

Глава 5

Воспроизведение анатомии проксимального отдела бедренной кости с использованием бедренных компонентов шеечной фиксации

Филипп Пириу, Джеймс Салливан

5.1. ВВЕДЕНИЕ

Использование бедренных компонентов шеечной фиксации позволяет проводить персонифицированные (индивидуальные) операции за счет воспроизведения собственной анатомии проксимального отдела бедренной кости. Это облегчает восстановление физиологического натяжения мягких тканей и кинематики тазобедренного сустава, что, надо надеяться, позволит улучшить функцию протезированной конечности, повысить удовлетворенность пациента и снизить риск вывихов. Кроме того, конструкция имплантата позволяет сохранить костную ткань, что облегчает выполнение возможного ревизионного вмешательства и снижает риск потери костной ткани в результате адаптивного ремоделирования. Далее представлен опыт авторов по использованию системы Silent™ Hip, которая представляет собой эндопротез с конусообразной ножкой шеечной фиксации и пористым покрытием из гидроксиапатита. Концепция этой системы (рис. 5.1) была предложена д-ром Алланом Ричи (Allan Ritchie) в середине 1990-х гг., когда была признана необходимость в лучшем решении для более молодых и активных пациентов.

с высокими функциональными требованиями. После этого группа инженеров и хирургов приступила к разработке имплантата совместно с Гамбургским университетом [1]. Имплантат успешно прошел доклиническую оценку *in vitro*. В 2003 г. компания DePuy инициировала клиническое исследование по оценке стабильности имплантата, в котором приняли участие два хирурга [д-ра Хонль (Honl) и Салливан (Sullivan)]. За период с января по ноябрь 2003 г. была выполнена 41 имплантация. После этого было начато более масштабное исследование по оценке валидности этой методики, исследование проводилось среди более широкого круга хирургов и дало обнадеживающие результаты.

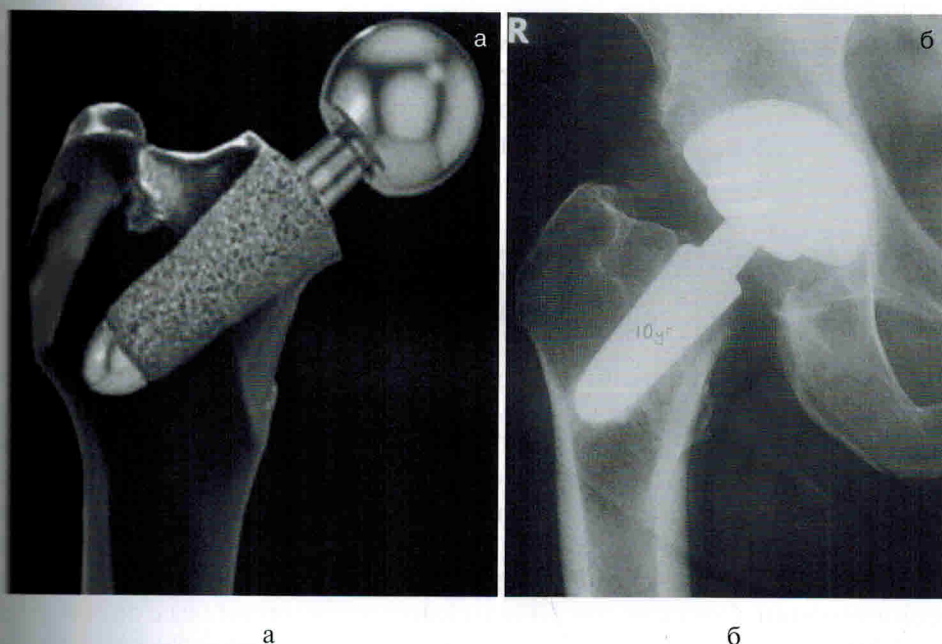


Рис. 5.1. Silent™ — эндопротез с конусообразной ножкой шейечной фиксации и пористым покрытием из гидроксиапатита. Бедренный компонент устанавливают с опорой на шпору Меркеля (калькар) (а); пример хорошей фиксации ножки Silent™ через 10 лет после установки (б)

Возможно, читатель удивится, прочитав статью об имплантате, который более не присутствует на рынке. Однако авторы полностью удовлетворены опытом работы с этой конструкцией. К сожалению, в имплантате используется металл-металлическая пара трения большого диаметра, которая, как оказалось, имеет высокий процент неудовлетворительных результатов. Под давлением юристов и регулирующих органов компания решила ото-

звать имплантат, несмотря на отличные результаты. По нашему мнению, это нововведение заслуживает упоминания вплоть до его возрождения в будущем.

Хирурги, выполняющие первичное ТЭТС у молодых пациентов, по-прежнему ставят своей целью сохранение запаса здоровой кости. Эндопротезы с короткими бедренными компонентами, позволяющие сохранить костную ткань и обеспечить физиологическую нагрузку на шейку бедренной кости, могут использоваться в выборке пациентов, которым показано ТЭТС. Действительно, сохранение упругих характеристик проксимального отдела бедренной кости позволяет избежать адаптивного ремоделирования, которое возникает при использовании стандартных бедренных компонентов. Основным преимуществом для пациента является возможность использования стандартного бедренного компонента при возможном ревизионном эндопротезировании. Эндопротезирование часто приходится выполнять у более молодых и активных пациентов с высокими функциональными требованиями. У таких пациентов наблюдается более высокий риск ревизионного вмешательства.

5.2. ОБОСНОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ НОЖКИ SILENT™ И ЕЕ РАЗРАБОТКА

В 2000–2010-х гг. на рынке было представлено несколько типов тотальных эндопротезов тазобедренного сустава, позволяющих сохранить костную ткань (рис. 5.2) [2]: с короткими бедренными компонентами, с опорной пластиной, с бедренными компонентами шейечной фиксации и поверхностные эндопротезы. Эндопротезы с опорной пластиной существуют с 1978 г. С 1992 г. используются эндопротезы с опорной пластиной III поколения, они изготовлены из титана и имеют шероховатую поверхность для улучшения остеоинтеграции. Согласно некоторым данным, эндопротезы с опорной пластиной III поколения характеризуются лучшей выживаемостью и позволяют получить лучший функциональный результат в сравнении с эндопротезами с опорной пластиной II поколения. Идея ножки Silent™ появилась благодаря наблюдению, что в некоторых случаях пациентам с имплантированными эндопротезами с опорной пластиной приходилось удалять опорную пластину из-за возникновения боли в латеральном отделе бедра. При этом имплантат в шейке оставался стабильным.

Майкл М. Морлок (Michael M. Morlock) и Маттиас Хонль (Matthias Honl) в сотрудничестве с компанией DePuy разработали ножку Silent™ в ее окончательном виде. Вначале были проведены доклинические испытания для изучения биомеханики имплантата и определения условий его использования (рис. 5.3, 5.4). Фиксация компонентов методом плотной посадки (пресс-фит) в кость хорошего качества необходима для сопротивления варусной нагруз-

ки и обеспечения остеоинтеграции. Хирургическая техника подразумевает резекцию головки бедренной кости и последующую обработку костномозгового канала шейки бедренной кости с помощью развертки. После этого выполняют установку бедренного компонента методом пресс-фит.

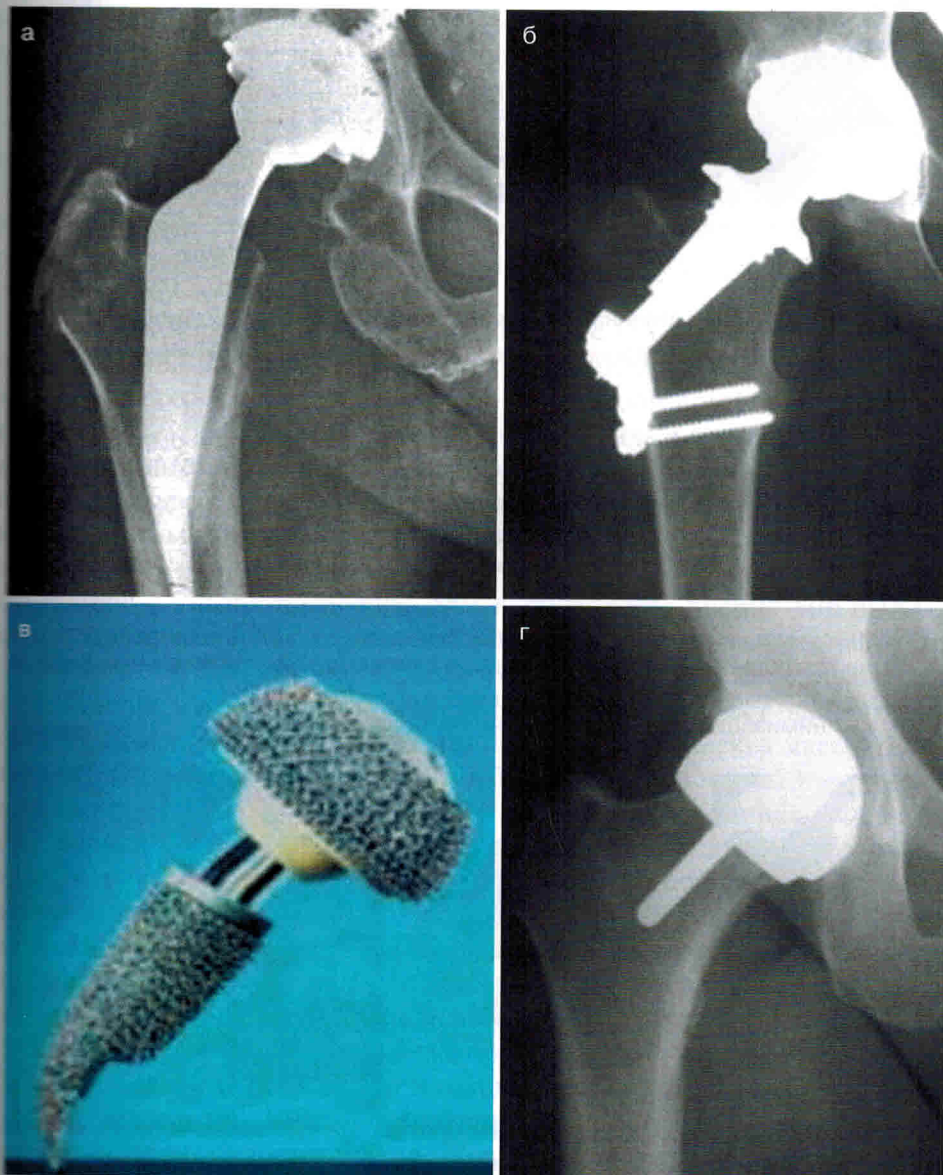
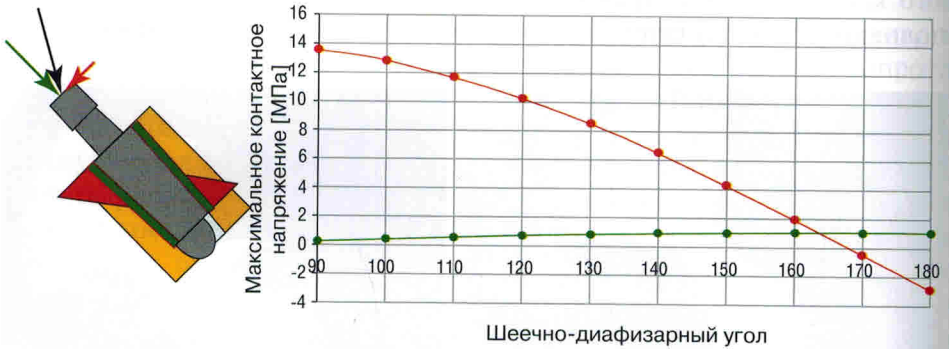


