России. – 1994. - № 5. – С. 7 –12.
65. Корнилов Н.В. Системный анализ факторов, определяющих интраоперационную кровопотерю при эндопротезировании тазобедренного сустава / Корнилов Н.В., Кустов В.М., Аврунин А.С. // Медицинский академический журнал. – 2001. – том 1. - № 1. – С. 88 – 93.
66. Красовитов В.К. Резекция тазобедренного сустава. - Краснодар: Краснодарское книжное из-во, 1956. - 125 с.
67. Кузьмин И.И. К вопросу о профилактике тромбоэмболических осложнений при плановой полной артропластике тазобедренного сустава. Обзор зарубежной литературы / Кузьмин И.И., Ахтямов И.Ф., Дубов С.К. // Гений ортопедии. — 2001. - № 1. — С. 105-114.
68. Кузьменко В. В. Наш опыт тотального замещения тазобедренного сустава // Вестн. травматол. и ортопед. – 1994. - № 4. – С. 5 –8.
69. Кузьмин И.И. К вопросу о профилактике тромбоэмболических осложнений при плановой полной артропластике тазобедренного сустава (обзор зарубежной литературы) / И.И. Кузьмин, И.Ф. Ахтямов, С.К. Дубов // Гений ортопедии. – 2001. - № 1. – С. 105 – 114.
70. Кузнецов Н.А. Реологические эффекты нормоволемичсской гемодилюции / Н.А. Кузнецов, Н.П.

Александрова, А.Е. Богданов, Р.В. Рогуленко // Анест. и рсаниматол. — 1990. — № 2. — С. 18—22.
71. Кукош Н.В. Эндопротезирование при дегенеративно-дистрофических заболеваниях тазобедренного сустава / Н.В. Кукош, М.И. Бобров // Восстановительное лечение последствий травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата. - Н.Новгород: 1991. - С. 128 - 133.
72. Куропаткин Г.В. Костный цемент в травматологии и ортопедии. - Самара: «Издательство «Самара», 2006. - 47 с.
73. Кустов В.М. Аутогемотрансфузия в клинике травматологии и ортопедии. - Дисс. .. канд. мед. наук. - Л. - 1981. - 279 с.
74. Кустов В.М. Тактика анестезиологического обеспечения операций эндопротезирования тазобедренного сустава // Травматол. ортопед. России. - 1994. - № 5. - С. 17 - 26.
75. Кустов В.М. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических заболеваний и повреждений тазобедренного сустава с использованием регионарной анестезии. - Дисс. … докт. мед. наук. - СПб. - 1997. - 327 с.
76. Кустов В.М. Интраоперационный возврат клеток крови при эндопротезировании тазобедренного сустава / Кустов В.М., Казарин В.С. // Тезисы докладов международного конгресса "Современные методы лечения и протезирования при заболеваниях и повреждениях опорно-двигательной системы ". - СПб.: 1996. - С. 143.
77. Кустов В. М. Полная программа аутотрансфузии при операциях на тазобедренном суставе / Кустов В. М., Казарин В. С. // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. - СПб. - 1998. - С. 25 - 26.
78. Кустов В.М. Выявление жировой гиперглобулемии при повреждениях крупных суставов нижних конечностей / Кустов В.М., Перфилетова П.Е. // Материалы III Пленума правления Ассоциации ортопедов и травматологов России, СПб – Уфа, 1998. - С. 147 - 148.
79. Кустов В.М., Корнилов Н.В. Жировая эмболия. - СПб: МОРСАР АВ, 2001. - 247 стр.
80. Кустов В.М. Жировая эмболия (патогенез и подходы к лечению) // «Медицинские новости». – Минск: 2002. - № 1. – С. 16 – 21.
81. Кустов В.М. Перспективы фракционирования аутогенной крови в оперативной ортопедии / Кустов В.М., Кузнецова А.М., Гугунава К.О. // Заболевания и повреждения опорно-двигательного аппарата у взрослых. Тезисы VII областной научно-практической конференции. – СПб.: ГУ РосНИИТО, 2001. – С. 15 – 16.
82. Кустов В.М. Кровопотеря в ортопедической хирургии // В.М. Кустов. - Травматология и ортопедия. Руководство для врачей. Т. 4. - СПб.: Гиппократ, 2006. - С. 545 - 567. 624 с.
83. Кустов В.М. Влияние отдельных факторов на объем кровопотери при эндопротезировании крупных суставов конечностей / В.М. Кустов, Н.В. Корнилов // Травматол. и орт. России. – 2003. - № 2. - С. 20 - 26.
84. Леви Д.Х. Анафилактические реакции при анестезии и интенсивной терапии. – Пер. с англ. - М.: Медицина, 1990. – 176 с.
85. Лиепа М.Э. О зависимости глобулемии и уровня липидов в легких как показателя жировой эмболии после переломов костей у кроликов // Научные труды Рижского НИИ травматологии и ортопедии. Т. IX. - Рига, 1969. - С. 349 - 354.
86. Лиепа М.Э. Жировая глобулемия как условие возникновения жировой эмболии // Пат. физиол. эксп. тер. - 1973. - № 4. - С. 32.
87. Лихванцев В.В. (ред.) Практическое руководство по анестезиологии. – М.: 1998, с.
88. Литманович К.Ю. Острая кровопотеря: новые возможности кровезамещения / Литманович К.Ю., Селиванов Е.А. // Вопросы фармакотерапии в клинической практике: прошлое, настоящее и будущее. - СПб. - 1997. - С. 47 - 50.
89. Лобко А.Ф. Возможные ошибки и осложнения при применении аутогемотрансфузии в хирургической практике / Лобко А.Ф., Сокол Б.Г. // Мат. IX научно-практ. конф. хирургов КАССР. - Петрозаводск. - 1971. - С. 128 - 129.
90. Лоуренс Д. Р., Бенитт П. Н. Клиническая фармакология. Т. 1 и 2. - М.: Медицина, 1993. - 640 и 672 с.
91. Максименя Г.Б. Кровопускание и аутогемотрансфузия при митральной комиссуротомии // Тез. докл. пленума Ученого совета белорусского НИИ гематологии и переливания крови. - Минск. - 1967. - С. 48 - 49.
92. Малиновская М.Б. Некоторые методы определения кровопотери при травматолого-ортопедических операциях / Малиновская М.Б., Войтане А.К., Шице И.Р. // Вопросы обезболи-

вания и реанимации в ортопедии и травматологии. - М., 1972. - С. 194 - 195.
93. Мамонтов В.Д. Клиника, диагностика и лечение инфекционных осложнений после эндопротезирования тазобедренного сустава / Автореф. дисс. … докт. - 2000. - 47 с.
94. Матвеев С.А. Организация аутодонорства в кардиохирургии / С.А. Матвеев, А.В. Чечеткин, Г.Г. Хубулава и др. // Тез. конф. "Трансфузиология и служба крови". - М., 1998. - 261 с. С. 105.
95. Маслов П.В. К вопросу возможности использования аутотрансфузии в хирургии / П.В. Маслов, Г.В. Максименя. – Здравоохранение Белоруссии. – 1965. - № 10. – С. 3 – 5.
96. Машковский М. Д. Лекарственные средства. 10-е изд. Т. 2. - М.: Медицина, 1986. - 576 с.
97. Миронов Н.П. Синдром жировой эмболии как осложнение травматической болезни / Н.П.Миронов, Н.И.Аржакова, К.Л.Рябцев, С.В.Мальгинов, А.И.Бернакевич // Вестник интенсивной терапии. - 1996. - № 2-3. - С.
98. Молчанов И.В. Растворы гидроксиэтилированного крахмала – современные и эффективные плазмозамещающие средства инфузионной терапии / Молчанов И.В., Гольдина О.А., Горбачевский Ю.В. // Монографический обзор. – М.: Изд-во НЦССХ им. Н.А. Бакулева РАМН, 1998. – 138 с.
99. Мороз В. В. Трансфузионное средство с высокой кислородной емкостью - перфторан - в клинической медицине / Мороз В. В., Дергунов В. А. // Методы сбережения крови в хирургии. - Рига, 1997. - С. 146.
100. Москалев В.П. Медицинские и социальные проблемы эндопротезирования суставов конечностей / В.П. Москалев, Н.В. Корнилов, К. И. Шапиро и др. - МОРСАР АВ 2001, 160 с.
101. Мусатов В.П. Аутогемотрансфузия при хирургическом лечении аденомы предстательной железы // Сов. Мед. - 1974. - № 11. - С. 144 - 145.
102. Неверов В.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В.А. Неверов, С.М. Закари. – СПб.: Образование, 1997. – 112 с.
103. Неймарк И.И. Аутогемотрансфузия в хирургической клинике / Неймарк И.И., Шойхет Я.Н., Вайгель А.М. // Вести, хир. - 1974. -№10.-С. 123-127.
104. Оболенский С.В. Лабораторная диагностика интоксикаций в практике интенсивной терапии / Оболенский С.В., Малахова М.Я. - СПб., 1991, 15 с.
105. Островский В.К. Лейкоцитарный индекс интоксикации при острых гнойных и воспалительных заболеваниях легких / Островский В.К., Свитич Ю.М., Вебер В.Р. // Вестн. хир. - 1983. - № 11. - С. 21 - 24.
106. Пащук А.Ю. Аутогемотрансфузии в оперативной ортопедии / Пащук А.Ю., Иванова А.В., Буклей П.А. // Интенсивная терапия в послеоперационном периоде. Переливание крови и кровозаменителей: Сб. научи, трудов. - Фрунзе, 1975. - С. 193 -195.
107. Пащук А.Ю. Регионарное обезболивание. – М.: Медицина, 1987. – 160 с.
108. Пащук А.Ю. Аутогемотрансфузия в оперативной ортопедии / Пащук А.Ю., Иванова А.В., Буклей П.А. // Научные труды Киргизского мед института. - 1975. - № 109. - С. 193 - 195.
109. Пащук А.Ю. Опыт применения аутогемотрансфузий большими объемами в ортопедической практике / Пащук А.Ю., Иванова А.В. // Ортопед травматол. - 1977. - № 8. - С. 14 - 17.
110. Пащук Ю.А. Аутогемотрансфузия в больших объемах. / Пащук Ю.А., Иванова А.В. // Труды 1 Всесоюзного съезда гематологов и трансфузиологов. – М., 1979. – С. 76–77.
111. Пащук А. Ю. Травматическая жировая эмболия / Пащук А.Ю., Иванова А.В. // Ортопед., травматол. - 1982. - № 9. - С. 60 - 65.
112. Переломов Ю.П. Реоэнцефалографическая характеристика мозгового кровотока у больных деформирующим коксартрозом после эндопротезирования / Переломов Ю.П., Арсентьева Н.И., Барабаш И.В. // Травматол. и ортопед. России. – 1996. - № 2. – С. 42 – 43.
113. Перельман М.И. Аутотрансфузии крови в грудной хирургии / Перельман М.И. и др. // Хирургия. - 1972. - № 9. - С. 152.
114. Петров В.Н. Этиология железодефицитных состояний // Железодефицитные состояния. - Л.: Наука, 1975. - С. 110-111.
115. Плешаков В.Т. Аутотрансфузия крови, плазмы и трансудата при операции по поводу рака легкого / В.Т. Плешаков, О.И. Жуков, С.А. Шалаев и др.) // Вестн. хир. - 1977. - т. 119, № 7. - С. 141 - 142.
116. Приказ Минздрава РФ от 25 ноября 2002 г. № 363 "Об утверждении Инструкции по применению компонентов крови" раздел 7.5. Аутодонорство компонентов крови и аутогемотрансфузии
117. Пучиньян Д.М. Гемокоагуляционный статус организма как прогностический маркер развития послеоперационных геморрагических и тромботических осложнений у больных коксартрозом // Травматол. ортопед. России. - 1995. - № 3. - С. 34 - 38.

118. Пучиньян Д.М. Факторы риска развития послеоперационных осложнений у больных коксартрозом / Д.М. Пучиньян, М.С. Сисакян // Травматол. и ортопед. России. - 1995. - № 1. - С. 8 - 11.
119. Рассамахина О.Н. Опыт использования аутокрови в ортопедических операциях / Рассамахина О.Н., Сабодашевский В.И., Шабанова А.А., Литвинова Е.М. // Тез. конф."Трансфузиология и служба крови". - М., 1998. - 261 с. С. 108.
120. Репин Ю.М., Пушкарева Н.С., Чуркин Ю.С. Резервирование аутокрови и внутрисосудистая гемодилюция при операциях на легких // Анестезиологическое и реаниматологическое обеспечение пульмонологических больных. - Л. - 1974. - С. 72 - 74.
121. Роман Л.И., Заблудовский Г.Я. Об аутогемотрансфузиях предварительно заготовленной крови и прямых гемотрансфузиях в клинике // Клин. хир. - 1970. - № 4. - С. 25 - 30.
122. Руднов В.А. Современная практика инфузионно-трансфузионной терапии в ОРИТ России / В.А. Руднов, А.С. Зубарев, А.С. Базаров, А.В. Бутров и др. // Вестн. Службы крови России. - 2006. - № 2. - С. 11 - 19.
123. Рыбачук О.И., Кукуруза Л.П., Катонин К.И. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава (опыт 17 лет работы) //Ортопед. травматол. - 1995. - № 3. - С. 16.
124. Рябов Г. А. Синдромы критических состояний. - М.: Медицина, 1994. - 368 с.
125. Саакян М.А. Биохимическая оценка опухолевых заболеваний толстой кишки, осложненных перитонитом /М.А. Саакян, З.С. Ширинян, А.А. Акопян и др.// Клин. лаб. диагн. - 1992. - № 7 - 8. - С. 43 - 45.
126. Светлов В.А. Субарахноидальная анестезия: пределы возможностей / В.А. Светлов, С.Л. Козлов, Т.В. Ващинская, Н.Г. Саркисова // Анест.реаниматол. - 1999. - № 5. - С. 38 - 44.
127. Свиридов С.В. Гетерогенные коллоидные плазмозамещающие растворы: настоящее и будущее // Рос. журн. анестезиол. интенсивн. терапии – 1999. - № 2. – С. 13 – 17.
128. Сергеев С.В. Интраоперационный забор и постоперационная аутотрансфузия крови как способ ее сохранения при операциях у травматолого-ортопедических больных /С.В. Сергеев, М.А. Абдулхабиров, А.В. Джоджуа, М.А. Абдулхабиров // Вестн. службы крови России. – 1999. – № 4. – С. 28–30.
129. Сергеев С.В. Реинфузия дренажной крови / С.В. Сергеев, А.В. Джоджуа, М.А. Абдулхабиров, С.М. Эзмекна // Бескровная хирургия (новые направления в хирургии, анестезиологии, трансфузиологии). — М.: Центр образовательной литературы, 2003. — 232 с. С. 145 – 146.
130. Серкина А.В. Влияние препаратов железа на регенерационную способность красной крови больных общехирургического профиля после эксфузии и аутогемотрансфузии / Серкина А.В., Власенко В.А. // Клин. хир. - 1979. - № 3. - С. 28 -31.
131. Сибиркин Н.В., Чистякова В.Г., Язовицкая Л.М. // Железодефицитные анемии. - Л.: Медицина, 1972. - С. 32.
132. Страшнов В.И. Биохимические критерии оценки адекватности комбинированной сочетанной спинальной анестезии (КССА) при операциях на органах верхнего этажа брюшной полости / Страшнов В.И., Мамедов А.Д. // Актуальные проблемы анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии. – СПб.: Изд. СПГМУ, 2001. – С. 65 – 68.
133. Страшнов В.И. Сочетанная комбинированная спинальная и эпидуральная анестезия как средство анализа и предупреждения нейродистрофического компонента послеоперационных осложнений / Страшнов В.И., Забродин О.Н., Мамедов А.Д. // Актуальные проблемы анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии. – СПб.: Изд. СПГМУ, 2001. – С. 62 – 65.
134. Суханов Ю.С.,. Аграненко В.А. Аутогемотрансфузии. - М., Издательство ВНИИМП, 1999 г., 204 с.
135. Тимофеев И.В. Патология лечения. – СПб.: Северо-Запад, 1999. – 656 с.
136. Тихилов Р.М. Стратегия сбережения крови в травматологии и ортопедии / Р.М. Тихилов, В.С. Казарин, В.М. Кустов // Эфферентная терапия. – 2004. – том 10, № 3. – С. 93 - 103.
137. Тихилов Р. М. Трансфузиологические аспекты предоперационной подготовки при эндопротезировании суставов / Р. М. Тихилов, В. Н. Вильянинов, А. В. Нечеткий. // Вестн. хир. - 2005. - том 164. - № 4. - С. 71 - 74.
138. Тихилов Р.М. Реинфузия дренажной крови после эндопротезирования крупных суставов / Р.М. Тихилов, В.М. Кустов, В.С. Казарин // Травматол. ортопед. России. - 2007. - № 2. - С. 5 - 11.
139. Тодоров Й. Клинические лабораторные исследования в педиатрии.- София: Медицина и физкультура, 1968. - 1064 с.
140. Трещинский А. И., Васильев Г. А. Жировая эмболия // Справочник по анестезиологии и реаниматологии. - М., 1982. - С. 307 - 308.

141. Утратин И.А. Аутоэритроцитарная трансфузия после глубокого замораживания // Клин. мед. - 1975. - № 1. - С. 45 - 47.
142. Федорова Л.И. Аутогемотрансфузия эритроцитов, предварительно замороженных в жидком азоте, при оперативном лечении легочного туберкулеза / Федорова Л.И., Полякова Л.П., Фельберг М.Б. // Тез. докл. III респ. конф.работников службы крови. - Л. - 1974. - С. 481 - 482.
143. Фищенко А. Я. Определение лейкоцитарного индекса интоксикации при холецистите / Фищенко А. Я., Химич С. Д. // Клин. хир. - 1989. - № 9. - С. 68 - 69.
144. Хватов В.Б. Клинические и лабораторные аспекты профилактики гемотрансмиссивных инфекций // Новое в трансфузиологии. – 2003. – вып. 34. – с. 30-38.
145. Шанин Ю.Н. Элементы системы интенсивной терапии раненых и больных, её значение в медицинской реабилитации / Шанин Ю.Н., Шанин В.Ю., Замятин М. Н. // Медицинская реабилитации раненых и больных. – СПб: Специальная Литература, 1997. – С. 465 – 484.
146. Шанин Ю. Н. Анестезия при тяжелых сочетанных огнестрельных и минно-взрывных ранениях /Шанин Ю.Н., Шанин В. Ю. // Вестн. хирург. - 1993. - № 3-4. - С. 65 - 68.
147. Шевченко Ю.Л. Лейкоцитарные индексы в прогнозировании и лечении инфекционных осложнений у кардиологических больных / Шевченко Ю.Л., Матвеев С.А., Мазайшвили К.В. // Клин. мед. и патофизиол. - 1996. - № 2.- С. 16 - 18.
148. Шевченко Ю.Л. Аутогемотрансфузия / Шевченко Ю. Л., Шабалин В. Н., Заривчацкий М. Ф., Селиванов Е. А. Руководство по общей и клинической трансфузиологии. — СПб ООО «Издательство Фолиант», 2003. — 608 с . ил.
149. Шендерова Е.А. Лейкоцитарный индекс интоксикации у больных с коксартрозом при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / Е.А. Шендерова, В.А. Шендеров // Ортопед.травматол. - 1986. - № 11. - С.37 - 39.
150. Шершевский Б. М. Кровообращение в малом круге (Физиология и патология). - М.: Медицина, 1970. - 304 с.
151. Яблучанский Н.И. Индекс сдвига лейкоцитов крови как маркер реактивности организма при остром воспалении / Яблучанский Н.И., Пилипенков В.А., Кондратенко П. Г. // Лаб. дело. - 1983. - № 1. - С. 60.
152. Яковенко Э.И. Эндопротезирование тазобедренного сустава протезом современной конструкции / Э.И. Яковенко, С.А. Воронцов, Г. Г. Эпштейн и др. // Вестн. хир. – 1993. - № 5/6 . – С. 71 – 74.
153. Ярочкин В.С. Острая кровопотеря / В.С. Ярочкин, В.П. Панов, П.И. Максимов. — М.: Медицинское информационное агентство, 2004. — 363 с.
154. Adams J. E., Owens G., 1959. – цит. по С.И. Воробьеву с соавт., 1997.
155. Andersen K. H. Air aspirated from the venous system during total hip replacement // Anaesthesia. - 1983. - Vol. 38, N 12. - P. 1175 - 1178.
156. Arroyo J.S. Fatal marrow embolization following a porous-coated bipolar hip endoprosthesis / Arroyo J. S., Garvin K. L., McGuire M. H. // J. Arthroplasty. - 1994. - Vol. 9, N 4. - P. 449 - 452.
157. Askari W. Autologous blood transfusion in pumonary surgery / Askari W., Jolly P., Thomas P. // Transfusion. - 1968. - № 8.- P. 111.
158. AuBuchon J.P. The safety of preoperative autologous blood donation in the nonhospital setting / AuBuchon J.P., Popovsky M.A. // Transfusion 1991; 31:513-7.
159. Ayers D.C. Blood salvage after total hip arthroplasty / Ayers D.C., Murray D.G. and Duerr D.M. // J. Bone Joint Surg. Am. 1995. vol. 77, P.1347-1351.
160. Bachmann B. Untersuchung zur Haufigkeit von Luftembolism bei der Implantation von Huftprothesen / Bachmann B., Biscoping J., Patthey K. //Z. Orthop. - 1987. - Bd. 125, № 4. - S. 369-374.
161. Bailey T.E. The use of banked autologous blood in patients undergoing surgery for spinal deformity / T.E. Bailey and O.M. Mahoney // The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol 69, Issue 3 329-332.
162. Barron D.W. Pulmonary embolic syndrome caused by cementing of hip endoprosthesis // Acta Orthop. Scand. - 1980. - Vol. 51, № 6. - P. 921 - 923.
163. Bengtson J.P. Complement activation and reinfusion of wound drainage blood / J.P. Bengtson, L. Backman, O. Stenqvist et al. // Anesthesiology. - 1990. - Vol. 73, № 3. - P. 376 - 380.
164. Birch R. Cement burn of the sciatic nerve / Birch R., Wilkinson M.C., Vijayan K.P., Gschmeissner S. // J. Bone Jt. Surgery. - 1992. - Vol. 74-B, No 5. - P. 731- 733.
165. Blevins F.T. Reinfusion of Shed Blood after Orthopaedic Procedures in Children and Adolescents // The Journal of Bone and Joint Surgery. - 1993. - vol. 75-A, № 3. – P. 363 – 372.
166. Blumberg N. A cost analysis of autologous and allogeneic transfusions in hip replacement surgery / Blumberg N., Kirkley S.A., Heal J.M. // J. Surg. Am. – 1996. – Vol. 171, No 3. – P. 324 – 330.

167. Bormann B. Volume substitution during acute nonnovolemic hemodilution (ANH). Humm albunin 5% vs. Hydroxyethyl starch 6% / Bormann B. Boldt J., Kling D. et al. // Infusionstherapie. - 1990. - v. 17. - p. 142.
168. Bschoor F. Fluoreszenzmikroskopische Untersuchungen an Venenblut bei traumatischer Fettembolie / Bschoor F., Haach K. // Langebeck's Arch. Klin. Chir. - 1963. - Bd. 302. - S. 408 - 422.
169. Byrick R.J. Transpulmonary systemic fat embolism. Studies in mongrel dogs after cemented arthroplasty / Byrick R.J., Mullen J. B., Mazer C. D., Guest C. B. // Amer. J. Respir. Crit. Care Med. - 1994. - Vol.150, № 5 Pt 1. - P. 1416-1422
170. Cacers E. Evaluation of blood loses during surgical operations / Cacers E., Whittemburg G. // Surgery. – 1959. – 45. – P. 681.
171. Callaghan J.J. Blood Management and Patient Specific Transfusion Options in Total Joint Replacement Surgery / J.J. Callaghan, A.I. Spitzer // The Iowa Orthopaedic Journal . - 2000, Vol. 20. – P 36 – 46.
172. Camann W.R. Nearly fatal cardiovascular collapse during total hip replacement: probable coronary arterial embolism (W.R. Camann, G.M. Sacks, A.G. Schools et al.) // Anesthesia & Analgesia. - 1991. - Vol. 72, № 2. - P. 245-248.
173. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur // J. Bone Jt Surgery. – 1960. - Vol. 42-B, № 1. - P. 28-30.
174. Cheng S.C. Investigation of the use of drained blood reinfusion after total knee arthroplasty: a prospective randomised controlled study / S.C. Cheng, T.S. Hung, P.Y. Tse // J Orthop Surg (Hong Kong). - 2005. - vol. 13, № 2. - P. 120 - 124.
175. Christie J. Echocardiography of transatrial embolism during cemented and uncemented hemiarthroplasty of the hip/ Christie J., Burnett R., Potts H.R., Pell A.C.//J. Bone Jt. Surgery. - 1994. - Vol. 76-B, № 3. - P. 409-412.
176. Clements D.H. Salvage and Reinfusion of Postoperative Sanguineous Wound Drainage / D.H. Clements, T.P. Sculco, S.W. Burke, K. Mayer, D.B. Levine. // J. Bone Joint Surg. Am. - 1992. – vol. 74-A, P. 646-651.
177. Cross M.H. Risk of allogenic Haemotransfusion / // Perfusion 2001;16: 345-351.
178. Cuello L. Переливание аутологичной крови в грудной и сердечно-сосудистой хирургии // Труды XII Международного конгресса по переливанию крови. - M. - 1972. - Ñ. 21 - 23.
179. Daszynski J. Методы консервирования крови // Клиническая трансфузиология. - Варшава. - 1974. - С. 54 - 55.
180. Dalén T. Filterability of autotransfusion blood cells and plasma after total knee arthroplasty // T. Dalén, K.G. Engström // Clinical Hemorheology and Microcirculation. - 1998. - Vol. 19, N 3. – P. 181 – 195.
181. D'Ambra M.N. Alternatives to allogeneic blood use in surgery: Acute Normovolemic Hemodilution and Preoperative Autologous Donation. // Am. J. Surg. – 1995. – Vol. 170, № 6A. – P. 49–52.
182. Davis F.M. Methabolic response to total hip arthroplasty under hypobaric subarachnoid or general anesthesia / F.M. Davis, V.G. Laurensen, J. Lewis et al. // Br. J. anesth. – 1987. – Vol. 59, P. 725 – 729.
183. Delilkan A.E. The Changing Image of the Anaesthesiologist // Anaesthesia in the new millennium. – Kuala Lumpur: 1999, P. 11-16.
184. DePalma L. Utilization patterns of frozen autologous red blood cells. Experience in a referral center and a community hospital / DePalma L., Palmer R., Leitman S.F., Dolan W.D., Klein H.G. // Arch. Pathol. Lab. Med. – 1990, Vol. 114, No 5. – P. 516 – 518.
185. Dietrich W. Changes in haemostasis potential in cardiac surgery through the use of postoperative retransfusion of drained blood. Are these clinically relevant? // Hamatologie. 1992. - Vol. 1. - P. 3236
186. Domen R.E. Infectious disease marker testing of the autologous blood donor. A case study in clinical ethics // Arch Pathol Lab Med 1995 Sep; 119(9): 807-10
187. Dorr L.D. Fat embolism in bilateral total knee arthroplasty: predictive factors for neurologic manifestations / Dorr L. D., Mercel C., Mellman M. F., Klein I. // Clin. Orthop. - 1989. - N 248. - P. 112 - 118.
188. Egbert R. Heart arrest in implantation of a cemented total hip endoprothesis under spinal anesthesia - A case report (R. Egbert, B. von Hundelshausen, R. Gradiner et al.) // Anasth. Intensivter. Notfallmed. - 1989. - Vol. 24, P. 118 - 120.
189. Elawad A.A. Predonation autologous blood in hip arthroplasty / Elawad A.A., Jonsson S., Laurell M., Fredin H. // Acta Orthop. Scand. – 1991. – Vol. 62, No 3. – P. 218 – 222.
190. Elawad A.A. Intraoperative autotransfusion in hip arthroplasty. A retrospective study of 214 cases with matched controls / Elawad A.A., Fredin H. // Acta Orthop Scand 1992 Aug; 63 (4): 369-72.

191. Elmaraghy A.W. The role of methylmethacrylate monomer in the formation and haemodynamic outcome of pulmonary fat emboli / A. W. Elmaraghy, B. Humenink, G. Anderson et al. // J. Bone Jt. Surgery. - 1998. -Vol. 80-B, N 1. - P. - 156 - 161.
192. Faris P.M. Unwashed filtered shed blood collected after knee and hip arthroplasties. A source of autologous red blood cells / P.M. Faris, M.A. Ritter, E.M. Keating, C.R. Valeri // J. Bone and Joint Surg. - 1991; vol. 73-A, P. 1169 - 1178.
193. Faris P.M. The predictive power of baseline hemoglobin for transfusion risk in surgery patients / Faris, P.M., Spence, R.K., Larholt, K.M., et al. // Orthopedics, 22: s 135-40, 1999.
194. Galdermans D. Pulmonary fat embolism presenting as chronic respiratory failure / D. Galdermans, D. Coolen, I. Neetens at al. // Eur. Respir. J. - 1989. - Vol. 2, N 2. - P. 185 - 187.
195. Garay A. Принцип информированного согласия и переливание крови: правовые вопросы // Методы сбережения крови в хирургии. Перспективы для хирургии и анестезиологии. Правовые и этические вопросы. - Рига. - 1997. - С. 193 - 206.
196. Gillesberg I.E. Intraoperative complications during cementation of hip arthroplasty. Avoiding air embolization during cementation / Gillesberg I.E. Andersen K.H. // Ugeskrift for Laeger. - 1992. - Vol. 6, № 154 (28). - P. 1954-1958.
197. Goodnough L.T. Recombinant human erythropoietin therapy in the surgical setting and applications in oncology // Am. J. Kidney. Dis. – 1991. – Vol. 18, No 4. – Suppl. 1. – P. 98 – 102.
198. Goodnough LT. [Autologous blood procurement--acute normovolemic hemodilution vs. preoperative autologous blood donation][Article in German] // Zentralbl Chir. 2003 Jun;128(6):462-7.
199. Goodnough LT. Autologous blood donation // Crit Care. 2004;8 Suppl 2: S49-52.
200. Grant R.T. Observations on the general effects of injury in man / Grant R.T., Reeve E.B. // Rep. Med. Res. Coune. - 1951. - No 277.
201. Greenburg A.G. Alternatives to conventional uses of blood products. Critical care: state of art // Soc Crit Care Msu 1992; 14:
202. Greenburg A.G. A Physiologic Basis for Red Blood Cell Transfusion Decisions // Am J Surgery. - 1995. - Vol 170, No 6A [Suppl]. - P. 44S - 48S.
203. Gresham G.A. Fatal fat embolism following replacement arthroplasty for transcervical fractures of the femur / Gresham G.A., Kuczynski A., Rosbrough D. // Br. Med. J. - 1971. - Vol. 2. - P. 617 - 619.
204. Guidelines … см. № 259.
205. Habler O. Verfahren zur Reduktion von Fremdbluttransfusionen in der operativen Medizin / Habler O., Mebmer K. // Anaesthesist. - 1997. - Bd 46. - № 11. - S. 915 - 926.
206. Hagley S. R. Fat embolism syndrome due to total hip arthroplasties / S.R. Hagley, F.C. Lee, P.C. Blumbergs // Med. J. Austr. - 1986. - Vol. 145, N 1. - P. 443 - 444.
207. Han C.D. Postoperative blood salvage and reinfusion after total joint arthroplasty / C.D. Han, D.E. Shin // J. Arthroplasty. 1997. Vol.12. p. 511-516.
208. Hansen A.D. Anatomy and surgical approacheas // Joint replacement arthroplasty. // Joint Replacement Arthroplasty. - Moorey B.F. (ed.) - N.Y., etc.: Churchill Livingstone. - 1991. – 1205 p.
209. Hansen A.D. Prevention of deep periprosthetic joint infection / Hansen A.D., Osmon D.R., Lelson C.L. // J. Bone Jt. Surgery. – 1996. – Vol. 78-A, No 3. – P. 458 – 471.
210. Healy J.C. Preoperative autologous blood donation in total-hip arthroplasty. A cost-effectiveness analysis / J.C.Healy, S.A. Frankforter, B.K. Graves, R.L. Reddy and J. R. Beck // Arch. Pathol. and Lab. Med. - 1994, 118. - P. 465-470.
211. Henn-Beilharz A. [The origin of non-emulsified fat during autotransfusions in elective hip surgery][Article in German] / Henn-Beilharz A, Hoffmann R, Hempel V, Brautigam KH. // Anaesthesist. 1990 Feb;39 (2):88-95.
212. Herndon J. H. Fat embolism during total hip replacement. A prospective study / Herndon J. H., Bechtol C. O., Crickenberger D. P. // J. Bone Jt. Surgery. - 1974. - Vol. 56-A, N 7. - P. 1350-1362.
213. Hornberg I. [Compression dressing after hip joint replacement reduces the need of allogeneic blood transfusion][Article in Swedish] / Hornberg I, Bengtsson A, Bergman B. // Lakartidningen. 2002 Jan 31;99(5):397-9.
214. Huggins C.E. Frosen blood - clinical experience // Surgery. - 1966. - № 60. - P. 77 - 84.
215. Huemer G. Therapeutische Ansatze zur Behandlung des Fettemboliesyndroms / G. Huemer, S. Hofmann, C. Kratochwill, et al. // Orthopade. - 1995. - Bd. 24, H. 2. - S. 173-178
216. Hull A.L. Effects of a CME program on physicians' transfusion practices / Hull A.L., Wasman J., Goodnough L.T. // Acad. Med. – 1989, Vol. 64, No 11. – P. 681- 685.
217. Jain R. Blood salvage in total hip and knee arthroplasty in a community hospital: a retrospective study / R. Jain, S. Jain // J Orthop Surg (Hong Kong). - 2005. - vol. 13, № 1. - P. 19 - 26.

218. Jensen C.M. Quality of Reinfused Drainage Blood After Total Knee Arthroplasty / C.M. Jensen, R. Pilegaard, K. Hviid, J.D. Nielsen, H.J. Nielsen // The Journal of Arthroplasty. – 1999. - Vol. 14, No. 3. – P. 312 – 318.
219. Johnson M.J. Fat embolism syndrome. Review / Johnson M.J., Lucas G. L. // Orthopedics. - 1996. - Vol. 19, N 1. - P. 41- 49.
220. Jones R.H. Physiologic emboli changes observed during total hip replacement arthroplasty // Clin. Orthop. - 1975. - N 112. - P. 192 - 200.
221. Jones H.W. Postoperative autologous blood salvage drains--are they useful in primary uncemented hip and knee arthroplasty? A prospective study of 186 cases / H.W.Jones, L. Savage, C.White, R.Goddard, H. Lumley, Kashif F., K. Gurusany // Acta Orthop Belg. - 2004. - vol. 70. - № 5, P.466 - 473.
222. Jugheinrich C. Фармакокинетика препарата HES нового поколения 130/ 0,4 (6%, 500 МЛ) и его переносимость больными с нарушенной функцией почек при внутривенной инфузии / C. Jugheinrich, R. Sduirpf, M. Wargegenau, F. Bepperiing, J-F. Baron. // Вестник службы крови России. - 2005. - № 1. - С. 39 - 47.
223. Keating E.M. Predictors of transfusion risk in elective knee surgery / E.M. Keating, J.B. Meding, P.M. Faris et al.// Clin. Orthop. - 1998. - vol. 357/ - P. 50 - 59.
224. Keeling M.M. Intraoperative autotransfusion. Experience in 725 consecutive cases / M.M. Keeling, L.A. Gray Jr., M.A. Brink, V.K. Hillerich, K.I. Bland // Ann. Surg. – 1983. – Vol. 197, No 5. – P. 536 – 541.
225. Klenovska Z. Избранные проблемы патофизиологии донорства // Клиническая трансфузиология. - Варшава. - 1974. - 1974. - С. 24 - 38.
226. Komatsu F. Autologous blood transfusion in orthopedic and oral surgical patients // Bull Tokyo Med Dent Univ 1990 Sep; 37(3): 51-8
227. Koval K.J. Hip fracture in the elderly: the effect of anesthetic technique / K.J. Koval, G.B. Aharonoff, A.D. Rosenberg et al // Orthopedics. – 1999. – Vol. 22, N 1. – P. 31 – 34.
228. Kolettis G.T. Safety of 1-stage bilateral total knee arthroplasty / G.T. Kolettis, R.L. Wixson, W.T. Peruzzi et al. // Clin. Orthop. - 1994. - N 309. - P. 102 - 109.
229. Kratochwill C. Monitoring der Knochenmarkausschuttung sowie der kardiopulmonalen Veranderungen beim Fettemboliesyndrom / C. Kratochwill, G. Huemer, S. Hofmann et al. // Orthopade. - 1995. - Bd. 24, H. 2. - S.123-129.
230. Kristensen P.W. Autotransfusion of drainage blood in arthroplasty. A prospective, controlled study of 31 operations / Kristensen P.W., Sorensen L.S., Thyregod H.C. // Acta Orthop. Scand. – 1992. – Vol. 63, No 4. – P. 377 – 380.
231. Lagana S. [Autologous blood transfusion: results with routine use of autologous blood transfusion, normovolemic hemodilution and postoperative retransfusion of drainage blood salvaged with the Solcotrans system][Article in German] / Lagana S., Cattaneo F, Hackenbruch W. // Swiss Surg. 1996;2(6):244-51.
232. Langston H. Further experiences with autogenous blood transfusion / Langston H., Miller G., Dalessandro W. // Ann. Surg. – 1963. – vol. 158. – N 3. – P. 333 – 337.
233. Langston X. Аутогемотрансфузия / X. Langston, P. Callagen, P. Mehl // Мат. XXIY конгресса международного общества хирургов. - М. - 1972. - С. 293 - 296.
234. Lemos M.J. Current Concepts Review - Blood Transfusion in Orthopaedic Operations / Lemos M.J. and Healy W.L. // J. Bone Joint Surg. – 1996. - 78-A, № 8. – P.1260-71.
235. Levy D. The fat embolism syndrome. A review // Clin. Orthop. - 1990. - № 261. - P. 281 - 286.
236. Marshall P. D., Douglas D. L., Henry L. Fatal pulmonary fat embolism during total hip replacement due to high-pressure cementing techniques in an osteoporotic femur // Br. J. Clin. Pract. - 1991. - Vol. 45. - P. 148 - 149.
237. Martin R. Effect of proximal and distal venting during intramedullary nailing / R. Martin, R. K. Leighton, D. Petrie et al. // Clin. Orthop. - 1996. - N 332. - P. 80 - 89.
238. Martin A. [Relevance of wound drainage in total knee arthroplasty--a prospective comparative study][Article in German] / A. Martin, M. Prenn, T. Spiegel, C. Sukopp, A. von Strempel // Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2004 Jan-Feb;142 (1):46-50.
239. McSwiney M.M. Blood transfusion in total hip arthroplasty: guidelines to eliminate overtransfusion / McSwiney M.M., O'Farrell D., Joshi G.P., McCarroll S.M. // Canad. J. Anaesth. - 1993. - Vol. 40, № 3. - P. 222 - 226.
240. Miller G.V. Autologous transfusion: an alternative to transfusion with banked / Miller G.V., Ramsden C.W., Primrose J.N. // Br. J. Surg. 1991. - Vol. 78, № 6. - P. 713 - 715

241. Milles G. Experiences with autotransfusion / Milles G., Langston H., Dalessandro W. // Surg. Gynec. Obst. – 1962. – vol. 115. – N 6. – P. 689 – 694.
242. Milles G., Langston H. T., Dalessandro W. Autologous tiansftisions. Springfield, IL: Ed. Charles C. Thomas, 1971. - 312 p.
243. Milles G. Autologous transfusion // JAMA. - 1971. - vol. 216, № 6. - P. 1037.
244. Miller G.V. Autologous transfusion: an alternative to transfusion with banked / Miller G.V., Ramsden C.W., Primrose J.N. // Br. J. Surg. 1991. - Vol. 78, № 6. - P. 713 - 715
245. Modig J. Pulmonary microembolism during orthopedic intramedulaery trauma / Modig J., Busch C., Olerud S., Saldeen T. // Acta Anaeshesiol. Scand. -1974. - Vol. 18. - P. 133-143.
246. Moller K. Blood Conservation in Revision Arthroplasty / K. Moller, H.M. Steady, K.W. Korten, R.H. Turner Стр 343-357. // Revision total hip arthroplasty. Edited by Roderick H. Turner, M.D. and Arnold D. Scheller, M.D. 1982 by Grune & Stratton, Inc.
247. Monk T.G. Acute Normovolemic Hemodilution / T. G. Monk, L. T. Goodnough // Clin Orthop Relat Res. – 1998. - Number 357, pp 74-81
248. Morrey B. F. (ed.) Joint replacement arthroplasty. – N.Y., etc.: Churchill Livingstone, 1991. – 1205 p.
249. Moylan J. A., Birnbaum M., Katz A. Fat embolism syndrome // J. Trauma. - 1976. - Vol. 16, No 5. - P. 341 - 435.
250. Munoz M. Transfusion of post-operative shed blood: laboratory characteristics and clinical utility / Munoz M., Garcia-Vallejo J.J., Ruiz M.D., R. Romero, E. Olalla, C. Sebastian // Eur Spine J. - 2004. - vol.13, Suppl 1: S. 107 - 113.
251. Niebauer G.W. Simultaneous use of microfibrillar collagen hemostat and blood saving devices in a canine kidney perfusion model / Niebauer G.W., Oz M.C., Goldschmidt M., Lemole G. // Ann. Thorac. Surg. – 1989. – Vol. 48, No 4. – P. 523 – 527.
252. Oishi C.S. Hemodilution with other blood reinfusion techniques in total hip arthroplasty // Oishi CS, D'Lima DD, Morris BA, Hardwick ME, Berkowitz SD, Colwell CW Jr. // Clin Orthop Relat Res. 1997 Jun;(339):132-9.
253. Orsini E.C. Fatal embolism during cemented total knee arthroplasty: a case report / E. C. Orsini, R. R. Richards, J. M. Mullen // Can. J. Surg. - 1986. - Vol. 29. - P. 385 - 386.
254. Park R., 1914 - цит по Peltier, 1988.
255. Peltier L.F. Fat embolism. An Appraisal of the Problem // Clin. Orthop. - 1984. - № 187. - P. 3 - 17.
256. Peltier L.F. Fat Embolism. A Perspective // Clin. Orthop. - 1988. - № 232. - P. 263 - 270.
257. Pinkerton P.H. Transfusion practice in support of surgery during introduction of a hospital-based autologous presurgical blood donor program / Pinkerton P.H., Coovadia A.S., Downie H. // Can. J. Surg. – 1995. – Vol. 38, No 2. – P. 154 – 161.
258. Pinto P.W. Cardiovascular collapse associated with the use of methylmethacrylate // AANA J. - 1993. - Vol. 61, N 6. - P. 613 - 616.
259. Practice Guidelines for blood component therapy: A report by the American Society of Anesthesiologists Task Force on Blood Component Therapy // Anesthesiology 1996. - Vol. 84, № 3. - P 732 - 747
260. Rawal N. Spinal or combined spinal-epidural? // Highlights in Pain Therapy and Regional Anaesthesia. - London: Permanyer Publications, 1997. - P. 95-98.
261. Reize P. [Postoperative autologous transfusion from blood drainage after total hip joint arthroplasty--how much value is really there?][Article in German] / P. Reize, D. Endele, M. Rudert, N. Wulker // Z. Orthop. Ihre. Grenzgeb. - 2006. - vol.144. - № 4. - P. 400 - 404.
262. Renner S.W. Preoperative autologous blood donation in 612 hospitals. A College of American Pathologists' Q-Probes study of quality issues in transfusion practice / Renner S.W., Howanitz P.J., Bachner P. // Arch. Pathol. Lab. Med. – 1992. – Vol. 116, No 6. – P. 613 – 619.
263. Richards R.R. Fat embolism syndrom // Can. J. Surg. - 1997. - Vol. 40, N 5. - P. 334 - 339.
264. Riegler F.X. Update on perioperative pain management // Cl. Orthopedics. – 1994. – No 303. – P. 283 – 292.
265. Rinecker H. New Clinico-pathophysiological Studies on the Bone Cement Implantation Syndrome // Arch. Orthop. Traumat. Surg. - 1980. - № 97, P. 263-274.
266. Roberts W.A. A cost comparison of allogeneic and preoperatively or intraoperatively donated autologous blood / Roberts W.A., Kirkley S.A., Newby M. // Anesth. Analg. - 1996 . – Vol. 83, No 1. – P.129 – 133.
267. Robinson C.M. Nonsteroidal antiinflammatory drugs, perioperative blood loss, and transfusion requirements in elective hip arthroplasty / Robinson C. M., Christie J., Malcolm-Smith N.// J. Arthroplasty. - 1993. - Vol. 8, № 6. - P. 607- 610.

268. Rokkanen P. et al. The efficacy of corticosteroids in severe trauma / P. Rokkanen, V. Avikainen, E. Karahaju et al // Surg. Gynecol. Obstetr. - 1974. - Vol. 138, N 1. - P. 69 - 73.
269. Rowe A.W. Переливание крови, быстро замороженной при низкой температуре глицерина (Rowe A.W., Derrick Y.B., Milles W. et al) // Труды XII Международн. конгресса по переливанию крови. - M. - 1972. - Ñ. 122 - 126.
270. Roxby D.J. A direct patient approach for pre-operative autologous blood donation and transfusion / Roxby D.J., Seshadri R., Ashton C., Morley A.A. // Aust. N Z J. Surg. – 1988. – Vol. 58, No 6. – P. 471 – 473.
271. Rutherford C.J. Efficacy of different dosing regimens for recombinant human erythropoietin in a simulated perisurgical setting: the importance of iron availability in optimizing response / Rutherford C.J., Schneider T.J., Dempsey H., Kirn D.H., Brugnara C., Goldberg M.A. // Am. J. Med. – 1994. – Vol. 96, No 2. – P. 139 – 145.
272. Saikawa I.. Autologous blood transfusion with recombinant erythropoietin treatment. 22 arthroplasties for rheumatoid arthritis / Saikawa I., Hotokebuchi T., Arita C., Inaba S., Shuto T., Tsutsui H., Sugioka Y. // Acta Orthop. Scand. – 1994. – Vol. 65, No 1. – P. 15 – 19.
273. Salido J.A. Preoperative hemoglobin levels and the need for transfusion after prosthetic hip and knee surgery: analysis of predictive factors / Salido JA, Marin LA, Gomez LA, Zorrilla P, Martinez C. // J Bone Joint Surg Am. 2002 Feb;84-A(2):216-20.
274. Santori F.S. Prophylaxis against deep-vein thrombosis in total hip replacement / Santori F.S., Vitullo A., Stopponi M., // J. Bone Jt. Surgery. - 1994. - Vol. 76-B, № 4. - P. 579 - 583.
275. Sculco T.P. Blood management in orthopedic surgery // Am. J. Surg. – 1995. – Vol. 170, No 6A (Suppl). – P. 60S - 63S.
276. Sehat K.R. Hidden blood loss following hip and knee arthroplasty. Correct management of blood loss should take hidden loss into accoun / Sehat K.R., Evans R.L., Newman J.H. // J Bone Joint Surg Br. 2004 May; 86 (4):561-5.
277. Schmied H. et al. Mild hypothermia increases blood loss and transfusion requirements during total hip arthroplasty / H. Schmied, A.Kurz, D.I. Sessler et al. – Lancet. – 1996. – No 347 (8997). – P. 289 – 292.
278. Sevitt S. Fat embolism in patients with fractured hips // Br. Med. J. - 1972. - Vol. 2, P. 257 - 262.
279. Sharland M.G. Autologous blood donation in total hip replacement / Sharland M.G., Holman P.R. // Aust. N Z J. Surg. – 1995. – Vol. 65, No 1. – P. 17 – 19.
280. Shier M.R., Wilson R. F. Fat embolism syndrome: traumatic coagulopathy with respiratory distress. // Surg. Ann. - 1980. - Vol. 12. - P. 139 - 168.
281. Silva P.D. Intraoperative rapid autologous blood transfusion / Silva P.D., Beguin E.A. Jr. // Am. J. Obstet. Gynecol. – 1989. – Vol. 160, No 5. Pt 1 P. 1226 – 728.
282. Smith L.A. Autotransfusion utilization in abdominal trauma / Smith L.A., Barker D.E., Burns R.P. // Am. J. Surg. – 1997. – Vol. 63, No 1. – P. 47 – 49.
283. Soto D. A. Anesthesia, supportive management and blood conservation / Soto D. A., Stillwell W.T. // The Art of total hip arthroplasty. – NY. – 1987. – 507 pp. (P. 317 – 330).
284. Spiess B.D. Autologous blood donation: hemodynamics in a high-risk patient population / Spiess BD, Sassetti R, McCarthy RJ, et al. // Transfusion 1992:32:17-22.
285. Ten Duis H. J. The fat embolism syndrom // Injury. - 1997. - Vol. 28, No 2. - P. 77 - 85.
286. Tetzlaff J. E. Clinical Orthopedic Anesthezia. - Boston, etc: Butterworth-Heinemann, 1995. - 390 pp P. 218 - 234.
287. Toy P.T. Predeposited autologous blood for elective surgery. A national multicenter study/ Toy P.T., Strauss R.O., Stehiing L.C. et al. // N Engl J Med 1987: 316: 517-20.
288. Thompson F.L. Use of recombinant human erythropoietin to enhance autologous blood donation in a patient with multiple red cell allo-antibodies and the anemia of chronic disease / Thompson F.L., Powers J.S., Graber S.E., Krantz S.B. // Am. J. Med. – 1991. – Vol. 90, No 3. – P. 398 – 400.
289. Tretiak R. Cost of allogeneic and autologous blood transfusion in Canada / Tretiak R., Laupacis A., Riviere M., McKerracher K., Souetre E. // Can. Med. Assoc. J. – 1996. – Vol. 154, No 10. – P. 1501 – 1508.
290. Trouwborst A. Acute hypervolemic hemodilution to avoid blood transfusion during major surgery / Trouwborst A., Woerkens E.C., van, Daele M., van, Tenbrinsk R. // Lancet. - 1990. - vol. 336. - P. 1295 - 1297.
291. Veikkolin T. Autotransfusion of drained blood after total knee arthroplasty // T. Veikkolin, O. Korkala, R. Niskanen, S. Liesjarvi // Ann Chir Gynaecol. - 1995. - vol. 84. - № 3. - P. 281 - 284.

292. Vereecken D.L. Indikaties, methodick en uitalagen van de autotransfusie in vascularire en traumachirurgie / Vereecken D.L., de Mol J., Derom F., de Roose Y. // Acta Chir. Belg. - 1975. - № 2. - P. 175 - 180.
293. Vermaut G. Prevention and treatment of cardiopulmonary reactions during total hip replacement / Vermaut G., Mortelmans Y., Mulier J., van Aken H. // Acta Orthop. Belg. - 1988. - V. 54, № 1. - P. 18-20.
294. Wangensteen O.H. Controlled administration of fluid to surgical patients including description of gravemetric method on determinig status, hydration and blood loss during operation. - Minnesota Med. – 1942. – N 25. – P. 783.
295. Waterhouse N. Urinary retention after total hip replacement / N. Waterhouse, A.R. Beaumont, K. Murray et al. // J. Bone Jt. Surgery. - 1987 . – Vol. 69-B, No 1. – P. 64 – 66.
296. Weisbach V. Oral or intravenous iron as an adjuvant to autologous blood donation m elective surgery: a randomized, controlled study. / Weisbach V., Skoda. P., Rippel, R., et al. // Transfusion, 1999, 39, 5. 465-472.
297. Weisz G. N. Fat embolism: physiopathology, diagnosis, and management / Weisz G. N., Brazilai A. // Arch. Orthop. Unfall-Chir. - 1975. - Bd. 82, H. 2. - S. 217 - 223.
298. Willett D.E. The duty to warn about transfusion risks // Arch. Pathol. Lab. Med. – 1989, Vol. 113, No3. – P. 307 – 310.
299. Winter V. Предоперационная гиперволемическая гемодилюция 6% гидрооксиэтилкрахмалом 130/0,4 (HES 130/0,4) как способ сокращения потребности в трансфузии донорской крови / V. Winter, J. Gille, A. Richter, A. Sablotzki, B. Wiedemann // Анест. Реанимат. - 2006. - № 2. - С. 43 - 47.
300. Wittig M. [Short donation intervals in preoperative autologous blood donation in the concept of autologous transfusion][Article in German] / Wittig M, Osswald PM, Lorentz A, Jani L. // Anaesthesist. 1994 Jan; 43 (1) : 9-15.
301. Wojan M. [Retransfusion of unwashed drainage blood after total hip and knee arthroplasty] / M. Wojan, Scholz R., G. von Salis-Soglio, M. Schmidt, A. Wild // Biomed Tech (Berl). - 2005. - vol. 50. - № 11. - P. 355 - 360.
302. Wozasek G. E., Simon P., Redl H., Schlag G. Intramedullary pressure changes and fat intravasation during intramedullary nailing: an experimental study in sheep // J. Trauma. - 1994. - Vol. 36. - N 2. - P. 202 - 207.
303. Ulrich C. Stellenwert der Entlastungsbohrung zur Reduzierung der Knochenmarkausschuttung bei zementierten Huftendoprothesen // Orthopade. - 1995. - Bd. 24, H.2. - S. 138 - 143.
304. Ullrich W. Total hip endoprostheses - characteristic aspects from the anesthesiologic viewpoint / Ullrich W. Holz U. Krier C. // Anasthesiol., Intensivmed., Notfallmed., Schmerzther. - 1994. - Vol. 29, № 7. - P. 385 - 399.
305. Yomtovian R. Current Concepts Review Autologous-Blood Transfusion: The Reimbursement Dilemma* / R. Yomtovian, M.S. Kruskall, J.P. Barber // J. Bone Jt. Surgery. - 1992. - vol. 74-A. № 8. - P. 1265 - 1972.
306. Young G.P. Emergency autotransfusion / Young G.P., Purcell T.B. // Ann. Emerg. Med. – 1983. – Vol. 12, No 3. – P. 180 – 186.

Глава 6. Планирование, хирургические доступы, техника эндопротезирования тазобедренного сустава

6.1. Предоперационное планирование

Тщательное предоперационное планирование необходимо не только для определения размеров эндопротеза, но и разметки ориентиров, необходимых для правильной уста-

новки компонентов протеза во время операции. Наличие запланированной разметки положения протеза позволяет хирургу во время оперативного вмешательства проконтролировать точность выполнения своих действий.

При планировании операции эндопротезирования тазобедренного сустава необходимо иметь обзорную рентгенограмму таза с захватом обоих тазобедренных суставов, рентгенограмму пораженного сустава в прямой и боковой проекциях с известным увеличением (увеличение определяется расстоянием от трубки до снимаемого объекта с помощью маркеров). На основании обзорной рентгенограммы таза определяют укорочение (удлинение) ноги, отношение между верхушкой большого вертела и центром ротации головки бедренной кости при помощи построений, которые выполняют следующим образом. Помечают бугры седалищных костей или «фигуру слезы» с обеих сторон и соединяют их линией, вторую линию проводят между центрами малых вертелов (рис. 6.1). Расстояние между этими линиями, измеренное на одном уровне (малых вертелов), соответствует разнице длины конечностей. Клиническое измерение длины конечностей не всегда точно отражает реальные размеры, что связано с погрешностями измерения, приводящей контрактурой бедра, перекосом таза. Однако в ряде случаев (обычно после хирургической коррекции длины ноги на фоне врожденного вывиха) необходимо ориентироваться на клиническое измерение длины конечностей.

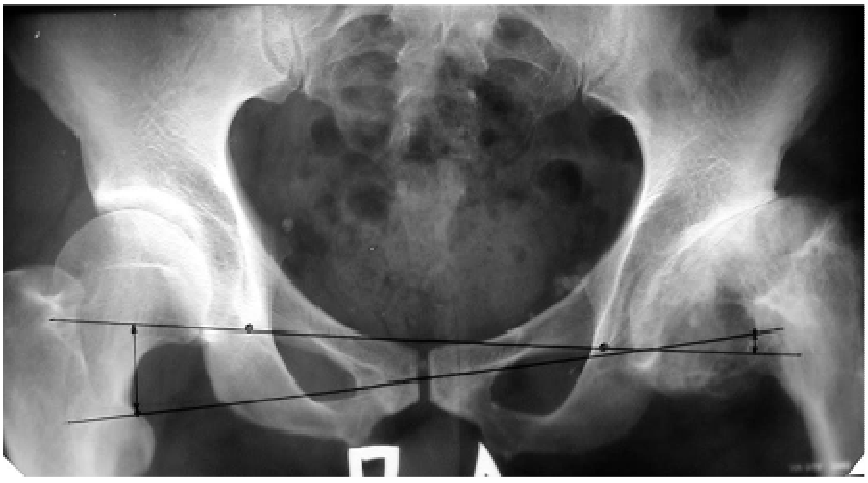


Рис. 6.1. Предоперационное планирование: линии соединяют “фигуры слезы” и малые вертелы. Расстояние между этими линиями на уровне головок бедренной кости составляет разницу длины ног, необходимую компенсировать во время операции.

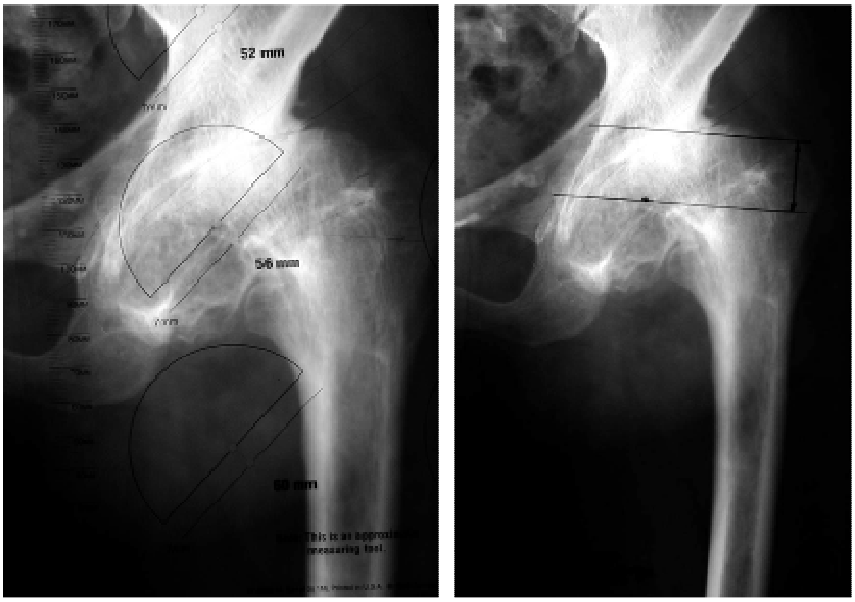
На рентгенограмме пораженного тазобедренного сустава в прямой проекции выполняют построения и измерения в следующем порядке.

1. Определяют проекционное увеличение рентгеновского изображения путем измерения маркера, (маркер располагают на коже на уровне большого вертела бедренной кости).

2. Накладывают шаблон вертлужного компонента на изображение вертлужной впадины таким образом, чтобы чашка имела максимально полное покрытие (верхний край имплантата должен быть на одном уровне или перекрываться верхним краем вертлужной впадины), но не заходила за линию Келлера (внутренний, тазовый контур вертлужной впадины), а ее нижний угол располагался на уровне «фигуры слезы» под углом 45° к горизонтальной линии (рис. 6.2 а.). Отмечают контуры вертлужного компонента и центр ротации, фиксируют размеры в протокол предоперационного планирования (приложение 1).

3. Проводят горизонтальную линию, перпендикулярную оси бедренной кости, проходящую через центр чашки. Таким образом, отмечается линия, на которой располагается центр ротации головки эндопротеза без учета компенсации длины конечности.

4. Выше центра ротации чашки и параллельно только что проведенной линии (п.3) проводят дополнительную линию (расстояние между линиями должно быть равно укорочению конечности). Эта линия является ориентиром расположения мнимого центра головки эндопротеза для последующего определения уровня остеотомии шейки бедренной кости с учетом компенсации укорочения ноги (рис. 6.2 б).



а б

Рис. 6.2. Предоперационное планирование: а) шаблон вертлужного компонента наложен на рентгенограмму тазобедренного сустава таким образом, чтобы чашка имела максимальное покрытие костной ткани и правильную пространственную ориентацию; б) линии проведены через истинный центр ротации сустава (нижняя) и мнимый (верхняя), с учетом необходимой компенсации длины ноги.

5. Выбирают шаблон бедренного компонента (цементной или бесцементной фиксации) с учетом возраста пациента и состояния костной ткани.

6. Накладывают шаблон бедренного компонента на рентгенограмму бедренной кости (рис. 6.3) таким образом, чтобы наружные контуры ножки (при планировании протеза

бесцементной фиксации) или цементной мантии контактировали с внутренними стенками кости, а центр головки с размером шейки (+) 0 располагался на линии ротации головки протеза, проведенной выше центра чашки (мнимая линия ротации). Головка с размером шейки (+) 0 является стандартной и оптимальной с точки зрения распределения силовых нагрузок на ножку эндопротеза.

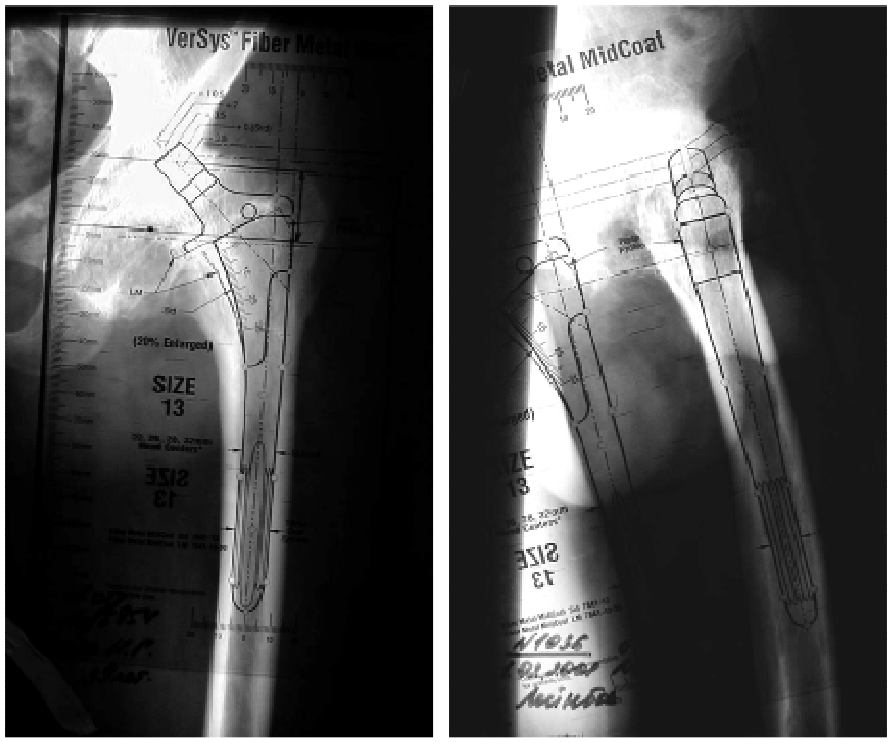
7. Обводят контуры ножки эндопротеза, проводят центральную линию, указывают уровень остеотомии шейки бедренной кости.

8. Измеряют и записывают расстояние от края воротничка ножки эндопротеза до внутреннего края шейки бедренной кости.

9. Измеряют и записывают расстояние от заднего контура большого вертела до наружного края ножки эндопротеза. Это расстояние контролируют в процессе формирования костно-мозгового канала, что очень важно для правильной ориентировки ножки.

10. Измеряют и записывают расстояние от верхнего края малого вертела до линии остеотомии шейки бедренной кости.

11. Измеряют и записывают расстояние от верхушки большого вертела до верхнего края ножки эндопротеза. Именно от глубины погружения бедренного компонента зависит планируемое восстановление длины конечности.



а б

Рис. 6.3. Предоперационное планирование: шаблоны бедренного компонента наложены на рентгенограммы тазобедренного сустава таким образом, чтобы дистальная часть ножки плотно контактировала с внутренними кортикальными стенками, а центр головки

эндопротеза с длиной шейки (+)0 располагался на одной линии, проведенной через мнимый центр ротации сустава: г) прямая проекция; д) аксиальная проекция

При планировании операции нужно иметь ввиду, что длина конечности зависит, прежде всего, от уровня остеотомии шейки бедренной кости, а с изменением глубины посадки головки эндопротеза на конус ножки мы увеличиваем или уменьшаем расстояние от средней линии бедренной кости до центра ротации головки бедра (offset), и в значительно меньшей степени влияем на длину ноги.

Принимая во внимание такие важные параметры как предполагаемый размер протеза, степень латерализации ножки протеза в большом вертеле, расположение линии остеотомии шейки бедра по отношению к малому вертелу, взаимоотношение между центром ротации головки бедренной кости и большим вертелом, расположение медиального края воротничка протеза по отношению к внутреннему краю шейки бедренной кости, отклонения в анатомическом строении бедренной кости, следует отметить, что наиболее частой операционной ошибкой является недостаточное смещение ножки эндопротеза кнаружи в сторону большого вертела, что, в конечном итоге, может привести к ее варусной установке. Правильность положения ножки протеза во время операции можно проконтролировать, учитывая результаты предварительного (по данным планирования) измерения расстояния между наружным краем ножки и краем большого вертела. Уровень остеотомии шейки бедренной кости определяют по отношению к верхушкам большого и малого вертелов, что имеет большое значение для расчета длины конечности. Хотя данные планирования не всегда совпадают, обычно центр ротации головки бедренной кости располагается на линии, перпендикулярной оси бедр на уровне вершины большого вертела. Расположение медиального края воротничка протеза по отношению к внутреннему краю вертельной области является хорошим ориентиром для того, чтобы определить нейтральное положение протеза. К примеру, если при планировании внутренний край воротничка протеза располагается на одной линии с внутренним краем опила шейки бедренной кости, то это же взаимоотношение должно быть достигнуто и в ходе оперативного вмешательства. Только в этом случае можно быть уверенным в правильном положении протеза. Если воротничок ножки будет выступать за внутренний край шейки бедра, то это означает, что протез занимает варусное положение.



Рис. 6.4. Рентгенограмма левого тазобедренного сустава больного Л. после операции эндопротезирования. Соответствие выбранных размеров и положения протеза предоперационному планированию.

6.2. Хирургические доступы к тазобедренному суставу.

Хирургический доступ для выполнения эндопротезирования тазобедренного сустава должен отвечать нескольким требованиям. Он должен обеспечивать хороший обзор сустава для визуализации и оценки патологических изменений и деформаций. При этом не должна нарушаться анатомическая целостность важных функциональных структур, в первую очередь сосудов и нервов, а также должен быть сохранен отводящий механизм бедра. Разрезы кожи должны быть достаточно большими для выполнения необходимых манипуляций и, по возможности выполнены в пределах старых послеоперационных рубцов, но при необходимости разрез может пересекать старые рубцы или направляться параллельно им – главное создать адекватные условия для хирургической манипуляции. Небольшие разрезы, особенно неудачно расположенные, не позволяют добиться достаточной визуализации сустава и способствуют растягиванию и травматизации краев раны.

В медицинской литературе встречается множество вариантов классических хирургических доступов для выполнения эндопротезирования тазобедренного сустава, а в последние пятнадцать лет существенно возрос интерес к разработке новых доступов для сложных случаев первичного и ревизионного эндопротезирования [8, 39]. Основанием для выбора того или иного доступа могут стать патологические изменения в суставе и окружающих тканях, развившиеся в результате заболевания, травмы или предшествующего оперативного вмешательства, наличие имплантатов, которые сложно удалить или необходи-

мость в использовании конструкций, требующих расширенного доступа, а также важное значение имеет личная точка зрения хирурга.

Одну из первых классификаций хирургических доступов к тазобедренному суставу предложили в 1954 году McFarland и Osborne [40]. Они разделили существующие доступы на категории, основанные на отношении к сухожилию средней ягодичной мышцы. Передние и задние доступы оставляют сухожилие нетронутым, в то время как другие доступы подразумевают расслоение мышцы в ее начале или в области прикрепления сухожилий. Они рассматривали среднюю ягодичную мышцу как единое функциональное образование с наружной порцией четырехглавой мышцы, что привело к последовательному развитию чрезъягодичного или прямого бокового доступов к тазобедренному суставу [4, 20]. Их метод классификации не полностью вместил в себя все многообразие описанных вариантов, однако в основном их терминология используется и в настоящее время.

Передние доступы обеспечивают подход к тазобедренному суставу через интервал между m. sartorius и m. tensor fasciae latae с несколькими вариантами, которые включают разделение или пересечение частей m. tensor fasiae latae [1, 32, 55].

Передне-боковые доступы. Осуществляются через промежуток между m. tensor fasciae latae и m. gluteus medius, передняя порция которой обычно отделяется от места прикрепления, с костной пластинкой или без нее, для увеличения обзора [47, 48, 56, 57, 64]. При переднем и передне-боковом доступе подход к тазобедренному суставу осуществляется кпереди от бедренной кости.

Задние доступы разделяют m. gluteus maximus на различных уровнях в направлении мышечных волокон. Сухожилия коротких наружных ротаторов пересекаются в месте их прикрепления или удаляются вместе с задней капсулой или с маленьким костным фрагментом задне-боковой поверхности бедра [18, 26, 37, 44, 51, 54]. Сухожилие m. gluteus medius остается не тронутым, а подход к тазобедренному суставу осуществляется кзади от бедренной кости.

Боковые доступы зависят от смещения отводящих мышц. Остеотомия большого вертела и поперечное разделение фасциальной целостности между m. gluteus medius и m. m. vastus lateralis позволяет сместить вверх отводящие мышцы [6, 10, 43]. Остеотомия большого вертела и субпериостальное отслоение m. m. vastus lateralis позволяет сместить вперед большой вертел с прикрепляющимися к нему m. gluteus medius и m. vastus lateralis единым блоком [33]. Расщепление m. gluteus medius и m. vastus lateralis продольно для сохранения фасциальной непрерывности позволяет сместить передние или задние порции этого функционального образования с подлежащей надкостницей или без нее [4, 5, 11, 13, 16, 17, 20-22, 25, 31, 46, 49, 60]. V-образный миофасциальный лоскут, состоящий из прокси-

мальной части m. vastus lateralis и ее фасции с m. gluteus medius и m. gluteus minimus может быть отогнут от проксимального отдела бедренной кости для обеспечения доступа ко всей капсуле сустава [42]. При этом может осуществляться как передний, так и задний вывих головки бедренной кости.

Комбинированные хирургические доступы включают в себя черты нескольких различных подходов для обеспечения наилучшей визуализации и создания условий для оптимального выполнения планируемого вмешательства [34]. Такие доступы обычно используются при ревизионных операциях или в сложных случаях первичного эндопротезирования. Расширенные доступы с использованием трансфеморальной остеотомии или расширенной вертельной остеотомии позволяют осуществить смещение отводящего механизма в неразрывной целостности с проксимальным отделом бедра [3, 14, 15, 19, 27, 30, 58, 65]. Эти расширенные доступы очень популярны при ревизиях, поскольку они позволяют подойти к суставу и с передней и с задней поверхности [35, 38].

Любой хирургический доступ к тазобедренному суставу имеет свои положительные стороны и недостатки [24, 29, 36, 62]. Передне-наружный обеспечивает хороший обзор зоны операции, однако требует широкой мобилизации отводящих мышц и чаще других сопровождается развитием гетеротопических оссификатов и возможной хромоты [45, 53]. Доступ с отсечением большого вертела может привести к болевому синдрому, хромоте и вывихами в случае несращения большого вертела, кроме того, увеличивает сроки восстановительного лечения [50]. Задний доступ ассоциируется с высоким процентом нестабильности тазобедренного сустава и опасностью контакта с седалищным нервом [23, 52, 61].

6.2.1. Передние доступы. Из всех хирургических доступов к тазобедренному суставу передние вероятно самые физиологически обоснованные, т.к. интервал, через который осуществляется подход к суставу действительно «межнервный» – между m. sartorius (n. femoralis) и m. tensor fascia lata (n. gluteus superior). Одним из широко известных малотравматичных передних подходов является доступ Light и Keggi [1, 32]. Он позволяет хороший обзор вертлужной впадины и предотвращает повреждение отводящих мышц. Принципиальным элементом доступа является дисконгруентность кожного разреза с проекцией межмышечного интервала (рис 6.5). Предпочтительнее расщеплять m. tensor fascia lata, чем пытаться войти в интервал между ним и m. sartorius, поскольку это уменьшает вероятность повреждения бокового бедренного нерва.

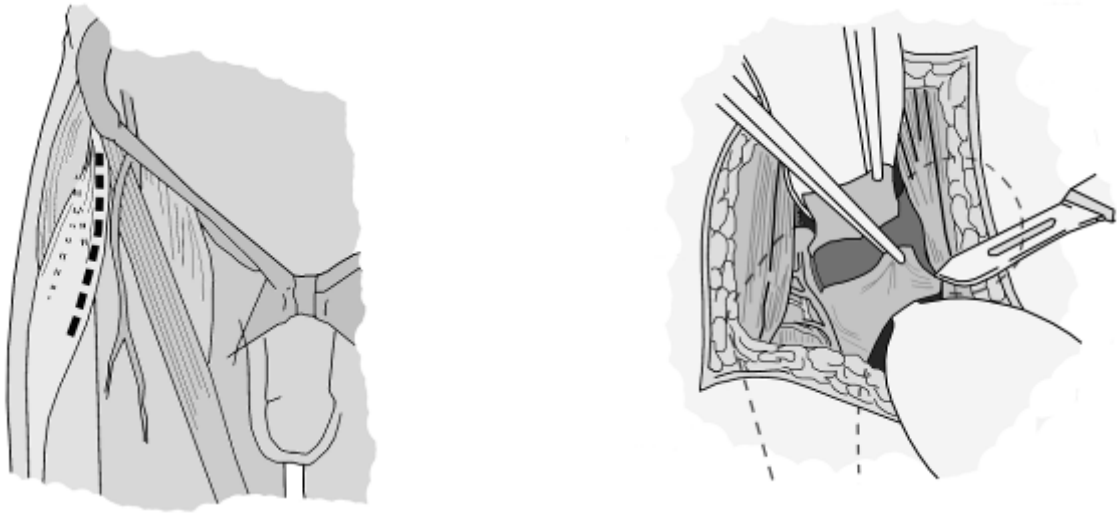


Рис. 6.5. Передний доступ (Light & Keggi)

6.2.2. Передне-боковые доступы. При использовании передне-бокового доступа подход к суставу осуществляется через межмышечный интервал между m. tensor fascia lata и m. gluteus medius [48, 64]. Не смотря на то, что изначально этот доступ предназначался к применению в положении пациента на спине, положение на боку позволяет лучший обзор для ассистентов и более легкий доступ к задней части тазобедренного сустава.

Передне-боковой доступ в модификации Мюллера

Пациент располагается в положении на боку с тазом жестко фиксированном в строго вертикальном положении, боковые держатели сдавливают лонные кости и крестец. Стол четко развернут параллельно полу, что дает хирургу возможность правильно ориентировать протез. Кожа подготовлена и больной укрыт так, что конечность свободно подвижна. Спереди от больного формируется стерильный карман для размещения нижней конечности после вывиха бедра. Разрез центрован прямо над средней частью большого вертела и направляется дистально вдоль оси бедра. В проксимальном направлении разрез может быть продолжен прямо или загнут кзади к задне-верхней ости подвздошной кости для обеспечения лучшего обзора при подготовке бедренного канала (рис 6.6). После разреза кожи и подкожной клетчатки илио-тибиальный тракт рассукается продольно и удерживается ранорасширителем. Сумка большого вертела рассекается для доступа через место прикрепления m. gluteus medius к передней части большого вертела. Передняя порция сухожилия m. gluteus medius пересекается в месте прикрепления, таким образом, чтобы осталась сухожильная манжетка для последующего восстановления мышцы (рис. 6.7). Разделение производится по ходу мышечных волокон m. gluteus medius приблизительно на 3 см проксимальнее к верхней губе вертлужной впадины. Отведение m. gluteus medius кпереди и краниально обнажает сухожи-

лие m. gluteus minimus. Отделение m. gluteus minimus от передней капсулы осуществляется с помощью распатора. Ягодичные мышцы затем отводятся кпереди и кверху и удерживаются широким острым ретрактором Хомана, установленным в подвздошную кость выше вертлужной впадины (рис. 6.8). Капсула рассекается для обнажения головки бедренной кости и губы вертлужной впадины. Передняя и боковые порции капсулы могут быть либо иссечены, либо сохранены для последующего восстановления в соответствии с предпочтениями хирурга.

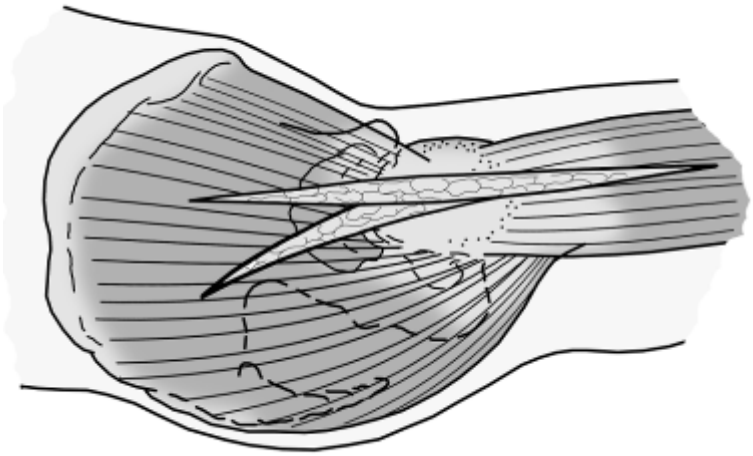


Рис. 6.6. Разрез кожи при передне-боковом доступе в модификации Мюллера.

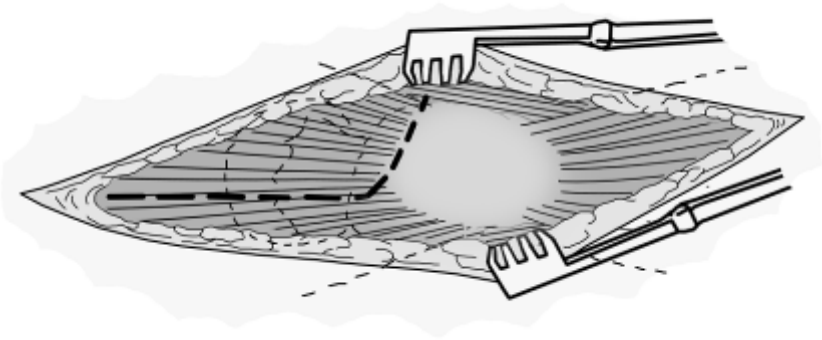


Рис. 6.7. Линия отсечения передней порции сухожилия m. gluteus medius.

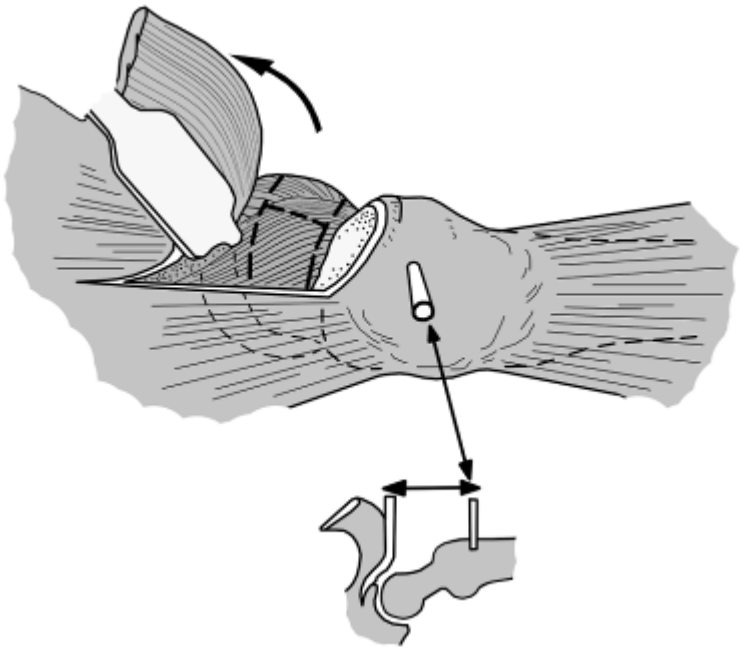


Рис. 6.8. Отведение отсеченной порции сухожилия m. gluteus medius ретрактором Хомана.

Вывих бедра обычно легко осуществляется за счет сгибании приведения и наружной ротации. Если вывих затруднен, освобождаются оставшихся элементы капсулы спереди и снизу. Удаление вертлужных остеофитов должно быть выполнено до того как будет предпринята вторая попытка вывиха бедра. После вывиха нога опускается в стерильный пакет. Шейка бедренной кости резецируется на необходимом уровне и под необходимыим углом. Большой ретрактор для заднего края устанавливается под шейку бедра над малым вертелом для того, чтобы сместить бедро кзади. Обзор вертлужной впадины обычно улучшается при расположении ноги в положении легкого сгибания и наружной ротации. После установки вертлужного компонента нога вновь опускается в стерильный пакет и позиционируется в положении сгибания, наружной ротации и приведения, таким образом, чтобы ось голени была перпендикулярна полу (рис. 6.9). Большой тупой ретрактор устанавливается позади шейки бедренной кости и приподнимает ее из раны для обработки бедренного канала. После установки эндопротеза и проверки движений полноценное подшивание ягодичных мышц может быть выполнено с использованием костных швов через просверленные отверстия в большом вертеле. При использовании дрели для формирования отверстий контакт с бедренным компонентом недопустим.

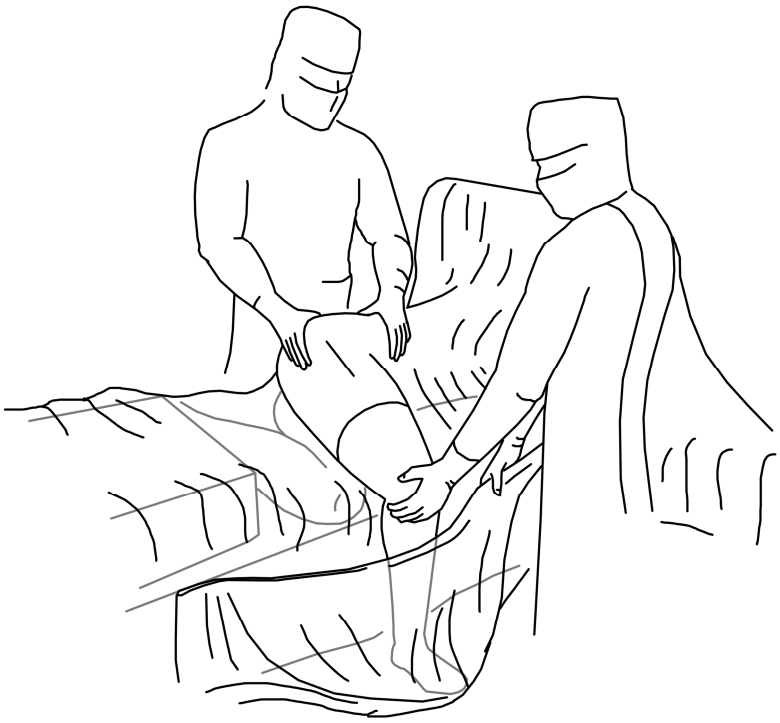
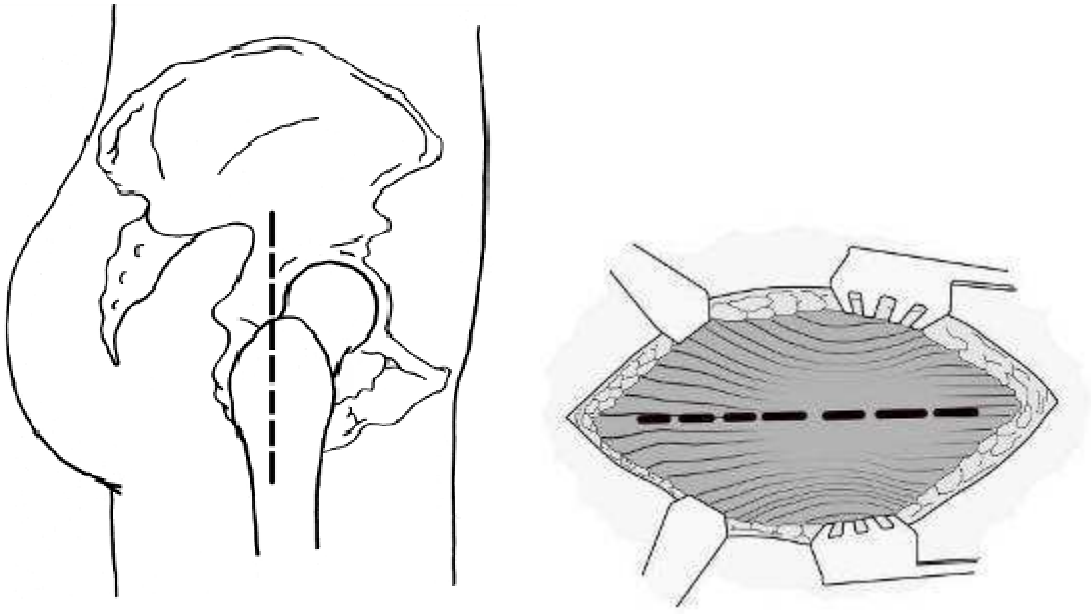


Рис. 6.9. Позиция оперируемой конечности при обработке канала бедренной кости.