Рис. 5.2. Примеры конструкций бедренных компонентов: а — короткий бедренный компонент; б — эндопротез с опорной пластиной; в — ножка шейечной фиксации; г — поверхностный эндопротез

- Напряжения от суммарной осевой нагрузки (пресс-фит)



Распределённая **осевая нагрузка** → Низкие напряжения

Местные **переменные напряжения** → Более высокие напряжения

Рис. 5.3. Распределение напряжений в шейке бедренной кости (рисунок слева) и влияние шеечно-диафизарного угла на осевые (показано зеленым цветом) и переменные (показано красным цветом) максимальные контактные напряжения в условиях физиологической нагрузки на ножку Silent™ (указано стрелкой черного цвета на левом рисунке)

- Максимально возможная длина бедренного компонента и уровень резекции шейки бедренной кости (без контакта с латеральным кортикальным слоем):
 → максимизация длины контакта между ножкой и костью
 → минимизация напряжения в зоне контакта с костью

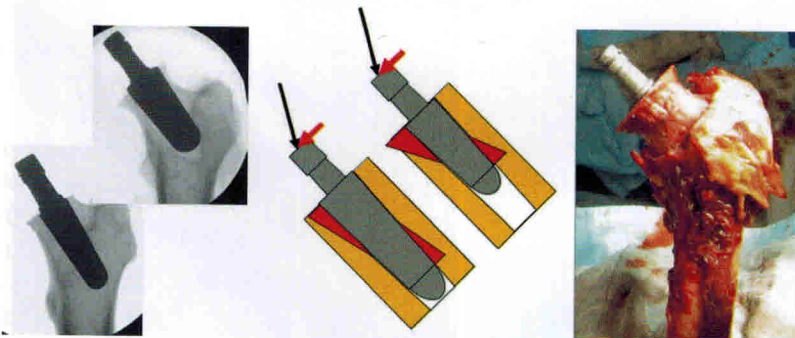


Рис. 5.4. Рекомендации по установке эндопротеза Silent™ заключались в использовании бедренного компонента максимальной длины (без касания латерального кортикального слоя) в целях сохранения плотной посадки. Это позволяет максимально увеличить длину контакта между ножкой и костью, минимизировать напряжение в зоне калькара и, как следствие, улучшить остеоинтеграцию и снизить риск перипротезных переломов

5.3. ДАННЫЕ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Ниже представлены результаты первого клинического исследования по оценке имплантата Silent™. Исследование было проспективным и проводилось на базе двух исследовательских центров в Германии (Хонль М.) и Австралии (Салливан Дж.). В рамках исследования оценивали клинические показатели (развитие осложнений, функцию тазобедренного сустава по шкале Харриса и оксфордской шкале) и данные рентгенографии (стандартная рентгенография и рентгеновская стереофотограмметрия через 3, 6, 12, 18, 24 и 60 мес после операции).

Функцию тазобедренного сустава оценивали по шкале Харриса и оксфордской шкале (до операции, а затем регулярно в течение 5 лет). В обеих странах исследование было одобрено местными этическими комитетами и регулирующими органами.

В исследование были включены пациенты с ОА тазобедренного сустава в возрасте 25–65 лет и массой тела <90 кг. Критерии исключения: значимая потеря костной ткани или выраженная деформация шейки бедренной кости, остеонекроз с распространением на шейку бедренной кости, *соха* (анатомический шейечно-диафизарный угол <125°), функциональный класс С по классификации Чарнли (Charnley), воспалительное поражение тазобедренного сустава или болезнь Педжета с поражением тазобедренного сустава.

За период с января по ноябрь 2003 г. эндопротез Silent™ Hip был установлен 41 пациенту. Для проведения рентгеновской стереофотограмметрии использовали танталовые маркеры, которые вводили в бедренную кость и прикрепляли к бедренному компоненту. Средний возраст пациентов составил 50,4 года (от 26 до 65 лет), среднее значение индекса массы тела составило 26,6 (от 19 до 37), 18 пациентов были женского пола, 23 — мужского. Причины дегенеративных изменений тазобедренного сустава были следующие: первичный ОА — 28 случаев, дисплазия — три случая, асептический некроз головки бедренной кости — шесть случаев, постинфекционные изменения — два случая, другие причины — два случая. Пациентам устанавливали эндопротезы с керамико-керамическими парами трения. Одному пациенту был установлен эндопротез с керамико-полиэтиленовой парой трения. Исследователи в Германии выполняли операцию из переднелатерального доступа и использовали головки диаметром 28 мм; австралийские исследователи использовали задний доступ и головки диаметром 32 мм.

Последнее контрольное обследование было проведено через 5 лет, при этом лишь один пациент был потерян для последующего наблюдения. Получены хорошие оценки по шкале Харриса и оксфордской шкале (рис. 5.5, 5.6). При рентгенографическом исследовании не обнаруживались прогрессирующие участки просветления в бедренной кости и наблюдалось увели-

Глава 6

Воспроизведение анатомии проксимального отдела бедренной кости с помощью индивидуальных бедренных компонентов

Эльхади Сарiali, Александр Мутте, Ксавье Флеше, Жан Ноэль Арженсон

6.1. ВВЕДЕНИЕ

Анатомия проксимального отдела бедренной кости при коксартрозе весьма индивидуальна [1–4]. Такая вариабельность может затруднить восстановление анатомии и биомеханики при ТЭТС с использованием стандартных серийных бедренных компонентов. Неудовлетворительное восстановление таких биомеханических параметров, как бедренный офсет, длина конечности и антеверсия бедренной кости, может привести к развитию таких осложнений, как хромота [5], нагрузка на края [6], импинджмент эндопротеза и вывихи [5]. Например, при уменьшении бедренного офсета на 15% наблюдается уменьшение плеча силы отводящих мышц и возникают затруднения при движении [7]. Это свидетельствует о важности восстановления бедренного офсета, особенно у молодых пациентов с высокими функциональными требованиями.

Стандартные ножки обычно выпускают с двумя вариантами шейчно-диафизарного угла и двумя вариантами бедренного офсета, что позволяет упростить воспроизведение анатомии

проксимального отдела бедренной кости при ТЭТС. Тем не менее восстановление индивидуальной антеверсии бедренной кости остается технически сложным, особенно при использовании бедренных компонентов бесцементной фиксации. По этой причине были разработаны бедренные компоненты с модульными шейками, которые позволяют восстановить биомеханические параметры (бедренный офсет, длина конечности и антеверсия бедренной кости) и снизить риск импинджмента эндопротеза. Однако модульные соединения подвергаются избыточной коррозии, что приводит к неприемлемой частоте переломов шейки эндопротеза и местных нежелательных реакций тканей на частицы износа металла [8], что препятствует широкому распространению таких конструкций. Было предложено использовать проксимально нагружаемые (с метафизарной фиксацией) индивидуальные бедренные компоненты, которые позволяют точно восстановить индивидуальные параметры биомеханики проксимального отдела бедренной кости [9]. При их использовании были получены отличные отдаленные результаты: показатель выживаемости эндопротеза в течение 20 лет составил 97%, в том числе у пациентов <50 лет, ведущих очень активный образ жизни [10].

Однако при использовании индивидуальных ножек необходимы 3D-визуализация и планирование, а их изготовление требует времени. Кроме того, индивидуальные ножки дороже, чем стандартные. Таким образом, оставалось неясным, в какой доле случаев показано использование индивидуальных ножек, позволяющих точно восстановить анатомию проксимального отдела бедренной кости. Для того чтобы ответить на этот вопрос, мы провели проспективное наблюдательное исследование (с января 2009 г. по ноябрь 2014 г.), в которое были включены все пациенты, перенесшие первичное ТЭТС с использованием 3D-планирования. Пациентам устанавливались бесцементные ножки анатомической формы с покрытием из гидроксиапатита и модульными шейками (серийный бедренный компонент SPS®, Symbios, Швейцария) или индивидуальные бедренные компоненты (Symbios, Switzerland).

6.2. МЕТОДЫ

Описание когорты. За период между 2009 и 2014 гг. последовательно поступавшим пациентам ($n = 578$) выполняли ТЭТС с использованием 3D-планирования. Операции выполняли из малоинвазивного прямого переднего доступа. В исследование было включено 284 женщины и 294 мужчины, средний возраст пациентов составил 61 год ($\pm SD$ 13), среднее значение индекса массы тела — $26,5 \pm 5$. С помощью 3D-реконструкции биомеханики тазобедренного сустава было выявлено, что имплантация индивидуаль-

ных бедренных компонентов показана 72 (12%) пациентам (40 женщин и 32 мужчины). Средний возраст этих пациентов составил 48 лет (SD 15,4), среднее значение индекса массы тела — $26,7 \pm 5$ кг/м²; 12 пациентов перенесли в анамнезе оперативные вмешательства на тазобедренном суставе. В группе индивидуального эндопротезирования наиболее часто наблюдались следующие патологии: врожденная дисплазия тазобедренных суставов — у 33 (46%) пациентов, первичный ОА — у 27 (38%) пациентов, асептический некроз — у шести (8%) пациентов и болезнь Легга—Кальве—Пертеса — у шести (8%) пациентов. В группе пациентов, которым имплантировали эндопротез SPS®, наиболее часто наблюдались первичный ОА (456 пациентов; 80%), врожденная дисплазия тазобедренных суставов (18 пациентов; 3,5%), асептический некроз (65 пациентов; 13%) и болезнь Легга—Кальве—Пертеса (6 пациентов; 1%). Пациенты в группе индивидуального эндопротезирования были значимо моложе ($p < 0,001$) и чаще страдали врожденной дисплазией тазобедренных суставов ($p < 0,001$). Всем пациентам имплантировали покрытый гидроксиапатитом вертлужный компонент (APRIL®, Symbios, Швейцария) с головкой и вкладышем из керамики Bioloх® delta (CeramTec, Германия). Головки диаметром 28 мм использовали в паре с чашками диаметром <44 мм, головки диаметром 32 — в паре с чашками диаметром <50 мм, а головки диаметром 36 мм — для чашек большего диаметра. Все операции выполнял один хирург (Сариали Э.). Пациентов укладывали на тракционный стол в положении лежа на спине, операцию выполняли из малоинвазивного прямого переднего доступа [11]. Перед операцией пациентам проводили низкодозную компьютерную томографию (КТ) [12], после чего с помощью программного обеспечения HIP-PLAN® выполняли 3D-планирование [13] и определяли размер и положение компонентов, а также прогнозировали возможные хирургические трудности. Исследование было выполнено в соответствии с требованиями французского закона о биоэтике (статья L.1121-1 закона № 2004—806 от 9 августа 2004 г.) и одобрено комитетом стационара по защите пациентов.

Планирование операции. Выполнялось моделирование имплантации вертлужного компонента. 3D-шаблон чашки позиционировали относительно медиальной стенки вертлужной впадины, не выходя за ее пределы. Чашку располагали так, чтобы она не выходила за края вертлужной впадины (во избежание импинджмента окружающих мягких тканей, в частности, сухожилия поясничной мышцы). Цель заключалась в восстановлении собственной антеверсии вертлужной впадины и достижении угла инклинации чашки 40° (рис. 6.1). У пациентов с врожденной дисплазией тазобедренных суставов планировали имплантацию чашки в положении стандартной антеверсии 20°. Размер бедренного компонента выбирали так, чтобы он максимально соответствовал метафизу и заполнял его. Для определения краниокаудального положения бедренного компонента использовали режим цветового изображения, отражающий плотность кости (на основе единиц Хаунсфилда) в

области контакта с ножкой. Предполагалось, что для достижения хорошей первичной механической стабильности бедренный компонент должен был контактировать с очень плотной (то есть кортикальной) костью, по меньшей мере в области латерального кортикального слоя и в зоне калькара (рис. 6.2). Кроме того, планировалось восстановить общий офсет тазобедренного сустава, который представляет собой сумму ацетабулярного и бедренного офсетов. Следует отметить, что при медиализации чашки (в целях обеспечения ее достаточного покрытия) требовалось равнозначно увеличить бедренный офсет, чтобы восстановить общий офсет. После моделирования имплантации чашки и ножки в процессе предоперационного планирования определяли четыре точки, необходимые для моделирования изменения анатомии тазобедренного сустава в ходе операции (рис. 6.3): 1) центры вертлужной впадины (Ac) и чашки (Cc). Вектор между точками Ac и Cc — смещение вертлужной впадины (AD); 2) центры головки бедренной кости (FHc) и головки бедренного компонента (FBc). Вектор между точками FHc и FBc — смещение головки бедренной кости (FHD). Общее смещение бедра (FD) определяли как сумму векторов AD и FHD. Цель заключалась в достижении $FD = 0$, то есть при отсутствии изменения собственных центров Ac и FHc при выполнении ТЭТС. Кроме того, проводился анализ ротации всей нижней конечности. В рамках анализа оценивали антеверсию вертлужной впадины, антеверсию шейки бедренной кости и угол направления стопы, который определяли как угол между межлодыжковой линией и задней мышечковой линией коленного сустава (рис. 6.4). Учитывая опубликованные данные о риске вывихов при выполнении ТЭТС из прямого переднего доступа [14], важно было восстановить собственную антеверсию бедренной кости, исключения составляли случаи, когда смещение бедра (FD) в ПЗ-направлении превышало 8 мм. Как правило, подобная ситуация наблюдалась в случаях, когда смещение центра ротации тазобедренного сустава кзади сочеталось с увеличением антеверсии бедренной кости. В этом случае использовался индивидуальный бедренный компонент с ретровертированной шейкой так, чтобы центр головки бедренного компонента совпадал с центром чашки (рис. 6.5). При уменьшении угла положения стопы антеверсию бедренной кости несколько уменьшали так, чтобы угол положения стопы составлял 15° . Для изменения длины шейки использовали головки типоразмеров -4 мм, 0 , $+4$ мм и $+8$ мм. Индивидуальный бедренный компонент использовали при невозможности 3D-реконструкции с помощью стандартной ножки (SPS®, Symbios SA). При этом мы использовали допуск 15% для офсета и длины и допуск 6 мм для смещения центра ротации тазобедренного сустава в переднезаднем направлении. Бедренный компонент конструировали так, чтобы он максимально заполнял метафиз (по 20 мм с каждой стороны от центра малого вертела). Рассчитывалась наименьшая длина ножки, позволяющая выдерживать усталостные испытания.

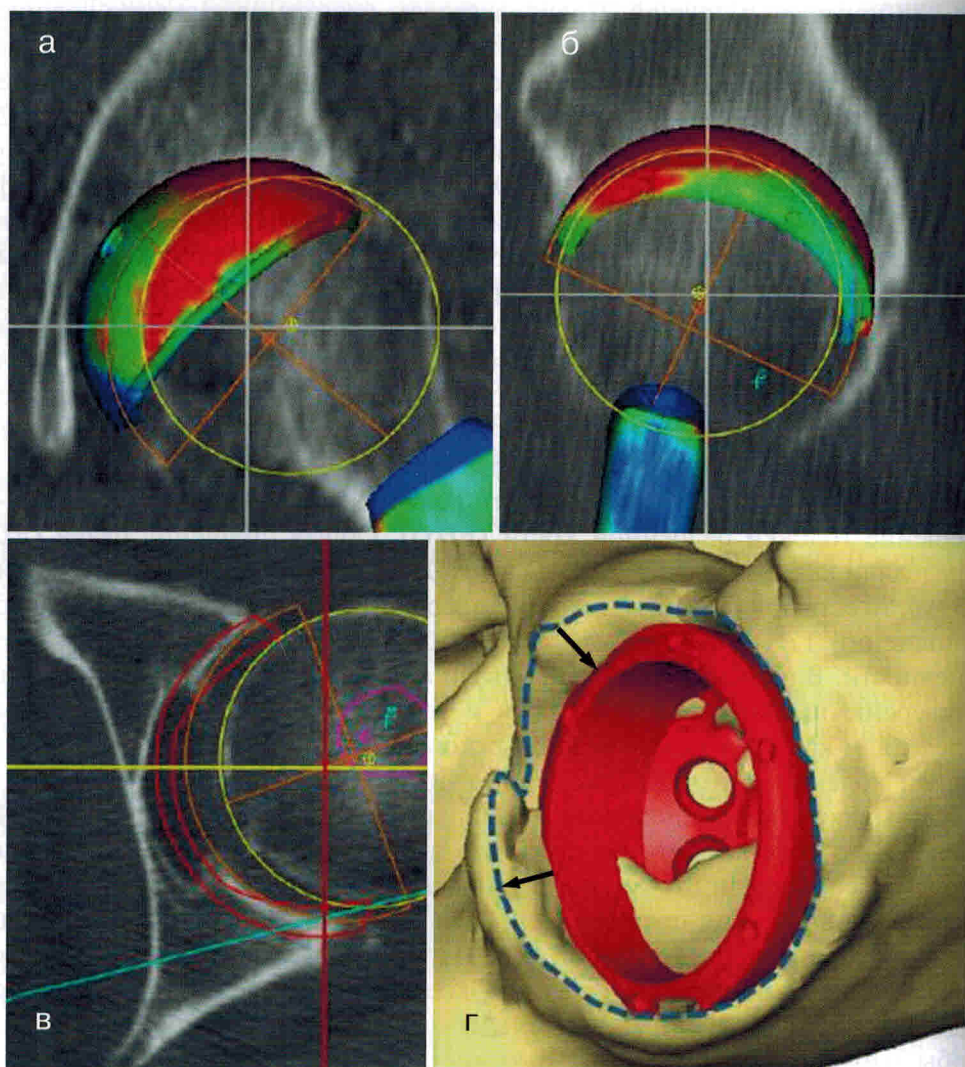


Рис. 6.1. Моделирование положения чашки. Изображения во фронтальной (а), сагитальной (б), аксиальной (в) плоскостях и трехмерное изображение (г). По нашим расчетам, для достижения первичной стабильности чашка должна контактировать с плотной костью по меньшей мере в трех точках: две стенки и крыша вертлужной впадины. Трехмерное положение чашки определяли путем измерения расстояния от края чашки до костного края вертлужной впадины, прежде всего по отношению к двум ее стенкам (указано стрелками черного цвета) и латеральной части крыши