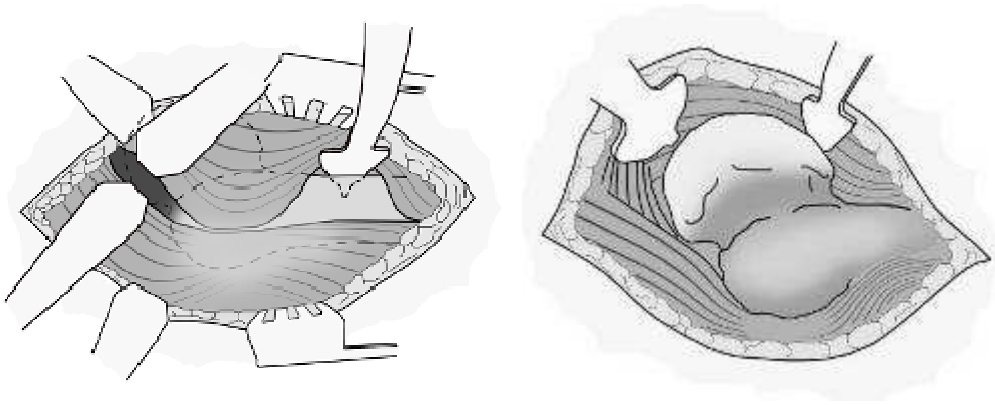
6.2.3. Прямой боковой доступ. Прямой боковой или трансглютеальный доступ основан на положении, что m. gluteus medius и m. vastus lateralis являются единой функциональной целостностью, связанной толстым сухожильно-периостальным слоем, покрывающим большой вертел. Оригинальная техника доступа была описана Bauer с соавторами [4], однако популярность доступ приобрел благодаря Hardinge [20]. Этот доступ, выполненный в положении пациента на здоровом боку, является предпочтительным как для первичной хирургии, так и для многих ревизионных операций. Мы в своей практике применяем этот доступ наиболее часто. Операцию проводят в положении больного на здоровом боку, при этом для исключения ошибок в ориентации вертлужного компонента необходимо обращать внимание на правильную укладку больного: таз пациента должен располагаться строго перпендикулярно поверхности операционного стола. Кожный разрез длиной 12 -16 см проходит между передним и задним краями большого вертела на равном удалении от верхушки большого вертела (рис.6.10). Широкую фасцию бедра рассекают на всем протяжении раны после ее предварительной мобилизации. Следующим этапом проводят тупое продольное разделение мышечных волокон средней ягодичной мышцы на протяжении 3-х см выше верхушки большого вертела. Необходимо обратить внимание на сохранение нижней ветви верхнего ягодичного нерва, который проходит между средней и малой ягодичными мышцами. Далее при помощи электроножа среднюю ягодичную мышцу и латеральную порцию четырехглавой мышцы бедра отделяют субпериостально от передней поверхности большого вертела, а

распатором – от капсулы сустава. Отделение gluteus medius должно быть выполнено при сохранении сухожильной структуры на большом вертеле для последующего присоединения. Хороший обзор раны обеспечивают введением двух узких ретракторов Хомана на уровне малого вертела по внутренней поверхности бедра и у верхнего края шейки бедренной кости, а также расположением клюва широкого ретрактора за передним краем вертлужной впадины (между мышцами и капсулой). Капсулу сустава иссекают в пределах видимости или сохраняют для последующего восстановления, после чего производят вывихивание головки бедренной кости путем придания конечности положения сгибания, приведения и наружной ротации. Если вывихивание головки бедренной кости связано с большими сложностями, то можно вначале выполнить остеотомию шейки бедра, затем удалить головку. В случае выраженных рубцовых изменений тканей, развившихся вследствие травмы или предшествующих операций с целью лучшей мобилизации бедра целесообразно осуществить задний релиз путем отсечения коротких ротаторов бедра и капсулы сустава от бедренной кости. Дальнейшие хирургические манипуляции выполняются также как при переднебоковом доступе.

Вариантами прямого бокового доступа являются доступ Dall – выполняется отслойка надкостницы с передней части бедренной кости на месте соединения m. vastus lateralis и m. gluteus medius. Эта техника часто помогает во время ревизионных процедур, когда наряду с передней порцией большого вертела имеются гетеротопические оссификаты, при наличии которых рассечение мышц вокруг них усложняет процесс заживления [12]. В свою очередь при доступе Stracathro производится отслойка надкостницы и спереди и сзади бедренной кости для обеспечения расширенного доступа [41].



А Б



В Г

Рис. 6.10. а) Наружный доступ к тазобедренному суставу: ориентиры для проведения кожного разреза; б) продольное рассечение широкой фасции бедра и большой ягодичной мышцы; в) широкая фасция бедра и большая ягодичная мышца рассечены и разведены в разные стороны, намечена линия пересечения наружной порции четырехглавой мышцы бедра и средней ягодичной мышцы; г) после рассечения (при необходимости иссечения) капсулы, за счет наружной ротации и приведения ноги, головка бедренной кости вывихивается и выводится в рану.

6.2.4. Задний доступ. Это один из наиболее популярных доступов для операций эндопротезирования тазобедренного сустава, в первую очередь потому, что он позволяет избежать повреждения отводящего механизма. Наибольшую популярность доступ приобрел благодаря работам Gibson и Moore [18, 44].

Задний доступ (техника Moore). Разрез начинается латеральнее задней верхней ости и продолжается кпереди по большому вертелу и вниз по оси бедра. Широкая фасция рассекается на уровне большого вертела и расширяется кзади по линии кожного разреза, пересекая апоневроз m. gluteus maximus. M. gluteus maximus разделяется тупо по линии мышечных волокон. Седалищный нерв выделяется и защищается (рис.6.11).

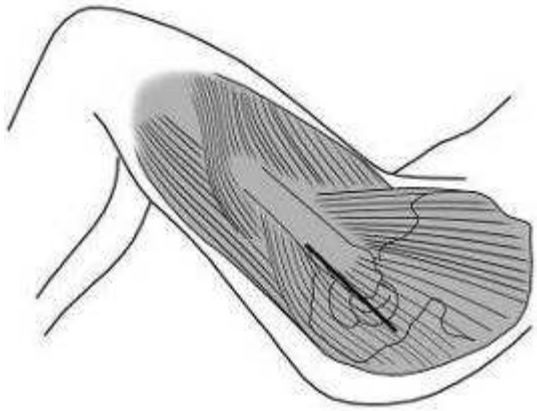


Рис. 6.11. Линия кожного разреза

Короткие наружные ротаторы выделяются и пересекаются в месте их прикрепления, оставляя сухожильную манжетку для последующего восстановления. Короткие рота-

торы затем тупо отделяются от задней капсулы и отводятся медиально, обеспечивая дополнительную защиту седалищному нерву (Рис. 6.12).

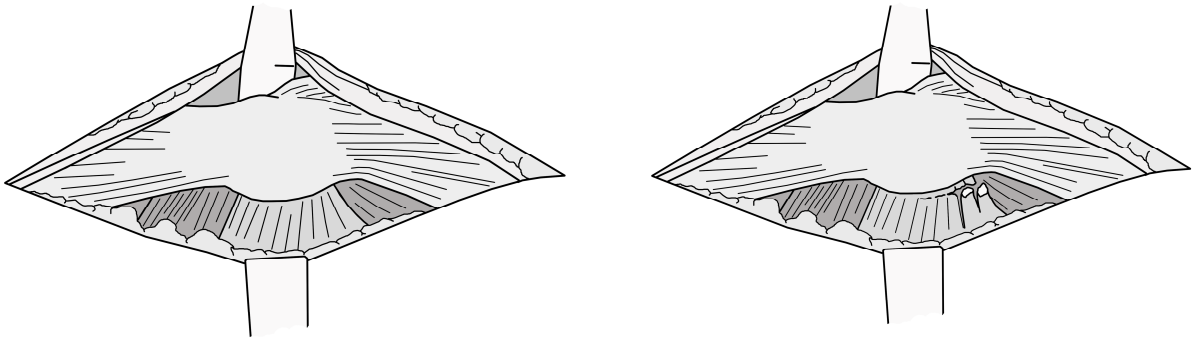


Рис. 6.12. Уровень отсечения коротких ротаторов

Разрез капсулы идет косо от вертлужной губы к уровню малого вертела. Головка бедренной кости смещается кзади отведением и внутренней ротацией. После окончания артропластики капсула ушивается и короткие наружные ротаторы присоединяются к местам прикрепления множественными швами (Рис.6.13).

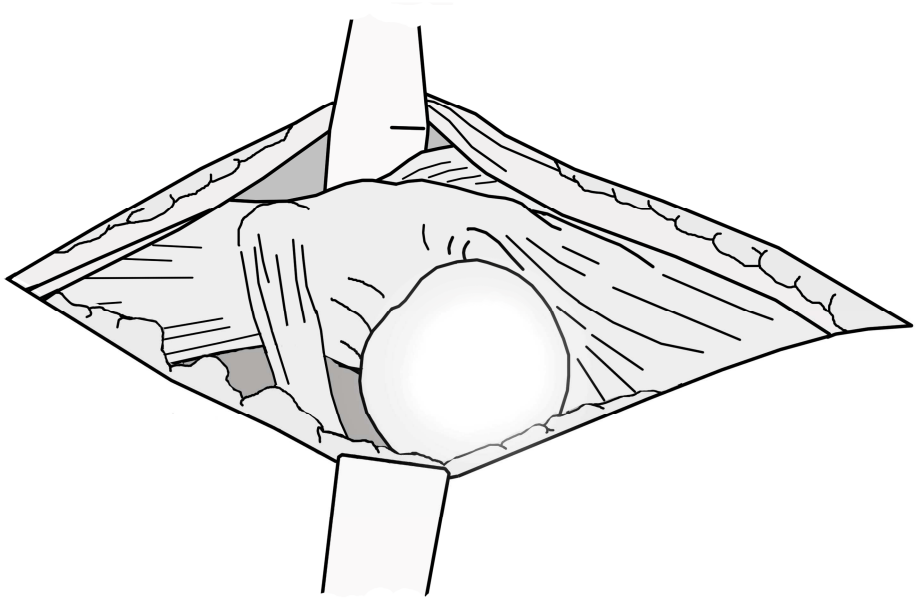


Рис. 6.13. Осуществлен вывих бедренной кости за счет приведения и внутренней ротации, головка выведена в рану.

6.2.5. Сочетанные доступы. В ряде случаев может потребоваться сочетание переднего и заднего доступов к тазобедренному суставу для обеспечения более широкого обзора, в частности в ревизионной хирургии, при реконструкциях вертлужной впадины с применением костных трансплантатов, первичном артродезе тазобедренного сустава и тяжелых деформациях бедренной кости. Эти доступы позволяют одновременно подойти и к передней, и зад-

ней части тазобедренного сустава. Такую же возможность предоставляет вертельная остеотомия, но эти доступы позволяют избежать ее. Сочетанный переднезадний доступ к тазобедренному суставу, описанный Lusskin с соавторами по существу открывает подход к суставу спереди и сзади посредством переднебокового и заднего доступов. При необходимости может быть выполнена вертельная остеотомия. Y-образная форма доступа требует такого же разреза кожи, центрованного через большой вертел, с двумя проксимальными концами, продолженными вперед и кзади. Этот доступ позволяет осуществить переднебоковой и задний доступ к капсуле сустава и при необходимости к сопутствующей вертельной остеотомии. С особой осторожностью такой формы разрез необходимо применять у пожилых пациентов, особенно с сахарным диабетом, множественными предшествующими операциями или стероидной зависимостью [34].

6.2.6. Расширенные доступы. В связи с нарастанием количества сложных ревизионных процедур, популярность этих доступов сильно возросла в последние годы. Несмотря на то, что не первый взгляд они кажутся непропорциональными и травматичными, более глубокое изучение их и опыт выявляют, что они являются более физиологичными и «дружественными» к костям и мягким тканям тазобедренного сустава, чем многие из традиционных хирургических доступов [38]. Первичными показаниями к применению этих доступов являются 1) удаление хорошо фиксированных цементных имплантов, 2) удаление хорошо фиксированных бесцементных имплантов, 3) удаление хорошо фиксированных окончатых эндопротезов и 4) удаление импланта, связанного с вертлужной протрузией. Многие из этих доступов включают варианты расширенной вертельной или проксимальной бедренной остеотомий.

Широкий лоскут. Этот расширенный доступ описывает субпериостальное поднятие целой m. vastus lateralis вперед вместе с m. gluteus medius. Большая часть сухожилия gluteus medius сохраняется и легко достигается замечательный обзор целой бедренной кости. Через продольный разрез центрированный по линии бедренной оси обнажаются отводящие мышцы и m. vastus lateralis. Крюкообразный разрез через m. vastus lateralis и место прикрепления m. gluteus medius определен четырьмя точками от A до D (Рис 6.14).

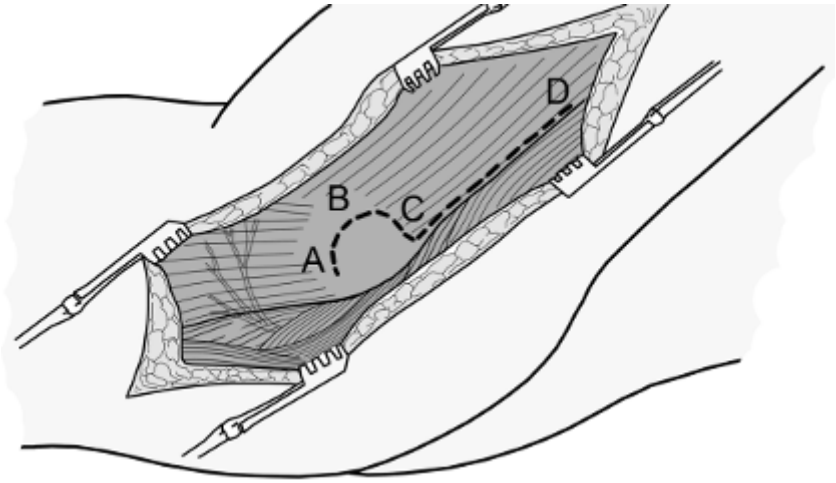


Рис. 6.14. Линия рассечения m. gluteus medius и m. vastus lateralis.

После дистального рассечения сухожилия mm. gluteus medius et minimus удаляются от передней части большого вертела. Особое внимание уделяется сохранению сухожильной манжетки большого вертела для дальнейшего сшивания (рис. 6.15). Расслоение m. gluteus medius производится проксимально к верхней средней порции большого вертела. Сущность отводящих мышц не нарушается. Передняя и верхняя части капсулы иссекаются и тазобедренный сустав смещается при помощи отведения, наружной ротации и продольного вытяжения. Для манипуляций, требующих дополнительного расширенного доступа к вертлужной впадине, широкий лоскут может быть продлен проксимально совместно с применением вертлужных доступов Smith-Peterson или Henry.

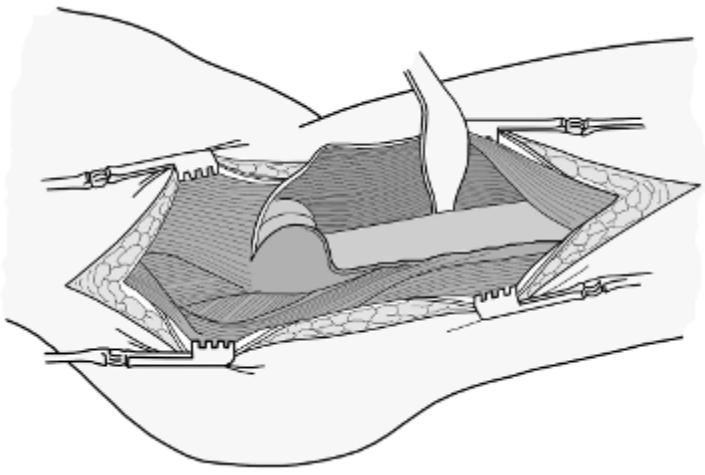


Рис 6.15. Обнажение бедренной кости.

Полное обнажение бедренной кости позволяет контролировать канал во время удаления цемента, обеспечивает условия для выполнения цементирования и делает возможным использование трансплантатов (рис 6.16).

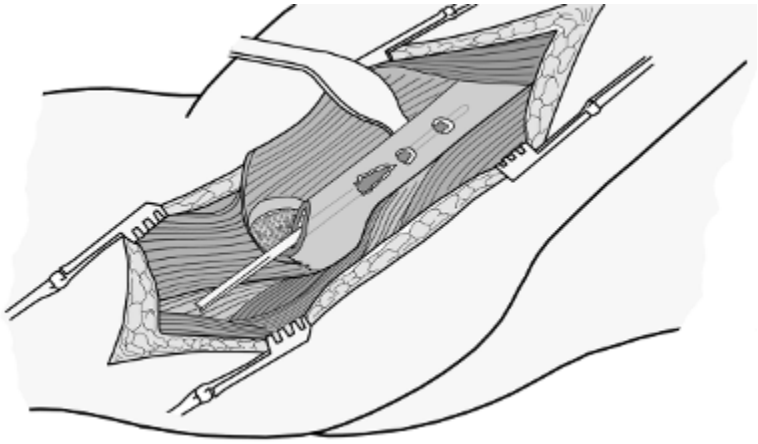


Рис 6.16. Контроль канала бедренной кости во время удаления цемента.

Передне-вертельный лоскут или слайд-остеотомия. Техника этого доступа избавляет от необходимости стандартной вертельной остеотомии с надкостничным отделением m. vastus lateralis от передней и боковой частей бедренной кости. Остеотомия выполняется в сагиттальной плоскости, сохраняя анатомическую непрерывность m. vastus lateralis и m. gluteus medius. M. vastus lateralis отделяется субпериостально и отводится вперед от межмышечного пространства. Неповрежденный мышечно-костный лоскут смещается вперед и обеспечивает полный обзор бедренной кости с легким доступом к бедренному каналу (рис 6.17).

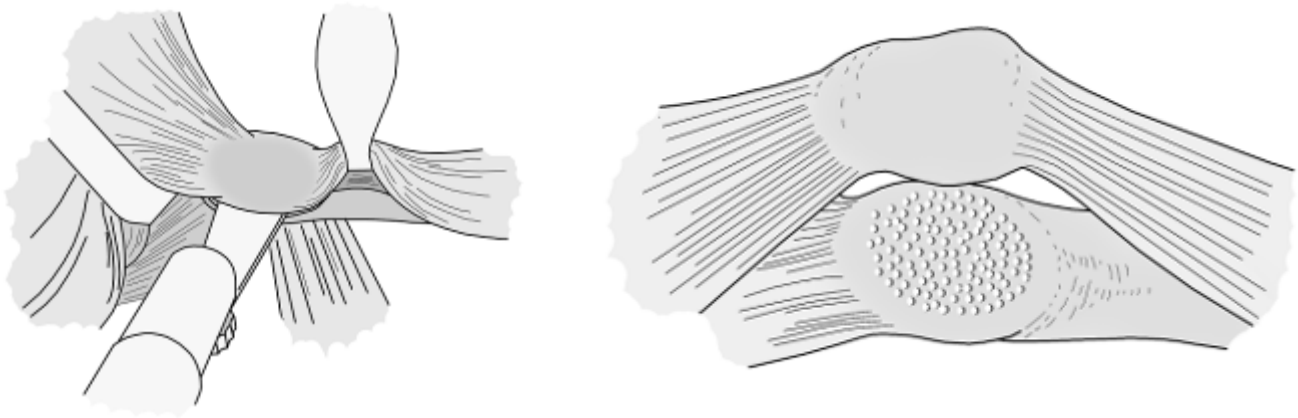


Рис 6.17. Отсечение и отведение костно-мышечного лоскута.

Расширенная вертельная остеотомия. Обладает первичным преимуществом особо широкого доступа к хорошо фиксированным компонентам эндопротеза с сохранением мягких тканей. Раскрытие проксимальной части бедренной кости обеспечивает точное и безопасное дистальное удаление цемента и обработку канала под контролем зрения. Остеотомия производится на 1/3 диаметра кости. Протяженность остеотомии определяется конкретной по-

требностью в каждом отдельном случае (рис 6.18). Остеотомированный фрагмент держится на надкостнице и мышце для создания неповрежденного мышечно-костного лоскута, состоящего из m. gluteus medius, большого вертела, передне-бокового бедренного диафиза и m. vastus lateralis.

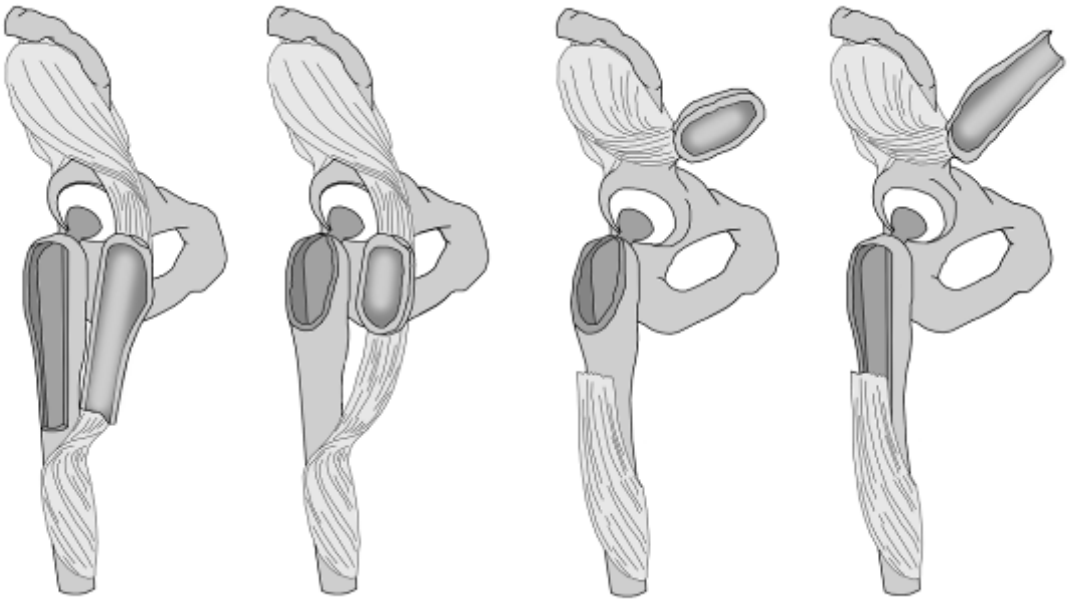


Рис 6.18. Варианты расширенной вертельной остеотомии.

6.3 Определение длины конечности во время операции.

Вне зависимости от хирургического доступа, прежде чем вывихнуть бедро, необходимо измерить расстояние от передне-верхней ости до любой точки на большом вертеле. Полученное расстояние будет служить ориентиром для контроля длины конечности во время операции и определения необходимого размера шейки протеза. Хотя интраоперационное измерение не является абсолютно точным, однако ошибка может быть сведена к минимуму при аккуратном выполнении этой процедуры. Для этого в стандартном положении ноги (разгибание 180°, отведение и ротация - 0°) в крыло подвздошной кости на уровне передне-верхней ости вводят металлический фиксатор, имеющий вертикальный штырь, на который крепят измерительную планку с подвижным бегунком. Вертикально расположенный штырь, кроме того, служит ориентиром для контроля ротационного смещения таза во время операции, т.к. устройство располагается строго перпендикулярно плоскости стола.

Другим возможным ориентиром для определения длины конечности может служить глубина посадки ножки эндопротеза относительно верхушки большого вертела в соответствии с предоперационным планированием.

6.4 Остеотомия шейки бедренной кости.

Уровень остеотомии шейки бедренной кости определяют при предоперационном планировании. Во время операции к этому уровню можно добавить 3-5 мм, чтобы нивели-

ровать возможные погрешности планирования или технические ошибки при выполнении остеотомии (возможно пересечение кости под углом во фронтальной или сагиттальной плоскостях). Избыток костной ткани шейки бедренной кости всегда можно удалить при помощи специальной торцевой фрезы после установки последнего рашпиля. В случае выполнения слишком низкой остеотомии шейки может потребоваться дополнительная реконструкции и возникнут трудности в восстановлении длины конечности. Для определения угла резекции шейки во фронтальной плоскости следует наложить металлический направитель на бедренную кость, сместив его от малого вертела вверх на необходимое расстояние, и отметить направление остеотомии (рис. 6.19). В качестве направителя можно воспользоваться бедренным рашпилем планируемой величины. Линию опила можно отметить на кости лезвием электроножа. Такая процедура позволяет обеспечить правильный угол сечения кости. Нужно иметь в виду, что лучше ошибиться и сделать остеотомию под более тупым углом, нежели под острым. Проведение остеотомии под более острым углом создаст предпосылки для варусной установки ножки протеза и, в то же время, при выравнивании опила торцевой фрезой может привести к избыточному удалению костной ткани.

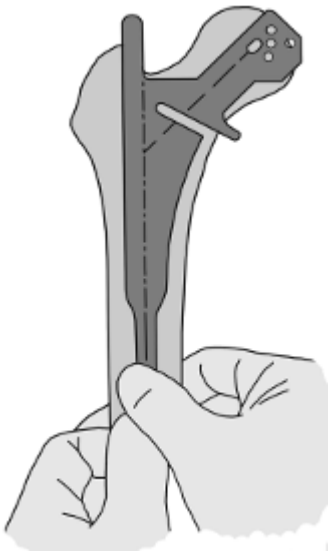


Рис. 6.19. Определение уровня остеотомии шейки бедренной кости во время операции: металлический шаблон размещается вдоль бедренной кости, имеющиеся на нем ориентиры (уровень верхушки большого вертела, верхний край головки, длина остающейся шейки бедренной кости) совмещаются с костью с учетом данных предоперационного планирования. Линия остеотомии намечается при помощи остеотома или электроножа.

Если линия остеотомии шейки захватывает верхушку большого вертела резекцию выполняют с использованием двух сечений (рис. 6.20).

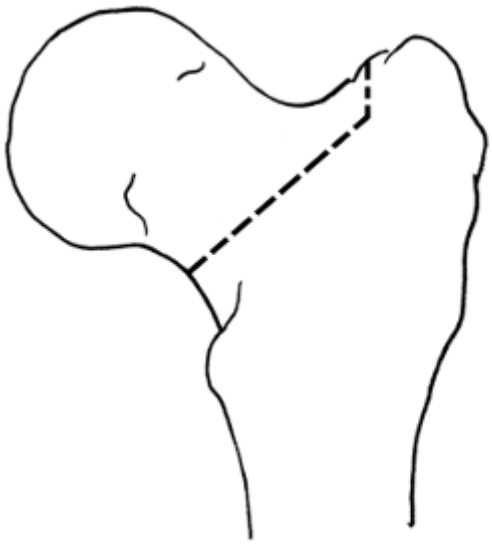


Рис. 6.20. Линия сечения шейки бедренной кости.

Первый пропил производят от внутреннего края шейки бедренной кости в латеральном направлении до края большого вертела, но не захватывая большой вертел, т.к. это может привести к развитию перелома. Второе сечение осуществляют от верхнего края шейки в месте ее соединения с большим вертелом латерально навстречу с краем первого пропила. Два направления сечения кости обеспечивают сохранность большого вертела и отводящих мышц.

6.5. Обработка вертлужной впадины.

Ключевым моментом обработки вертлужной впадины является ее хорошая визуализация, которую обеспечивают при переднем доступе смещением бедра кзади (рис. 6.21 а, б).

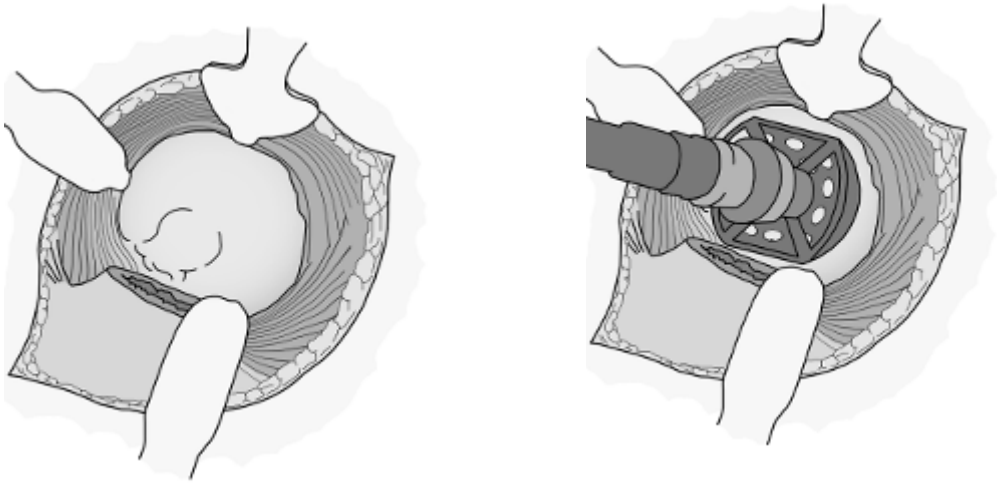


Рис. 6.21. Вид вертлужной впадины после резекции головки бедренной кости.

В том случае, когда имеется выраженная ретракция задних отделов капсулы сустава, и смещение бедра вниз и кзади затруднено, целесообразно выполнить рассечение задних отделов капсулы. При небольшой степени ретракции достаточно, приподнимая большой вертел однозубым крючком, мобилизовать напряженные участки капсулы по месту ее прикрепления к бедренной кости. Критерием достаточности мобилизации является возможность свободного отведения проксимальной части бедренной кости при потягивании однозубым крючком. При стойких контрактурах с порочной установкой ноги в положении наружной ротации, фиброзном и костном анкилозе, необходимо провести полное рассечение задней части капсулы. Для этого ноге придают положение максимальной внутренней ротации, малую ягодичную мышцу отводят кверху, рассечение капсулы начинают с проксимального отдела (от края вертлужной впадины) и заканчивают на уровне малого вертела. Капсулу рассекают параллельно заднему краю вертлужной впадины, но кпереди от него. При выполнении этой процедуры необходимо помнить об опасности повреждения седалищного нерва и держаться как можно ближе к бедренной кости. После мобилизации проксимального отдела бедренной кости за задний край вертлужной впадины заводят ретрактор Хомана, при этом проксимальный отдел бедренной кости отводят кзади и книзу, ноге придают положение сгибания и небольшой наружной ротации. Второй ретрактор устанавливают на уровне верхнего края вертлужной впадины (на "12 часах"), а третий - заводят за передний край, на уровне "7-8 часов". Удаляют остатки капсулы, жировой ткани и круглой связки в области вырезки вертлужной впадины. Необходимо помнить о возможности кровотечения из ветвей запирательных сосудов на уровне нижнего края вырезки вертлужной впадины. После иссечения капсулы и мягких тканей необходимо визуально и пальпаторно исследовать вертлужную впадину для определения плотности и толщины ее стенок. Как правило, обработку начинают с удаления центрального остеофита дна вертлужной впадины при помощи фрез малого размера, после этого продолжают рассверливание вертлужной впадины фрезами большего диаметра до полного удаления хряща и появления кровоточащей губчатой костной ткани. Учитывая неизбежный люфт фрезы при использовании силового оборудования, обработку вертлужной впадины последними фрезами целесообразно проводить вручную. Многие специалисты предпочитают удалять хрящевую ткань только до субхондральной кости, таким образом обеспечивая более прочную первичную фиксацию вертлужного компонента эндопротеза. Важным моментом является направление обработки впадины - фреза должна быть направлена под углом 45° во фронтальной плоскости и 10-15° - в сагиттальной (с учетом естественной антеверсии вертлужной впадины). При заднем доступе к тазобедренному суставу рекомендуется формировать вертлужную впадину под углом 20-25° антеверсии. Критериями достаточности обработки являются полное покрытие послед-

ней фрезы (площадь контакта фрезы и костного ложа должна быть не менее 70%), плотное внедрение фрезы в костную ткань, наличие кровоточащей губчатой кости. При этом важно не повреждать внутреннюю стенку вертлужной впадины. Только в исключительных случаях при диспластическом коксартрозе возможно истончение внутренней стенки впадины [59]. Наряду с покрытием фрезы, необходимо обратить внимание на наличие костных остеофитов, которые чаще всего располагаются по нижнее-задней поверхности. Для профилактики импиджмент-синдрома и вывихов протеза остеофиты удаляют при помощи остеотома и кусачек Люэра отступя на 0,5-1 см от нижнего края чашки фрезы (которая оставляется во впадине для ориентировки) или пробного вертлужного компонента эндопротеза. Нередко при обработке вертлужной впадины открываются костные полости (кисты), содержащие грануляционную ткань или желеобразную массу. Эти полости тщательно обрабатывают костной ложкой и, если их размер превышает 5 мм в диаметре, заполняют губчатой костной тканью, взятой из удаленной головки. Только в этом случае считают, что вертлужная впадина подготовлена для имплантации чашки бесцементной фиксации. В случае установки чашки цементной фиксации необходимо провести дополнительные манипуляции: сформировать три тупых канала диаметром 10-12 мм в подвздошной, седалищной и лонной костях. Выбор места для канала в подвздошной кости не составляет труда. Как правило, он располагается на 12 часах. Для определения места расположения двух других каналов необходимо пальпаторно определить локализацию седалищной и лобковой костей на месте их соединения в вертлужную впадину. Каналы формируют изнутри без перфорации противоположной кортикальной стенки. В дополнение к трем основным формируют несколько дополнительных каналов диаметром 3-6 мм. После завершения подготовки вертлужной впадины в нее помещают пробный имплантат для оценки полноты его покрытия. В тех случаях, когда имеется недопокрытие верхней части вертлужного компонента и площадь контакта протеза и впадины менее 70%, необходимо планировать костную пластику (как правило, для этого используют резецированную головку бедренной кости), либо применить другой тип вертлужного компонента (например, кольцо Мюллера).

7.6. Установка вертлужного компонента.

Оптимальное положение вертлужного компонента любого типа протеза составляет 45° отведения и 10-15° сгибания кпереди (антеверсия). Однако следует оговориться, что при заднем доступе имеется опасность вывиха бедра, поэтому угол антеверсии составляет 20-25°. При первичном протезировании хирург должен стремиться установить чашку в анатомически правильное положение, когда ее нижний край находится на линии, соединяющей "фигуры слезы", и только в вынужденных ситуациях можно сместить вертлужный компо-

нент в краниальном направлении. Для правильной ориентации чашки протеза большое значение имеет укладка больного на операционном столе, особенно в положении "на боку". Таз пациента должен располагаться строго перпендикулярно полу, а между ног должна быть помещена подушка, которая компенсирует приведение оперируемой ноги (рис. 6.22). В противном случае возможна ошибка в ориентации чашки, т.к. при наличии стойкой контрактуры оперируемого сустава или анкилоза таз разворачивается в сторону здоровой конечности. Если хирург будет задавать угол наклона чашки, ориентируясь на уровень операционного стола, то неизбежно допустит ошибку, т.к. после устранения контрактуры сустава и придания тазу правильного положения чашка займет более вертикальную установку, что может явиться причиной вывихов сустава.

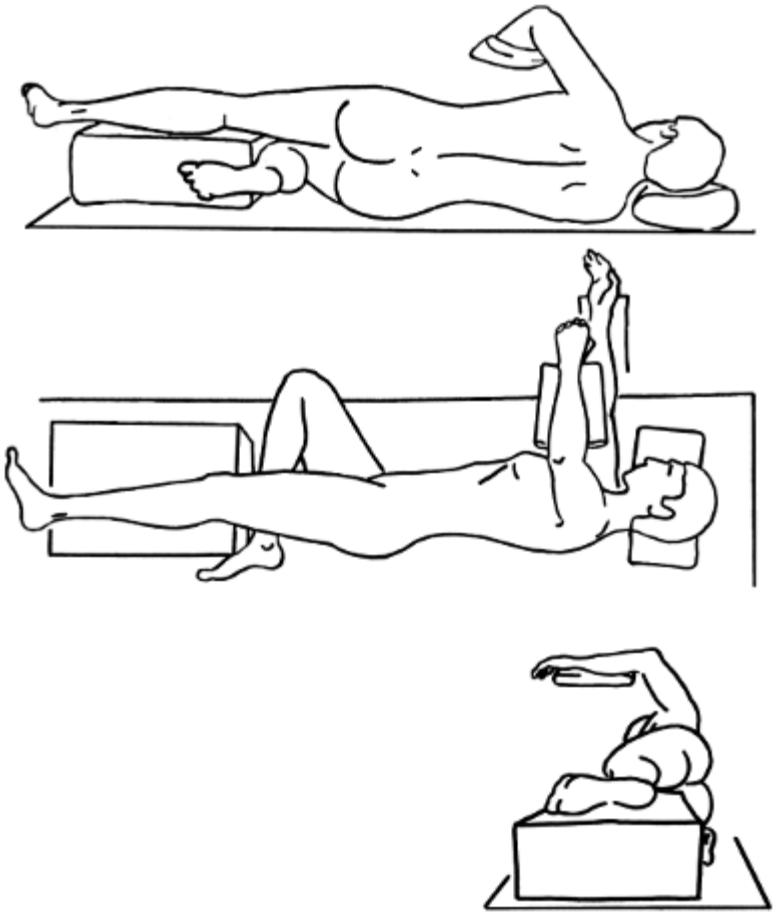


Рис. 6.22. Положение больного на операционном столе: таз должен располагаться в нейтральном положении (по отношению к фронтальной плоскости) и перпендикулярно уровню пола. При установке вертлужного компонента ориентирами служат ось тела (при гиперлордозе поясничного отдела позвоночника вносится поправка: чашка устанавливается в положении меньшей антеверсии) и горизонтальная плоскость.

При установке бесцементной чашки для достижения press-fit эффекта размер имплантата должен превышать внутренний размер вертлужной впадины после ее обработки

фрезами. Эта разница колеблется от 1 до 4 мм и зависит от плотности костной ткани, чаще всего она составляет 2 мм. На практике это означает следующее: если последняя фреза имела размер 54 мм, то должна быть имплантирована чашка с наружным диаметром 56 мм. Однако, надо иметь ввиду, что некоторые конструкции вертлужных компонентов предусматривают наличие дополнительных ребер Malory-Head (Biomet), несколько эллипсовидная форма TMT (Zimmer) и др.; в этом случае устанавливают имплантат, соответствующий размеру последней фрезы. Чашку забивают ударами молотка по направителю под постоянным контролем погружения имплантата и его положением. При правильном подборе размера имплантата его внедрение в вертлужную впадину происходит постепенно с каждым ударом молотка и, при этом, чувствуется умеренное сопротивление костной ткани. О том, что протез плотно внедрился в костную ткань вертлужной впадины и достиг ее дна можно судить по изменению звука во время импакции и погружению вертлужного компонента соответственно глубине погружения фрезы. Кроме того, через отверстия для установки винтов или при наличии апикального отверстия можно проконтролировать расстояние между имплантатом и стенкой впадины (рис. 6.23).

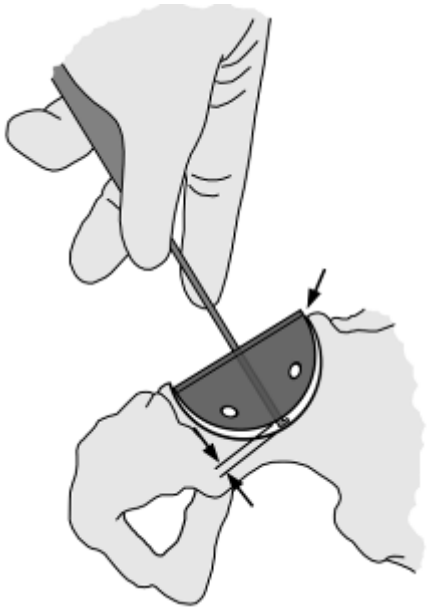


Рис. 6.23. Оценка правильности глубины “посадки” вертлужного компонента: определяется наличие диастаза между чашкой эндопротеза и дном вертлужной впадины; положение верхнего края чашки относительно кольца вертлужной впадины должно соответствовать положению последней фрезы (указано стрелкой).

Плотность посадки протеза определяют путем его легкого покачивания за направитель. Следует иметь в виду, что чем больше размер вертлужного компонента, тем больше площадь контакта с костным ложем, и тем меньше будет нагрузка на единицу площади губчатой костной ткани. Как правило, устанавливают нейтральный полиэтиленовый вкладыш,

однако при вертикальном положении чашки или в случае другого вынужденного изменения ее положения для компенсации стабильности протеза имплантируют вкладыш с 10° наклоном. Для оценки стабильности протеза целесообразно использовать пробные вкладыши, которые помогают определить необходимость и оптимальное положение антилюксационного козырька. При удлиненной шейке бедренной кости для компенсации offset'а применяют вкладыш со смещенным на 7 мм кнаружи центром ротации. Для надежной фиксации вкладыша в металлической оболочке предусмотрены различные механизмы запирающих колец. Степень фиксации можно проверить путем потягивания однозубым крючком или хирургическим зажимом за край вкладыша. Установка вертлужного компонента Trilogy (Zimmer), выполненного в виде полусферы из титана с тонким проволочным покрытием, не имеет принципиальных отличий от других имплантатов подобного типа. Однако в конструкции чашки предусмотрены антиротационные выступы для блокировки вкладыша, а фиксирующее кольцо имеет наружный механизм в виде двух усиков, которые при необходимости можно разжать и удалить (поменять) полиэтиленовый вкладыш. По мере введения вкладыша усики постепенно расходятся и возвращаются в исходное положение после того, как полиэтиленовая чашка займет свое правильное положение (рис. 6.24).

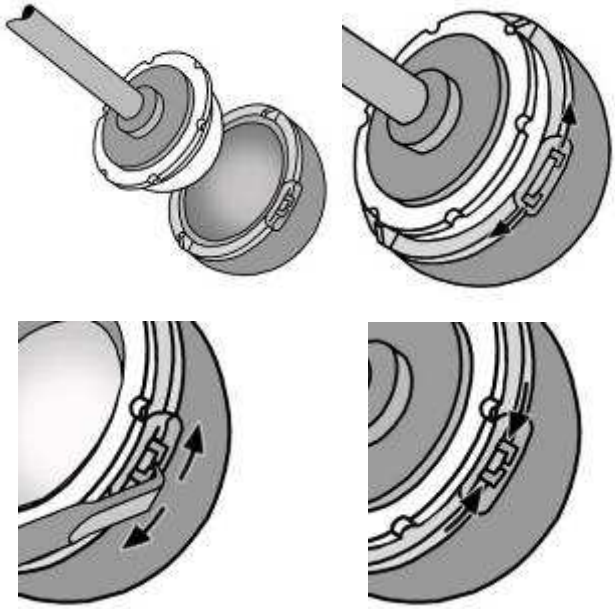


Рис. 6.24. Ориентировка полиэтиленового вкладыша по направляющим штырькам и контроль его фиксации в металлической чашке. Свободное перемещение металлических усиков свидетельствует о правильной и прочной посадке вкладыша.

При установке чашки бесцементной фиксации могут встретиться следующие особенности. Так, быстрое продвижение чашки при импакции, легкий люфт при движениях

ручкой направителя являются показанием к замене чашки на вертлужный компонент большего размера (как минимум на 2 мм больше предыдущего). В тех случаях, если сохраняются сомнения в прочности первичной фиксации ее, целесообразно укрепить чашку одним или двумя винтами диаметром 6,5 мм. При введении винтов нужно строго соблюдать технологию остеосинтеза: пользоваться направителем, метчиком и измерителем. В противном случае, если происходит нарушение центрации винта, то по мере его закручивания головка начинает давить на край отверстия и может привести к нарушению первичной фиксации и ротационному смещению чашки. В другом случае, если головка (из-за перекоса винта) полностью не погружается в отверстие, она будет препятствовать установке полиэтиленового вкладыша. Винты должны вводиться в подвздошную кость, самое безопасное направление располагается в задне-верхнем секторе (рис. 6.25). Введение винтов в передне-верхний сектор может привести к повреждению наружной подвздошной вены, запирательного нерва и запирательных артерии и вены [28, 63].

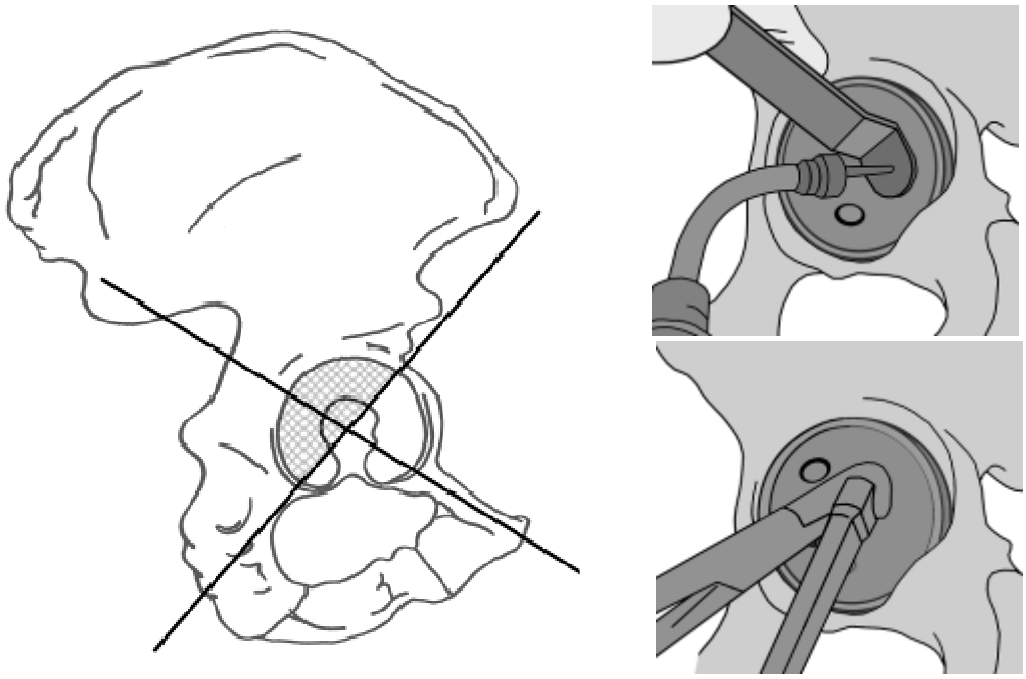


Рис. 6.25. Места безопасного расположения винтов, фиксирующих вертлужный компонент (задне-верхний и задне-нижний квадранты); техника формирования каналов для винтов при помощи направителя и сверла с гибким приводом.

Следующая особенность может быть связана с остановкой в продвижении чашки. Как правило, это возникает вследствие склероза костной ткани и при развитии чрезмерных усилий может привести к перелому вертлужной впадины. Необходимо повторно обработать края вертлужной впадины последней фрезой. Если это не помогает, то вход впадины акку-

ратно обрабатывают вручную фрезой такого же размера, как и размер чашки. При забивании протеза нужно делать остановки, чтобы костная ткань адаптировалась к возникающим в ней напряжениям.

Достаточно редко возникает диастаз между дном вертлужной впадины и вертлужным компонентом (рис. 6.26) вследствие нарушения сферичности вертлужной впадины.

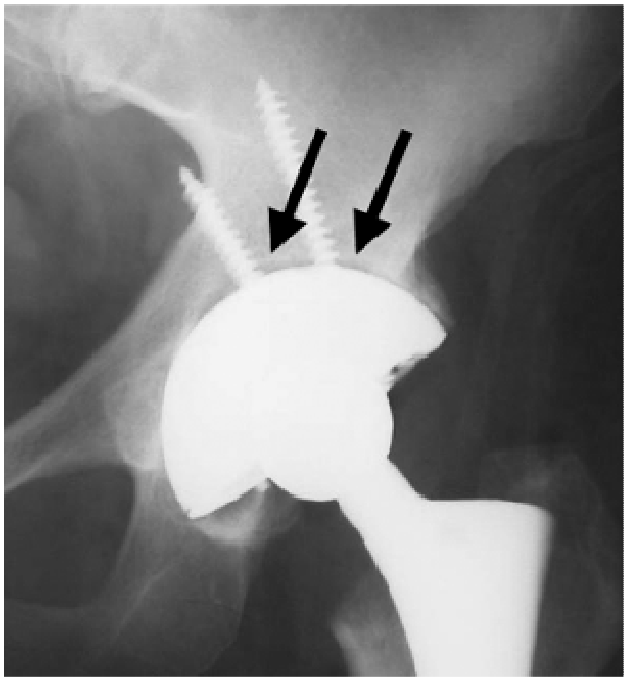


Рис. 6.26. На послеоперационных рентгенограммах выявляется диастаз между дном вертлужной впадины и эндопротезом.

Причиной дисконгруентности может быть протрузия вертлужной впадины (при ревматоидном артрите или переломах дна вертлужной впадины). Другая причина лежит в технических погрешностях обработки впадины. Так, при слишком глубоком внедрении фрезы малого размера (эта фреза применяется для централизации впадины и удаления оссификата) создается предпосылка для нарушения сферичности за счет того, что последующие фрезы не могут повторить ход предыдущей из-за опасности разрушения передней или задней стенок. В этом случае необходимо выполнить костную пластику дна вертлужной впадины аутокостной стружкой и укрепить вертлужный компонент винтом.

Следующей особенностью может быть глубокое расположение вертлужного компонента из-за истончения дна вертлужной впадины вследствие избыточного удаления костной ткани фрезами (рис. 6.27).

В этой ситуации вертлужный компонент занимает медиальное положение и имеется опасность дальнейшего смещения чашки в сторону малого таза. Поэтому необходимо выполнить аутокостную пластику дна вертлужной впадины и после этого установить чашку протеза. Если этого недостаточно, то целесообразно рассмотреть вопрос о замене чашки на

опорное кольцо Мюллера. Следует оговориться, что в виде исключения при диспластическом коксартрозе допускается создание дефекта дна вертлужной впадины не превышающего 1,5-2 см в диаметре. Однако это вынужденная мера, при этом не происходит медиализация сустава из-за уплощения вертлужной впадины.



а б в

Рис. 6.27. Рентгенограммы больного К., 64 лет: а) до операции - правосторонний коксартроз; б) после операции – избыточное рассверливание дна вертлужной впадины, образовавшийся дефект заполнен губчатой аутокостью; в) через 4 месяца после операции – уплотнение костной ткани в области дна вертлужной впадины.

При установке цементной чашки необходимо учитывать, что разница между внутренним диаметром вертлужной впадины и размером полиэтиленовой чашки должна быть 4-6 мм для обеспечения достаточной толщины цементной мантии. Во многих моделях цементных чашек предусмотрен прессуризационный валик и ножки-спейсоры, обеспечивающие однородную цементную мантию, достаточную по толщине. При цементировании вертлужной впадины первым этапом тщательно заполняют каналы и лишь потом – всю остальную полость. После заполнения цементом вертлужной впадины осуществляют давление на цементную массу силиконовым плунжером или даже обычной хирургической перчаткой с несколькими салфетками. Данная манипуляция способствует внедрению цемента в губчатую кость и сформированные костные каналы. Чашку устанавливают при помощи специального направителя, который позволяет задать ей правильную пространственную ориентацию. В цементных чашках ZCA (Zimmer) предусмотрена специальная съемная пластинка,

обеспечивающая эффект дополнительного давления на костный цемент (прессуризация). Суть манипуляции заключается в следующем. Полиэтиленовую чашку устанавливают на стерженьки направителя, между ним и протезом помещают съемную полиэтиленовую прокладку, которая меняет свой диаметр с поворотом ключа и может на 3-4 мм выступать за край чашки. Этот свободный край пластинки ложится на края вертлужной впадины и препятствует свободному выдавливанию костного цемента, обеспечивая, таким образом, хорошее проникновение цемента в костную ткань вертлужной впадины. Через 1,5-2 минуты направитель, пластинка и излишки цемента удаляют, вертлужный компонент удерживают в заданном направлении при помощи толкателя. После затвердевания цемента необходимо проверить прочность фиксации чашки. Для этого производят надавливание на каждый квадрант имплантата. В тех случаях, когда между костью и цементом появляется кровь, это свидетельствует об отсутствии плотной фиксации. В данной ситуации чашку удаляют и процедуру установки ее повторяют.

При значительном недопокрытии чашки эндопротеза возникает необходимость костнопластического восполнения дефекта вертлужной впадины. Как правило, страдает ее передне-верхний отдел от 11 до 13 часов. Предпочтение отдают аутокости (резецированная головка бедренной кости), однако при ее отсутствии можно использовать костный аллотрансплантат. Техника операции заключается в следующем. После подготовки вертлужной впадины обнажают надвертлужную область, острые края впадины сглаживают (скусывают кусачками Люэра). В головке бедренной кости по ее внутренней части формируют паз прямоугольной фирмы, соответствующий изгибу "крыши" вертлужной впадины и моделируют по месту таким образом, чтобы создать максимальную конгруэнтность между вертлужной впадиной и трансплантатом. Трансплантат по своему размеру должен соответствовать дефекту костной ткани, поэтому избытки костной ткани резецируют. Это связано с тем, что время перестройки трансплантата имеет прямую зависимость от его размеров. Головку бедренной кости фиксируют 2 спонгиозными винтами, которые проводят параллельно нагрузочным линиям. После достижения прочной фиксации трансплантата, вновь вертлужную впадину обрабатывают фрезами до достижения покрытия фрезы и ее плотной посадки в костной ткани. Имплантацию вертлужного компонента осуществляют обычным путем; при сохранении 60-70% собственной костной ткани вертлужной впадины устанавливают чашку бесцементной фиксации, при больших размерах впадины показано применение чашки цементной фиксации. Необходимо еще раз подчеркнуть, что головка бедренной кости и фиксирующие ее винты должны располагаться параллельно силовым линиям.

6.7. **Подготовка бедренной кости**. Для того, чтобы хорошо визуализировать межвертельную область и подготовить костно-мозговой канал для имплантации ножки протеза, необходимо под большой вертел подвести широкий ретрактор, приподнять проксимальный отдел бедренной кости, а ноге придать положение приведения, наружной ротации и опустить ее вниз. Второй ретрактор устанавливают по внутренней поверхности бедренной кости на уровне малого вертела. Губчатую костную ткань межвертельной зоны удаляют при помощи коробчатого остеотома, который располагают латерально (в сторону большого вертела) и устанавливают под углом 15° к горизонтальной линии (в положении антеверсии). Ориентиром для установки остеотома служит внутренняя точка шейки бедренной кости (как известно, антеверсия шейки 15° является нормой анатомического строения проксимального отдела бедра), контролем (особенно при дисплазии, когда анатомические взаимоотношения нарушаются) может служить положение надколенника и голени. Удаленную губчатую костную ткань можно использовать в качестве пробки при установке ножки протеза на костный цемент. После вскрытия костномозгового канала необходимо при помощи конической развертки Charnley сместиться латерально, так, чтобы расстояние между наружным краем развертки и задним краем большого вертела соответствовало предоперационному планированию.

Следующим этапом при установке круглых ножек (AML – DePuy, Versys – Zimmer) проводят подготовку канала при помощи сверл, которые имеют режущую кромку, как на конце, так и по краям. Начинают рассверливание сверлом малого диаметра (8-9 мм) с увеличением размера на 0,5-1 мм. Важным моментом является строгое соблюдение направления введения сверла. Существенное эндостальное сопротивление рассверливанию ощущается при размере сверла на 1-2 мм меньше, чем планируемый диаметр протеза. Если же это сопротивление появляется раньше, то это обычно связано с варусным направлением сверла, которое упирается в наружную стенку бедренной кости. Необходимо проверить направление рассверливания при помощи развертки Charnley или длинного шила. Другая возможная проблема заключается в том, что сверло не проходит за перешеек бедренной кости. Причиной этому является неправильное направление формирования канала, варусное положение сверла. В ряде случаев сверло может упираться в переднюю стенку бедренной кости из-за избыточной ее кривизны. Обычно эта ситуация легко прогнозируется при предоперационном планировании. Для сглаживания кортикальной стенки можно попробовать при рассверливании проходить сверлом меньшего диаметра глубже необходимой отметки (на каждом сверле в зависимости от размера ножки имеется отметка ее длины).

Критерием для остановки рассверливания является плотная посадка сверла в кортикальной трубке бедренной кости, ощущение значительного сопротивления при вращении

сверла. Размер сверла должен быть на 0,5 мм меньше размера предполагаемого рашпиля и, соответственно, ножки протеза. Смысл такой разницы заключается в попытке добиться плотной посадки протеза и использования антиротационных желобов, расположенных вдоль дистального отдела ножки эндопротеза. При плотном соприкосновении ножки с кортикальной стенкой и отсутствии щели более 50-100 микрон создаются предпосылки для заполнения желобов костной тканью, что создает протезу ротационную стабильность. Последний рашпиль, который вводят в бедренную кость для окончательной подготовки ложа протеза, должен соответствовать размеру предполагаемой ножки протеза. Положение рашпиля считают идеальным, если его передняя и задняя стенки параллельны кортикальным стенкам межвертельной области (шейке бедра на уровне ее остеотомии). В этом положении антеверсия протеза соответствует антеверсии шейки бедренной кости данного пациента. Если удается расположить рашпиль точно по направлению антеверсии шейки, то в этом случае можно рассчитывать на использование наибольшего размера ножки протеза. Исключением является дисплазия тазобедренного сустава, когда угол антеверсии превышает 20° и имеется необходимость в изменении естественного угла с целью профилактики передней нестабильности сустава. Рашпиль должен продвигаться в кость с каждым ударом молотка. Учитывая, что при этом формируется ложе для эндопротеза по всей эндостальной поверхности кости, требуются определенные физические усилия для его введения. Однако случаются ситуации, когда продвижение рашпиля становится очень медленным и в этом случае дальнейшие действия должны быть осторожными, чтобы не вызвать перелом бедренной кости. Если продвижение рашпиля остановилось, а его размер не соответствует планируемому бедренному компоненту необходимо его удалить и внимательно осмотреть костное ложе с целью выявления мест, препятствующих его введению, при необходимости, обработать места плотного контакта конической разверткой Charnley. Основная причина затрудненного продвижения рашпиля - это его варусная установка с упором конца инструмента в наружную стенку костномозгового канала. Значительно реже причиной блокировки рашпиля является дебрис, который заполняет режущие кромки и препятствует продвижению инструмента. Решением проблемы является проверка направления введения рашпиля, очистка режущих кромок от костной ткани и промывание бедренного канала. Если даже после этого рашпиль не будет продвигаться в бедренную кость, необходимо рассверлить костномозговой канал "размер-в-размер", т.е., к примеру, использовать сверло диаметром 13 мм для рашпиля 13 мм. Несмотря на желание использовать антиротационные свойства желобов (которые располагаются в дистальном отделе ножки эндопротеза), тем не менее, рассверливание канала "размер-в-размер" также обеспечивает хорошую стабильность протеза. Геометрия проксимального отдела протеза, циркулярно-расположенное пористое покрытие и

разница в 1 мм между рашпилем и реальным размером протеза для press-fit эффекта обеспечивают достаточную ротационную стабильность даже без блокирования дистального отдела ножки.

В тех случаях, когда рашпиль легко прошел за глубже отметки планируемого уровня посадки на 3-5 мм, необходимо перейти к следующему размеру. Если же этого не случилось и посадка рашпиля плотная, необходимо проверить его ротационную стабильность при помощи специального устройства. Тест на ротационную стабильность определяют на рашпиле, который, как предполагается, является последним и служит ориентиром для определения размера оригинальной ножки протеза. На рашпилях малых размеров этот тест не проводится, т. к. насильственная ротационная подвижность может привести к сминанию губчатой костной ткани. Тест определяют только на стабильность рашпиля по направлению к ретроверсии. Это связано с тем, что силы, действующие на протез в момент вставания со стула, подъема по лестнице направлены на ротационное смещение ножки кзади, в положение ретроверсии и составляют от 60 до 75 кг. Суть исследования заключается в том, что на рукоятку рашпиля надевают устройство, состоящее из измерительной планки и ручки, позволяющей создавать ротационные усилия необходимой величины. Бедро фиксируют рукой, ручку устройства вращают кзади с силой приблизительно 60-75 кг. Однако это не всегда удается сделать, т.к. требует больших усилий от хирурга. При проведении теста необходимо внимательно наблюдать за подвижностью рашпиля. При наличии его подвижности необходимо перейти к рашпилю большего размера, если и в этом случае нет ротационной стабильности, целесообразно использовать ножку цементной фиксации.

Важно также подчеркнуть, что проксимальный отдел бедренной кости должен быть заполнен протезом в максимально полной мере. Это достигается тем, что рашпиль располагают параллельно стенкам шейки бедра, в этом случае лимитирующим фактором, как правило, является медио-латеральный размер, который заполняется рашпилем в первую очередь. Если после введения рашпиля сохраняется губчатая костная ткань по медиальной поверхности, необходимо попытаться использовать инструмент большего размера при условии его прохождения через перешеек бедренной кости. Однако размер перешейка также не является большим ограничением, т.к. может быть увеличен путем рассверливания. После установки максимального размера рашпиля поверхность шейки бедра (опил) выравнивают параллельно плоскости основания протеза при помощи специальной фрезы. Это важно для правильной и максимально плотной посадки воротничка протеза на медиальную часть шейки бедренной кости.

Подготовка канала для прямой клиновидной ножки бесцементной фиксации (Spotorno, VerSys ET) имеет некоторые особенности. Костно-мозговой канал должен быть от-

крыт коробчатым остеотомом достаточно широко для правильной ориентации рашпилей и ножки протеза. При имплантации клиновидной ножки как никогда важно избежать ее варусной установки. Вход в канал обрабатывают конической разверткой, измеряют расстояние от наружной стенки канала до заднего края большого вертела, которое должно соответствовать предоперационному планированию. Далее канал формируют при помощи рашпилей без предварительной обработки сверлами. В процессе подготовки канала важно сохранить губчатую костную ткань на передней и задней стенках бедренной кости толщиной не менее 2 мм. Это связано с тем, что на клиновидной ножке протеза имеются жесткие ребра (с каждой стороны) высотой 2,5 мм и если эти ребра в момент введения ножки будут упираться в кортикальную костную ткань, то это может привести к расколу проксимального отдела. В случае возникновения трещины дальнейшее продвижение ножки в планируемую позицию допустимо лишь после наложения серкляжного проволочного шва.

При установке клиновидных ножек прямоугольного сечения (Zweymuller) небольшая толщина ножки в передне-заднем направлении редко приводит к возникновению расколов проксимального отдела. Но учитывая, что обработка канала производится очень острыми рашпилями необходимо следить, чтобы не истончить избыточно переднюю стенку бедренной кости. Некоторые этапы операции представлены на рис. 6.28.

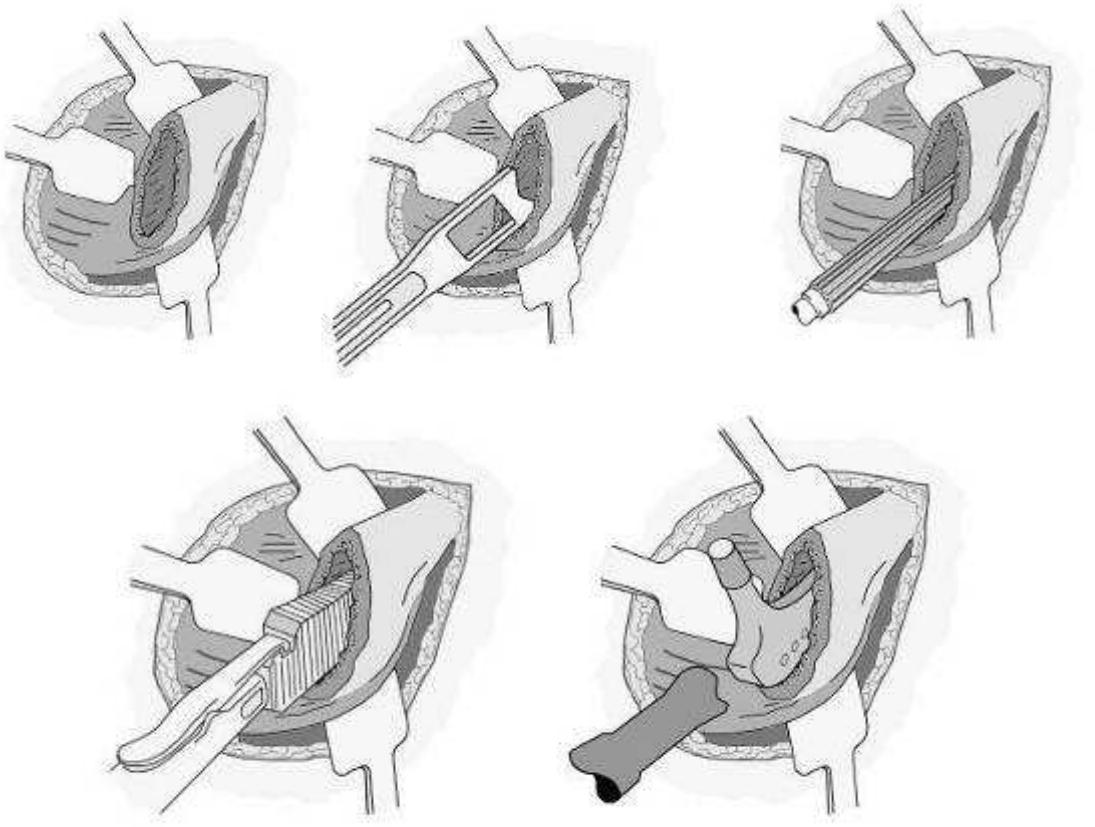


Рис. 6.28. Этапы подготовки бедренной кости к имплантации ножки эндопротеза: а) установка бедренного ретрактора, б) вскрытие костного канала при помощи

коробчатого остеотома в) обработка проксимального отдела бедренной кости разверткой Charnley, г) подготовка ложа эндопротеза при помощи рашпилей. д) установка бедренного компонента эндопротеза.

Обработка канала бедра для имплантации клиновидных ножек, изогнутых в проксимальном отделе (Corail, Muller, Taperloc) не требует излишнего смещения кнаружи, что способствует сохранению мышц. Вскрытие канала производится со стороны шейки бедренной кости и последовательная обработка рашпилями осуществляется с постепенным изменением положения с варусного на соответствующее оси бедренной кости (рис 6.29).

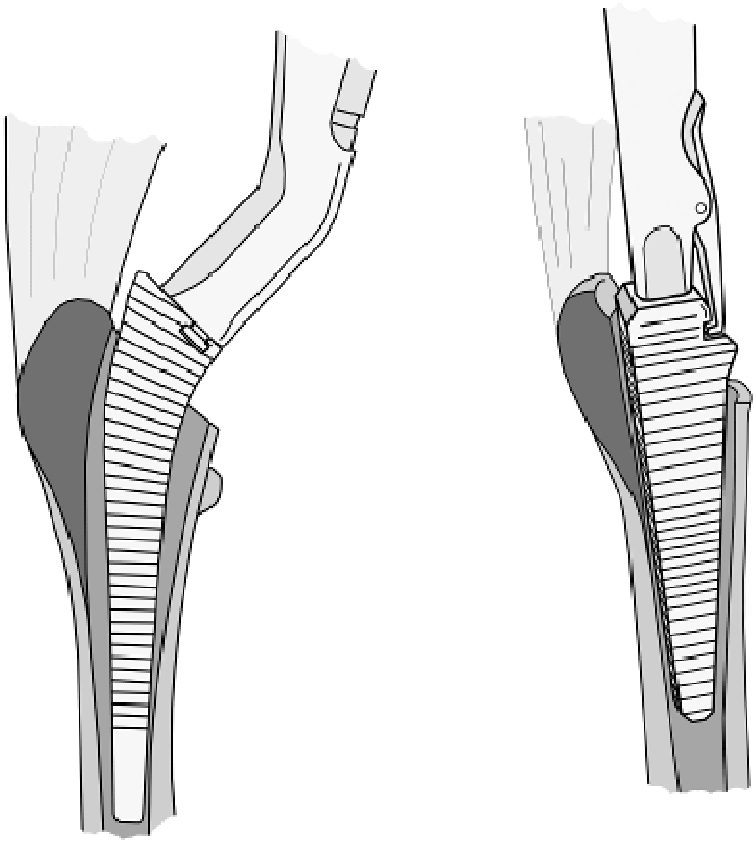


Рис. 6.29. Разница в технике обработки канала для изогнтутой в проксимальном отделе и прямой клиновидной ножки.

При подготовке костномозговой полости для установки цементной ножки сразу после ее вскрытия коробчатым остеотомом начинают формирование ложа протеза при помощи бедренных рашпилей с учетом правильной ориентировки инструмента, о чем уже сообщалось ранее. Наибольший рашпиль, который плотно вошел в проксимальную часть бедра, будет служить ориентиром для размера протеза. В отличие от бесцементной фиксации, цементная мантия обеспечивает заполнение всех неровностей и плотную посадку имплантата, поэтому не требуется столь точного выбора размера рашпиля и его соответствие костномозговому каналу. После удаления бедренного рашпиля в канале бедренной кости устанав-

ливают костную или полиэтиленовую пробку, которая будет препятствовать распространению костного цемента в дистальном направлении и создает возможность для введения цемента под давлением.

6.8. Пробное вправление. Направляющую ручку удаляют, а на оставшийся в бедренном канале рашпиль одевают пробную шейку и тест-головку (нулевой размер длины шейки, как правило, соответствует предоперационному планированию) и производят вправление бедра. После этого проверяют длину и стабильность сустава путем выполнения сгибательно-разгибательных, ротационных движений, отведения и приведения, амплитуду движений. При переднем доступе особое внимание обращают на стабильность сустава в положении разгибания, приведения и наружной ротации и сгибания с внутренней ротацией. При заднем доступе – сгибания, приведения и внутренней ротации. В норме при вытяжении бедра люфт головки должен составлять 2-3 мм, если он превышает эту величину, то необходимо заменить головку другой, с большей длиной шейки.

В ходе проверки стабильности сустава возможны следующие ситуации. Одной из них является вывихивание бедра кпереди в положении приведения и наружной ротации. Такая ситуация может быть связана с несколькими причинами: избыточная антеверсия чашки, ножки протеза или обоих этих компонентов; короткая шейка (что создает предпосылку к упору шейки на задний край чашки протеза); упор большого вертела на оссификат заднего края вертлужной впадины. Указанные причины можно устранить следующим образом. При избыточной антеверсии чашки протеза необходимо первым этапом компенсировать передний отдел выступающим краем антилюксационногоо валика. Затем можно воспользоваться головкй с более длинной шейкой. И, наконец, если планируется установка цементной ножки можно задать бедренному компоненту меньшую антеверсию. Если этого недостаточно – требуется переустановка вертлужной впадины. Избыточное положение антеверсии ножки протеза можно попытаться устранить путем формирования нового канала. Однако это не всегда возможно, поэтому в случае анатомических особенностей проксимального отдела бедра (избыточная антеверсия при дисплазии) целесообразно установить бедренный компонент цементной фиксации либо коническую ножку Вагнера и задать необходимый угол антеверсии.

Импиджмент-синдром легко устраняют заменой головки на другую с более длинной шейкой (что не существенно увеличивает длину ноги, и, в основном, направлено на увеличение "оффсета") с резекцией оссификата заднего края вертлужной впадины при помощи остеотома и кусачек Люэра.

Другой сложностью может стать вывихивание бедра кзади в положении сгибания и внутренней ротации. Это осложнение чаще всего связано с установкой чашки эндопротеза

в нейтральном положении или ретроверсии (в сагиттальной плоскости), либо недостаточной антеверсии при заднем доступе. Кроме того, возможен импиджмент-синдром, обусловленный контактом протеза с передней стенкой вертлужной впадины. Алгоритм действий в такой ситуации аналогичен изложенному выше.

Возможен также избыточный люфт головки при вытяжении ноги (даже при длинной шейке). Такая ситуация чаще всего связана с тем, что не удается в должной мере восстановить offset (возможно более глубоко, чем планировалось был установлен вертлужный компонент, или использовалась ножка меньшего размера, а значит и меньшей длиной шейки, или была выполнена избыточная мобилизация бедра и т.д.). Во всех этих случаях, если не удается восстановить натяжение мышц за счет применения головки с более длинной шейкой возможно два пути решения проблемы. Лучше использовать латерализованную ножку, а если это не возможно поставить бедренный компонент большего размера в более высокое положение, но при этом возникает опасность удлинения конечности.

Следующей неприятностью может быть затруднение при вправлении головки бедренной кости. Указанная проблема может возникнуть при попытке компенсировать имеющееся укорочение ноги более 3 см за счет протеза. Из этой достаточно сложной ситуации можно попытаться выйти за счет мобилизации мягких тканей проксимального отдела бедренной кости. Некоторые хирурги рекомендуют также субпериостальную мобилизацию ягодичных мышц от крыла подвздошной кости. Если и это не помогает, то единственным выходом является дополнительная остеотомия шейки бедренной кости и более низкая посадка бедренного компонента протеза.

В ряде случаев наблюдается резкое ограничение амплитуды движение после вправления бедра. Причиной такой контрактуры может быть гиперпрессия после компенсации укорочения ноги или на фоне рубцовых изменений в мышцах, например, на фоне анкилоза сустава. Первым шагом должна быть мобилизация мягких тканей, если и в этом случае будет сохраняться контрактура сустава, выполняют укорачивающую остеотомию шейки бедренной кости.

В некоторых ситуациях, особенно при ревизионной артропластике причиной нестабильности является слабость (отсутствие) мышц. В таких случаях вывихи возможны даже при идеальном положении компонентов и альтернативой может стать применение головки большого размера или связанного эндопротеза.

6.9. Удаление рашпиля и установка ножки эндопротеза.

При удалении рашпиля нередко требуются большие усилия, чем при его забивании. Это связано с тем, что размеры его увеличились за счет внедрения костной ткани в режущие кромки. Поэтому целесообразно использовать более тяжелый молоток, что позволит хирур-

гу не изменить направление движения рашпиля при его удалении. В противном случае, это может привести к увеличению размеров формируемого ложа для эндопротеза. Ножку бесцементной фиксации вводят строго в нейтральном положении, в котором располагался рашпиль. Протез вводят в костномозговой канал руками до тех пор, пока пористое покрытие не достигнет края шейки бедренной кости. Дальнейшее введение ножки встретит сопротивление, поэтому требуется импактор. Продвижение протеза обеспечивают умеренными усилиями, при этом оно должно быть при каждом ударе молотка.

При установке цементной ножки особое внимание уделяют технике цементирования бедренного канала. Современная технология цементирования предполагает установку пробки дистальнее конца ножки эндопротеза, ретроградное заполнение костного канала костным цементом и введение ножки эндопротеза под давлением для дополнительного вндрения цемента. Существуют разные технологии изготовления костной пробки. Можно при помощи набора измерителей диаметра костного канала определяют размер пробки на уровне вершины последнего рашпиля. Пробойником нужного диаметра из удаленной головки забирают костный цилиндр высотой 1,5-2 см, который вводят в костный канал при помощи направителя на нужную глубину. Чаще в качестве пробки используется кусочек губчатой кости, извлеченной из окончатого долота. Плотность посадки костной пробки и отсутствие щели между ней и стенкой бедренной кости определяют при помощи спицы. Костный канал обрабатывают щеткой, тщательно промывают пульсирующей струей физиологического раствора и высушивают. В костную полость вводят турунду, смоченную раствором Рингера с добавлением адреналина (0,5 мл 1% адреналина на 500 мл раствора).

Костный цемент вводят ретроградно при помощи цементного шприца. После того как канал заполнен на ¾, на трубку шприца надевают обтуратор, и остатки цемента вводят под давлением, что создает предпосылки для проникновения цемента в губчатую костную ткань. После этого вводят ножку эндопротеза и удерживают в правильном положении до полной полимеризации цемента. В период введения ножки вокруг нее располагают обтуратор, что создает дополнительное давление на костный цемент. Для обеспечения равномерной цементной мантии (2-3 мм) целесообразно использование дистального и проксимального (в тех конструкциях, где это предусмотрено) централизаторов.

При установке бесцементной ножки хирург может столкнуться с ситуацией, когда протез не садится на подготовленное ложе. Нельзя прилагать большие усилия для попытки его дальнейшего продвижения. Если посадка рашпиля в костной ткани очень плотная и его края контактируют с кортикальными стенками, то в этом случае введение протеза, имеющего дополнительное покрытие, может встретить значительное затруднение и создать предпосылки для перелома бедра. Поэтому, если сохраняется небольшой диастаз между воротнич-

ком и шейкой бедра и это существенно не сказывается на длине ноги, то такое положение протеза можно считать допустимым. Если же имеется большое выстояние протеза и удлинение ноги, то в этом случае необходимо удалить ножку и заменить ее протезом цементной фиксации**.**

Другим возможным осложнением установки ножки является перелом бедренной кости. Дистальные переломы при первичном эндопротезировании являются исключительной редкостью при условии, если рассверливание костномозгового канала, обработка его рашпилями и установка протеза проводились без грубых усилий и в соответствии с ранее изложенной техникой оперативного вмешательства. В то же время могут быть переломы проксимальной части бедренной кости при введении протеза, связанные с необходимостью плотной посадки ножки (т.н. "press-fit" эффект). Чаще всего это осложнение бывает при введении ножки большего размера, или когда рашпиль соответствующего ножке размера в процессе обработки костномозгового канала имел контакт непосредственно с кортикальными стенками без какой-либо прослойки из губчатой костной ткани. В этом случае действительно, разница в 1 мм может быть существенной и привести к развитию продольного перелома, который легко обнаруживается непосредственно во время операции. Переломы распознают по характерному звуку, а также по усилиям, которые прилагаются для введения ножки. Если ножка последние 5-10 мм продвигалась очень туго и вдруг неожиданно стала двигаться легко, то нужно думать о продольном переломе бедренной кости. Такие переломы срастаются после фиксации серкляжным проволочным швом с положительными отдаленными результатами эндопротезирования.

Следующим этапом операции является правильная посадка головки на конус ножки протеза и ее импакция. Важно перед этой процедурой тщательно очистить и высушить конус, быть уверенным в отсутствии мягких тканей и дебриса внутри головки. Целесообразно проводить импакцию 4-5 легкими ударами строго параллельно конусу ножки эндопротеза. Ни в коем случае нельзя это делать эксцентрично. При проведении импакции головки необходимо создать противоупор под большой вертел, т.к. при этом возникают значительные нагрузки на губчатую костную ткань. Конечным этапом операции является вправление сустава с проверкой его стабильности.

При использовании наружного доступа обращают внимание на тщательное послойное ушивание раны. Среднюю и малую ягодичные мышцы рефиксируют рассасывающимися швами трансоссально к большому вертелу и далее линию швов продолжат в проксимальном и дистальном направлениях. После этого зашивают широкую фасцию бедра, подкожную клетчатку и кожу. Активные дренажи устанавливают в полости сустава, под фасцией или в подкожной клетчатке.

6.10. Особенности малоинвазивной техники эндопротезирования тазобедренного сустава.

6.10.1. Преимущества и недостатки малоинвазивного эндопротезирования.

За последние годы широкое распространение получили малоинвазивные технологии эндопротезирования тазобедренного сустава. Основные преимущества данной технологии заключаются в значительном уменьшении объема интра- и послеоперационной кровопотери; существенном уменьшении болевого синдрома в послеоперационнолм периоде; значительном снижении потребности в наркотических анальгетиках или полный отказ от них, что снизило риск дыхательных нарушений и гипостатических пневмоний; сокращении сроков стационарного лечения и послеоперационной реабилитации; возможности ранней активизации (а первые 3 суток), а также перехода к общему режиму в течение 7-10 суток; сокращения общих сроков пребывания в стационаре; снижении риска инфекционных, тромбоэмболических осложнений и осложнений со стороны сердечно-сосудистой и нервной систем; уменьшении или полном отсутствии социальной дезадаптации в силу раннего возвращения к обычной жизни.

Особую значимость данные технологии приобретают у лиц пожилого возраста, особенно при переломах шейки бедренной кости за счет меньшей, как правило, мышечной массы, хорошей смещаемости кожи и кожно-мышечной раны. Нередко у таких больных в ходе операции выявляют сопутствующие дегенеративные изменения в суставе, что предопределяет цементную фиксацию компонентов эндопротеза. В то же время следует отметить, что минимальный разрез (доступ) и малоинвазивные технологии эндопротезирования - понятия качественно отличающиеся друг от друга. Минимальный разрез при традиционной технике операции может только увеличить травматизацию тканей и затруднить работу хирурга. Малоинвазивные технологии предполагают сочетание анатомически обоснованного нетрадиционного минимального разреза (разрезов) у лиц определенной конституции с применением специального инструментария и оптических средств, улучшающих интраоперационную визуализацию.

Основными направлениями совершенствования минимально инвазивного эндопротезирования являются: оптимизация хирургического доступа, адаптация существующего и разработка специального инструментария, выбор эндопротезов определенного дизайна, совершенствование способов интраоперационной визуализации, накопление опыта и подготовка хирурга.

Минимально инвазивное эндопротезирование (MIS) может быть выполнено и у лиц с избыточной массой тела, когда разрез кожи, подкожной клетчатки и фасции может быть стандартным, однако глубже фасции вмешательство направлено на сохранение капсулы и

связок сустава, минимальное повреждение мышц, даже отказ от рассечения их в ходе доступа, сохранение прикрепления мышц – коротких ротаторов бедра и правильную установку эндопротеза в измененной пространственной ориентации.

Экспериментально-клинические исследования, проведенные на кафедре военной травматологии и ортопедии [2], позволили установить преимущества и недостатки эндопротезирования из ограниченных доступов к тазобедренному суставу. Так, преимущества заднее-бокового доступа заключались в простоте выполнения, отсутствии необходимости рассечения ягодичных мышц, хорошей визуализации заднего края и задней колонны вертлужной впадины, меньшей кровопотере, более ранними сроками функционального восстановления и социальной реадаптации, возможностью применения как бесцементной, так и цементной техники. В то же время среди недостатков доступа следует отметить необходимость пересечения коротких ротаторов бедра, риск повреждения ветвей латеральной огибающей бедренную кость артерии с кровотечением, недостаточную визуализация передних отделов вертлужной впадины при минимальной мобилизации мышц, риск заднего вывиха при избыточной мобилизации мышц в ходе доступа.

Преимущества передне-бокового доступа заключались в хорошей визуализации вертлужной впадины, сохранении прикрепления мышц ротаторов бедра, возможности применения как бесцементной, так и цементной техники, уменьшении послеоперационного болевого синдрома, более ранними сроками функционального восстановления и социальной реадаптации. Среди недостатков передне-бокового доступа были отмечены несколько большая кровопотеря, необходимость рассечения средней и малой ягодичных мышц в ходе доступа, несколько большая сложность удаления головки при переломе шейки бедренной кости.

Среди преимуществ переднего доступа были выделены минимальное повреждение мышц, отсутствие необходимости в их рассечении, сохранение прикрепления мышц-ротаторов бедра, средней ягодичной мышцы, возможно применение как бесцементной, так и цементной техники. Кроме того, отмечается меньшая кровопотеря и болевой синдром, уменьшаются сроки функционального восстановления и социальной реадаптации. В то же время можно выделить относительную трудоемкость операции, ограниченные возможности применения у тучных и мышечных пациентов, худшую визуализацию вертлужной впадины и проксимального отдела бедренной кости, невозможность применения методики при наличии выраженных остеофитов в области заднего края вертлужной впадины, при грубых ее изменениях на фоне дегенеративного процесса или при гипертрофических ложных суставах шейки бедренной кости, повышенный риск осложнений.

Наиболее сложным следует считать минимально инвазивное эндопротезирование

из двух доступов (MIS – 2 incision). При сомнительном отношении к минимальному повреждению мышц, сохранению прикрепления мышц-ротаторов бедра доступ относительно трудоемкий, увеличивает продолжительность операции, создает серьезные затруднения в установке компонентов эндопротеза из-за недостаточной визуализации вертлужной впадины и проксимального отдела бедра, требует рентгеноскопического сопровождения и повышает риск осложнений.

Что касается предоперационного планирования, то оно не отличается от стандартного, но должно быть более тщательным и пунктуальным.

6.10.2. Особенности хирургической техники малоинвазивного эндопротезирования

Положение больного на боку. После подготовки операционного поля наносят разметку: отмечают наиболее выступающий проксимальный край большого вертела, переднезаднюю срединную линию большого вертела, на этой линии делают отметку на 2 см дистальнее верхушки большого вертела (рис. 6.30). Эта точка соответствует середине разреза. Разрез длиной 7-9 см производят под углом 30° к длинной оси бедра в направлении вверх и кзади через середину отметки. Обнажают широкую фасцию на 1 см в обе стороны разреза. Рассекают широкую фасцию строго вдоль её волокон, при этом разрез не совпадает с разрезом кожи, а располагается под углом 15-20° к длинной оси бедра. С помощью электрокоагулятора обнажают большую ягодичную мышцу сверху и сзади вдоль её волокон. Рассекают слизистую сумку, обнажают большой вертел и среднюю ягодичную мышцу. Пальцем находят седалищный нерв, защищают его ретрактором.

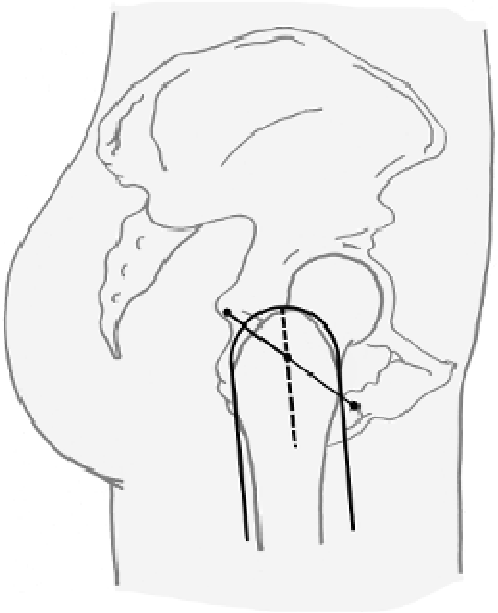
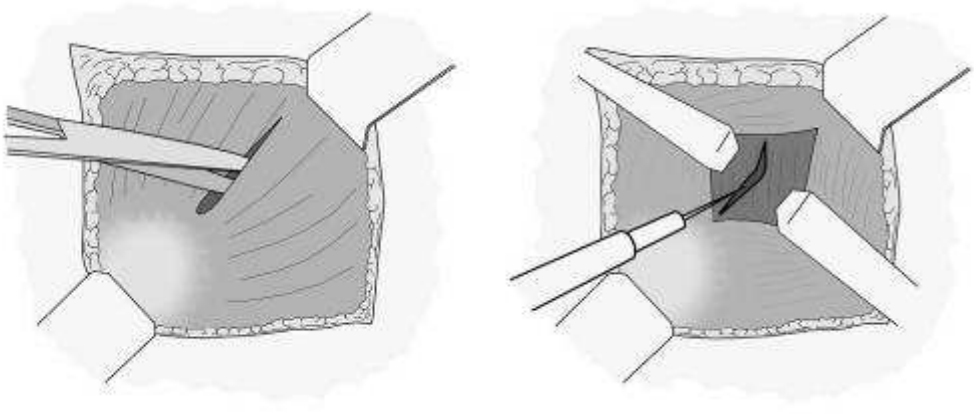


Рис. 6.30. Разметка кожного разреза при малоинвазивном хирургическом доступе.

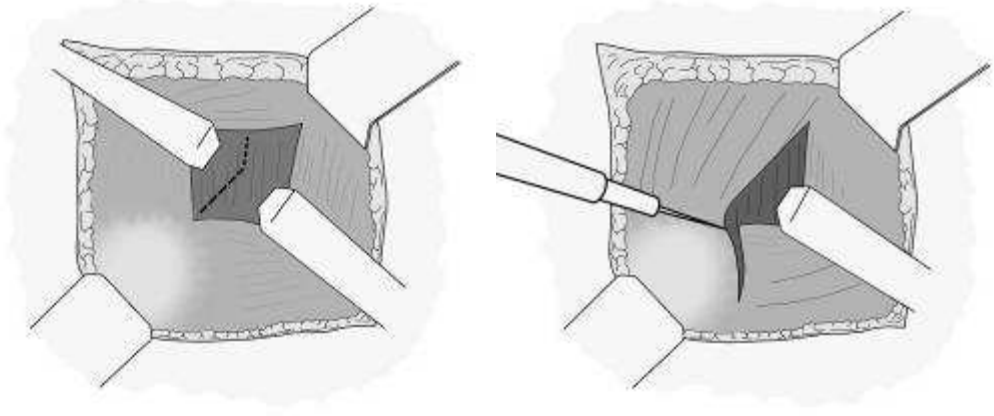
Начиная от переднего края большого вертела, вводят изогнутые ножницы в углубление средней ягодичной мышцы вдоль её волокон (рис. 6.31 а), двумя двусторонними ретракторами разводят пучки средней ягодичной мышцы, обнажают сухожилие малой ягодичной мышцы, проходящее косо относительно разреза средней ягодичной мышцы (рис. 6.31б).



а б

Рис. 6.31. а) Введение ножниц через волокна средней ягодичной мышцы, б) Обнажение малой ягодичной мышцы и разметка разреза.

Делают L-образный разрез в малой ягодичной мышце, начиная проксимально вдоль волокон и продолжая до разреза средней ягодичной мышцы. Затем пересекают 1,5-2 см малой ягодичной мышцы вдоль линии разреза средней ягодичной мышцы (рис. 6.32 а). Электрокоагулятором продлевают оба разреза до переднего края большого вертела. Затем удаляют двусторонние ретракторы. Медленно ротируя бедро кнаружи, отделяют электрокоагулятором переднюю четверть средней ягодичной мышцы и малую ягодичную мышцу от большого вертела (рис. 6.32 б) и от капсулы сустава. Стараются сохранить мышцы в виде единого блока.



а б

Рис. 6.32. а) L-образный разрез малой ягодичной мышцы, б) Отсечение малой и

средней ягодичных мышц от передней части большого вертела.

Между капсулой и сухожилием малой ягодичной, влагалищем четырехглавой мышц вводят большой однозубцовый ретрактор, помещая его на передне-верхний край вертлужной впадины. Придают ноге положение приведения, сгибания и наружной ротации. После обнажения капсулы ее вскрывают и иссекают. Выбирают ориентиры и проводят измерения перед тем, как вывихнуть бедренную кость, чтобы после реконструкции можно было сравнить полученную длину ноги и офсет бедра с изначальными данными. Ногу приводят, сгибают и ротируют кнаружи. Вывихивают бедро. Обнажают головку бедренной кости. С помощью направителя для остеотомии (рис. 6.33) определяют уровень и линию остеотомии, согласуя с данными предоперационного планирования.

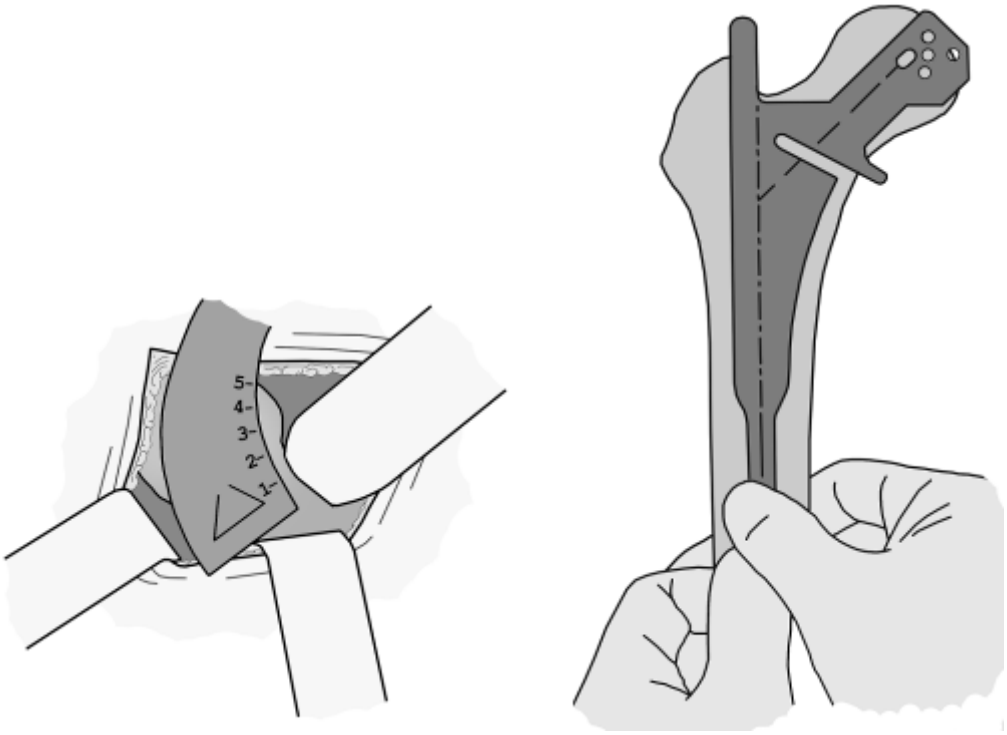


Рис. 6.33. Определение уровня опила бедренной кости с помощью направителя, согласуя с данными планирования.



Рис. 6.34. Резекция головки на выбранном уровне и удаление ее.

Доступ к вертлужной впадине обеспечивают специальными ретракторами, обеспечивающими нужную степень визуализации (Рис. 6.35).

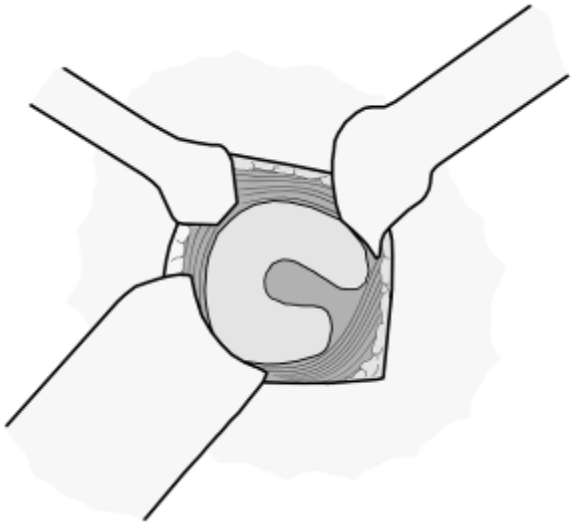


Рис. 6.35. Установка ретракторов для обеспечения необходимой визуализации вертлужной впадины.

Затем резецируют по кругу вертлужную губу. Остеофиты можно резецировать как до установки вертлужной чашки, так и после неё слегка изогнутым остеотомом. Рассверливание вертлужной впадины начинают наибольшей низкопрофильной шаровой фрезой, которой достигают дна вертлужной впадины (Рис. 6.36 а) в необходимом направлении (Рис. 6.36 б). Чашки низкопрофильных фрез отличаются от обычной полусферы. Их внешний край включает дополнительные 4 мм над уровнем полусферы (Рис. 6.36 в) и отмечены специальной линией, указывающей край обычной полусферической фрезы.



Рис. 6.36. а) Обработка вертлужной впадины низкопрофильной фрезой, б) направление дрели при обработке фрезой, в) низкопрофильная фреза.

Установку чашки осуществляют офсетным импактором с А-образным латеральным направителем (рис. 6.37 и 6.38).

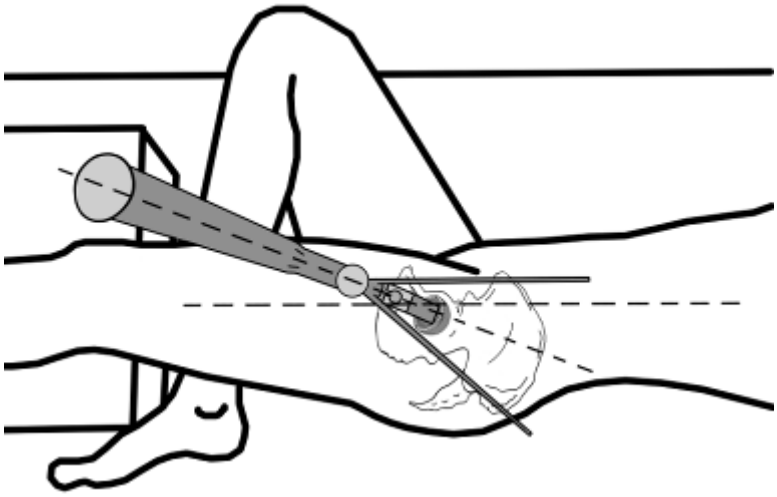


Рис. 6.37. Установка направителя по заданному углу антеверсии.

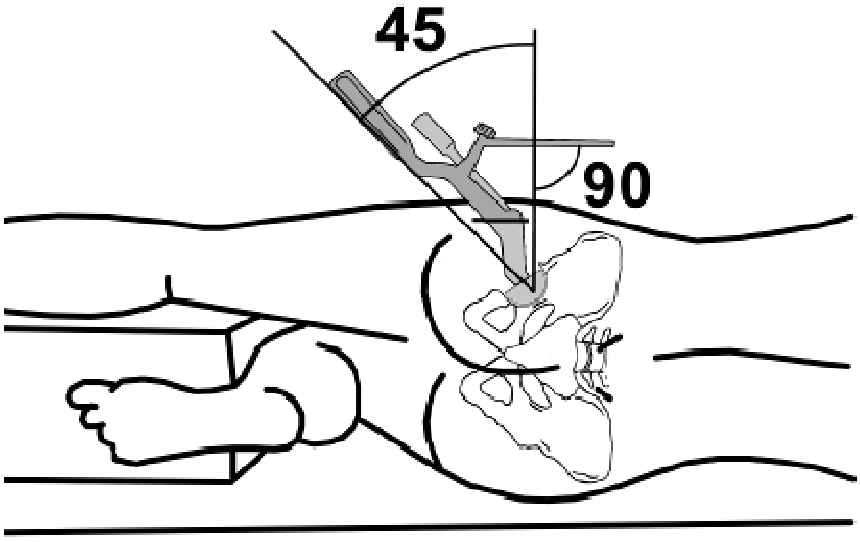
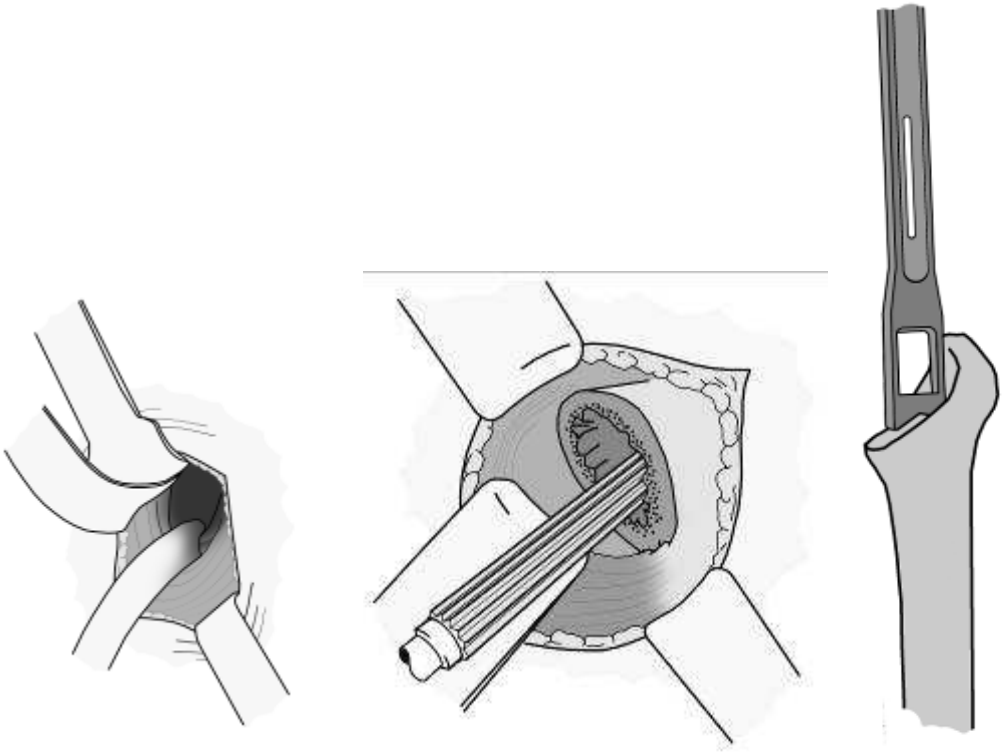


Рис. 6.38. Ориентация направителя при установке вертлужного компонента эндопротеза.

Доступ к бедренной кости обеспечивают с помощью длинного бедренного элеватора. Приподнимают проксимальный конец бедренной кости, тем самым одновременно защищают проксимальную часть раны. Сгибают бедро, приводят его и ротируют кнаружи. Поместив большой однозубцовый ретрактор в грушевидное отверстие, оттягивают отводящие мышцы назад (Рис. 6.39 а.). Вводят клиновидную развёртку Charnley (Рис. 6.39 б). С помощью коробчатого остеотома удаляют губчатую кость из медиальной части большого вертела и латеральной части шейки бедра (Рис. 6.39 в). Некоторые хирурги предпочитают удалять медиальную часть большого вертела конусными развертками (Рис. 6.40).

Рассверливание костномозгового канала может потребоваться для правильной установки последнего рашпиля, особенно при цилиндрической форме канала. При конусной форме бедренного канала в метафизарной зоне целесообразно использовать эндопротезы

клиновидные.



а б в

Рис.6.39. а) Отведение мышц ретрактором, б) введение торцевого римера в костномозговой канал бедренной кости, в) удаление губчатой кости из медиальной части большого вертела и латеральной части шейки бедра с помощью коробчатого остеотома

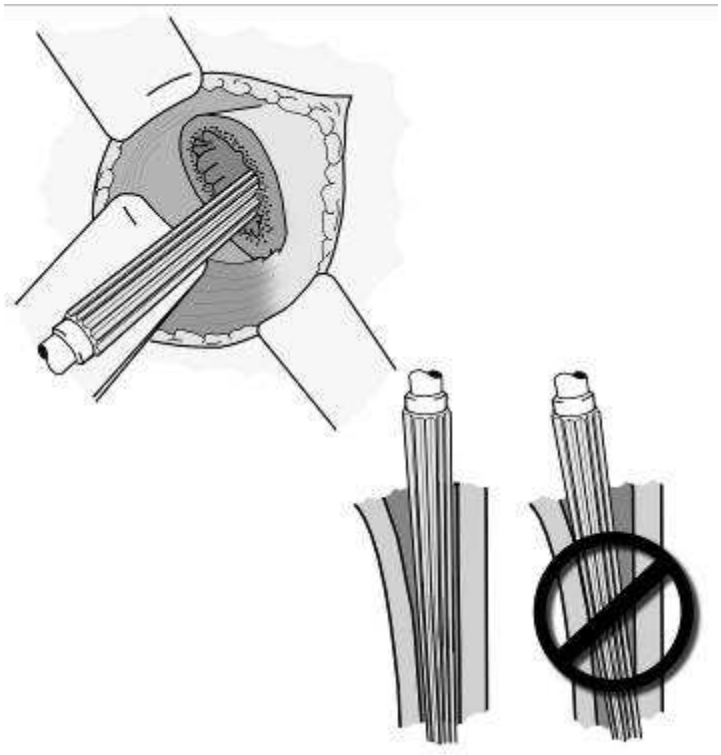


Рис.6.40. Разработка метафизарной части бедра торцовыми римерами.

При рассверливании костномозгового канала используют наконечник рашпиля

(Рис. 6.41), который позволит центрировать его в рассверленном канале и предотвратить варусное или вальгусное смещение эндопротеза. Далее обрабатывают бедренную кость рашпилями (Рис. 6.42).

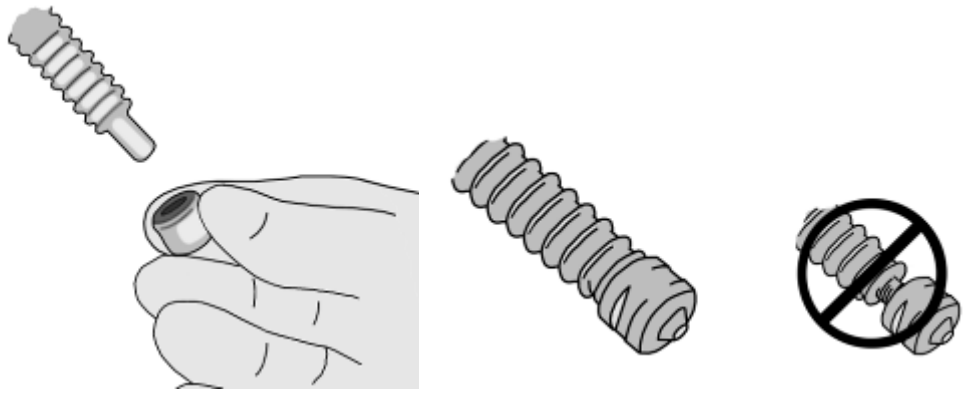
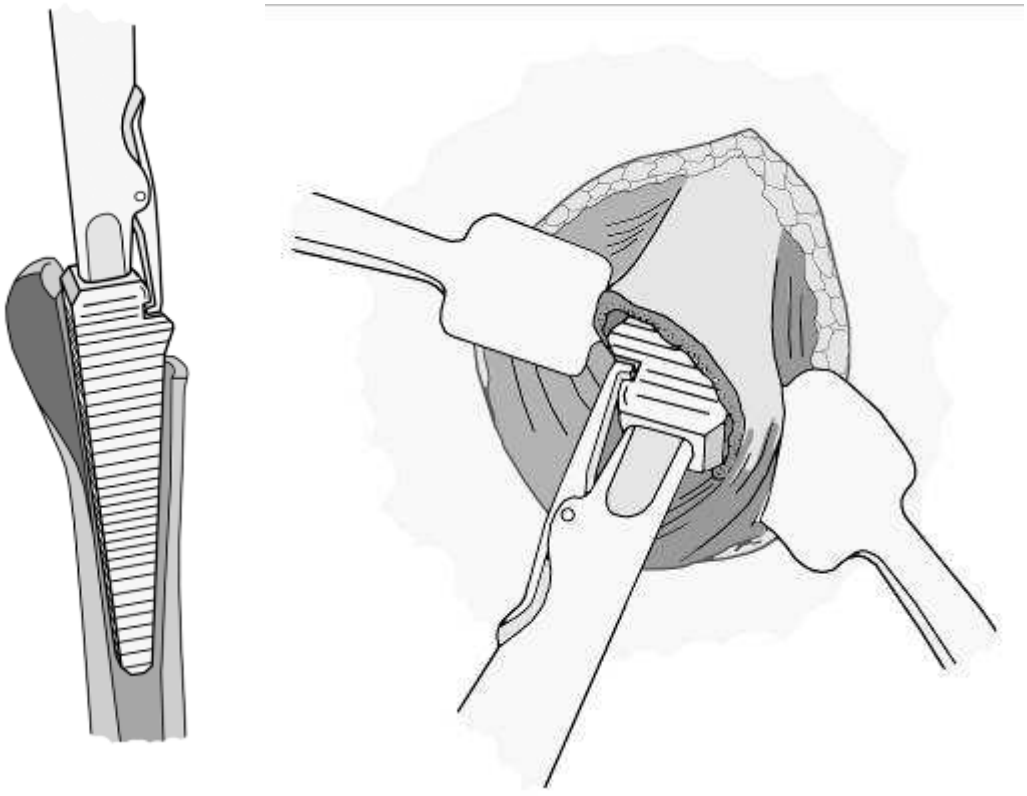


Рис. 6.41. Использование наконечника (централизатора) для рашпиля



а б

Рис.6.42. а) Обработка бедренной кости рашпилями, б) использование рашпилей с шагом в 1 мм, пока не будет достигнута нужная форма и глубина разработки.

С помощью тест шейки и примерочных головок восстанавливают запланированную длину ноги, офсет, объём движений и стабильность (Рис.6.43).

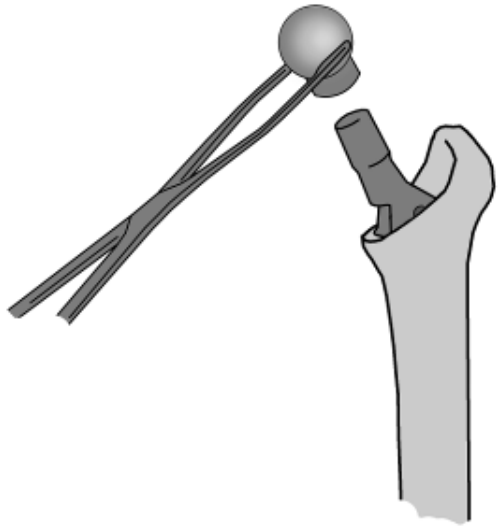
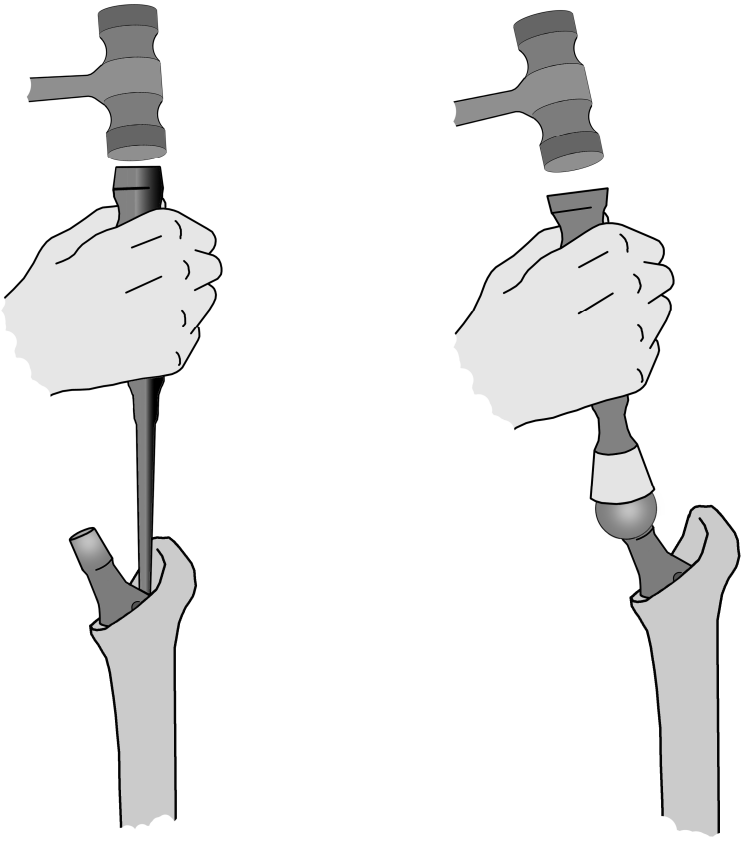


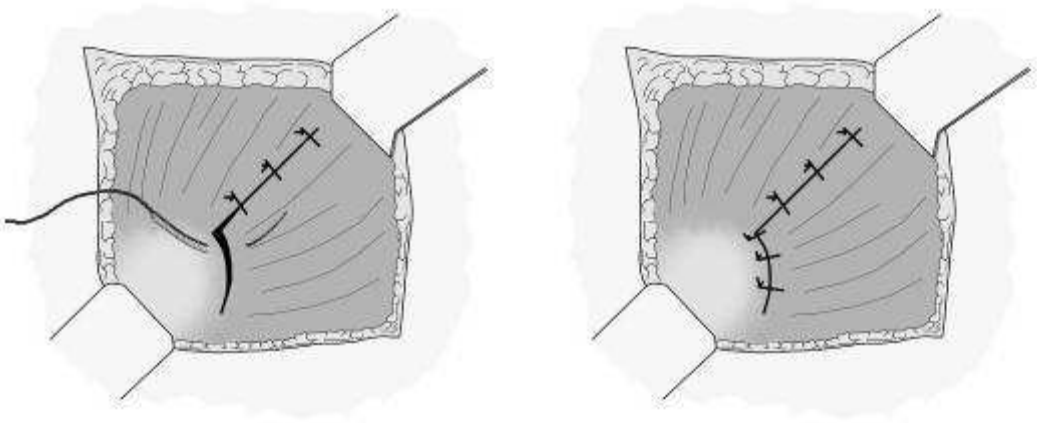
Рис. 6.43. Использование тест головки на рашпиле.

Остальные этапы операции не отличаются от вышеперечисленных (Рис. 6.44, 6.45).



а б

Рис. 6.44. а) Введение ножки эндопротеза, б) Импакция головки на конус ножки.



а б

Рис. 6.45. а) Рану закрывают при внутренней ротации и отведении бедра. Просверливают в вертеле два отверстия с латеральной стороны на переднюю и проводят сквозь них толстые лавсановые нити, б) Подшивают малую и среднюю ягодичные мышцы к вертельному ложу.

Справочная литература

1. Кегги К.Ю., Нао М.Х., Заторски Л.Е. Передний доступ при эндопротезировании тазобедренного сустава//Хирургия. – 1995. – С. 42-48.
2. Метленко П.А. Особенности минимально инвазивного эндопротезирования у больных с последствиями травм и заболеваний тазобедренного сустава. Дисс….канд.мед.наук, (14.00.22). Санкт-Петербург, 2006. – 216 с.
3. Aribindi R, Paprosky W, Nourbash P, et al: Extended proximal femoral osteotomy. Instr Course Lect 48:19-26,1999.
4. Bauer H, Kershbaumer F, Poisel S, Oberthalen W: The transgluteal approach to the hip joint. Arch Orthop Trauma Surg 95:47,1979.
5. Bell SN: Transgluteal approach for hemiarthroplasty of the hip. Arch Orthop Trauma Surg 104:109-112,1985.
6. Berry DJ, Muller ME: Chevron osteotomy and single wire reattachment of the greater trochanter in primary and revision total hip arthroplasty. Clin Orthop 294:155-161,1993.
7. Blackley HR, Rorabeck CH: Extensile exposures for revision hip arthroplasty. Clin Orthop 381:77-87, 2000.
8. Callaghan JJ: Difficult primary total hip arthroplasty: Selected surgical exposures. Instr Course Lect 49:13-21,2000.
9. Carlson DC, Robinson HJ Jr: Surgical approaches for primary total hip arthroplasty. A prospective comparison of the Marcy modification of the Gibson and Watson-Jones approaches. Clin Orthop 222:161-166,1987.
10. Charnley J, Ferreira A, De SD: Transplantation of the greater trochanter in arthroplasty of the hip. J Bone Joint Surg 46B:191, 1964.
11. Chen WM, McAuley JP, Engh CA Jr, et al: Extended slide trochanteric osteotomy for revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 82A:1215-1219,2000.
12. Dall D: Exposure of the hip by anterior osteotomy of the greater trochanter. A modified anterolateral approach. J Bone Joint Surg 68B:382-386,1986.
13. Engh CA Jr, McAuley JP, Engh C Sr: Surgical approaches for revision total hip replacement surgery: The anterior trochanteric slide and the extended conventional osteotomy. Instr Course Lect 48:3-8,1999.

14. Erdemli B.: An evaluation of the methods used for removal of components and cement in revision hip arthroplasty. Acta Orthop Traumatol Turc. 2004;38(3):188-94.
15. Firestone TP, Hedley AK: Extended proximal femoral osteotomy for severe acetabular protrusion following total hip arthroplasty. A technical note. J Arthroplasty 12:344-345,1997.
16. Foster DE, Hunter JR: The direct lateral approach to the hip for arthroplasty. Advantages and complications. Orthopedics 10:274,1987.
17. Frndak PA, Mallory TH, Lombardi AV Jr: Translateral surgical approach to the hip. The abductor muscle "split". Clin Orthop 295:135-141,1993.
18. Gibson A: Posterior exposure of the hip joint. J Bone Joint Surg 32B:183,1950.
19. Gross AE: Transfemoral approach to the deficient proximal femur. Instr Course Lect 48:77-78,1999.
20. Hardinge K: The direct lateral approach to the hip. J Bone Joint Surg 64B:17-19,1982.
21. Head WC, Mallory TH, Berklacich FM, et al: Extensile exposure of the hip for revision arthroplasty. J Arthroplasty 2:265-273, 1987.
22. Head WC, Montgomery WK, Emerson RH Jr: Vastus slide and controlled perforations. Instr Course Lect 48:13-17,1999.
23. Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH: Surgical experience related to dislocations after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 78B:206-209,1996.
24. Horwitz BR, Rockowitz NL, Goll SR, et al: A prospective randomized comparison of two surgical approaches to total hip arthroplasty. Clin Orthop 291:154-163,1993.
25. Itokazu M, Ohno T, Itoh Y: Exposure of the hip by anterior osteotomy of the greater trochanter. Bull Hosp Jt Dis 57:159-161,1998.
26. Iyer KM: A new posterior approach to the hip joint. Injury 13:76-80,1981.
27. Jando VT, Greidanus NV, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP.: Trochanteric osteotomies in revision total hip arthroplasty: contemporary techniques and results. Instr Course Lect. 2005;54:143-55.
28. Keating EM, Ritter MA, Faris PM.: Structures at risk from medially placed acetabular screws. J Bone Joint Surg Am. 1990 Apr;72(4):509-11.
29. Keene GS, Parker MJ: Hemiarthroplasty of the hip—the anterior or posterior approach? A comparison of surgical approaches. Injury 24:611-613,1993.
30. Kerry RM, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP: The vascularized scaphoid window for access to the femoral canal in revision total hip arthroplasty. Instr Course Lect 48:9-11,1999.
31. Learmonth ID, Allen PE: The omega lateral approach to the hip. J Bone Joint Surg 78B:559-561,1996.
32. Light TR, Keggi KJ: Anterior approach to hip arthroplasty. Clin Orthop 152:255-260,1980.
33. Lindgren U, Svenson O: A new transtrochanteric approach to the hip. Int Orthop 12:3741,1988.
34. Lusskin R, Goldman A, Absatz M: Combined anterior and posterior approach to the hip joint in reconstructive and complex arthroplasty. J Arthroplasty 3:313-322,1988.
35. MacDonald SJ, Cole C, Guerin J, Rorabeck CH, Bourne RB, McCalden RW.: Extended trochanteric osteotomy via the direct lateral approach in revision hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2003 Dec;(417):210-6.
36. Macedo CA, Galia CR, Rosito R, et al: Comparation of the anterolateral and posterior approaches in primary total hip arthroplasty. Rev Fac Cien Med Univ Nac Cordoba 56:91-96,1999.
37. Marcy GH, Fletcher RS: Modification of the posterolateral approach to the hip for insertion of the femoral head prosthesis. J Bone Joint Surg 36A:142,1954.
38. Mardones R, Gonzalez C, Cabanela ME, Trousdale RT, Berry DJ.: Extended femoral osteotomy for revision of hip arthroplasty: results and complications. J Arthroplasty. 2005 Jan;20(1):79-83.
39. Masterson EL, Masri BA, Duncan CP: Surgical approaches in revision hip replacement. J Am Acad Orthop Surg 6:84-92,1998.
40. McFarland B, Osborne G: Approach to the hip. A suggested improvement on Kocher's method. J Bone Joint Surg 36B:364, 1954.
41. McLauchlan J: The Stracathro approach to the hip. J Bone Joint Surg 66B:30-31,1984.
42. McMinn DJ, Roberts P, Forward GR: A new approach to the hip for revision surgery. J Bone Joint Surg 73B:899-901,1991.
43. Menon PC, Griffiths WE, Hook WE, Higgins B: Trochanteric osteotomy in total hip arthroplasty: Comparison of 2 techniques. J Arthroplasty 13:92-96,1998.
44. Moore AT: The self-locking metal hip prosthesis. J Bone Joint Surg 39A:811,1957.
45. Morrey BF, Adams RA, Cabanela ME: Comparison of heterotopic bone after anterolateral, transtrochanteric, and posterior approaches for total hip arthroplasty. Clin Orthop 188:160-167,1984.

46. Moskal JT, Mann JW III: A modified direct lateral approach for primary and revision total hip arthroplasty. A prospective analysis of 453 cases. J Arthroplasty 11:255-266,1996.
47. Mostardi RA, Askew MJ, Gradisar IA Jr, et al: Comparison of functional outcome of total hip arthroplasties involving four surgical approaches. J Arthroplasty 3:279-284,1988.
48. Muller ME: Total hip prostheses. Clin Orthop 72:46,1970.
49. Mulliken BD, Rorabeck CH, Bourne RB, Nayak N: A modified direct lateral approach in total hip arthroplasty: A comprehensive review. J Arthroplasty 13:737-747,1998.
50. Nutton RW, Checketts RG: The effects of trochanteric osteotomy on abductor power. J Bone Joint Surg 66B:180-183,1984.
51. Osborne RP: The approach to the hip joint: A critical review and a suggested new route. Br J Surg 18:49,1930.
52. Roberts JM, Fu FH, McClain EJ, Ferguson AB Jr: A comparison of the posterolateral and anterolateral approaches to total hip arthroplasty. Clin Orthop 187:205-210,1984.
53. Schmidt J, Hackenbroch MH: A new classification for heterotopic ossifications in total hip arthroplasty considering the surgical approach. Arch Orthop Trauma Surg 115:339-343,1996.
54. Shaw JA: Experience with a modified posterior approach to the hip joint. A technical note. J Arthroplasty 6:11-18,1991.
55. Smith-Petersen MN: Approach to and exposure of the hip joint for mold arthroplasty. J Bone Joint Surg 31A:40,1949.
56. Soni RK: An anterolateral approach to the hip joint. Acta Orthop Scand 68:490-94,1997.
57. Stephenson PK, Freeman MA: Exposure of the hip using a modified anterolateral approach. J Arthroplasty 6:137-145,1991.
58. Stiehl JB.: Extended osteotomy for periprosthetic femoral fractures in total hip arthroplasty. Am J Orthop. 2006 Jan;35(1):20-3.
59. Sugano N, Noble PC, Kamaric E: Predicting the position of the femoral head center. J Arthroplasty 14:102-107,1999.
60. Svensson O, Skold S, Blomgren G: Integrity of the gluteus medius after the transgluteal approach in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 5:57-60,1990.
61. Unwin AJ, Thomas M: Dislocation after hemiarthroplasty of the hip: A comparison of the dislocation rate after posterior and lateral approaches to the hip. Ann R Coll Surg Engl 76:327-329,1994.
62. Vicar AJ, Coleman CR: A comparison of the anterolateral, transtrochanteric, and posterior surgical approaches in primary total hip arthroplasty. Clin Orthop 188:152-159,1984.
63. Wasielewski RC, Cooperstein LA, Kruger MP, Rubash HE: Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 72A:501-508,1990.
64. Watson-Jones R: Fractures of the neck of the femur. Br J Surg 23:787,1935-1936.
65. Younger TL Bradford MS, Magnus RE, Paprosky WG: Extended proximal femoral osteotomy. A new technique for femoral revision arthroplasty. J Arthroplasty 10:329-338,1995.

Глава 7. Сложные случаи первичной артропластики тазобедренного сустава.

Наряду со стандартным выполнением операции хирургу нередко приходится сталкиваться со сложными врожденными или приобретенными деформациями вертлужной впадины и бедренной кости, чаще в сочетании с укорочением нижней конечности. Наибольшие затруднения при выборе способа операции связаны с ацетабулярной дисплазией, переломи вертлужной впадины и проксимального отдела бедренной кости, а также с нарушениями анатомических взаимоотношений области тазобедренного сустава после корригирующих остеотомий [1, 23].

7.1. Дисплазия вертлужной впадины.

Рентгенологическая картина диспластического коксартроза зависит от выраженности анатомических изменений и стадии заболевания. Как уже отмечалось во 2 главе, согласно классификации Crowe различают 4 степени дисплазии вертлужной впадины [16, 24]. Анатомические нарушения при начальной степени (А) дисплазии проявляются в виде уплощения вертлужной впадины и краниолатеральной ее инклинации (т.н. скошенная крыша вертлужной впадины), недопокрытия головки бедренной кости (рис. 7.1).



Рис. 7.1. Диспластический коксартроз (степень дисплазии А). Вертлужная впадина уплощена, имеет эллипсовидную форму и краниолатеральную инклинацию. Головка бедренной кости находится в положении подвывиха, однако контактирует с вертлужной впадиной.

Дефицит покрытия определяют при предоперационном планировании путем наложения шаблона вертлужного компонента. При планировании необходимо учитывать возможность небольшой медиализации вертлужного компонента (на рентгенограммах это проявляется захождением чашки за линию Келера), вертикального расположения имплантата

(угол фронтального наклона может достигать 55°). Если указанными приемами не удается достичь 70% покрытия вертлужного компонента, то необходимо планировать либо использование костного аутотрансплантата, либо опорного кольца (типа Мюллера). При этом надо помнить, что размер выбираемого вертлужного компонента ограничен расстоянием между передней и задней стенками вертлужной впадины [13, 28, 31, 35].

При подвывихе головки бедренной кости (степень B и C) истинная вертлужная впадина заполнена жировой и рубцовой тканью, а головка располагается на 3-4 см выше на месте вновь сформированного сустава (рис. 7.2).



Рис. 7.2. Диспластический коксартроз (степень B). Вертлужная впадина деформирована, “пустая”. Головка бедренной кости смещена вверх и образовала “новый” сустав с телом подвздошной кости.

В этих случаях возможны следующие варианты планирования оперативного вмешательства: расположение вертлужного компонента в анатомической позиции или его смещение краниально на расстояние до 3 см выше линии фигуры слеза. При расположении чашки на месте истинной вертлужной впадины надо быть готовым к выполнению костной пластики крыши вертлужной впадины, а также иметь в виду, что после операции возможно существенное удлинение конечности.

Наибольшую сложность для оперативного лечения представляет полный вывих бедра (рис. 7.3) с укорочением ноги 4 см и более (степень D). Таз на стороне поражения имеет меньшие размеры, костные структуры, образующие вертлужную впадину, истончены и порозны. Истинная вертлужная впадина рудиментарна, имеет форму «вигвама» и заполнена жировой и фиброзной тканью.



Рис. 7.3. Врожденный вывих бедренной кости (степень дисплазии D).

Передняя стенка впадины атрофична или может вообще отсутствовать. Однако наиболее важные структуры, образующие истинную вертлужную впадину, сохранены. Головка бедренной кости смещена вверх и кзади, имеет маленький размер, ввиду отсутствия механической нагрузки развивается атрофия костной ткани. Шейка бедренной кости короткая и находится в положении антеверсии. Метафиз и диафиз бедренной кости прямые, на разрезе имеют форму овала с наибольшим размером в сагиттальной плоскости. Наряду со значительными анатомическими изменениями в строении тазобедренного сустава при тяжелых формах дисплазии возникает целый ряд вторичных нарушений. Прежде всего, это дефицит отводящих мышц, которые практически не сокращаются при полном вывихе бедра в связи с отсутствием контакта между головкой бедра и тазом. Разница в длине ног приводит к развитию компенсаторного вторичного сколиоза. Латерализация головки бедренной кости приводит к компенсаторному развитию вальгусной деформации коленного сустава, которая особенно ярко проявляется после низведения бедра и установки сустава в анатомическое положение. Смещение головки бедра кзади увеличивает наклон таза кпереди, что, в свою очередь, приводит к формированию гиперлордоза поясничного отдела позвоночника. Таким образом, целью оперативного вмешательства при врожденном вывихе бедра является восстановление центра ротации сустава за счет расположения вертлужного компонента в анатомическом положении, создание баланса отводящих мышц путем низведения большого вертела, восстановление длины конечности. При полном вывихе бедра разработано несколько вариантов оперативных вмешательств (шевронная остеотомия диафиза бедренной

кости, двойная поперечная остеотомия и др.), либо технология, разработанная T.Paavilainen, (1997), суть которой будет изложена ниже.

Для достижения первичной стабильной фиксации вертлужного компонента в зависимости от степени дисплазии возможны следующие варианты установки имплантата [3, 21]:

- частичное недопокрытие вертлужного компонента;
- глубокое положение вертлужного компонента;
- вертикальное положение вертлужного компонента;
- смещение вертлужного компонента в краниальном направлении;
- применение опорных (типа Мюллера) или антипротрузионных колец (типа Burch-Schneder'a);
- костная пластика массивным спонгиозным трансплантатом.

Частичное недопокрытие вертлужного компонента является одним из основных вариантов установки при выраженной ацетабулярной дисплазии (рис. 7.4). При хорошей фиксации чашки и достаточном погружении ее по передней и задней стенкам вертлужной впадины, небольшое 5-6 мм недопокрытие по верхнему краю не влечет за собой развития нестабильности. После забивания чашки, дополнительной ее фиксации 1-2 винтами и установки вкладыша осуществляется пластика костной стружкой верхнего края впадины над выступающим краем вертлужного компонента. При выраженном склерозе в области верхнего края вертлужной впадины для лучшей перестройки аутокостной стружки производят тунелизацию кости шилом или сверлом небольшого диаметра. Хороший контакт кости и вертлужного компонента на площади более 70% его поверхности в условиях стабильной фиксации обеспечивает адекватную вторичную остеинтеграцию [4, 29].

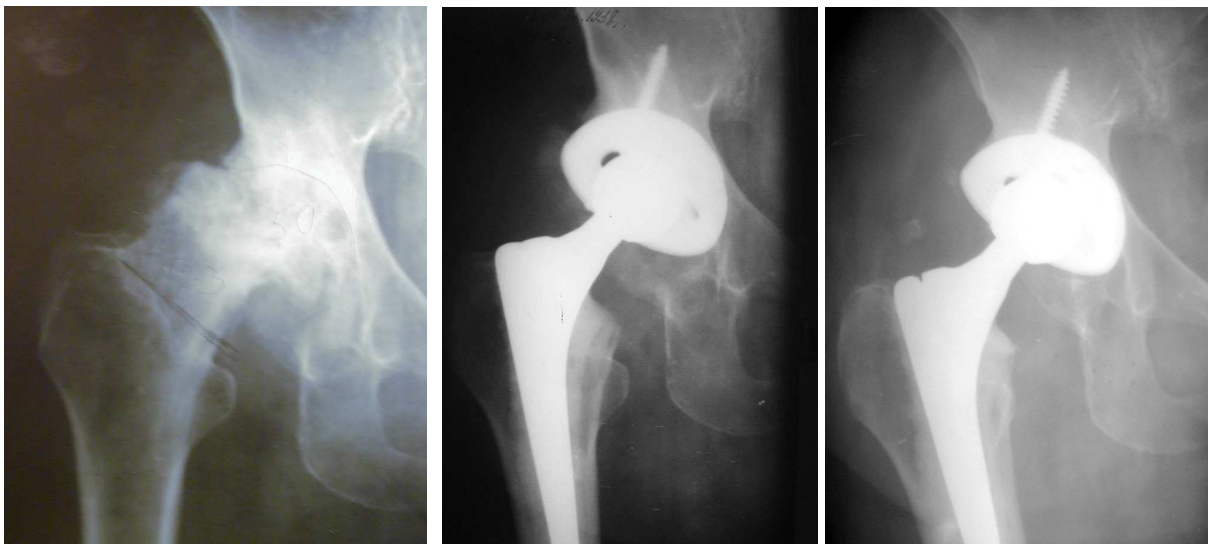


Рис. 7.4. Рентгенограммы больной Л, 60 лет. Правосторонний диспластический коксартроз: а) до операции; б) после операции – недопокрытие верхне-наружного края вертлужного

компонента, дополнительная фиксация чашки винтом; в) через пять лет после операции нет признаков нестаильности компонентов эндопротеза.

Глубокое положение или медиализация вертлужного компонента возможны при диспластическом коксартрозе и "мелкой" вертлужной впадине (рис. 7.5) [2, 22]. При недопокрытии верхнего края фрезы на 10-12 мм допустимо рассверливание дна вертлужной впадины на ограниченном участке диаметром до 2 квадратных см при условии сохранения стенок вертлужной впадины. Перед установкой вертлужного компонента на дно вертлужной впадины укладывают костную стружку и, как правило, имплантат укрепляют 1-2 винтами (диаметром 6,5 мм).

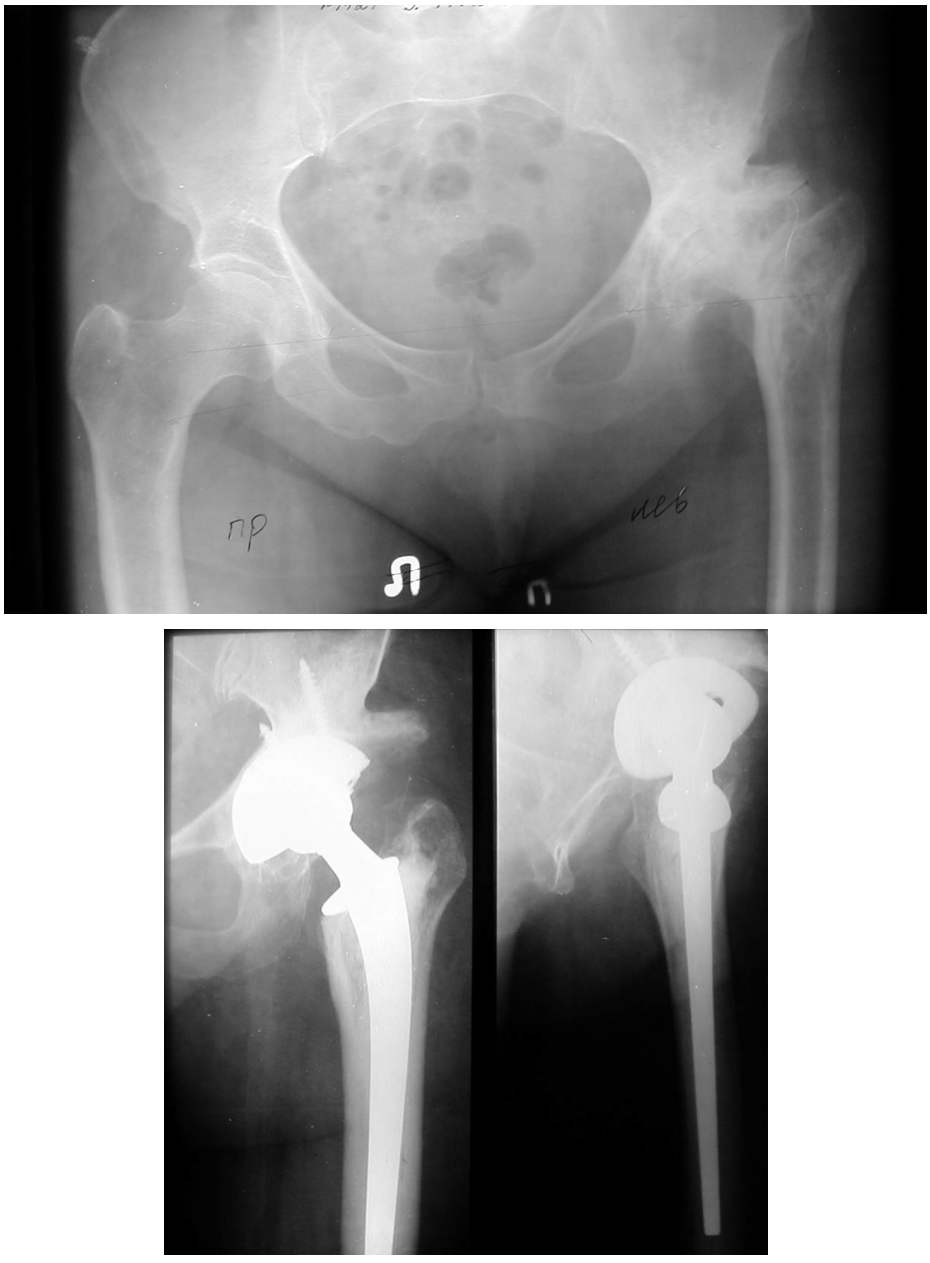


Рис. 7.5. Рентгенограммы костей таза больной Ю., 58 лет. Левосторонний диспластический коксартроз: а) до операции – обращает внимание уплощение и выраженная краниолатеральная инклинация вертлужной впадины, деформация головки бедренной кости; б) после опе-

рации – внутренний контур вертлужного компонента находится на линии Келера, дополнительная фиксация чашки двумя винтами. Имеющееся пространство между остеофитом вертлужной впадины и эндопротезом заполнено губчатой аутокостью.

Однако надо иметь ввиду, что при наличии остеопороза, искусственное создание медиального дефекта может ослабить внутреннюю стенку и привести к ее перелому при забивании имплантата. В этом случае необходимо выполнить костнопластическое замещение дефекта дна вертлужной впадины полусферическим массивным аутотрансплантатом, приготовленым из удаленной головки бедренной кости, аккуратно установить новый имплантат большего диаметра с обязательным укреплением чашки винтами (рис. 7.6).

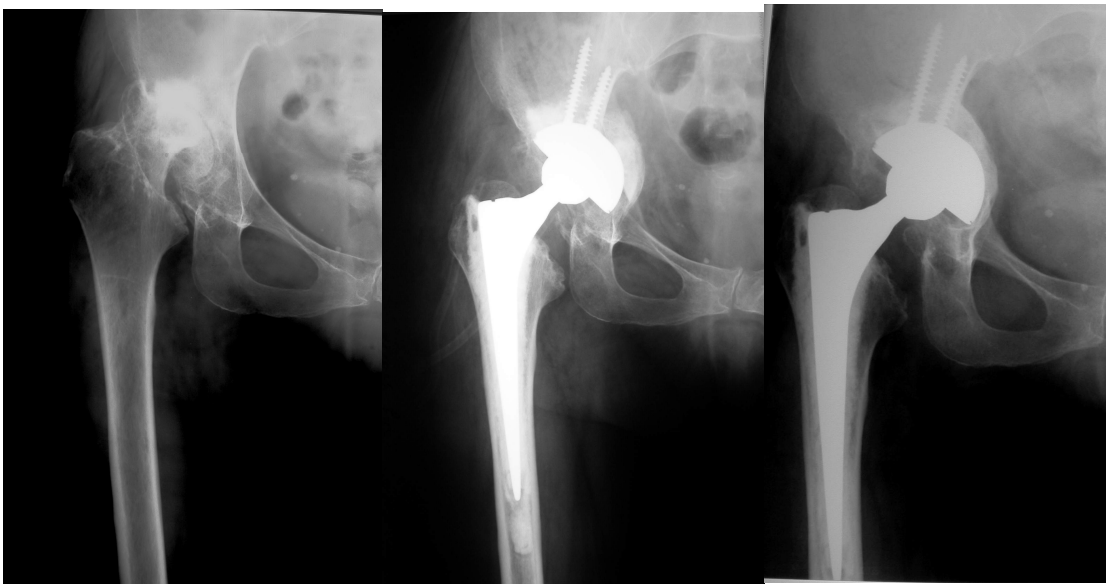


Рис. 7.6 Рентгенограммы б-й С., 53 лет с двусторонним диспластическим коксартрозом: а) до операции; б) сразу после операции – образовавшийся дефект дна вертлужной впадины заполнен фрагментом резецированной головки бедренной кости, чашка заменена на аналогичный имплантат (чашка Trilogy, Zimmer) большего размера и укреплена двумя винтами; в) через 12 месяцев – консолидация и перестройка аутотрансплантата, остеоинтеграция с вертлужным компонентом.

Вертикальная установка вертлужного компонента под углом до 55° возможна при краниолатеральной инклинации вертлужной впадины (рис. 7.7.). Для достижения стабильности сустава применяют полиэтиленовый вкладыш с 10° наклоном в позицию вершины наклона на 11-12 час [5]. В некоторых случаях сочетают глубокое и вертикальное положение вертлужного компонента. Применяя эту технологию, надо иметь ввиду, что при этом возникает избыточная нагрузка на верхний сектор полиэтиленового вкладыша и блокирующий механизм чашки, что может привести к повышенному стиранию полиэтилена, разрушению блокирующего механизма и вывиху вкладыша (рис. 7.8).

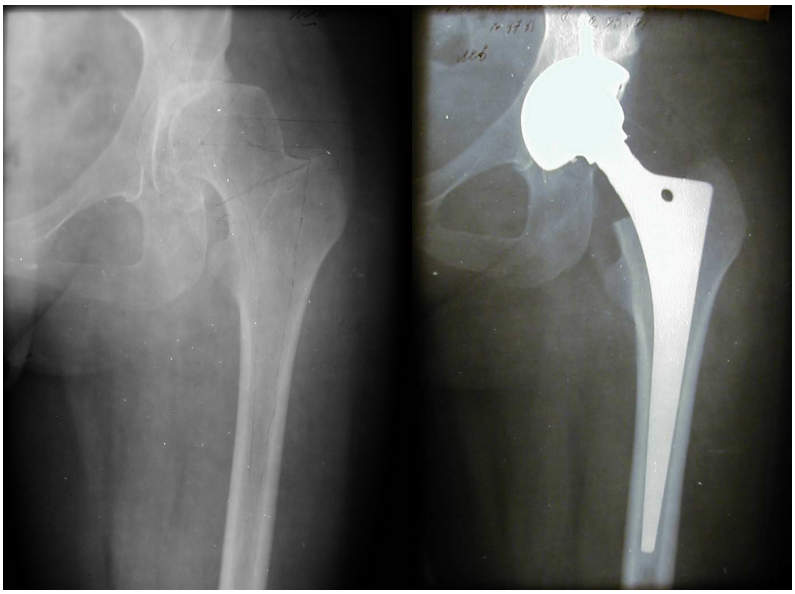


Рис. 7.7. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава б-й Х., 42 лет. Диспластический коксартроз до и после операции. Вертлужный компонент имеет более вертикальную ориентацию и смещен медиально (полусфера чашки заходит за линию Келера на ограниченном участке).

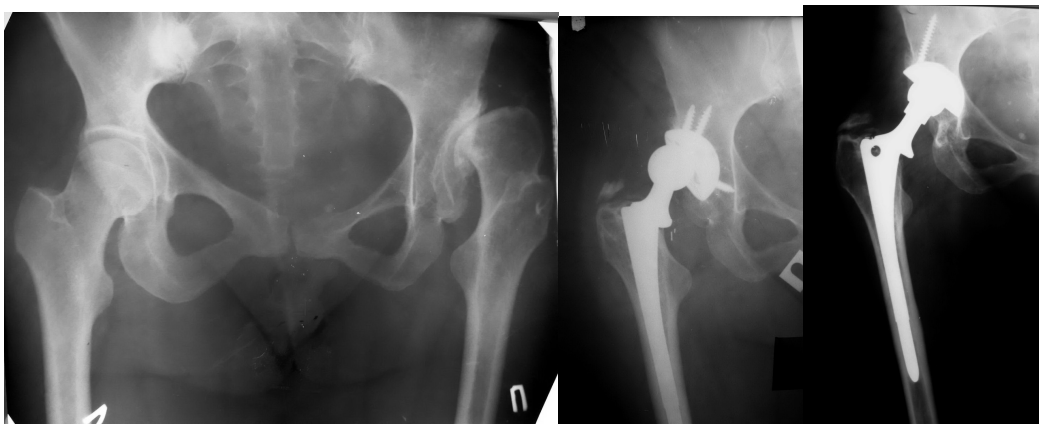


Рис. 7.8. Рентгенограммы б-й М., 47 лет: а) по поводу правостороннего диспластического коксартроза было выполнено эндопротезирование с вертикальной установкой вертлужного компонента; б) через 1,5 года появился выраженный болевой синдром, на Р-грамме – децентрация головки эндопротеза; в) при ревизионной артропластике выявлено разрушение фиксирующего механизма вкладыша с его подвывихом, повышенный износ полиэтилена при хорошей фиксации чашки. Выполнена замена вертлужного компонента, 2 года после операции.

Высокая установка вертлужного компонента. Установку вертлужного компонента в краниальном направлении применяют при выраженном уплощении вертлужной впадины, посттравматической деформации с наличием смещенного вверх костного массива, либо для предупреждения значительного удлинения ноги (рис. 7.9). Допустимым смещением вертлужного компонента считается расстояние до 3 см от нижнего края фигуры слезы при условии 70% покрытия чашки [18, 34, 42]. Альтернативой высокого положения чашки является применение костной пластики для создания хорошего покрытия и опоры для имплантата. Выполнение костной пластики является технически более сложной процедурой,

которая удлиняет операцию, кроме того, необходимо время для перестройки аутотрансплантата, что затягивает период реабилитации. Поэтому в ситуациях, когда можно избежать костной пластики, мы прибегали к технике более высокой установки вертлужного компонента, особенно у пациентов пожилого возраста.

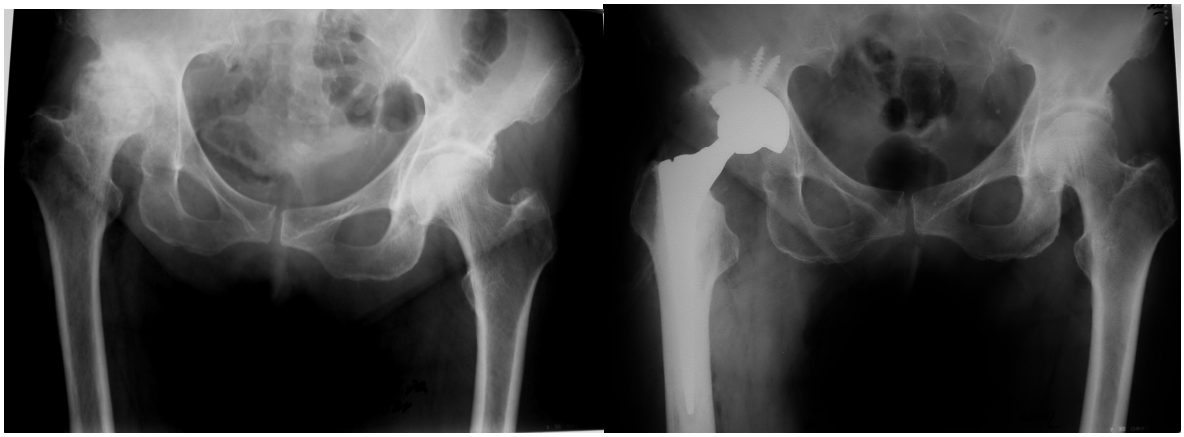


Рис. 7.9. Рентгенограммы б-й А., 70 лет с правосторонним диспластическим коксартрозом: а) до операции; б) вертлужный компонент (чашка Trilogy, Zimmer) установлен выше анатомического положения, длина ноги компенсирована более высоким положением ножки эндопротеза.

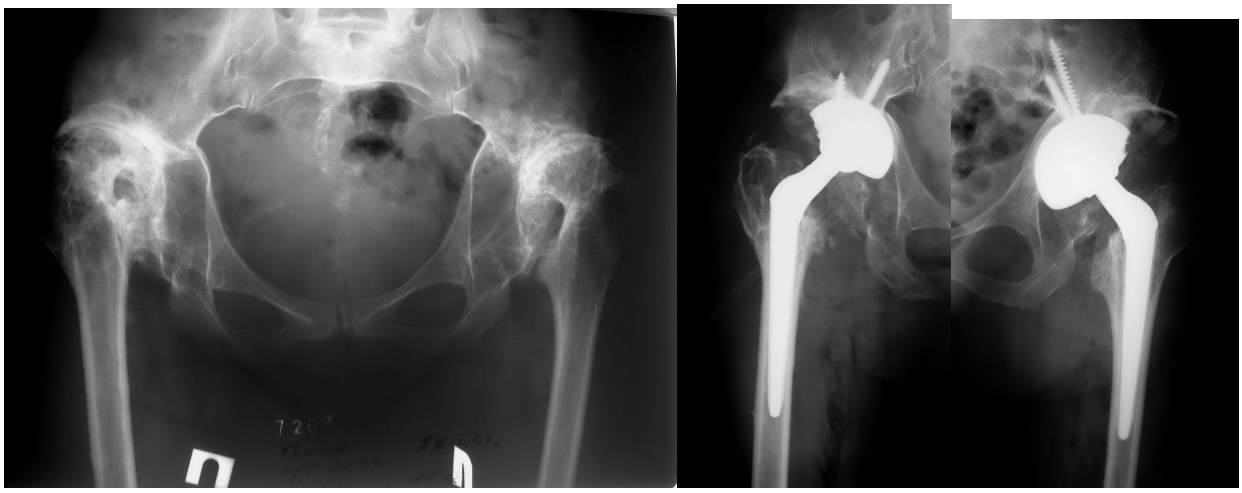


Рис. 7.10. Рентгенограммы б-й П., 47 лет, двусторонний диспластический коксартроз: а) деформация проксимального отдела бедренных костей и таза после ранее перенесенных межвертельных остеотомий и остеотомий таза по Хиари; б и в) вертлужный компонент (чашка Trilogy, Zimmer) установлен выше анатомического положения для достижения наибольшего покрытия смещенным фрагментом подвздошной кости, бедренный компонент – ножка Вагнера (Zimmer).

Длина ноги компенсируется более высоким положением бедренного компонента. При попытке сместить имплантат на большее расстояние имеется угроза образования верхне-центрального дефекта вертлужной впадины во время обработки ее фрезами и, как следствие, нестабильность вертлужного компонента. Смещение вертлужного компонента в краниальном направлении оправдано при двустороннем поражении тазобедренных суставов с подвывихом головки с одной стороны и полным вывихом с другой, в этом случае нежела-

тельно удлинение ноги на стороне подвывиха бедра. Кроме того, высокое положение оправдано при эндопротезировании после ранее перенесенных реконструктивных операций (остеотомия таза по Хиари, создание костного навеса) – рис. 7.10.

Применение опорных колец (типа Мюллера) показано при недопокрытии вертлужного компонента, деформациях вертлужной впадины в сочетании с остеопорозом (рис. 7.11) [25, 26]. После обработки вертлужной впадины фрезами устанавливают кольцо на 2 мм меньше размера фрезы в положение наибольшего контакта металлической поверхности чашки с костной тканью. Образующиеся дефекты и полости плотно заполняют костной стружкой, а кольцо фиксируют спонгиозными винтами (как правило, в количестве от 3 до 5). После этого устанавливают низкопрофильную полиэтиленовую чашку (ее внешний диаметр должен быть на 2 мм меньше внутреннего диаметра кольца) на костный цемент. Важно помнить, что при установке полиэтиленовый вкладыш ориентируют не на край кольца, а на правильное анатомическое положение, при этом, как правило, возникает недопокрытие чашки на 20-30° в верхне-заднем секторе. Если же ориентировать вкладыш на край кольца, то это может привести к его вертикальной ориентации и создать прецендент для развития нестабильности эндопротеза (рис. 7.12).

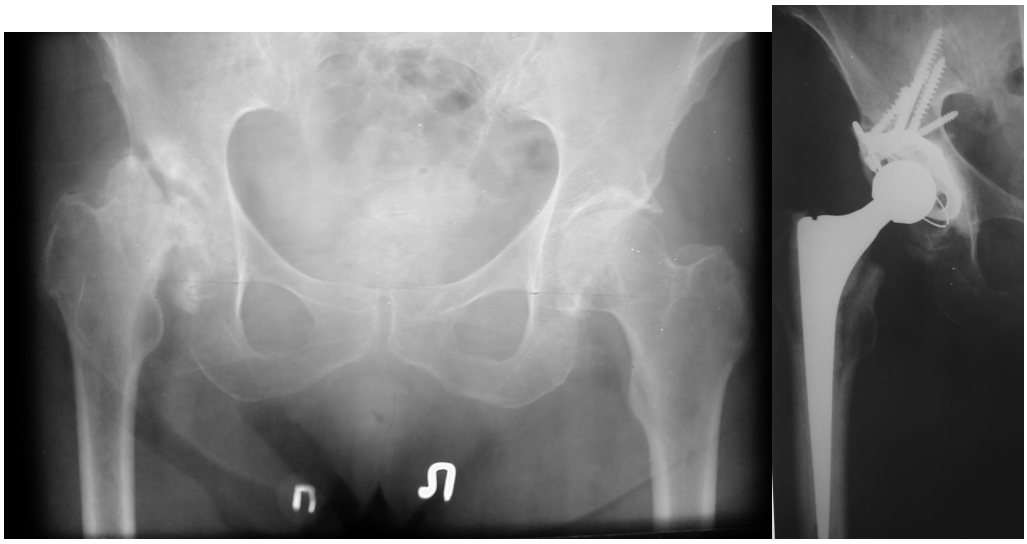


Рис. 7.11. Рентгенограммы костей таза больной К., 62 лет. Правосторонний диспластический коксартроз. Крыша вертлужной впадины разрушена, асептический некроз, и подвывих головки бедренной кости. Опорное кольцо Мюллера фиксировано 5-ю винтами, мелкие полости вертлужной впадины заполнены аутокостной тканью. Полиэтиленовая чашка установлена в соответствии с обычными анатомическими ориентирами.



Рис. 7.12. Рентгенограмма левого тазобедренного сустава больной С., 54 лет, после ревизионной артропластики. Опорное кольцо установлено в максимальном контакте с вертлужной впадиной и занимает более вертикальное положение. Полиэтиленовая чашка сориентирована по кольцу Мюллера, что, в целом, сохраняет вертикальную позицию вертлужного компонента.

Прессуризацию цемента производят постепенно уже после правильной ориентации чашки, при этом цемент проникает через отверстия в чашке, контактирует с костной тканью и расширяется в виде запонки, обеспечивая, таким образом, прочную фиксацию чашки. Остатки цемента удаляют за исключением верхнего сегмента, где его моделируют для лучшей опоры между краем чашки и кольцом. Сам автор (М.Мюллер) рассматривал опорное кольцо как разновидность бесцементной фиксации вертлужного компонента. В литературе встречаются противоречивые взгляды на эффективность применения колец при первичной артропластике, однако существуют ситуации, когда нет другого способа добиться стабильной фиксации вертлужного компонента.

Костная пластика массивным спонгиозным трансплантатом показана у пациентов молодого возраста при покрытии вертлужного компонента от 50 до 70 % [6, 7, 30, 50]. Во всех случаях предпочтение отдают аутокостному трансплантату из удаленной головки бедренной кости [32, 36]. Вертлужную впадину обрабатывают фрезами до удаления хряща и обнажения кровоснабжаемой губчатой костной ткани. Если ранее описываемые приемы улучшения покрытия вертлужного компонента (медиализация, вертикальное положение чашки) все же недостаточны, и пробный вертлужный компонент нестабилен, необходимо использовать костную пластику. Резецированную головку бедренной кости моделируют по краю вертлужной впадины таким образом, чтобы костный трансплантат плотно прилегал к кости и замещал дефект костной ткани [10, 17]. Трансплантат располагают с учетом направления силовых линий [33]. Для фиксации используют два спонгиозных винта, которые необходимо вводить под углом 40-45° к горизонтальной плоскости. Как правило, удается добиться прочной первичной фиксации трансплантата. После этого вертлужную впадину вновь обрабатывают фрезами для окончательного моделирования трансплантата со стороны вертлужной впадины. Размеры устанавливаемого вертлужного компонента определяют по-

следней фрезой и особенностями конструкции самого имплантата. Как правило, для достижения плотного внедрения чашки ее размер должен быть на 1-2 мм больше размера последней фрезы. Вертлужный компонент дополнительно фиксируют 1-2 винтами (Рис. 7.13 и 7.14).

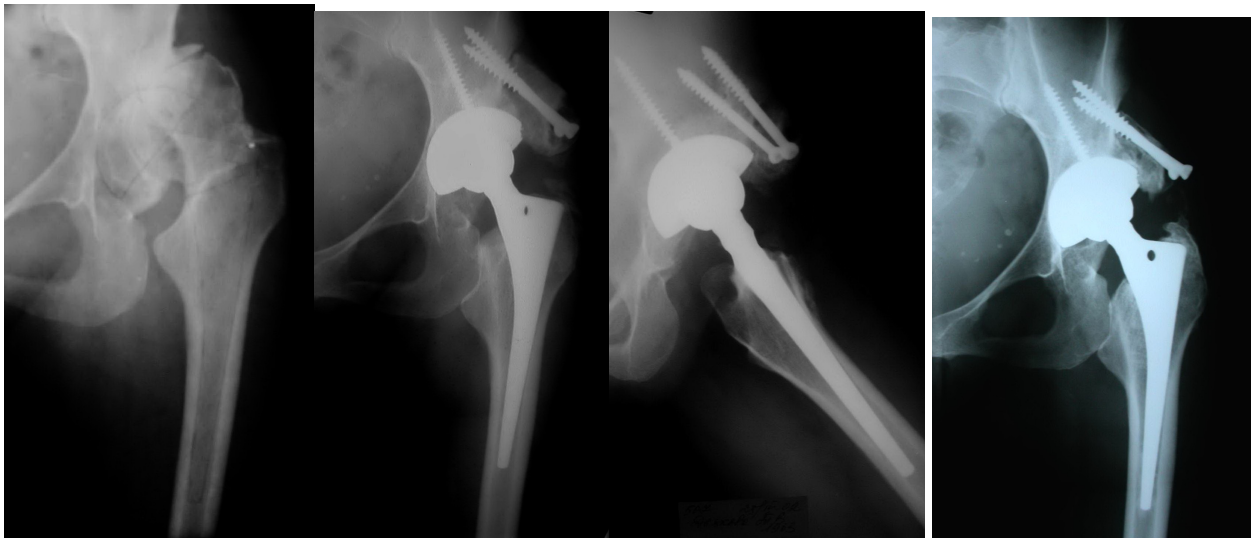


Рис. 7.13. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава больной Д., 41 года. Диспластический коксартроз до и после операции. а) Подвывих головки бедренной кости вверх (степень В), выраженная краниолательная инклинация и уплощение вертлужной впадины, наружная ротация бедра. При планировании операции обращает внимание значительное недопокрытие вертлужного компонента; б, в) через 2 месяца после операции – костной пластики крыши вертлужной впадины, установки чашки бесцементной фиксации; г) через 4 года после операции – перестройка и ремоделирование костного трансплантата.

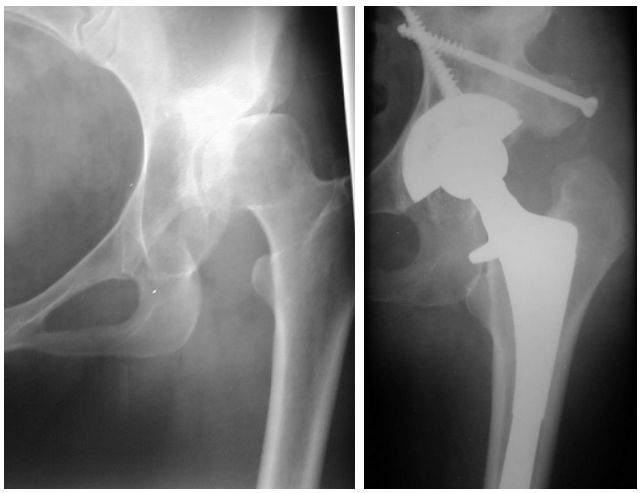


Рис. 7.14. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава б-й С., 34 лет. Диспластический коксартроз (степень С): а) до операции б) через 3 года после эндопротезирования тазобедренного сустава с аутокостной пластикой крыши вертлужной впадины. Вертлужный компонент занимает “анатомическое” положение, сращение костного трансплантата с подвздошной костью.

Техника оперативного вмешательства при полном вывихе бедра. Применяют один из доступов к тазобедренному суставу, который предпочтителен для оперирующего хирурга [14, 15, 38]. Мы в своей практике пользуемся наружным доступом. После рассече-

ния кожи и фасции проксимальную часть наружной порции четырехглавой мышцы бедра отсекают от места прикрепления к кости. Выполняют продольную остеотомию большого вертела и резекцию проксимальной части бедренной кости в соответствии с предоперационным планированием. Большой вертел с прикрепляющейся средней ягодичной мышцей смещают вверх и кзади, диафиз бедренной кости - кзади и вниз [40, 41]. Резецируют гипертрофированную капсулу сустава и несколько кпереди и глубже идентифицируют истинную вертлужную впадину, которая имеет вытянутую форму, малые размеры и заполнена рубцовой и жировой тканью. После удаления мягких тканей при помощи фрез вертлужную впадину углубляют и придают ей вид полусферы. При достижении хорошего покрытия фрезы устанавливают вертлужный компонент бесцементной фиксации и, как правило, дополнительно фиксируют 1-2 винтами [37]. При недопокрытии чашки используют костную пластику по методике, описанной выше. После этого вскрывают костномозговой канал и при помощи конических сверл подготавливают для введения ножки эндопротеза. Учитывая, что опил проксимального конца бедренной кости производится достаточно низко (на уровне малого вертела и ниже), предпочтение отдают коническим ножкам типа Wagner'a. Далее осуществляют подбор модульной головки и вправление бедра. Большой вертел смещают вниз и фиксируют к диафизу винтами в положении максимального натяжения средней ягодичной мышцы. Если диаметр ножки эндопротеза превышает размер бедра в проксимальной части, допустимо выполнить продольный пропил кости на протяжении 8-10 см с последующим заполнением диастаза костной стружкой и фиксацией кости серкляжным швом или винтами (рис. 7.15). Указанная операция является технически сложной и имеет несколько «подводных камней». Могут возникнуть сложности при низведении большого вертела. Это связано с двумя причинами: рубцовое перерождение мышц после ранее перенесенных операций, попытка слишком большого одномоментного низведения ноги. При наличии послеоперационных рубцов, различных реконструкций костной ткани, максимально возможное удлинение ноги составляет примерно 3 см, существуют некоторые технические приёмы, позволяющие увеличить низведение большого вертела. Прежде всего – тщательна ревизия мышц с рассечением рубцовых перетяжек, препятствующих перемещению, остеотомия крыла подвздошной кости вместе с прикрепляющимися ягодичными мышцами с целью их последующего дистального низведения, придание конечности положения отведения с последующим постепенным приведением ноги в течение 2-3 недель. Другой проблемой является несращение большого вертела, т.к. не всегда удается добиться стабильной его фиксации (рис. 7.16).

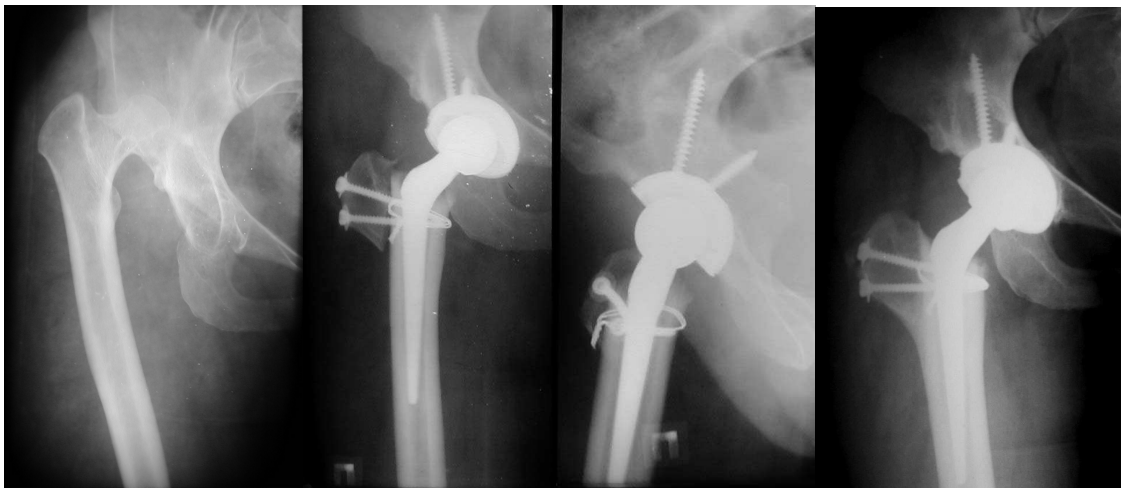


Рис. 7.15. Рентгенограммы тазобедренного сустава б-й Б., 35 лет до и после операции. а) Врожденный вывих правого бедра (степень дисплазии D); б, в) После операции: чашка бесцементной фиксации Trilogy (Zimmer) установлена в “анатомическом” положении и укреплена 2-я винтами; коническая ножка Wagner’а бесцементной фиксации; большой вертел низведен и фиксирован к диафизу бедренной кости 2-я винтами; г) через 4 года - признаки остеоинтеграции вертлужной впадины, сращение большого вертела.



Рис. 7.16. Рентгенограммы б-го Ж., 66 лет левосторонний полный вывих бедра (степень дисплазии D): а) до операции; б) сразу после операции - большой вертел фиксирован винтом; в) через 5 лет после операции - смещение большого вертела вверх, изменение положения винта. Выполнена операция - удаление винта, фиксация большого вертела пластиной и серкляжами; г) после операции рефиксации большого венртела; д) через 8 месяцев после последней операции – смещение большого вертела, прорезывание проксимального серкляжного шва.

7.2. Деформация проксимального отдела бедренной кости.

Нормальная анатомия проксимального отдела бедренной кости достаточно вариабильна и в подавляющем большинстве случаев удается обойтись стандартными эндопротезами при соблюдении обычной техники оперативного вмешательства. С практической точки зрения бедро может считаться деформированным, если его форма и размеры настолько необычны, что требуется компенсация анатомических нарушений путем применения специальной хирургической техники или нестандартных имплантатов [9, 12, 19, 43, 47].

Основными причинами деформации проксимального отдела бедренной кости являются врожденные (дисплазия), посттравматические (неправильно сросшиеся переломы вертельной области), ятрогенные (лечебные корригирующие межвертельные или подвертельные остеотомии), а также вследствие метаболических нарушений в костной ткани (болезнь Педжета).

Классификация деформаций бедра основана на разделении по анатомической локализации, которая включает большой вертел, шейку бедренной кости, метафиз и диафиз [9]. В свою очередь, деформации в каждой из перечисленных анатомических зон могут подразделяться по характеру смещения: угловое (варусная, вальгусная, сгибательная, разгибательная), поперечное, ротационное (с увеличением или уменьшением антеверсии шейки бедра). Кроме того, возможны изменения нормальных размеров кости и комбинация перечисленных признаков. Наибольшие сложности для лечения представляют деформации бедренной кости на двух уровнях и в нескольких плоскостях [11, 20].

Общие принципы лечения. При наличии деформации бедренной кости необходимо провести тщательное предоперационное планирование для того, чтобы определить возможность применения стандартных подходов и конструкций. Некоторые деформации создают значительные трудности в подготовке костномозгового канала. К примеру, смещение диафиза по ширине в сагиттальной плоскости может при введении ножки эндопротеза привести к перфорации передней кортикальной стенки. Интраоперационная флюороскопия или рентгенография позволяют контролировать ход подготовки канала, и существенно снижают риск перфорации стенки бедренной кости. Хирург должен решить, может ли он установить ножку путем ее отклонения от стандартной позиции или это невозможно и необходимо прибегнуть к остеотомии бедренной кости. Наличие деформации оказывает влияние на выбор геометрии ножки и способа ее фиксации. Существуют разновидности деформаций, которые требуют применения бедренных компонентов специального дизайна, а в ряде случаев – изготовления их на заказ [48, 51]. При тяжелых деформациях нередко необходимо проводить остеотомию бедренной кости, а в некоторых случаях проводить операции в два этапа [46].

Таким образом, неблагоприятными факторами, создающими сложности при проведении операции и оказывающими влияние на выбор ножки протеза, являются следующие: остеопороз, деформация костно-мозгового канала в сагиттальной и фронтальной плоскости, медиализация и ротация бедра, наличие неудаленных металлических конструкций. Перед операцией хирург должен тщательным образом провести планирование и иметь в своем распоряжении несколько конструкций ножек эндопротезов различного типа фиксации. Перед хирургом встают следующие вопросы:

- возможность одномоментного или этапного устранения деформации и установки эндопротеза;
- коррекция длины конечности;
- восстановление мышечного тонуса;
- выбор конструкции эндопротеза;
- удаление металлоконструкций, установленных при предыдущих операциях.

Нами используется следующая рабочая классификация деформаций:

- по уровню деформации
- шейка бедренной кости;
- вертельная область;
- подвертельная область (верхняя треть бедра);
- двухуровневая.
- по виду смещения
- одноплоскостная;
- двухплоскостная;
- многоплоскостная.

Выбор метода хирургического лечения, в зависимости от уровня деформации бедренной кости.

Деформация большого вертела. Различают две основные разновидности деформации большого вертела, затрудняющие выполнение артропластики: нависание большого вертела с перекрытием входа в костномозговой канал и высокое его расположение. При нависании большого вертела значительно затрудняется подготовка канала, создается реальная угроза его откалывания и варусной установки ножки эндопротеза. Проблема эндопротезирования при высоком расположении большого вертела заключается в потенциальной возможности упора вертела в таз (импинджмент синдром) с развитием задней нестабильности сустава при сгибании и внутренней ротации бедра, появлении хромоты вследствие недостаточности отводящих мышц бедра. Для профилактики указанных осложнений целесообразно

изначально в ходе доступа выполнить остеотомию большого вертела, что облегчает подготовку канала и позволяет компенсировать силу отводящих мышц путем низведения большого вертела.

Деформация шейки бедренной кости. Существуют три варианта деформации: вальгусная (избыточный шеечно-диафизарный угол), варусная (уменьшенный шеечно-диафизарный угол) и торсионная (избыточная антеверсия или ретроверсия). Нередко указанные виды деформации сочетаются друг с другом. Выбор метода лечения при варусной деформации определяет наличие двустороннего или одностороннего поражения, а также необходимостью изменения длины ноги. При односторонней деформации, как правило, больная нога короче и можно использовать стандартные конструкции. Если же хирург желает сохранить длину ноги при двусторонней деформации, необходимо предусмотреть применение ножки с меньшим шеечно-диафизарным углом (например ножка Alloclassic имеет угол 131 градус) или с увеличенным “оффсетом“ и головкой с удлиненной шейкой. В этом случае удастся восстановить анатомию сустава без удлинения ноги.

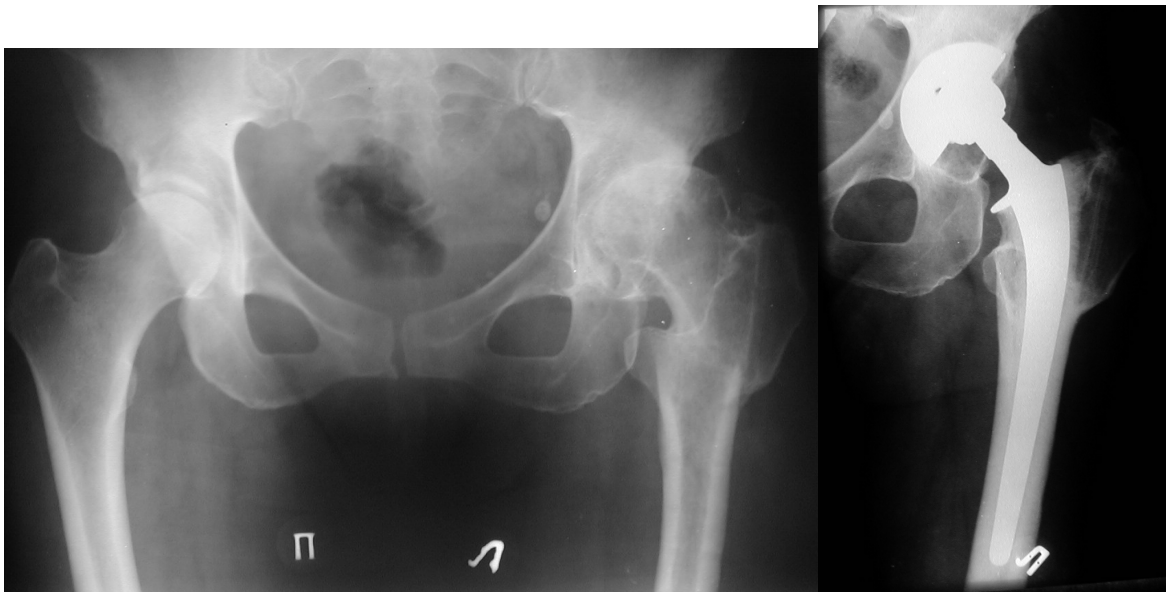
Вальгусная деформация шейки бедренной кости, как правило, сочетается с узким метаэпифизом и предполагает использование ножек с узкой проксимальной частью. Кроме того, желательно применять импланты с шеечно-диафизарным углом 135^{o} и более.