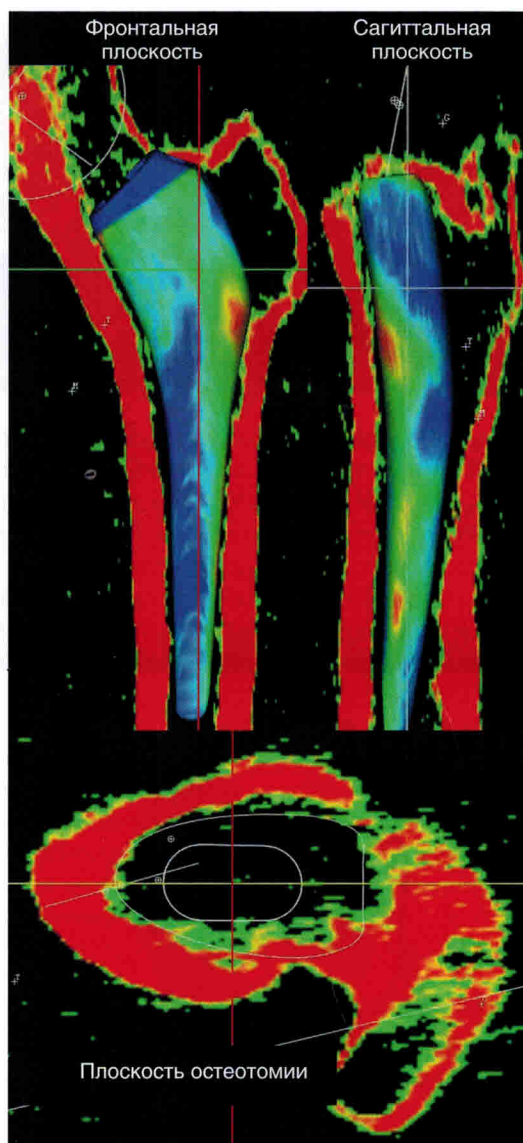


Рис. 6.2. Трехмерное планирование установки бедренного компонента с выполнением анализа во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Вид в плоскости остеотомии использовали во время операции для контроля торсии бедренного компонента

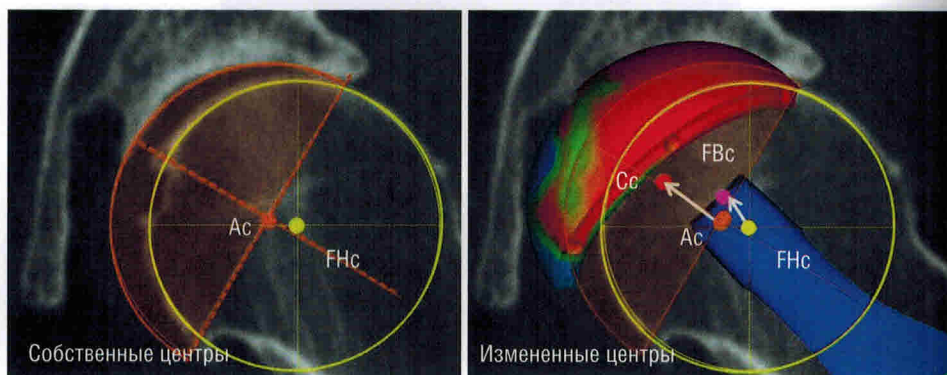


Рис. 6.3. Определяли центры собственной вертлужной впадины (Ac) и головки бедренной кости (FHc). Расстояние между этими двумя точками обозначали как исходное смещение, которое соответствует износу суставных поверхностей. Определяли центры вертлужного компонента (Cc) и головки бедренного компонента (FBc). Вектор AcCc обозначали как смещение вертлужной впадины (AD). Вектор FHcFBc обозначали как смещение головки бедренной кости (FHD). Общее смещение бедренной кости (FD) определяли как сумму значений AD и FHD. Целевое значение $FD = 0$. Моделирование имплантации головки длинной шейки

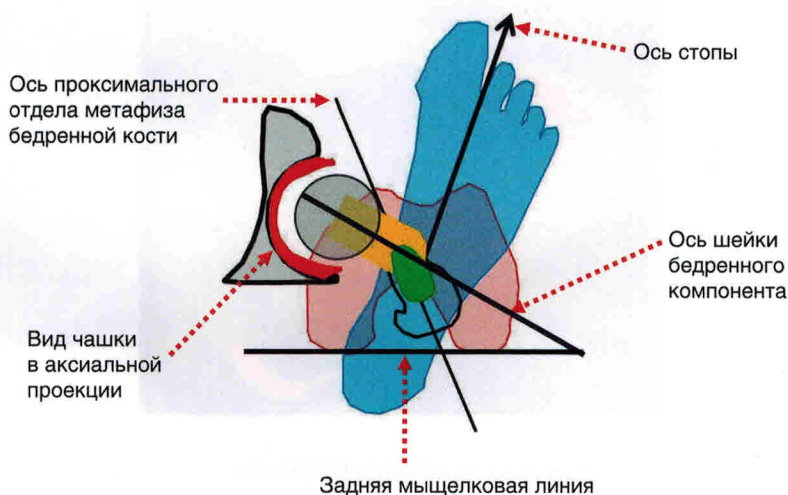


Рис. 6.4. Анализ торсии нижней конечности, в том числе оценка антеверсии вертлужной впадины, антеверсии бедренной кости и направления стопы

Хирургическая техника. Во всех случаях операцию выполняли из малоинвазивного прямого переднего доступа. Чашку располагали относительно медиальной стенки вертлужной впадины на одном уровне с «фигурой слезы».

Глава 13

Современные методы визуализации при планировании индивидуального эндопротезирования тазобедренного сустава и оценке позвоночно-тазовых взаимоотношений при нестабильности эндопротеза

Омар А. Бехери, Лазарос Поултсайдс, Джонатан М. Вигдорчик

Основные положения

- Цель использования индивидуальных компонентов при ТЭТС — воспроизведение нормальной анатомии тазобедренного сустава, улучшение функционального результата и увеличение выживаемости имплантата.
- Стандартная рентгенологическая оценка включает рентгенографию таза в ПЗ-проекции и рентгенографию тазобедренного сустава в аксиолатеральной проекции (*cross-table lateral view*); такая оценка позволяет оценить анатомические особенности и подобрать размер компонентов, но не учитывает положение тазобедренных суставов в разных положениях тела.

- При стандартной установке вертлужного компонента в «безопасной зоне» не учитываются позвоночно-тазовые взаимоотношения и динамика ориентации вертлужного компонента, что влияет на функцию и стабильность тотального эндопротеза тазобедренного сустава.
- В последнее время приобрела популярность панорамная рентгенография в положениях сидя и стоя, она позволяет определить наилучшее индивидуальное положение компонентов, поскольку установлено высокое соответствие между патологиями тазобедренного сустава и позвоночника.
- Могут также использоваться методы 3D-визуализации на основе поперечных срезов или 2D/3D-реконструкции, которые позволяют лучше оценить анатомические особенности, подобрать размер компонентов и их положение.
- Послеоперационные КТ-изображения могут использоваться для оценки точности и качества персонализированной имплантации компонентов эндопротеза.

13.1. ВВЕДЕНИЕ

Результат ТЭТС в значительной степени зависит от правильного выбора имплантата и точного позиционирования бедренного и вертлужного компонентов. Предоперационное планирование с помощью шаблонов и рентгенограмм имеет решающее значение, а точное выполнение плана позволяет обеспечить наилучшую стабильность имплантата и работу пар трения. Обзорные рентгенограммы традиционно используются для планирования операции, а также для послеоперационного контроля и оценки положения компонентов в пределах давно определенных «безопасных зон». Однако с ростом знаний об оптимальном позиционировании имплантата с учетом динамики позвоночно-тазового комплекса стали популярны более совершенные методы рентгенологической оценки. Поскольку анатомия и функциональная кинематика тазобедренного сустава отличаются разнообразием, оптимальное положение компонентов тотального эндопротеза весьма индивидуально. Следовательно, первостепенное значение приобретает использование усовершенствованных методов оценки позиционирования имплантатов.

13.2. ИНДИВИДУАЛЬНОЕ ТОТАЛЬНОЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Индивидуальные методики имплантации компонентов эндопротеза тазобедренного сустава разрабатываются в целях профилактики остаточных осложнений, которые наблюдаются при стандартном эндопротезировании.

Одной из причин неудовлетворительного результата стандартного эндопротезирования тазобедренного сустава является неблагоприятное взаимодействие между компонентами эндопротеза (например, краевая нагрузка и импиджмент эндопротеза). Это прежде всего связано с тем, что стандартная методика подразумевает системный и обобщенный подход к шаблонированию и последующей имплантации компонентов тотального эндопротеза тазобедренного сустава (одинаковое позиционирование имплантатов у всех пациентов) без учета уникальных индивидуальных анатомических и биомеханических особенностей сустава и динамики позвоночно-тазового комплекса. Для решения этих проблем и улучшения результатов ТЭТС были разработаны персонализированные методики эндопротезирования суставов. Это позволило изменить систему представлений о ТЭТС.