Небольшие торсионные деформации шейки бедренной кости можно компенсировать за счет соответствующего положения ножки эндопротеза. Проблемы возникают при угле антеверсии более 30 градусов. Если установить ножку в этом положении, то это приведет к ограничению наружной ротации и может сопровождаться вывихом бедра. Установить ножку в правильном положении можно путем установки ее на костный цемент, либо использовать протезы конической формы (типа Wagner’a). Другим выходом из этого положения может быть использование ножек модульной конструкции (типа S-ROM, ZMR). При тяжелых ротационных деформациях, когда другие способы операций применить нельзя, выполняют деротационную остеотомию бедренной кости.

Деформации вертельной области бедренной кости крайне вариабильны и полиэтиологичны. Принципиально возможно применение обоих типов ножек. В предоперационном периоде необходимо провести тщательное планирование с целью определения оптимального положения ножки, размера цементной мантии. Ножки цементной фиксации чаще всего используются у больных пожилого возраста при наличии признаков остеопороза. Кроме того, этот вариант эндопротезирования применяют при затруднениях с установкой ножки бесцементной фиксации (Рис. 7.17).

Надо иметь ввиду, что при одномоментном удалении пластины (после МВО) с установкой ножки цементной фиксации создает трудности с хорошей "прешуризацией" це-

мента. Для профилактики выхода цемента из отверстий, в которых находились винты, необходимо их плотно закрыть при помощи костных трансплантатов, выполненных в виде клинышков (рис. 7.18).



а б

Рис. 7.17. Рентгенограммы костей таза б-й В., 53 лет. Левосторонний диспластический коксартроз: а) через 6 лет после лечебной межвертельной остеотомии наблюдается прогрессирование коксартроза; б) эндопротезирование левого тазобедренного сустава стандартным гибридным эндопротезом (чашка – Trilogy, Zimmer, ножка -Lubinus Classic Plus, W.Link с ШДУ равным 126°). Выбор ножки обусловлен ее наибольшим соответствием геометрии костно-мозгового канала бедренной кости.

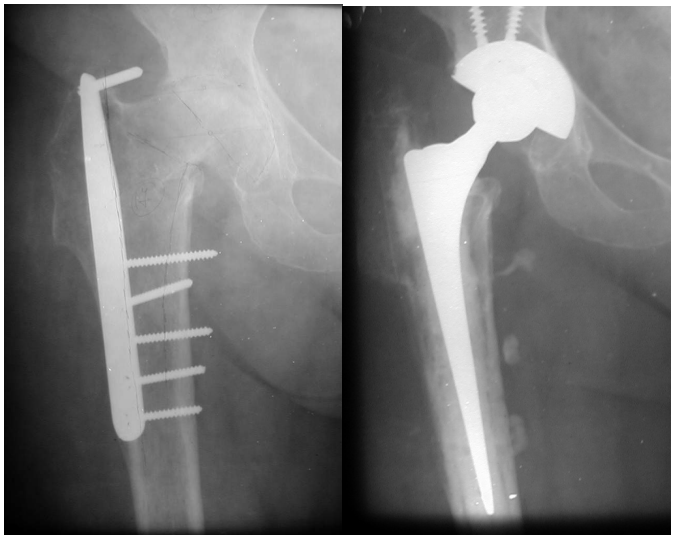
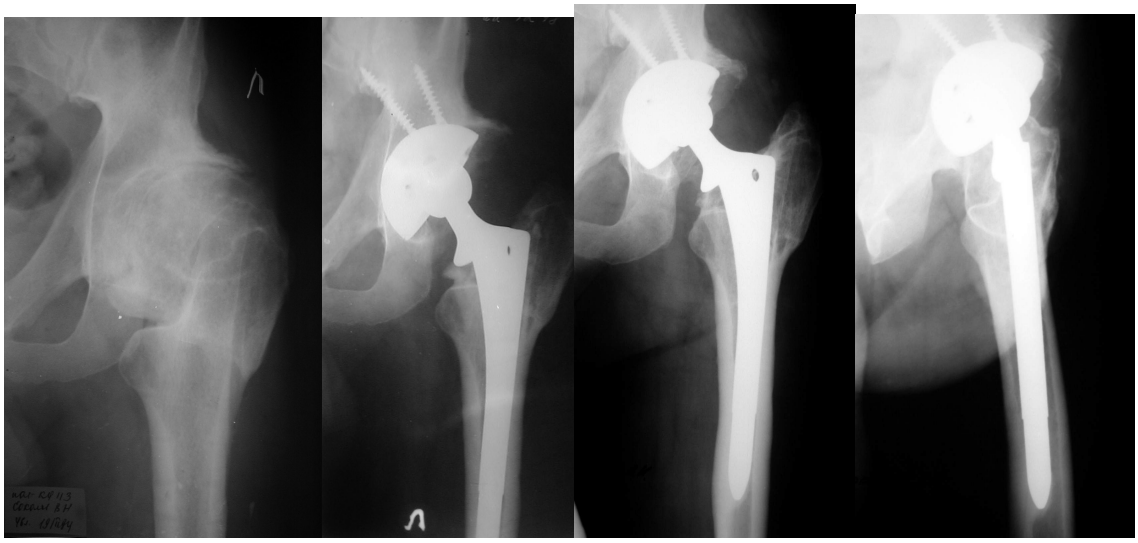


Рис. 7.18. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава б-й М., 70 лет. Варусная деформацией шейки бедренной кости через 12 лет после лечебной межвертельной остеотомии (а). Остеопороз бедренной кости, широкий костномозговой канал предопределили установку клиновидной ножки цементной фиксации (CPT, Zimmer) после удаления пластины (б).

Применение стандартных ножек бесцементной фиксации возможно после варизирующих и вальгизирующих межвертельных остеотомий, но при небольшом изменении шеечно-диафизарного угла и медиализации дистального отдела бедренной кости. В этих случаях целесообразно использовать полнопокрытые ножки. В ряде случаев оправдана вальгусная установка ножки эндопротеза, но при этом желательно использовать имплантаты с углом наклона шейки 126° для профилактики нестабильности протеза (рис. 7.19, 7.20).



а б в

Рис. 7.19. Рентгенограммы б-го С., 54 лет. Левосторонний диспластический коксартроз: а) деформация метаэпифиза бедренной кости после деротационно-вальгизирующей межвертельной остеотомии (8 лет после операции); б) небольшая медиализация позволила использовать стандартную ножку бесцементной фиксации (AML, DePuy). Выбор ножки с достаточно протяженным покрытием шариками (5/8 ее длины) обусловлен необходимостью дистальной фиксации эндопротеза из-за выраженного уплотнения костной ткани на месте выполнения МВО; в) через 6 лет после операции.



а б в

Рис. 7.20. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава б-го Ф., 51 года. а) асептический некроз головки бедренной кости, сросшийся перелом бедра после вальгизирующей МВО, выполненной 11 лет назад; б,в) ножка бесцементной фиксации VerSys ET (Zimmer) установлена с вальгусным наклоном в соответствии с геометрией метаэпифиза бедренной кости, канал клюва пластины заполнен губчатой аутокостью.

Избыточная медиализация дистальной части бедренной кости, ротационная сгибательно-вальгизирующая деформация межвертельной области значительно затрудняют выбор имплантата. В этих случаях выбор имплантата определяется формой канала ниже уровня деформации. При конусовидной форме (как правило в сочетании с небольшим диаметром) имплантатом выбора является ножка Вагнера, которая обеспечивает хорошую первичную фиксацию и не создает проблем с выбором ротационной установки (рис. 7.21).

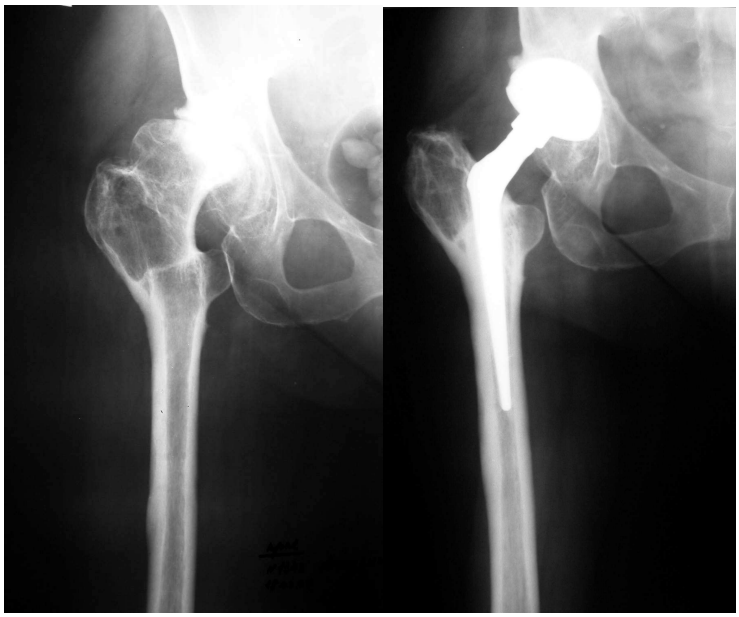
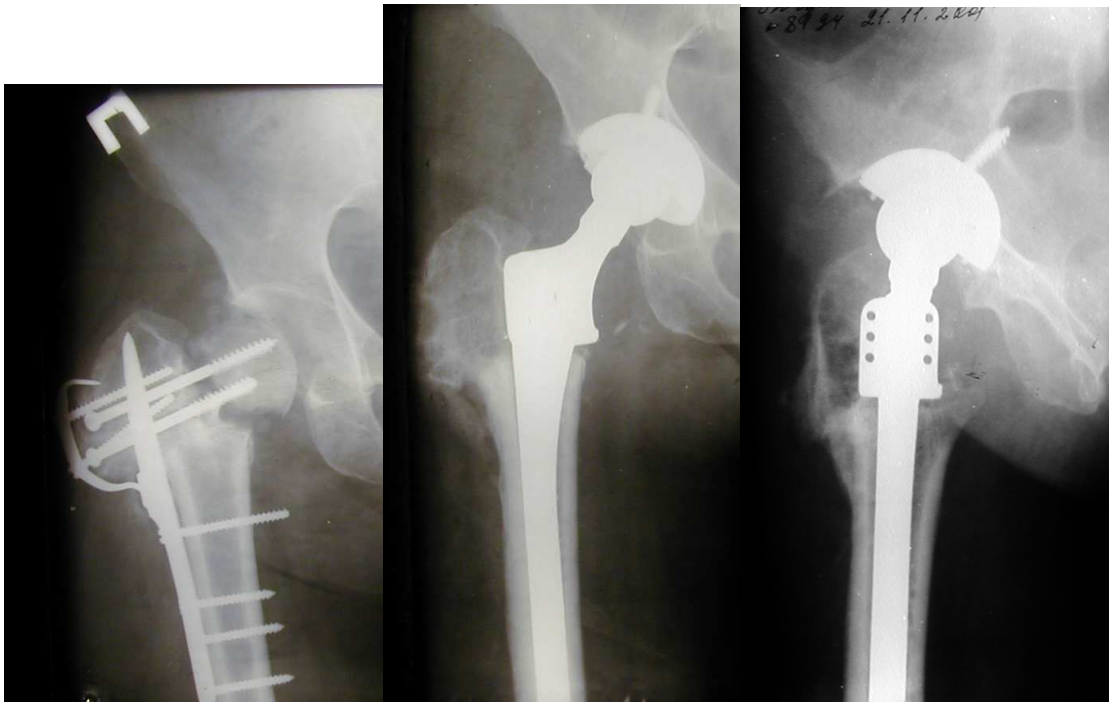


Рис. 7.21. Деформация вертельной области одноплоскостная с большой медиализацией дистального фрагмента и конусовидной формой канала бедренной кости: а) до операции; б) через 2 года после операции установки конической ножки Вагнера (Zimmer).

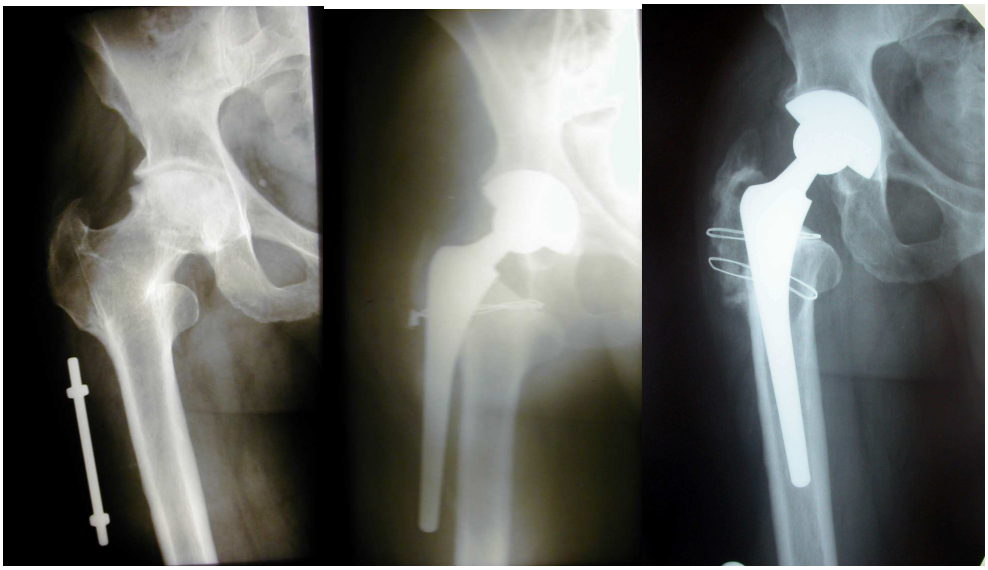
При круглой форме костного канала предпочтение отдают ревизионным конструкциям с круглой формой ножки, одним из вариантов которых может служить ножка с "кальккаром". Отличительной особенностью этой конструкции является отсутствие проксимального расширения, наличие специальных фланцев проксимальной части ножки в сагиттальной плоскости (для создания ротационной стабильности протеза) и полное пористое покрытие ножки, обеспечивающее дистальную фиксацию протеза (рис. 7.22).



а б

Рис. 7.22. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава б-й Б., 53 лет; а) ложный сустав шейки правой бедренной кости, сросшийся перелом бедренной кости после медиализирующей лечебной межвертельной остеотомии; б) учитывая избыточную медиализацию диафиза бедренной кости, для эндопротезирования выбрана ножка с «калькаром» (Solution, DePuy). Ножка имеет пористое покрытие на всем своем протяжении, что обеспечивает дистальную фиксацию эндопротеза.

Отличительной особенностью техники оперативного вмешательства является необходимость тщательной верификации костно-мозгового канала и всей вертельной области. Латерализация большого вертела создает ложное представление о локализации канала, а сгибательно-разгибательная деформация - о его направлении. Поэтому одной из частых ошибок является перфорация стенки бедренной кости на месте остеотомии (рис. 7.23). Предшествующее выполнение деротации проксимального отдела (как правило, кнаружи) может привести к установке протеза в положении избыточной антеверсии.



а б

Рис. 7.23. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава б-го Г., 52 лет: а) асептический некроз головки бедренной кости, сросшийся перелом после медиализирующей МВО; б) перфорация наружной стенки бедренной кости ножкой эндопротеза на месте остеотомии (интраоперационная рентгенограмма); в) переустановка ножки в правильное положение с фиксацией б/вертела серкляжами (через 1 год после операции).

Деформация подвертельной области <u>без выраженной деформации</u> костномозгового канала. При этом типе деформации наибольшее предпочтение отдается фиксации имплантата ниже уровня деформации, при круглом канале целесообразно использование круглой полнопокрытой ножки бесцементной фиксации, при клиновидном канале – конической ножки (рис. 7.24).

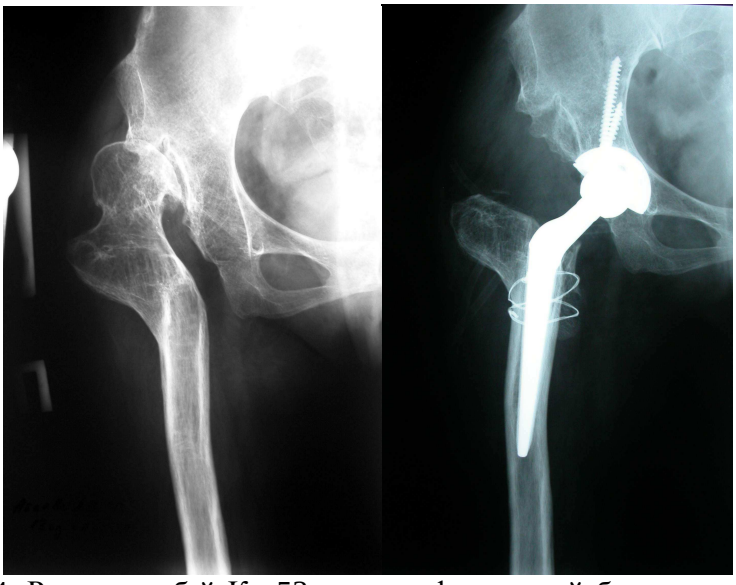


Рис. 7.24. Р-граммы б-й К., 53 лет с деформацией бедра в подвертельной области, врожденным вывихом бедра (степень С): а) до операции; б) чашка Trilogy (Zimmer) установлена в анатомическое положение, учитывая деформацию бедренной кости в средней трети имплантирована короткая коническая ножка Вагнера (Zimmer), пластика внутреннего отдела бедра на уровне шейки протеза аутокостным трансплантатом.

При ***выраженной деформации подвертельной области*** требуется (рис. 7.25):

- остеотомия на уровне деформации;
- установка вертлужного компонента в анатомическую позицию;
- коррекция длины ноги положением ножки эндопротеза;
- восстановление мышечного «рычага» за счет натяжения и фиксации большого вертела или проксимального отдела бедра;
- Обеспечение стабильной фиксации костных отломков после остеотомии.



Рис. 7.25. Р-граммы б-й Т., 62 лет, а,б) врожденный вывих бедра (степень D), деформация подвертельной области после остеотомии с целью создания опорного бедра; б) вертлужный компонент (чашка Trilogy, Zimmer) установлен в анатомическое положение, клиновидная остеотомия бедренной кости на высоте деформации с имплантацией конической ревизионной ножки Вагнера (Zimmer), рефиксация большого вертела винтами; в) положение имплантата и большого вертела через 15 месяцев после операции.

При тяжелых деформациях необходима принципиально иная хирургическая техника, включающая выполнение остеотомии бедренной кости.

Деформация на уровне диафиза бедренной кости создает сложные проблемы при выборе имплантата. Умеренные или небольшие деформации можно компенсировать при помощи ножки цементной фиксации, установленной в положении коррекции оси бедренной кости. При этом важно получить достаточную цементную мантию вокруг ножки. При больших деформациях необходимо выполнять остеотомию бедренной кости. Возможны различные варианты остеотомии. Поперечное пересечение кости является достаточно простой манипуляцией, однако надо иметь ввиду, что при этом необходима прочная фиксация ножки протеза как в дистальном, так и проксимальном отломках для профилактики ротационной нестабильности. Остеотомия в виде ступеньки представляет большие технические

сложности, но обеспечивает хорошую стабильность костных фрагментов. После выполнения остеотомии возможно применение ножек как цементной, так и бесцементной фиксации, однако учитывая, что трудно предупредить попадание костного цемента в зону остеотомии, как правило, предпочтение отдают круглым ножкам бесцементной фиксации с полным пористым покрытием (при круглом канале) или коническим ножкам Вагнера при клиновидной форме канала. Как правило, нет необходимости в дополнительной фиксации фрагментов, однако в сомнительных случаях целесообразно укрепить линию остеотомии аллокостными кортикальными трансплантатами, фиксированными серкляжными швами.

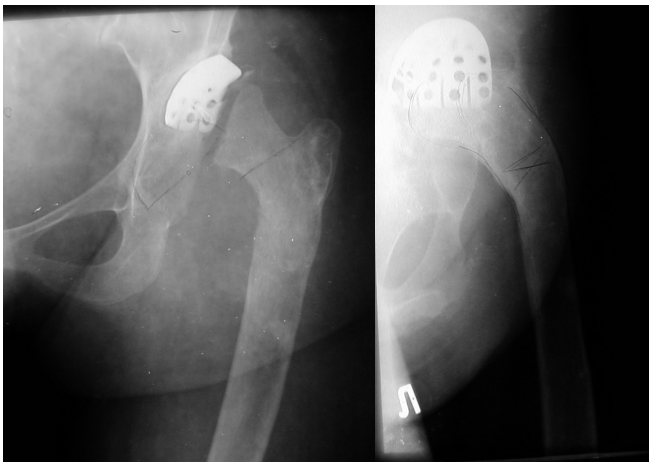
Учитывая вышесказанное, при сочетании корригирующей остеотомия с одновременным эндопротезированием мы определили следующие требования к хирургической тактике:

- достаточное натяжение мягких тканей на уровне остеотомии с возможным свободным вправлением головки эндопротеза;
- ротационная стабильность дистального фрагмента и его правильная ориентация;
- плотная «посадка» ножки эндопротеза как в дистальном, так и проксимальном отломках;
- достаточный контакт ножки с дистальным отломком (не менее 6-8 см);
- создание стабильной фиксации отломков за счет их фиксции по типу «русского замка».

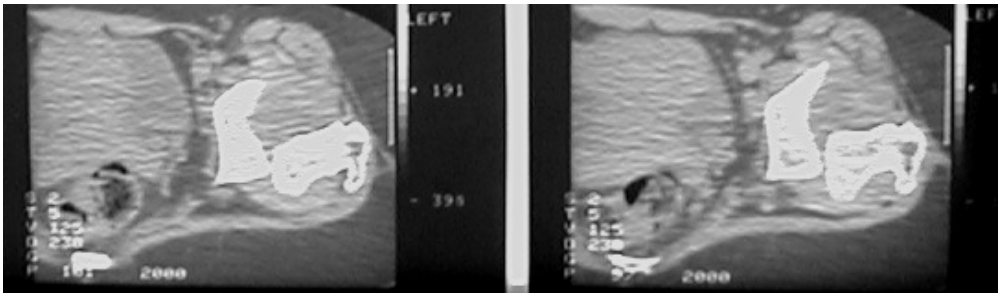
В качестве иллюстрации приводим выписку из истории болезни больной с дефектом костной ткани вертлужной впадины и деформацией диафиза бедренной кости.

Больная Х., 23 лет, поступила в клинику в январе 2001 года по поводу левостороннего диспластического коксартроза, надвертлужной ацетабулопластики титановым эндопротезом, сросшегося перелома после сгибательно-деротационной подвертельной остеотомии, дефекта головки бедренной кости, заднего подвывиха в тазобедренном суставе и укорочения ноги на 7 см. В одном из лечебных учреждений больной последовательно, начиная с 1999 года, были выполнены следующие операции: надвертлужная ацетабулопластика, подвертельная сгибательно-деротационная остеотомия бедренной кости (рис. 7.26 а,б). В результате контакта головки бедренной кости с металлическим эндопротезом крыши вертлужной впадины наступило разрушение головки бедренной кости, развился ее задний подвывих (рис. 7.26 в). В клинике 15.01.01г. выполнена операция в следующем объеме. Наружным трансглютеальным доступом обнажен левый тазобедренный сустав, удален эндопротез крыши вертлужной впадины, резецирована головка бедренной кости. При ревизии выявлено, что вертлужная впадина уплощена, задняя стенка сглажена, имеется сквозной дефект на месте расположения металлической пластины. Бедренная кость ротирована кнутри (на месте остеотомии) и имеет угловую деформацию (угол открыт кзади и равен 35°). Выполнена костная пластика дефекта вертлужной впадины, имплантировано и фиксировано 4-я спонгиозными винтами опорное кольцо Мюллера, полиэтиленовый вкладыш установлен в обычной анатомической позиции на костный цемент с гентамицином. Произведена клиновидная остеотомия бедренной кости на высоте деформации, репозиция бедренной кости (разгибание, деротация). После обработки костномозгового канала сверлами и рашпилями установлена полнопокрытая ножка бесцементной фиксации (AML, DePuy). Линия остеото-

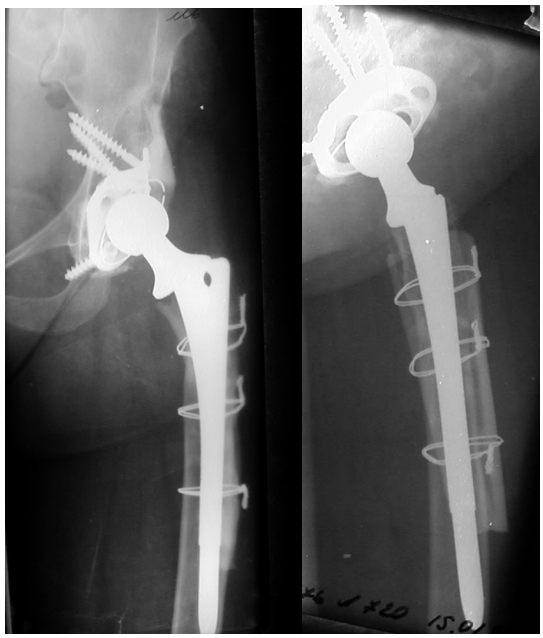
мии перекрыта кортикальными аллокостными трансплантатами, которые фиксированы серкляжными швами (рис. 7.26 г,д). В послеоперационном периоде больная ходила с помощью костылей с дозированной нагрузкой на ногу в течение 4 месяцев с последующим переходом на трость. Дефицит длины ноги составил 2 см и компенсировался за счет обуви.



а б



в



г д

Рис. 7.26. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава и компьютерные томограммы б-й Х., 28 лет (объяснения в тексте).

Недостатками использования круглых массивных ножек является атрофия костной ткани проксимального отдела бедра, синдром стресс-шилдинга, клиническим проявлением

которого является появление боли в средней трети бедра, на уровне «кончика» ножки эндопротеза, при физической нагрузке (рис. 7.27). При конусовидной форме костного канала предпочтительно использовать ревизионные ножки Вагнера, однако надо иметь ввиду, что эти имплантаты не имеют изгиба и это требует тщательного подбора имплантата по длине (рис. 7.28).

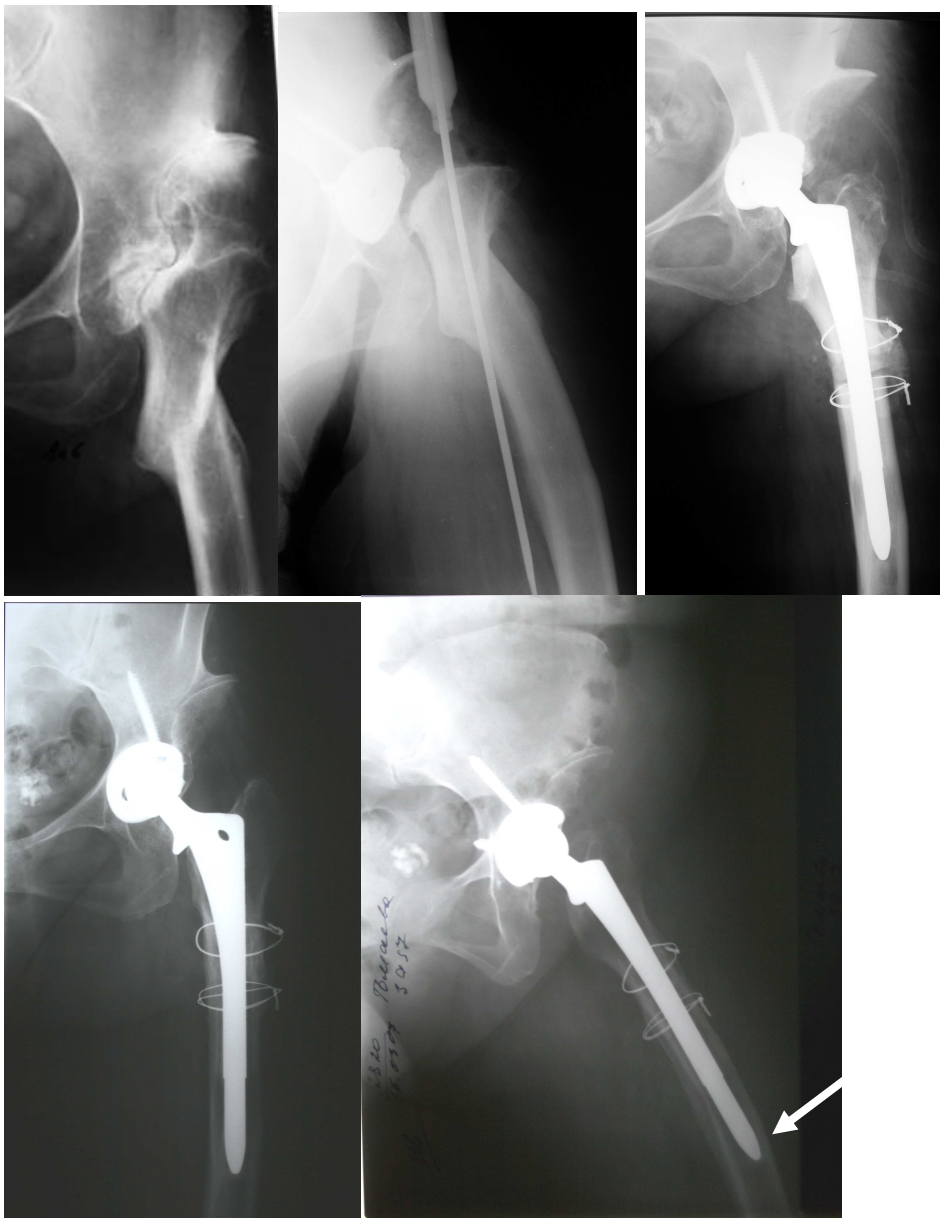


Рис. 7.27. Р-граммы б-й Т., 56 лет: а) левосторонний диспластический коксартроз с вывихом головки бедра (степень D), деформация бедренной кости в верхней трети после корригирующей остеотомии; б) попытка попасть в канал без остеотомии на высоте деформации оказалась неудачной (интраоперационный Р-граммы); в) установлена ножка AML (DePyu), после Z-образной остеотомии бедренной кости на высоте деформации, дополнительная фиксация линии остеотомии костным аутотрансплантатом из головки бедренной кости; г,д) Р-граммы через 18 месяцев, консолидация в зоне остеотомии, хорошая остеоинтеграция обоих компонентов, кончик протеза упирается в переднюю стенку бедренной кости (указано стрелкой), что вызывает болевой синдром при больших физических нагрузках.



Рис.7.28. Р-граммы б-й К., 42 лет: а) правосторонний диспластический коксартроз (степень D), двойная деформация проксимального отдела бедренной кости; б) чашка Trilogy (Zimmer) установлена в анатомическое положение, Z-образная остеотомия бедренной кости на высоте деформации с фиксацией отломков по типу «русского замка», ревизионная ножка Вагнера (Zimmer); в) стабильная фиксация обоих компонентов эндопротеза, консолидация в зоне остеотомии через 9 месяцев.

7.3. Посттравматическая деформация вертлужной впадины.

Переломы вертлужной впадины являются тяжелой травмой, в большинстве случаев носят сочетанный характер и, независимо от метода лечения, имеют неблагоприятный прогноз. С течением времени дегенеративно-дистрофические изменения в тазобедренном суставе возникают у 12–57% пострадавших. У 20% больных развивается деформирующий остеоартроз II-III степени, асептический некроз головки бедренной кости – у 10%.

Результаты эндопротезирования тазобедренного сустава после переломов вертлужной впадины уступают исходам этой операции, выполненной по поводу деформирующего артроза тазобедренного сустава [8, 45]. Частота асептического расшатывания ацетабулярного компонента цементной фиксации в отдалённые сроки (через 10 лет после операции) при посттравматическом коксартрозе составляет 38,5%, тогда как при обычных формах артроза тазобедренного сустава - 4,8%. Механическая нестабильность эндопротезов бесцементной фиксации у рассматриваемого контингента пациентов также высока и доходит до 19% для вертлужного и 29% для бедренного компонентов. Среди причин наблюдаемых различий называют нарушение анатомических соотношений, посттравматический дефект костной ткани вертлужной впадины, застарелый вывих бедра, наличие рубцов и металлических конструкций после предшествующих операций [39, 44, 49]. Более раннему появлению асептического расшатывания может способствовать молодой возраст больных и, соответственно, их повышенная физическая активность [27].

В зависимости от анатомических изменений поле перелома вертлужной впадины и положения головки бедренной кости была сформирована следующая рабочая классификация:

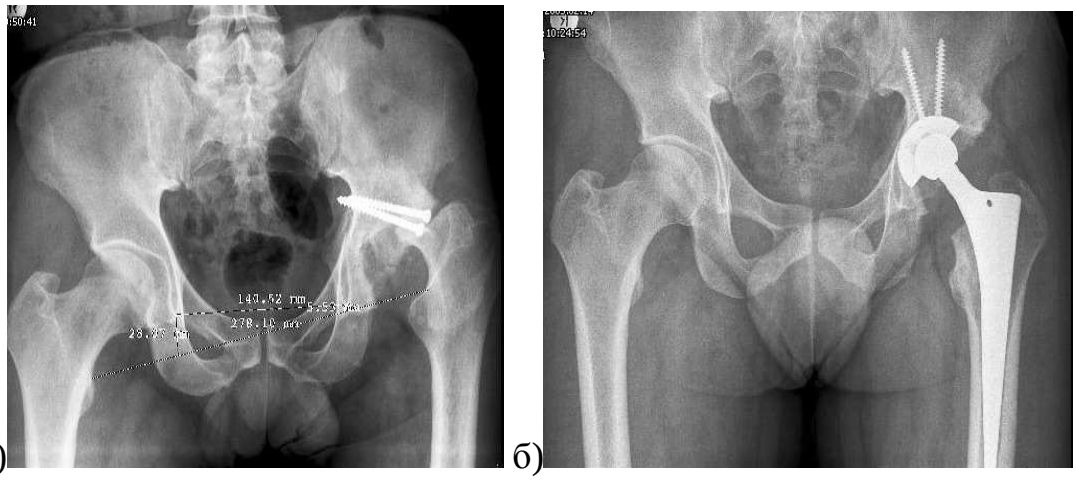
I – анатомия вертлужной впадины нарушена несущественно, сферичность сохранена, головка бедра находится в обычном положении;

II – наличие сегментарного или полостного дефекта вертлужной впадины с вывихом/подвывихом головки бедра;

III – последствия сложного перелома с полным нарушением анатомии вертлужной впадины и комбинированным дефектом (сегментарным и полостным) костной ткани с полным вывихом головки бедра.

Первую группу, как правило, формирут пациенты после перелома дна вертлужной впадины с небольшим смещением отломков или после остеосинтеза задних ее отделов. Имеющаяся деформация устраняется в ходе обработки вертлужной впадины фрезами. В большинстве случаев имплантируются вертлужные компоненты бесцементной фиксации, которые имеют преимущества перед имплантатами цементной фиксации: вторичная биологическая фиксация протеза, неограниченные возможности применения костной пластики, отсутствие необходимости полного покрытия костью, благоприятными перспективами имплантации больным молодого возраста.

Операция у этой группы больных проходит по типу стандартной артропластики, отличительной особенностью является возможной смещение центра ротации сустава вверх до 20 мм, незначительное (до 15–20%) недопокрытие чашки эндопротеза, замещение небольших дефектов костной ткани костной стружкой (рис. 7.29). В некоторых случаях могут возникнуть сложности при удалении металлоконструкций.



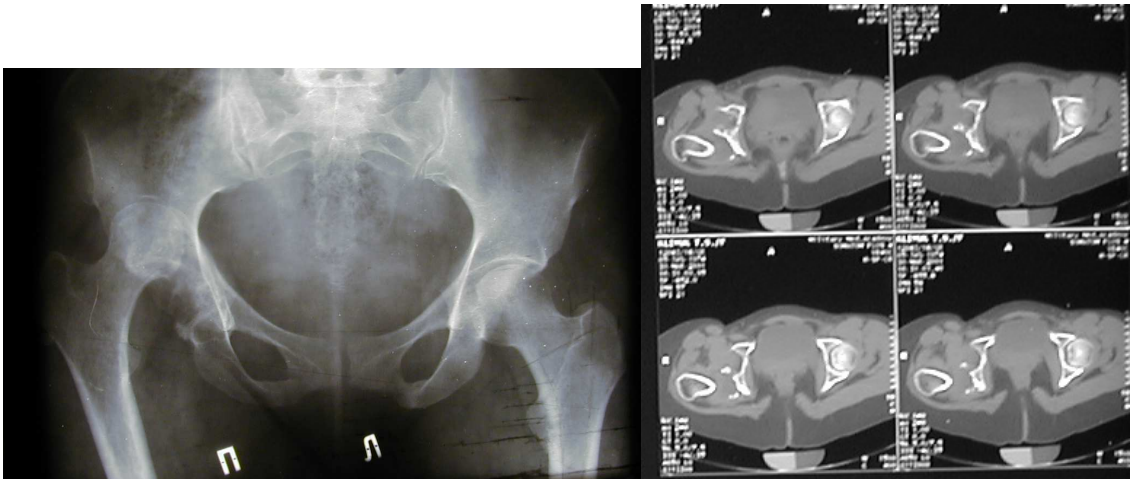
а) б)

Рис. 7.29. Рентгенограммы больного Ч., 45 лет: а) через 10 месяцев после остеосинтеза вертлужной впадины винтами – деформация вертлужной впадины, асептический некроз головки бедренной кости; б) через 1 год после эндодопротезирования тазобедренного сустава: вертлужный компонент установлен выше анатомического положения с учетом наилучшего костного покрытия чашки.

Вторую группу составляют пациенты после перелома задних отделов вертлужной впадины, у которых выявлен сегментарный дефект задней стенки и/или крыши вертлужной впадины различной протяженности. В подавляющем большинстве случаев головка бедренной кости находится в состоянии заднее-верхнего вывиха или подвывиха, который не был диагностирован и соответственно вправлен или произошел позже вследствие вторичного смещения фрагмента заднего отдела вертлужной впадины. Состояние головки бедра характеризуется выраженным остеопорозом, а в ряде наблюдений она была разрушена вследствие асептического некроза или трения о металлические конструкции.

Учитывая вариабельность посттравматических изменений в вертлужной впадине, применяются два варианта имплантации вертлужного компонента: выше центра ротации и в анатомическое положение. Первый вариант возможен при относительно небольших дефектах заднего отдела вертлужной впадины. Обработка впадины начинается с фрез малого диаметра в сохранившимся костном массиве, по достижении хорошего покрытия фрезы (не менее 70%), устанавливается вертлужный компонент с дополнительной фиксацией винтами. Как показали исследования, среднее смещение центра ротации вверх составило 2,06±0,27 см. Как правило, устанавливаются чашки малых размеров (46–50 мм).

При выборе второго варианта требуется выполнение костной пластики дефекта задневерхнего отдела вертлужной впадины массивным ауто- или аллотрансплантатом из головки бедренной кости (рис. 7.30).



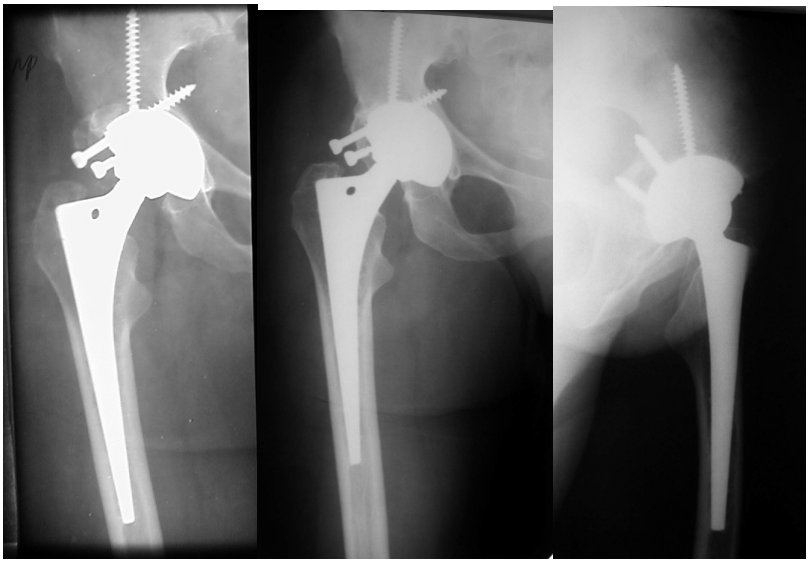


Рис. 7.30. Рентгенограммы и компьютерные томограммы правого тазобедренного сустава б-й К., 28 лет через 8 месяцев после ДТП: а,б) перелом заднего края вертлужной впадины со смещением отломков в полость сустава, задневерхний вывих головки бедренной кости; в) эндопротезирование правого тазобедренного сустава с костной пластикой заднего края вертлужной впадины трансплантатом из головки бедренной кости; г, д) результат через 2 года после операции.

Предпочтение отдается вертлужным компонентам бесцементной фиксации, а в случае, когда их имплантация невозможна, опорным кольцам Muller'a или Bursh-Schneider'a.

Техника операции заключается в следующем. После резекции головки бедренной кости фрезами малого диаметра обрабатывается сохранившаяся часть вертлужной впадины. При наличии большого дефицита покрытия ацетабулярного компонента (более 35–40%) в дефект после соответствующего моделирования помещается резецированная головка и фиксируется двумя спонгиозными винтами. После этого продолжается обработка вертлужной впадины фрезами до создания единого костного ложа для чашки. Плотная посадка вертлужного компонента достигается разницей диаметра последней фрезы и размера самой чашки в 2–3 мм. В обязательном порядке осуществляется ее дополнительная фиксация спонгиозными винтами.

В результате анализа пятилетних наблюдений за перестройкой массивных аутотрансплантатов, установлено, что они подвергаются частичному остеолизу (до 30% первичного объема), приобретают четкую трабекулярную структуру, надежно срастаются с подлежащей костью. Максимальные темпы перестройки наблюдали в первые три года. В наших наблюдениях признаков нестабильности вертлужного компонента и остеолиза в зоне контакта костного ложа с чашкой за этот период не выявлено.

При застарелых вывихах головки бедренной кости возникает проблема восстановления длины нижних конечностей и мобилизации сустава. Укорочение конечности до 3 см

устраняется в ходе операции за счёт одномоментной передней и задней мобилизации сустава. Однако опыт эндопротезирования показывает, что при таком расширенном доступе с рассечением капсулы спереди и сзади существенно возрастает опасность вывиха головки эндопротеза. При большем укорочении (6–7 см) с целью низведения бедра в предоперационном периоде прибегают к скелетному вытяжению либо к дистракции в аппарате внешней фиксации (рис. 7.31).

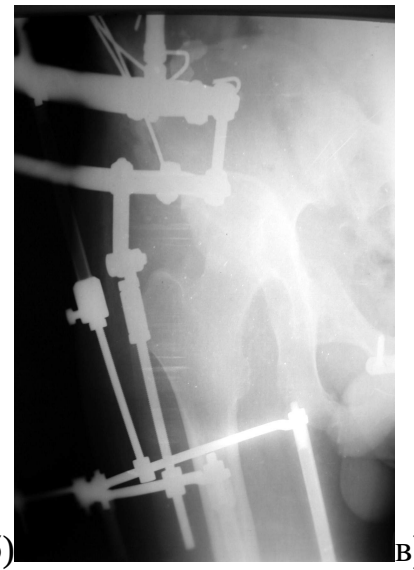
а)  б)  в) 

Рис. 7.31 Рентгенограммы больного Ч.,32 лет: а) через 10 месяцев после травмы и попытки остеосинтеза вертлужной впадины винтами; б) выполнено первым этапом низведение бедра аппаратом внешней фиксации в) через 1 год после эндодопротезирования тазобедренного сустава с костной пластикой дефекта задневерхнего отдела вертлужной впадины.

Третья группа включала пострадавших с полным нарушением анатомической формы вертлужной впадины и ее комбинированным дефектом в результате разрушения задней стенки, крыши, а также неправильного сращения костных фрагментов. Эндопротезирование у этих больных представляет наибольшие трудности и предполагает наличие полного арсенала технических средств в операционной. У больных данной группы в большинстве случаев имплантируют антипротрузионные кольца Burch-Shneider’a с аутопластикой костного дефекта, реже – укрепляющие кольца Muller’a (рис. 7.32).

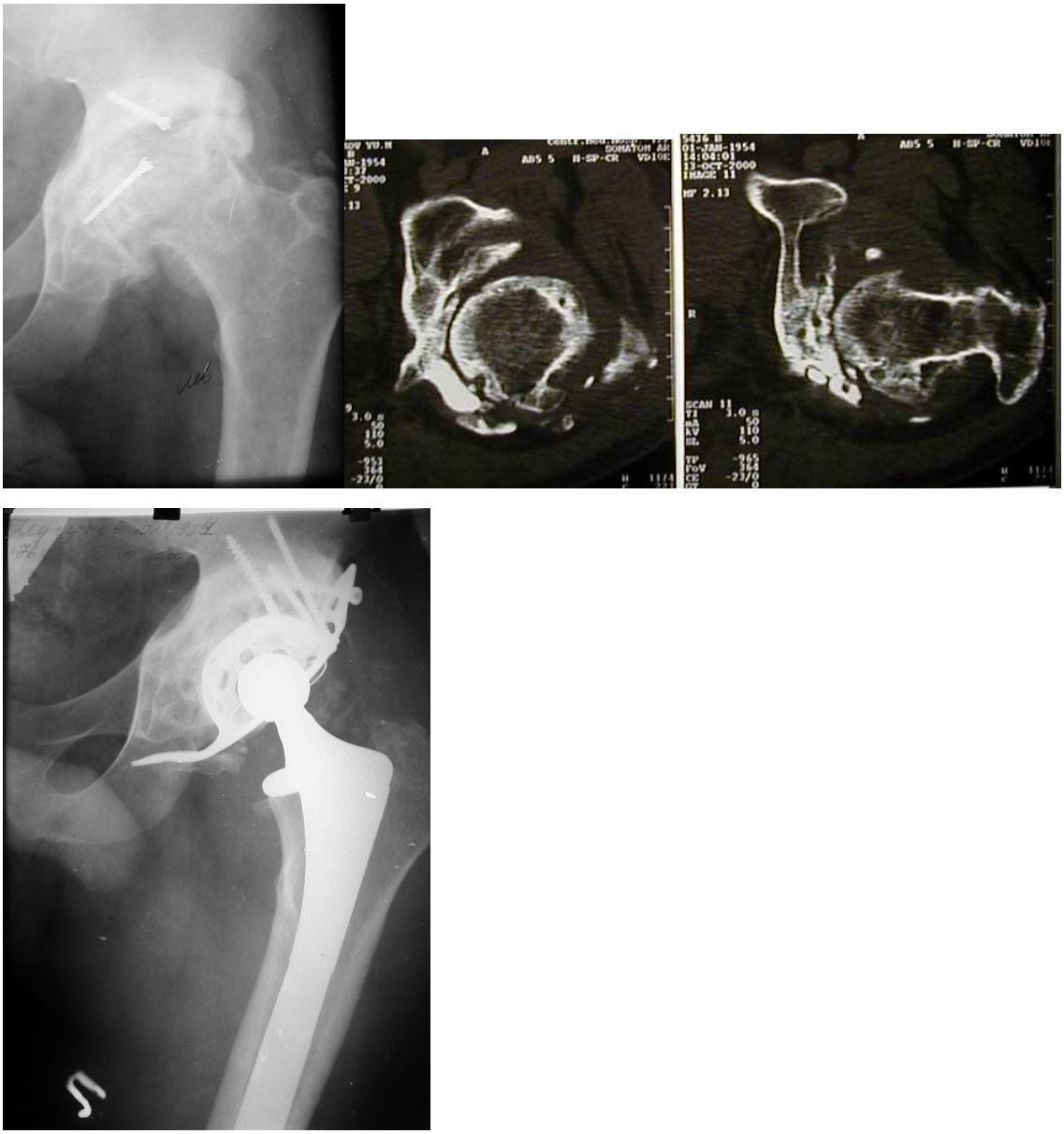


Рис. 7.32. Рентгенограммы и компьютерные томограммы левого тазобедренного сустава б-го М., 56 лет. а, б) Неправильно сросшийся перелом заднего края левой вертлужной впадины после остеосинтеза винтами, застарелый задневерхний вывих головки бедренной кости, явления выраженного деформирующего артроза; в) костная пластика дефекта вертлужной впадины, применено антипротрузионное кольцо Burch-Schneder'а

В случаях, когда характер посттравматических изменений позволяет, используют чашки с пористым покрытием, установленные в сохранившийся костный массив (выше анатомического центра ротации) или в анатомическое положение с костной пластикой задневерхнего сектора ауто- /аллотрансплантатом из головки бедренной кости. При протрузии головки бедренной кости центральный дефект вертлужной впадины может быть восполнен аутологичной костной стружкой. При его больших размерах – цельным ауто-или аллотрансплантатом полусферической формы из головки бедренной кости.

Эндопротезирование при посттравматическом коксартрозе является продолжительным и сложным оперативным вмешательством, сопровождающимся большой кровопо-

терей и высоким риском развития осложнений, особенно после ранее перенесенных оперативных вмешательств. Наличие рубцовых изменений и металлических конструкций после предшествующих хирургических вмешательств существенно увеличивает кровопотерю, продолжительность и травматичность операции, что повышает риск развития послеоперационных осложнений. Выбор способа эндопротезирования после переломов вертлужной впадины зависит от точности предшествовавшей репозиции костных фрагментов, величины и локализации посттравматического дефекта костной ткани, степени вывиха головки бедра. Использование вертлужных компонентов бесцементной фиксации обеспечивает первичную стабильность и благоприятные результаты в средние сроки наблюдений.

Справочная информация

1. Корнилов Н.В., Войтович А.В., Машков В.М., Эпштейн Г.Г. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава. - СПб: "ЛИТО Синтез", 1997.-292 с.
2. Соболев И.П., Неверов В.А., Малинин В.Л. Особенности хирургического лечении дисплазии тазобедренного сустава у взрослых. – СПб. – 2005. – 19 с.
3. Тихилов Р.М., Шаповалов В.М. Деформирующий артроз тазобедренного сустава. – СПб.-1999. – 112 с.
4. Amstutz HC, Antoniades JT, Le Duff MJ.: Results of metal-on-metal hybrid hip resurfacing for Crowe type-I and II developmental dysplasia. J Bone Joint Surg Am. 2007 Feb;89(2):339-46.
5. Anderson MJ, Harris WH.: Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia. J Bone Joint Surg Am. 1999 Mar; 81(3):347-54.
6. Barrack RL, Newland CC: Uncemented total hip arthroplasty with superior acetabular deficiency. Femoral head autograft technique and early clinical results. J Arthroplasty 5:159,1990.
7. Becker R, Urbach D, Grasshoff H, Neumann HW: Structural bone grafting in arthroplasty for congenital hip dysplasia: 35 hips followed for 5-10 years. Acta Orthop Scand 70:430-434,1999.
8. Bellabarba C, Berger RA, Bentley CD, et al: Cementless acetabular reconstruction after acetabular fracture. J Bone Joint Surg 83A:868, 2001.
9. Berry D.J. Total hip arthroplasty in patients with proximal femoral deformity // Clin Orthop. 1999; 369:262-272.
10. Bobak P, Wroblewski BM, Siney PD, et al: Charnley low-friction arthroplasty with an autograft of the femoral head for developmental dysplasia of the hip. The 10- to 15-year results. J Bone Joint Surg Br 82:508-511,2000.
11. Boos N, Kroshell R, Ganz R, Muller ME: Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy. J Bone Joint Surg Br 79:247,1997.
12. Cabanela ME.: Proximal femoral deformity: bent but not broken. Orthopedics. 2004 Sep;27(9):953-4.
13. Cameron HU, Botsford DJ, Park YS: Influence of the Crowe rating on the outcome of total hip arthroplasty in congenital hip dysplasia. J Arthroplasty 11:582-587,1996.
14. Carlsson A, Björkman A, Ringsberg K, von Schewelov T.: Untreated congenital and posttraumatic high dislocation of the hip treated by replacement in adult age: 22 hips in 16 patients followed for 1-8 years. Acta Orthop Scand. 2003 Aug;74(4):389-96.
15. Chareancholvanich K, Becker DA, Gustilo RB: Treatment of congenital dislocated hip by arthroplasty with femoral shortening. Clin Orthop 360:127,1999.
16. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS: Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg 61A:15-23,1979.
17. De Jong PT, Haverkamp D, van der Vis HM, Marti RK.: Total hip replacement with a superolateral bone graft for osteoarthritis secondary to dysplasia: a long-term follow-up. J Bone Joint Surg Br. 2006 Feb;88(2):173-8.

18. Dearborn JT, Harris WH.: High placement of an acetabular component inserted without cement in a revision total hip arthroplasty. Results after a mean of ten years. J Bone Joint Surg Am. 1999 Apr;81(4):469-80.
19. DeCoster T, Incavo S, Swenson D, Frymoyer JW: Hip osteotomy arthroplasty: Ten-year follow-up. Iowa Orthop J 19:78,1999.
20. DeCoster TA, Incavo S, Frymoyer JW, Howe J: Hip arthroplasty after biplanar femoral osteotomy. J Arthroplasty 4:79,1989.
21. Dezateux C, Rosendahl K.: Developmental dysplasia of the hip. Lancet. 2007 May 5;369(9572):1541-52.
22. Dorr LD, Tawakkol S, Moorthy M, Long W, Wan Z.: Medial protrusio technique for placement of a porous-coated, hemispherical acetabular component without cement in a total hip arthroplasty in patients who have acetabular dysplasia. J Bone Joint Surg Am. 1999 Jan;81(1):83-92.
23. Eftekhar N.S. Principles of total hip arthroplasty. C V Mosby, St Louis, 1978: 437-455.
24. Eskelinen A, Helenius I, Remes V, Ylinen P, Tallroth K, Paavilainen T.: Cementless total hip arthroplasty in patients with high congenital hip dislocation. J Bone Joint Surg Am. 2006 Jan;88(1):80-91.
25. Gill TJ, Siebenrock K, Oberholzer R, Ganz R: Acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip: Results of the acetabular reinforcement ring with hook. J Arthroplasty 14:131-137,1999.
26. Gill TJ, Sledge JB, Müller ME.: The management of severe acetabular bone loss using structural allograft and acetabular reinforcement devices. J Arthroplasty. 2000 Jan;15(1):1-7.
27. Glas PY, Béjui-Hugues J, Carret JP.: Total hip arthroplasty after treatment of acetabular fracture. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2005 Apr;91(2):124-31.
28. Haddad FS, Masi BA, Garbuz DS, Duncan CP: Primary total hip replacement of the dysplastic hip. J Bone Joint Surg 81A:1462-1482,1999.
29. Hampton BJ, Harris WH.: Primary cementless acetabular components in hips with severe developmental dysplasia or total dislocation. A concise follow-up, at an average of sixteen years, of a previous report.J Bone Joint Surg Am. 2006 Jul;88(7):1549-52.
30. Harris WH, Crothers O, Indong O: Total hip replacement and femoral head bone grafting for severe acetabular deficiency in adults. J Bone Joint Surg 59A:752-759,1977.
31. Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T: Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 78:683-692,1996.
32. Hasegawa Y, Iwata H, Iwase T, et al: Cementless total hip arthroplasty with autologous bone grafting for hip dysplasia. Clin Orthop 324:179-186,1996.
33. Hendrich C, Engelmaier F, Mehling I, Sauer U, Kirschner S, Martell JM.: Cementless acetabular reconstruction and structural bone-grafting in dysplastic hips. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am. 2007 Mar;89 Pt 1 Suppl 2:54-67.
34. Hendricks KJ, Harris WH.: High placement of noncemented acetabular components in revision total hip arthroplasty. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. J Bone Joint Surg Am. 2006 Oct;88(10):2231-6.
35. Hobbs DL, Mickelsen W, Johnson C.: Developmental dysplasia of the hip. Radiol Technol. 2007 May-Jun;78(5):423-8.
36. Kobayashi S, Saito N, Nawata M, Horiuchi H, Iorio R, Takaoka K.: Total hip arthroplasty with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in DDH. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am. 2004 Mar;86-A Suppl 1:11-7.
37. Lai KA, Shen WJ, Huang LW, Chen MY.: Cementless total hip arthroplasty and limb-length equalization in patients with unilateral Crowe type-IV hip dislocation. J Bone Joint Surg Am. 2005 Feb;87(2):339-45.
38. Makita H, Inaba Y, Hirakawa K, Saito T.: Results on total hip arthroplasties with femoral shortening for Crowe's group IV dislocated hips. J Arthroplasty. 2007 Jan;22(1):32-8.
39. Matta JM, Ferguson TA.: Total hip replacement after acetabular fracture. Orthopedics. 2005 Sep;28(9):959-60.
40. Paavilainen T, Hoikka V, Solonen KA: Cementless total replacement for severely dysplastic or dislocated hips. J Bone Joint Surg 72B:205,1990.
41. Paavilainen T. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip.// Acta Orthop. Scand.- 1997.- Vol.68.-N1.-P.77-84.
42. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ: The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 78:1004-1014,1996.

43. Papagelopoulos PJ, Trousdale RT, Lewallen DG: Total hip arthroplasty with femoral osteotomy for proximal femoral deformity. Clin Orthop 332:151,1996.
44. Pavelka T, Linhart M, Houcek P.: Hip joint arthroplasty following surgical treatment of acetabular fracture. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2006 Aug;73(4):268-74.
45. Pritchett JW, Bortel DT: Total hip replacement after central fracture dislocation of the acetabulum. Orthop Rev 20:607,1991.
46. Roche O, Sirveaux F, Turell P, Gosselin O, Molé D.: Adaptative femoroplasty in total hip arthroplasty for proximal femur deformity. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2005 Feb;91(1):79-84.
47. Shigematsu M, Hotokebuchi T.: Total Hip Arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy. Clin Calcium. 2007 Jun;17(6):947-53.
48. Wagner H, Wagner M.: Cone prosthesis for the hip joint. Arch Orthop Trauma Surg. 2000;120(1-2):88-95.
49. Weber M, Berry DJ, Harmsen WS: Total hip arthroplasty after operative treatment of an acetabular fracture. J Bone Joint Surg 80A:1294,1998.
50. Wolfgang GL: Femoral head autografting with total hip arthroplasty for lateral acetabular dysplasia: A 12 year experience. Clin Orthop 225:173-185,1990.
51. Zadeh HG, Hua J, Walker PS: Muirhead-Allwood SK Uncemented total hip arthroplasty with subtrochanteric derotational osteotomy for severe femoral anteversion. J Arthroplasty 14:682-688,1999.

Глава 8. Оценка результатов эндопротезирования тазобедренного сустава.

8.1. Шкалы оценки функции тазобедренного сустава.

В настоящее время эндопротезирование тазобедренного сустава широко выполняется в ортопедических клиниках всего мира, принося пациентам облегчение страданий и улучшение качества жизни. В подавляющем числе случаев эта операция обеспечивает пре-

восходную функцию уже в ранние сроки, однако в отдаленном периоде у больных разных групп результаты эндопротезирования тазобедренного сустава могут значительно различаться. Факторы, влияющие на выживаемость имплантата – это возраст и пол пациентов, их соматический статус, нозологическая форма заболевания, тип используемого протеза и особенности хирургической техники. Ничуть не умаляя несомненный положительный эффект и огромный реабилитационный потенциал этого оперативного вмешательства, следует признать, что многолетний клинический опыт, накопленный мировым ортопедическим сообществом, показывает, что по мере увеличения сроков наблюдения результаты эндопротезирования ухудшаются даже при использовании самых современных конструкций. Учитывая, что все изменения функции накапливаются постепенно, пациентов с эндопротезами необходимо периодически подвергать контрольным осмотрам с регистрацией основных показателей, характеризующих состояние искусственного сустава.

Начиная с 50-х годов прошлого столетия было создано множество разнообразных систем оценки для получения объективной, сравнительной информации о краткосрочных и долгосрочных результатах эндопротезирования тазобедренного сустава. Все шкалы, разработанные для этой цели условно можно разделить на три группы: шкалы, в которых значение каждого признака оценивается отдельно; шкалы, в которых значения всех признаков суммируются и так называемые описательные шкалы (табл. 8.1).

Таблица 8.1

Классификация шкал в зависимости от используемого метода оценки

Количественные шкалы, в которых значение каждого признака оценивается отдельно
Система оценки Шеферд, Ларански, Чанли, Университетского Госпиталя Лос- Анжелеса, Оберга, Специфический Индекс Пациента.
Количественные шкалы, в которых значения всех признаков суммируются
Система оценки Джудет, Дабиньи и Постеля, **Харриса,** Андерсона, Сальвати и Вильсон, Система оценки Дефекта, Госпиталя Специальной Хирургии, Джохансона, Героевой, Функциональная Шкала для Нижней Конечности
Описательные шкалы
Система оценки Американской Академии Хирургов-Ортопедов, Гершкевича, Система Клинико-Рентгенологическая, Оценка Результатов Эндопротезирования Тазобедренного Сустава, Стандартизированная Система для Отчетов, Опросник для Оценки Исходов Тотальной Артропластики Тазобедренного Сустава

Несмотря на некоторые ограничения количественных шкал (субъективизм оценки, различная ценность идентичных параметров и др.), они позволяют проводить сравнение различных операций, конструкций эндопротезов, операций, проведенных по поводу различных заболеваний, результатов в разные послеоперационные сроки, до- и послеоперационных состояний пациентов [15].

Рейтинговые шкалы функции тазобедренного сустава, предложенные D'Aubigne и Postel и модифицированные Charnley используются во всем мире. D'Aubigne и Postel разработали шкалу в 1954 году (табл. 8.2). Charnley модифицировал ее для оценки результатов тотального эндопротезирования тазобедренного сустава и опубликовал в 1972 году (табл. 8.3) [3, 4]. Эта система оценивает три параметра – боль, движения и возможность ходить. Оценка производится от 1 (наихудший) до 6 (лучший) баллов. Charnley считал, что большинство пациентов, которым показано эндопротезирование, имеют болевой синдром, соответствующий 3-4 баллам. После операции 6 баллов считается отличным результатом, 5-хорошим. В дополнение к незначительной модификации шкалы, Charnley ввел разделение пациентов на 3 группы в зависимости от физического статуса: А – одностороннее поражение тазобедренного сустава, В- двустороннее поражение, С- другие заболевания, влияющие на способность ходить, такие как ревматоидный артрит, остеоартрит в других суставах, кардиоваскулярные и респираторные заболевания, параплегия и др. Charnley считал, что только пациенты групп А и В могут сравниваться по возможности ходить.

Другая модификация шкалы d'Aubigne и Postel – система оценки госпиталя Специальной Хирургии (HSS Hip Score) (табл. 8.4). Количество баллов увеличено до 10 для таких категорий, как боль, функция, способность ходить, мышечная сила и движения [22]. Оценочная система Университета Калифорнии (UCLA) почти идентична системе HSS, но дополнительно включает оценку уровня активности (табл. 8.5) [1].

Таблица 8.2

Количественная шкала d'Aubigne,M. and Postel M.

Балл	Боль	Мобильность	Возможность ходить
0	Интенсивная и постоянная	Анкилоз в порочном положении	Не ходит
1	Выраженная боль даже ночью	Движений нет; боль или легкая деформация	Только с помощью костылей

2	Выраженная боль при ходьбе	Сгибание до 40 градусов, ограничивает активность	Только с помощью тростей
3	Терпимая боль при ограниченной активности	Сгибание от 40 до 60 градусов	Менее 1 часа с одной тростью, с большими трудностями – без трости
4	Незначительная боль при ходьбе, проходит при отдыхе	Сгибание от 60 до 80 градусов, пациент дотягивается до стопы	Долго – с тростью короткое время – без трости с хромотой
5	Незначительная и непостоянная боль, обычная активность	Сгибание от 80 до 90 градусов, отведение менее 15 градусов	Без трости, но с легкой хромотой
6	Боли нет	Сгибание более 90 градусов, отведение до 30 градусов	Норма

Таблица 8.3

Количественная шкала Charnley J.

Балл	Боль	Мобильность	Возможность ходить
0	Интенсивная и постоянная	Анкилоз в порочном положении	Не ходит
1	Выраженная и спонтанная	0-30 градусов	Несколько ярдов или прикован к постели, 2 трости или костыли
2	Выраженная боль при попытке ходьбы	60 градусов	Время и дистанция очень ограничены без трости
3	Терпимая боль, позволяющая ходьбу	100 градусов	Ограничена с одной тростью, с трудностями – без трости, возможно длительно стоять
4	Только после ходьбы	160 градусов	Большие дистанции – с тростью, ограничено без трости
5	Незначительная и непостоянная боль в начале ходьбы	210 градусов	Без трости, но с хромотой
6	Боли нет	260 градусов	Норма

Таблица 8.4

Система оценки тазобедренного сустава госпиталя специальной хирургии

Балл	Боль	Возможность ходить		Мышечная сила (МС) и движения	Функция
0	Непереносимая, постоянная, частый прием сильных лекарств	прикован к постели		Анкилоз с деформацией	Полностью зависим
2	Постоянная, но переносимая; периодический прием сильных лекарств, салицилаты – часто	кресло-каталка, ходунки		Анкилоз в хорошей функциональной позиции	Частично зависим
4	Нет или несильная в покое Возникает при движениях салицилаты часто	Сильно ограничена		МС-от слабой до умеренной Амплитуда сгибания до 60 градусов Ограничены отведение и ротация	Независим Ограниченная работа по дому, покупки
		Без дополнительной опоры	Привязан к дому		
		Одна опора	Меньше одного квартала		
		Билатеральная опора	Меньше трех кварталов		
6	Вначале движений улучшением или после значительной активности салицилаты периодически	Умерено ограничена		МС-от умеренной до хорошей Амплитуда сгибания до 90 градусов Ограничены отведение и ротация	Большинство работ по дому, покупки неограниченно
		Без дополнительной опоры	Привязан к дому		
		Одна опора	Меньше одного квартала		
		Билатеральная опора	Меньше трех кварталов		
8	Незначительная и эпизодическая боль	Незначительно ограничена		МС-от хорошей до нормальной Амплитуда сгибания более 90 градусов	Очень небольшие ограничения
		Без дополнительной опоры	Хромота		
		Одна опора	Хромоты нет		
10	Боли нет	Неограничена		Хорошее отведение и ротация МС – норма, движения – почти норма	Работа стоя; нормальная активность
		Нет опоры и хромоты			

Таблица 8.5

Количественная шкала Университета Калифорнии (UCLA)

Балл	Уровень активности
1	Полностью неактивен, зависим от посторонних, привязан к дому
2	В основном неактивен, минимальная ежедневная активность
3	Редкая незначительная деятельность типа ходьбы, ограниченной работы по дому, ограниченно – покупки
4	Регулярно участвует в незначительной деятельности
5	Иногда участвует в умеренной деятельности типа плавания, неограниченно – работа по дому и покупки
6	Регулярно участвует в умеренной деятельности
7	Регулярно участвует в активной деятельности типа езды на велосипеде
8	Регулярно участвует в очень активной деятельности типа боулинга, гольфа
9	Иногда участвует в контактных видах спорта типа спортивной ходьбы, тенниса, акробатики, балета, тяжелый труд
10	Регулярно участвует в контактных видах спорта

В 1963 году Larson описал систему, которая позже стала более известна как система оценки тазобедренного сустава Айова (приложение 2) [11]. Эта шкала оценивает функцию, боль, походку, деформацию и объем движений. Также оценивается мышечная сила, но без количественной оценки. Функция и боль занимают в этой шкале 70 из возможных 100 баллов. Раздел «функция» охватывает 11 категорий повседневной жизни в зависимости от их важности для большинства людей. Шесть уровней боли варьируют от полного ее отсутствия (максимальный балл 35) до постоянной боли (0 баллов). Раздел «походка» базируется на необходимости использования вспомогательных средств и занимает 10 из 100 баллов. Индекс деформации определяется наличием или отсутствием функционально значимой деформации и оценивается в 10 баллов. Один балл присваивается каждым 30 градусам амплитуды движений, и т.о. нормальный уровень в 300 градусов и более оценивается в 10 баллов.

В 1969 году Harris предложил систему, которая получала название системы оценки функции тазобедренного сустава Харриса (Приложение 3) [9]. Как и в системе Айова боль и функциональные возможности являются двумя наиболее важными аспектами, т.к. определяют показания к хирургическому лечению у большинства пациентов.

Каждая категория оценивается в баллах, максимальный балл для категории «боль» составляет 44, для категорий «функция», «амплитуда движений» и «деформация» - соответственно 47, 5, 4. Все 44 балла присваиваются при полном отсутствии боли, в то время, как выраженная боль в покое на дает ни одного балла. Оценка функции производится на основе 4 категорий: ежедневная активность (14 баллов), хромота (11 баллов), вспомогательные средства при ходьбе (11 баллов), максимальная длительность ходьбы (11 баллов).

При оценке амплитуды движений, по мнению автора, необходимо учитывать значимость изменения амплитуды движения для функции сустава. Предполагается, что амплитуда движений в тазобедренном суставе в разных плоскостях и разных диапазонах имеет разное практическое значение. В частности, первые 45 градусов сгибания имеют большую ценность, чем сгибание в диапазоне от 90 до 130 градусов. В связи с этим, каждому диапазону движений в соответствующей плоскости определен соответствующий коэффициент (или индекс), отражающий функциональную значимость данного диапазона. Оценка производится в каждой плоскости и по каждому диапазону. Например, у больного с 30-градусной сгибательной контрактурой, с амплитудой активного сгибания в тазобедренном суставе до 100 градусов, с отсутствием ротации и движений во фронтальной плоскости, объем движений рассчитывается следующим образом: 75 градусов в диапазоне от 0 до 45 градусов сгибания (в связи с наличием 30-градусной сгибательной контрактуры) = 15 х 1,0 (индекс) = 15 баллов; 45 градусов сгибания в диапазоне от 45 до 90градусов = 45х 0,6(индекс) = 27баллов; 10 градусов сгибания в диапазоне от 90 до 100 градусов = 10х0,3 (индекс) = 3 балла.

Общая сумма баллов у данного больного по признаку «флексия» равна 45, по остальным плоскостям равна 0 (нет движений). Полученную сумму умножаем на 0,05 (заданный коэффициент для категории «амплитуда движения») и получаем итоговую по данной категории сумму – 2,3 балла.

Для категории «Деформация» отсутствие деформации оценивается максимальным числом, равным 4. Наличие каждой из перечисленных форм деформации должно сопровождаться вычитанием одного балла, при наличии 2-х деформаций вычитается 2 балла, 3-х -3 балла, при наличии всех четырех указанных деформаций сумма данной категории равна нулю).

Состояние левого и правого суставов определяется суммой по всем четырем категориям. Максимальное число баллов для одного сустава, которое можно получить, оценивая состояние пациента по системе Харриса, равно 100. Сумма баллов от 100 до 90 оценивается как отличная функция сустава, от 89 до 80 – как хорошая, от 79 до 70 – как удовлетворительная и менее 70 – как неудовлетворительная.

Клиника Мейо использует систему, основанную на системе Харриса. В этой системе 45 баллов отведено для боли, 45 – для функции, 8 – для движений и 2 присваивается при отсутствии деформации [2].

Функциональную и социальную адаптацию больных оценивают по шкалам SF-36 (Приложение 5) и WOMAC.

8.2. Регистры эндопротезирования тазобедренного сустава.

Поскольку количество выполняемых операций эндопротезирования неуклонно растет и при этом постоянно разрабатываются новые конструкции и методики, еще в середине 70-х годов назрела необходимость в проведении многоцентровых исследований для сбора и определения долгосрочных результатов этих оперативных вмешательств и накопления опыта по использованию различных конструкций. В 1977 году в Швеции стартовал пилотный проект регистра эндопротезирования тазобедренного сустава. Его целью стало обеспечение информации о возможностях предупреждения серьезных осложнений эндопротезирования. После получения одобрения государственных структур 1 января 1979 года регистрация эндопротезирования тазобедренного сустава была начата во всех клиниках Швеции.

Национальные регистры в области травматологии и ортопедии были так же созданы в Финляндии (Finland Multiple joint implants) в 1980 г., Норвегии (Norway Hip register и Norway Multiple joint implants) в 1987 и 1994 гг., Дании (Denmark Hip register) в 1995 г., Австралии (Australia Hip and knee register) в 1998 г., Венгрии (Hungary Hip and knee register) в 1998 г., Новой Зеландии (New Zealand Hip and knee register) в 1998 г., Шотандии (Scotland Hip and knee register) в 1999 г., в Канаде (Canada Hip and knee register) в 2000 г., в Англии (England/Wales Hip and knee register) в 2003 г., в Румынии (Romania Multiple joint implants) в 2003 году.

На сегодняшний день в Российской Федерации ситуация с определением эффективности эндопротезирования тазобедренного сустава остается неясной. Публикуемые материалы зачастую оказываются неполными, исходы рассматриваются по разным системам оценки, не охватывают весь спектр показателей, необходимых для определения результатов. Еще в 2000 г. приказом Министерства здравоохранения Российской Федерации N 459 от 29.12.2000 г. «Об утверждении медицинской документации на пациента, перенесшего эндопротезирование суставов конечностей» была юридически регламенитирована унифицированная документация для обязательного заполнения, на основе которой создана программа «Регистр эндопротезирования суставов конечностей». Полученные в 2001-2002 гг. данные о более пяти тысяч пациентов составили массив Регистра. С 2006 года в РНИИТО им. Р.Р.Вредена функционирует обновленная электронная версия регистра эндопротезирования тазобедренного сустава.

Задачами регистра являются изучение эпидемиологии тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, определение факторов риска развития неудач, связанных с особенностями пациентов, используемыми имплантатами и хирургической техникой. Но основная задача – распространение информации о разнообразных системах эндопротезов и результатах их использования. Ежегодная публикация сводных данных по эндопротезиро-

ванию различными имплантатами при разнообразной патологии и в разных возрастных группах позволяет клиникам и отделениям осуществлять сравнение своих показателей с общенациональными и оценивать перспективность использования той или иной методики и конструкции.

Современный регистр может считаться системой медицинского аудита, отслеживающего результаты специфического хирургического вмешательства. Для сбора индивидуальной информации возникает необходимость в присвоении каждому случаю эндопротезирования своего индивидуального уникального номера. В скандинавских странах для этого используется номер социальной защиты гражданина. В системе отечественного регистра каждому больному присваивается свой индивидуальный регистрационный номер, который состоит из совокупности данных о регионе, номере больницы (в соответствии со списком разработчиков), номере истории болезни, годе операции и стороне вмешательства (правая, левая).

С помощью регистра обеспечивается возможность проспективного наблюдения за пациентами, перенесшими хирургическое вмешательство, без предварительного определения условий того, кто может быть включен в исследование и какой имплантат будет использован. Каким бы не был диагноз, на основании которого выполнялось оперативное вмешательство и не зависимо от соматического статуса пациентов сбор информации осуществляется различными подразделениями и клиниками, которые могут меняться. Это коренным образом отличается от терапевтических исследований, в которых определены строгие критерии включения и исключения из программы наблюдения. Однако, существует событие, которое почти наверняка вернет пациента обратно в одну из клиник и может быть четко зарегистрировано – это потребность в ревизионной операции. Поэтому в большинстве регистров мерой оценки результатов стала необходимость в ревизионном вмешательстве. По мнению Murray D.W. с соавторами этот метод имеет некоторые недостатки. Случаи, когда реэндопротезирование по медицинским или другим причинам не проводится, не регистрируются и пациенты могут быть потеряны для наблюдения. И нельзя быть уверенным, что все эндопротезы, не подвергнувшиеся замене, имеют удовлетворительный исход с точки зрения пациента и хирурга [14]. Soderman с соавторами считают, что количество пациентов с ортопедическими проблемами, не перенесших повторного вмешательства, возможно сопоставимо по численности с теми, кто перенес ревизию [20]. В таких ситуациях выходом может служить использование самоопросников или телефонных опросов пациентов, которые, возможно, никогда не обратятся за хирургической помощью [7, 18, 21]. Но даже несмотря на имеющиеся ограничения методов регистра, это ничто в сравнении с преимуществами, которые дает база данных большого масштаба. Большая база данных позволяет полу-

чить живую информацию о группах пациентов, хирургических методиках, используемых конструкциях и позитивных и негативных результатах их использования. Появляется возможность проведения многофакторного корреляционного анализа большого статистического материала, собранного из всех или большинства клиник.

При сравнении с результатами регистров рандомизированные контролируемые исследования обеспечивают более точные результаты. Но эти исследования являются более трудоемкими и дорогими и не подходят для больших групп пациентов и длительных сроков наблюдений. Большинство исследований, которые проводились с пациентами, перенесшими эндопротезирование тазобедренного сустава, фокусировались на факторах, не связанных с имплантантом. В основном исследовались данные, которые могли быть определены в относительно короткие промежутки времени по количественной шкале, например, такие как кровотечение, выраженность болевого синдрома, объем движений и продолжительность лечения. Но в случае оценки долговременных результатов регистр является оптимальным инструментом. Авторы шведского регистра определили, что для определения значимых различий с вероятностью в 80% для имплантанта с худшим на 30% ревизионным уровнем, потребуется 10-летнее наблюдение за почти 4000 пациентов [18]. Организация рандомизированного контролируемого исследования с таким количеством пациентов будет крайне затруднительно. Более того, хирурги в центрах, проводящих такие исследования, традиционно более опытны, чем в обычных травматологических отделениях многопрофильных больниц, и их результаты могут быть значительно лучше. Более того, результаты, публикуемые в литературе, могут быть нерепрезентативными по причине того, что многие исследования с негативными результатами не обнародуются [19].

Объективно оценить тенденции и качество эндопротезирования в глобальном масштабе под силу только общенациональным регистрам. Регистр позволяет проводить анализ эпидемиологии, демографии, результатов эндопротезирования. При контроле национальных результатов они способны дать раннюю оценку конструкций и методов, показывающих неудовлетворительные результаты. Опираясь на опубликованные результаты регистра хирурги получают возможность избегать использования скомпрометированных систем и методик. Пациенты могут получать информацию о возможных исходах эндопротезирования, о том, почему применяется тот или иной метод хирургии. Производители искусственных суставов имеют возможность оценивать выживаемость тех или иных систем протезов и на основе этого разрабатывать новые конструкции. Организаторы здравоохранения получают возможность прогнозировать количество первичных и повторных замещений суставов и уровень инвалидизации населения.

К недостаткам регистров можно отнести возможность занесения неполной и ошибочной информации. Необходимо наличие протокола, регламентирующего порядок сбора и занесения информации, в том числе неполной. Регистры могут тормозить прогресс и внедрение новых систем, склоняя хирургов использовать только проверенные временем протезы. В то же время этот подход мог бы быть оптимальным для обще-травматологических отделений, не вовлеченных в научно-исследовательскую деятельность. Не менее важной негативной стороной регистров является необходимость временных затрат на регистрацию. В связи с этим возникает необходимость внедрения электронных версий регистров, тщательного подбора перечня регистрируемых данных, использования обученного среднего персонала для заполнения документации.

Шведский национальный регистр эндопротезирования тазобедренного сустава является старейшим регистром и включает данные более чем о 250000 первичных и 28000 ревизионных артропластик, выполненных с 1979 года. Национальный регистр артропластики Австралии начал свою работу с 1999 года и на данный момент содержит информацию о 270000 случаях замены тазобедренного и коленного суставов. Крупнейший регистр в США принадлежит клинике Мейо и содержит данные более чем о 100000 операций эндопротезирования суставов. В нашей стране количество операций эндопротезирования ежегодно увеличивается. Используются как отечественные, так и зарубежные системы эндопротезов. Многие из используемых конструкций являются давно устаревшими, часто используются методики, не соответствующие современным требованиям. Это безусловно сказывается на качестве и продолжительности функционирования искуственных суставов. Напротив, многие специализированные центры используют в своей практике новейшие зарубежные конструкции эндопротезов, результаты использования которых еще требуют оценки не только в России, но и за рубежом.

Регистр РНИИТО им. Р.Р.Вредена.

Одной из задач приоритетного национального проекта «Здоровье» является «обеспечение населения высокотехнологичной медицинской помощью». Планируется повышение обеспеченности населения этим видом медицинской помощи до 45%. Предусмотрено строительство 15 новых центров высоких медицинских технологий в субъектах РФ, в том числе центров эндопротезирования суставов, планируется увеличение в 4 раза объема высокотехнологичной медицинской помощи, закупаемой за счет средств федерального бюджета. Реализация столь масштабного проекта требует разработки новых методов планирования потребности, оценки экономической эффективности, определения социальной эффективности реализуемых медицинских мероприятий.

Все эти факторы диктуют необходимость регистрации и оценки результатов эндопротезирования на национальном уровне. «Регистр эндопротезирования суставов конечностей», утвержденный Министерством здравоохранения РФ 29.12.2000 года, положил начало процессу накопления данных об этих операциях. Слабым местом данного регистра стало наличие бумажного носителя для сбора информации, использование которого затрудняло обработку информации. Используемая сегодня в РНИИТО версия регистра имеет электронную основу, а сбор информации производится посредством накопления файлов в формате (XML). Следующим этапом станет создание WEB-версии программы для занесения данных в режиме on-line в интернете.

В процессе разработки программы мы стремились с одной стороны максимально упростить программу для заполнения и сэкономить время врача, с другой стороны – получить максимальный объем полезной информации о случае эндопротезирования.

Поэтому мы использовали всего лишь одну оценочную систему из множества существующих (система оценки функции тазобедренного сустава Харриса) и не использовали систему оценки рентгенологической картины. Возможно в дальнейшем по мере поступления отзывов о программе, мы восполним и эти пробелы.

Регистр построен на базе программы Access 2000. Системные требования – WINDOWS XP, Office 2000. Программа разработана для хранения информации о первичном эндопротезировании и последующих наблюдениях за состоянием эндопротеза в определенные сроки после операции. Программа позволяет осуществлять сбор и обработку данных о пациентах, проводить статистическую обработку материала и группировку по требуемым признакам.

Статистической единицей в данной базе является случай эндопротезирования тазобедренного сустава. Ревизионная операция считается отдельным случаем и требует отдельной регистрации и присвоения нового регистрационного номера. Одновременное двусторонние эндопротезирование следует регистрировать отдельно, как два отдельных случая.

Информация условно разделена на несколько блоков:
1.Общие сведения.
2.Осмотры.
3.Диагнозы.
4.Операция.
5. Послеоперационный период

Полностью все 5 блоков регистра заполняются при проведении первичной или ревизионной операций. В случае регистрации повторных наблюдений (в определенные периоды) заполняется только второй блок (осмотры).

Наблюдение за больными и регистрация исхода случая проводится не реже одного раза в два года. Регулярное обновление данных об исходе эндопротезирования у больного – залог точного определения выживаемости эндопротезирования (основного критерия эффективности эндопротезирования).

Выделено несколько вариантов исхода наблюдения - дальнейший осмотр, повторная операция, потерян для наблюдения, летальный исход. При регистрации операции следует выбрать позицию осмотр, а при дальнейших наблюдениях – один из представленных вариантов исхода. Мы считаем больного потерянным для наблюдения в случае необращения для контрольного осмотра в течение 3 лет.

Раздел «Общие сведения» содержит паспортные данные пациента, вид деятельности, даты госпитализации, выписки и т.д. (рис. 8.1).

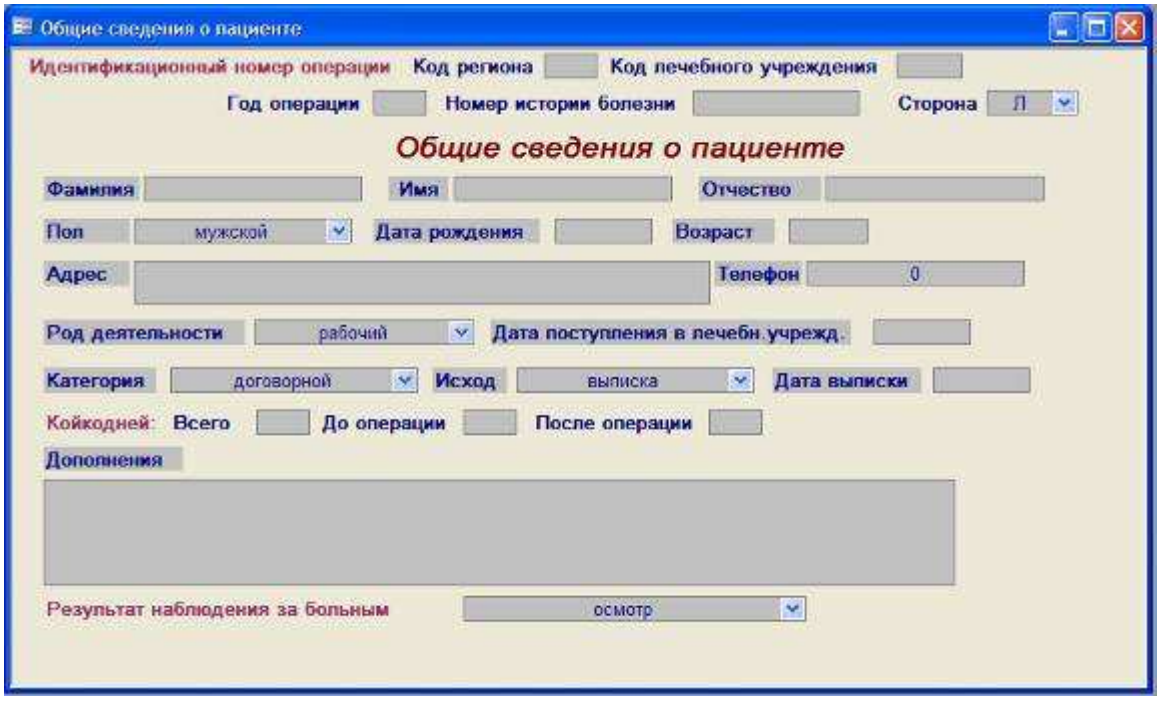


Рис. 8.1. Блок «Общие сведения о пациенте»

Каждому больному присваивается свой индивидуальный регистрационный номер, который состоит из совокупности данных о регионе, номере больницы (в соответствии со списком разработчиков), номере истории болезни, годе операции и стороне вмешательства (правая, левая). В дальнейшем для каждой клиники будет подготовлена индивидуальная версия программы с заложенными заранее некоторыми регистрационными значениями (регион, номер больницы).