Цель индивидуального ТЭТС заключается в воспроизведении нормальной анатомии и биомеханики тазобедренного сустава, что позволяет обеспечить более физиологичную имплантацию и улучшить функциональный результат, повысить удовлетворенность пациента и увеличить выживаемость эндопротеза. Расширение объема знаний о влиянии динамики позвоночно-тазового комплекса на стабильность тотального эндопротеза тазобедренного сустава играет важную роль в персонализации ТЭТС. Более подробные сведения об эволюции эндопротезирования тазобедренного сустава (от традиционного системного подхода до современных методик индивидуального КВ) приведены в главе 3 «Эндопротезирование тазобедренного сустава: прошлое, настоящее и будущее». Переход от стандартного, системного подхода к индивидуальной имплантации компонентов эндопротеза тазобедренного сустава требует разработки надежных методов послеоперационного рентгенологического исследования и методов оценки точности и качества индивидуального эндопротезирования тазобедренного сустава.

13.3. СТАНДАРТНАЯ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА

При стандартной рентгенологической оценке выполняют рентгенографию в разных проекциях для получения информации о патологии тазобедренного сустава, осевых взаимоотношениях конечности, анатомии и морфологии кости, а также о ее качестве. Послеоперационная рентгенография позволяет оценить положение имплантата, выявить наличие перипротезных переломов и реактивных костных изменений (например, остеолиз и явления адаптивного ремоделирования). Рентгенологическое исследование обычно более легко выполнимо и менее затратно по сравнению с более продвинутыми методами визуализации, но не позволяет получить подробную информацию о важных анатомических особенностях, таких как антеверсия шейки бедренной кости и функциональная ориентация вертлужной впадины.

13.3.1. Рентгенография таза в переднезадней проекции

Рентгенографию таза в ПЗ-проекции выполняют в положении лежа на спине или стоя с внутренней ротацией обеих стоп на 15° для получения боковой проекции шейки бедренной кости, антеверсия которой составляет в среднем 15° . Для того чтобы правильно оценить положение имплантата на рентгенограмме таза в ПЗ-проекции, важно соблюдать правильную технику и использовать метку известного размера (обычно 25 мм), которую располагают как можно ближе к тазобедренному суставу для калибровки размера и повышения точности увеличения. Центр ротации тазобедренного сустава — это центр ротации головки бедренного компонента, сочленяющегося с вертлужным компонентом. Для оценки длины ног проводят горизонтальную линию, соединяющую «фигуры слезы» (или седалищные бугры), после чего сравнивают длину перпендикуляров между этой линией и опорными точками на проксимальном отделе бедренной кости (как правило, малый вертел).

Для определения угла отведения вертлужного компонента (в статичном положении лежа на спине или стоя) проводят горизонтальную линию, соединяющую «фигуры слезы», и измеряют острый угол с линией, соединяющей верхний и нижний края чашки (рис. 13.1, а). Кроме того, угол антеверсии чашки в статичном положении лежа на спине или стоя можно измерить по рентгенограмме таза в ПЗ-проекции с помощью одного из многочисленных методов, таких как метод Левиннека, основанный на математической формуле [1] (рис. 13.1, б), или с помощью соответствующего программного обеспечения. Размер и посадку ножки можно оценить, зная размер имплантата и предполагаемый метод фиксации. Варусное или вальгусное положение ножки можно оценить по отклонению ножки от оси бедренной кости, а бедренный офсет оценивают по расстоянию от центра ротации тазобедренного сустава до оси бедренной кости. Версию бедренного компонента (в статичном положении лежа на спине или стоя) можно оценить по рентгенограмме таза в ПЗ-проекции по методу Вебера (Weber) и соавт. [2]. При использовании этого метода версия бедренного компонента рассчитывается на основе ротационного изменения измеренного шеечно-диафизарного угла ножки по следующей формуле: версия ножки = $\arccos$ (измеренный шеечно-диафизарный угол / истинный шеечно-диафизарный угол имплантата). Существует другой метод измерения версии бедренного компонента по рентгенограмме тазобедренных суставов в ПЗ-проекции, выполненной в положении сидя [такая называемая проекция Будина (Budin)] [3]. КТ — стандартный метод измерения анатомической антеверсии бедренного компонента (по отношению к задней мышечковой линии).

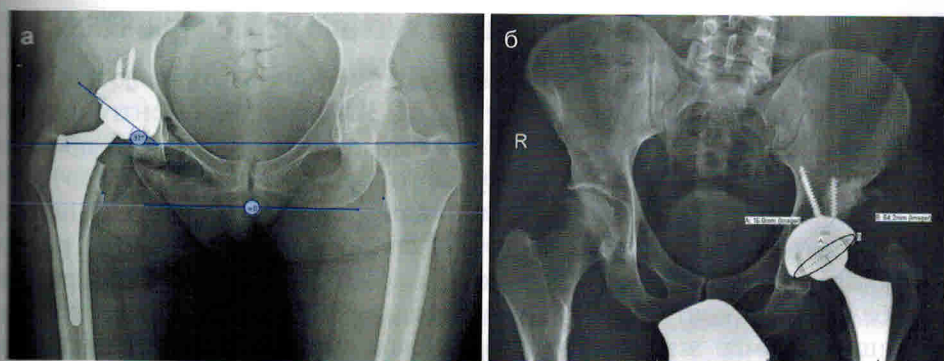


Рис. 13.1. а — оценка инклинации вертлужного компонента на рентгенограмме таза в прямой проекции, выполненной в положении лежа на спине, с использованием горизонтальной линии, соединяющей «фигуры слезы»; б — угол антеверсии вертлужного компонента, рассчитанный по методу Левиннека [версия = арксинус (короткая ось/длинная ось)], составил приблизительно 25°

13.3.2. Рентгенограммы в аксиолатеральной проекции и проекции в положении «лягушки»

Рентгенография в аксиолатеральной проекции (cross-table lateral view) выполняется в положении лежа на спине, исследуемую конечность ротируют внутрь на 15°, а контралатеральную ногу сгибают в тазобедренном и коленном суставах. Центральный луч направляют на головку бедренной кости под углом 45° во фронтальной плоскости (во избежание захвата контралатерального тазобедренного сустава). В этой проекции можно измерить статичную антеверсию вертлужного компонента в положении лежа на спине как угол между линией, проведенной вдоль среза вертлужного компонента, и перпендикуляром к горизонтальной плоскости [по методу Бу (Woo) и Морри (Morrey)]. Однако результат измерений может быть неточным, поскольку он зависит от наклона таза, который может измениться при сгибании противоположного бедра. Этой проблемы позволяет избежать более новый метод оценки антеверсии, где в качестве ориентира используется продольная ось седалищной кости [4]. Аксиолатеральная проекция позволяет также оценить посадку бедренного компонента и его угловое положение в ПЗ-проекции, однако проекция в положении «лягушки» обеспечивает лучшую визуализацию проксимального отдела бедренной кости. При этой укладке ногу пациента сгибают в тазобедренном суставе и отводят под углом 45°, центральный луч направляют на головку бедренной кости. Проекция в положении «лягушки» дает боковой вид проксимального отдела бедренной кости, но не вертлужного компонента.

13.3.3. Недостатки стандартной рентгенологической оценки

Стандартные методы рентгенологической оценки не позволяют в полной мере оценить некоторые важные аспекты. Так, обычная рентгенограмма представляет собой 2D-изображение. Рентгенограмма таза в ПЗ-проекции позволяет разместить шаблон вертлужного компонента только во фронтальной плоскости. Толщина и ширина передней и задней стенок не визуализируются и, следовательно, не учитываются при определении размера вертлужного компонента с помощью шаблона. Хотя знание диаметра головки бедренной кости позволяет довольно воспроизводимо определить подходящий размер шаблона чашки, аксиальные изображения позволяют лучше визуализировать переднюю и заднюю стенки вертлужной впадины и, следовательно, более точно подобрать размер шаблона.

Помимо этого, стандартная рентгенография позволяет получить только статические ориентиры инклинации и антеверсии вертлужной впадины, что означает допущение о фиксированном положении вертлужной впадины. Рентгенография таза в ПЗ-проекции (в положении лежа на спине или стоя) не позволяет выявить изменения инклинации и антеверсии вертлужной впадины в зависимости от положения таза (перекос, наклон или ротация при осевой нагрузке). Кроме того, статические изображения не позволяют оценить динамические взаимоотношения между вертлужной впадиной, тазом и позвоночником, которые меняются в зависимости от положения тела. Индивидуальные физиологические или патологические особенности подвижности позвоночно-тазового комплекса могут влиять на положение чашки. Следовательно, при игнорировании этих особенностей и имплантации чашки в «безопасной зоне» Левиннека (инклинация $40 \pm 10^\circ$ и антеверсия $15 \pm 10^\circ$) возникает риск нестабильности, импинджмента и краевой нагрузки [1]. Так, в большой когорте пациентов, перенесших ТЭТС ($n = 9784$), 5% вывихов произошли в «безопасной зоне» [5].

Стандартная обзорная рентгенография не позволяет в полной мере оценить качество имплантации при персонализированном ТЭТС. Показано, что послеоперационные рентгенограммы не позволяют с достаточной точностью оценить качество восстановления биомеханических параметров тазобедренного сустава (медиальный бедренный офсет и длину бедренной кости) и не дают полную информацию о том, воспроизведена ли анатомия тазобедренного сустава и установлен ли имплантат в соответствии с индивидуальной динамикой позвоночно-тазового комплекса. Например, на обзорной рентгенограмме неясно, ориентирована ли чашка параллельно поперечной связке вертлужной впадины, точно ли скорректирована антеверсия (с учетом тугоподвижности поясничного отдела позвоночника) и соответствует ли антеверсия шейки эндопротеза собственной антеверсии бедренной кости. Недостатки статичной, 2D-рентгенографии, касающиеся послеоперационной оценки индивидуального эндопротезирования, заставляют использовать более совершенные методики визуализации.

13.4. РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА С УЧЕТОМ СОВРЕМЕННЫХ ПРЕДСТАВЛЕНИЙ

Динамические взаимоотношения между тазом и поясничным отделом позвоночника влияют на положение вертлужного компонента и, следовательно, на стабильность тотального эндопротеза тазобедренного сустава. Патология тазобедренного сустава часто сочетается с патологией поясничного отдела позвоночника, а тугоподвижность или анкилоз в поясничном отделе позвоночника сопровождаются повышением риска нестабильности после ТЭТС [6, 7]. Это требует тщательной рентгенологической оценки, анализа параметров позвоночно-тазовых взаимоотношений и исследования кинематики позвоночно-тазового комплекса в ходе предоперационного планирования (выбор конструкции и положения вертлужного компонента и оценка индивидуальной «безопасной зоны»). Традиционно при определении индивидуальной антеверсии чашки в качестве ориентира используют поперечную связку вертлужной впадины, однако тазобедренный сустав нестабилен, а функциональная антеверсия вертлужной впадины может зависеть от наклона таза [8].

13.4.1. Панорамная рентгенография в положениях сидя и стоя

Хотя полноразмерная рентгенография в боковой проекции в положениях сидя и стоя не является стандартным методом исследования, ее часто выполняют для оценки изменений позвоночно-тазовых параметров, что особенно важно при обследовании пациентов с патологией поясничного отдела позвоночника или при оценке положения вертлужного компонента в случаях рецидивирующей нестабильности эндопротеза [9, 10]. Известно, что у пациентов с тугоподвижностью или анкилозом позвоночника, перенесших вывих эндопротеза, наблюдается ограничение сгибания позвоночника, уменьшение изменений наклона таза и увеличение амплитуды сгибания бедра при переходе из положения стоя в положение сидя [11]. Панорамные рентгенограммы в положениях сидя и стоя могут быть выполнены на кассетах форматом 36 дюймов или по возможности с помощью устройства для стереорентгенографии EOS™ (EOS™ Imaging, Париж, Франция) (рис. 13.2, а–г). Получает распространение динамическая визуализация, в том числе боковые проекции в положении сидя согнувшись и стоя на одной ноге с имитацией подъема по лестнице. Такие изображения позволяют лучше оценить функциональные положения тазобедренного сустава и динамику позвоночно-тазового комплекса, например, при индивидуальном планировании имплантации компонентов с помощью системы OPS™ [12].



Рис. 13.2. Полноразмерные рентгенограммы в переднезадней (а, в) и боковой (б, г) проекциях, выполненные в положениях стоя и сидя

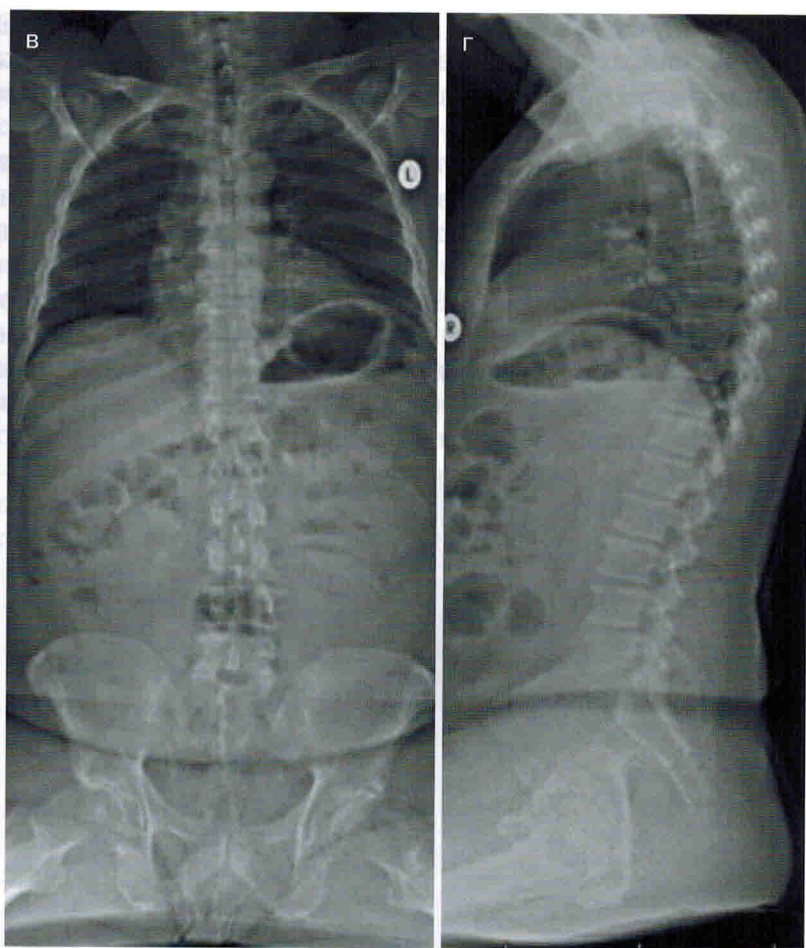


Рис. 13.2. Окончание

На панорамных рентгенограммах в боковой проекции в положениях сидя можно измерить и проанализировать несколько позвоночно-тазовых параметров (рис. 13.3):

- а — наклон таза (PT — *Pelvic Tilt*) или версия таза — угол между вертикальной осью и линией, соединяющей центр замыкательной пластинки тела позвонка S_1 и центр головки бедренной кости. Наклон таза увеличивается по мере ретроверсии таза при переходе из положения стоя в положение сидя;
- б — SS (*Sacral Slope*) — угол между горизонтальной линией и линией, проведенной параллельно замыкательной пластинке тела позвонка S_1 . Этот параметр уменьшается в процессе ретроверсии таза;
- в — PI — сумма значений SS и PT или угол между линией, соединяющей головку бедренной кости и центр замыкательной пластинки S_1 ,

Глава 19

Индивидуальное одномыщелковое эндопротезирование коленного сустава

Этьен Л. Бельзиль, Мишель Анже, Мартин Бедар

Основные положения

- Современная медицина предполагает снижение стоимости хирургического вмешательства при одновременном улучшении функциональных возможностей пациента и результата его лечения.
- Новый всплеск внимания к методике КВ возродил принцип минимизации биомеханических изменений при выполнении эндопротезирования коленного сустава.
- Использование индивидуальных имплантатов при выполнении одномыщелкового эндопротезирования коленного сустава (ОЭКС) — многообещающая стратегия, которая объединяет имеющиеся данные и новые разработки в соответствии с разнообразием функциональных фенотипов коленного сустава.

19.1. ВВЕДЕНИЕ

Индивидуализация имплантатов для ОЭКС — новый принцип хирургии, направленный на воспроизведение анатомии и морфологии при минимальном изменении биомеханики коленного сустава. Сочетание преимуществ индивидуальных инструментов (PSI) одноразового использования и индивидуальных конструкций

привело к разработке уникальной системы имплантатов для ОЭКС. Индивидуализация ОЭКС дает хирургу возможность точно восстановить морфологию бедренной и большеберцовой костей у каждого пациента, компенсируя при этом потерю хряща. Использование индивидуальных имплантатов позволяет лучше восстановить естественную кинематику коленного сустава. Современные готовые системы ОЭКС созданы на основе здоровых коленных суставов с морфологически стандартными бедренными и большеберцовыми костями разных размеров и имеют соответствующую механику. Большинство одномышелковых эндопротезов коленного сустава имеют идеализированную или упрощенную биомеханику медиального отдела. Хирургическая техника требует правильного позиционирования имплантата для обеспечения наилучшей функции медиального или латерального отдела. Согласно предварительным данным, 10-летняя выживаемость эндопротезов без ревизий составляет от 85 до 98% [1–4]. По данным систематических обзоров, имеющиеся конструкции не превосходят друг друга, позволяют получить сходный функциональный результат и имеют сходный риск ревизионных вмешательств [5, 6]. Согласно последним данным, имплантаты с фиксированными вкладышами характеризуются сходной выживаемостью [7, 8].

Несмотря на попытки описать морфологию мышелков бедренной кости как простую геометрическую форму, следует признать, что медиальный и латеральный мышелки различаются по ширине, радиусу кривизны и рисунку J-образной кривой [9–11]. Готовые имплантаты не могут в полной мере учесть эти различия [12]. Описать все возможные морфологические варианты не представляется возможным. Именно поэтому при разработке имплантатов незначительные различия в морфологии бедренной или большеберцовой кости усредняются или игнорируются. Показано, что индивидуальные имплантаты обеспечивают статистически лучшее покрытие кости, что важно в условиях все возрастающих требований к прецизионности [12]. Недавно было выполнено исследование по оценке нормальных параметров дистального отдела бедренной кости с использованием статистических моделей формы [13]. Кроме того, разработаны [14] и внедрены в клиническую практику [15] индивидуальные имплантаты для ОЭКС.

Зачем искать решения? Сегодня наиболее частыми причинами неудовлетворительного результата ОЭКС являются, помимо инфекционных осложнений, износ полиэтилена [6, 16], прогрессирование ОА и асептическое расшатывание компонентов эндопротеза [17, 18]. По данным многоцентрового ретроспективного исследования, авторы которого оценили 559 случаев ОЭКС, наиболее важной причиной асептического расшатывания была неправильная установка имплантата, а 10-летняя выживаемость эндопротезов составила $83,7 \pm 3,5\%$ [19]. Авторы выявили следующие факторы, связанные с ухудшением показателей выживаемости эндопротеза: изменение высоты суставной щели на >2 мм, изменение медиального наклона тиббиального кон-

компонента на $>3^\circ$, задний наклон тиббиального компонента $>5^\circ$ или изменение заднего наклона на $>2^\circ$, угол расхождения между тиббиальным и бедренным компонентами $>6^\circ$.