Все даты вносятся в российском кратком формате, например, дата 5 февраля 2006 года записывается следующим образом: 05.02.2005. Возраст вычисляется автоматически как

разница лет между датой госпитализации и датой рождения. Также автоматически вычисляется количество койко-дней.

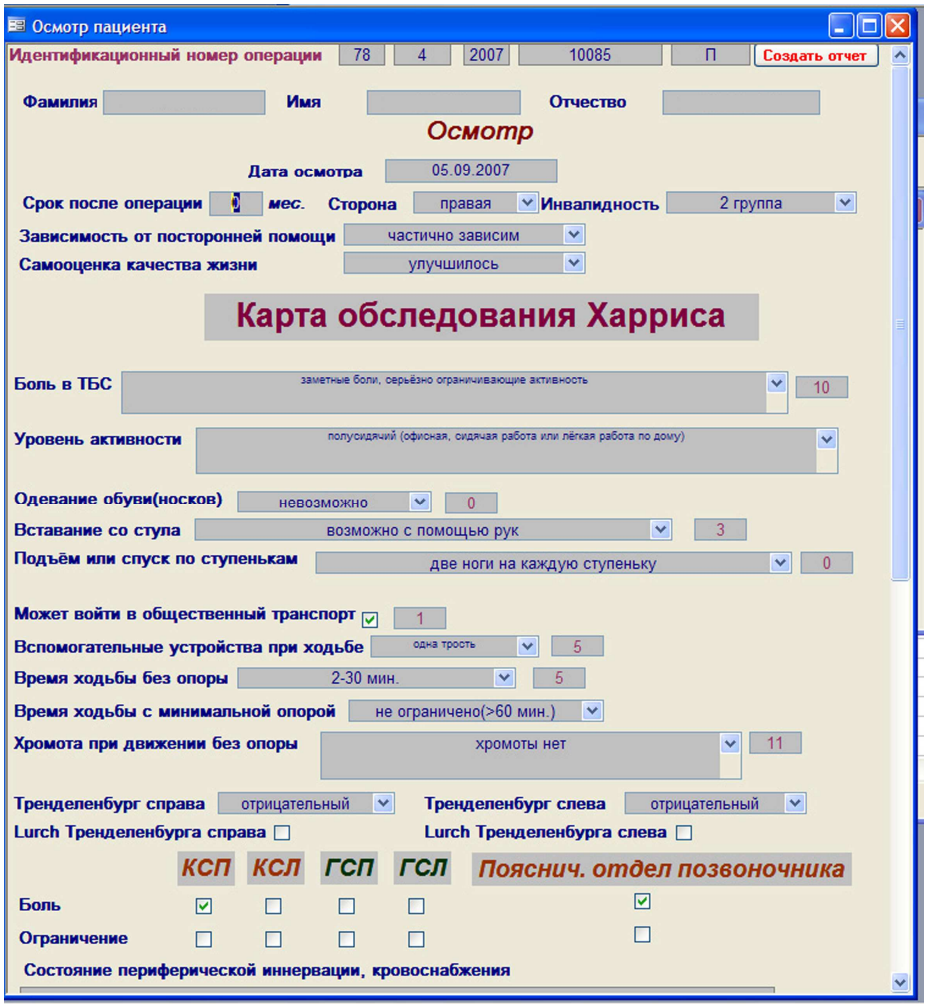


Рис. 8.2. Блок «осмотры»

Блок «осмотры» заполняется и при первичной регистрации эндопротезирования и при дальнейших наблюдениях (рис. 8.2). Нами была выбрана оценочная система Харриса (Harris hip score, 1969), как наиболее распространенная в мире. Система оценки функции тазобедренного сустава Харриса предполагает оценку четырех категорий: боль, функция, деформация, амплитуда движений. При этом боль и функция являются основными категориями и имеют в шкале максимальный оценочный балл (44 и 47), поскольку в наибольшей степени влияют на качество жизни пациента и определяют показания к эндопротезированию. В регистре имеется функция автоматического подсчета суммарного индекса у каждого конкретного пациента.

В блоке «диагнозы» отображена информация о диагнозах непосредственно перед операцией (рис. 8.3). Основной диагноз может быть один, сопутствующих диагнозов и предыдущих вмешательств - несколько. Код по МКБ (международная система классификации болезней версия 10) вычисляется автоматически.

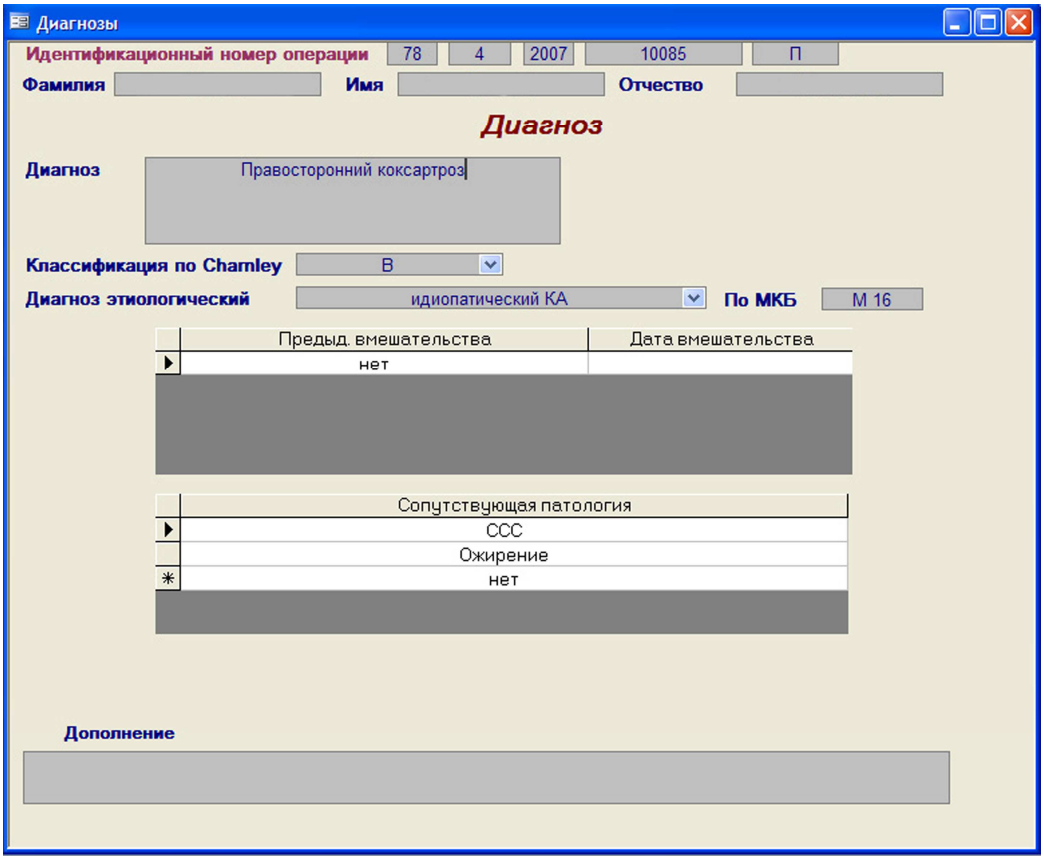


Рис. 8.3. Блок «Осмотры»

J.Charnley (1972) указывал на необходимость сравнения результатов эндопротезирования только в отдельных клинических группах. Поэтому мы включили в регистр классификацию клинических групп по Charnley, где группе А соответствуют пациенты с односторонним процессом в тазобедренном суставе, группе В – с двусторонним, группе ВВ – пациенты с двусторонним процессом и одним замещенным суставом и группе С – пациенты с сопутствующими заболеваниями, ограничивающими активность пациента.

В разделе «Операция» описывается операция и покомпонентно характеризуется установленный эндопротез тазобедренного сустава (рис 8.4). Для записи информации о компонентах протеза сначала нужно из предложенных списков выбрать фирму-производителя, а потом название компонента. Также в данную форму заносятся интраоперационные осложнения. В случае отсутствия в списках названия установленных компонентов эндопротезов, необходимые данные фиксируются в окне «дополнение». В дальнейшем эти данные вносятся в списки регистра.

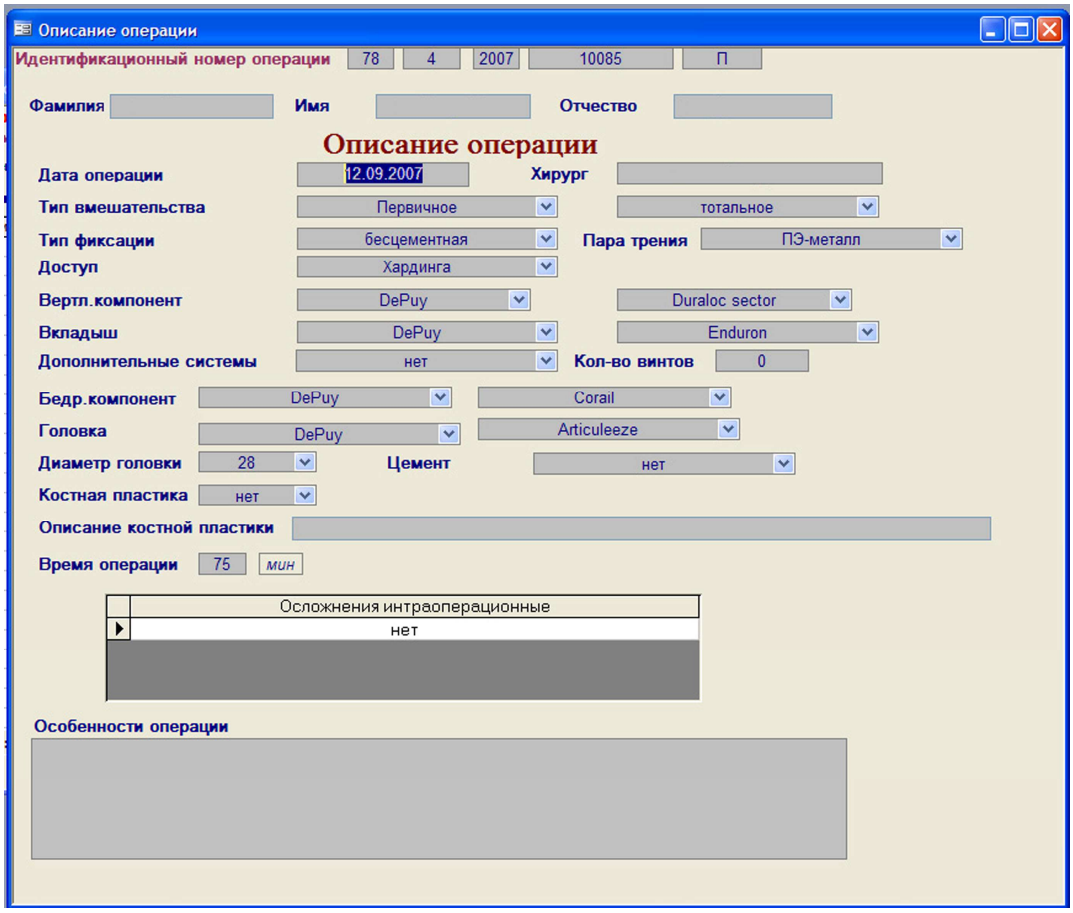


Рис. 8.4. Блок «Операция»

В блоке «Послеоперационный период» отображена информация, характеризующая течение послеоперационного периода: общие и локальные осложнения, тромбопрофилактика, антибиотикопрофилактика (рис. 8.5).

Ежегодно в январе последующего года данные по регистрации эндопротезирований (файл в формате (XML)) в прошедшем году аккумулируются в единую базу данных и статистически обрабатываются.

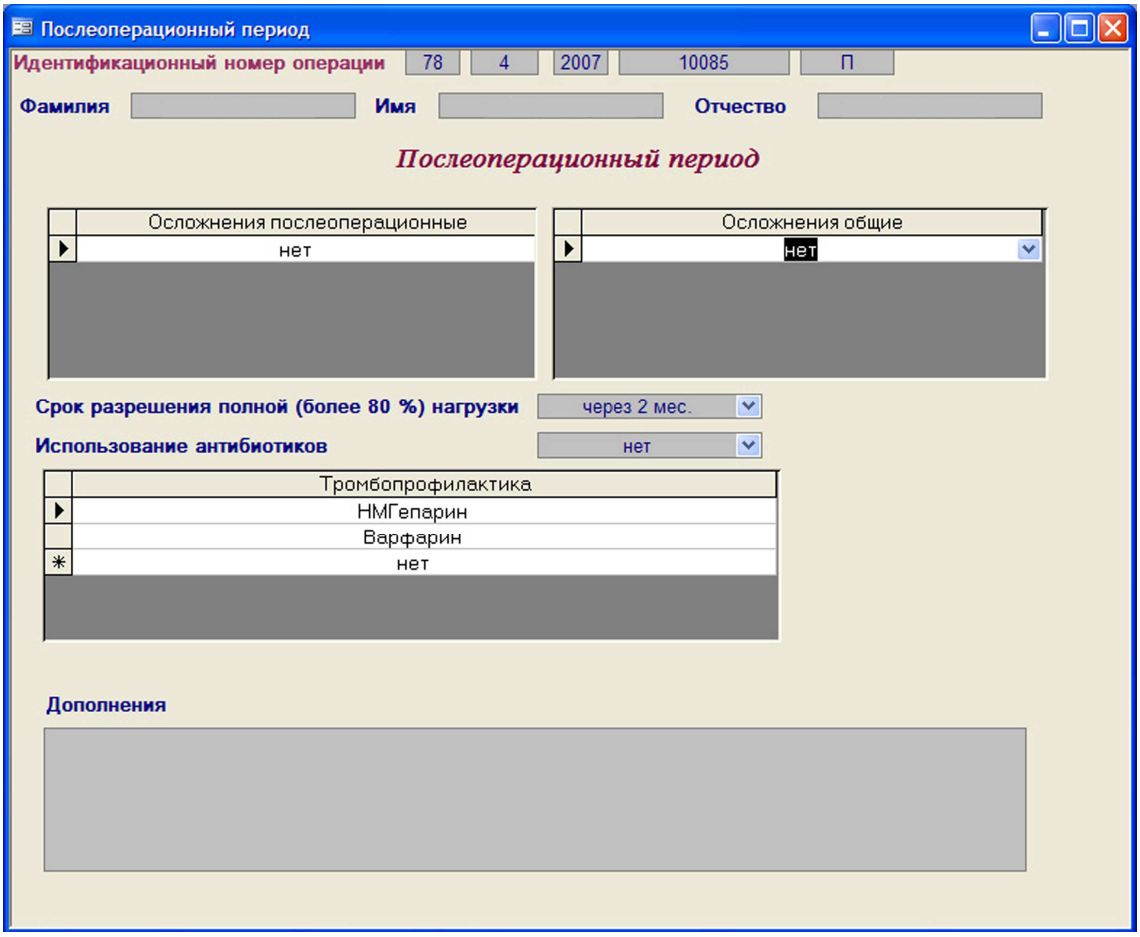


Рис. 8.4. Блок «Послеоперационный период»

8.3. Рентгенологическая оценка первичной артропластики тазобедренного сустава

Предваряя описание рентгенологических критериев положения протеза тазобедренного сустава и тех или иных реакций костной ткани на имплантат, следует оговориться, что показаниями к ревизионной артропластике являются совокупность клинических и рентгенологических признаков патологических изменений (неправильная ориентация эндопротеза, нестабильность компонентов и др.). Рентгенограммы лишь ориентируют хирурга на возможные осложнения и последствия операции. К примеру, разница между клиническими (жалобы на боль в области тазобедренного сустава или бедра) и рентгенологическими признаками нестабильности компонентов эндопротеза (наличие остеолиза или гранулем на границе между имплантатом и костной тканью), порой достигает 20-25% от числа обследованных больных. Если же оценивать результаты по разнице между частотой ревизионной артропластики и рентгенологическими проявлениями нестабильности, то она составляет 31-33% [12].

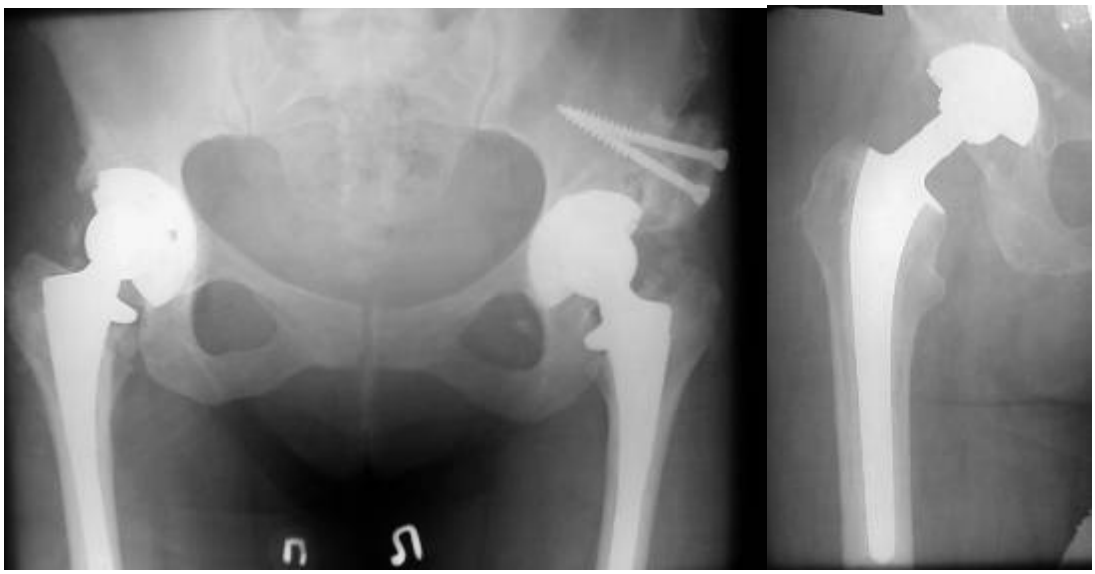
На основании данных рентгенограмм, выполненных в операционной, хирург контролирует положение эндопротеза (ориентация ножки в костно-мозговом канале бедренной кости и вертлужного компонента), исключает переломы бедра и вертлужной впадины. В

ближайшие дни после операции необходимо выполнить качественное рентгенологическое исследование тазобедренного сустава с целью оценки положения протеза и последующего динамического наблюдения за ним. Оценка положения эндопротеза одинаковая для цементного, бесцементного и гибридного вариантов его крепления. В целом предполагается, что тотальный эндопротез повторяет естественное положение вертлужной впадины, головки и шейки бедренной кости. Разработано большое количество моделей эндопротезов, применение которых направлено на создание стабильной и функционально способной конструкции тазобедренного сустава. Однако существуют общие принципы оценки положения компонентов эндопротеза.

Между «фигурами слезы» проводят горизонтальную линию, которая служит ориентиром для всех последующих построений. Положение вертлужного компонента определяют по следующим критериям: латеральный наклон чашки, степень антеверсии, положение центра ротации по отношению к горизонтальной и вертикальной линиям. Позицию бедренного компонента оценивают по длине ноги, антеверсии шейки, варусно-вальгусному положению ножки протеза.

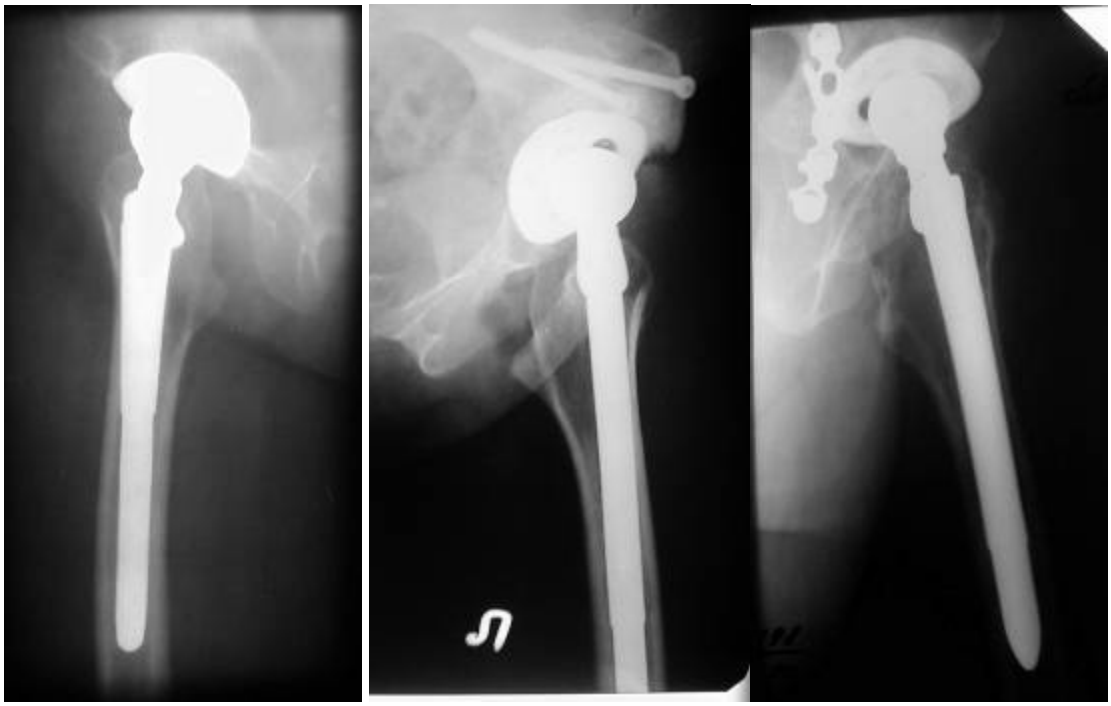
Латеральный наклон вертлужного компонента определяется как угол между чашкой и горизонтальной линией (рис. 8.6) и должен составлять от 30° до 50°. Малый наклон (вертикальное положение чашки) увеличивает опасность вывиха бедра, большой (горизонтальное положение) – делает сустав более стабильным, однако при этом имеется недопокрытие чашки и может быть ограничение отведения ноги, что особенно нежелательно для женщин.

Ацетабулярная антеверсия вертлужного компонента также повторяет анатомическую позицию вертлужной впадины и составляет 15° ± 10° (рис. 8.7). Положение ретроверсии создает условия для вывиха бедра при его сгибании. Если же вертлужный компонент находится в нейтральной позиции, а шейка бедра в позиции антеверсии, то этого может быть достаточно для нормального функционирования сустава. С другой стороны, избыточная антеверсия чашки в комбинации с антеверсией шейки протеза может явиться предпосылкой для переднего вывиха бедра при наружной ротации ноги (рис. 8.8). По данным рентгенограмм в переднезадней проекции невозможно определить антеверсию чашки, можно лишь сказать, что имеется ли вообще ее наклон. Антеверсию и чашки и шейки протеза можно определить лишь по рентгенограммам в латеральной проекции, но даже и в этом случае расчет затруднен, так как точность измерения зависит от укладки больного и ротации таза.



а б

Рис. 8.6. Рентгенограммы больных с различным латеральным наклоном вертлужных компонентов после эндопротезирования тазобедренного сустава: а) слева – латеральный наклон чашки в пределах нормы; справа – вертикальная ориентация чашки; б) горизонтальная ориентация чашки



а б в

Рис. 8.7. Различное положение вертлужного компонента: а) нормальные отношения между чашкой и шейкой эндопротеза; б) избыточная антеверсия вертлужного компонента; в) ретроверсия вертлужного компонента.

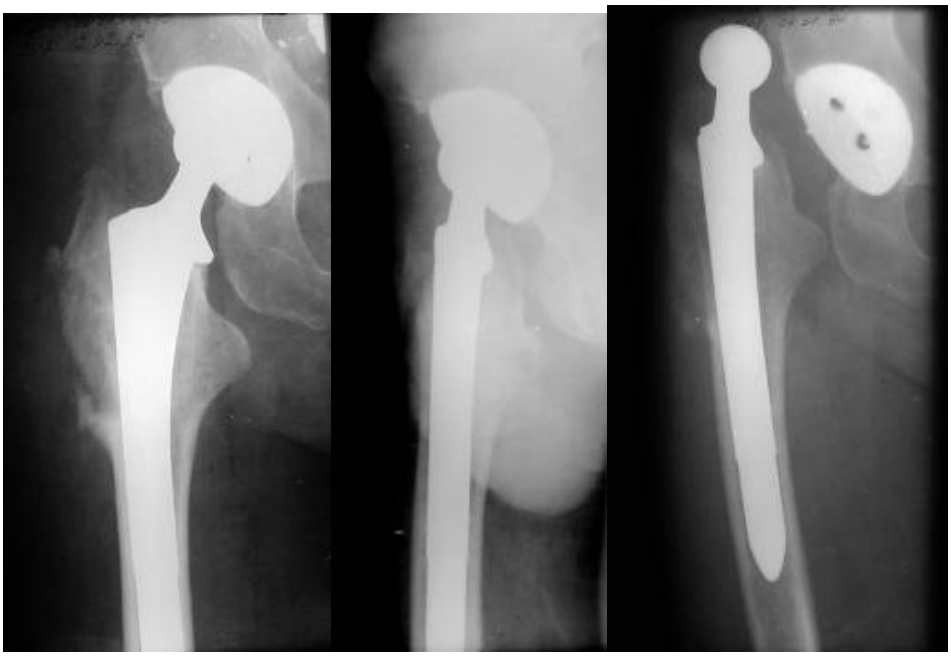


Рис. 8.8. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава б-го З., 48 лет: комбинация вертикального положения чашки с ее избыточной антеверсии на фоне гипотрофии мышц из-за длительно существовавшего ложного сустава шейки бедренной кости привели к передне-верхнему вывиху бедра. Иммобилизация гипсовой повязкой в течение 4 недель и последующее восстановительное лечение обеспечили хороший отдаленный результат.

Положение горизонтального центра ротации эндопротеза тазобедренного сустава определяют путем измерения расстояния от вертикальной линии, проведенной через фигуру слезы, до центра ротации сустава (эндопротеза) и сравнивают с противоположной стороной (рис. 8.9). Избыточная медиализация центра ротации сустава может сопровождаться уменьшением "оффсета" и развитием хромоты, избыточным давлением имплантата на внутреннюю стенку вертлужной впадины. Недостаточная медиализация может создать проблемы прочности фиксации чашки и стабильности сустава.

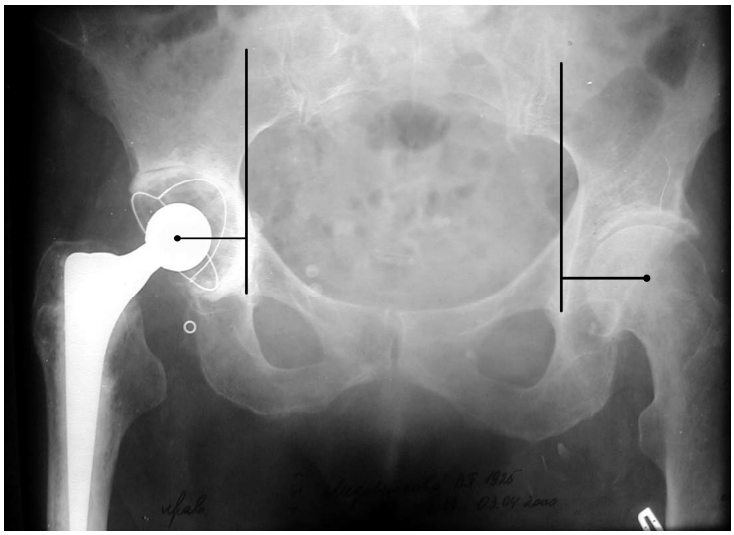


Рис. 8.9. Рентгенологические ориентиры измерения горизонтального центра ротации. На стороне операции горизонтальный центр ротации смещен медиально.

Положение вертикального центра ротации сустава во многом определяет длину конечности. Большинство хирургов стараются установить вертлужный компонент в нормальную анатомическую позицию. Однако в ряде случаев, таких как тяжелая ацетабулярная дисплазия, это не всегда возможно и для лучшего контакта с вертлужной впадиной имплантат устанавливают краниальнее “фигуры слезы”. При этом необходимо иметь в виду, что в этом случае длина конечности может быть компенсирована за счет высоты положения бедренного компонента, размеров шейки протеза и головки (рис. 8.10). Истинное укорочение ноги легко измеряется по рентгенограммам по методике, описанной в предыдущей главе.



а б

Рис. 8.10. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава б-й Р., асептический некроз головки левой бедренной кости (а); вертлужный компонент установлен выше анатомической локализации вертлужной впадины, длина ноги была компенсирована более высоким расположением ножки эндопротеза (б).

Для бедренного компонента оптимальным является нейтральное положение, допускается вальгусное отклонение ножки, тогда как ее варусная ориентация является неблагоприятной (рис. 8.11, 8.12, 8.13).



а б

Рис. 8.11. Рентгенограммы костей таза больного В., двусторонний асептический некроз головок бедренных костей: а) до операции; б) правый тазобедренный сустав после установки протеза бесцементной фиксации, ножка находится в нейтральном положении.



а б

Рис. 8.12. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава б-й И., правосторонний коксартроз, сросшийся перелом бедренной кости после медиализирующей МВО (а) выраженная контрактура тазобедренного сустава; б) через 4 года после артропластики тазобедренного сустава: гибридный эндопротез, ножка занимает вальгусное положение (чашка Trilogy, ножка – Centraline, Zimmer).

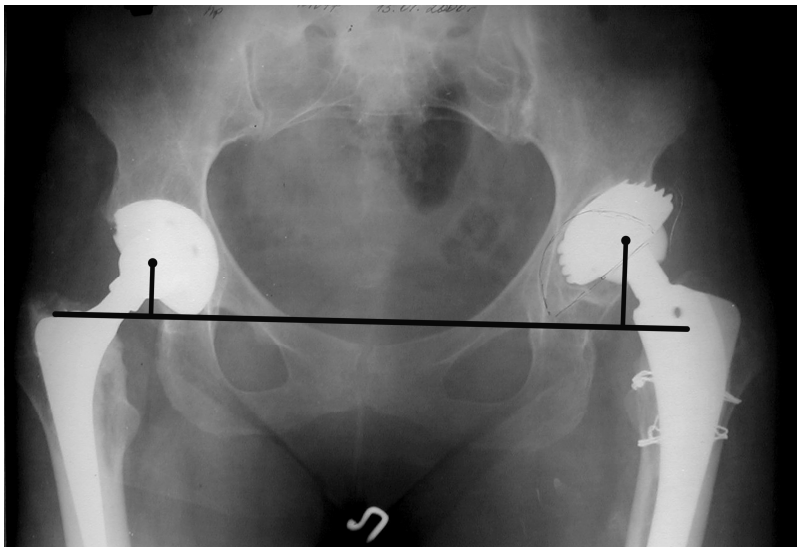


Рис. 8.13. Рентгенограмма костей таза б-й У. Двустороннее эндопротезирование тазобедренных суставов. Вертикальный центр ротации слева смещен вверх за счет высокого расположения вертлужного компонента. Имеется недопокрытие вкручивающейся чашки, а отсутствие контуров “овала” вертлужного компонента косвенно указывает на отсутствие антеверсии. Ножка превышает размеры проксимальной части бедренной кости, что, по-видимому, явилось причиной продольного перелома.

Наряду с пространственной ориентацией протеза, определяется степень соответствия размеров имплантатов и костного ложа. В норме, чашка бесцементной фиксации должна иметь полное костное покрытие, хотя, как уже говорилось, в случае дисплазии минимальное покрытие составляет 70%. Ножка бесцементной фиксации должна быть подобрана по размеру так, чтобы протез на максимальном протяжении плотно контактировал с губчатой костью проксимального отдела бедра и заполнял весь костномозговой канал бедренной кости (рис. 8.14).

При использовании протезов цементной фиксации оценивают равномерность и толщину цементной мантии. При хорошей "прессуризации" отчетливо видно заполнение костным цементом межтрабекулярных пространств (рис. 8.15). Иногда наблюдается попадание цемента в полость малого таза через небольшие перфорации в стенке вертлужной впадины. Это не является осложнением и не оказывает существенного влияния на результаты операции.

И, наконец, заключая оценку рентгенограмм после артропластики тазобедренного сустава, необходимо исключить наличие интраоперационных переломов. Переломы вертлужной впадины встречаются крайне редко. Чаще наблюдаются переломы бедренной кости, их частота зависит от типа протеза и состояния костной ткани. При имплантации цементных ножек малых размеров переломы кости наблюдаются в 0,4%, тогда как при бесцементных протезах, рассчитанных на плотную посадку, этот процент увеличивается до 2,5%. Применение длинных ревизионных ножек сопровождается переломами уже в 7,2%. Как

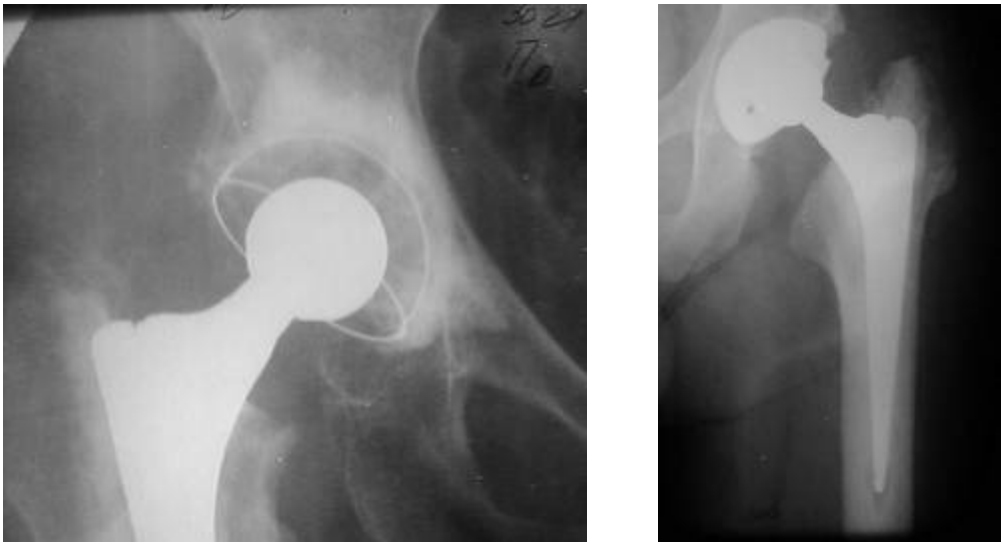
правило, страдает передняя кортикальная пластинка на уровне верхушки протеза. Такие переломы редко имеют большое смещение и легко просматриваются.



а б в

Рис. 8.14. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава б-й Л.: а) неправильно сросшийся перелом заднего края левой вертлужной впадины, посттравматический коксартроз, несостоявшийся артродез тазобедренного сустава; б,в) эндопротезирование тазобедренного сустава. Вертлужный компонент представлен опорным кольцом Мюллера с костной пластикой дефекта крыши вертлужной впадины. Отсутствие полного заполнения в проксимальном отделе привело к постепенному смещению бедренного компонента (клиновидная ножка VerSys ET, Zimmer) в варусное положение (рентгенограмма через 1 год после операции).

Для объективизации оценки реакции костной ткани на протез, степени остеолиза, миграции имплантатов на основании данных рентгенограмм выделяют зоны проекции эндопротеза. Наибольшее распространение получили классификации DeLee-Charnley (для оценки вертлужного компонента) [5] и Gruen (для описания изменений вокруг ножки эндопротеза) [8] (рис. 8.16).



а б

Рис. 8.15. Рентгенологическая оценка цементной фиксации эндопротезов: а) цементная мантия вокруг чашки заполняет межтрабекулярные пространства, а также сформированные каналы в подвздошной и лонной костях; б) цементная мантия вокруг ножки расположена равномерно без дефектов наполнения.

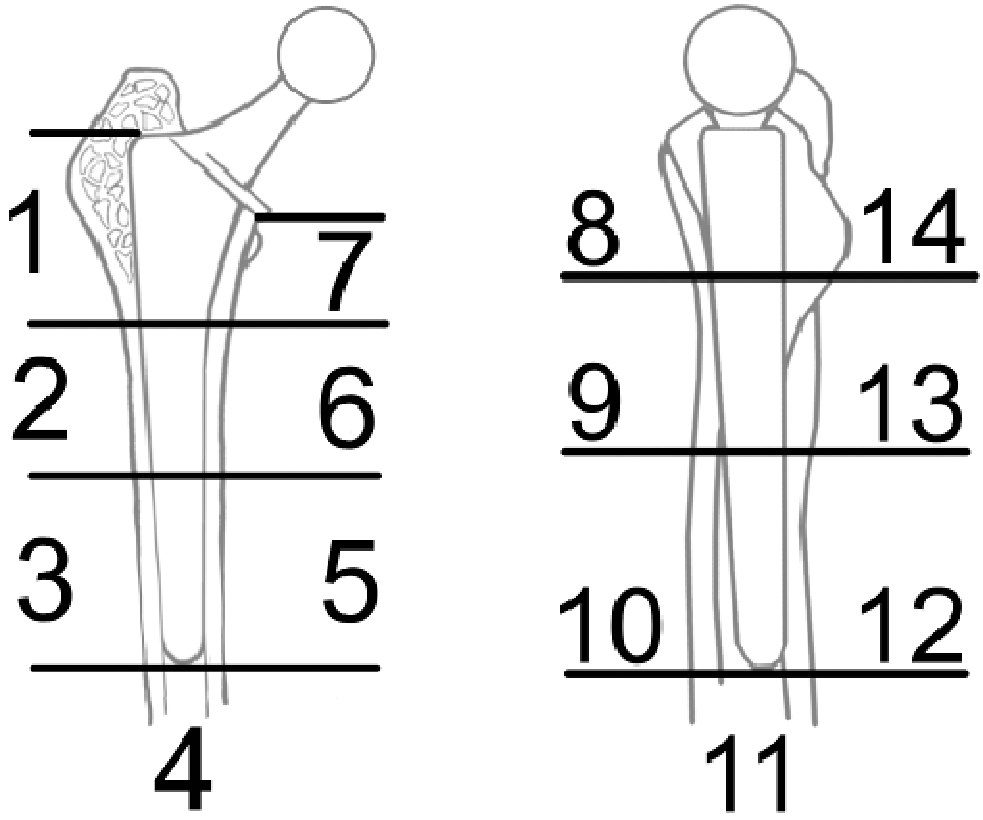
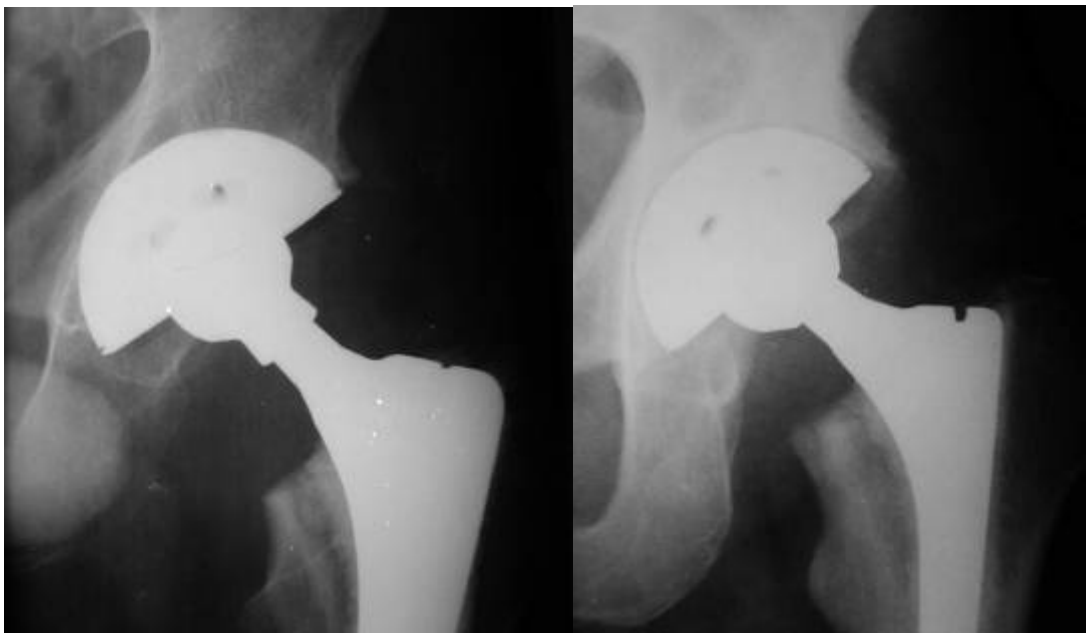


Рис. 8.16. Зоны проекции ножки эндопротеза на рентгенограмме в прямой проекции по Gruen.

8.4. Рентгенологическая оценка реакции костной ткани на протез бесцементной фиксации.

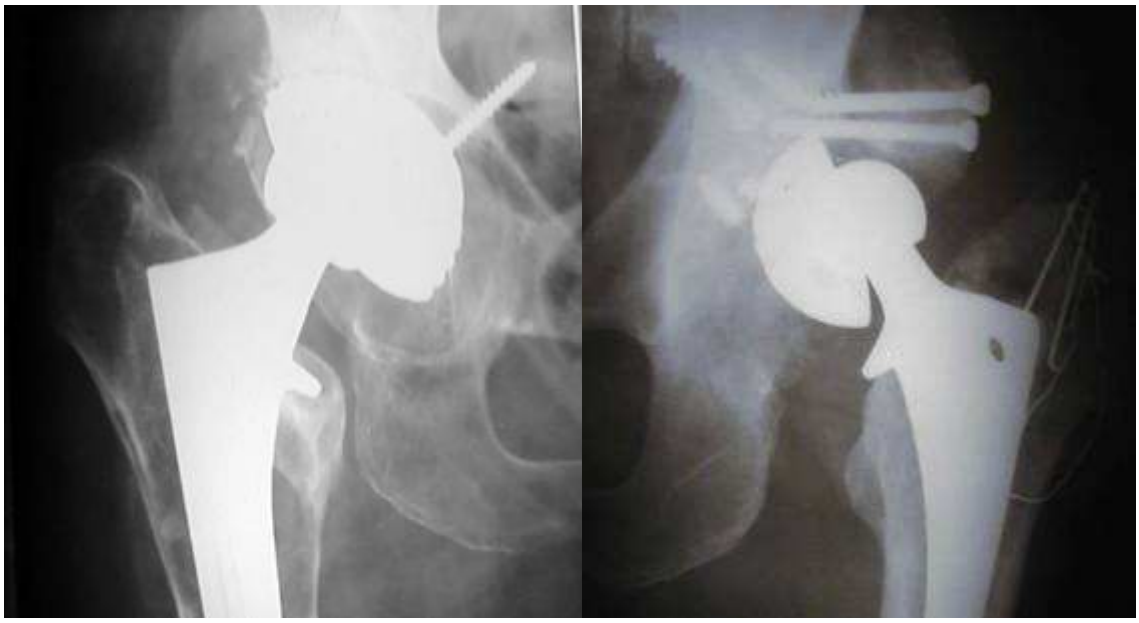
Рентгенологическая оценка стабильности эндопротезов бесцементной фиксации осуществляют на основании следующих критериев: миграция имплантата, степень остеоинтеграции и реакция костной ткани на эндопротез.

Для вертлужного компонента наиболее важным критерием стабильности является отсутствие признаков миграции имплантата. Ситуацию можно считать оптимальной, если на серии рентгенограмм, выполненных в динамике, отсутствует изменение положения чашки эндопротеза, а остеолиз не распространяется далее одной зоны. Положение вертлужного компонента также считают стабильным, если нет миграции имплантата, а зона остеолиза не превышает ширины 2 мм в двух и более зонах без признаков прогрессирования при динамическом наблюдении (рис. 8.17). Признаком нестабильности вертлужного компонента является изменение его положения. Как правило, этому предшествует прогрессирующее расширение зоны остеолиза (рис. 8.18). В связи с тем, что вертлужная впадина представлена губчатой костной тканью, адаптационные изменения кости вокруг чашки наблюдаются редко. Признаками износа полиэтиленового вкладыша является эксцентричное положение головки эндопротеза.



а б

Рис. 8.17. Рентгенологические признаки стабильной фиксации вертлужного компонента (чашка Trilogy, Zimmer): а) костная ткань на всем протяжении плотно соприкасается с металлической чашкой, образуя единую структуру; б) между чашкой и костной тканью вертлужной впадины имеется щель шириной менее 2 мм, которая сохраняется весь период наблюдения (2 года) без расширения и изменения положения имплантата



а б

Рис. 8.18. Рентгенологически признаки нестабильности вертлужного компонента: а) смещение вертлужного компонента в краниальном направлении, широкая зона остеолиза, эксцентричное положение головки эндопротеза по отношению к чашке (износ полиэтилена); б) перелом винтов и миграция чашки (вывих вертлужного компонента).

При рентгенологической оценке стабильности бедренного компонента бесцементной фиксации различают три возможных состояния: стабильная фиксация с врастанием костной ткани, стабильная фиброзная фиксация имплантата и нестабильность бедренного компонента. Врастание костной ткани обеспечивает биологическую фиксацию имплантата, при этом не отмечается его миграции (оседания, наклона или ротации), отсутствует щель на месте контакта костной ткани с шероховатой (пористой) поверхностью, наблюдается эндостальная гипертрофия на месте контакта гладкой поверхности ножки с костью и различной степени атрофия костной ткани в проксимальном отделе бедренной кости (рис. 8.19). При стабильной фиброзной фиксации признаков миграции ножки либо нет, либо она минимальная, имеются реактивные линии, параллельные поверхности имплантата, без атрофии костной ткани в проксимальном отделе бедренной кости (рис. 8.20). Рентгенологическими проявлениями нестабильности ножки являются: миграция имплантата, широкая зона остеолиза вокруг ножки, образование периостальной и эндостальной костной реакции вокруг верхушки ножки эндопротеза (рис. 8.21).



а б в г

Рис. 8.19. Рентгенограммы костей таза б-й Т.: а) до операции; б) левого тазобедренного сустава через 2 нед. после имплантации эндопротеза бесцементной фиксации; в,г) через 2 года после операции: остеоинтеграция в зоне пористого покрытия ножки, эндостальная гипертрофия без признаков миграции бедренного компонента.



Рис. 8.20. Рентгенограмма левого тазобедренного сустава б-й П. через 2 года после однополюсного эндопротезирования. Признаки фиброзной стабильной фиксации ножки эндопротеза: отсутствие остеоинтеграции, уплотнение костной ткани вдоль ножки. Во время операции признаков нестабильности ножки не было, однако она достаточно легко была удалена путем выбивания по оси.



Рис. 8.21. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава больного Л., с признаками нестабильности бедренного компонента, «усталостного» перелома ножки эндопротеза.

Анализ рентгенограмм больных, которым были

имплантированы эндопротезы бесцементной фиксации и которые не имели жалоб, показал, что наиболее характерными проявлениями реакции костной ткани на имплантат являются: резорбция внутренней поверхности шейки бедренной кости на месте контакта с "воротничком" эндопротеза (69%); наличие остеолиза на границе кость-имплантат шириной до 2-х мм, окруженного линией остеосклероза без признаков прогрессирования (79%); ширина остеолиза более 2-х мм и прогрессирование изменений указывают на нестабильность эндопротеза; утолщение кортикальной стенки на месте контакта с имплантатом и/или склероз кортикальной стенки (12 и 36% соответственно); оседание ножки до 1 см также не является признаком ее нестабильности при условии отсутствия других патологических изменений [10].

Наряду со стабильностью фиксации имплантатов, оценивают рентгенологические проявления реакции костной ткани на длительное пребывание имплантата. Наиболее часто встречающейся реакцией является “stress shielding”. Суть этого явления заключается в том, что после установки ножки эндопротеза проксимальный отдел бедренной кости выключается из нормальной нагрузки. Согласно закону Wolff’a происходит адаптивное ремоделирование костной ткани, что рентгенологически проявляется сочетанием резорбции кости в одних зонах, с гипертрофией – в других. Этот феномен в разной степени присущ как ножкам бесцементной, так и цементной фиксации. Однако наличие костного цемента, выступающего в роли некоего буфера, в значительной степени уменьшает пиковые нагрузки на кость. И наоборот, плотное внедрение массивной металлической ножки вызывает реактивные изменения костной ткани на месте контакта. Среди факторов, определяющих выраженность реакции, выделяют размер имплантата, жесткость материала, из которого изготовлена ножка, и протяженность ее пористого покрытия. Ножки, рассчитанные на врастание костной ткани в пористое покрытие в большей степени (примерно в 2,5 раза) вызывают реакцию “stress shielding”, чем те, которые не предназначены для этого. При имплантации бедренного компонента диаметром более 15 мм частота реакции увеличивается в 5 раз. Ножки с полным покрытием в два раза чаще вызывают “stress shielding”, нежели ножки с пористым покрытием только в проксимальной части [6]. Рентгенограмма с типичным проявлением реакции “stress shielding” представлена на рис. 8.22.



Рис. 8.22. Рентгенограмма правого тазобедренного сустава б-го Н., 40 лет через 2 года после первичного эндопротезирования по поводу асептического некроза головки бедренной кости. Стабильная фиксация ножки, при длительной физической нагрузке отмечает боль в бедре. Обращает внимание уплотнение костной ткани в области нижней трети ножки эндопротеза и локальный остеопороз проксимального отдела бедренной кости.

8.5. Рентгенологическая оценка реакции костной ткани на протез цементной фиксации.

При оценке стабильности протеза цементной фиксации необходимо иметь ввиду, что в норме между протезом и цементной мантией, а также цементом и костной тканью может существовать линия остеолиза шириной 1-2 мм. Это обусловлено минимальной подвижностью имплантата в цементе и всего блока в кости. Данный признак не является прогностически значимым при условии, если зона остеолиза не охватывает полностью весь имплантат и не прогрессирует при динамическом наблюдении. Ширина остеолиза более 2-х мм, изменение положения протеза, перелом цементной мантии указывают на нестабильность протеза (рис. 8.23, 8.24, 8.25).

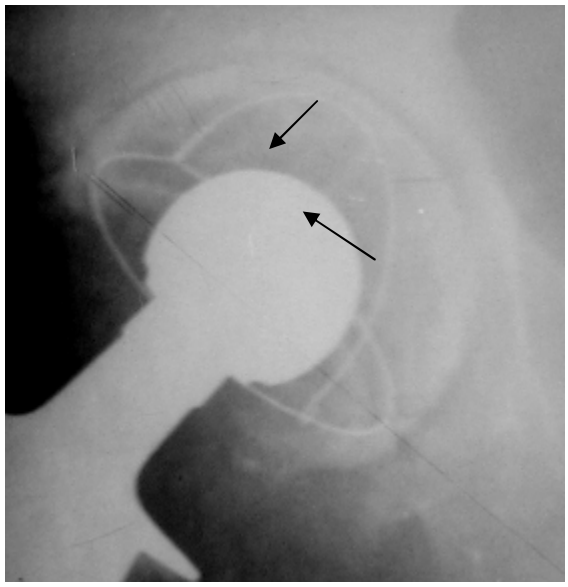
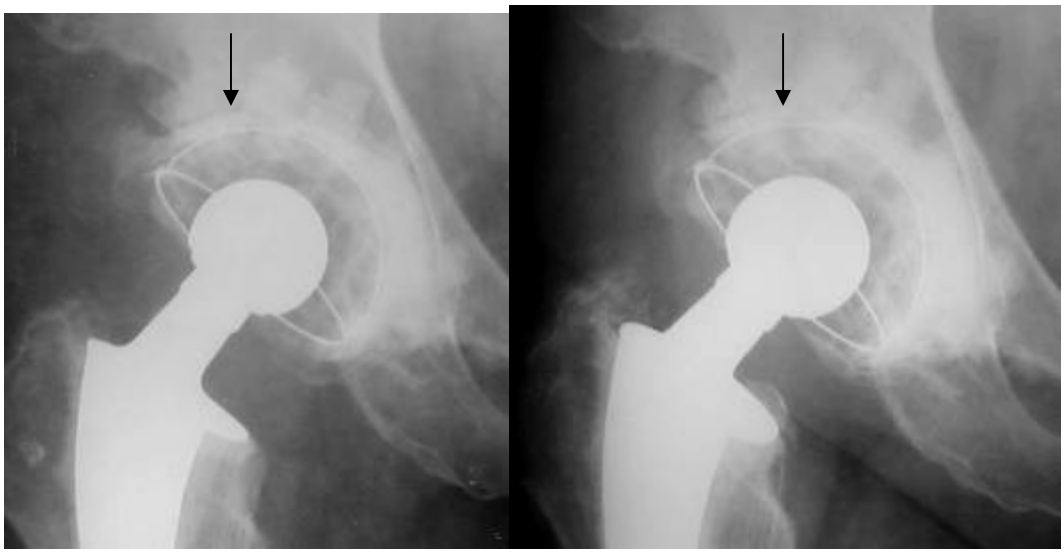


Рис. 8.23. Рентгенограмма б-го Б., 68 лет, через 2 года после первичной артропластики правого тазобедренного сустава. Зона остеолиза захватывает все зоны вокруг чашки цементной фиксации. Болевой синдром и рентгенологические признаки нестабильности послужили основанием к выполнению ревизионной артропластики. В ходе операции выявлена подвижность вертлужного компонента.



а б

Рис. 8.24. Рентгенограммы б-й К., 66 лет через год (а) и 2 года (б) после первичной артропластики правого тазобедренного сустава. В зоне 1 имеется узкая полоска просветления (остеолиз) не имеющая тенденцию к увеличению при динамическом наблюдении.



Рис. 8.25. Рентгенограмма б-й Г., 52 лет, через два года после ревизионной артропластики правого тазобедренного сустава с установкой ножки эндопротеза на костный цемент. Беспокоят боли в бедре, зона остеолиза захватывает все зоны, что свидетельствует о нестабильности бедренного компонента.

Справочная литература

1. Amstutz, H.C., Thomas, B.J., Jinnah, R., et al.:Treatment of primary arthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. J.Bone Joint Surg.(Am.) 66(2):228-241, 1988.
2. Beckenbaugh RD and Ilstrup DM: Total hip arthroplasty. A review of three hundred and thirty-three cases with long follow-up. J.Bone Joint Surg. 60A:306-313.1978.
3. Charnley J.:The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. J. Bone Joint Surg. 54B;61-76, 1972.
4. d'Aubigne M and Postel M:Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis, J. Bone Joint Surg. 36A; 451-475, 1954.
5. DeLee JG, Charnley J.: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop Relat Res. 1976 Nov-Dec;(121):20-32.
6. Engh CA, Bobyn JD.: The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1988 Jun;(231):7-28.
7. Espehaug B, Havelin LI, Engesaeter LB, Langeland N, Vollset SE. Patient sat-isfaction and function after primary and revision total hip replacement. *Clin Orthop*1998;351:135-48.
8. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC.: "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop Relat Res. 1979 Jun;(141):17-27.
9. Harris WH: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. J.Bone Joint Surg. 51A: 737-755.1969.
10. Kaplan PA, Montesi SA, Jardon OM, Gregory PR.: Bone-ingrowth hip prostheses in asymptomatic patients: radiographic features. Radiology. 1988 Oct;169(1):221-7.
11. Larson CB: Rating scale for hip disabilities. Clin.Orthop. 31:85-93, 1963.
12. Malchau H, Herberts P, Wang YX, Kärrholm J, Romanus B.: Long-term clinical and radiological results of the Lord total hip prosthesis. A prospective study. J Bone Joint Surg Br. 1996 Nov;78(6):884-91.
13. Malchau H, Wang YX, Kärrholm J, Herberts P.: Scandinavian multicenter porous coated anatomic total hip arthroplasty study. Clinical and radiographic results with 7- to 10-year follow-up evaluation. J Arthroplasty. 1997 Feb;12(2):133-48.
14. Murray DW, Carr AJ, Bulstrode C. Survival analysis of joint replacements. *J Bone Joint Surg [Br]* 1993;75-B:697-704.
15. Ritter MA, Fechtman RW, Keating EM, Faris PM.: The use of a hip score for evaluation of the results of total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 1990 Jun;5(2):187-9.
16. Ritter MA, Thong AE, Davis KE, Berend ME, Meding JB, Faris PM.: Long-term deterioration of joint evaluation scores. J Bone Joint Surg Br. 2004 Apr;86(3):438-42.
17. Robertsson O, Dunbar M, Pehrsson T, Knutson K, Lidgren L. Patient satisfaction after knee arthroplasty: a report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta Orthop Scand* 2000;71:262-7.
18. Robertsson O. Knee arthroplasty registers. J Bone Joint Surg Br. 2007 Jan;89(1):1-4.
19. Scargle JD. Publication bias: the "file-drawer" problem in scientific inference. *J Scientific Exploration* 2000;14:91-106.
20. Soderman P, Malchau H, Herberts P. Outcome after total hip arthroplasty. Part I: general health evaluation in relation to definition of failure in the Swedish National Total Hip Arthroplasty register. *Acta Orthop Scand* 2000;71:354-9.
21. Söderman P, Malchau H, Herberts P. Outcome after total hip arthroplasty. Part I. General health evaluation in relation to failure definition in the Swedish National Total Hip Arthroplasty Register. Submitted to Acta Orthop Scand 1999b.
22. Wilson PD, Amstutz HC, Czerniecki A, et al.: Total hip replacement with fixation by acrylic cement. J.Bone Joint Surg. 54A:207-236, 1972.

Глава 9. Осложнения после эндопротезирования тазобедренного сустава

9.1. Вывихи бедра.

Вывих бедра является наиболее частым осложнением после артропластики тазобедренного сустава, его частота достигает 5%. В то же время следует отметить, что у большинства больных вывих выявляется однократно и после закрытого вправления удается получить благоприятный результат (рис. 9.1). Вывих бедра является хорошо прогнозируемым осложнением, поэтому важно знать предрасполагающие факторы и минимизировать риск его развития.

Среди возможных причин, приводящих к вывиху бедра, выделить следует: хирургический доступ, ориентацию компонентов эндопротеза и «импиджмент-синдром»; восстановление баланса мягких тканей и конструктивные особенности протеза.

9.1.1. Хирургический доступ.

Существуют преимущества и недостатки в каждом из наиболее распространенных хирургических доступов, однако бесспорно, что задний доступ, несмотря на свои положительные моменты (более щадящее отношение к мышцам), таит в себе опасность вывиха бедра. В положении больного на здоровом боку происходит выпрямление физиологического лордоза и таз занимает положение сгибания, достигающего 35°. После операции таз разгибается, и вертлужная впадина может занимать положение ретроверсии. Ретроверсия в совокупности с отсечением наружных ротаторов создает предпосылки для заднего вывиха бедра. Поэтому при заднем доступе рекомендуется устанавливать вертлужный компонент в положение антеверсии под углом 25° с обязательным восстановлением капсулы сустава.

9.1.2. Ориентация компонентов эндопротеза и "импиджмент-синдром". Общепризнанно, что бедренный компонент занимает положение антеверсии под углом 15-20°, что соответствует анатомическому положению шейки бедренной кости, однако при диспластическом коксартрозе, антеверсия шейки бедренной кости порой составляет 40-45°. Сложнее обстоит дело с вертлужным компонентом. Рекомендуемое с точки зрения наибольшей стабильности сустава положение чашки составляет 30-50° отведения и 15-30° сгибания. Обычная ориентация вертлужной впадины – 45° отведения и 20-25° антеверсии. Нормальный тазобедренный сустав сохраняет стабильность, т.к. это обеспечивается большими размерами головки и сохраненной капсулой. При неправильной ориентации компонентов эндопротеза стабильность сустава может быть защищена мягкими тканями и восстановленной капсулой. Однако, как показали исследования, примерно в 0,4-1% случаев возникают поздние вывихи бедра (через 2 года после операции и позже), что свидетельствует о том, что не всегда мягкие ткани способны поддерживать стабильность сустава при нарушенной пространственной ориентации одного из компонентов. Нередко причиной вывиха может быть

использование стандартной конструкции бедренного компонента, ориентированного на заднюю стенку шейки бедренной кости, что создает условия для переднего вывиха бедра. Предоперационное планирование и интраоперационная оценка ситуации позволяет избежать осложнений за счет замены ножки, либо ее установки с учетом анатомических особенностей проксимального отдела бедренной кости (наиболее удобной в этом отношении является коническая ножка Wagner'a). Другая причина развития вывиха бедра – это наличие контакта шейки эндопротеза с краем вертлужной впадины в крайних положениях. Такими зонами являются остеофита задне-нижнего и переднего края вертлужной впадины, которые необходимо резецировать.

9.1.3. Восстановление баланса мягких тканей.

Концепция "баланса" более часто используется при артропластике коленного сустава, однако она также существует и при эндопротезировании тазобедренного сустава. После установки пробных имплантатов протеза хирург должен решить два вопроса: стабильно ли положение бедра и находится ли оно в состоянии баланса. Если протез установлен правильно, то бедро должно быть одинаково стабильно как в положении сгибания, отведения и внутренней ротации, так и при приведении, тракции по оси, сгибании бедра до 15° и наружной ротации. Многие больные с тяжелыми формами диспластического коксартроза имеют порочную установку конечности в виде фиксированной наружной ротации. Важным моментом операции является устранение этой контрактуры путем рассечения наружных ротаторов, в противном случае избыточное натяжение задних структур области тазобедренного сустава может привести к развитию вывиха бедра. Аналогичная ситуация возникает при тяжелых формах приводящей контрактуры тазобедренного сустава и требует обязательного пересечения сухожилий приводящих мышц. Нередко длительно существующая приводящая контрактура в тазобедренном суставе приводит к компенсаторному развитию вальгусной деформации коленного сустава. В этом случае для увеличения стабильности сустава необходимо предусмотреть более горизонтальное положение чашки и, если это возможно, планировать ножку с шеечно-диафизарным углом равным 126°. Частота вывихов бедра значительно выше у больных ранее перенесших операции первичной артропластики тазобедренного сустава, а также имеющих нарушение мышечного баланса в связи с длительной гиподинамией (ложные суставы шейки бедра) и неврологическими заболеваниями. При наличии мышечного дисбаланса, наряду с правильной пространственной ориентацией компонентов эндопротеза важным элементом операции является бережное отношение мышцам, восстановление капсулы сустава.

9.1.4. Дизайн эндопротеза.

Дизайн шейки, головки и вертлужного компонента эндопротеза имеют большое значение в профилактике вывихов бедра. К примеру, важным этапом операции является восстановление "оффсета". Имея имплантаты с большим шеечно-диафизарным углом тяжело восстановить нормальный "офсет", без существенного увеличения длины ноги, это может привести к нарушению баланса мягких тканей и создать угрозу развития импиджмент-синдрома. Наряду с "оффсетом" важное значение имеет передне-задний размер конуса шейки протеза. Если используется большой конус, то это ограничивает амплитуду движений сустава за счет контакта края шейки и вертлужного компонента в сравнении с конусом малых размеров. То же самое происходит при установке полиэтиленового вкладыша с 10°, а тем более 20° наклоном. Для увеличения амплитуды движений и уменьшения риска импиджмент-синдрома шейка протеза делается уплощенной, а край полиэтиленового вкладыша – закругляется.

Следующим важным моментом является выбор размера головки эндопротеза. С увеличением диаметра головки увеличивается стабильность сустава, однако также увеличивается износ полиэтилена. Поэтому наиболее сбалансированным размером головки является диаметр 28 мм, который обеспечивает амплитуду движений в 126°. Эта точка зрения начинает пересматриваться с появлением новой генерации полиэтилена, т.н. крестосвязанного полиэтилена, который позволяет использовать головки диаметром 36мм, однако отдаленные сроки его применения пока непродолжительные.

Все эти технические нюансы важно учитывать при выборе той или иной модели протеза.

9.1.5. Лечебная тактика при рецидивирующей нестабильности бедра.

При первом вывихе бедра и отсутствии признаков выраженной дезориентации компонентов протеза осуществляют консервативный метод лечения, включающий репозицию и иммобилизацию сустава при помощи ортеза, укороченной гипсовой тазобедренной повязки в положении отведения на срок от 4 до 6 недель.

При развитии повторных вывихов показано оперативное лечение. Важно до операции определить причину развития нестабильности. С этой целью необходимо оценить ориентацию компонентов эндопротеза и возможное наличие импиджмент-синдрома. На основании данных стандартных рентгенограмм важно определить степень стирания полиэтилена и эксцентрическое смещение головки эндопротеза внутри чашки. Кроме того, рентгенограммы должны быть изучены на предмет остеолиза, что может указывать на избыточный износ полиэтилена. Даже если вертлужный компонент первично был установлен правильно (прежде всего, с позиции антеверсии), то с течением времени его ориентация может изме-

ниться за счет оседания протеза на месте остеолиза, а избыточный износ полиэтилена приводит к нестабильности сустава. Если это происходит, то это может сопровождаться развитием вывихов сустава и единственным решением является ревизионная артропластика.

Цель операции при повторяющихся вывихах бедра - добиться создания стабильного положения эндопротеза. Это можно сделать путем увеличения "оффсета", восстановления натяжения мышц и изменения положения компонентов эндопротеза. Во время операции, если компоненты эндопротеза ориентированы правильно, то иногда достаточно увеличить натяжение мышц, стабилизирующих сустав путем низведения большого вертела. Однако как самостоятельная процедура эта манипуляция редко приносит успех. Чаще ее выполняют в комбинации с заменой головки (либо для увеличения длины шейки, либо - диаметра головки), заменой вкладыша (на вкладыш с антилюксационным краем) и как крайняя мера - изменение положения вертлужного компонента. Замену бедренного компонента для повышения стабильности эндопротеза выполняют крайне редко, при явной ошибке в ориентации. Нередко причиной вывиха является комбинация провоцирующих отклонений, например: антеверсия чашки 20°, установка ножки с 20° антеверсией, короткая шейка головки при наличии выраженных рубцов заднего отдела капсулы. Устранение одного, двух факторов достаточно для создания стабильности сустава.

Иногда, несмотря на все манипуляции и правильную ориентацию компонентов эндопротеза, вывихи бедра сохраняются. Как правило, причиной этому служат неврологические заболевания или недостаточность отводящих мышц. В этом случае возможным выходом из сложного положения является имплантация "связанного" эндопротеза (головка эндопротеза прочно связана с вертлужным компонентом). Однако надо помнить, что в этом случае избыточная нагрузка будет приходиться на место контакта вертлужного компонента и кости (рис. 9.1, 9.2).

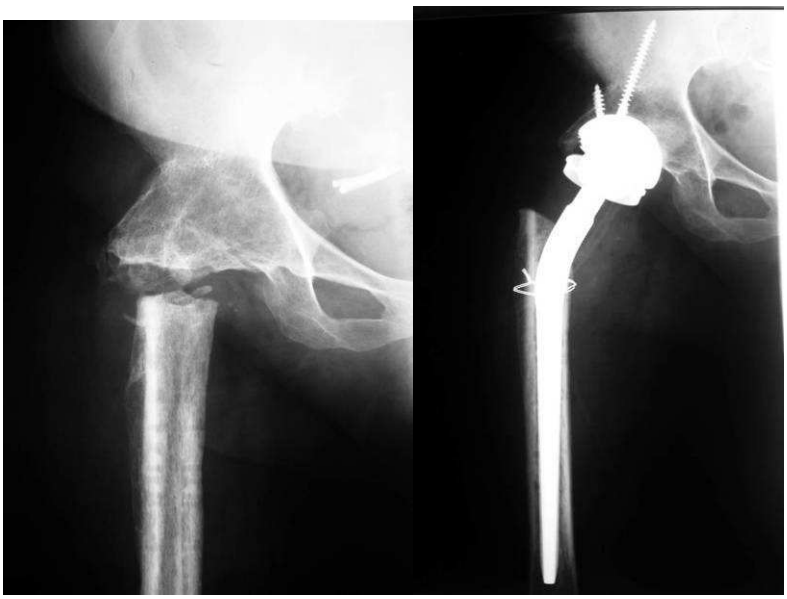


Рис. 9.1. Рентгенограммы б-й К., 49 лет, анкилоз правого тазобедренного сустава, ложный сустав верхней трети бедра после корригирующей остеотомии: а) до операции; б) учитывая выраженную недостаточность отводящих мышц, выполнена установка связанного эндопротеза (чашка Trilogy, ножка Вагнера, головка 32 мм, Zimmer).

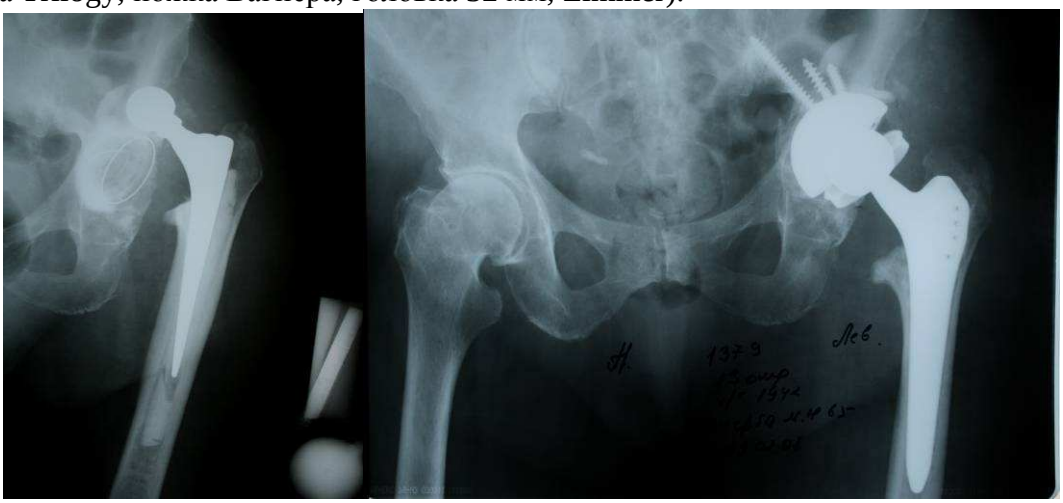


Рис. 9.2. Рентгенограммы б-й Щ., 81 года с рецидивирующим вывихом левого бедра, нестабильностью бедренного компонента эндопротеза: а)вертлужный компонент установлен вертикально, смещение ножки цементной фиксации каудально; б) удаление эндопротеза, в связи с недостаточностью ягодичных мышц установлен связанный эндопротез: чашка Trilogy, ножка Alloclassic (Zimmer).

9.2. Перипротезные переломы бедренной кости.

Переломы бедренной кости, интра и послеоперационные, являются одним из наиболее тяжёлых осложнений как первичного, так и ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава, требующим пристального внимания и системного подхода.

В последние годы отмечается увеличение частоты встречаемости данного осложнения, что обусловлено неуклонным ростом количества выполняемых операций эндопротезирования тазобедренного сустава, в особенности ревизионных, при которых, как правило, имеет место потеря костной массы, ослабление бедренной кости, что, безусловно, является предпосылками для повышения риска возникновения переломов.

По времени возникновения перипротезные переломы могут быть как интраоперационные (при выполнении этапов операции), так и постоперационные (возникают через дни, месяцы или даже годы после операции). Отдельно стоит отметить связь между частотой возникновения перипротезных переломов и способом фиксации компонента (цементная или бесцементная), типом операции (первичная или ревизионная). По данным литературы частота интраоперационных переломов бедренной кости, при установке компонентов цементной фиксации (при первичном эндопротезировании) составляет менее 1%, при имплантации компонентов бесцементной фиксации от 3 до 20 % [14]. В ревизионном эндопротезировании при установке имплантатов цементной фиксации частота возникновения переломов бедренной кости достигает 3-6,3% [35], при установке компонентов «press-fit» фиксации –

17,6-46 % [75]. Как известно, в настоящее время, с увеличением количества операций первичного эндопротезирования повышается доля осложнений, связанных с данной операцией, неуклонно растёт число выполняемых ревизий, соответственно в будущем частота развития перипротезных переломов бедренной кости будет неуклонно расти. Таким образом, проблема перипротезных переломов в настоящее время является одной из наиболее актуальных у ортопедов мира, требует детального изучения, разработки мер профилактики и алгоритмов лечения.

Для борьбы с перипротезными переломами необходимо знать факторы, повышающие риск развития данного осложнения. D.S. Garbuz (1999) разделил все факторы на три группы: зависящие от пациента (состояние костной ткани), от хирургической техники и от особенностей имплантируемой конструкции, однако, необходимо добавить, что в каждом случае всегда есть свои особенности – наличие и локализация дефектов бедра, степень снижение плотности костной ткани, сопутствующая соматическая патология и индивидуальная реакция на инородный материал. Таким образом, перипротезные переломы бедра являются мультифакторным осложнением операции эндопротезирования тазобедренного сустава.

9.2.1. Интраоперационные переломы бедренной кости.

К факторам, зависящим от пациента, относится качество и плотность костной ткани бедра. Безусловно, риск развития переломов бедра при выполнении ревизионных операций значительно выше, чем при первичных артропластиках, что связано со снижением плотности костной ткани после ряда перенесённых операций. Остеолиз является основной причиной перипротезных переломов при ревизионных вмешательствах. Снижение плотности костной ткани обусловленное остеопорозом, ревматоидным артритом, болезнью Паджета также увеличивает риск развития данного осложнения.

Отдельно стоит отметить возникновение переломов бедренной кости при проведении артропластик у пациентов с деформациями проксимального отдела бедра при диспластических коксартрозах. Данная группа пациентов заслуживает особенного внимания и требует тщательного предоперационного планирования с разработкой превентивных мер, таких как наложение серкляжей до обработки канала бедренной кости, более широкое выделение проксимального отдела бедра.

Интраоперационные переломы бедренной кости могут возникнуть при обработке костного канала, при вывихивании головки эндопротеза, при удалении бедренного компонента и костного цемента (при ревизионном эндопротезировании). Особого внимания заслуживают ситуации, где артропластике тазобедренного сустава предшествовали корригирующие остеотомии, металлоостеосинтез с установкой различных имплантатов. В этих слу-

чаях удаление металлоконструкций целесообразно проводить после вывихивания головки бедра.

В ряде случаев, когда выявлено ослабление проксимального отдела бедренной кости, целесообразно проводить остеотомию большого вертела, что снижает напряжение с бедра, обусловленное натяжением мягких тканей.

При проведении ревизионных артропластик, переломы бедренной кости наиболее часто возникают на этапе удаления имплантата и остатков костного цемента, при обработке костного канала, установке нового компонента.

Для профилактики переломов бедра в ревизионном эндопротезировании рекомендована адекватная визуализация бедренного канала с использованием при необходимости С-дуги, применение специальных инструментов, позволяющих без особых нагрузок на бедро максимально удалить фрагменты цемента и продукты износа компонентов эндопротеза. В ряде случаев, при удалении бедренного компонента, для более полной визуализации костного канала и удаления цемента проводят окончатую монокортикальную остеотомию бедра, однако данный способ требует последующей установки длинных «ножек», проведения аллокостной пластики области остеотомии кортикальными трансплантатами с целью повышения механической прочности кости.

При проведении первичного эндопротезирования с установкой компонента бесцементной фиксации этапами «риска» являются, обработка канала бедренной кости и непосредственная имплантация «ножки». Желание хирурга обеспечить «press-fit» эффект, особенно при использовании изогнутых ножек, может привести к перелому бедренной кости. Тщательное предоперационное планирование, определение размера компонента и глубины его посадки при установке компонента бесцементной фиксации являются необходимыми условиями снижения риска возникновения переломов бедра.

При проведении ревизионных операций фактором, влияющим на риск развития перипротезного перелома, является правильное определение формы и направления канала, выбор модели имплантата. Особые сложности возникают при ревизионной артроплатике, когда ножка предыдущего протеза была установлена неправильно, или вследствие давления на кость сформировались несколько «ложных» ходов (рис. 9.3).

Меры профилактики перипротезных переломов должны определяться при предоперационном планировании. Особое внимание должно быть уделено состоянию костной ткани, выявлению зон остеолиза. Важное место при предоперационном планировании ревизионной операции занимает информация о ранее установленном компоненте – способе фиксации, особенностям установки и дизайна, ориентации ножки по отношению к костному каналу бедра. Таким образом, при проведении первичного и в особенности ревизионного

эндопротезирования во избежание одного из наиболее тяжёлых осложнений – переломов бедренной кости, необходима комплексная оценка состояния костной ткани бедра, тщательное предоперационное планирование с разработкой мер профилактики возникновения перипротезных переломов. В целом имплантация длинных «ножек» с узкой проксимальной частью значительно снижает риск развития перипротезных переломов, компоненты клиновидной формы, наоборот являются частой причиной образования трещин, сколов проксимального отдела бедренной кости.



а)



б)



в)



г)

Рис. 9.3. Р-граммы больных после первичной артропластики с ослабленным диафизом бедренной кости (а,б) или неправильным направлением сформированного канала (в,г).

9.2.2. Послеоперационные переломы бедра.

К факторам, повышающим риск развития перипротезных переломов бедренной кости в послеоперационном периоде относят также снижение плотности костной ткани пациента (остеолиз, остеопения) и особенности техники проведенной артропластики. В послеоперационном периоде, как правило, перипротезные переломы сопутствуют развитию нестабильности имплантата, поэтому ранняя диагностика развивающейся нестабильности

бедренного компонента эндопротеза является основной мерой профилактики постоперационных переломов бедра.

Среди факторов, связанных с особенностями хирургической техники основным является нарушение целостности «стенок» бедренного канала.

Кортикальные дефекты, такие как трещины, отверстия после удаления винтов, окончатые дефекты после монокортикальных остеотомий (при ревизионном эндопротезировании), очаги остеолиза должны укрепляться костными трансплантатами, стеркляжами, специальными лентами, либо другими способами, так как являются факторами, повышающими риск развития перипротезных переломов бедра в послеоперационном периоде.

9.2.3. Классификации перипротезных переломов бедренной кости.

В современной ортопедии существует ряд классификаций перипротезных переломов, наиболее известные из них классификации Johannson et al (1981), Vancouver (1995) и Duncan (1995).

Классификация перипротезных переломов Johannson et al (1981) является одной из наиболее простых и распространённых. В ее основе лежит локализация перелома по отношению к бедренному компоненту эндопротеза и включает три типа. Тип I – переломы бедра в области проксимальной части компонента. Тип II – переломы бедренной кости вокруг компонента эндопротеза до его верхушки, в основном выше ее. Тип III – переломы дистальнее верхушки эндопротеза. Данная классификация не учитывает степень стабильности компонента, отсутствует оценка остеолиза бедренной кости.

Классификация, предложенная Duncan C.P. (1995) учитывает локализацию перелома по отношению к бедренному компоненту эндопротеза, степень стабильности самого имплантата, выраженность остеолиза и может быть использована для предоперационного планирования.

Тип A включает перелом большого или малого вертелов, трещины межвертельной области, которые, как правило, происходят непосредственно во время введения имплантата (рис. 9.4).

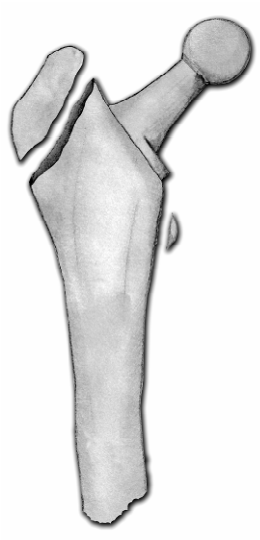
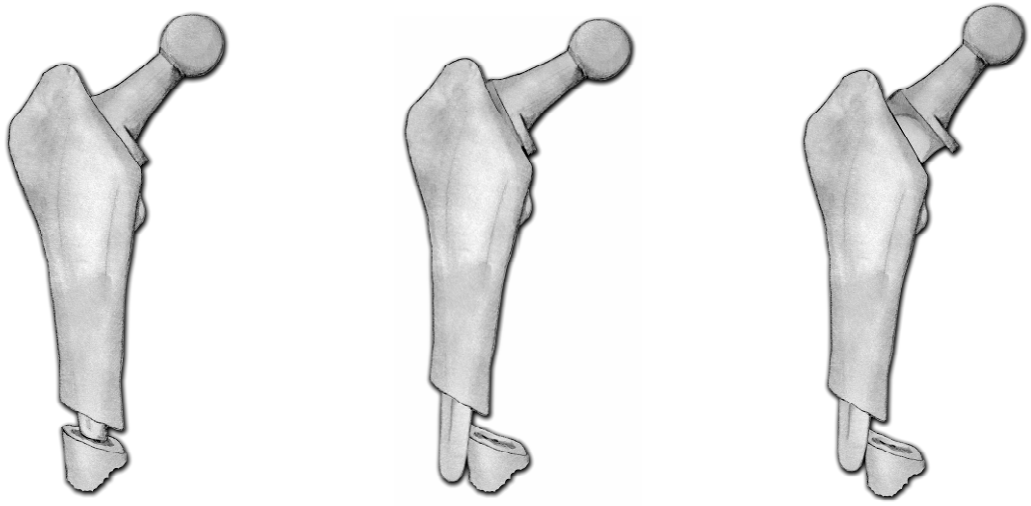


Рис. 9.4. Тип А перипротезных переломов (по классификации Duncan, 1995).

Тип В-1 представляет собой перелом бедренной кости в области ножки эндопротеза. Компонент стабилен (рис. 9.5 а). Тип В-2 отличается от типа В-1 потерей стабильности компонента (рис. 9.5 Б). Тип В-3 представляет перелом бедренной кости на уровне ножки протеза на фоне выраженного остеолиза костной ткани, который и является причиной перелома (рис. 9.5 С). Тип - С включает переломы бедренной кости дистальнее ножки протеза (рис. 9.6).



В-1 В-2 В-3

Рис. 9.5. Варианты перипротезных переломов типа В (по классификации Duncan, 1995)

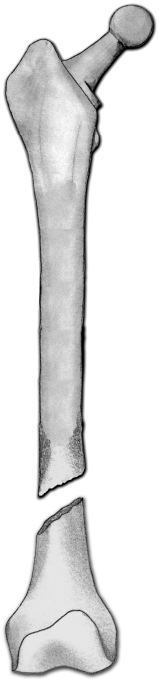


Рис. 9.6. Тип С перипротезных переломов (по классификации Duncan, 1995).

9.2.4. Принципы лечения.

В качестве иллюстраций, приводим несколько клинических перепротезных переломов бедренной кости.

Тип А. Переломы фиксируются серкляжными швами, либо спицами и проволокой (при отрывных переломах большого вертела) и не оказывают существенного влияния на реабилитационный период и результаты операции (рис. 9.7).

Клинический пример:

Больной Г., 64 года. Первичное эндопротезирование с установкой эндопротеза гибридной фиксации. Через 2 года после операции развилась нестабильность бедренного компонента. В ходе ревизионной артропластики произошел перелом большого вертела, который был фиксирован спицами и серкляжом. При контрольной Rg-графии через 2 года – консолидация перелома.



а б в

Рис. 9.7. Рентгенограммы больного Г. до (а) , после операции (б) и на контрольном осмотре через 2 год (в).

Тип В-1. Методом выбора служит остеосинтез перелома, который может быть осуществлен при помощи накостной пластины, кортикальных аллокостных трансплантатов или винтов (при линии перелома дистальнее верхушки протеза). Чаще других применяется комбинация накостной пластины и костных трансплантатов.

Больной Е., 50 лет, первичное эндопротезирование выполнено по поводу правостороннего коксартроза с установкой эндопротеза бесцементной фиксации. Через 2 месяца после операции больной поскользнулся и при падении получил перелом бедренной кости. В ходе операции выявлена стабильность имплантата, выполнена фиксация перелома винтами и кортикальными аллотрансплонтатами. Консолидация перелома с полностью восстановленной функцией сустава.

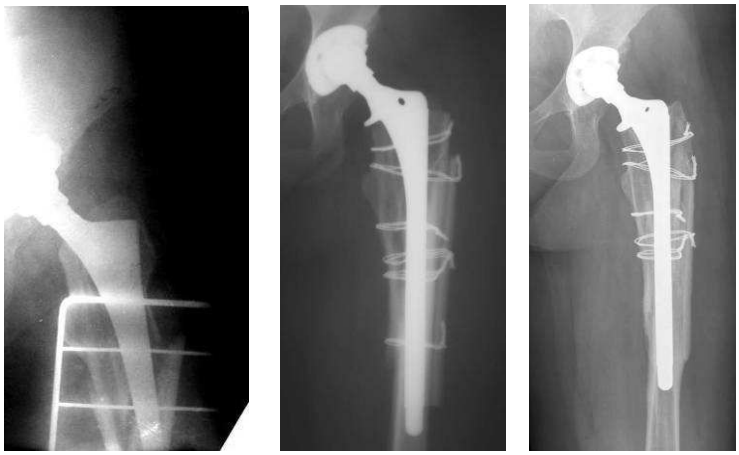


Рис. 9.8. Рентгенограммы больного Е.: а) правосторонний коксартроз, б) имплантация эндопротеза бесцементной фиксации, в) перипротезный перелом тип В-1 через 2 м-ца после операции, г) консолидация перелома после остеосинтеза и укрепления линии перелома кортикальными аллотрансплантатами.

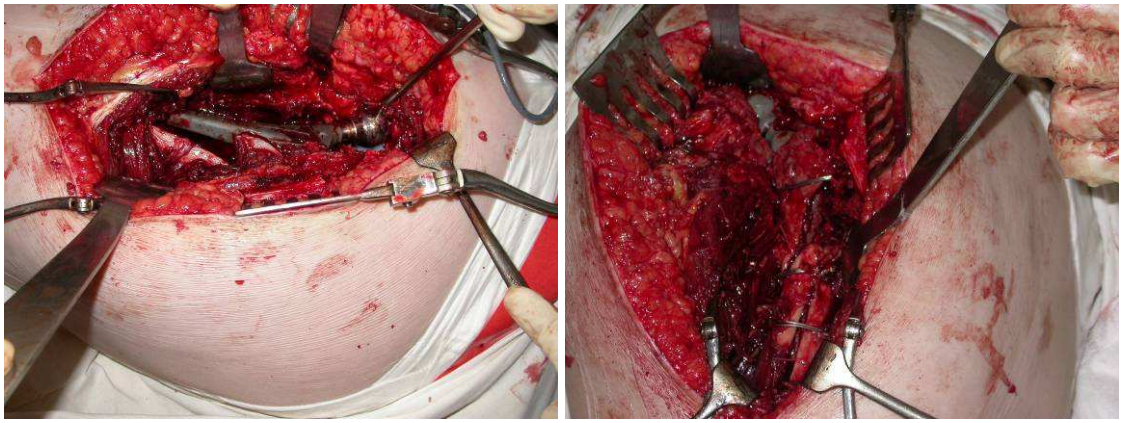
Тип В-2. Такие переломы лечатся путем замены бедренного компонента на новый, обеспечивающий прочную дистальную фиксацию, с одновременным восстановлением костной основы проксимального отдела бедра на имплантате. Выбор ножки определяется формой канала и состоянием костной ткани.

Больная В., 36 лет, первичное эндопротезирование по поводу левостороннего коксартроза выполнено в мае 2002г., установлена ножка Versys ET (Zimmer, Warsaw), послеоперационный период протекал без осложнений с полным востановлением функции и опороспособности ноги через 3 месяца. Через 6 месяцев больной попадает в дорожно-транспортное происшествие и вследствие прямого удара по коленному суставу возникает перипротезный перелом типа В-2. Особенностью перипротезных переломов при наличии

клиновидных ножек является "взрывной" характер повреждения проксимального отдела бедренной кости с образованием множества костных фрагмнтов (рис. 9.9). Установлена ревизионная полнопокрытая ножка дистальной фиксации, костные фрагменты уложены вокруг ножки и фиксированы при помощи кортикальных аллотрансплантатов.



а б в



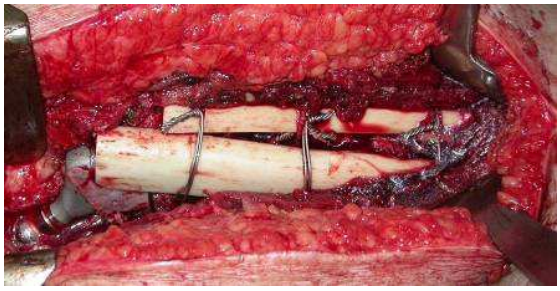


Рис. 9.9. Рентгенограммы больной В: а) перипротезный перелом бедра тип В-2 б), после реэндопротезирования, в) через два года после операции, г) этапы операции: свободно лежащая ножка эндопротеза, окруженная костными фрагментами, установлена ревизионная ножка, костные фрагменты фиксированы серкляжными швами к ножке, зона перелома укреплена костными аллотрансплантатами

Тип В-3. Это наиболее тяжелый вариант осложнения, оперативное лечение предполагает применение длинных ревизионных ножек дистальной фиксации (как бесцементных,

так и цементных) и костно-пластическое замещение дефектов костной ткани проксимального отдела бедра.

Больной О., 82 года, оперирован по поводу перелома шейки бедренной кости, установлен однополюсный эндопротез. В результате выраженного остеолиза вокруг ножки развился перипротезный перелом. При операции выраженное истончение и перфорации кортикальных стенок проксимального отдела бедренной кости. Установлена ревизионная ножка на костный цемент, комбинирована аллокостной пластикой стружкой и кортикальными трансплантатами.

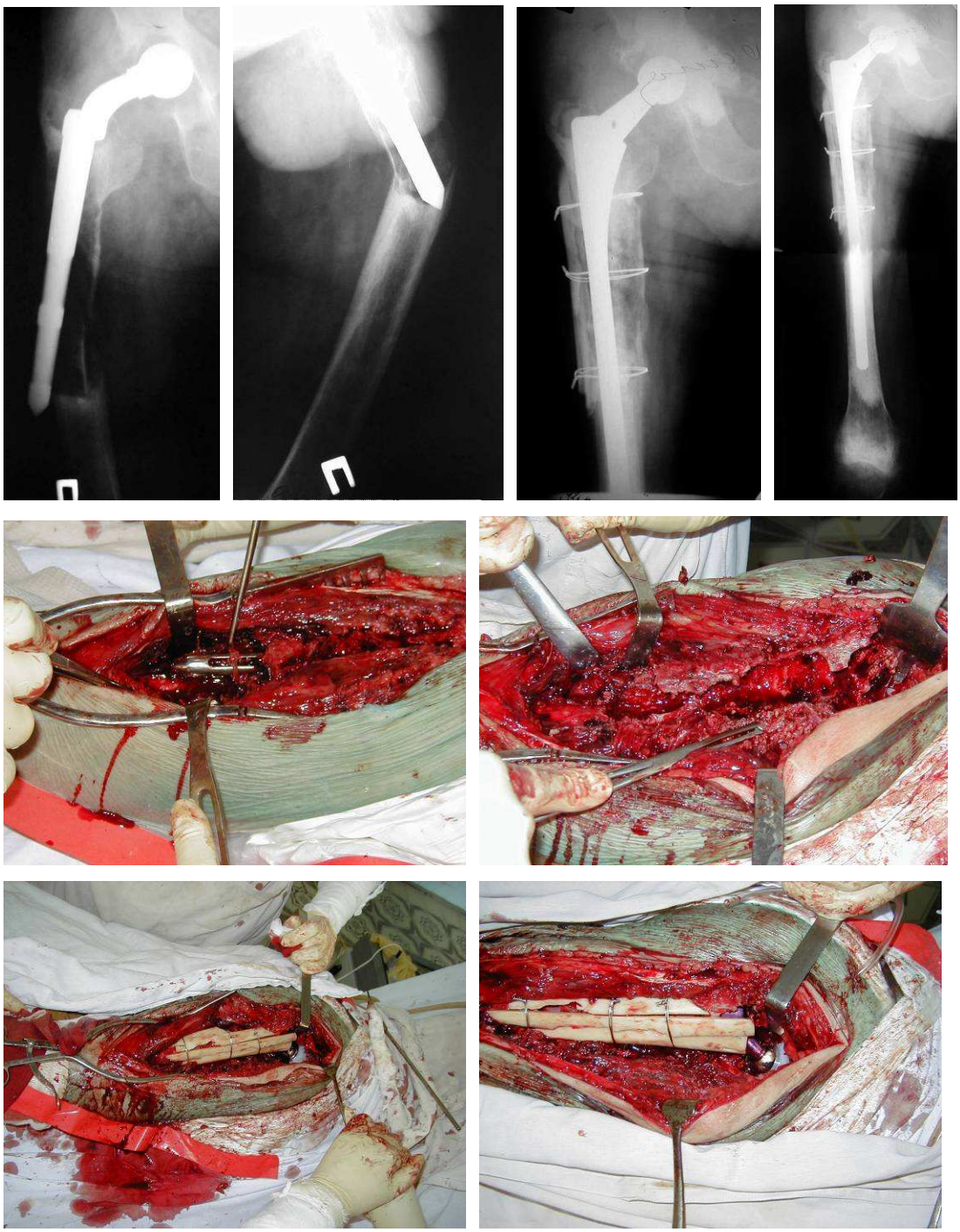


Рис. 9.10. Рентгенограммы больного О.: а,б) с перипротезным переломом тип В-3, в) сразу после операции г) через шесть месяцев; Интраоперационные фотографии: дефект бедренной

кости после удаления эндопротеза и аллокостная пластика кортикальными трансплантатами проксимального отдела бедренной кости вокруг ножки эндопротеза.

Тип С. включает переломы бедренной кости дистальнее ножки протеза и лечится с применением стандартных методик остеосинтеза. Винты на уровне ножки эндопротеза проводятся по касательной либо монокортикально.

Больной В., 67 лет, первичное эндопротезирование по поводу перелома шейки правого бедра, установлен эндопротез фирмы «Zimmer» цементной фиксации. Через 8 месяце, в результате травмы произошёл перелом бедренной кости ниже бедренного компонента. Выполнен металлостеосинтез перелома пластиной, винтами, проволочными серкляжами. На контрольных рентгенограммах через 10 месяцев компонент стабилен, выявлены признаки консолидации перелома.

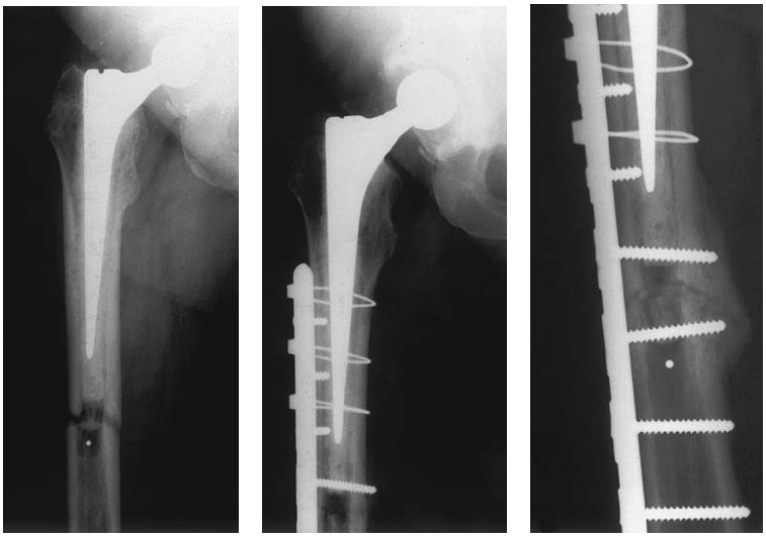


Рис. 9.11. Рентгенограммы больного В.: а) перипротезный перелом тип С, б) сразу после операции, в) через 10 месяцев после остеосинтеза.

В целом, подход к лечению перипротезных переломов определяется его уровнем и стабильностью фиксации имплантата. При стабильной фиксации эндопротеза выполняется остеосинтез бедренной кости, желательно с использованием кортикальных аллотрансплантатов, при наличии патологической подвижности ножки необходима ее замена на ревизионную.

9.3. Асептическое расшатывание эндопротеза.

Остеолиз и асептическое расшатывание компонентов эндопротеза является основной проблемой, определяющей длительность функционирования протеза и, в конечном итоге, клинический результат операции. Рассмотрим некоторые возможные механизмы асептического расшатывания эндопротезов.

Вертлужный компонент. Предрасполагающими факторами к остеолизу вокруг вертлужного компонента (независимо от способа фиксации) являются молодой возраст больных, активный образ жизни, избыточная масса тела, женский пол. Среди "местных" факторов выделяют ацетабулярную дисплазию, ревматоидный артрит, переломы вертлужной впадины, предшествующую выраженную контрактуру сустава (или анкилоз). Меньшее влияние оказывали протрузия вертлужной впадины, асептический некроз и болезнь Педжета.

Остается открытым вопрос о влиянии положения чашки на частоту расшатывания. Ориентация вертлужного компонента определяет направление сил, действующих на таз, стабильность протеза и амплитуду движений в суставе. Однако имеются противоречия в результатах исследований корреляции наклона чашки и ее асептического расшатывания. Оказалось, что более важным фактором является степень покрытия вертлужного компонента костной тканью и плотность первичной посадки ее в вертлужной впадине.

Попытки применения улучшенной цементной техники и полиэтиленовых чашек, покрытых металлом, также не привели к ожидаемому успеху. Отдаленные результаты были даже хуже, чем при использовании обычных полиэтиленовых вертлужных компонентов.

Подобные результаты натолкнули исследователей на мысль, что причина нестабильности кроется в биологическом ответе костной ткани на присутствие имплантата, проявляющемся резорбцией кости вокруг протеза. Многочисленные гистологические исследования показали, что процесс резорбции кости начинается с периферии чашки и постепенно распространяется к ее куполу (рис. 9.12).

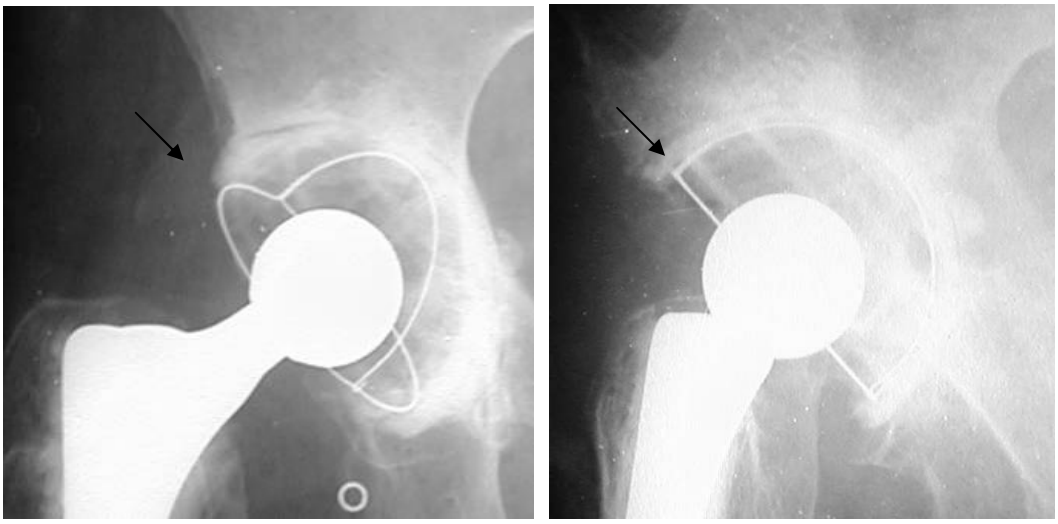


Рис. 9.12. Рентгенограмма правого тазобедренного сустава б-й М., 72 лет, через 1 год после операции: узкая полоска просветления начинается с периферии вертлужного компонента.

Между имплантатом и костной тканью образуется толстая мембрана, содержащая большое количество макрофагов, гигантские клетки, частицы полиэтилена, расположенные

как вне клеток, так и внутри их. Изучение образцов материалов, полученных при ревизионной замене цементной чашки, показало, что цитокины располагаются на поверхности мембраны, доминирующим видом клеток являются макрофаги в сочетании с фибробластами. Гистохимический анализ выявил наличие интерлейкина-1β и фактора роста (PDGF), которые образуются макрофагами, расположенными на поверхности мембраны. Процесс остеолиза можно представить себе следующим образом. В результате стирания полиэтилена образуются мелкие частицы, которые мигрируют вдоль границы кость-цемент или кость-имплантат, вызывают пролиферативную реакцию и активизацию макрофагов, которые, обладая свойствами остеокластов, приводят к резорбции костной ткани. Для чашек бесцементной фиксации, кроме этого, имеют значение технические приемы подготовки костного ложа, состояние самой костной ткани (остеопороз) и степень первичной фиксации эндопротеза. Количество продуктов стирания полиэтилена зависит от нескольких факторов, таких как полировка и степень конгруэнтности внутренней поверхности чашки и полиэтиленового вкладыша, стабильность фиксации вкладыша и толщина полиэтилена, наличие отверстий для винтов.

Бедренный компонент. Частота асептического расшатывания бедренного компонента цементной фиксации за последние 10 лет значительно уменьшилась (с 30-40% до 1,3-8%). Такое существенное уменьшение нестабильности связано с улучшением дизайна ножек, совершенствованием техники цементирования (использование пробок для блокирования костно-мозгового канала, тщательное высушивание канала, вакуумное замешивание цемента, "прессуризация"). И все же проблема нестабильности бедренного компонента остается актуальной. Проведенные исследования проксимального отдела бедра вместе с ножкой эндопротеза, которые были получены при аутопсии в сроки от 2 недель до 17 лет после артропластики, показали различную степень рентгенологического просветления на границе цемент-кость, которая на большем своем протяжении была интактной и лишь на небольших участках имелась фиброзная ткань. Отделение протеза от цемента чаще всего наблюдалось в местах наибольшей нагрузки - проксимальном и дистальном концах ножки. Нарушение связи между цементом и протезом является наиболее ранним проявлением нестабильности, прогрессирование которого приводит в дальнейшем к перелому цементной мантии. Переломы имеют два направления - по окружности и радиально в толщу мантии, нередко начинаются у острого края имплантата или на месте дефекта цементного покрытия.

Существенное значение имеют дизайн протеза и техника операции. Анализ отдаленных наблюдений (более 21 года) применения ножек цементной фиксации показал, что лучшие результаты были в случае комбинации двух признаков: цементной мантии 2-5 мм и остатка губчатой костной ткани менее 2 мм по внутренней поверхности проксимального

отдела бедра после обработки рашпилями. Ножка была более стабильна, если она заполняла не менее половины костно-мозгового канала. Неудачи чаще наблюдались при варусной установке протеза (начиная от 5 градусов) в сравнении с нейтральным или вальгусным его положением.

Стабильность ножки бесцементной фиксации определяется комбинацией многих факторов. Этот процесс являет собой пример взаимодействия механических и биологических составляющих и включает дизайн и материал из которого изготовлен протез, качество первичной фиксации, ответ окружающих тканей на имплантат и продукты износа металла и полиэтилена, реакция костной ткани на постоянно испытываемую нагрузку. В теории расшатывания наибольшее значение имеют микроподвижность, реакция тканей на различные материалы и продукты их износа, перегрузка и остеолиз.

Исследования процесса врастания костной ткани в пористое покрытие ножки эндопротеза показали, что остеоинтеграция была возможна при микроподвижности имплантата до 50 μm, при подвижности более 100 μm образовывалась фиброзная спайка. Исследования методом конечных элементов показали, что протяженность пористого покрытия оказывает существенное влияние на стабильность протеза, минимальное покрытие имплантата должно составлять треть его длины. Если же ножка протеза имеет полное покрытие, то возникает эффект шунтирования с исключением из нагрузки проксимального отдела бедра и развитием остеопороза в этой зоне. Когда процесс остеоинтеграции завершен, наибольшая подвижность наблюдается на участке имплантата, не имеющего покрытие.

В последнее время при рассмотрении механизмов нестабильности ножек бесцементной фиксации особое внимание уделяется реакции костной ткани на частицы износа материалов, из которых изготовлен сам протез и продукты разрушения биологических тканей. Причиной появления частиц стирания являются неровности протеза и различия материалов по плотности. Наибольшее давление наблюдается на месте контакта неровных поверхностей, что вызывает появление частиц износа. Механизм образования продуктов стирания включает такие феномены как абразия, адгезия, усталость материала.

Продукты стирания и разрушения металла, цемента, полиэтилена и других материалов, применяемых при изготовлении эндопротеза (т.н. "дебрис") образуют биологически активную смесь, ответом на которую является появление макрофагов. Основную часть "дебриса" составляют частицы полиэтилена. Существуют различные результаты измерения величины стирания полиэтилена (ПЭ), на опыте ревизионной артропластики износ составляет, в среднем, 0,19 мм/год. Скорость износа ПЭ зависит от его качества и диаметра головки протеза - по мере увеличения размера шара стирание ПЭ увеличивается. В последние годы появились положительные публикации об отдаленных результатах клинического приме-

нения крестосвязанного ПЭ, скорость стирания которого минимальна (мерее 0,1 мм в год) и не зависит от его толщины и диаметра головки.

9.4. Парапротезная инфекция

Интенсивное развитие эндопротезирования тазобедренного сустава наряду с высоким реабилитационным потенциалом данной операции сопровождается увеличением числа случаев глубокой инфекции в области хирургического вмешательства, составляя по данным отечественных и зарубежных авторов от 0,3% до 1% при первичной артопластики, а при ревизионных операциях до 40% и более процентов [18, 37, 39]. Лечение инфекционных осложнений после подобного рода операций процесс длительный, требующий применения дорогостоящих медикаментов и материалов [51].

Вопросы лечения пациентов, у которых развился инфекционный процесс после эндопротезирования тазобедренного сустава, продолжают до сих пор оставаться актуальной темой для дискуссий среди специалистов. Когда-то считалось абсолютно недопустимым имплантировать эндопротез в пораженную инфекцией область. Однако, развитие понимания патофизиологии инфекции, связанное с имплантатами, а также прогресс в хирургической технике сделали возможным успешное эндопротезирование в данных условиях [30].

Большинство хирургов согласны, что удаление компонентов эндопротеза и тщательная хирургическая обработка раны являются важным первичным этапом лечения больного. Однако, по поводу методик, способных восстановить функциональное состояние сустава без болевых ощущений и с минимальным риском рецидива инфекции, до сих пор не существует единого мнения [61].

9.4.1. Классификация

Использование эффективной системы классификации важно при сравнении результатов лечения и определении наиболее рационального способа лечения [2].

При всем многообразии предложенных классификационных систем отсутствие международно-принятой системы критериев для построения диагноза и последующего лечения параэндопротезной инфекции свидетельствует о том, что лечение инфекционных осложнений после эндопротезирования достаточно плохо стандартизировано [70, 85].

Наиболее распространенной является классификация глубокой инфекции после полной артропластики тазобедренного сустава по M.B. Coventry (1975) - R.H. Fitzgerald (1977). Основным классификационным критерием которой, является время манифестации инфекции (временной интервал между операцией и первым проявлением инфекционного процесса). На основании данного критерия авторы предложили три основных клинических

типа глубокой инфекции. [23,33]. В 1996 году D.T. Tsukayama с соавторами [79] дополнил эту классификацию IV типом, определяемым как положительная интраоперационная культура. (таблица 1). Под данным типом параэндопротезной инфекции подразумевается бессимптомная бактериальная колонизация поверхности эндоротеза, которая проявляется в виде положительных интраоперационных посевов двух и более образцов с изоляцией одного и того же патогенного организма.

Классификация глубокой инфекции
после полной артропластики тазобедренного сустава
(Coventry-Fitzgerald-Tsukayama)

Тип инфекции		Время манифестации инфекции
I	Острая послеоперационная инфекция	В течение первого месяца
II	Поздняя хроническая инфекция	От одного месяца до года
III	Острая гематогенная инфекция	Через год и более лет
IV	Положительная интраоперационная культура	Положительные посевы 2-5 интраоперационных образцов

В зависимости от типа инфекции авторами была рекомендована определенная лечебная тактика. Так при I типе инфекции считается обоснованной ревизия с некрэктомией, заменой полиэтиленового вкладыша и сохранением остальных компонентов эндопротеза. Авторы считают, что при II типе инфекции в ходе ревизии с обязательной некрэктомией требуется удаление эдопротеза, а у пациентов с параэндопротезной инфекцией III типа возможна попытка сохранения эндопротеза. В свою очередь, при диагностировании положительной интраоперационной культуры, лечение может быть консервативным - супрессивная парентеральная антибиотикотерапия в течение шести недель.

9.4.2. Особенности патогенеза параэндопротезной инфекции

Параэндопротезная инфекция представляет собой частный случай имплантат-ассоциированной инфекции и вне зависимости от путей проникновения возбудителя, времени развития и выраженности клинических проявлений является специфической для эндопротезирования. При этом ведущая роль в развитии инфекционного процесса отводится микроорганизмам, их способности колонизировать биогенные и абиогенные поверхности [26, 27].

Микроорганизмы могут существовать в нескольких фенотипических состояниях: адгезированное – биопленочная форма бактерий (биофильм), свободно живущие – паланктонная форма (в растворе во взвешенном состоянии), латентное – спора [69].

Основу патогенности микробов, вызывающих параэндопротезные инфекции, составляет их способность формировать на поверхностях имплантатов особые биопленки (биофильмы). Понимание этого факта, чрезвычайно важно для определения рациональной лечебной тактики [28].

Бактериальная колонизация имплантата может осуществляться через два альтернативных механизма. Путем прямого неспецифического взаимодействия между бактерией и не покрытой белками «хозяина» искусственной поверхностью за счет сил электростатического поля, сил поверхностного натяжения, сил Ваан-дер-Вильса, гидрофобности и водородных связей (первый механизм). Было показано, что существует избирательная адгезия микробов к имплантату в зависимости от материала, из которого он выполнен. Адгезия штаммов St. epidermidis лучше происходит к полимерным частям эндпротеза, а штаммов St. aureus – к металлическим [36].

При втором механизме материал, из которого выполнен имплантат, покрывается белками «хозяина», которые действуют в качестве рецепторов и лигандов, связывающих вместе чужеродное тело и микроорганизм [82]. Следует отметить, что все имплантаты испытывают так называемые физиологические изменения, в результате которых происходит практически моментальное покрытие имплантата плазменными белками, главным образом, альбумином [64].

После адгезии бактерий и формирования монослоя, происходит образование микроколоний заключенных в экстраклеточный полисахаридный матрикс (ЭПМ) или гликокаликс (ЭПМ создают сами бактерии). Таким образом, происходит формирование бактериального биофильма [42, 55, 67]. ЭПМ защищает бактерии от иммунной системы, стимулирует моноциты для создания простагландина Е, который подавляет пролиферацию Т-лимфоцитов, Б-лимфоцитарный бластогенез, производство иммуноглобулинов и хемотаксис [22]. Исследования бактериальных биофильмов показывают, что они имеют сложную трехмерную структуру, во многом аналогичную организации многоклеточного организма. При этом основной структурной единицей биофильма является микроколония, состоящая из бактериальных клеток (15%), заключенных в ЭПМ (85%) [15].

В процессе формирования биофильма сначала происходит адгезия аэробных микроорганизмов, а по мере его созревания, в глубоких слоях создаются условия для развития анаэробных микроорганизмов [13]. Периодически, при достижении определенного размера

или под действием внешних сил, происходит отрыв отдельных фрагментов биофильма с их последующей диссеминацией в другие места [21].

В свете новых знаний о патогенезе имплантат-ассоциированной инфекции становится понятным высокая устойчивость адгезированных бактерий к антибактериальным препаратам, бесперспективность консервативной тактики, а также ревизионных вмешательств с сохранением эндопротеза у пациентов с параэндопротезной инфекцией II-III типа [53].

9.4.3. Диагностика параэндопротезной инфекции

Идентификация любого инфекционного процесса подразумевает интерпретацию комплекса процедур, включающих клинические, лабораторные и инструментальные исследования .

Диагностика параэндротезной инфекции не представляет сложности, если присутствуют классические клинические симптомы воспаления (ограниченная припухлость, локальная болезненность, местное повышение температуры, гиперемия кожных покровов, нарушение функции) в совокупности с синдромом системной воспалительной реакции, характеризующимся наличием как минимум двух из четырех клинических признаков [8]:

- температура выше 38°С или ниже 36°С;
- частота сердечных сокращений свыше 90 ударов в 1 минуту;
- частота дыхания свыше 20 дыханий в 1 минуту;
- количество лейкоцитов свыше 12 х 10 или ниже 4 х 10 или количество незрелых форм превышает 10%.

Однако, значительные изменения иммунобиологической реактивности населения, вызванные как аллергизирующим влиянием многих факторов окружающей среды, так и широким применением разнообразных лечебно-профилактических мероприятий (вакцины, переливания крови и кровезаменителей, лекарственные препараты и т. д.), привели к тому, что чаще имеет место стертая клиническая картина инфекционного процесса, затрудняющая своевременную постановку диагноза [3].

С практической точки зрения, для диагностики параэндопротезной инфекции, наиболее рациональным представляется использование стандартных определений случая *инфекции в области хирургического вмешательства* (ИОХВ), разработанных в США Центрами по контролю и профилактике заболеваний (CDC) для Национальной программы эпидемиологического контроля за нозокомиальными инфекциями (NNIS). Критерии CDC не только являются de facto национальным стандартом в США [44], но хорошо зарекомендовали себя и практически без изменений используются во многих странах мира [1], обеспечивая, в частности, возможность сопоставления данных на международном уровне.

По этим критериям ИОХВ подразделяют на две группы: инфекции хирургического разреза (хирургической раны) и инфекции органа/полости. ИОХВ разреза в свою очередь подразделяются на поверхностные (в патологический процесс вовлекаются только кожа подкожные ткани) и глубокие инфекции.

Поверхностная ИОХВ должна удовлетворять следующим критериям:

Инфекция возникает не позднее 30 дней после операции и вовлекает только кожу и подкожные ткани в области разреза и у пациента имеется хотя бы одно из перечисленного:

1) Гнойное отделяемое из поверхностного разреза, с лабораторным подтверждением или без него;

2) Выделение микроорганизмов из жидкости или ткани, полученной асептически из области поверхностного разреза;

3) По крайней мере один из следующих признаков или симптомов инфекции: боль или болезненность, ограниченная припухлость, краснота, местное повышение температуры и хирург намеренно открывает рану, за исключением тех случаев, когда посев из раны дает отрицательные результаты.

4) Диагноз поверхностной ИОХВ разреза поставлен хирургом или другим лечащим врачом.

Не регистрируется как ИОХВ абсцесс швов (минимальное воспаление или отделяемое, ограниченное точками проникновения шовного материала).

Глубокая ИОХВ должна удовлетворять следующим критериям:

Инфекция возникает не позднее 30 дней после операции при отсутствии имплантата или не позднее одного года при наличии имплантата в месте операции и есть основания считать, что инфекция связана с данной хирургической операцией и инфекция вовлекает глубокие мягкие ткани (например: фасциальный и мышечный слои) в области разреза и у пациента имеется хотя бы одно из перечисленного:

1) Гнойное отделяемое из глубины разреза, но не органа/полости в месте данного хирургического вмешательства;

2) Спонтанное расхождение краев раны или намеренное ее открытие хирургом, когда у пациента имеется по крайней мере один из следующих признаков или симптомов инфекции: лихорадка (›37,5°С), локализованная боль или болезненность, за исключением тех случаев, когда посев из раны дает отрицательные результаты;

3) При непосредственном осмотре, во время повторной операции, при гистопатологическом или рентгенологическом исследовании обнаружен абсцесс или иные признаки инфекции в области глубокого разреза;

4) Диагноз глубокой ИОХВ разреза поставлен хирургом или другим лечащим врачом.

Инфекция, вовлекающая как глубокий, так и поверхностный разрез, регистрируются как ИОХВ глубокого разреза.

9.4.4. Лабораторные исследования.

Количество лейкоцитов в периферической крови.

Увеличение количества нейтрофилов при мануальном подсчете отдельных видов лейкоцитов, особенно при обнаружении сдвига лейкоцитарной формулы влево и лимфоцитопении, означает наличие инфекционного заражения [7]. Однако, при хроническом течении параэндопротезной инфекции данная форма диагностики является малоинформативной и не несет большой практической пользы [73]. Чувствительность этого параметра составляет 20%, специфичность – 96%. При этом уровень предсказуемости положительных результатов составляет 50%, а уровень предсказуемости отрицательных результатов – 85% [58].

Скорость оседания эритроцитов (СОЭ)

Тест на определение СОЭ представляет собой измерение физиологической реакции агглютинации красных кровяных клеток при стимулировании их белковыми реагентами в острой фазе. Обычно этот метод используют в ортопедии при постановке диагноза инфекционного поражения и последующего наблюдения за ним. Ранее значение СОЭ равное 35 мм/час применяли в качестве дифференциального порогового критерия между асептическим и септическим расшатыванием эндопротеза, при этом чувствительность параметра составляла 98%, а специфичность – 82% [78].

Следует учитывать, что на повышение уровня СОЭ могут оказывать влияния и другие факторы (сопутствующие инфекционные заболевания, коллагеновые поражения сосудов, анемия, недавняя хирургическая операция, ряд некоторых злокачественных заболеваний и т.д.), поэтому показатель нормального уровня СОЭ может быть использован как доказательство отсутствия инфекционного поражения, в то же время его повышение не является точным показателем исключения наличия инфекции.

Однако, тест на определение СОЭ может быть полезен и при определении хронической инфекции после повторного эндопротезирования. Если уровень СОЭ составит более

30 мм/час, через полгода после двухэтапной процедуры по замене тотального эндопротеза, с точностью до 62% можно утверждать о наличии хронической инфекции [11].

С-реактивный белок (СРБ)

СРБ относится к белкам острой фазы и присутствует в сыворотке крови больных при повреждениях и заболеваниях опорно-двигательного аппарата, которые сопровождаются острым воспалением, деструкцией и некрозом и не является специфичным тестом для пациентов, которым выполнено эндопротезирование сустава [5]. В качестве скринингового теста для пациента с развившейся параэндопротезной инфекцией, тест на определение СРБ является весьма ценным инструментом, так как он технически не сложен и не требует больших финансовых затрат. Уровень СРБ уменьшается вскоре после того, как наступает купирование инфекционного процесса, что в свою очередь не происходит с СОЭ. Повышенный уровень СОЭ может держаться в течение года после проведения удачной операции, прежде чем вернуться к своему нормальному уровню, в то время как уровень СРБ возвращается в нормальное состояние в течение трех недель после выполненной операции. По данным разных авторов чувствительность этого показателя достигает 96%, а специфичность 92% [84].

Микробиологические исследования

Бактериологическое исследование включает в себя идентификацию возбудителя (качественный состав микрофлоры), его чувствительность к антибактериальным препаратам, а также количественные характеристики (число микробных тел в тканях или содержимом раны) [6].

Ценным диагностическим приемом, позволяющим быстро получить представление о вероятной этологии инфекционного процесса, является микроскопия с окраской полученного материла по Грамму. Данное исследование характеризуется низкой чувствительностью (около 19%), но достаточно высокой специфичностью (около 98%) [74]. Изучению подлежит раневое отделяемое при наличии свищей и раневых дефектов, содержимое полученное при аспирации сустава, образцы тканей окружающих эндопротез, протезный материал. Успех выделения чистой культуры во многом зависит от порядка взятия, транспортировки, посева материала на питательные среды, а также от вида инфекционного процесса. У пациентов, в оперативном лечении которых были применены имплантаты, микробиологическое исследование дает низкую степень выявления инфекции. В основном материалом для исследования является раневое отделяемое из раневых дефектов, свищей и содержимое, полученное при аспирации сустава. Так как при имплантат-ассоциированных инфекциях бакте-

рии находятся преимущественно в виде адгезивных биопленок, то их крайне сложно обнаружить в синовиальной жидкости [80,81].

Помимо стандартного бактериологического исследования образцов тканевых культур, разработаны современные методы анализа на молекулярно-биологическом уровне. Так использование полимеразной цепной реакции (ПЦР) позволят определить присутствие в тканях бактериальной дезоксирибонуклеиновой или рибонуклеиновой кислоты. Образец культуры помещается в специальную среду, в которой проходит цикл развития с целью экспонирования и полимеризации цепочек дезоксирибонуклеиновой кислоты (необходимо последовательное прохождение 30-40 циклов). При сравнении полученных последовательностей дезоксирибонуклеиновой кислоты с рядом стандартных последовательностей, можно идентифицировать вызвавший инфекционный процесс микроорганизм. Хотя метод ПЦР обладает высокой чувствительностью, у него небольшая специфичность. Этим объясняется возможность получения ложноположительных ответов и сложность в дифференциальной диагностике купированного инфекционного процесса от клинически активной инфекции [41].

9.4.5. Инструментальные исследования

Рентгенография

Существует очень мало специфических рентгенологических признаков, по которым можно определить инфекционное поражение, и ни один из них не является патогномоничным для параэндопротезной инфекции. Есть два рентгенологических признака, которые хотя и не дают возможность диагностировать наличие инфекционного процесса, однако позволяют предположить его существование. Это периостальная реакция и остеолиз. Быстрое появление этих признаков после успешно проведенной операции, при отсутствии видимых для этого причин, должны усилить подозрения по поводу возможного инфекционного поражения [32]. При этом, обязательным является рентгенологический контроль, так как только при сравнении с предыдущими, хорошего качества рентгенограммами, можно судить о реальном положении вещей.

При свищевых формах параэндопротезной инфекции обязательным методом исследования является рентгенфистулография, позволяющая уточнить расположение свищевых ходов, локализацию гнойных затеков и их связь с очагами деструкции в костях (рис. 9.13). На основании контрастной ренгенфистулографии можно проводить дифференциальную диагностику поверхностной и глубокой форм параэндопротезной инфекции.



Рис. 9.13. Рентгенфистулография левого тазобедренного сустава, левого бедра б-й П., 39 лет. Параэдопротезная инфекция III типа. Свищ в нижней трети бедра, послеоперационный рубец состоятелен, без признаков воспаления.

Магнитно-резонансное исследование

Магнитно-резонансные исследования расцениваются как дополнительные и применяются при обследовании пациентов с параэдопротезной инфекцией, обычно с целью диагностики внутритазовых абсцессов, уточнения их размеров и степени распространения внутри таза. Результаты таких исследований помогают при предоперационном планировании и повышают надежды на благоприятный исход при повторной замене эндопротеза.

Радиоизотопное сканирование

Радиоизотопное сканирование с использованием различных радиофармацевтических препаратов (Tc-99m, In-111, Ga-67) отличается малой информативностью, высокой стоимостью и трудоемкостью исследования, и в настоящее время не играет важной роли при диагностике инфекционного процесса области оперированного сустава [56, 68].

Ультразвуковая эхография (УЗИ)

Метод имеет значение в качестве скринингового метода, особенно в случаях когда вероятность инфекции очень высока, а обычная аспирация бедра дает отрицательные результаты. В таких ситуациях УЗИ помогает определить месторасположение инфицированной гематомы или абсцесса при повторной пункции получить необходимые образцы патологического содержимого (рис. 9.14).



Рис. 9.14. УЗИ правого тазобедренного сустава, пациент Б., 81 год. Параэдопротезная инфекция II типа. УЗИ – признаки умеренного выпота в проекции шейки правого тазобедренного сустава, ограниченного псевдокапсулой, V до 23 см^3.

Аортоангиография

Данное исследование относится к дополнительным, но может быть чрезвычайно важным при предоперационном планировании у пациентов с дефектами дна вертлужной впадины и миграцией вертлужного компонента эндопротеза в полость таза. Результаты таких исследований помогают избежать серьезных осложнений в ходе проведения оперативного вмешательства (рис. 9.15)

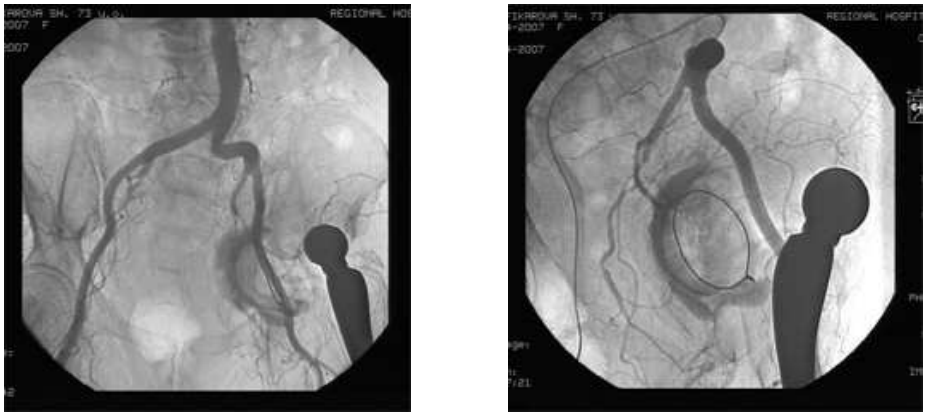


Рис. 9.15. Аортография, пациентка З., 79 год. Параэдопротезная инфекция III типа. Нестабильность, разобщение компонентов тотального эндопротеза левого тазобедренного сустава, дефект дна вертлужной впадины, миграция вертлужного компонента эндопротеза в полость малого таза.

9.4.6. Общие принципы лечения пациентов с параэндопротезной инфекцией

Хирургическое лечение больных с параэндопротезной инфекцией, в целом отражает достижения в области эндопротезирования.

В прошлом, лечебная тактика в значительной степени была однотипной для всех больных и в основном зависела от точки зрения и опыта хирурга [48, 76].

Однако, на сегодняшний день существует достаточно широкий выбор вариантов лечения, учитывающих общее состояние пациента, реакцию его организма на развитие патологического процесса, время манифестации инфекции, стабильность фиксации компонентов эдопротеза, распространенность инфекционного поражения, характер микробного возбудителя, его чувствительность к антимикробным препаратам, состояние костей и мягких тканей в области оперированного сустава [16, 88].

Варианты хирургического лечения параэндопротезной инфекции

При определении хирургической тактики в случае установленного факта параэндопротезной инфекции основным является решение вопроса о возможности сохранения или повторной установке эндопротеза [9]. С этой позиции целесообразно выделять четыре основные группы оперативных вмешательств:

I группа. Ревизия с сохранением эндопротеза.

II группа. Ревизия с проведением одноэтапного, двухэтапного или трехэтапного реэндопротезирования.

III группа. Другие процедуры: ревизия с удалением эндопротеза и резекционной артропластикой; ревизия с удалением эндопротеза и использованием ДКТ; ревизия с удалением эндопротеза и несвободной костно-мышечной или мышечной пластикой.

IV группа. Экзартикуляция.

Методика ревизии области искусственного тазобедренного сустава

Независимо от срока развития инфекции после эндопротезирования тазобедренного сустава, при принятии решения об оперативном лечении, необходимо придерживаться определенных принципов ревизии области искусственного тазобедренного сустава, которые включают в себя: оптимальный доступ, визуальную оценку патологических изменений в мягких тканях, ревизию компонентов эндопротеза (что невозможно полноценно выполнить без вывихивания искусственного сустава), визуальную оценку патологических изменений в кости, определение показаний для сохранения или удаления компонентов или всего эндопротеза, способы удаления костного цемента, дренирование и закрытие операционной раны.

Доступ осуществляется через старый послеоперационный рубец. Предварительно в свищи (или в раневой дефект) вводится краситель (спиртовой раствор бриллиантовой зелени в комбинации с перекисью водорода) при помощи катетера, соединенного со шприцем. В случаях, когда свищи отсутствуют, возможно введение раствора красителя

при пункции гнойного очага. После введения красителя выполняются пассивные движения в тазобедренном суставе, что улучшает прокрашивание тканей в глубине раны.

Ревизию раны проводят, ориентируясь на распространение раствора красителя. Визуальная оценка мягких тканей включает в себя изучение степени выраженности отека последних, изменения их цвета и консистенции, отсутствие или наличие отслойки мягких тканей и ее протяженность. Оценивается характер, цвет, запах и объем жидкого патологического содержимого операционной раны. Проводиться забор образцов патологического содержимого для бактериологического исследования.

Если причиной нагноения являются лигатуры, последние иссекаются вместе с окружающими тканями. В этих случаях (при отсутствии затека красителя в область искусственного сустава) ревизия эндопротеза нецелесообразна.

При изолированных эпифасциальных гематомах и абсцессах после эвакуации крови или гноя и иссечения краев раны производится пункция области искусственного тазобедренного сустава с целью исключения недренирующихся гематом или реактивного воспалительного экссудата. При их обнаружении, проводится полноценная ревизия раны на всю глубину.

После обнажения эндопротеза проводится оценка стабильности компонентов искусственного сустава. Стабильность вертлужного компонента и полиэтиленового вкладыша оценивается с помощью компрессионных, тракционных и ротационных усилий. Прочность посадки вертлужного компонента в вертлужной впадине определяется давлением на край металлического каркаса чашки протеза. При отсутствии подвижности чашки и (или) выделения из-под нее жидкости (раствора красителя, гноя), вертлужный компонент протеза признается стабильным.

Следующим этапом производится вывихивание головки эндопротеза и определяется стабильность бедренного компонента путем сильного надавливания на него с разных сторон, при этом производятся ротационные и тракционные движения. При отсутствии патологической подвижности ножки эндопротеза, выделения жидкости (раствора красителя, гноя) из костномозгового пространства бедренной кости компонент считается стабильным.

После контроля стабильности компонентов эндопротеза проводится повторный осмотр раны с целью выявления возможных гнойных затеков, оценка состояния костных структур, тщательная некрэктомия, иссечение краев операционной раны с повторной обработкой раны растворами антисептиков и обязательным вакуумированием. На следующем этапе производится замена полиэтиленового вкладыша, вправление головки эндопро-

теза и повторная обработка раны растворами антисептиков с обязательным вакуумированием.

Дренирование раны проводится в соответствии с глубиной, локализацией и протяженностью инфекционного процесса, а также с учетом возможных путей распространения патологического содержимого. Для дренирования применяются перфорированные полихлорвиниловые трубки различного диаметра. Свободные концы дренажей выводятся через отдельные проколы мягких тканей и фиксируются на коже отдельными узловыми швами. На рану накладывается асептическая повязка с раствором антисептика.

Ревизия с сохранением компонентов эндопротеза

Послеоперационная гематома играет большую роль в развитии ранних местных инфекционных осложнений. Кровоточивость мягких тканей и обнаженной костной поверхности в первые 1 – 2 дня после операции отмечается у всех больных. Частота гематом после тотального эндопротезирования составляет, по данным разных авторов, от 0,8 до 4,1% [24, 54]. Столь значительные колебания объясняются прежде всего неодинаковой настороженностью в отношении этого осложнения и недооценкой его опасности. Zilkens с соавт. [87] считают, что около 20% гематом инфицируются. Основной способ профилактики гематом – бережное обращение с тканями, тщательное ушивание послеоперационной раны, эффективный гемостаз и адекватное дренирование послеоперационной раны [4].

Пациентов с инфицированной послеоперационной гематомой или поздней гематогенной инфекцией традиционно лечат посредством хирургической обработки раны (open debridement and prosthesis retention) и парентеральной антимикробной терапии без удаления компонентов эндопротеза [89].

По данным различных авторов степень успеха от проведения такого рода хирургических вмешательств варьирует в диапазоне от 35 до 70%, причем благоприятные исходы в большинстве случаев наблюдаются при проведении ревизии в среднем в течение первые 7 суток, а неблагоприятные - в среднем в срок 23 дня [85].

Выполнение ревизии с сохранением эндопротеза является обоснованной при I типе параэндопротезной инфекции. Пациенты, которым возможно проведение данного метода лечения должны удовлетворять следующим критериям: 1) манифестация инфекции не должна превышать 14-28 дней; 2) отсутствие признаков сепсиса; 3) ограниченные местные проявления инфекции (инфицированная гематома); 4) стабильная фиксация комонентов эндопротеза; 5) установленный этиологический диагноз; 6) высокочувствительная микробная флора; 7) возможность проведения длительной антимикробной терапии.

Лечебная тактика при проведении ревизии с сохранением компонентов эндопротеза

Ревизия:

- тщательная хирургическая обработка раны
- замена полиэтиленового вкладыша, головки эндопротеза

Парентеральная антибактериальная терапия:

- 3-х недельный курс (стационарный курс)

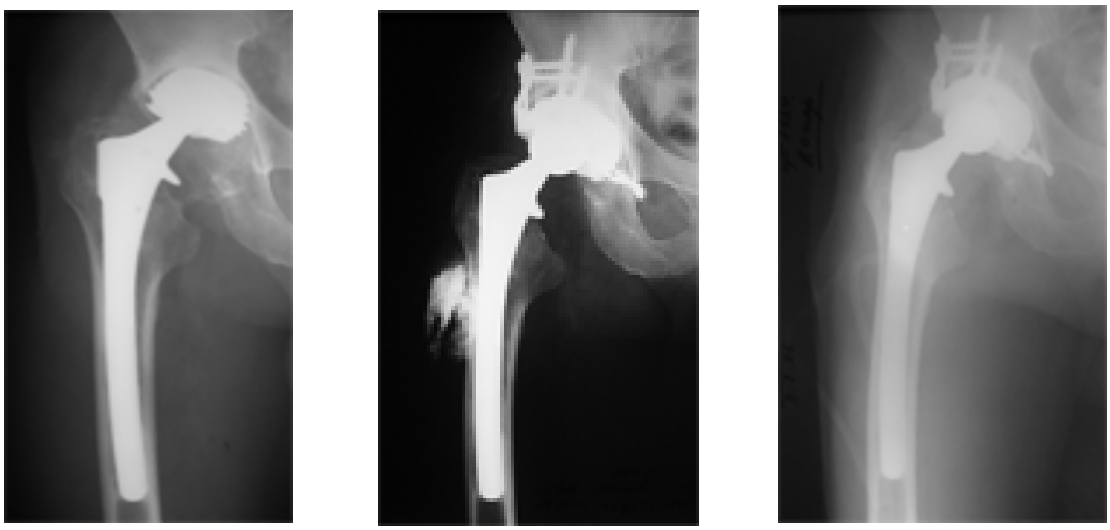
Супрессивная пероральная антибактериальная терапия:

- 4-6 недельный курс (амбулаторный курс)

Контроль: клинический анализ крови, С-реактивный белок, фибриноген, не реже одного раза в месяц в течение первого года после операции, в последующем по показаниям.

Клинический пример

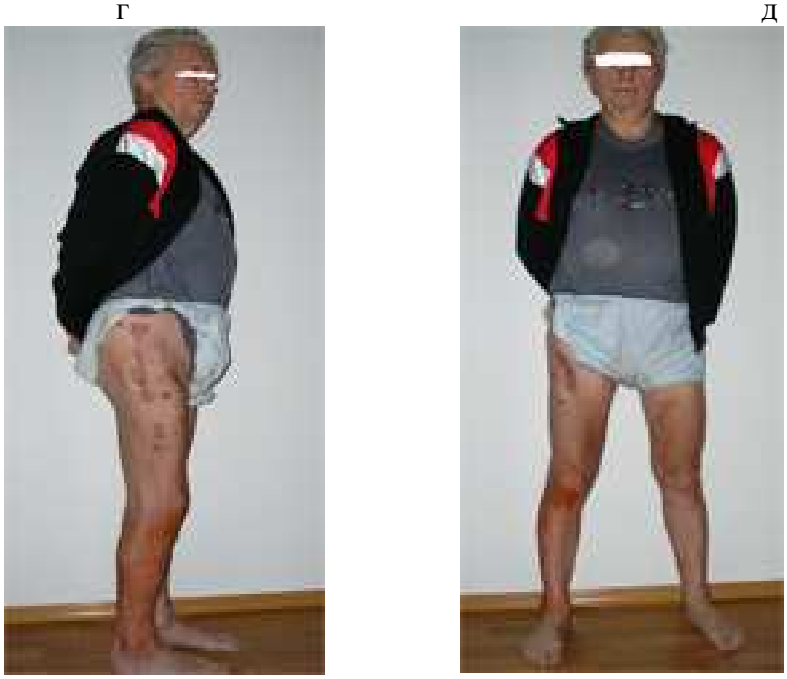
Пациент С., 64 лет, диагноз: Правосторонний коксартроз. Состояние после тотального эндопротезирования правого тазобедренного сустава 1998 г. Асептическая нестабильность вертлужного компонента тотального эндопротеза правого тазобедренного сустава. В 2004 г. операция: реэндопротезирование правого тазобедренного сустава (замена вертлужного компонента). Удаление дренажей на вторые сутки после операции. Из раневого дефекта в месте удаленного дренажа в области правого бедра отмечена самопроизвольная эвакуация гематомы. По результатам бактериологического исследования отделяемого выявлен рост Staphylococcus aureus с широким спектром чувствительности к антибактериальным препаратам, диагноз: параэдопротезная инфекция I типа. Пациенту произведена ревизия, санация, дренирование инфекционного очага области правого тазобедренного сустава, правого бедра с сохранением компонентов эндопротеза. За период трех лет после выполнения ревизии рецидива инфекционного процесса отмечено не было (рис. 9.16).



а б в



г д



е ж

Рис. 9.16. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава б-й С., 64 лет. Параэдопротезная инфекция I типа 14 сутки после рэндопротезирования правого тазобедренного сустава: а – перед проведением реэндопротезирования, б – рентгенфистулография после реэдопротезирования и диагностирования инфекции, в – после выполнении ревизии; г – раневой дефект в месте удаленного дренажа, д – этап операции (обширная субфасциальная гематома); е, ж - результат оперативного лечения, 16 сутки после выполнения ревизии с охранением компонентов эндопротеза.

Причины неудовлетворительных исходов ревизий с сохранением эндопротеза

- отсутствие раннего радикального комплексного лечения нагноившихся послеоперационных гематом;
- отказ от вывихивания эндопротеза в ходе ревизии;
- отказ от замены полиэтиленовых вкладышей (замены головки эндопротеза);
- ревизия при не установленом микробном агенте;
- сохранение эндопротеза при распространенном гнойном процессе в тканях;
- попытка сохранения эндопротеза при повторной ревизии в случае рецидива инфекционного процесса;
- отказ от проведения супрессивной антибактериальной терапии в послеоперационном периоде.

Согласно научным публикациям, хотя и отмечается определенный успех лечения пациентов с параэндопротезной инфекцией путем хирургической обработки без удаления эндопротеза, все же, по общему мнению, данный способ мало эффективен, особенно при лечении пациентов с III типом параэндопротезной инфекцией, и приводит к благоприятному исходу лишь при определенном наборе условий.

Ревизия с одноэтапным реэдопротезированием

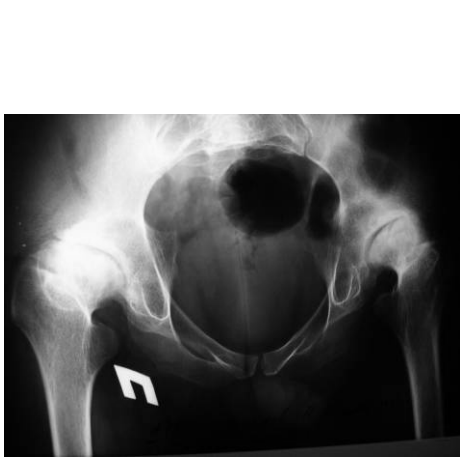
В 1970 году H.W. Buchholz предложил новый метод лечения параэндопротезной инфекции: одноэтапную поцедуру по замене эндопротеза с использованием нагруженного антибиотиками полиметилметакрилатного костного цемента. В 1981 году он опубликовал свои данные о результатах первичного реэндопротезирования на примере 583 пациентов с данным видом патологии. Уровень благоприятных исходов после выполнения этой процедуры составил 77% [20]. Однако ряд исследователей высказывается за более осторожное применение этого метода лечения, приводя данные о рецидиве инфекционного процесса в 42% случаев [39].

Общие критерии для возможности проведения одноэтапного повторного эндопротезирования

- отсутствие общих проявлений интоксикации;
- ограниченные местные проявления инфекции;
- достаточное количество здоровой костной ткани;
- установленный этиологический диагноз;
- высокочувствительная гр(+) микробная флора;
- возможность проведения супрессивной антимикробной терапии;
- как стабильность, так и нестабильность компонентов эндопротеза.

Клинический пример

Пациент М, 23 лет, диагноз: Ювенильный ревматоидный артрит, активность I. Висцеро-суставная форма. Двусторонний коксартроз. Болевой синдром. Комбинированная контрактура. 2004г. выполнена операция: тотальное эндопротезирование правого тазобедренного сустава. Спинотомия, аддукторотомия. В послеоперационном периоде была отмечена фибрильная лихорадка, лабораторно - умеренный лейкоцитоз, СОЭ 50 мм/ч. По данным бактериологического исследования пунктата из правого тазобедренного сустава – рост Escherichia coli. Пациент переведен в отделение гнойной хирургии с диагнозом параэндопротезная инфекция I типа. Пациенту произведена ревизия, санация, дренирование инфекционного очага области правого тазобедренного сустава, редопротезирование правого тазобедренного сустава. За период 1,5 лет после выполнения ревизии рецидива инфекционного процесса отмечено не было, выполнено тотальное эдопротезирование левого тазобедренного сустава (рис. 9.17).



а



б



в



г



д



е



ж



з



и



к

Рис. 9.17. Пациент М., 23 лет, диагноз: Параэдопротезная инфекция I типа 8 сутки после тотального эндопротезирования правого тазобедренного сустава. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава: а – перед проведением эндопротезирования, б – после эдопротезирования и диагностирования инфекции, в – после выполнении ревизии и повторного одноэтапного эндопротезирования.; г - вид послеоперационной раны перед проведением ревизии; д, ж, з, и – этапы операции; к - состоятельный послеоперационный рубец через 1,5 года после проведения ревизии с одноэтапным повторным эндопротезированием.

Несомненно, замена эндопротеза в один этап выглядит привлекательно, так как позволяет потенциально снизить показатель заболеваемости среди пациентов, уменьшить стоимость лечения и избежать технических трудностей во время повторной операции. В настоящее время повторная замена эндопротеза в один этап играет ограниченную роль при лечении больных с параэндопротезной инфекцией, применяется только при наличии ряда определенных условий. Этот тип лечения может быть использован в случаях с пожилыми

пациентами, которым необходимо быстрое излечение, и которые не могут выдержать второй операции в случае проведения повторной имплантации в два этапа.

Ревизия с двухэтапным реэдопротезированием

Двухэтапное повторное эндопротезирование, по мнению большинства хирургов, является лучшей формой лечения пациентов с параэндопротезной инфекцией. Процент успешного исхода при применении такой методики варьирует от 60 до 95%.

Двухэтапная ревизия включает удаление эндопротеза, тщательную хирургическую обработку очага инфекции, затем 2-х – 8-ми недельный промежуточный период с курсом супрессивной антибактериальной терапии и установку нового эндопротеза в ходе второй операции [72].

Одним из самых трудных моментов при проведении двухэтапной замены эндопротеза является точный выбор времени выполнения второго этапа. В идеале реконструкция сустава не должна проводиться при некупированном инфекционном процессе. Однако, большинство данных, используемых для выбора оптимальной продолжительности промежуточного этапа, являются эмпирическими и составляет от четырех недель до одного и более года. Поэтому, при принятии решения значительную роль играет клиническая оценка течения послеоперационного периода.

Если анализы периферической крови (СОЭ, СРБ, фибриноген) проводить ежемесячно, то их результаты могут оказаться весьма полезными для определения срока выполнения заключительного хирургического вмешательства. Если послеоперационная рана зажила без всяких признаков воспаления, а вышеуказанные показатели на протяжении промежуточного этапа лечения вернулись к нормальному состоянию, необходимо ставить показания к проведению второго этапа оперативного лечения.

На заключительном этапе первой операции возможно применение различного рода спейсеров с использованием антибиотико-импрегнированного костного цемента (ALBC-Antibiotic-Loadet Bone Cement) [65].

В настоящее время используются следующие модели спейсеров:

1. блоковидные спейсеры – полностью выполнены из ALBC, служат главным образом для заполнения мертвого пространства в области вертлужной впадины.

2. медуллярные спейсеры – представляет собой монолитный стержень из ALBC, вводимый в костно-мозговой канал бедерной кости.

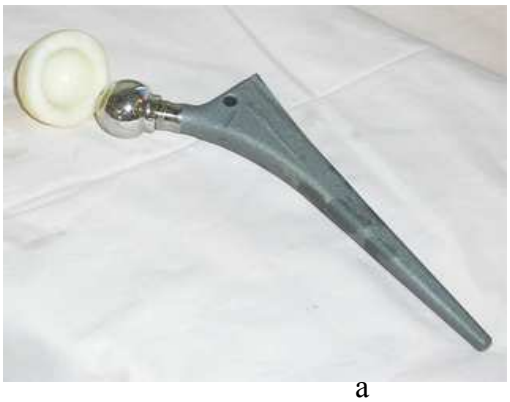
Основной недостаток блоковидного и медуллярного спейсеров - проксимальное смещение бедра (рис. 9.18).



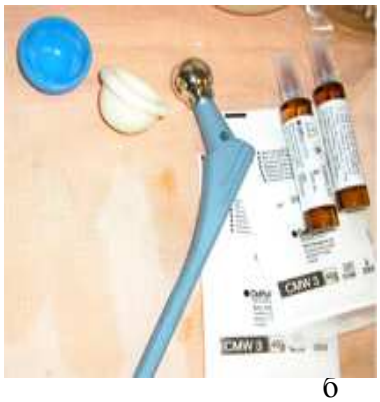
Рис. 9.18. Рентгенограмма правого тазобедренного сустава б-й П, 48 лет. Параэндопротезная инфекция I типа, глубокая форма, рецидивирующее течение. Состояние после установки комбинированного блоковидно-медуллярного спейсера. Проксимальное смещение бедра.

3. шарнирные спейсеры (PROSTALAC) – изготавливаются из ALBC, в точности повторяющие форму компонентов эндопротеза.

В качестве спейсера возможно использование заранее подобранного нового бедренного компонента эндопротеза или только что удаленного бедренного компонента эндопротеза, последний проходит стерилизацию по ходу проведения операции и вертлужного компонента изготовленного специальным способом из ALBC (рис. 9.19).



а



б

Рис. 9.19. Варианты шарнирных спейсеров.

Общие критерии для возможности проведения двухэтапного повторного эндопротезирования

- распространенное поражение окружающих тканей, вне зависимости от стабильности компонентов эндопротеза;
- безуспешность ранее производимой попытки сохранения стабильного эндопротеза;
- стабильный эндопротез при наличии гр(-) или полирезистентной микробной флоры;
- возможность проведения супрессивной антимикробной терапии.

Лечебная тактика при проведении двухэтапного повторного эндопротезирования

I этап Ревизия:

- тщательная хирургическая обработка раны
- удаление всех компонентов эндопротеза, цемента
- установка артикулирующего спейсора с ALBC
- парентеральная антибактериальная терапия (3-х недельный курс)

II этап Амбулаторный:

- супрессивная пероральная антибактериальная терапия (8 недельный курс)

III этап Реэндопротезирование

- парентеральная антибактериальная терапия (2-х недельный курс)

IV этап Амбулаторный: супрессивная пероральная антибактериальная терапия (8 недельный курс).

Клинический пример двухэтапного повторного эндопротезирования с использованием комбинированного блоковидно-медуллярного спейсора

Пациент Т., 59 лет, в 2005г. по поводу ложного сустава шейки правой бедренной кости выполнено тотальное эндопротезирование правого тазобедренного сустава. Послеоперационный период без особенностей. Через шесть месяцев после операции диагностирована параэндопротезная инфекция II типа. В отделении гнойной хирургии произведена операция: удаление тотального эндопротеза, ревизия, санация, дренирование гнойного очага правого тазобедренного сустава с установкой комбинированного блоковидно-медуллярного спейсора. Скелетное вытяжение в течение 4 недель. Послеоперационный период без особенностей. Через три месяца после проведения ревизии выполнено реэндопротезирование правого тазобедренного сустава. Послеоперационный период без особенностей. В отдаленном послеоперационном периоде признаков рецидива инфекционного процесса нет (рис. 9.20).



а



б



в



г



д



е



ж



з



и

Рис. 9.20. Б-й Т, 58 лет. Параэндопротезная инфекция II типа. Рентгенограммы правого тазобдренного сустава: а,б – рентген-фистулография, в - состояние после установки комбинированного блоковидно-медуллярного спейсора; г – этап операции, обширное инфекционное поражение в области искусственного сустава; д – проведение скелетного вытяжения в раннем послеоперационном периоде; е – рентгенограмма после установки постоянного эндопротеза; ж – состоятельный послеоперационный рубец через 6 месяцев после проведения ревизии с двухэтапным повторным эндопротезированием; з, и – клинический результат после проведения второго этапа оперативного лечения.

Клинический пример двухэтапного повторного эндопротезирования с использованием шарнирного спейсера.

Пациент Т., 56 лет в 2004г. оперирован по поводу правостороннего коксартоза. Выполнено тотальное эндоротезирование правого тазобедренного сустава. Послеоперационный период без особенностей. Через 9 месяцев после операции диагностирована параэндопротезная инфекция II типа. В отделении гнойной хирургии произведена операция: удаление тотального эндопротеза, ревизия, санация, дренирование гнойного очага правого тазобедренного сустава с установкой шарнирного (артикулирующего) спейсора. Послеоперационный период без осложнений. Через три месяца после проведения ревизии выполнено реэндопротезирование правого тазобедренного сустава. Послеоперационный период без особенностей. При последующем наблюдении в течение 14 месяцев признаков рецидива инфекционного процесса не выявлено (рис. 9.21).



а



б



в



г



д



е



ж



з



Рис. 9.21. Пациент Т., 56 лет, диагноз: параэндопротезная инфекция II типа. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава: а – до выполнения тотального эндопротезирования; б, в – рентгенфистулография; г, д, е – этапы операции; рентгенограммы правого тазобедренного сустава: ж - состояние после установки шарнирного спейсера; з - состояние после установки постоянного эндопротеза; клинический результат: и – через 3 месяца после проведения первого этапа; к – через 14 месяцев после завершения второго этапа лечения.

Ревизия с трехэтапным реэндопротезированием

Не редко возникает ситуация, когда хирург сталкивается с проблемой значительной потери костного вещества либо проксимального отдела бедренной кости либо в области вертлужной впадины. Костная трансплантация с успехом применяемая при асептической повторной замене тотального эндопротеза, не должна применятся, если в области предстоящей операции существует очаг инфекции. В ограниченном количестве случаев больному может быть проведена замена эндопротеза в три этапа. Данный тип лечения включает в себя удаление компонентов эндопротеза и тщательную хирургическую обработку очага поражения, за которым следует первый промежуточный этап лечения с применением парентеральной антимикробной терапии. При отсутствии признаков инфекционного процесса на втором оперативном этапе производится костная пластика. После проведения второго промежуточного этапа лечения с применением парентеральной антимикробной терапии выполняется третий завершающий этап хирургического лечения – установка постоянного эндопротеза. Так как данный тип лечения ограничен в своем применении, то на данный момент

нет точных данных по процентному количеству благоприятных исходом после такого рода операций.

В последние годы, в зарубежной научной литературе появились сообщения об успешном лечении данной патологии с применением двухэтапного повторного эндопротезирования. Приводим одно из аналогичных собственных клинических наблюдений.

Клинический пример

Пациентка К, 45 лет. В 1989г. оперирована по поводу посттравматического правостороннего коксартроза. В последующем неоднократные реэндопротезирования по поводу нестабильности компонентов тотального эндопротеза. Недостаток костной костной массы по системе AAOS: вертлужная впадина - III класс, бедренная кость – III класс. В 2004г. выполнена операция реэндопротезированияпо поводу нестабильности вертлужного компоннта эндопротеза. В раннем послеоперационно периоде диагностирована параэдопротезная инфекция I типа. В отделении гнойной хирургии произведена операция: удаление тотального эндопротеза, ревизия, санация, дренирование гнойного очага правого тазобедренного сустава с установкой шарнирного (артикулирующего) спейсора. Послеоперационный период без осложнений. Через три месяца после проведения ревизии выполнено реэндопротезирование правого тазобедренного сустава, костная ауто- и аллопластика. Послеоперационный период без особенностей. При последующем наблюдении в течение 1 года признаков рецидива инфекционного процесса не выявлено (рис. 9.22).



а



б



в



г



д



е



ж



з



и

Рис. 9.22. Пациентка К., 45 лет, диагноз: параэдопротезная инфекция I типа. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава: а – до выполнения реэндоротезирования, б – состояние после реэндопротезирования, в – состояние после установки шарнирного спейсора; г, д, е – этапы операции по установке постоянного тотального эндопротеза с костной ауто- и аллопластикой; ж - рентгенограммы правого тазобедренного сустава через 1 год после выполения второго этапа оперативного лечения: з, и - клинический результат после завершения второго этапа лечения.

Другие хирургические процедуры

К сожалению, не всегда представляется возможность сохранить эндопротез или провести этапное реэндопротезирование, в этой ситуации хирургам приходиться прибегать к другого типа хирургическим процедурам.

Абсолютные показания к удалению эндопротеза

- сепсис;
- многократные безуспешные попытки сохранения эндопротеза оперативным путем, включая варианты одно- и двухэтапного эндопротезирования;
- невозможность последующего проведения операции реэндопротезирования у лиц с тяжелой сопутствующей патологией или полиаллергией к антимикробным препаратам;
- нестабильность компонентов эндопротеза и категорический отказ больного от реэндопротезирования.

В случае возникновения абсолютных показаний к удалению эндопротеза и невозможности по тем или иным причинам проведения реэндопротезирования на заключительном этапе хирургического вмешательства направленного на санацию инфекционного очага (исключение составляют пациенты с сепсисом) методом выбора наряду с резекционной артропластикой считаем выполнение операций направленных на сохранение опороспособности нижней конечности предложенных сотрудниками нашего института: формирование опоры проксимального конца бедренной кости на большой вертел после его косой или поперечной остеотомии и последующей медиализации; формирование опоры проксимального конца бедренной кости на фрагмент крыла подвздошной кости взятого на питающей мышечной ножке или на деминерализованный костный трансплантат).

Экзартикуляция тазобедренного сустава может потребоваться при наличии хронической рецидивирующей инфекции представляющей непосредственную угрозу для жизни пациента, а также при серьезной утрате функции конечности.

В ряде случаев хронической рецидивирующей инфекции сохраняющейся после удаления тотального эндопротеза у пациентов со значительными остаточными костно-мягкотканными полостями, возникает необходимость прибегать пластике несвободным островковым мышечным лоскутом [10] .

Способ несвободной пластики островковым мышечным лоскутом из латеральной мышцы бедра

Противопоказания:

1. Сепсис.

2. Острая фаза инфекционного процесса.

3. Патологические процессы, предшествующие травме и (или) ранее выполненные оперативные вмешательства в реципиентной зоне, обуславливающие невозможность выделения сосудистого осевого пучка и (или) мышечного лоскута.

4. Декомпенсация функции жизненно важных органов и систем за счёт сопутствующей патологии.

Методика операции.

Перед началом оперативного вмешательства на коже бедра намечают проекцию межмышечного промежутка между прямой и латеральной широкой мышцами бедра. Эта проекция практически совпадает с прямой, проводимой между верхней передней подвздошной остью и наружным краем надколенника. Затем определяют и отмечают на коже границы, в пределах которых локализуются кровоснабжающие лоскут сосуды. Выполняют разрез с иссечением старого послеоперационного рубца с предварительным прокрашиванием свищевых ходов раствором бриллиантового зеленого. По общепринятым методикам проводят ревизию и санацию гнойного очага с обязательным удалением компонентов эндопротеза, костного цемента и всех пораженных тканей. Рану обильно промывают растворами антисептиков. Определяют размеры сформированной в ходе операции костной и мягкотканой полости, рассчитывают оптимальные размеры мышечного лоскута (рис. 9.23).



Рис. 9.23. Вид операционной раны после остеонекрэктомии (костная и мягкотканая полость).

Операционный разрез продлевают в дистальном направлении. Выполняют мобилизацию кожно – подкожного лоскута до намеченной проекции межмышечного промежутка. Входят в промежуток, раздвигая мышцы крючками. В пределах намеченной зоны находят питающие латеральную широкую мышцу бедра сосуды. Пластинчатыми крючками отводят прямую мышцу бедра кнутри. Далее выделяют сосудистую ножку лоскута – нисходящие

ветви латеральных огибающих бедренную кость артерии и вены в проксимальном направлении на протяжении 10-15 см вплоть до основных стволов латерального огибающего бедренную кость сосудистого пучка. При этом перевязывают и пересекают все мышечные ветви, отходящие от указанной сосудистой ножки к промежуточной широкой мышце бедра. Формируют островковый мышечный лоскут с размерами, соответствующими задачам реконструкции (рис. 9.24). Затем проводят выделенный комплекс тканей над проксимальным отделом бедренной кости и помещают в область сформированной полости в области вертлужной впадины (рис. 9.25). Мышечный лоскут подшивают к краям дефекта (рис. 9.26). Операционную рану дренируют перфорированными полихлорвиниловыми трубками и послойно ушивают (рис. 9.27).



Рис. 9.24. Сформированный островковый мышечный лоскут на основе латеральной широкой мышцы бедра.



Рис. 9.25. Перемещение островкового мышечного лоскута в область дефекта вертлужной впадины

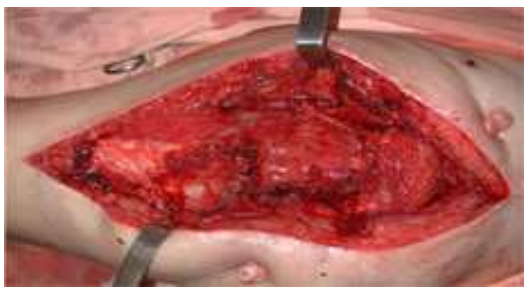


Рис. 9.26. Вид операционной раны (мышечный лоскут подшит к краям дефекта).



Рис. 9.27. Вид послеоперационной раны, заключительный этап операции.

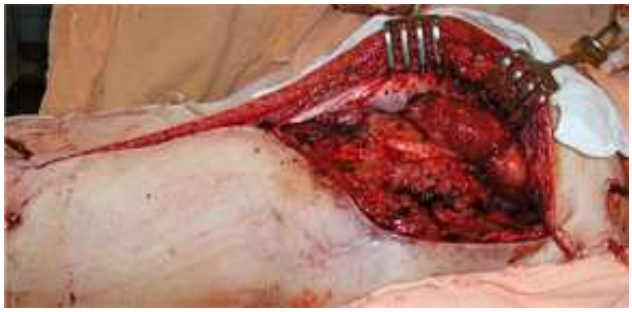
Клинический пример

Пациент Ш, 65 лет. В 2000г. по поводу левостороннего коксартроза выполнено тотальное эндоротезирование левого тазобедренного сустава. В послеоперационном периоде диагностирована параэдопротезная инфекция I типа, произведена ревизия инфекционного очага с сохранением эдопротеза левого тазобедренного сустава. Через 3 месяца после ревизии развился рецидив инфекции. Проводимые в последующем консервативные и оперативные мероприятия, включая удаление тотального эндропротеза левого тазобедренного сустава, не привели к купированию инфекционного процесса. В 2003 году выполнена ревизия с несвободной пластикой островковым мышечным лоскутом из латеральной мышцы бедра. Послеоперационный период без особенностей. При последующем наблюдении в течение 4 лет признаков рецидива инфекционного процесса не выявлено (рис. 9.28).



а б в





е



ж

з





и



к

Рис. 9.28. Пациент Ш., 65 лет, диагноз: параэндопротезная инфекция I типа, рецидивирующее течение. Рентгенфистулография левого тазобедренного сустава: а, б – до выполнения ревизии, в – состояние после удаление тотального эндопротеза, г, д, е, ж – этапы ревизии с применением несвободной пластики островковым мышечным лоскутом из латеральной мышцы бедра; результат лечения через 4 года после ревизии с несвободной мышечной пластикой: з - рентгенограмма левого тазобедренного сустава и, к - клинический результат.

В настоящее время, сохраняется тенденция как по увеличению количества операций эндротезирования тазобедренного сустава, так и по числу пациентов с различного рода осложнениями этих операций. Как следствие возрастает нагрузка на систему здравоохране-

ния. Очень важно найти способы уменьшения стоимости лечения этих осложнений, и в то же время сохранить и улучшить качество оказываемой медицинской помощи. Данные многих исследований, по результатам лечения больных с параэндопротезной инфекцией, трудно подвергнуть анализу, так как у разных пациентов стоят разные типы эндопротезов, которые устанавливаются с помощью или без помощи полиметилметакрилата, нет достоверных статистических данных о количестве ревизионных процедур или числе рецидивов инфекционного процесса, предшествующих проведению двухэтапной процедуры замены эндопротеза, не учитывается характер сопутствующей патологии, часто применяются различные методики лечения.

Однако, двухэтапная реимплантация демонстрирует самый высокий показатель ликвидации инфекции и считается «золотым стандартом» лечения пациентов с параэндопротезной инфекцией. Наш опыт применения артикулирующих спейсеров демонстрирует преимущества этого метода лечения, так как наряду с санацией, созданием депо антибиотиков, обеспечивает сохранение длины ноги, движений в тазобедренном суставе и даже некоторую опороспособность конечности.

Таким образом, современное развитие медицины позволяет не только сохранять имплантаты в условиях локального инфекционного процесса, но при необходимости производить этапные реконструктивно-восстановительные операции параллельно с купированием инфекционного процесса. Из-за высокой сложности реэндопротезирования этот вид операций должен выполняться только в специализированных ортопедических центрах при наличии подготовленной операционной бригады, соответствующего оборудования и инструментария.

Справочная литература

1. Белобородов В.Б., Джексенбаев О.Ш. Эндотоксины грамотрицательных бактерий. Цитокины и концепция септического шока; современное состояние проблемы// Анестезия и реаниматология. - 1991. - № 4. – С. 41-43.
2. Белобородова Н.В., Бачинская Е.Н. Иммунологические аспекты послеоперационного сепсиса// Анестезия и реаниматология. - 2000. - № 1. – С. 59-66.
3. Даценко Б.М.., Теория и практика местного лечения гнойных ран. Киев.: Здоровье, 1995. – 384с.
4. Загородний Н.В. Эндопротезирование при повреждениях и заболеваниях тазобедренного сустава: Дис. …д-ра мед. наук. – М., 1998.
5. Каплан А.В., Махсон Н.Е., Мельникова В.М. Гнойная травматология костей и суставов. М.: Медицина. 1985 383с.
6. Кузин М.И., Костюченко Б.М.., Раны и раневая инфекция. Руководство для врачей. Изд. второе. М.: Медицина, 1990. – 532с.
7. Макаренко Т.П., Харитонов Д.Г., Богданов А.В. Ведение больных общехирургического профиля в послеоперационном периоде. М.: Медицина, 1989. – 349 с.
8. Серов В.В., Пауков В.С.., Воспаление. Руководство для врачей. М.: Медицина, 1995. – 640с.
9. Сивков В.С., Засульский Ф.Ю., Разоренов В.Л., Куляба Т.А., Мирзоев Н.Э. Принципы оперативного лечения больных с инфекционными осложнениями после эндопротезирования суставов // Травматология и ортопедия России. – 2006. - № 2. – С. 249.
10. Тихилов Р.М., Кочиш А.Ю., Разоренов В.Л., Мирзоев Н.Э. Опыт использования островкового лоскута из латеральной широкой мышцы бедра для замещения остеомиелитических дефектов в области вертлужной впадины. // Травматология и ортопедия России. – 2005. - № 3. – С. 26 – 29.
11. Aalto K., Osterman K., Peltola H., Rasanen J. Changes in the erythrocyte edimentation rate and C-reactive protein after total hip arthroplasty. Clin Orthop. 1984. 184: 118.
12. Adler E, Struchin SA, Kummer FJ. Stability of press fit acetabular components J Arthroplasty. 1992; 7:295-301.
13. Bayers R.J., Cox A.J., Freemann A.J. The pathology of the infected joint replacement. Current. Orthopedics. 2000. 14: 243-249.
14. Beals RK, Tower SS. Periprosthetic fractures of the femur. Clin Orthop. 1996; 327:238-246.
15. Beer D., Stoodley P., Lewandowski Z. Liquid flow in heterogeneous biofilms. Biotechnol. Bioeng. 1994. 44: 636-641.
16. Bernard L., Hoffmeyer P., Assal M., et al. Trends in the treatment of orthopaedic prosthetic infections. Journal of Antimicrobial Chemotherapy. 2004. 53: 127 – 129.
17. Berry DJ. Epidemiology: hip and knee. Orthop Clin North Am. 1999; 30:183-190,
18. Blom A.W., Brown J., Taylor A.H., et al. // J. Bone Jt. Surg. – 2004. – Vol. 86B, № 5. – P. 427 – 429.
19. Brady OH, Garbuz DS, Marsi BA, Duncan CP: Classificanion of the hip orthopedic clinics of North America. Vol.30, №2, April 1999, 215-220.
20. Buchholz H.W., Elson R.A., Englebrecht E., et al. Management of deep infection of total hip replacement. J. Bone Joint Surg. Am. 1981. 63B: 342 – 353.
21. Costerton J.W., Stewart P.S., Greenberg E.P. bacterial biofilms: a common cause of persisten infections. Science. 1999. 284: 1318-1322.
22. Costerton J.W., Veeh R., Shirtliff M., et al. The application of biofilm sciense to the study and control of chronic bacterial infections. J. Clin. Invest. 2003. 112: 1466-1477.
23. Coventry M.B. Treatment of infections occurring in total hip surgery. // Orthop. Clin. North. Am. – 1975. – Vol. 6, № 4. – P.991-1003.
24. Crevoisier M.B., Reber P., Noesberger B. // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1998. – Vol. 117, № 3. – P.121-124.
25. Curtis MJ, Jinnah RH, Wilson VD, et al: The initial stability of acetabular components J Bone Joint Surg Br. 1992; 74B:372-376.
26. Darouiche R.O., Device-associated infections: a macroproblem that starts with microadherence. Clinical Infeectious Diseases. 2001. 33: 1567-1572.

27. Donald R.M., Biofilms: Microbial life on surfaces. Emerging infectious diseases. 2002. Vol. 8, No. 9, P. 881-890.
28. Donald R.M., Costerton J.W., Biofilms: Survival mechanisms of clinically relevant vicroorganisms. Clinical Microbiology Reviews. 2002. Vol. 15, N. 2. P. 167-193.
29. Duncan CP, Marsi BA. Fractures of the femur after hip replacement. Instr Course Lect.1995; 44: 293-304.
30. Durbhakula S.M., Czajka J., Fuchs M.D., Unl R.L. // J. Arthroplasty. – 2004. – Vol. 19, № 6. – P. 760 – 767.
31. Eftekhar N.S. Principles of total hip arthroplasty. C V Mosby, St Louis, 1978: 437-455.
32. Fehring T.K., Pellegrini V.D., Spangehl M.J., Hanssen A.D. Infected total joint arthroplastic. 2004 Inst. Course Lect. 364.
33. Fitzgerald R.H., Nolan D.R., Ilstrup D.M., et al. Deep wound sepsis following total hip arthroplasty. // J. Bone Jt. Surg. – 1977. – 59: 847 – 855.
34. Fitzgerald RH Jr, Brindley GW, Kavanagh BF: The un-cemented total hip arthroplasty – intraoperative femoral fractures. Clin Orthop 1998; 235: 61-66.
35. Garbuz DS, Marsi BA, Duncan CP: Periprosthetic fractures of the femur: Principles of prevention and management. Instr Course Lect.1998; 47: 237-242.
36. Gurtler V., Stanisich V.A. New approaches to tiping and identification of bacteria using 16S-23S rDNA spacer region. Microbiology. 1996. 142: 3-16.
37. Haaker R., Senge A., Kramer J., Rubenthaler F. // Orthopade. – 2004. – Vol. 33, № 4. – P. 431 – 438.
38. Haddad FS, Marsi BA, Garbus DS, Duncan CP. The prevention of periprosthetic fractures in total hip and knee arthroplasty. orthopedic clanics of North America, Vol.30 №2, April 1999, 191-207.
39. Hanssen A.D., Osmon D.R., Evalution of a staging system for infected hip arthroplasty. Clin. Orthop. Relat. Res. 2002 Oct.; (403): 16 – 22.
40. Hanssen A.D., Spangehl M.J. // Clin. Orthop. – 2004. – № 420. – P. 63 – 71.
41. Harrison T.J. Te polymerase chain reaction-a time of transition from research to routine. Journal Clinical Pathology. 1998. 51: 491-492.
42. Heilmann C., Schweitzer O., Gerke C., et al. Molecular basis of intercellular adhesion in the biofilm-forming Staphilococcus epidermidis. Mol. Microbiol. 1996. 20: 1083-1091.
43. Herzwurm PJ, Walsh J, Pettine KL, et al: Prophylactic cerclage: A method of preventing femur fracture in uncemented total hip arthroplasty. J Orthopedics1992;15:143-146.
44. Horan T.C., Gaynes R.P., Martone W.J., Jarvis W.R., Emori T.G. CDC definitions of nosocomial surgical site infections, 1992: a modification of CDC definitions of surgical wound infections. Infect. Control Hosp. Epidemiol. 1992, 13 (10) 606 – 608.
45. Huisker R: Failed innovation in total hip replacement: Diagnosis and proposal for a cure. Acta Orthop Scand 1993; 64: 699-716.
46. Incavo SJ, DiFazio F, Wilder D, et al: Longitudinal crack propagation in bone around femoral prosthesis. Clin Orthop1991; 272: 175-180.
47. Johansson JE, McBroom R, Barrington TW, Hunter JA. Fracture of the ipsilateral femur in patients with total hip replacement. J Bone Joint Surg Am. 1981; 63: 1435-1442.
48. Keating M.R., Steckelberg J.M., Orthopedic prosthesis salvage. Clinical Infection Diseases. 1999.29: 296-297.
49. Kelley SS: Periprosthetic femoral fractures. J.AM Acad Orthop Surg 1994; 2: 164-172.
50. Klein AH, Rubash HE: Femoral windows in revision total hip arthroplasty. Clin Orthop. 1993; 291: 164-170.
51. Lentino J.R. // Clin. Infect. Dis. – 2003. – Vol. 36, № 9. – P. 1157 – 1161.
52. Lewallen DG, Berry DJ: Periprosthetic fractures of the femur after total hip arthroplasty: Treatment and results to date. J Bone Joint Surg Am 1997; 79: 1881-1890.
53. Lewis K. The riddle of biofilm resistance. Antimicrob. Agents Chemother. 2001. 45: 999-1007.
54. Lovering A.M., Perez J., Bowker K.E. et al. // J. Antimicrob. Chemother. – 1997. – Vol. 40, № 1. – P.99-104.
55. Mack D., haeder M., Siemssen N., Laufs R. Association of biofilm production of coagulase-negative staphylococci with expression of a spicifie polysaccharide intercellular adhesion. J. Infect. Dis. 1996. 174: 881-884.
56. Malamitsi J., Giamarellou H., Kanellakopoulou K., et al. Infection: a 99mTc-ciprofloxacin radiopharmaceutical for the detection of bone infection. Clin Microbiol Infect. 2003. 9: P. 101-109.