19.2. ОБОСНОВАНИЕ ЦЕЛЕСООБРАЗНОСТИ ИНДИВИДУАЛИЗАЦИИ ОДНОМЫШЕЛКОВОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА

Большинство пациентов с ОА медиального отдела коленного сустава имеют варусную ось конечности еще до развития дегенеративных изменений. По этой причине, вероятно, нет необходимости в формировании нейтральной оси конечности. Индивидуальные конструкции, используемые при медиальном ОЭКС, предназначены для восстановления угла НКА от 2 до 3° [20–22].

Программное обеспечение позволяет правильно определить положение индивидуального имплантата, что, как было показано, играет основную роль в оптимизации области контактного давления между бедренным и большеберцовым компонентами [23]. В ходе предоперационного планирования можно измерить и скорректировать области контактного давления. Кроме того, при изготовлении компонентов можно учесть высоту суставного пространства протезированного сустава. Это позволяет обеспечить посадку имплантата на уровне (или максимум на 1 мм ниже) хряща латерального отдела [11] и избежать различий по высоте >2 мм, что, как было показано, негативно влияет на выживаемость имплантата [19]. Необходимо стремиться к тому, чтобы после окончательной цементной фиксации имплантата можно было использовать полиэтиленовый вкладыш толщиной 7 или 8 мм [16]. Индивидуальные резекционные блоки позволяют точно определить высоту пластины и выполнить резекцию в соответствии с предоперационным планом.

19.3. ПРОБЛЕМЫ, КОТОРЫЕ ПОЗВОЛЯЕТ РЕШИТЬ ИНДИВИДУАЛЬНОЕ ОДНОМЫШЕЛКОВОЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА

Использование индивидуальных одномышелковых эндопротезов коленного сустава позволяет решить две проблемы. Во-первых, индивидуальное ОЭКС позволяет точно воспроизвести кривизну и морфологию мышелка бедренной кости, а также наклон плато большеберцовой кости пациента, обеспечив тем самым естественное натяжение связок во всем диапазоне движений. Действительно, достижение правильного баланса связок по-прежнему является сложной задачей для хирурга. Индивидуальные конструкции им-

плантатов позволяют достичь полной амплитуды движений без напряжения связок при любом варианте анатомии коленного сустава [24].

Во-вторых, точная обработка кости необходима для установки имплантата в соответствии с планом и измерениями. Усовершенствованные инструменты и направлятели позволяют избежать осложнений, связанных с позиционированием имплантата. По всей вероятности, правильное позиционирование имплантата и реконструкция собственной суставной поверхности позволяют снизить риск преждевременного расшатывания имплантата [14] и ускорить восстановление паттерна ходьбы [25].

19.4. ОСНОВНЫЕ ПОКАЗАНИЯ И ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ

Идеальный кандидат для индивидуального ОЭКС — это любой пациент с патологией одного отдела коленного сустава без нарушения целостности крестообразных и коллатеральных связок. Классические показания к ОЭКС с использованием готовых имплантатов давно определены [26], а рекомендации по индивидуальному ОЭКС не отличаются. Правильный выбор пациента по-прежнему остается основным условием успешного проведения этого типа операции. Среди противопоказаний к выполнению ОЭКС можно отметить следующие: остеонекроз, препятствующий фиксации имплантата; местные злокачественные новообразования; активная инфекция; воспалительный артрит; ограниченный объем движений в предоперационном периоде; деформации $>10^\circ$; однополюсный дефект кости >5 мм.

19.5. ПРОЦЕСС

После стандартного сбора анамнеза и полного клинического обследования выполняют рентгенографию нижних конечностей по всей длине стоя (в ПЗ-проекции) и оценивают степень сужения суставной щели и механическую ось бедренной и большеберцовой костей. После подтверждения показаний к проведению индивидуального ОЭКС выполняют рентгенографию коленных суставов в положении разгибания в прямой проекции с вальгусной нагрузкой [27]. Этот прием позволяет получить информацию о невовлеченном отделе сустава [28] и количественно оценить относительное изменение суставной щели с пораженной стороны при полном натяжении коллатеральной связки. После этого выполняют КТ или МРТ пораженного коленного сустава. Изображения преобразовывают в 3D-объекты. С помощью патентованной технологии создают индивидуальную модель имплантата. Затем для каждого случая на 3D-принтере изготавливают индивидуальные направлятели резекции бедренной и большеберцовой костей.

Бедренный и большеберцовый компоненты изготавливают в соответствии с предоперационным планом, составленным хирургом, техником и инженером. Лечащий врач должен утвердить окончательный предоперационный план до того, как будут изготовлены индивидуальные направлятели резекции и имплантаты. Полиэтиленовые вкладыши изготавливают в диапазоне толщины от 5 до 9 мм. Все компоненты и направлятели резекции изготавливают в течение 2–6 нед после обследования пациента.

19.6. ДАННЫЕ, ПОДТВЕРЖДАЮЩИЕ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ОПИСЫВАЕМОГО ПОДХОДА

В современной литературе практически не описан опыт использования индивидуальных компонентов для ОЭКС, поскольку это направление только начинает развиваться. Выживаемость готовых систем ОЭКС составляет 10–15 лет, о чем свидетельствуют данные многочисленных исследований [7, 8, 29]. Согласно результатам анализа походки, ОЭКС с применением готовых имплантатов позволяет в большей степени нормализовать походку, чем ТЭКС [30]. К сожалению, ОЭКС с использованием готовых компонентов не всегда позволяет восстановить нормальный характер ходьбы [25]. Индивидуальные имплантаты для ОЭКС, изготовленные на 3D-принтере, позволяют воспроизвести нормальную анатомию коленного сустава и теоретически восстановить нормальный характер ходьбы, поскольку физиологическое натяжение связок сохраняется во всем диапазоне движений.

По данным исследования по оценке результатов ОЭКС с использованием индивидуальных направлятелей (PSI), доля переломов большеберцовой кости составила 3,3%, а доля отклонений в сагиттальной плоскости — 16,4% [31]. Хотя некоторые авторы не выявили преимуществ PSI [32, 33], другие наблюдали существенное улучшение результатов [34]. В частности, получены многообещающие ранние результаты использования BUKS™ (Bodycad, Канада, пров. Квебек), системы для индивидуального ОЭКС [35]. Поскольку большинство технических ошибок совершаются хирургами [36], а правильность выполнения ОЭКС зависит от хирургического опыта [37, 38], PSI может иметь большое значение для неопытного хирурга [39, 40].

19.7. ЭКОНОМИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ

В настоящее время нет опубликованных исследований по оценке индивидуального ОЭКС и исследований экономической эффективности PSI при ОЭКС.

19.8. РАЗБОР КЛИНИЧЕСКОГО СЛУЧАЯ

Пациент 56 лет обратился с жалобами на боль в левом коленном суставе и хромоту. После реабилитационных мероприятий и применения некоторых пероральных нестероидных противовоспалительных препаратов отмечалась положительная динамика. В дальнейшем пациент стал отмечать усиление боли после длительной ходьбы и при длительном пребывании в положении стоя. Со слов пациента, он не испытывает дискомфорта в положении сидя, но ощущает острую боль при вставании.

При осмотре определяется левосторонняя хромота без варусного искривления в коленном суставе при осевой нагрузке. Неравенства длины ног не выявлено. Сила мышц голени — в пределах нормы. Движения в тазобедренном суставе безболезненны и в полном объеме. Амплитуда сгибания в левом коленном суставе составляет от 5 до 110°. На рентгенограмме коленного сустава с вальгусной нагрузкой (при сгибании 0°) определяется раскрытие медиальной суставной щели на 5 мм. Результаты других тестов на стабильность связок коленного сустава были в пределах нормы, с «жесткой» конечной точкой.

19.9. ДАННЫЕ ПРЕДОПЕРАЦИОННОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

При рентгенографии (рис. 19.1) выявлено сужение суставной щели в медиальном отделе. Кроме того, в рамках предоперационного планирования была выполнена рентгенография ног по всей длине и рентгенография коленных суставов с вальгусной нагрузкой (рис. 19.2).

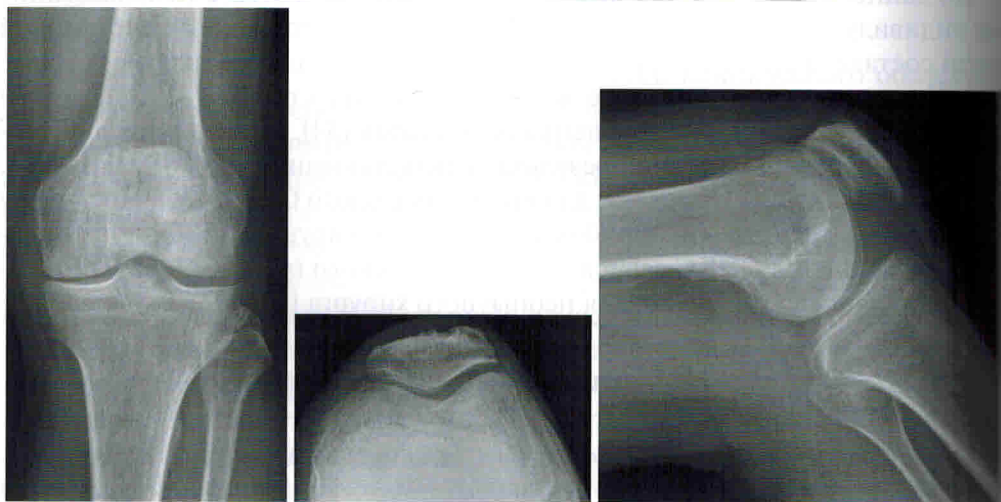


Рис. 19.1. Рентгенограммы, подтверждающие сужение суставной щели в медиальном отделе