57. Mallory TH, Kraus TJ, Vaughn BK. Intraoperative femoral fractures associated with cementless total hip arthroplasty. J Orthopedics. 1989;12:231-239.
58. Marsi B.M., Salvati E.A., Duncan C.P. Diagnosis and Evaluation. In Revision Total Hip Arthroplasty. Edited by M.V. Stainberg and J.P. Carino. Lippincott Williams and Wilkins. Fhiladelphia. 1999. P. 393-405.
59. Mc Elfresh EC, Coventry MB. Femoral and pelvic fractures after total hip arthroplasty. . J Bone Joint Surg Am.1974; 56:483-492.
60. McLauchan GJ, Robinson CM, Singer BR, Christie J Results of an operative polici in the triayment of periprosthetic femoral fractures. J Orthop Trauma 1997; 11:170-179.
61. Mohanty S.S., Kay P.R. // J. Bone Jt. Surg. – 2004. – Vol. 86B, № 2. – P. 266 – 268.
62. Morray BF (ed). Joint replacement arthroplasty. 3-d Edition. Churchill Livingstone, 2003, 902-919.
63. Ochsner PE Total hip replacement. Springer-Verlag, 2003, 107-122.
64. Patti J.M., Allen B.L., McGavin M.J., Hook M. MSCRAMM-mediated adherence of microorganisms to host tissues. Annu. Rev. Microbiol. 1994. 48: 585-617.
65. Penner M.J., Duncan C.P., Marsi B.A. The in vitro elution characteristics of antibiotic-loaded CMS and Palacos-R bone cements. J. Arthroplasty. 1999; 14 (2): 209 – 214.
66. Roffman M, Mendes DG: Fracture of the femur after nonal hip arthroplasty. Orthopedics 1989;12:1067-1070.
67. Rupp M.E., Ulphani J.S., Fey P.D., Bartsch K., Mack D. Characterization of the importance of polysaccharide intercellular adhesion/hemagglutinin of Staphilococcus epidermidis in the pathogenesis of biomaterial-based infection in a mouse foreign body infection model. Infection and Immunity. 1999. 67(5): 2627-2632.
68. Scher D.M., Pak K., Lonner J.H., et al. The predictive value of indium-111 leucocyte scans in the diagnosis of infected total hip, knee, or resection arthroplasties. J Arthroplasty. 2000.15: 295-300.
69. Schierholz J.M., Beuth J. Implant infection: a haven for opportunistic bacteria. Journal of Hospital Infeection. 2001. 49: 87-93.
70. Schmalzried TP, Amstutz HC, Au MK, Dorey FJ.: Etiology of deep sepsis in total hip arthroplasty. The significance of hematogenous and recurrent infections. Clin Orthop Relat Res. 1992 Jul;(280):200-7.
71. Schwartz JT Jr., Mayer JG, Engh CA. Femoral fracture during non- cemented total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1989; 71:1135-1142.
72. Spangehl M.J. Diagnosis of infected total joint replacements. Infected total joint arthroplasty. Inst. Course Lect. 2005. 221.
73. Spangehl M.J., Hanssen A.D., Osmon D.R. Diagnosis and treatment oh the infected total hip arthroplasty. In Joint replacement arthroplasty. 3-th edition. Bernard F., Morrey M.D. Churchill Livingstone. 2003. P. 856-874.
74. Spangehl M.J., Marsi B.A., O'Connell J.X., et al. Prospective analisis of preoperative and intraoperative investigations for the diagnosis of infection at the sites of two hundred and two revision total hip arthroplasties. J Bone Joint Surg Am; 81: 672-683.
75. Struchin SA. Femoral shaft fracture in porous and press fit total hip arthroplasty. Orthop Rev. 1990; 19: 153-159.
76. Tattevin P., Cremieux A.C., pottier P., et al. Prosthetic joint infection: when can prosthetic salvage be considered? Clinical Infection Diseases. 1999. N. 29. P. 292-295.
77. Taylor MH, Harvey JP Jr. Intraoperative femur fractures during total hip replacement. Clin Orthop. 1978; 137:96-103.
78. Thoren B., Wirgen A. The erythrocyte sedimentation rate in infection of total hip replacement. Orthropedics. 1991. vol. 14. P. 495-497.
79. Tsukayama D.T., Estrada R., Gustilo R.B. infection after total hip arthroplasty a study of the treatment of one hundred and six infections. // J. Bone Jt. Surg. Am.– 1996. – 78: 512 – 523.
80. Tunney M.M., Patrick S., Curran M.D., Ramage G., Anderson N., Davis R.I., Gorman S.P., Nixon J.R. Detection of prosthetic joint biofilm infection using immunological and molecular techniques//Methods in Enzymology. – 1991.- V. 310. – P. 566-576.
81. Tunney M.M., Patrick S., Curran M.D., Ramage G., Hanna D., Nixon J.R., Gorman S.P., Davis R.I., Anderson N. Detection of prosthetic hip infection at revision arthroplasty by immunofluorescence microscopy and PCR amplification of the bacterial 16S rRNA gene//Journal of Clinical Microbiology. – 1999. – V. 37, N. 10. – P. 3281-3290.
82. Vaudaux P. et al. Implant-related factors: biofilm and other tricks of bacteria. Symposium – Prevention and treatment of infection in orthopaedic surgery. 2003. abstract.

83. Widmer A.F. New Developments in Diagnosis and Treatment of Infection in Orthopedic Implants. Clinical Infectious Diseases. 2001. 33 (Suppl 2): S94-106.
84. Widmer A.F., Frei R., Rajacic Z., et al. Correlation between in vivo and in vitro efficacy of antimicrobial agents against foreign body infections. J Infect Dis 1990; 162: 96-102.
85. Widmer A.F., Gaechter A., Oshsner P.E., et al. Antimicrobial treatment of orthopedic implant-related infections with rifampin combinations. Clinical Infection Diseases. 1990. 162: 96-102.
86. Younger ASE, Dunwoody J, Duncan CP: Periprothetic hip and knee fractures: The scope of the problem Instr Course lect 1998; 47: 251-256.
87. Zilkens K.W., Forst R., Casser H.R. // Unfallchirurg. – 1989. – Vol. 92, № 7. – P.352-357.
88. Zimmerlli W., Oshsner P.E. Management of infection associated with prosthetic joints // Infection. – 2003. – N. 31. – P. 99 – 108.
89. Zimmerlli W., Widmer A.F., Blatter M., et al. Role of rifampin for treatment of orthopaedic implant-related stathylococcal infections: a randomized controlled trial. Foreign-Body Infection (FBI) Study Group. JAMA 1998; 279: 1537 – 1541.

Глава 10. Ревизионная артропластика тазобедренного сустава.

Как было отмечено ранее, эндопротезирование при тяжёлых травмах и заболеваниях тазобедренного сустава в настоящее время является методом выбора, позволяющим в краткие сроки купировать болевой синдром, восстановить функцию сустава, тем самым улучшить качество жизни пациентов, однако, рано или поздно встаёт вопрос о развивающейся нестабильности компонентов эндопротеза.

P.M. Pellicci с соавторами подсчитали, что в первый год с момента имплантации требуют замены 0,7 % эндопротезов, затем в течение каждого последующего года вплоть до 10 лет количество ревизий возрастает на 2,2 % ежегодно [57,58]. В настоящее время соотношение первичного и ревизионного эндопротезирования в крупнейших центрах мира составляет 4:1 и даже 3:1, а в ближайшем будущем на каждые две первичных операции, возможно, будет приходиться одна замена эндопротеза или его компонента [2, 47, 65].

Основными показаниями к хирургической ревизии служат асептическое расшатывание эндопротеза или его компонентов, глубокое нагноение, рецидивирующие вывихи, усталостные переломы конструкций, переломы бедра или костей таза [4,5]. Наиболее частой причиной ревизионной артропластики служит асептическое расшатывание, при этом вертлужный компонент проявляет признаки нестабильности в три раза чаще, чем бедренный [6, 7, 13, 32].

Ревизионная артропластика тазобедренного сустава, безусловно, является сложным оперативным вмешательством, имеющим особую философию, специальные технологии выполнения операции в условиях дефицита костной ткани, иные конструкции имплантатов и инструментарий. При всем многообразии неожиданностей, которые встречает хирург во время ревизионного эндопротезирования, следует иметь четкий план оперативного вмешательства, не допускающий методических блужданий, но и не исключающий творческого подхода. Поэтому, важным аспектом ревизионной артропластики является выбор классификации дефектов вертлужной впадины и проксимального отдела бедренной кости, которая бы наиболее полно отражала дефицит костной ткани на основе простых рентгенологических критериев.

Адекватная предоперационная оценка дефектов костной ткани, в свою очередь, предполагает наличие программы их хирургической реконструкции, соответствующей типу дефекта. Мы в своей практической деятельности пользуемся классификациями, предложенными W.G. Paprosky (для дефектов вертлужной впадины) и T.H. Mallory (для дефектов бедренной кости) [48, 55].

10.1. Ревизионная артропластика вертлужной впадины.

Для успешного проведения ревизии с заменой вертлужного компонента необходимо тщательно проследить историю развития заболевания, включая протокол первичной артропластики, рентгенограммы тазобедренного сустава в динамике, изменение жалоб пациента с момента имплантации эндопротеза.

Как правило, нестабильность вертлужного компонента эндопротеза сопровождается появлением боли в паховой области, усиливающейся при физической нагрузке. Наличие аналогичной боли при пассивной ротации и сгибании в тазобедренном суставе однозначно указывает на суставную их природу и позволяет дифференцировать с болью, обусловленной патологией поясничного отдела позвоночника.

Выполнение рентгенограмм в динамике позволяет оценить нарастание остеолиза вокруг вертлужного компонента. Как уже говорилось выше, наличие узкой полоски просветления (до 2 мм) вокруг чашки без увеличения ее ширины и протяженности при отсутствии клинических проявлений не является основанием для ревизионной артропластики [26]. Диагноз нестабильности вертлужного компонента эндопротеза устанавливают на основании клинических проявлений (нарастающая боль в паховой области при ходьбе и движениях в суставе), рентгенологической картины остеолиза вокруг имплантата (ширина просветления более 2-х мм свидетельствует о нарушении фиксации протеза). Наибольшее значение имеют I и II зоны (по классификации Charnley-DeLee). Миграция чашки является абсолютным подтверждением ее нестабильности.

Существует три основных методики ревизионной артропластики, обусловленной асептической нестабильностью вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава: использование чашек «цементной» фиксации, бесцементной и установка антипротрузионных конструкций.

Следует оговориться, что результаты операций с применением вертлужных компонентов цементной фиксации и использование костного цемента в качестве пластического материала, несмотря на использование современной цементной техники, показывают неудовлетворительный результат [8, 10, 11, 21, 56, 65].

При проведении ревизионной операции по замене вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава оперирующий хирург, как правило, стремится восстановить центр ротации сустава, что в большинстве случаев возможно после восстановления костной основы области вертлужной впадины [28]. Однако необходимо отметить существование альтернативных методик – установка компонента бесцементной фиксации малых размеров с высоким центром ротации, либо больших размеров (так называемые «Jumbo cup») в истинную вертлужную впадину. Установка вертлужного компонента выше истинного центра ро-

тации сустава пока не нашла широкого применения при проведении ревизий с заменой вертлужного компонента, однако зарубежные коллеги отмечают хороший результат использования данной методики при долгосрочных наблюдениях [25]. W.H.Harris отмечает отличный результат применения данной методики у пациентов со значительными дефектами вертлужной впадины при среднем сроке наблюдения 16,8 лет [35].

Применение имплантатов «press-fit» фиксации больших размеров (диметром более 68 мм) также показывает хороший результат [30, 66]. Эти компоненты рассматриваются как альтернатива опорным кольцам. Эффективность данной методики высока, хорошие результаты достигают в 94–98% случаев при сроках наблюдения свыше 10 лет [67].

Бесспорным преимуществом применения двух последних методик является отсутствие необходимости использования дополнительного пластического материала (массивных костных аллотрансплантатов) при значительном дефиците костной ткани области вертлужной впадины, однако проведение таких вариантов хирургической ревизии требует виртуозности выполнения и исключительного мастерства, иначе исход может быть непредсказуем.

Решение о том, какой тип реконструкции лучше использовать в каждом конкретном случае нестабильности вертлужного компонента должно основываться на тщательном предоперационном планировании, включающем оценку состояния костной ткани области вертлужной впадины и целостности ацетабулярного кольца для определения возможности установки имплантата бесцементной фиксации.

Отдельным вопросом является применение костных трансплантатов в качестве пластического материала для восполнения дефицита костной массы. На современном этапе развития костная пластика играет важную роль при проведении операций ревизионной артропластики, в особенности при значительном дефиците костной ткани.

В первую очередь необходимо определить функцию трансплантата (биологическая, механическая или комбинированная), после чего выбрать его тип (аутологичная костная стружка, фрагменты донорской вертлужной впадины, головки или мыщелков бедренной кости, спонгиозные блоки из метаэпифиза большеберцовой кости) [3].

В нашей практике мы используем аутологичную костную стружку, полученную непосредственно во время операции при обработке вертлужной впадины фрезами (к сожалению, ее объем весьма ограничен), замороженные донорские головки бедренных костей и фиксированные спонгиозные блоки из метаэпифизов большеберцовых костей.

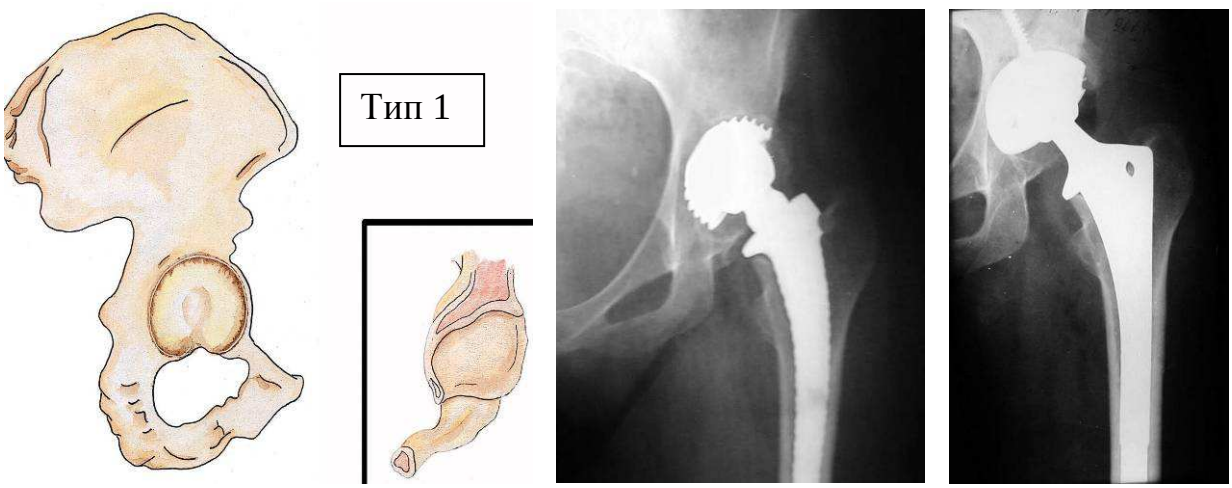
Выбор способа хирургического лечения значительно облегчается, если известна величина дефекта вертлужной впадины и его локализация, для этого были предложены различные классификации. Наибольшую известность получили классификации Paprosky, Antonio, AAOS, Gross'a.

Классификация, разработанная W.G. Paprosky с соавт.(1991), отличается простотой воспроизведения и практической направленностью. Система точной оценки дефицита костной массы вертлужной впадины базируется на изучении рентгенограмм в переднезадней проекции. В основе рентгенологической оценки лежат четыре специфических критерия: степень лизиса костной ткани в области "фигуры слезы", нижнего края седалищной кости, количественная оценка миграции вертлужного компонента в краниальном направлении, оценка медиальной миграции чашки за линию Келера. Используя эти критерии, хирург до операции может оценить состояние кольца вертлужной впадины, внутренней стенки, передней и задней колонн вертлужной впадины. "Фигура слезы" соответствует вырезке вертлужной впадины, медиальная стенка определяет глубину впадины [56]. Полный лизис "фигуры слезы" означает не только повреждение внутренней стенки, но и потерю большей части костного вещества нижней и внутренней частей передней и задней колонн вертлужной впадины. Независимо от того, наступила ли деструкция костной ткани вследствие механического повреждения, или в результате воспалительной реакции как ответ на продукты стирания полиэтилена, повреждение внутренней стенки происходит вместе с деструкцией нижних отделов передней и задней колонн в связи с тем, что они связаны в единую анатомическую структуру. Полное отсутствие "фигуры слезы" означает потерю костного вещества в объеме 10-15% от объема кости вертлужной впадины, необходимой для фиксации вертлужного компонента. Рентгенологические признаки лизиса седалищной кости означают существенную потерю костного вещества нижней стенки задней колонны и задней стенки вертлужной впадины. Лизис указанных структур означает потерю 20-25% от всего костного вещества вертлужной впадины. При оценке миграции вертлужного компонента необходимо знать ее величину и направление. Величину смещения центра тазобедренного сустава устанавливают по сравнению с первичными рентгенограммами. Для этого проводят горизонтальную линию, соединяющую верхушки запирательных отверстий и измеряют расстояние между этой линией и центром сустава. Смещение центра сустава может быть в следующих направлениях: верхнелатеральном, верхнемедиальном и медиальном. Миграция в краниальном направлении вследствие косого наклона подвздошной кости может быть либо вверх и вовнутрь, либо вверх и кнаружи. Смещение имплантата вверх сопровождается разрушением крыши вертлужной впадины и повреждением обоих колонн. Степень смещения чашки вверх прямо пропорционально степени разрушения колонн и потере костного вещества, создающего противоупор для вертлужного компонента. Миграция чашки на 3 см вверх от линии запирательного отверстия (или на 2 см от нормального центра ротации тазобедренного сустава) означает существенную потерю костной ткани, оцениваемую в 25-50% от всего костного запаса вертлужной впадины. Хотя миграция чашки вверх сопровождается повре-

ждением обеих колонн, при смещении в верхнелатеральном направлении в большей степени страдает задняя колонна, а при верхнемедиальном - передняя колонна. Верхнелатеральная дислокация является более неблагоприятной, т.к. сопровождается значительным разрушением задней колонны и имеет тенденцию к быстрому прогрессированию. Кроме того, важным фактором, влияющим на прогрессирование остеолиза является величина нагрузки на сустав, она ниже при расположении центра ротации более медиально, книзу и кпереди. И наоборот, нагрузка больше при смещении центра вверх, латерально и кзади. Это объясняет быстрое прогрессирование дислокации при верхнелатеральной миграции чашки. Однако, верхнемедиальные дефекты более обширные и представляют большие сложности для оперативного лечения. Медиальная миграция чашки (или протрузионный дефект вертлужной впадины) сопровождается повреждением внутренней стенки, нижнего и внутреннего отделов обеих колонн и проявляется дислокацией имплантата за линию Келера.

Описанные выше четыре рентгенологических критерия были использованы для создания классификации дефектов вертлужной впадины и положены в основу обоснования выбора имплантатов бесцементной фиксации и реконструкции костной основы вертлужной впадины.

По классификации W.G. Paprosky выделяют три типа дефектов вертлужной впадины. **Тип 1 дефекта вертлужной впадины.** Этот тип ацетабулярного дефекта почти аналогичен таковому, который создается хирургом во время первичной артропластики. Кольцо вертлужной впадины остается интактным, определяется минимальный лизис костной ткани вокруг чашки. Большие структурные дефекты костной ткани отсутствуют, возможно появление небольших отверстий после удаления остатков костного цемента. Нет признаков остеолиза в области "фигуры слезы" и седалищной кости, миграция вертлужного компонента отсутствует (имплантат не заходит за линию Келера и не смещен вверх). Таким образом, при этом типе дефекта сохраняется крыша вертлужной впадины, ее внутренняя стенка и обе колонны. Более 90% губчатой костной ткани вертлужной впадины сохранены и могут контактировать с пористой поверхностью вертлужного компонента. Реконструкция заключается в минимальной пластике аутологичной костной стружкой небольших дефектов костной ткани (рис. 10.1). Применение вертлужных компонентов бесцементной фиксации различных дизайнов показывает хороший и отличный результат у 94-98% больных при сроках послеоперационного наблюдения более 10 лет [44; 53].

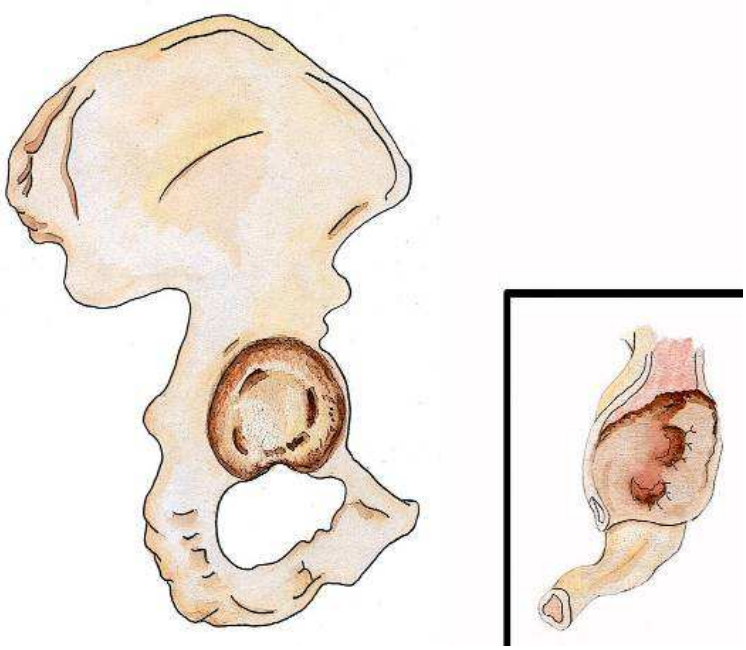


а) б) в)

Рис. 10.1. а) Схематическое изображение дефекта вертлужной впадины (тип 1) и рентгенограммы левого тазобедренного сустава больной Ф., 49 лет: б) через 4 года после первичного эндопротезирования тазобедренного сустава; в) ревизионное эндопротезирование, вертлужная впадина обработана обычным путем, установлена чашка бесцементной фиксации (Trilogy, Zimmer) и полнопокрытая ревизионная ножка AML (DePuy).

Тип 2 дефекта вертлужной впадины. Это наиболее часто встречающийся тип дефекта вертлужной впадины, при котором зона остеолиза увеличивается, кольцо вертлужной впадины вытягивается вверх, но передняя и задняя колонны остаются интактными.

Тип 2А дефекта вертлужной впадины отличается от типа 1 большим остеолизом, начальными признаками миграции вертлужного компонента вверх, но не более 3-см выше линии, проведенной через вершину запирательного отверстия или 2-х см выше нормального центра ротации тазобедренного сустава. Остеолиз "фигуры слезы" имеет небольшой объем и затрагивает только ее наружный край. Лизис седалищной кости не распространяется выше 7 мм от верхнего края запирательного отверстия. Внутренняя миграция чашки минимальна, линия Келера остается интактной. Реконструкцию этого типа дефекта вертлужной впадины выполняют по тем же правилам, что и предыдущего - используют чашку с пористым покрытием с заполнением мелких дефектов вертлужной впадины костной стружкой. Примерно от 85 до 90% имплантата будет контактировать с костной тканью, а 10-15% поверхности чашки может остаться недопокрытой в верхней части (рис. 10.2).



а)

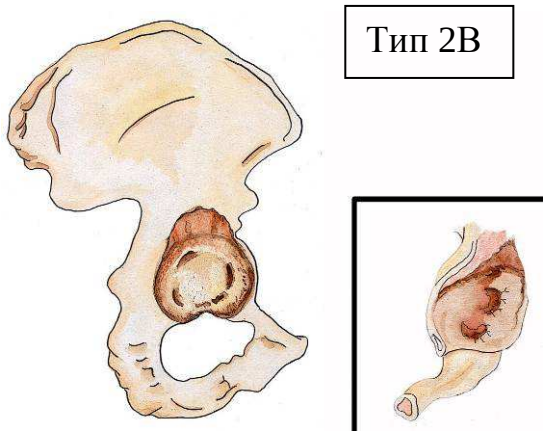


б) в)

Рис. 10.2 а) Схематическое изображение дефекта вертлужной впадины (тип 2А) и рентгенограммы правого тазобедренного сустава больного Л., 59 лет: б) через 3 года после первичного эндопротезирования тазобедренного сустава; в) ревизионное эндопротезирование, вертлужная впадина обработана обычным путем, установлена чашка бесцементной фиксации (Duraloc, DePuy) и полнопокрытая ревизионная ножка AML Solution с калькаром (DePuy).

Тип 2В дефекта вертлужной впадины отличается от предыдущего большей вытянутостью кольца вертлужной впадины вверх (на месте полусферы образуется эллипс). Смещение чашки вверх достигает 3 см и приводит к частичному разрушению крыши вертлужной впадины. Степень остеолиза "фигуры слезы" и седалищной кости остается минимальной. Чашка смещается не только вверх, но и медиально, однако линия Келера остается интакт-

ной, имплантат находится вне малого таза. Передняя и задняя колонны не повреждены. При этом типе дефекта вертлужной впадины может быть использован вертлужный компонент с пористым покрытием. Контакт имплантата с костной тканью вертлужной впадины будет более 60% и, примерно, от 20 до 30% чашки может остаться недопокрытой в верхнем отделе (рис. 10.3).



а)

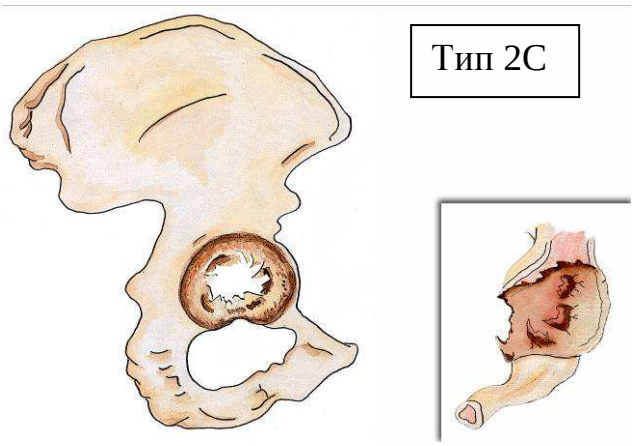


б) в) г)

Рис. 10.3. Схематическое изображение дефекта вертлужной впадины и рентгенограммы левого тазобедренного сустава больной Ж., 52 лет: а) Схематическое изображение дефекта вертлужной впадины (тип 2B) б, в) 10 лет после первичного эндопротезирования левого тазобедренного сустава, чашка установлена со смещением в краниальном направлении, после ее удаления дефект вертлужной впадины 2 В типа; г) установлен вертлужный компонент (Trilogy, Zimmer) с одновременным костно-пластического замещения дефекта крыши вертлужной впадины, ножка – VerSys Bd, Zimmer).

Тип 2С дефекта вертлужной впадины представляет собой дальнейшее прогрессирование дефекта 2 типа. Вертлужный компонент мигрирует медиально и немного вверх, подобно тому, что наблюдается при 2А типе, немного не переходя порог 3 см выше линии запирательного отверстия. Медиальное смещение выражено в большей степени - дефект распространяется за линию Келера, образуя дефект внутренней стенки вертлужной впадины. В связи с медиальным распространением остеолиза степень разрушения "фигуры слезы" достигает средней или тяжелой степени, в большинстве случаев с полным ее рассасыванием. Остеолиз седалищной кости остается минимальным, что указывает на сохранение задней колонны вертлужной впадины. Реконструкция вертлужной впадины предполагает заполнение центрального дефекта костной стружкой и только в случае больших размеров применяют костную пластику из головки бедренной кости (аллотрансплантат), подготовленной в виде тонкой полусферы и уложенной на дно, другим вариантов заполнения протрузионного дефекта является имплантация спонгиозного блока из метаэпифиза донорской большеберцовой кости.

Ацетабулярное кольцо сохраняет свою опорную функцию, поэтому может быть использована чашка бесцементной фиксации с пористым покрытием, ее контакт с костной тканью вертлужной впадины составляет более 60%. По данным J.T. Dearbon и W.H. Harris даже при больших дефектах вертлужной впадины применение чашек бесцементной фиксации обеспечивает очень прочную механическую стабильность имплантата (Рис. 10.4) [24]. Перспективным направлением при наличии больших дефектов вертлужной впадины является использование чашек с повышенной пористостью, в частности танталовых ацетабулярных компонентов (трабекулярный метал), в том числе в комбинации с дополнительными блоками. Первый опыт их использования продемонстрировал надежную первичную фиксацию и быструю остеоинтеграцию (10.5).



а)



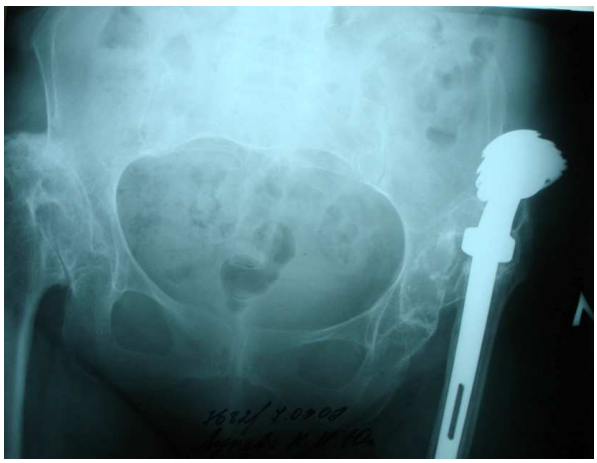
б)





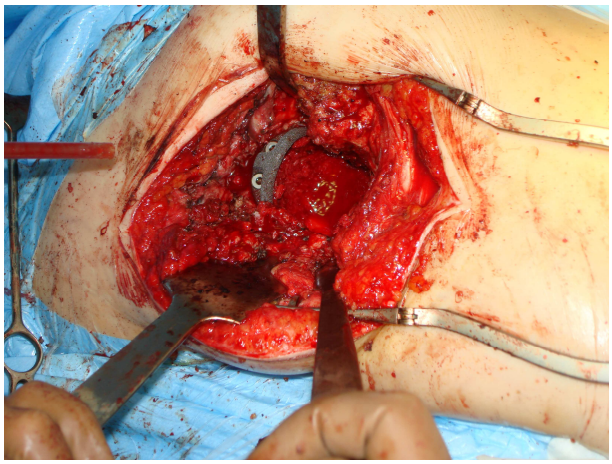
в) г)

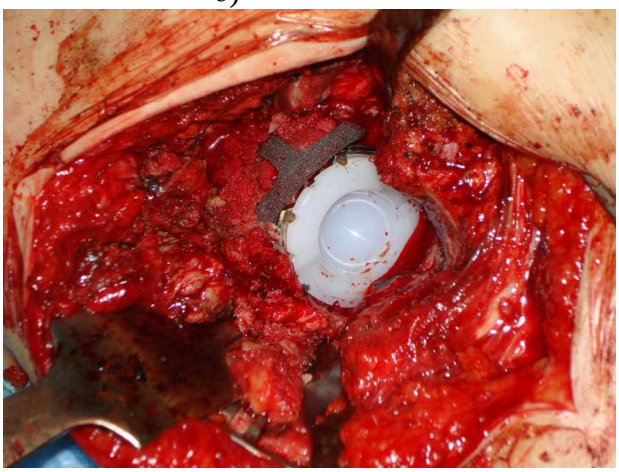
Рис. 10.4. Схематическое изображение (а) дефекта вертлужной впадины (тип 2С) и рентгенограммы левого тазобедренного сустава больной П., 53 лет: б) нестабильность вертлужного компонента с дефектом дна вертлужной впадины через 6 лет после первичной артропластики; в) ревизионная артропластика: дно впадины заполнено массивным аллотрансплантатом, установлен вертлужный компонент бесцементной фиксации (Duraloc, DePuy) больших размеров (68 мм) с дополнительной фиксацией 2-я винтами и полнопокрытая ревизионная ножка AML Solution с калькаром (DePuy); г) через 2 года после операции.





а) б)





в) г)

Рис. 10.5. На рентгенограммах таза больной Л., 64 лет, нестабильность обоих компонентов эндопротеза Сиваша и дефект задне-верхнего края вертлужной впадины с миграцией конструкциив верхнее-заднем направлении (а); б) ревизионная артропластика с установкой тан-

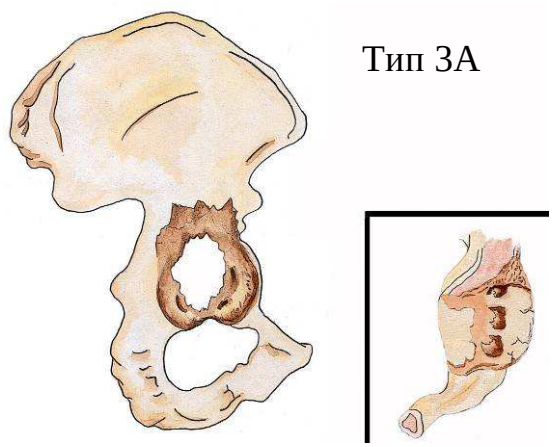
таловой чашки (TMT, Zimmer) и замещения дефекта танталовым аугментом и костной пластикой; в), г) – этапы операции.

Тип 3 дефекта вертлужной впадины отличается от предыдущего типа значительным прогрессированием остеолиза и массивным разрушением костного вещества. Крыша вертлужной впадины становится неопорной, и поскольку остеолиз распространяется также на переднюю и заднюю колонны они также теряют свою способность удерживать имплантат. Этот тип дефекта представляет собой тяжелое разрушение вертлужной впадины и при оперативном вмешательстве предполагает использование массивных аллотрансплантатов для восполнения потери костной ткани.

Тип 3А включает в себя преимущественное разрушение крыши вертлужной впадины со смещением вертлужного компонента на 3 см выше линии запирательного отверстия или на 2 см выше уровня нормального центра ротации тазобедренного сустава. Лизис "фигуры слезы" имеет среднюю степень с поражением всего наружного края. Степень разрушения седалищной кости остается на уровне легкой - средней с остеолизом на протяжении менее 15 мм от верхнего края запирательного отверстия. Вертлужный компонент мигрирует больше вверх чем медиально, поэтому линия Келера остается либо интактной, либо имплантат слегка заходит за ее край. При этом типе дефекта крыша вертлужной впадины теряет опору, но передняя и задняя колонны способны фиксировать чашку с пористым покрытием. Нижняя часть вертлужной впадины сохранена и возможна остеоинтеграция с пористой поверхностью чашки. Площадь контакта имплантата с костной тканью составляет 40-60%, однако для обеспечения длительной фиксации чашки необходимо выполнить костную пластику верхнего отдела вертлужной впадины костным аллотрансплантатом из головки или мыщелков бедренной кости.

Надо иметь в виду, что использование массивных аллокостных трансплантатов таит в себе опасность остеолиза и, как следствие, развитие нестабильности эндопротеза. Результаты операции во многом зависят от хирургической техники, размеров трансплантатов и сроков, прошедших после операции. Наибольшее признание получила хирургическая техника, суть которой заключается в ориентации головки бедренной кости по ходу силовых линий, введении спонгиозных винтов под углом 45°, окончательной обработке вертлужной впадины после прочной фиксации аллотрансплантата. Однако даже при таких условиях выполнения костной пластики наблюдается большой разброс результатов операций у разных авторов. По данным B.P.Lee с соавторами частота ревизий вертлужного компонента через 5 лет составила 8%, через 10 лет - 26% [43]. Исследования S. Avci с соавторами показали, что при средних сроках наблюдения 5 лет после операции удовлетворительные результаты наблюдались у 17% больных и плохие - у 19% [15]. Самую неудовлетворительную статистику

приводят J.T.Dearbon и W.H.Harris – через 16 лет после имплантации массивных аллотрансплантатов в 66% случаев потребовалась повторная операция связанная с нестабильностью вертлужного компонента [24]. Имея столь плачевную статистику, авторы очень осторожно подходят к применению аллотрансплантатов и рекомендуют по возможности использовать ацетабулярные компоненты больших размеров (Jumbo cup). И, тем не менее, дефекты костной ткани настолько велики, что невозможно обойтись без костной пластики, в качестве имплантатов чаще других мы применяем опорное кольцо Bursh-Schneider'а, которое защищает костные трансплантаты на время их перестройки (рис. 11.5)



а)





б) в)

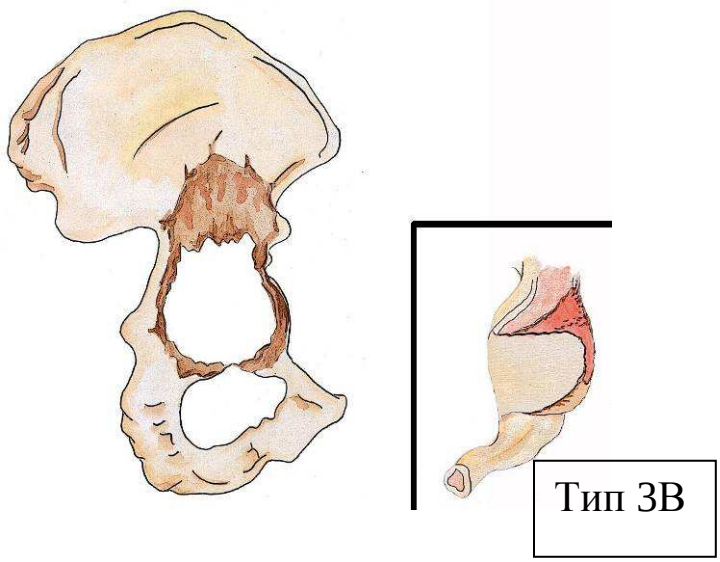
Рис. 11.6. Схематическое изображение (а) дефекта вертлужной впадины (тип 3А) и рентгенограммы правого тазобедренного сустава больной Л., 56 лет: б) нестабильность вертлужного компонента с дефектом дна вертлужной впадины через 6 лет после первичной и 3 года после ревизионной артропластики; в) ревизионная артропластика: костный дефект впадины заполнен измельченым аллотрансплантатом, установлено опорное кольцо Bursh-Schneider'а (Zimmer) .

Тип 3 В представляет массивный дефект с полной потерей опоры всех структур вертлужной впадины. Как и в предыдущем случае разрушается крыша вертлужной впадины и имплантат смещается вверх на 3 см выше верхнего края запирательного отверстия. Кроме того, наблюдается и смещение чашки вовнутрь в полость малого таза с захождением ее за линию Келера и полной облитерацией внутреннего отдела "фигуры слезы". Задняя колонна

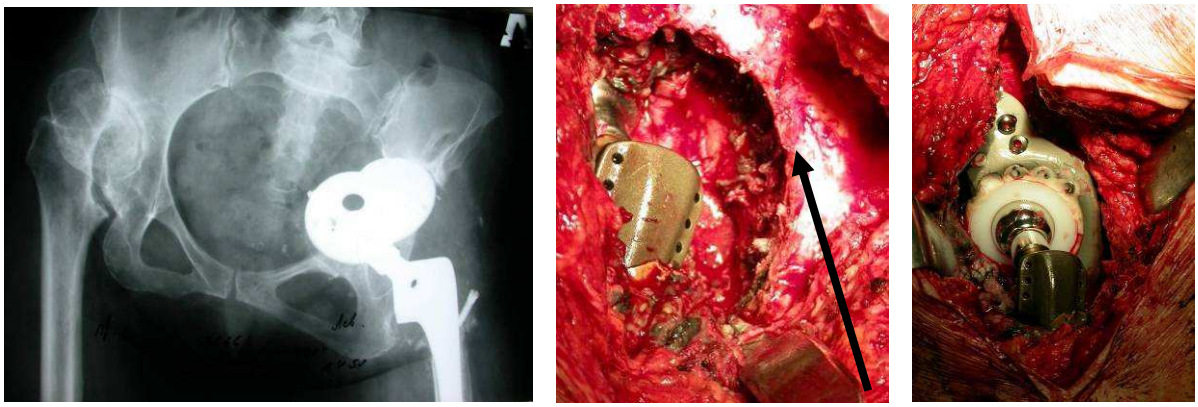
также имеет признаки повреждения и теряет свою опороспособность, рентгенологически это проявляется распространением зоны остеолиза ниже 15 мм от верхнего края запирательного отверстия. Таким образом, при этом типе поражаются крыша вертлужной впадины, обе колонны и дно, менее 40% костной ткани сохраняет свою способность фиксировать вертлужный компонент с пористым покрытием.

Существуют различные способы лечения больших дефектов вертлужной впадины. На начальных этапах ревизионной артропластики применяли установку вертлужных компонентов цементной фиксации с использованием большого количества костного цемента, однако это приводило к развитию ранней нестабильности чашки, прогрессу дефицита костной ткани. По наблюдениям H.C. Amstutz с соавторами нестабильность вертлужного компонента появилась у 9,1% больных в течение 2-х лет после операции, поэтому от этой практики практически повсеместно отказались [13]. Применение комбинации массивных аллотрансплантатов и чашек бесцементной фиксации также таит в себе повышенный риск ранних и поздних осложнений. Частота неудовлетворительных результатов составляет от 17 до 60% через 2-14 лет после операции [25, 38], в связи с чем, в большинстве зарубежных клиник эта методика применяется крайне редко. Поэтому большинство хирургов при лечении больших дефектов вертлужной впадины рекомендуют использовать либо пересадку всей вертлужной впадины и установку чашки цементной фиксации (преимущественно у лиц молодого возраста), либо опорное антипротрузионное кольцо и чашку цементной фиксации (у больных старших возрастных групп). Применение антипротрузионных колец (АПК) создает условия для защиты костных трансплантатов и восстановления костной основы вертлужной впадины, обеспечивает хорошие результаты артропластики [1, 13, 19, 33]. Особенности хирургической техники установки АПК заключаются в том, что после удаления старых имплантатов, рубцовой ткани и дебриса, вертлужную впадину обрабатывают фрезами только для сглаживания костных неровностей. После этого необходимо провести предварительную примерку АПК. Мы в своей практике пользуемся кольцами Bursh-Schneider'a, которые имеют правую и левую ориентацию и три размера – 44, 50 и 56 мм. Указанные размеры соответствуют внутреннему диаметру, тогда как наружные - на 4 мм больше. При установке АПК опирается на верхний, задний край вертлужной впадины и седалищную кость. Наличие дефекта передней и медиальной стенок вертлужной впадины не является препятствием для использования АПК. При наличии дефекта задней опорной колонны и отсутствии опоры для кольца необходимо предусмотреть костную пластику заднего отдела впадины губчатым аллотрансплантатом с последующей установкой АПК. Существуют разные взгляды на положение нижнего клюва АПК, мы предпочитаем внедрять его в паз, сформированный в ветви седалищной кости. Эта манипуляция несколько удлиняет операцию, однако

создает дополнительную стабильность конструкции. После того, как произведена адаптация костной основы вертлужной впадины к кольцу, все дефекты тщательно заполняют измельченной губчатой костной тканью. Если определяется большой центральный дефект, то предварительно на дно впадины укладывают трансплантат, изготовленный из головки бедренной кости и имеющий слегка вогнутую форму. В процессе укладки и импакции аллотрансплантатов производят неоднократные проверки соответствия конгруэнтности подготовленной вертлужной впадины и АПК. Избыточное заполнение впадины трансплантатом может привести к тому, что кольцо займет вертикальное положение и сместится латерально, что является нежелательным. После того, как АПК получила опору на периферическую и центральную части вертлужной впадины производят фиксацию ее 4-5 спонгиозными винтами через отверстия в верхней опорной пластинке и задне-верхней дуге кольца. Винты проходят в медиальном направлении примерно под углом 10-15° снизу вверх с обязательной перфорацией внутренней кортикальной стенки подвздошной кости. В некоторых случаях винты проходят через аллотрансплантат, что не является ошибкой. При необходимости, можно провести 1-2 винта со стороны внутренней поверхности кольца. После прочной фиксации кольца, на костный цемент устанавливают полиэтиленовый компонент эндопротеза, которому задается необходимая ориентация. Анализ литературы по проблеме показал, что неудовлетворительные результаты применения АПК наблюдаются у 5,4% больных при средних сроках наблюдений 6,6 лет [63], хорошие и отличные - у 65%. Таким образом, применение АПК позволяет у подавляющего большинства больных с тяжелым разрушением вертлужной впадины обеспечить хорошие отдаленные результаты (рис. 11.6).



а)



б) в) г)



д) е)

Рис. 11.6. Схематическое изображение (а) дефекта вертлужной впадины (тип 3А) рентгенограммы и интраоперационные фотографии левого тазобедренного сустава больной Р., 53 лет: б,в) нестабильность вертлужного компонента, после ранее перенесенных 6 операций сохранилась задняя стенка вертлужной впадины (отмечена стрелкой); г,д,е) ревизионная артропластика: костный дефект впадины восстановлен аллотрансплантатом вертлужной впадины, и защищен антипротрузионным кольцом Bursh-Schneider'a (Zimmer); е) через 2 года после операции.

10.2. Ревизионная артропластика бедренного компонента эндопротеза

Целью ревизионной артропластики является создание прочной конструкции сустава, включающей хорошую фиксацию ножки, стабильный сустав и восстановление костной основы бедренной кости. Однако существует множество факторов, затрудняющих выполнение поставленных задач. Среди них наиболее важными являются следующие: большой дефект костной ткани, нестабильность сустава, инфекция, перелом бедренной кости (в результате массивного остеолиза), отсутствие сращения большого вертела. В отличие от ревизионной артропластики вертлужного компонента при замене бедренного компонента хирург может столкнуться с проблемой удаления имплантата и остатков цемента, переломом бедренной кости, перфорацией кортикальной стенки, отсутствием прочной фиксации имплантата и т.д.

Поэтому при предоперационном планировании необходимо ответить на следующие ключевые вопросы, в частности: какой доступ к тазобедренному суставу лучше использо-

вать; как лучше удалить имплантат с минимальной травматизацией костной ткани; какой тип реконструкции лучше использовать, и какой тип ножки должен быть для этого выбран; как добиться прочной фиксации ножки; как заместить дефект костной ткани.

Предоперационное планирование. При предоперационном планировании необходимо тщательным образом проанализировать историю заболевания и ответить на вышеперечисленные вопросы. Важно иметь в своем распоряжении детали предшествующей операции, описание операционных и послеоперационных осложнений, а также уточнить жалобы, заставившие пациента обратиться за консультацией.

Важность детального сбора анамнеза трудно переоценить. К примеру, если у больного после первичной артропластики все время сохранялся болевой синдром, или боль появилась спустя короткое время, наблюдалось повышение температуры тела, в этом случае можно предположить наличие латентной инфекции. При таком течении заболевания усилия хирургов должны быть направлены на поиск очага воспаления. Этому могут помочь исследования крови (наличие лейкоцитоза, СОЭ, С-реактивный белок, исследование уровня провоспалительных цитокинов, в частности, интерлейкинов 1α, 1β, фактора 8, фактора некроза опухоли), аспирация содержимого из полости тазобедренного сустава и микробиологическое исследование.

Желательно определить механизм развития нестабильности бедренного компонента, еще до операции хирург должен знать тип и размер установленного ранее протеза.

Клинически нестабильность ножки эндопротеза проявляется болью в области бедра, которая усиливается при физической нагрузке и проходит после отдыха. При обследовании болезненность можно вызвать, создав форсированную осевую нагрузку на конечность или путем проведения ротационных движений в положении разгибания или сгибания в тазобедренном суставе.

Следующим этапом обследования больного является изучение рентгенограмм таза, бедра (с захватом всего бедренного компонента) в прямой и боковой проекциях и вертлужной впадины в боковой проекции. Изменения на рентгенограммах должны быть оценены в динамике в сравнении с первичными, при этом важно обращать внимание на оседание и другие изменения положения имплантата, протяженность и выраженность остеолиза, качество костной ткани, наличие дефектов кости, расположение цементной мантии и цементной пробки, состояние кортикальных стенок. Возможно наличие и других патологических изменений, таких как перипротезный перелом, гетеротопические оссификаты, несращение большого вертела на месте остеотомии.

Целесообразно проводить предоперационное планирование вместе со всей хирургической бригадой. Хотя это и не всегда возможно, тем не менее, нужно стремиться к созда-

нию целостной картины зоны поражения костной ткани, иметь план доступа к тазобедренному суставу и бедренной кости для удаления имплантата и костного цемента с сохранением костной ткани и окружающих мышц. Всегда, наряду с основным, необходимо иметь несколько альтернативных вариантов проведения операции.

Все пациенты с нестабильностью ножки имеют дефицит костной ткани различной степени выраженности. Результаты ревизионной артропластики часто зависят от размера поражения кости и возможности хирурга восстановить костную основу бедренной кости. Выбор способа операции также зависит от степени разрушения кости. Поэтому важным элементом выработки стратегии лечения является классификация дефектов костной ткани, которая предполагает не только описание протяженности и локализации зоны остеолиза, но и определенную лечебную тактику. Мы в своей практике пользуемся классификацией Mallory, в которой различают четыре категории дефектов бедренной кости при нестабильности бедренного компонента [48].

I тип - интактная губчатая костная ткань проксимального отдела бедра без истончения стенок и дефицита костной ткани, интактная кортикальная трубка.

II тип - дефицит губчатой костной ткани проксимального отдела бедренной кости при сохраненной кортикальной трубке. Возможно наличие небольших дефектов в метафизе и истончение кортикальной стенки диафиза бедренной кости. Однако метафизарная часть способна обеспечить хорошую фиксацию и врастание костной ткани в пористое покрытие ножки эндопротеза.

III тип - дефицит губчатой костной ткани проксимального отдела бедра и нарушение целостности кортикальной трубки. Стабильная фиксация эндопротеза невозможна из-за дефектов костной ткани метафиза и перфорации диафизарного отдела бедра. W.G. Paprosky подразделяет этот тип дефекта бедренной кости на две подгруппы в зависимости от состояния кортикальной костной ткани в области перешейка: подтип А - сохранено минимум 4 см диафизарной трубки и на этом протяжении возможна фиксация ножки протеза, подтип В - протяженность сохраненной костной ткани в области перешейка менее 4 см и возможна фиксация имплантата лишь в дистальных отделах бедренной кости.

IY тип - отсутствие губчатой и кортикальной костной ткани проксимального отдела бедренной кости с образованием сегментарного дефекта.

Доступ к тазобедренному суставу. Выбор доступа определяется опытом и степенью удобства для оперирующего хирурга. В своей практике при ревизионной артропластике мы использовали прямой наружный доступ (даже если при первой операции применялся задний доступ), аналогичный описанному ранее при первичной артропластике. Однако в некоторых случаях, при обширном рубцовом процессе, возможных трудностях с удалением костного

цемента, мы используем доступ с расширенной остеотомией проксимального отдела бедренной кости. При всей своей кажущейся травматичности, он обеспечивает максимальную сохранность оставшихся мягких тканей и хороший обзор операционного поля.

Удаление имплантата. Важным этапом оперативного вмешательства является удаление эндопротеза. При цементной фиксации ножки необходимо определить степень подвижности имплантата, размеры цементной мантии и прочность связи последней с костью. По данным рентгенологического обследования можно определить форму ножки (прямая или изогнутая), локализацию расшатывания (на границе кость-цемент или цемент-имплантат), глубину расположения цементной пробки. При бесцементной фиксации ножки основным вопросом является степень остеоинтеграции с поверхностью имплантата, т.к. при наличии прочной фиксации ножки необходима принципиально иная хирургическая техника для ее удаления (в отличие от варианта, когда имплантат нестабилен).

При удалении эндопротеза необходимо всячески избегать дополнительного повреждения костной ткани. Операцию начинают с тщательного удаления мягких тканей, костных напластований и цемента вокруг проксимальной части ножки таким образом, чтобы не произошло ее заклинивания при выбивании. После успешного удаления ножки необходимо освободить костный канал от остатков цементной мантии и дистальной цементной пробки. Для этого существуют различные специальные инструменты: изогнутые и прямые долота, кусачки, высокоскоростные боры, ультразвуковые насадки и т.д. При работе с этими инструментами необходимо соблюдать особое внимание, чтобы не перфорировать стенку бедренной кости. В качестве контроля за положением инструментов и лучшей визуализации полноты удаления цемента иногда рекомендуется сделать трепанационное отверстие кортикальной стенки бедра на протяжении 2-3 см ниже пробки. Это позволяет хирургу контролировать положение сверла при перфорации цементной пробки (для ее последующего удаления при помощи штопора), а также быть уверенным в полном освобождении костного канала от остатков цемента и костной крошки. Если же костный цемент фиксирован очень прочно, или цементная пробка располагается далеко в дистальном направлении, применяют хирургическую технику, аналогичную той, которая используется для удаления бесцементной ножки с пористым покрытием. Суть операции заключается в продольной остеотомии проксимального отдела бедренной кости, как правило, до середины ножки эндопротеза или дистального края пористого покрытия бедренного компонента, что составляет примерно 10-12 см от верхушки большого вертела, с таким расчетом, чтобы бедренная кость оставалась интактной на протяжении, как минимум, 4-6 см ниже остеотомии для последующей фиксации ревизионной ножки. В качестве примера ревизионной артропластики с продольной остеотомией бедренной кости приводим клиническое наблюдение.

Б-й Л., 40 лет, впервые обратился в клинику в 1992 году. При обследовании установлен диагноз: двусторонний коксартроз на почве асептического некроза головок бедренных костей. В 1992 г. слева была выполнена первичная артропластика тазобедренного сустава с имплантацией эндопротеза APETE, в 1993 г. - справа – лечебная межвертельная остеотомия. Боль в левом тазобедренном суставе вновь появилась в 1995 году, постепенно стала прогрессировать. При рентгенологическом обследовании был выявлен перелом ножки эндопротеза, остеолиз проксимального отдела бедренной кости (рис.11.7 а). 5.02.98 была выполнена операция – ревизионная артропластика левого тазобедренного сустава. Остеотомия проксимального отдела бедренной кости выполнена из заднего доступа остеотомом по линии прикрепления мышц, с последующей поперчным пересечением бедренной кости и после приподнимания костного фрагмента – завершение остеотомии передней кортикальной стенки. При ревизии тазобедренного сустава выявлено: вертлужный компонент стабилен, однако между чашкой и дном вертлужной впадины находилось большое количество продуктов стирания полиэтилена, грануляционная ткань. Удалены оба фрагмента ножки эндопротеза, весь проксимальный отдел тщательно обработан костной ложкой, иссечена грануляционная ткань. Вертлужный компонент удален, после обработки впадины фрезами установлена чашка бесцементной фиксации диаметром 66 мм и дополнительно фиксирована винтом. Дистальный отдел бедренной кости обработан сверлами (до 13 мм), после чего введена ревизионная ножка эндопротеза диаметром 13,5 мм с полным пористым покрытием (длина ножки 200 мм). Длина ножки выбрана с учетом того, чтобы, как минимум, 6-8 см имплантата располагались в неповрежденном участке бедренной кости. Пространство между эндопротезом и эндостальной поверхностью проксимальной части бедренной кости было плотно заполнено костной стружкой. Линия остеотомии и истонченные стенки проксимального отдела бедра укреплены кортикальным аутотрансплантатом малоберцовой кости (рис.11.7 б,в). При осмотре через 4 года – жалоб нет, ходит с полной нагрузкой на оперированную ногу.



а б в

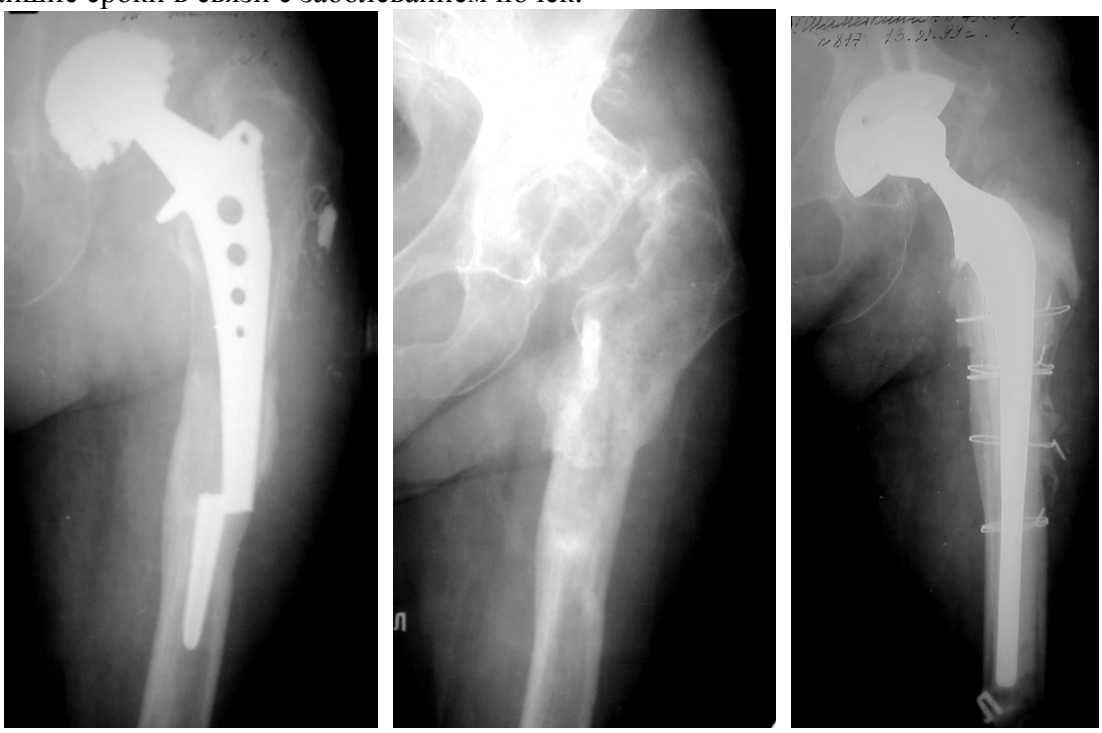
Рис. 10.8. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава больного Л.: а) перелом ножки эндопротеза, остеолиз проксимального отдела бедра; б) установлена длинная ревизионная ножка эндопротеза, костная пластика дефектов губчатой костной тканью, линия остеотомии и истонченные стенки проксимального отдела бедренной кости укреплены кортикальными аллотрансплантатами; в) 4 года после операции – стабильная фиксация эндопротеза, перестройка костных трансплантатов.

Стабильная фиксация ножки эндопротеза. Существует большое количество операций, направленных на достижение стабильной фиксации ножки эндопротеза при ревизионной артропластике. Наибольшее распространение получили методы цементной, бесцементной фиксации имплантата с использованием различных вариантов костной пластики (кортикальные аллотрансплантаты, импакция губчатой костной ткани, пересадка всего проксимального отдела бедренной кости).

Ревизионная артропластика с применением ножки цементной фиксации. Применение ножек цементной фиксации при ревизионной артропластике имеет как положительные, так и отрицательные стороны. Основное преимущество заключается в достижении практически немедленной стабильности имплантата и обеспечении ранней мобилизация больного. Тем не менее, надо отдавать себе отчет, что зачастую эндостальная поверхность бедренной кости бывает настолько склерозированной и гладкой, что невозможно добиться такой же прочной фиксации цемента, как и при первичной артропластике. Исследования Dohmae с соавторами показали, что при ревизионной цементной артропластике сила сцепления между ножкой эндопротеза и костной тканью уменьшается на 20,6% [27]. Кроме того, имеются технические проблемы, препятствующие достижению хорошей "прессуризации" костного цемента при использовании длинных ножек, появляется опасность потери еще большего количества костной ткани при нестабильности вновь имплантированной ревизионной ножки и необходимость выполнения ревизионной артропластики. Результаты применения ножек цементной фиксации крайне противоречивы. Частота повторных операций колеблется от 3 до 38% [38, 64], а если принимать во внимание рентгенологические признаки нестабильности имплантата, то эта цифра увеличится до 53% [52]. Современная цементная техника (тщательная подготовка канала, применение дистальных пробок и "прессуризация") улучшили результаты операций, однако даже в этом случае частота повторных хирургических вмешательств остается достаточно высокой и составляет приблизительно 10% при средних сроках наблюдения 9 лет [31, 37, 60]. Иногда, особенно у пожилых больных, и в случаях, когда ножку удаляли для облегчения ревизии ацетабулярного компонента, возможна установка нового имплантата на цемент без удаления старой цементной мантии. Lieberman с соавторами доложили о 19 больных без признаков остеолиза при сроках наблюдения не менее 59 месяцев[45]. В качестве примера использования ножки цементной фиксации при ревизионной артропластике приводим клиническое наблюдение.

Больная Ш., 65 лет впервые была оперирована в 1992 году, когда ей по поводу левостороннего коксартроза был имплантирован эндопротез Герчева. Боль рецидивировала в 1996 году, тогда же был выявлен перелом ножки эндопротеза (рис.11.8 а). В ноябре 1996 г. в одной из городских больниц была выполнена операция – укрепление ножки эндопротеза при помощи костных аутотрансплантатов. В послеоперационном периоде развилось нагноение раны, в связи с чем в клинике протез был удален. Через год после купирования вос-

палительного процесса было выполнено ревизионное эндопротезирование (23.12.98). Доступом с отсечением большого вертела обнажен левый тазобедренный сустав, вертлужная впадина обработана фрезами до 55 мм, установлена чашка бесцементной фиксации 58 мм и дополнительно укреплена двумя винтами. Вскрыт костномозговой канал и обработан конической разверткой. При этом выявлено, что большой вертел сросся в положении отведения и ротации, канал бедренной кости резко деформирован, а на передней стенке бедренной кости имеется дефект костной ткани клиновидной формы на протяжении 8 см (рис. 11.8 б). Целостность кортикальной трубки восстановлена при помощи кортикальных аллотрансплантатов, фиксированных серкляжными швами. Канал бедренной кости обработан рашпилями, введена костная пробка, после чего установлена ревизионная ножка цементной фиксации. Большой вертел низведен и фиксирован винтом (рис. 11.8 в). При осмотре через 3 года – жалоб нет, ходит с полной нагрузкой на ногу, тростью пользуется при передвижении на большие расстояния. Выбор цементной ножки был обусловлен выраженной деформацией костного канала и необходимостью проведения операции с минимальной кровопотерей в кратчайшие сроки в связи с заболеванием почек.



а б в

Рис. 10.9. Рентгенограммы левого тазобедренного сустава больной Ш., 65 лет: а) перелом ножки эндопротеза, остеолиз проксимального отдела бедра; б) область тазобедренного сустава после удаления эндопротеза: выраженная деформация бедра, большой вертел сросся с отведением и ротацией; в) гибридный эндопротез с костнопластическим восстановлением непрерывности кортикальной стенки.

Ревизионная артропластика с применением ножки бесцементной фиксации.

В связи с вышеуказанными проблемами использования ножек цементной фиксации, все же предпочтительно применение компонентов, рассчитанных на врастание костной ткани. Хотя сроки наблюдения за больными не столь продолжительны как после цементной ревизионной артропластики, однако результаты операций лучше (в сравнении в одни и те же сроки) и это преимущество прогнозируется и на более длительное время. При выборе

имплантатов для бесцементной фиксации необходимо помнить, что они подразделяются на ножки, рассчитанные на проксимальную и дистальную фиксацию. Неудовлетворительные результаты первых операций были связаны с тем, что при дефектах проксимального отдела бедренной кости применялись ножки, которые могли обеспечить остеоинтеграцию только в своей проксимальной части. Анализ осложнений привел к использованию так называемых полнопокрытых ревизионных ножек, рассчитанных на фиксацию на всем их протяжении, и прежде всего, в диафизарной части [34, 53, 59].

Отдаленные результаты применения современных ревизионных ножек показали, что частота повторных операций колеблется между 1%-5% при средних сроках наблюдения 8 лет [14, 30, 42, 51, 56]. Для сравнения, частота ревизий при использовании имплантатов проксимальной фиксации составляет 42% [53, 59], что еще раз подчеркивает важность дистальной фиксации.

В последние годы в клиническую практику активно внедряются модульные ножки, предполагающие раздельную фиксацию диафизарной и метафизарной частей. Преимущество применения таких имплантатов заключается в возможности индивидуального раздельного подбора и установки диафизарной и проксимальной частей, каждая из которых может иметь несколько типов дизайна и размеров, что позволяет легко регулировать длину ножки, шейки, стабильность фиксации и антеверсию. Пористое покрытие протеза обеспечивает хорошую интеграцию костной ткани. Свободная ротация проксимальной части ножки обеспечивает выбор оптимального положения шейки протеза и этим значительно увеличивает стабильность эндопротеза. К недостаткам имплантатов этого типа необходимо отнести возможность подвижности и образования титановых микрочастиц на месте соединения дистальной и проксимальной частей эндопротеза. Наибольший срок клинических наблюдений имеют модульные эндопротезы системы S-ROM (DePuy, Warsaw, Indiana), которые начали использоваться с 1984 года. Как показали наблюдения, частота хороших результатов колеблется от 87 до 96% при сроках наблюдения до 4-6 лет [11, 22, 23]. Подобные системы ревизионных эндопротезов становятся все более и более популярными, существует несколько их разработок в исполнении различных фирм, в том числе модульный эндопротез системы ZMR фирмы Zimmer (рис.11.9).

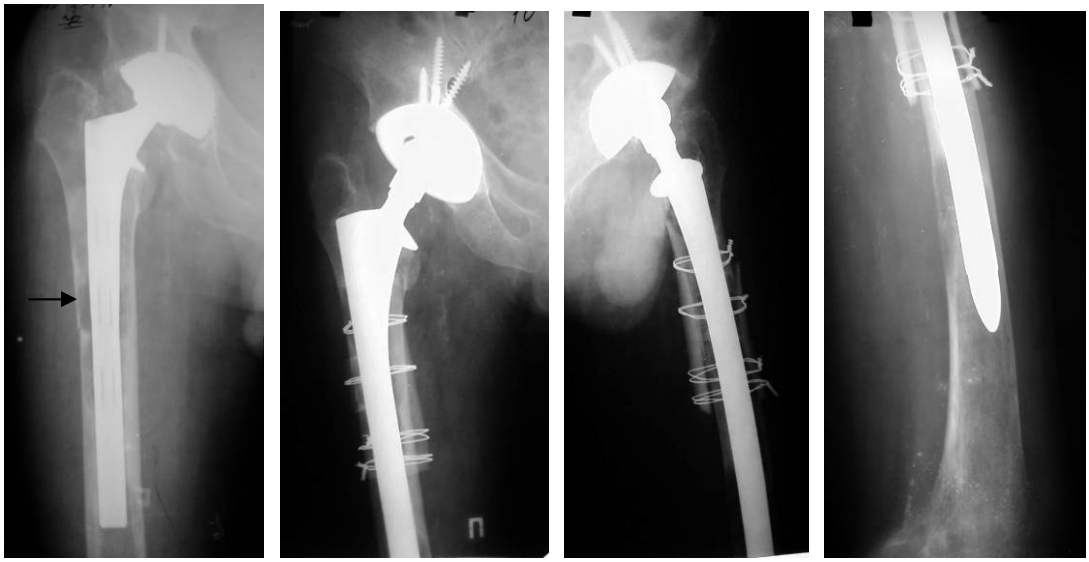


а б

Рис.10.10. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава больного Б.83 лет с нестабильностью и переломом ножки эндопротеза, дистрофическими изменениями в вертлужной впадине (а). Ревизионное эндопротезирование с использованием расширенной остеотомии бедренной кости и установкой модульного эндопротеза ZMR (Zimmer) (б).

В качестве иллюстрации приводим клинический пример применения ревизионной ножки бесцементной фиксации.

Б-й Б., 69 лет, в результате падения в 1994 году получил перелом шейки правой бедренной кости. Лечился консервативно, в связи с развитием ложного сустава шейки бедра в 1995 г выполнена операция: первичная артропластика тазобедренного сустава с установкой эндопротеза APETE. Боль в области тазобедренного сустава появилась в 1997 году, а в результате падения на ногу на фоне остеолиза бедренной кости был выявлен патологический перелом бедра (рис. 10.10 а). Учитывая наличие перелома, изменения в костной ткани на большом протяжении, для ревизионной артропластики (22.04.98) была использована полнопокрытая ножка Solution 254 мм с изгибом в сагиттальной плоскости (диаметр ножки 16,5 мм). Кроме того, истонченные кортикальные стенки были укреплены кортикальными аллотрансплантатами (рис. 10.10 в,г). Выбор столь длинной ножки обусловлен тем, что зона остеолиза располагалась на протяжении всей ножки эндопротеза APETE (а ее длина составляет 180 мм), и первичную дистальную фиксацию можно было обеспечить лишь за счет дополнительного удлинения имплантата. При выборе длинных ревизионных ножек (200 мм и более) нужно помнить о существовании реальной опасности перфорации кортикальной стенки (рис. 10.11 а,б,в).



а) б) в) г)



д е

Рис. 10.11. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава больного Б., 69 лет, а) нестабильность эндопротеза правого тазобедренного сустава; б, в, г) Установлены вертлужный и бедренный компоненты бесцементной фиксации, проксимальный отдел бедренной кости укреплен кортикальными аллотрансплантатами; д, е) результат через 5 лет.



а б в

Рис. 10.12. Рентгенограммы правого тазобедренного сустава больного Г., 67 лет: а,б) перфорация передней стенки бедренной кости при установке ревизионной ножки (длина 200 мм); в) место выхода ножки укреплено кортикальным аллокостным трансплантатом.

Ревизионная цементная артропластика бедренного компонента с применением импакции костной ткани.

Эта техника ревизионной артропластики была разработана в Великобритании Gie G.A. в 1985 году как альтернатива цементной артропластике (по аналогии с костной пластикой вертлужной впадины). Спустя два года этот же хирург стал выполнять эту же операцию, но уже с применением костного цемента. В качестве имплантатов первоначально использовали ножку Exeter (двойной конус, полированная, без воротничка), в настоящее время чаще применяется ножка CPT, которая имеет похожий дизайн. Цель операции заключается в восстановлении костной основы бедренной кости (за счет плотного заполнения дефектов бедренной кости размельченной губчатой аллокостью) и прочной фиксации ножки эндопротеза с использованием костного цемента. К преимуществам оперативного вмешательства можно отнести формирование нового костномозгового канала с плотным заполнением всех полостей костной тканью. В некоторых случаях кортикальные стенки бедренной кости бывают настолько тонкими, что требуют предварительного укрепления кортикальными аллокостными трансплантатами. Техника операции заключается в следующем. После удаления нестабильной ножки эндопротеза, остатков костного цемента и грануляционной ткани, в канал бедренной кости устанавливают пробку и направляющий стержень, на который надевают гладкий шаблон эндопротеза. Этот шаблон полностью повторяет форму ножки, однако его размеры на 2 мм превышают размеры истинного имплантата (для создания цементной мантии). После правильной ориентации шаблона вокруг него укладывают и

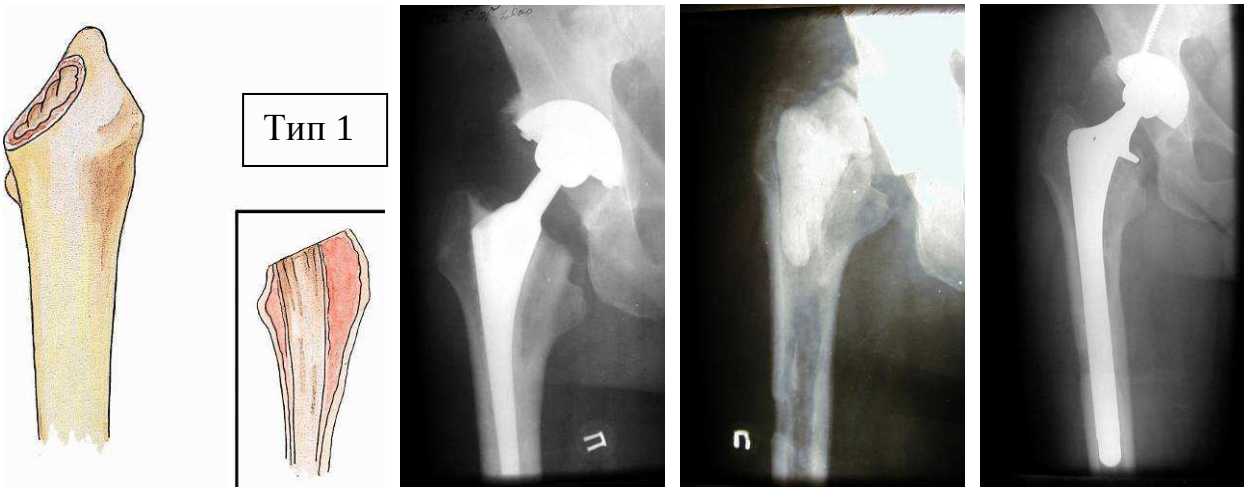
плотно забивают костную стружку. В качестве трансплантата предпочтительнее использовать аллокостную ткань головок бедра. Если имеется перфорация кортикальной стенки, предварительно вокруг бедренной кости укладывают кортикальные аллотрансплантаты и фиксируют серкляжными швами таким образом, чтобы укрепить кость и закрыть отверстие. Завершив импакцию костной ткани, шаблон удаляют, при помощи пистолета ретроградно вводят костный цемент и устанавливают оригинальную ножку эндопротеза. Технически сложным моментом операции является создание плотной импакции аллокостной ткани в дистальном отделе ножки и соблюдение правильной пространственной ориентации имплантата [40].

Теоретически, в случае успеха, происходит восстановление бедренной кости с ремоделированием кортикальных стенок. По данным различных авторов хорошие результаты операции достигнуты в 78-91% случаев [29, 40, 50, 54], однако надо иметь в виду сравнительно небольшие сроки отдаленных наблюдений (13-32 месяца). При всей относительной простоте и привлекательности этой методики операции необходимо иметь в виду большое количество осложнений, возникающих в отдаленном периоде после операции. Наиболее типичным и частым является оседание ножки. Оседание происходит в основном на границе костного аллотрансплантата и цемента, частота смещения ножки вниз колеблется от 23 до 79%, большое оседание (более 10 мм) наблюдается в 10-15%. Степень оседания зависит от многих факторов. Происходит оно в первые 2 года после операции, небольшое смещение (5-8мм), как правило, не сопровождается болевым синдромом, тогда как смещение более 10 мм, приводит к развитию боли в бедре. Кроме того, наблюдается оседание ножки на границе цемент-имплант (в 10% случаев). Частота переломов бедренной кости колеблется от 5 до 24%, вывихов бедра - от 3 до 6%.

Учитывая достаточно большое число возможных осложнений, небольшой опыт проведения этих операций и малые сроки наблюдений, показаниями к костно-пластической реконструкции бедренной кости с использованием ножки цементной фиксации служат дефекты бедренной кости II типа у пациентов молодого возраста или большая зона поражения бедра, когда сложно выполнить другую операцию.

Алгоритм выбора способа ревизионной артропластики бедренного компонента. Выбор ножек в пользу бесцементной или цементной фиксации зависит от многих факторов, таких как возраст больного, функциональные запросы пациента, состояние костной ткани проксимального отдела бедренной кости. В целом, мы придерживаемся следующего правила, у молодых пациентов с высокими функциональными запросами предпочтительнее использовать ножки бесцементной фиксации, в то же время у пожилых больных с невысокими функциональными запросами и явлениями остеопороза – цементной фиксации.

Важнейшим фактором, непосредственно определяющим выбор вида имплантата, является тип дефекта бедренной кости. При I типе с одинаковым успехом возможно применение ножки бесцементной фиксации с покрытием в проксимальном отделе и полным покрытием, а также ножки цементной фиксации. При этом типе дефекта можно применять такие же имплантаты, как и при первичной артропластике (рис. 10.12).



а) б) в) г)

Рис. 10.13. Схематическое изображение (а) дефекта проксимального отдела бедренной кости (тип 1) и рентгенограммы правого тазобедренного сустава больного А, 51 года: б) первичная артропласика с установкой эндопротеза бесцементной фиксации; в) через 8 месяцев развилась глубокая перипротезная инфекция, выполнена санация очага воспаления с удалением имплантата и установкой «спейсера» из костного цемента с антибиотиком; г) через 4 месяца – удаление «спейсера» и устновка ревизионного эндопротеза

При II типе дефекта имеется недостаток губчатой костной ткани в проксимальном отделе бедренной кости, поэтому нецелесообразно применение ножки цементной фиксации, предпочтение также отдается ножкам бесцементной фиксации с полным пористым покрытием. Интактная диафизарная часть бедренной кости создает условия для прочной дистальной фиксации имплантата. На усмотрение хирурга, возможно применение техники импакции губчатой аллокостной ткани с установкой ножки на костный цемент (рис. 10.13).

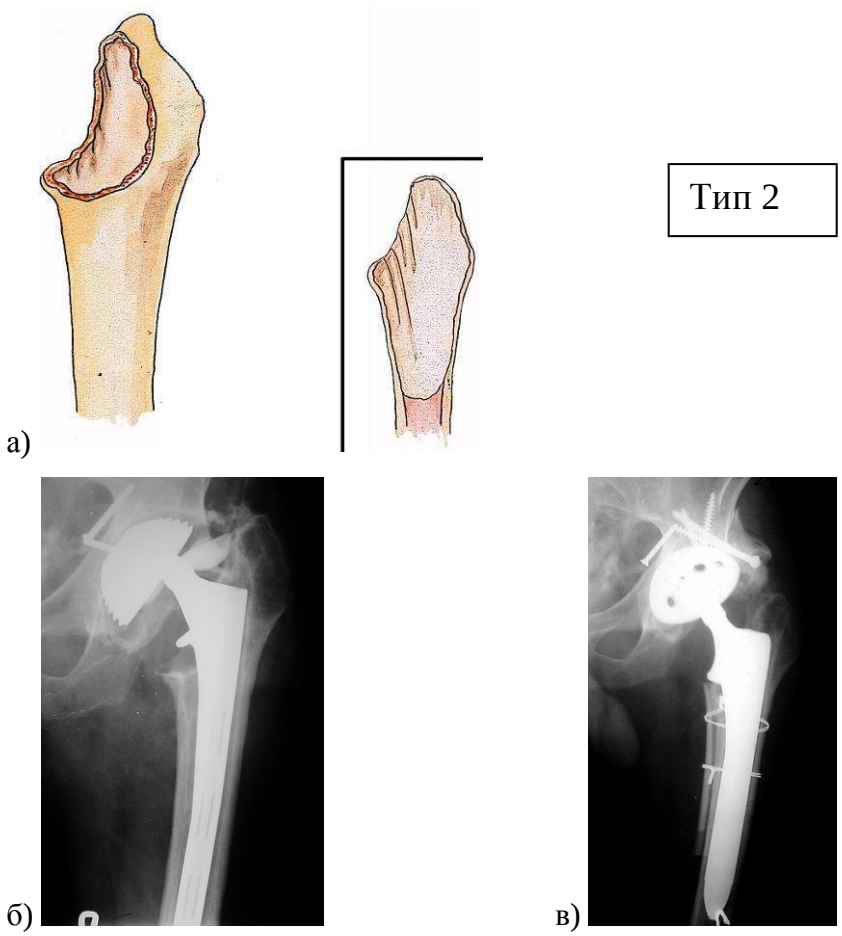
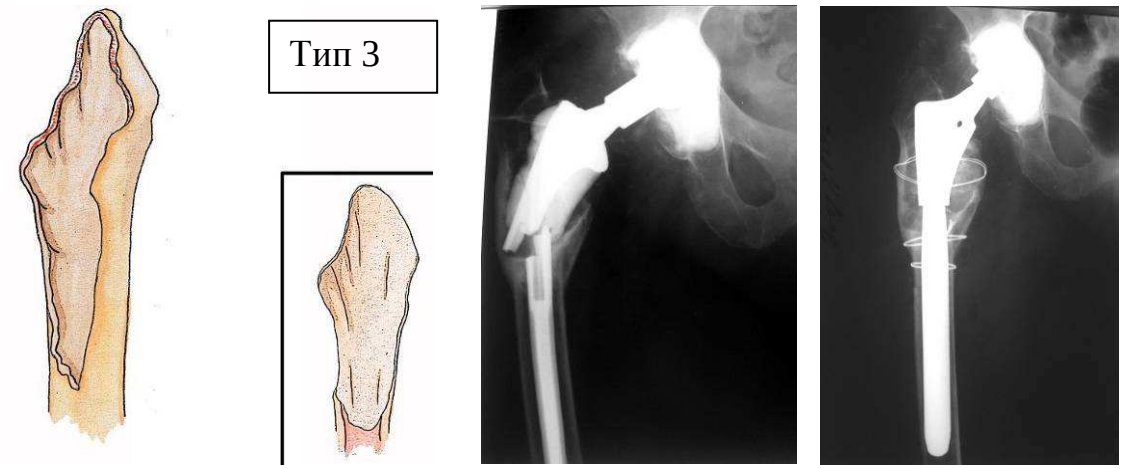


Рис. 10.14. Схематическое изображение (а) дефекта проксимального отдела бедренной кости (тип 2) и рентгенограммы левого тазобедренного сустава больного Ф., 50 лет: б) первичная артропласика с установкой эндопротеза бесцементной фиксации – нестабильность обоих компонентов с разрушением керамической головки; в) ревизионная артропластика: вертлужный компонент Duraloc с пластикой дефекта вертлужной впадины, бедренный компонент AML Solution с калькаром (DePuy) и укреплением внутренней стенки бедренной кости кортикальным аллотрансплантатом.

Существует несколько вариантов оперативного вмешательства при III типе дефекта бедренной кости, когда скомпрометирована и метаэпифизарная часть и диафиз бедренной кости вплоть до перфорации кортикальных стенок. В основе операции лежит применение длинных бесцементных ревизионных ножек, обеспечивающих дистальную фиксацию. Выбор имплантата определяется формой костного канала. При цилиндрическом канале предпочтение отдается круглым ножкам с покрытием на всем протяжении. Наибольшее распространение получили бедренные компоненты AML Solution (J&J, DePuy), длина которых составляет 200 и 254 мм, при этом надо помнить об опасности перфорации передней стенки бедренной кости [9]. Поэтому сверхдлинные протезы имеют изгиб в сагиттальной плоскости для профилактики выхода конца ножки за пределы кости и разделяются на “левые” и “правые”. Кроме того, при дефектах проксимального метаэпифиза целесообразно применять ножки со специальной площадкой (т.н. ножки с “калькаром”), указанный выступ не

только компенсирует костный дефект, но и обеспечивает хорошую ротационную стабильность протеза. Имеющиеся полости в кости плотно заполняются губчатой аллокостной тканью, а при больших перфоративных дефектах кортикальных стенок целесообразно укрепить бедренную кость кортикальными аллокостными трансплантатами. При этом типе дефектов проксимального отдела бедренной кости возможно применение модульных ножек с раздельным подбором дистальной и проксимальной части (рис. 10.14).



а) б) в)

Рис. 10.15. Схематическое изображение (а) дефекта проксимального отдела бедренной кости (тип 3) и рентгенограммы правого тазобедренного сустава больной К., 71 года: б) результаты третье операции по замене эндопротеза право тазобедренного сустава: нестабильность и перелом бедренного компонента; в) ревизионная артропластика: модульный бедренный компонент ZMR (Zimmer) доступ с расширенной остеотомией проксимального отдела бедра и костной пластикой дефекта костной ткани.

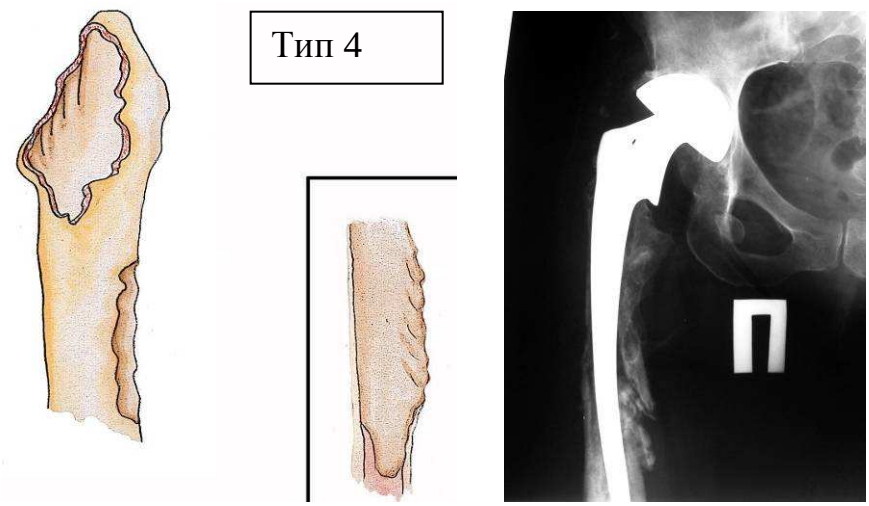
При конусовидной форме костного канала предпочтение отдается коническим ножкам Wagner’a, длина которых составляет 225, 265 и 308 мм. В отличии от семейства Solution, эти ножки имеют только прямую форму. Отличительной особенностью последней модификации ножек Wagner’a является изменение шеечнодиафизарного угла со 145 до 135 градусов, что существенно изменило стабильность эндопротеза в лучшую сторону.



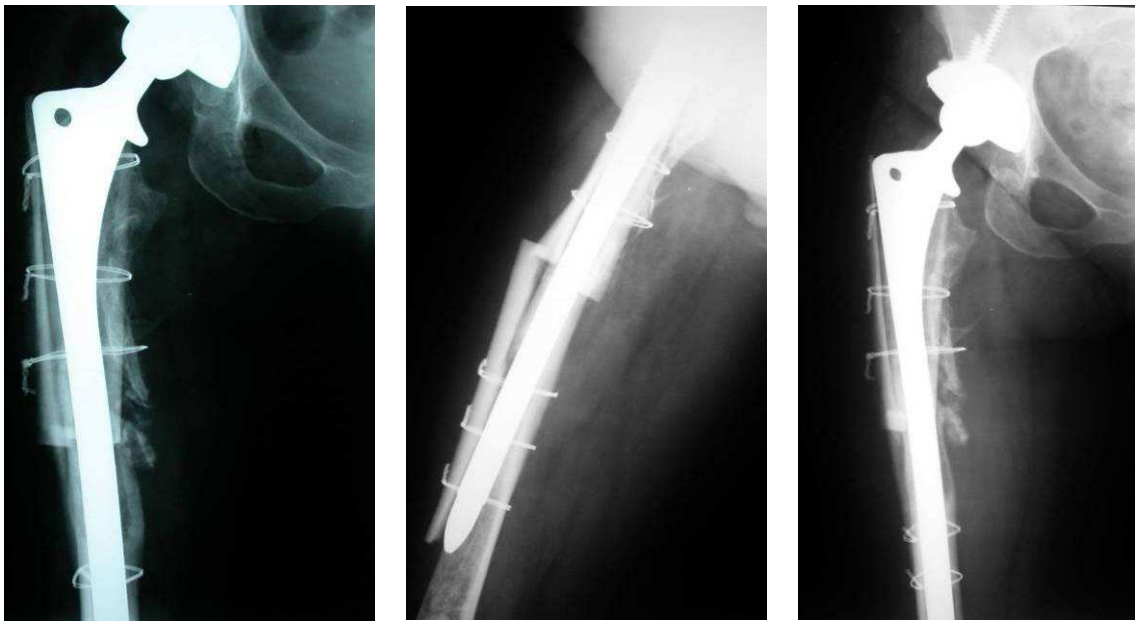
а) б)

Рис. 10.16. а),б) ревизионная артропластика: вертлужный компонент Trilogy (Zimmer), ревизионный бедренный компонент Wagner’a (Zimmer).