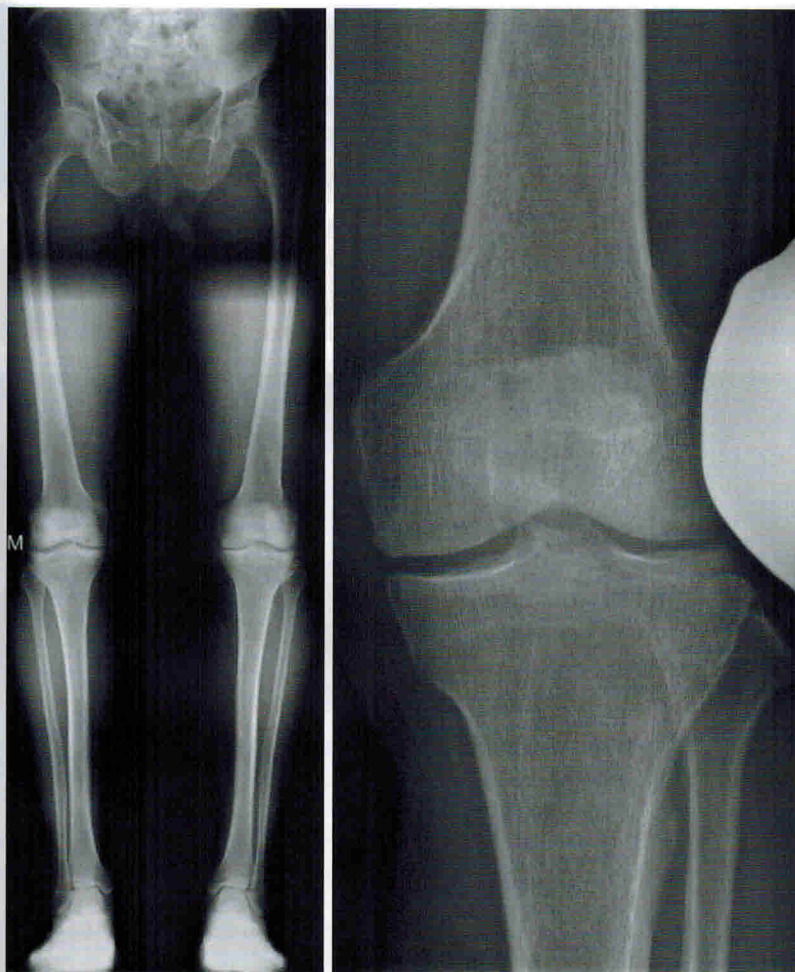


Рис. 19.2. Рентгенограммы нижних конечностей по всей длине и коленного сустава с нагрузкой, выполненные в рамках предоперационного планирования

19.10. ОПИСАНИЕ ОПЕРАЦИИ

Выполняют разрез кожи длиной 8–12 см вдоль медиального края сухожилия колени (как при стандартном ОЭКС) (рис. 19.3, а). Предпочтительно использовать малоинвазивный медиальный парapatеллярный доступ без повреждения четырехглавой мышцы. Этот доступ позволяет обеспечить достаточный обзор медиального отдела коленного сустава (рис. 19.3, б). Операция может выполняться и из стандартного доступа. Решение об использовании малоинвазивного доступа в целях снижения травматизации мягких тканей принимает хирург.

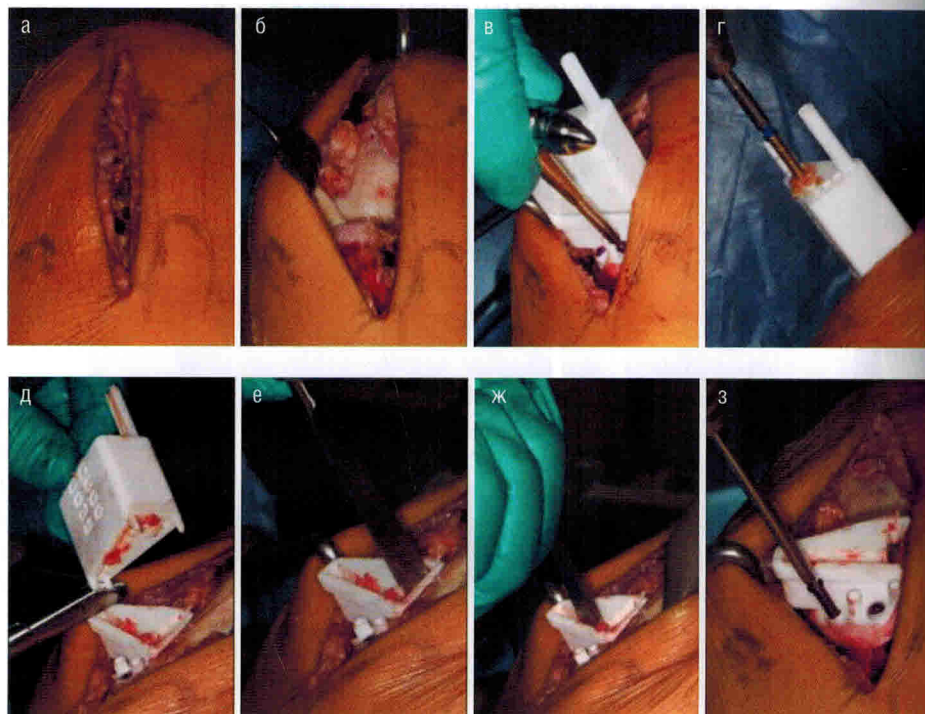


Рис. 19.3. Резекция большеберцовой кости: а — медиальный разрез кожи в области левого коленного сустава; б — медиальная артротомия; в — фиксация резекционного блока с помощью винтов; г — просверливание отверстий в кости; д — разъединение резекционного блока; е — вертикальная остеотомия с помощью остеотома с делениями; ж — горизонтальная остеотомия с помощью остеотома; з — удаление резекционного блока

Согласно методике, в первую очередь необходимо выполнить субперистальный доступ к переднемедиальной поверхности проксимального отдела большеберцовой кости, чтобы обеспечить правильную установку индивидуальных направителей резекции, изготовленных из нейлона на 3D-принтере. Неправильная установка резекционного блока и, как следствие, неправильное позиционирование инструмента приведут к ошибкам при резекции кости. Если из стандартного доступа не удастся подтвердить правильность установки резекционного блока, рекомендуется обеспечить лучший обзор операционного поля, удливив кожный разрез. Положение резекционного блока оценивают с помощью стоматологического крючка, края блока должны плотно прилегать к кости. Правильно установленный резекционный блок фиксируют к кости с помощью 2–3 кортикальных винтов диаметром 3,5 мм (рис. 19.3, в).

После этого выполняют резекцию большеберцовой кости с помощью дрели, вводя сверло в каждое отверстие направителя (рис. 19.3, г). Для повышения устойчивости резекционного блока первое сверло можно оставить в первом отверстии, а для просверливания остальных отверстий может ис-

пользоваться второе сверло. После просверливания всех отверстий резекционный блок разделяют (рис. 19.3, д), после чего завершают резекцию большеберцовой кости (в аксиальном и сагиттальном направлениях) с помощью прямого остеотома с делениями (рис. 19.3, е, ж). Затем винты удаляют, а резекционный блок утилизируют (рис. 19.3, з).

Резецированную часть большеберцовой кости удаляют с помощью костных кусачек (рис. 19.4, а). Затем на проксимальную поверхность большеберцовой кости помещают валидатор резекции (предоставляется в каждом случае) и оценивают, выполнена ли резекция кости в соответствии с планом (рис. 19.4, б). Рукоятка валидатора тибиальной резекции оснащена отверстием, которое позволяет установить стандартный экстрамедуллярный выравнивающий стержень для оценки плоскости резекции большеберцовой кости.

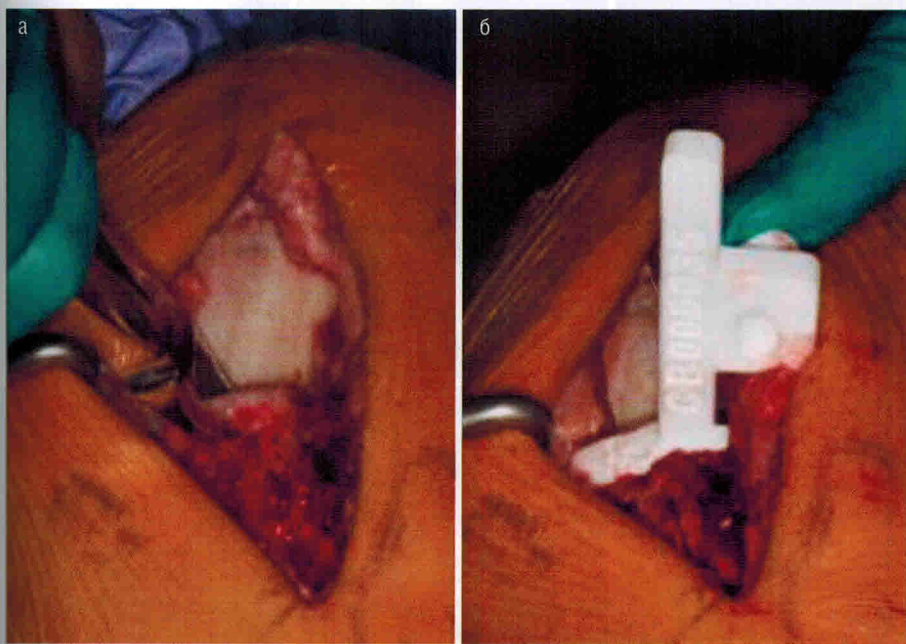


Рис. 19.4. Удаление резецированной части большеберцовой кости (а) и подтверждение резекции с помощью валидатора (б)

При подготовке бедренной кости также используется индивидуальный резекционный блок, однако его устанавливают непосредственно на твердую склерозированную кость мыщелка. С помощью костной ложки с медиального мыщелка бедренной кости удаляют всю оставшуюся хрящевую ткань. Положение резекционного блока оценивают с помощью стоматологического крючка, края блока должны прилегать к кости плотно, не образуя пустот.

После этого резекционный блок фиксируют к бедренной кости с помощью кортикальных винтов диаметром 3,5 мм (рис. 19.5, а). Как и при ре-