Дефект IV типа представляет наибольшие трудности для лечения, т.к. характеризуется сегментарным дефектом всего проксимального отдела бедренной кости. Основная задача хирурга – добиться прочной фиксации ножки в дистальном отделе на протяжении 4-6 см. Применение имплантата бесцементной фиксации возможно в том случае, если сохранена кортикальная трубка на уровне перешейка бедренной кости. Если же дефект кости распространяется дистальнее (там, где начинается расширение костного канала кости) и добиться первичной стабильной фиксации не удается, целесообразно использовать длинные ревизионные ножки цементной фиксации (цементируют дистальный отдел бедренной кости). Дефект проксимального отдела бедра восстанавливают массивным аллокостным трансплантатом, который фиксируют на проксимальной части ножки при помощи костного цемента (не зависимо от типа протеза). Место контакта массивного трансплантата и дистальной части бедренной кости дополнительно укрепляют кортикальными аллотрансплантатами (рис. 11.17.).



а) б)



в) г) д)

Рис. 11.17. Схематическое изображение (а) дефекта проксимального отдела бедренной кости (тип 4) и рентгенограммы правого тазобедренного сустава больной Г., 63 лет: б) первичная артропласика с установкой однополюсного эндопротеза; в,г) ревизионная артропластика: вертлужный компонент Duraloc (DePuy), бедренный компонент AML Solution (DePuy) длиной 254 см, укрепление стенок бедренной кости кортикальными аллотрансплантатами, д) через год после операции – положение эндопротеза стабильное.

Справочная литература

1. Аль-Танани, А.С. Эндопротезирование тазобедренного сустава с применением укрепляющих колец при заболеваниях и повреждениях вертлужной впадины / А.С. Танани, Н.В. Загородний, Ю.О. Кузьмина // Современные технологии в травматологии и ортопедии : сб. тез. всерос. науч.-практ. конф. – М., 2005. – С. 9.
2. Волокитина, Е.А. Причины раннего ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава / Е.А. Волокитина, И.А. Атаманский, А.Е.-Х. Югай, А.В. Каминский // Эндопротезирование в России : всерос. сб. науч. статей. – Казань ; СПб., 2005. – Вып. 1. – С. 247–252.
3. Денисов - Никольский, Ю.Н. Актуальные проблемы теоретической и клинической остеологии / Ю.Н. Денисов - Никольский, С.П. Миронов, Н.П. Омельяненко, И.В. Матвейчук // Методические рекомендации для врачей. –М., 2005. –С. 335.
4. Донченко, С.В. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / С.В. Донченко, В.В. Кузин, В.Ю. Мурылев, М.Ю. Холодаев // Современные технологии в травматологии и ортопедии : сб. тез. всерос. науч.-практ. конф. – М., 2005. – С. 122–124.
5. Каграманов, С.В. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / С.М. Каграманов, В.И. Нуждин // XIII научно-практическая конференция SICOT : тез. докл. – СПб., 2002. – С. 54–55.
6. Надеев А.А.,Иванников С.В. Эндопротезы тазобедренного сустава в России. – М.:БИНОМ. Лаборатория знаний.-2006. -177 с.ил.
7. Неверов В.А., Закари С.М. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава - СПб.: Образование.-1997. – 112 с.
8. Тихилов Р.М. Ревизионная артропластика при асептической нестабильности вертлужного компонента тотального эндопротеза тазобедренного сустава с использованием костной пластики и имплантатов бесцементной фиксации. Р.М. Тихилов, А.В. Цыбин, В.С. Сивков, М.Ю. Гончаров, А.В. Сементковский, Р.В. Малыгин. Травматология и ортопедия России – 2006 -№ 2 – С. 294-295.
9. Тихилов Р.М., Сивков В.С., Артюх В.А., Цемко Т.Д. Результаты использования бедренного компонента системы SOLUTION (DEPUY,J&J) при эндопротезировании тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России. – 2006. – № 3. – С. 26–32.
10. Тихилов Р.М. Сравнительная характеристика различных методик ревизионной артропластики при асептической нестабильности вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Р.М Тихилов, В.М. Машков, А.В. Цыбин, В.С. Сивков, М.Ю.Гончаров, А.В. Сементковский, Р.В. Малыгин. -Травматология и ортопедия России – 2007 – №1 – С. 5-11.
11. Цыбин А.В. Ревизионная артропластика при асептической нестабильности вертлужного компонента тотального эндопротеза тазобедренного сустава : Диссертация конд. мед. наук: 14.00.22. – Санкт-Петербург – 2007 - С. 3-10.
12. Allen, P.W. Results of impaction grafting in revision hip arthroplasty at two to seven years using fresh and irradiated allograft bone / P.W. Allen, C.H. Aldam // Hip. – 2003. – Vol. 13. – P. 1–11.
13. Amstutz H.C., Ma S.M., Jinnah R.H., Mai L. Revision of aseptic loose total hip arthroplasties // Clin. Orthop. 170: 21-33, 1982.
14. Aribindi R, Barba M, Solomon MI, Arp P, Paprosky WG: Bypass fixation. Orthop Clin North Am 29:319-329, 1998.
15. Avci S., Connors N., Petty W. 2- to 10-year follow-up study of acetabular revisions using allograft bone to repair bone defects // J Arthroplasty 1998.-Vol.13.-N1.-P.61-69.
16. Bohm P; Bischel O Femoral revision with the Wagner SL revision stem : evaluation of one hundred and twenty-nine revisions followed for a mean of 4.8 years // J Bone Joint Surg 2001 Jul;83-A(7):1023-31
17. Boldt, J.G. Revision total hip arthroplasty using impaction bone grafting with cemented nonpolished stems and Charnley cups / J.G. Boldt, P. Dilawari, S. Agarwal, K.J. Drabu // J. Arthroplasty. – 2001. – Vol.16. – P. 943–952.
18. Bono JV, McCarthy JC, Lee J-A, et al Fixation with a modular stem in revision total hip arthroplasty // J Bone Joint Surg 1999;81-A, N9 P.1326-1334.
19. Bradford M.S., Paprosky W.G. Acetabular defect classification: a detailed radiographic approach // Seminars in Arthroplasty, Vol.6, N2.-1995.-P.76-85.
20. Callagan J.J., Salvati E.A., Pellicci P.M., et al. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement // J Bone Joint Surg [Am] 1985; 67-A, N89 P.1074-1085.

21. Callaghan, J.J. Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up / J.J. Callaghan, J.C. Albright, O.D. Goetz, R.C. Johnston // J. Bone Joint Surg. – 2000. – Vol. 82-A. – P. 487–497.
22. Cameron, H. U.: The two- to six-year results with a proximally modular noncemented total hip replacement used in hip revisions. Clin. Orthop., 298: 47-53, 1994
23. Chandler, H. P.; Ayres, D. K.; Tan, R. C.; Anderson, L. C.; and Varma, A. K.:Revision total hip replacement using the S-ROM femoral component. Clin. Orthop., 319:130-140, 1995
24. Dearbon JT, Harris WH Acetabular revision arthroplasty using so-called Jumbo cementless components. An average 7-years follow-up study // J.of Arthroplasty.- 2000.-Vol.15.-N1.-P.8-15.
25. Dearborn, J.T. High placement of an acetabular component inserted without cement in a revision total hip arthroplasty. Results after a mean of ten years / J.T. Dearborn, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. – 1999 – Vol. 81-A. – P. 469.
26. DeLee, J.G. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement / J.G. DeLee, J. Charnley // Clin. Orthop. – 1976. – N 121. – P. 20–32.
27. Dohmae Y, Bechtold JE, Sherman RE, et al: Reduction of cement-bone interface shear strength between primary and revision arthroplasty. Clin Orthop 236:214-220, 1988.
28. Dorr LD, Wan Z. Ten years of experience with porous acetabular components for revision surgery // Clin Orthop 319:191-200, 1995.
29. Elting JJ, Zicat BA, Mikhail WE, et al. Impaction grafting: preliminary report of a new method for exchange femoral arthroplasty // Orthopaedics 1995.- Vol.18.-P.107-110.
30. Engh CA, Culpepper II WJ, Kassapidis E: Revision of loose cementless femoral prostheses to larger porous coated components. Clin Orthop 347:168-178, 1998.
31. Estok DM, Harris WH: Long term results of cemented femoral revision using second generation techniques. An average 11 year follow-up evaluation. Clin Orthop 299:190-202, 1994
32. Fender D., Harper W.M., Paul J. Gregg The results at five years from a regional hip register // J Bone Joint Surg [Br] 1999;81-B:577-81.
33. Goldberg, V.M. Selection of bone grafts for revision total hip arthroplasty / V.M. Goldberg // Clin. Orthop. – 2000. – N 381. – P. 68–76.
34. Head WC, Wagner RA, Emerson Jr RH, et al: Revision total hip arthroplasty in the deficient femur with a proximal load bearing prosthesis. Clin Orthop 298:119-126, 1994
35. Harris WH.: An integrated solution to acetabular revision surgery. Clin Orthop Relat Res. 2006 Dec;453:178-82.
36. Isacson J, Stark A, Wallensten R The Wagner revision prosthesis consistently restores femoral bone structure // Int Orthop 2000;24(3):139-42.
37. Katz RP, Callaghan JJ, Sullivan PM, et al: Results of cemented femoral revision total hip arthroplasty using improved cementing techniques. Clin Orthop 319:178-183, 1995
38. Kavanagh BF, Ilstrup DM, Fitzgerald Jr RH, et al: Revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 67A:517-526, 1989.
39. Kligman, M. Cortical and cancellous morselized allograft in revision total hip replacement / M. Kligman, V. Con, M. Roffman // Clin. Orthop. – 2002. – N 401. – P. 139–148.
40. Knight J.L., Helming C. Collarless polished tapered impaction grafting of the femur during revision total hip arthroplasty. Pitfalls of surgical technique and follow-up in 31 cases. J Arthroplasty 1999, Vol.15, N2, P.159-165.
41. Kolstad K., Adalberth G., Mallmin H. The Wagner revision stem for sever osteolysis. 31 Hip followed for 1,5-5 years // Acta Orthop. Scand. 1996.-Vol 67,№ 6.-P.541-544.
42. Krishnamurthy A, MacDonald S, Paprosky WG: Five to 13-year follow up on cementless femoral components in revision surgery. J Arthroplasty 12:839-847, 1997.
43. Lee B.P., Cabanela M.E., Wallrichs S.L. et al. Bone-graft augmentation for acetabular deficiencies in total hip arthroplasty // J. Arthroplasty 1997.-Vol.12.-N5.- P.503-510.
44. Leopold SS., Rosenberg AG, Bhatt RD, et al. Cementless acetabular revision. Evaluation at an average of 10,5 years // CORR 1999, N369.-P.179-186.
45. Lieberman JR, Moekel BH, Evans BG, et al: Cement-within-cement revision hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 75B:869-871, 1993.
46. Malhau H., Herberts P. Prognosis of total hip replacement. Revision and re-revision rate in THR: a revision risk study of 148.359 primary operations. Scientific Exhibition, 65th AAOS Meeting, Feb.19-23, New Orleans, USA.
47. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P.: The Swedish Total Hip Replacement Register. J Bone Joint Surg Am. 2002;84-A Suppl 2:2-20.

48. Mallory T.H. Preparation of the proximal femur in cementless total hip revision. Clin Orthop Relat Res. 1988 Oct;(235):47-60.
49. Maurer TB, Ochsner PE, Schwarzer G Increased loosening of cemented straight stem prostheses made from titanium alloys. An analysis and comparison with prostheses made of cobalt-chromium-nickel alloy // Int Orthop 2001;25(2):77-80
50. Meding J.B., Ritter M.A., Keating E.M., Faris P.M. Impaction bone-grafting before insertion og a femoral stem with cement in revision total hip arthroplasty: a minimum two-year follow-up study // J. Bone Joint Surg.-1997.-Vol 79A.-P.1834-1838.
51. Moreland JR, Bernstein ML: Femoral revision hip arthroplasty with uncemented, porous-coated stems. Clin Orthop 319:141-150, 1995.
52. Morrey BF, Kavanagh BF: Complications with revision of the femoral component of total hip arthroplasty. Comparison between cemented and uncemented techniques. J Arthroplasty 7:71-79, 1992
53. Mulliken BD, Rorabeck CH, Bourne RB: Uncemented revision total hip arthroplasty: A 4-to-6 year review. Clin Orthop 325:156-162, 1996.
54. Ornstein E., Atroshi I., Franzin H., et al. Results of hip revision using the Exeter stem, impacted allograft bone, and cement Clin. Orthop 2001; Vol.2001(389), P.126-133.
55. Paprosky W.G., Lawrence J., Cameron H.U. Classification and treatment of the failed acetabulum: A systematic approach // Contemp. Orthop. 1991.-Vol.2.- P.121-129.
56. Paprosky WG, Greidanus NV, Antoniou J. Minimum 10-Year-Result of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty: Clin Orthop 369:230-242, 1999.
57. Pellicci PM.: Results of revision total hip replacement. Instr Course Lect. 1986;35:150-1.
58. Pellicci PM, Wilson PD Jr, Sledge CB, Salvati EA, Ranawat CS, Poss R, Callaghan JJ.: Long-term results of revision total hip replacement. A follow-up report. J Bone Joint Surg Am. 1985 Apr;67(4):513-6.
59. Peters CL, Rivero DP, Kull LR, et al: Revision total hip arthroplasty without cement: Subsidence of proximally porous coated femoral components. J Bone Joint Surg 77A:1217-1226, 1995.
60. Pierson JL, Harris WH: Effect of improved cementing techniques in the longevity of fixation in revision cemented femoral arthroplasties. Average 8.8-year follow-up period. J Arthroplasty 105:581-591, 1995
61. Ranawat CS, Deshmokh RG, Peters LE, Umlas ME. Prediction of the long-term durability of all-polyethylene cemented sockets // Clin Orthop. 1995.-Vol.317.-P.89-105.
62. Safdar, N. Kban. The biology of bone grafting / N. Kban. Safdar // J. Am. Acad. Orthop. Surg. – 2005. – Vol. 13, N 1. – P. P 77–86.
63. Schatzker J., Wong M.K. Acetabular revision. The role of rings and cages // Clin Orthop. 1999.-Vol.369.-P.187-197.
64. Stromberg CN, Herberts P, Palmertz B: Cemented revision hip arthroplasty: A multicenter 5-9 year study of 204 first revisions for loosening. Acta Orthop Scand 63:111-119, 1992.
65. Templeton, J.E. Revision of a cemented acetabular component to a cementless acetabular component. A ten to fourteen-year follow-up study / J.E. Templeton [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2001. – Vol. 83-A. – P. 1706–1711.
66. Ullmark, G. Bigger size and defatting of bone chips will increase cup stability / G. Ullmark // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2000. – Vol. 120. – P. 445–447.
67. Whaley, A.L. Extra-large uncemented hemispherical acetabular components for revision total hip arthroplasty / A.L. Whaley, D.J. Berry, W.S. Harmsen // J. Bone Joint Surg. – 001. – Vol. 83-A. – P. 1352–1357.

Глава 11. Реабилитация больных после эндопротезирования тазобедренного сустава

Целью реабилитации больных после эндопротезирования тазобедренного сустава является полноценное функциональное, социально-бытовое и профессиональное восстановление. Реабилитация включает в себя медицинскую реабилитацию, или восстановительное лечение, социальную реабилитацию, направленную на социально-бытовую адаптацию, и профессиональную реабилитацию, которая состоит из профессиональной ориентации, профессионального образования и профессионально-производственной адаптации **[**2**]**.

Реабилитация больных основана на общеизвестных принципах: раннее начало, непрерывность, последовательность, комплексность, индивидуальный подход в проведении лечебных мероприятий.

Лечебно-восстановительный период начинается обычно в стационаре, где осуществляется оперативное вмешательство, его продолжительность на этом этапе, как правило, составляет 2-3 недели. Затем реабилитацию целесообразно продолжать в реабилитационных отделениях, а заканчивать – в специализированных лечебницах восстановительного лечения или санаторно-курортных учреждениях **[**12**]**.

Медицинскую реабилитацию, т.е. восстановительное лечение, желательно начинать в предоперационном периоде с целью подготовки больных, особенно пожилого и старческого возраста, к ранней активизации после оперативного вмешательства **[**13**]**. У больных с коксартрозом функциональное состояние больной конечности существенно снижено. Наличие болевого синдрома заставляет щадить конечность, что сопровождается гипотрофией мышц и перераспределением их тонуса. Такое состояние мышц сказывается на трофике всех тканей тазобедренного сустава. У больных, по мере развития заболевания, появляются контрактуры тазобедренного сустава, влекущие за собой изменение положения таза, что сопровождается сглаживанием поясничного лордоза, появлением компенсаторного сколиоза. Эти изменения нарушают биомеханику ходьбы, увеличивают нагрузку на позвоночник, вызывая в нем вторичные патологические изменения. Перераспределение мышечного тонуса приводит к формированию и закреплению патологического двигательного стереотипа.

Задачами **предоперационного периода** являются обучение пользованию костылями и отработка навыков правильной ходьбы с дополнительными средствами опоры без нагрузки на оперированную ногу, а также повышение тонуса центральной нервной системы и улучшение состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма. В этот период также проводят процедуры по улучшению трофики тканей и укреплению мышц контрлатеральной конечности, на которую после операции будет приходиться повышенная нагрузка.

Для решения этих задач проводят: электростимуляцию ягодичных мышц и мышц

обоих бедер, массаж обеих нижних конечностей, лечебную физкультуру **[**10**]**, прежде всего, изометрические упражнения на повышение и понижение тонуса мышц, активные движения в коленном (скольжение пяткой по горизонтальной плоскости) и голеностопном суставах (подошвенная и тыльная флексия стопы), присаживание в постели и вставание с правильным распределением веса тела, чтобы исключить избыточное сгибание и приведение конечности в тазобедренном суставе. Для профилактики послеоперационных осложнений со стороны сердечно-сосудистой и дыхательной систем, а также желудочно-кишечного тракта проводят обучение глубокому грудному и диафрагмальному дыханию, откашливанию. Следует позаботиться перед операцией, особенно у ослабленных пациентов, о повышении защитных сил организма для уменьшения риска возникновения послеоперационных осложнений, прежде всего воспалительного характера. Такая подготовка позволяет установить хорошую психологическую взаимосвязь еще до операции, когда больной лучше способен воспринимать рекомендации и получить ответы на возникшие у него вопросы.

Весь курс послеоперационного восстановительного лечения включает 2 периода, которые подразделяют на 5 двигательных режимов **[**4**]** (табл. 11.1).

Таблица 11.1

Периоды и двигательные режимы послеоперационного восстановительного лечения

Периоды восстановительного лечения	Двигательный режим	Срок после операции	Характеристика периода
ранний послеоперационный	щадящий	с1-2 до 5-7 дня	острое послеоперационное реактивное воспаление
	тонизирующий	с 5-7 до 15 дня	заживление послеоперационной раны
поздний послеоперационный	ранний восстановительный	с 15 дня до 6-8 нед.	преобладание процессов резорбции разрушенных костных структур
	поздний восстановительный	с 6-8 нед. до 10 нед.	преобладание процессов регенерации костной ткани
	адаптационный	с 10-12 недель	ремоделирование костной ткани

Задачами **раннего послеоперационного периода** являются профилактика послеоперационных осложнений со стороны сердечно-сосудистой системы, органов дыхания, желудочно-кишечного тракта и предупреждение трофических расстройств, в первую очередь, пролежней. Специальные задачи включают уменьшение отека мягких тканей и создание оптимальных анатомо-физиологических условий для заживления травмированных во время операции тканей. Средствами для решения этих задач являются упражнения для грудного и диафрагмального дыхания, упражнения для мелких суставов конечностей, присаживание в постели с помощью рук. Особое внимание уделяют укладке и фиксации

валиками оперированной конечности (валик под коленный сустав и валик с наружной стороны ноги, исключающий наружную ротацию бедра).

С целью профилактики ранних послеоперационных осложнений с 1–2-го дня после операции назначают на область швов 3–5 процедур УВЧ- или магнитотерапии, которые оказывают противовоспалительное, противоотечное и обезболивающее действие [6]. Как правило, лечение проводят в палате с помощью переносных аппаратов без снятия повязки (она должна быть сухой, особенно при УВЧ-терапии). Учитывая наличие эндопротеза, применяют обычно продольную методику, при которой электроды-излучатели располагаем таким образом, чтобы силовые линии электрического или магнитного поля, идущие от одного электрода к другому, проходили вдоль металлической конструкции. При наличии противопоказаний к этим процедурам можно провести с той же целью ультрафиолетовые излучения (УФО) области швов (например, во время перевязок). Для профилактики пневмонии и застойных явлений в легких назначают дыхательную гимнастику, вибромассаж грудной клетки. При рефлекторной задержке мочеиспускания проводят 1–3 процедуры электростимуляции мочевого пузыря. У пожилых и ослабленных людей для повышения защитных сил организма применяют иммуномодулирующие методики: общие УФО, ДМВ- или УВЧ-терапию на область надпочечников.

Также с 1-2 дня после операции назначают ЛФК в виде активных упражнений для суставов верхних конечностей и неоперированной ноги, а также легкого сгибания и разгибания в голеностопном суставе и мелких суставах стопы оперированной ноги. Обучают больного изометрической гимнастике, то есть напряжению мышц оперированной ноги длительностью 1-3-5 сек. (ягодичных мышц, мышц бедра и голени), не производя активных движений в суставах. Изометрические сокращения мышц бедра и ягодицы начинают сначала на здоровой, с 3–5 дня – на оперированной стороне. После стихания болей в операционной ране начинают пассивные, а затем – активные движения в коленном и тазобедренном суставах оперированной конечности [5].

С целью укрепления мышц применяют миоэлектростимуляцию (МЭС) ягодичных мышц, мышц бедра и голени. МЭС на здоровой ноге начинают на 3-5 день после операции, на оперированной – после снятия швов [14] (рис. 11.1).



Рис. 11.1. Электростимуляция мышц бедра в послеоперационном периоде

Наиболее эффективна активно-пассивная гимнастика, при которой больной принимает активное участие в процедуре, сокращая дополнительно (или пытаясь сократить) волевым усилием стимулируемую мышцу одновременно с подачей электрических импульсов **[**7**]**. Процедура проводится в течение 15 минут 3-5 раз в день и позволяет мобилизировать центральную нервную систему больного и, тем самым, усилить весь комплекс обменно-трофических процессов в мышцах. В это же время эффективен массаж, который начинают с контрлатеральной конечности с 3-5 суток. Он показан особенно при двусторонних дегенеративно-дистрофических поражениях тазобедренных суставов, когда увеличение нагрузки на неоперированную ногу может привести к декомпенсации и нарушению ее опороспособности. С конца 2-й – начала 3-й недели (обычно после снятия швов) можно начинать массаж оперированной конечности, при этом используют щадящие, негрубые массажные приемы, которые не должны вызывать у пациента неприятных ощущений **[**3**]**.

Для укрепления мышц сгибателей и разгибателей голени рекомендуют упражнения для стоп (имитация ходьбы) по 5-10 упражнений в течение дня. С целью укрепления разгибателей бедра больному предлагают согнуть неоперированную ногу в коленном суставе с опорой на стопу, при этом оперированная – прямая, медленно приподнять таз как можно выше, удерживая его в течение 5 сек., а затем медленно опустить его (5-10 упражнений 6-8 раз в день) (рис. 11.2). С 3 дня под руководством инструктора ЛФК больного обучают присаживаться в кровати с помощью рук и надкроватной рамы, либо обеспечивают пассивный перевод его в положение сидя (рис. 11.3). При удовлетворительном самочувствии в этом положении на 2-й – 3-й день после операции с помощью инструктора (или медперсонала) больного усаживают на кровати с опущенными ногами для тренировки периферического кровообращения (до угла в тазобедренном и коленном суставах около 140-160°), обучают

разгибанию в коленных суставах с удержанием голеней в таком положении в течение 5 сек. (10-20 упражнений 5-6 раз в день) (рис. 11.4). Если реакция больного на данную нагрузку является адекватной (отсутствие декомпенсации со стороны сердечно-сосудистой, дыхательной, кроветворной систем, выраженного болевого синдрома), осуществляют расширение двигательного режима и переводят больного в положение стоя с опорой на здоровую конечность (рис. 11.5).

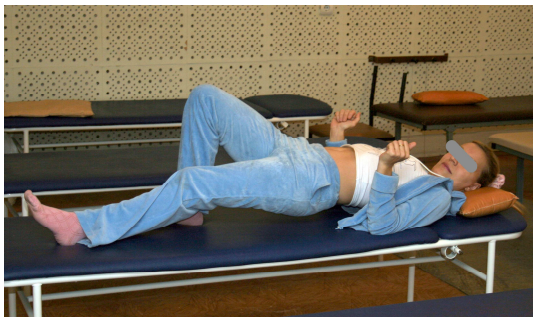



Рис. 11.2. ЛФК в раннем послеоперационном периоде (приподнимание таза)



Рис. 11.3. ЛФК в раннем послеоперационном периоде (присаживание в кровати)



Рис. 11.4. ЛФК в раннем послеоперационном периоде (усаживание с опущенными ногами)

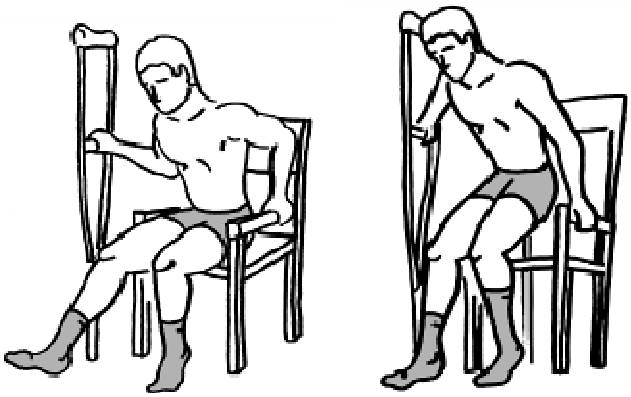


Рис. 11.5. ЛФК в раннем послеоперационном периоде (перевод в положение стоя)

В период с 5-х по 10-е сутки нужно научить больного удерживать конечность на весу, а также отводить ее. Его следует предупредить о необходимости избегать форсированного приведения и внутренней ротации ноги из-за возможности вывихивания головки эндопротеза.

Важным элементом раннего реабилитационного периода является обучение больного самостоятельно вставать с постели и ложиться на нее вначале с помощью методиста по лечебной физкультуре, который поддерживает оперированную ногу в положении отведения, неоперированную ногу больной сгибает, приподнимает таз и, таким образом, перемещается на край кровати **[**11**]**. Кроме того, необходимо обучить больного правильно поддерживать оперированную ногу здоровой при вставании с постели (рис. 11.4).

С 6-7 дня после операции для профилактики сгибательной контрактуры в опериро-

ванном суставе разрешают повороты на живот и обратно. При поворотах через здоровую ногу во избежание чрезмерного приведения и внутренней ротации между коленными суставами прокладывают валик или подушку (5-10 поворотов в день) (рис. 11.6).



Рис. 11.6. ЛФК в раннем послеоперационном периоде (повороты на живот)

С 5-7-го дня начинают пассивные движения оперированной конечностью на изокинетическом концентрическом тренажере пассивных движений (рис. 11.7). Параллельно продолжают занятия по активному сгибанию ноги в тазобедренном суставе.





Рис. 11.7. Разработка пассивных движений в тазобедренном и коленном суставах на специальном электромеханическом тренажере.

Ранняя ходьба – очень важный элемент ранней реабилитации. В первые дни разрешают ходить по 10-15 мин. не более двух раз в день. В этот период больной, как правило, ходит с помощью костылей, используя трехопорную походку (рис. 11.8). Ему разрешают садиться на высокий стул, чтобы ограничить чрезмерное сгибание в тазобедренном суставе.



Рис. 11.8. “Трехопорная” ходьба

Основным условием обучения ходьбе с дополнительной опорой на костыли (ходунки) является сохранение равновесия, стоя на здоровой ноге. Обучение предполагает строгое соблюдение «правила треугольника»: здоровая нога никогда не должна находиться на линии костылей – она либо впереди, либо позади линии, соединяющей точки опоры костылей. Это обеспечивает более устойчивое равновесие, так как увеличивает площадь опоры. Большинству пожилых больных, с учетом их возрастных особенностей, разрешаем ходьбу на костылях «приставным шагом»: при выполнении шага костылями оперированная конечность выносится на линию костылей и ставится на пол без переноса на нее веса туловища,

затем вес тела переносится через руки на костыли и производится приставной шаг здоровой ногой, после чего снова выполняется шаг костылями и т.д. Оценивая биомеханику ходьбы, задача инструктора ЛФК состоит в том, чтобы предостеречь больного от неправильного стереотипа ходьбы.

При стабильной фиксации компонентов эндопротеза больные с первых дней после операции начинают частично нагружать оперированную конечность, доводя нагрузку до полной к концу месяца. У пациентов, которые не могут передвигаться без нагрузки на оперированную конечность (у резко ослабленных, имеющих сенильные изменения личности, при тяжелых последствиях перенесенного нарушения мозгового кровообращения, неврологических расстройствах), а также у больных, у которых предполагаемая продолжительность жизни не превышает пяти лет (у долгожителей, т.е. людей старше 90 лет, у пациентов с выраженной сопутствующей соматической патологией, онкологических больных), полную нагрузку на конечность можно разрешить сразу после операции. Ограничение нагрузки возможно при наличии выраженных болевых ощущений в области тазобедренного сустава или бедра.

В последние годы в клиническую практику, в частности, в реабилитационые программы, все чаще внедряется метод функционального биоуправления, или биологической обратной связи (БОС), который позволяет осуществлять направленную тренировку ослабленных мышц, восстановить проприорецептивное «мышечное чувство», производить коррекцию реципрокных взаимоотношений мышц-антагонистов устранять патологические синергии, формировать новый двигательный навык простых локомоторных актов **[**8**]**.

Для тренировок можно использовать портативные аппараты с электромиографической обратной связью типа «Миотоник», а также компьютерный комплекс «Амблиокор-01 ТМ». Проводится тренировка четырехглавой, двуглавой мышц бедра, а также среднеягодичной мышцы на стороне операции. Процедуры можно начинать ещё в палате с 3-4 дня после операции (рис. 11.9).



Рис. 11.9. Тренировка мышц бедра методом БОС

После снятия швов, даже при благоприятном послеоперационном течении, больного желательно не выписывать домой, а перевести из хирургического отделения в отделение реабилитации для того, чтобы как можно лучше и быстрее подготовить пациента для возвращения в привычную для него обстановку, к исходному уровню его активности.

В **поздний послеоперационый период,** т.е. начиная с 3-й недели, больному не разрешают:

- сгибание бедра в оперированном тазобедренном суставе до угла менее 90° с внутренней ротацией и приведением его;
- осевую нагрузку на оперированную ногу;
- сидеть на низком стуле;
- спать на здоровом боку;
- осуществлять форсированные движения в тазобедренном суставе как при выполнении упражнений, так и при самообслуживании (допустимо легкое чувство дискомфорта от растяжения мышц, проходящее через 2-3 мин.);
- принимать анальгетики при проведении занятий ЛФК.

После снятия швов (через 12-14 дней после операции) больному расширяют двигательный режим, а с 14-20-го дня проводят занятия на велотренажере (рис. 11.10). Продолжительность таких упражнений 5-10 мин., 1-2 раза в день без осевой нагрузки на оперированную ногу, без силовой нагрузки, со скоростью 8-10 км/ч под контролем частоты сердечных сокращений и АД **[**1**]**.



Рис. 11.10. Занятия на велотренажере

Начиная с 3 недели, разрешают частичную нагрузку на ногу, дают рекомендации, как нужно ходить по лестнице при помощи костылей (рис. 11.11). Правильная техника спуска и подъема по лестнице состоит в том, что больной одной рукой обязательно должен опираться на перила, а другой рукой – на оба костыля, сложенные вместе, или на сопровождающего, если имеется такая возможность.



Рис. 11.11. Обучение ходьбе по лестнице

К этому времени амплитуда движений в тазобедренном суставе составляет 75-80% от нормальной. У больных с выраженной комбинированной контрактурой процесс полного восстановления функции может затягиваться на более длительный срок. В этот период особую важность приобретает психологический аспект реабилитации. Врач и методист по лечебной физкультуре должны помочь больному адаптироваться к психическим и физическим трудностям, быть «гидами» для больного в процессе реабилитации и помогать ему заниматься тем видом деятельности, которая стала возможной, благодаря операции. Больному нужно напоминать, что для изме-

нения стереотипа походки необходимо тренировать определенные группы мышц.

Ранний восстановительный режим (с 15 дня до 6-8 недель) характеризуется преобладанием процессов резорбции разрушенных костных структур и рубцеванием мягких тканей. Основными задачами этого режима являются: улучшение трофики мягких тканей поясничной области и области тазобедренного сустава; профилактика контрактуры и восстановление функции тазобедренного сустава. Улучшение трофики мягких тканей достигается упражнениями для мышц спины, ягодиц, плечевого пояса. Для профилактики рубцовых контрактур выполняют пассивные упражнения по максимально возможной амплитуде. Из активных – упражнения на растягивание мышц в облегченных условиях и постизометрическую релаксацию (ПИР), динамические упражнения и упражнения с сопротивлением для мышц голени и стопы в исходном положении лежа и сидя (рис. 11.12).



Рис. 11.12. Упражнения с сопротивлением для мышц голени и стопы

Одновременно с кинезотерапией, при отсутствии терапевтических противопоказаний, активно применяют физиотерапевтические методы лечения, улучшающие процессы остеорепарации и микроциркуляции: на область оперативного вмешательства назначают магнито-лазерную терапию и инфракрасное облучение. При возникновении болевого синдрома во время разработки движений в тазобедренном суставе назначают диадинамотерапию (ДДТ), амплипульстерапию (СМТ) или электрофорез обезболивающих средств (анестетиков или анальгетиков), а также магнитотерапию и СВЧ-терапию (ДМВ и СМВ). Через 4–5 недель после операции назначают более энергичные тепловые и водолечебные процедуры – озокеритовые или парафиновые аппликации, лечебные ванны (жемчужные, кислородные и др.) и подводный душ-массаж **[**9**]**.

В позднем восстановительном двигательном режиме (с 6-8-й недели) основными задачами являются: оптимизация остеоинтеграции компонентов эндопротеза при бесцементной фиксации; ускорение регенерации костной ткани; улучшение подвижности в тазобедренном суставе; обучение ходьбе с дозированной осевой нагрузкой на больную конечность (при бесцементной фиксации); улучшение функционального состояния мышц туловища и области тазобедренного сустава.

Средствами для достижения этих задач являются упражнения: для всех суставов ног с преодолением веса конечностей; на координацию и равновесие; для диафрагмального дыхания; на расслабление; для пассивного и активного растягивания мышц; упражнения в кратковременном статическом напряжении; в режиме ПИР; упражнения для поясничного отдела позвоночника (наклоны и повороты туловища); ходьба с дополнительной опорой на костыли или палку.

Адаптационный двигательный режим начинают с 10-12-й недели. Он предполагает подготовку больных к бытовым нагрузкам и социальной адаптации. Мероприятия этого периода направлены на улучшение функционального состояния опорно-двигательного аппарата и повышение выносливости к статическим нагрузкам оперированной конечности. Специальными задачами этого периода являются: восстановление подвижности во всех суставах оперированной конечности; укрепление всех мышечных групп оперированной конечности и туловища; обучение обычной ходьбе (без дополнительной опоры).

Средства: упражнения на расслабление всех мышечных групп больной конечности; пассивные упражнения для всех суставов больной конечности; упражнения в активном и пассивном растягивании мышц сгибателей бедра, приводящих бедро, разгибателей голени, сгибателей стопы; ПИР; упражнения в статическом режиме (напряжения); упражнения с сопротивлением и с отягощением для мышц оперированной конечности и мышц туловища; ходьба щадящая; ходьба обычная. При невозможности восстановления обычной ходьбы необходимо сформировать у пациента индивидуальные компенсации.

Полную нагрузку больным разрешают, в среднем, через 1,5-3 месяца после операции, в зависимости от степени поражения сустава и методики эндопротезирования. Основу лечебных мероприятий этого периода восстановительного лечения составляют бальнео-, грязетерапевтические процедуры, которые рекомендуют проводить в специализированных центрах или санаторно-курортных учреждениях.

Примерный комплекс рекомендуемых упражнений после эндопротезирования тазобедренного сустава в раннем и позднем послеоперационных периодах изложены в приложениях 4 и 5.

Справочная литература

1. Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Труханов А.И. – Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии. – М., Медика, 2005. – 244 с.
2. Белова А.Н. и Щепетова О.Н. Руководство по реабилитации больных с двигательными нарушениями – М., 1998, т. 1. – 224 с.
3. Васичкин В.И. – Справочник по массажу – Л., Медицина, 1991 – 176 с.
4. Восстановительное лечение после эндопротезирования тазобедренного сустава – Методич. рекоменд. ЛНИИТО им. Р.Р.Вредена – Л., 1980. – 22 с.
5. Епифанов В.А., Апанасенко Г.Л. Лечебная физкультура и врачебный контроль – М., Медицина, 1990. – 368 с.
6. Жирнов В.А., Денисова Л.В. и др. – Реабилитация больных после эндопротезирования тазобедренного сустава / Современные проблемы травматологии и ортопедии. – Великий Новгород, 2004. – с. 21 – 23.
7. Жирнов В.А., Мельничук Н.В. и др. Реабилитация больных после эндопротезирования крупных суставов // Травматол. и ортоп. России. – 2006, № 2 (40). – С. 121-122.
8. Жирнов В.А., Романченко Ю.С. и др. Восстановительное лечение в раннем послеоперационном периоде после эндопротезирования тазобедренного сустава // Вестник С-Пб гос. мед. академии им. И.И.Мечникова. – 2006, № 4. – С. 180-183.
9. Каптелин А.Ф. – Гидрокинезотерапия в ортопедии и травматологии. – М., Медицина, 1986. – 224 с.
10. Лечебная физкультура при эндопротезировании тазобедренного сустава – Методич. рекоменд. С-ПбНИИТО им. Р.Р.Вредена – С-Пб., 1993. – 16 с.
11. Неверов В.А., Селезнёва Т.С. – Эндопротезирование тазобедренного сустава и реабилитация больных. – С-Пб., 2004. – 44 с.
12. Организация восстановительного лечения пострадавших с повреждениями опорно-двигательной системы и их последствиями. – Методич. рекоменд. ЛНИИТО им. Р.Р.Вредена – Л., 1985. – 29 с.
13. Реабилитация больных пожилого и старческого возраста с переломами проксимального отдела бедренной кости в стационарных и амбулаторных условиях. – Методич. рекоменд. РНИИТО им. Р.Р.Вредена – С-Пб., 2002. – 48 с.
14. Романченко Ю.С., Жирнов В.А. и др. Реабилитация больных после эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием биологической обратной связи // Эндопротезирование в России. – Всеросс. монотематич. сб. науч. статей, вып. 3. – Казань, С-Пб, 2007. – С. 111-116.

ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение №1.

Протокол планирования операции эндопротезирования тазобедренного сустава

ФИО_____

Возраст_____ пол _____

Отношение размера между перешейком и вертельной зоной.

Качество кости: плохое, удовлетворительное, хорошее, отличное

Вертлужная впадина: имплантат _____

Размер _____

Бедро: имплантат _____

Размер _____

Длина шейки _____

Малый вертел (расстояние до остеотомии)_____

Большой вертел (латерализация)_____

Положение воротничка: 0, 1/4, 1/2, 3/4.

Разница длины ног: клинически _____ Рентгенологически _____

Фиксация: Цементная, бесцементная, гибрид.

Приложение №2

ОЦЕНОЧНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА
HARRIS: EVALUATION SYSTEM OF THE HIP (no W.H. Harris, 1969)

БОЛЬ (максим. — 44 балла) ..... Баллы
Отсутствует или может быть проигнорирована.....44
Легкая, периодическая, не ограничивающая активность..... 40
Мягкая боль, не влияющая на обычную активность, редко—
умеренная боль при необычной нагрузке, можно принять аспирин.....30
Умеренная боль, стойкая; некоторое ограничение обычной
активности и работы; периодически может потребоваться прием
препаратов сильнее, чем, аспирин.....20
Выраженная боль, сильно ограничивающая активность..... 10
Боль в постели, калечащая, приковывающая к постели.....0

ФУ Н К Ц И Я (максим. - 47 баллов)

А. Походка (максим — 33 балла) ..... Баллы
Хромота.....
отсутствует..... 11
легкая..... 8
умеренная..... 5
выраженная..... 0
Дополнительные средства опоры.....Баллы
отсутствуют..... 11
клюшка на длинных дистанциях..... 7

клюшка обычно..... 5
один костыль..... 3
две клюшки..... 2
два костыля..... 0
не может ходить..... 0
Дистанция передвижения.....Баллы
не ограничена..... 11
около двух километров..... 8
около километра..... 5
только внутри дома..... 2
кровать и стул..... 0
Б. Активность (максим. – 14 баллов)……Баллы
1. Ходьба по ступенькам.....
а. нормально без использования поручней..... 4
б. нормально с использованием поручней 2
в. в необычной манере I
г. не может ходить по ступенькам..... 0
2. Туфли и носки .....
а. надевает легко..... 4
б. надевает с трудом..... 2
в. не может надеть..... 0
3. Сидение.....
а. комфортно на обычном стуле в течение часа ...5
б.на высоком стуле в течение получаса..... 3
в.не может сидеть комфортно на любом стуле.... 0
4. Езда на общественном транспорте 1
III. **ОТСУТСТВИЕ ДЕФОРМАЦИИ** (максим. - 4 балла)
а. фиксированная сгибательная контрактура менее 30 град, (минус 1 балл)
б. фиксированная приводящая контрактура менее 10 град, (минус 1 балл)
в. фиксированная внутренняя ротация в экстензии менее 10 град, (минус 1 балл)
г. укорочение конечности менее 3.2 см. (минус 1 балл)
IV**. АМПЛИТУДА ДВИЖЕНИЙ** (максим.- 5 баллов)
Возможная амплитуда движений в каждом интервале умножается на соответствующий индекс.

А. Флексия
0-45 град. х 1.0
45-90 х 0.6
90-110 х 0.3

Б. Абдукция
0-15 град. х 0.8

В. Наружная ротация в экстензии
0-15 х 0.4
более 15 х 0

Г. Внутренняя ротация любая х 0
0- 5-20 х 0.3

Д. Аддукция 0-15 град, х 0.2 более 20 х 0

Для получения оценки в баллах этого признака сумма произведений, полученных по каждому диапазону и по каждой плоскости, умножается на 0.05

Приложение № 3

ШКАЛА ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ЖИЗНИ

(SF-36 Healf Survey).

Дата проведения опроса: _____

Ф.И.О.больного: _____

История болезни № _____

Диагноз:_____

Операция (дата):_____

1.		
Охарактеризуйте ваше настоящее состояние здоровья (до и после операции)		
	До операции	*После операции*
1 - Отличное		
2 - Очень хорошее		
3 - Хорошее		
4 - Удовлетворительное		
5 - Плохое		
2.		
Оцените ваше состояние здоровья в настоящее время по сравнению с прошлым годом (до и после операции)		
	До операции	*После операции*
1 - Намного лучше сейчас чем год назад		
2 - Отчасти лучше сейчас, чем год назад		
3 - Примерно так же, как год назад		
4 - Отчасти хуже, чем год назад		
5 - Намного хуже, чем год назад		

3.						
Как ваше состояние здоровья ограничивает повседневную функциональную активность (до и после операции)						
	1 - Да, значительно ограничены		2 - Да, незначительно ограничены		3 - Не ограничены	
	До	*После*	*До*	*После*	*До*	*После*
Такие активные действия как: бег, поднимание тяжёлых предметов, занятия силовыми видами спорта						
Такие умеренно активные действия как: передвижение стола, уборка при помощи пылесоса, занятия игровыми видами спорта						
Посещение магазина, возможность переноса сумки, пакетов						
Подъём на несколько лестничных пролетов						
Подъём на один лестничный пролет						
Наклоны, сгибание в коленных суставах, приседание						
Возможность пройти пешком более, чем 1 милю (км)						
Возможность пройти пешком несколько кварталов						
Возможность пройти пешком один квартал						
Возможность самостоятельно одеваться и самообслуживание						

4.				
Произошли ли за последние 4 недели какие-либо изменения вашего физического здоровья (состояния), заставившие отказаться от вашей работы или других повседневных дел (до и после операции)				
	До операции		*После операции*	
	1 - Да	2 - Нет	1 - Да	2 - Нет
Сократилась ли средняя продолжительность работы или других повседневных занятий				
Стали успевать сделать меньше, чем раньше				

Отмечаете сужение рода ваших занятий				
Появились различные трудности при выполнении работы или других обычных дел (например, они отнимают много сил)				

5.

Произошли ли за последние 4 недели какие-либо изменения вашего эмоционального здоровья (состояния: депрессия или тревога), заставившие отказаться от вашей работы или других повседневных дел

	До операции		*После операции*	
	1 - Да	2 - Нет	1-Да	2-Нет
Сократилась ли средняя продолжительность работы или других повседневных занятий.				
Стали успевать сделать меньше, чем раньше				
Стали исполнять работу менее тщательно и аккуратно				

6.

В какой мере в течение последних 4 недель проблемы со здоровьем и ваше эмоциональное состояние мешали вам общаться с семьёй, друзьями, соседями (до и после операции)

До операции	1 - Нет	2 - Слегка	3 - Умеренно	4 - Очень	5 - Чрезмерно
После операции	1 - Нет	2 - Слегка	3 - Умеренно	4 - Очень	5 - Чрезмерно

7.

Беспокоила ли вас боль в течение последних 4 недель (до и после операции)

До операции	1 - Нет	2 - Очень мало	3 - Мало	4 - Умеренно	5 - Много	6 - Очень много
После операции	1 - Нет	2 - Очень мало	3 - Мало	4 - Умеренно	5 - Много	6 - Очень много

8.

На сколько сильно боль мешала вам работать в течение последних 4 недель (до и после операции)

До операции	1 - Нет	2 - Слегка	3 - Умеренно	4 - Очень	5 - Чрезмерно
После операции	1 - Нет	2 - Слегка	3 - Умеренно	4 - Очень	5 - Чрезмерно

9.

Как вы себя чувствуете в течение последних 4 недель (до и после операции)

	1 - Всё время		2 - Большую часть времени		3 - Почти всё время		4 - Периодически		5 - Очень редко		6 - Никогда	
	До	*После*	**До**	*После*	*До*	*После*	*До*	*После*	*До*	*После*	*До*	*После*
Вы полны сил												
Вы сильно нервничаете												
Вы так плохо себя чувствуете, что ничто не может поднять вам настроение												
Вы спокойны												
Вы полны энергии												
Вы чувствуете себя болезненным и подавленным												
Вы беспокойны												
Вы счастливы												
Вы чувствуете усталость												

10.					
В течение последних 4 недель как часто проблемы со здоровьем и ваше эмоциональное состояние мешали вам жить полноценной жизнью (ходить в гости к друзьям или родственникам и т.д.) (до и после операции)					
До операции	1 - Всё время	2 - Почти всё время	3 - Иногда	4 - Очень редко	5 - Никогда
После операции	1 - Всё время	2 - Почти всё время	3 - Иногда	4 - Очень редко	5 - Никогда

11.										
Правильно или неправильно относительно вашего здоровья сформулированы следующие положения (до и после операции)										
	1 - ДА		2 - Скорее ДА, чем НЕТ		3 - Не знаю		4 - Скорее НЕТ, чем ДА		5 - НЕТ	
	До	*После*	*До*	*После*	*До*	*После*	*До*	*После*	*До*	*После*
Мне кажется, что я заболеваю несколько легче, чем остальные люди										
Моё здоровье не хуже, чем здоровье большинства окружающих меня людей										
Я полагаю, что моё здоровье ухудшается										
Моё здоровье отличное										

Приложение № 4

Примерный перечень упражнений ЛФК при эндопротезировании тазобедренного сустава в ранний послеоперационный период

№ п/п	Упражнения	Число упражнений	Методические указания
а) Упражнения щадящего режима (со дня операции до 5 – 7 дня после неё):			
	ИП — лёжа на спине, оперированная нога на валике под коленом	-	-
1.	Сгибание и разгибание пальцев рук	6—8	С усилением, в медленном темпе (упражнения на координацию)
2.	Поочерёдное противопоставление I пальца остальным	4—6	
3.	Круговые движения в лучезапястном суставе по часовой и против часовой стрелки в каждую сторону	4—6	
4.	Сгибание-разгибание пальцев ног	8—10	Темп средний
5.	Сгибание-разгибание стоп	6—8	
6.	Диафрагмальное дыхание	4—6	
7.	Упражнение в изометрическом режиме для сгибателей и разгибателей стоп	2—4	Ритмические сокращения с экспозицией 2" – 5"
8.	Напряжение четырёхглавой и ягодичных мышц в изометрическом режиме (со здоровой стороны)	4—6	Ритмические сокращения с экспозицией 1" – 2"
б) Упражнения тонизирующего режима (с 5 – 7 по 15 день после операции):			
	ИП — лёжа на спине, ноги выпрямлены	-	-
1.	Упражнения предыдущего режима		
2.	Сгибание здоровой ноги	6—8	Скользя стопой по опоре
	ИП — лёжа на спине, здоровая нога согнута в коленном суставе	-	-
3.	Перекаты с пятки на носок	10—12	
4.	Отведение ноги в сторону	4—6	Скользя стопой по опоре
	ИП — лёжа на спине, ноги выпрямлены	-	-
5.	Отведение-приведение прямой ноги (поочерёдно с обеих сторон)	6—8	Скользя по опоре
6.	Статическое напряжение четырёхглавых мышц в изометрическом режиме	6—8	Ритмические сокращения с экспозицией 1" – 2"
7.	Напряжение ягодичных мышц в изометрическом режиме	6—8	
8.	Подъём головы	6—8	Контроль напряжения брюшного пресса
9.	Повороты на здоровый бок и переход в положение сидя с опущенными ногами	1—2	Подушка-валик между коленями
	ИП — стоя на здоровой ноге с опорой для рук	-	-
10.	Упражнения в сгибании прямой ноги в тазобедренном суставе	6—8	Скользя ногой по опоре, в среднем темпе, при небольшой амплитуде
11.	Упражнения в разгибании прямой ноги в тазобедренном суставе	6—8	

12.	Упражнения на отведение прямой ноги	6—8	
13.	Ходьба с опорой на костыли с дозированной нагрузкой на больную ногу		По принятой методике

Примерный перечень упражнений ЛФК при эндопротезировании тазобедренного сустава в поздний послеоперационный период

№ п/п	Упражнения	Число упражнений	Методические указания
а) упражнения раннего восстановительного режима (с 3-й до 6-й – 8-й недели после операции)			
1.	См. упражнения для здоровой ноги предыдущего (тонизирующего) режима		В ИП лёжа на спине, на коротком плече рычага силы тяжести
	ИП — лёжа на спине	-	-
2.	Упражнения на координацию с использованием мышц рук плечевого пояса, особенно пальцев и кисти, мимической мускулатуры, головы, глазных яблок		
3.	Переход в положение сидя		По методике для больных с патологией сердечно-сосудистой системы
4.	Ходьба с дополнительной опорой на костыли		С соблюдением методических особенностей безопорной ходьбы, исполь-зованием корсетов для поясницы
	ИП — лёжа на спине, ноги согнуты в коленных и тазобедренных суставах	-	-
5.	Разведение ног в стороны поочерёдно скользящими движениями носка и пятки	6 – 8	Пассивное разведение бёдер за счет скользящих движений стоп
6.	Наклоны ног в стороны	4 – 6	
7.	Поочерёдные наклоны ног в стороны с одновременным потягива-нием противоположной руки вверх	По 4 раза	Не поднимая руки над опорой; начинать со здоровой стороны; в медленном темпе
8.	Максимальное сгибание согнутой ноги	6 – 8	
9.	Разведение ног в стороны	6 – 8	Не разводя стоп
	ИП — лёжа на здоровом боку		
10.	Потряхивание рукой за верхнюю треть бедра	2 – 4	С максимально возможной амплитудой в медленном темпе
11.	Поочерёдное разгибание стоп	8 – 10	
12.	Сгибание и разгибание ног в коленных суставах	6 – 8	Бедро на опоре, в медленном темпе, по возможной амплитуде скользя по опоре
	ИП — стоя на здоровой ноге, лицом к гимнастической стенке с опорой руками на рейку на уровне груди	-	-
13.	Отведение больной ноги в сторону	6 – 8	Скользя стопой по опоре, в мед-

14.	Разгибание больной ноги	2 – 4	ленном темпе в пределах комфортных ощущений
15.	Упражнения № 10, 11, 12 тонизирующего режима (при эндопротезировании)	по 2 – 4 раза	Скользя ногой по опоре, в среднем темпе, при небольшой амплитуде
б) упражнения позднего восстановительного режима (с 6 – 8 до 10 – 12 недель после операции)			
	ИП — лёжа на спине	-	-
1.	Сгибание ноги в коленном и тазобедренном суставах на весу	6 – 8	
2.	Поочерёдное сгибание согнутых ног в коленном и тазобедренном суставах с подтягиванием их руками к животу	2 – 4	В медленном темпе, с увеличением амплитуды с помощью рук
3.	Имитация езды на велосипеде, поочерёдно каждой ногой	6 – 8	
	ИП — лёжа на спине, ноги полусогнуты	-	-
4.	Переступание в сторону здоровой ногой с возвращением в ИП	2 – 4	Переступание в сторону до максимального возможной амплитуды отведения
5.	То же с больной ногой		
6.	То же с элементами ПИР для приводящих мышц бёдер		
7.	Напряжение четырёхглавой мышцы в изометрическом режиме	6 – 8	Экспозиция – 1" – 2"
	ИП — лёжа на животе	-	-
8.	Напряжение ягодичных мышц	6 – 8	Экспозиция – 1" – 2"
9.	Поочерёдное сгибание ног в коленных суставах	8 – 10	
10.	Разгибание стоп	2 – 4	В медленном темпе по максимально возможной амплитуде
11.	Упражнения в режиме ПИР для сгибателей бёдер		Экспозиция 30" – 40"
12.	Имитация ползания по-пластунс-ки		По возможной амплитуде
	ИП — лёжа на животе, руки у плеч	-	-
13.	Разгибание туловища	4 – 6	Не поднимая бёдер от опоры
	ИП — стоя на расстоянии шага от стенки лицом к ней, с опорой для рук, больная нога на рейке возможной амплитуды сгибания ноги	-	-
14.	Сгибание ноги в коленном и тазобедренном суставах	2 – 4	По максимально возможной амплитуде в медленном темпе
	ИП - стоя здоровым боком к гимнастической стенке, одна рука хватом на уровне бедра, другая над головой, несколько кпереди, на расстоянии шага от гимнастической стенки	-	-
15.	Наклон туловища в здоровую сторону	2 – 4	Опора в основном на здоровую ногу
	ИП — стоя лицом к гимнастической стенке на здоровой ноге, больная нога	-	-

	отведена в сторону, руки на рейке на уровне пояса		
16.	Полуприсед на здоровой ноге с одновременным отведением больной ноги	2 – 4	Отведение скользящим движением ноги на опоре
	ИП — стоя спиной к стенке с фиксацией руками за рейку.	-	-
17.	Сгибание выпрямленной ноги в тазобедренном суставе	2 – 4	С одновременным разгибанием стопы (на выдохе)
	ИП — стоя лицом к гимнастической стенке, ноги на ширине плеч, на расстоянии вытянутых рук от стенки, руки на рейке на уровне груди.	-	-
18.	Наклоны туловища вперед	2 – 4	В медленном темпе
	ИП – стоя, руки на поясе		
19.	Повороты туловища в стороны	6 – 8	Опора в основном на здоровую ногу
20.	Наклоны туловища в стороны		
21.	Небольшие наклоны вперёд с возвращением в ИП		
22.	Ходьба с дозированной нагрузкой		По принятой методике
в) упражнения адаптационного режима (с 10 – 12 недель после операции)			
	ИП — лёжа на спине	-	-
1.	Потряхивающие движения за верхнюю треть бедра	2 – 4	
2.	Пассивные упражнения для суставов при индивидуальном ограничении движений в них	12 – 16	В медленном темпе
3.	Пассивное разведение ног, согнутых в коленных суставах	2 – 4	Пассивное растягивание приводящих мышц
4.	Пассивное разведение выпрямленных ног		Исключить ротацию
	ИП — лёжа на здоровом боку, ноги полусогнуты	-	-
5.	Пассивное разгибание в тазобедренном суставе	2 – 4	Пассивное растягивание мышц сгибателей бедра. Для усиления эффекта фиксировать таз
6.	Пассивное сгибание в коленном суставе при одновременном разгибании в тазобедренном		Пассивное растягивание разгибателей голени
	ИП — лёжа на спине, ноги выпрямлены	-	-
7.	Пассивное разгибание стоп с одновременным прижиманием коленного сустава к опоре	2 – 4	Пассивное растягивание мышц-сгибателей
8.	Сгибание-разгибание стоп с сопротивлением	10 – 12	По максимально возможной амплитуде
9.	Поочерёдное сгибание ног в тазобедренных суставах	4 – 6	В медленном темпе
10.	Поочерёдное отведение ног	10 – 12	Не касаясь опоры, в медленном

			темпе. Тренировка отводящих мышц в горизонтальном положении
	ИП — лёжа на здоровом боку, нога выпрямлена	-	-
11.	Отведение ноги	8 – 10	В медленном темпе. Тренировка отводящих мышц в вертикальном положении
	ИП — лёжа на животе	-	-
12.	Поочерёдное сгибание и разгибание ног в коленных суставах	4 – 6	В медленном темпе
	ИП — то же, руки к плечам	-	-
13.	Разгибание туловища	4 – 6	Не поднимая бёдер от опоры
14.	Удержание позы «ласточка»	4—6	Экспозиция 2" — 4"
	ИП — лёжа на животе, упор на кисти	-	-
15.	Разгибание туловища	4 – 6	Не поднимая бёдер от опоры
	ИП — стоя на здоровой ноге на возвышении с опорой для рук со здоровой стороны.		
16.	Махи больной ногой в сагиттальной плоскости	10 – 12	С ограничением разгибания в тазобедренном суставе
17.	Махи во фронтальной плоскости	10 – 12	По возможной амплитуде
	ИП — стоя лицом к стенке, руки на рейке		
18.	Подъём на пятки	6 – 8	Сохраняя правильную осанку
	ИП—стоя на здоровой ноге, спиной к стенке, стопа больной ноги фиксирована на рейке возможной амплитуды сгибания ноги		
19.	Разгибание туловища с движением таза вперёд	4 – 6	
	ИП — стоя лицом к стенке, руки на рейке на уровне пояса, опора на здоровую ногу, больная отведена в сторону		
20.	Приседания на здоровой ноге со скольжением больной ноги в сторону	2 – 4	В медленном темпе
21.	Ходьба щадящей походкой (без дополнительной опоры)		Параллельная постановка стоп с небольшой пронацией носков, небольшими шагами, скользя по опоре
	ИП — стоя к гимнастической стенке с опорой для рук		
22.	Приседания	6—8	
23.	Обычная ходьба без дополнительной опоры		Небольшими шагами равной длины (на первых занятиях исключая передние и задние точки)

Модификация послеоперационного ведения зависит от специфических моментов, обнаруженных во время операции, а также от некоторых сопутствующих видов патологии. В противовес амплитуды сгибания достижение должного отведения в послеоперационном периоде является существенным и фундаментально важным для успешных результатов эндопротезирования. Если приводящая деформация во время эндопротезирования не устраняется или приводящая контрактура развивается потом, то именно это требует специального внимания со стороны специалиста по лечебной физкультуре. Фиксированные приводящие деформации могут быть преодолены подниманием и опусканием таза вверх и вниз в горизонтальном положении или с помощью упражнений на управляемой доске.

Другие варианты программы реабилитации могут включать иное число и продолжительность упражнений. Например, больные с пограничной сердечной патологией могут только раз в день вставать с постели, тогда как пациенты, не обремененные патологией сердца, обычно встают с постели два раза в день. Молодых больных можно обучать стоять у кровати уже на 2-3-й день после операции, а пожилых – на 3-4-й. Чем раньше больной научится стоять и ходить, тем более действенна профилактика тромбоэмболических осложнений.

Приложение № 5

Перечень упражнений, проводимых в ранний послеоперационный период:

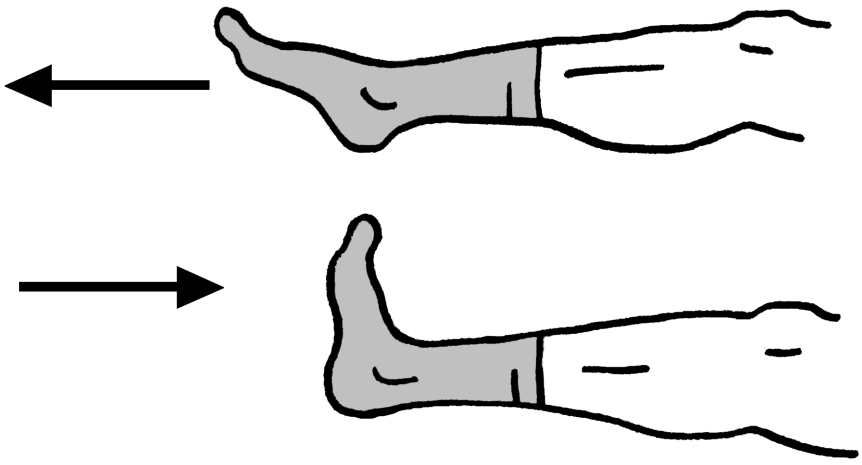


Рис. 1. Упражнение для голеностопного сустава и стопы - выполняется лежа на спине: сдвинуть стопу на себя (колено держать прямым), сдвинуть стопу от себя (и удерживать 3-5 сек). Повторяется 15-20 раз 4-5 раз в день.

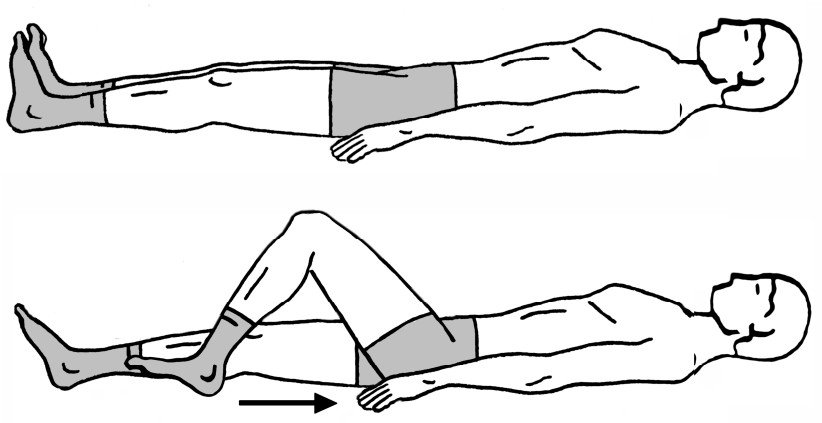


Рис. 2. Лежа на спине, скользить пяткой по направлению к ягодице.
Повторяется 4-5 раз 2-3 раза в день.

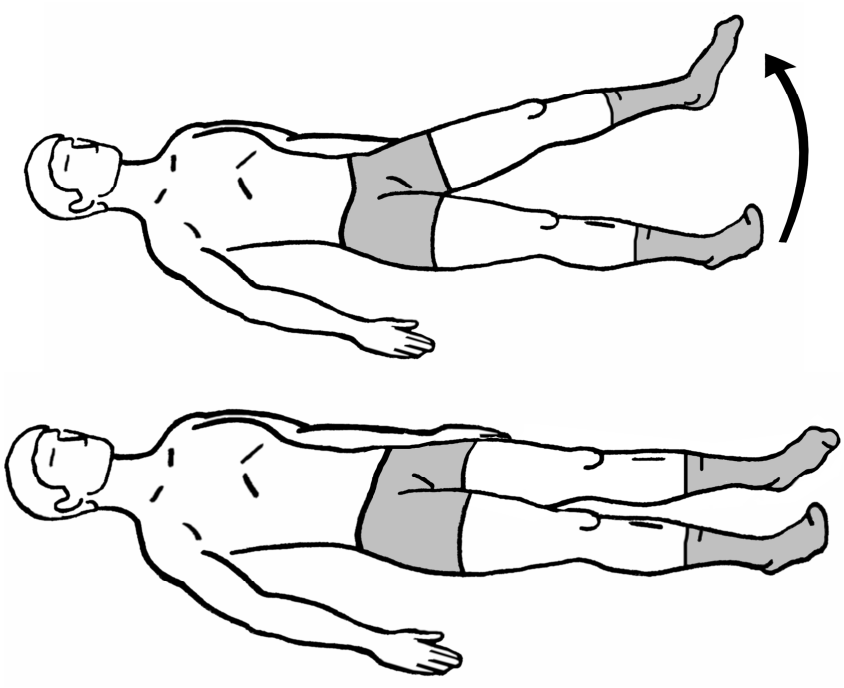


Рис. 3. Приведение и отведение бедра. Лежа на спине отвести ногу в сторону (пальцы стопы держать в поднятом состоянии, а коленный сустав - разогнутым). Повторяется 4-5 раз 2-3 раза в день.

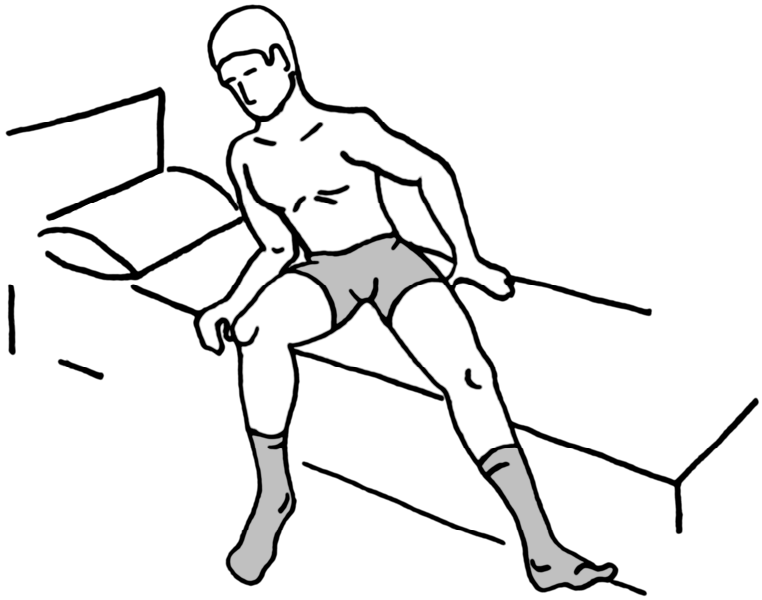


Рис. 4. Подъем с постели. Оптимальными условиями считаются высокая кровать и жесткий матрац. Вставать и ложиться можно с любой стороны кровати, но при этом соблюдать следующие условия:

- не допускать положения, при котором оперированная нога была бы повернута внутрь и вообще пересекала среднюю линию тела;
- тело при подъеме должно находиться под углом не более, чем 45°;
- не допускать, чтобы оперированная нога поворачивалась бы вовнутрь, вставая с кровати или ложась на нее;
- вставая с кровати или ложась на нее оперированную ногу следует поддерживать здоровой ногой.

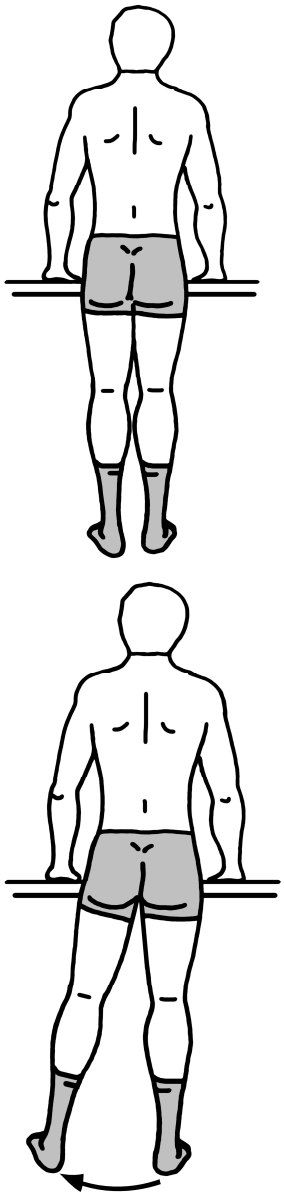


Рис. 5. Стоя, держась за подставку отвести оперированную ногу в сторону (держать пальцы стопы прямыми).

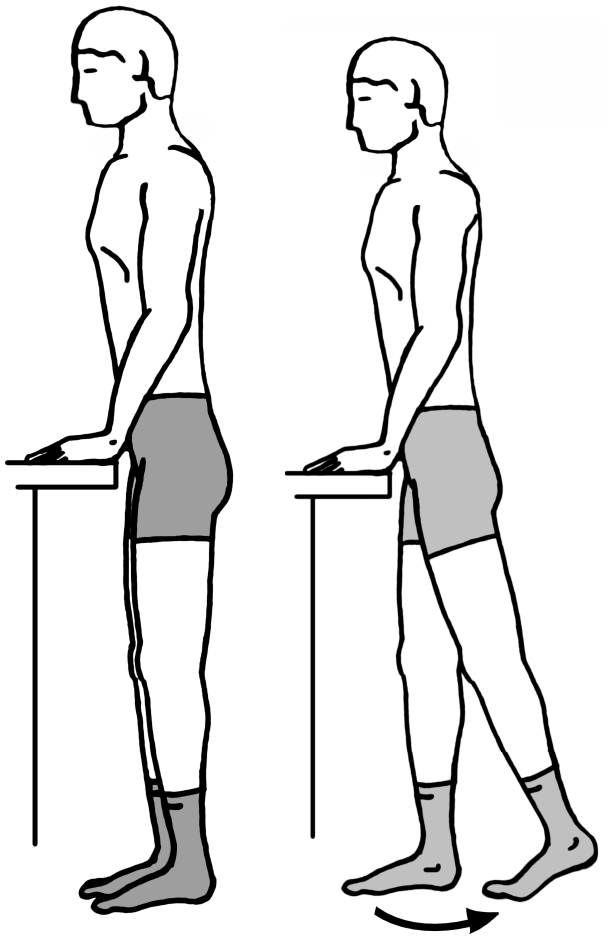


Рис. 6. Стоя, держась за подставку отвести оперированную ногу назад не сгибая коленный сустав.

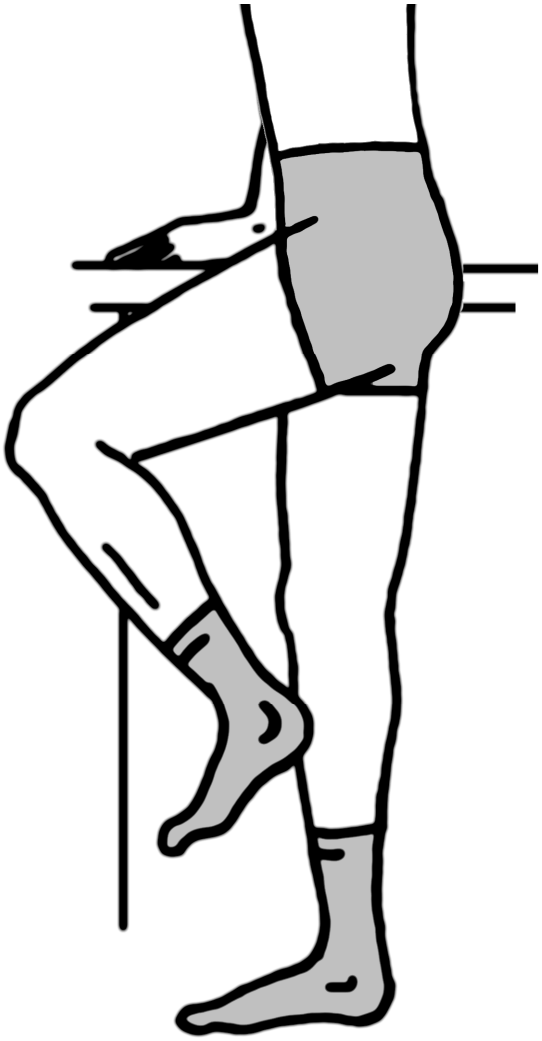


Рис. 7. Движение «марша» оперированной ногой на месте.

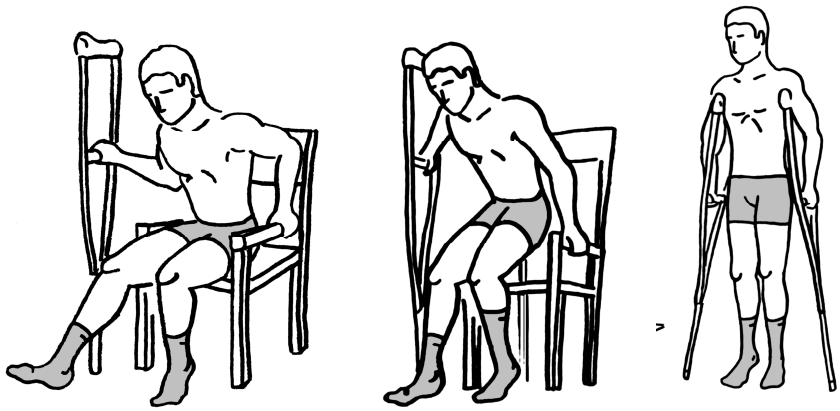


Рис. 8. Хождение с костылями:

- передвинуться на край кресла;
- взять костыли в руку со стороны здоровой ноги;
- положить руку со стороны здоровой ноги на ручку кресла;
- встать, оттолкнувшись здоровой ногой и обеими руками;
- поместить костыли под каждую руку (сначала со стороны здоровой ноги).

Обратные действия:

- прислониться к креслу так, чтобы почувствовать стул позади коленей;
- взять костыль со здоровой стороны и поместить его со стороны больной ноги;
- взять в руку оба костыля;
- вытянуть перед собой больную ногу;
- взять за кресло рукой со стороны здоровой стороны и мед ленно опуститься в кресло.

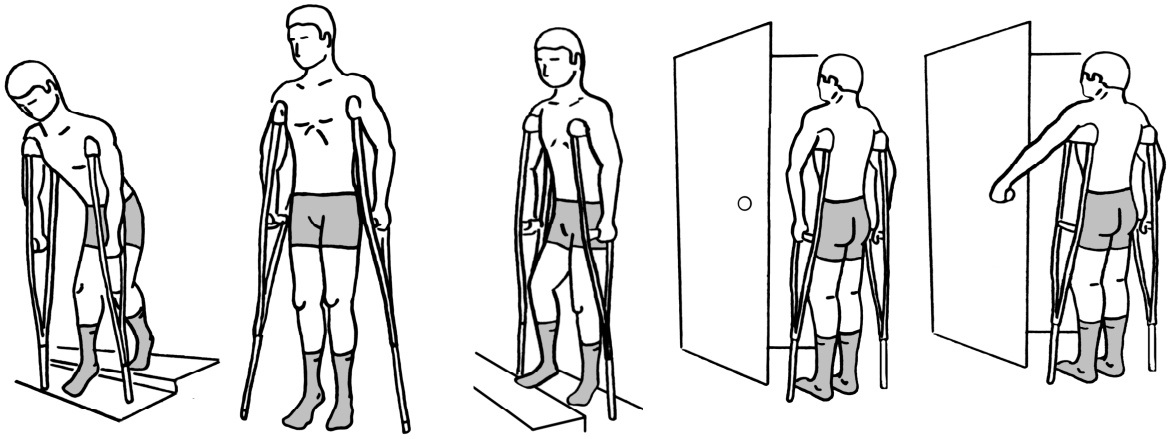


Рис. 9. (продолжение):

- при подъеме по лестнице перенести тяжесть тела на руки с помощью костылей и ступить вверх здоровой ногой, после чего перенести тяжесть тела на неповрежденную нору и пе реместить костыли и больную ногу вверх;
- при спуску с лестницы переместить на одну ступеньку кос тыли и поврежденную ногу, перенося вес на непо-врежден ную ногу, после чего ступить вниз поврежденной ногой пере нося тяжесть тела на руки с помощью костылей;
- если дверь открывается к вам, необходимо встать поч-ти перпендикулярно направлению движения, взять за руч-ку две ри и открыть ее рукой со стороны неповрежденной но-ги;
- если дверь открывается от вас, необходимо встать пря-мо перед дверью, взяться за ручку двери рукой со сторо-ны не поврежденной ноги и открыть ее.

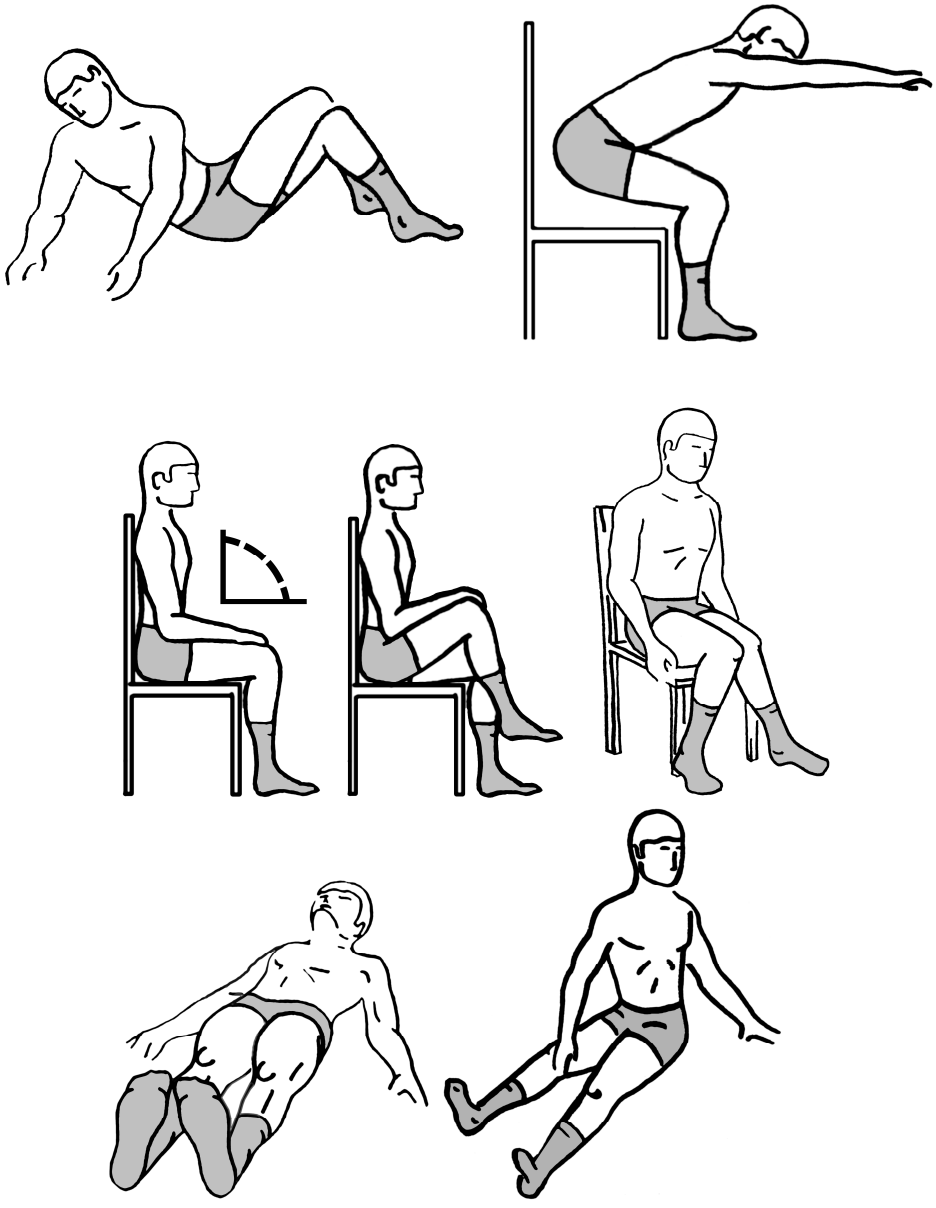


Рис. 10. Во время периода реабилитации следует постоянно контролировать положение бедра. Некоторые из повседневных действий требуют особого внимания в этот период, но их можно выполнять при наличии соответствующей помощи или корректируя собственные движения:
- не изгибать бедро под углом свыше 90°;
- не выворачивать ногу вовнутрь (пальцы и колени должны быть обращены вперед или наружу);
- не пытаться положить ногу на ногу и не давать больной ноге пересекать среднюю линию тела.

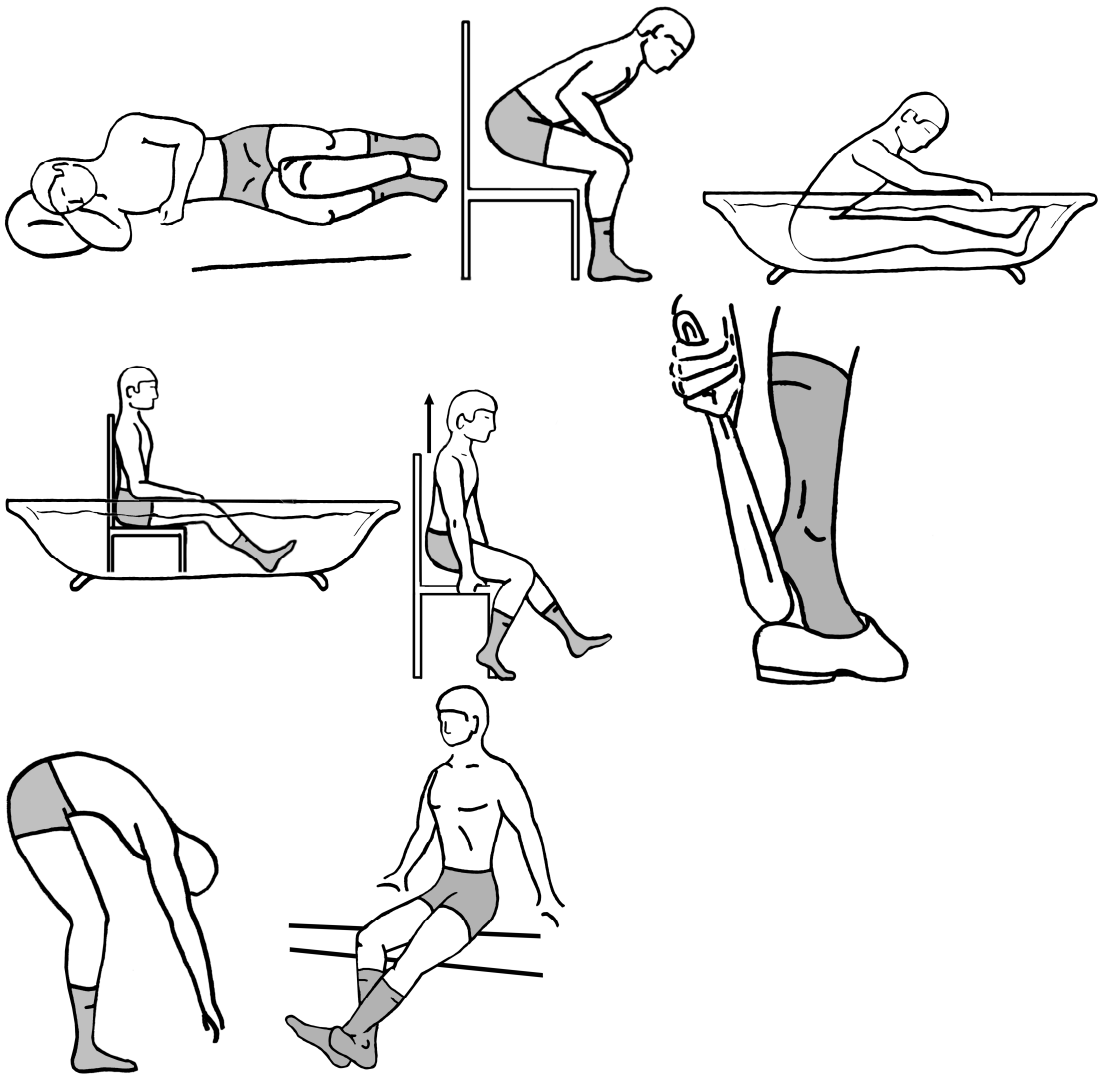


Рис. 11. Продолжение:

- наклоняясь подобрать какой-либо предмет,необходимо пользоваться захватом с длинной ручкой;
- необходимо пользоваться приспособлением с длинной ручкой или другим способом при надевании брюк, ботинок или носок;
- поднимаясь со стула, нельзя наклоняться вперед, спина должна оставаться прямой;
- садясь и выходя из ванной, поставить стул в ванну;
- нельзя наклоняться вперед, сидя в ванне;
- переворачиваясь в постели, поместить подушку между коленями и перевернуться на бок;
- садясь в машину и выходя из нее, отклонить сидение, вытянуть бедро, раздвинуть ноги и развернуть больную ногу наружу.