

Глава 55

Чрескожная надлодыжечная остеотомия и остеосинтез аппаратами Илизарова/Тейлора

S. Robert Rozbruch

Надлодыжечная остеотомия (НЛО) применяется для восстановления анатомии голеностопного сустава и стопы за счет коррекции деформации в области голеностопного сустава. Показаниями к операции являются неправильно сросшиеся переломы, тугие ложные суставы, неправильно консолидированный артродез голеностопного сустава, остеоартроз голеностопного сустава с изменением положения таранной кости, деформации, обусловленные неравномерным преждевременным закрытием ростковой зоны, и наследственные и врожденные дефекты развития.^{1,2}

НЛО как метод лечения может применяться изолированно или сочетаться с другими вмешательствами, как, например, дистракционный остеосинтез голеностопного сустава, артродез голеностопного сустава или одновременное удлинение голени. Коррекция деформации при НЛО может проводиться одномоментно или постепенно, для фиксации фрагментов применяются наружные и внутренние фиксаторы, методика операции предполагает применение закрытой, открытой или нейтральной клиновидной остеотомии. При небольшой и умеренно выраженной вальгусной деформации голеностопного сустава традиционно применяется открытое вмешательство с использованием медиальной закрытой клиновидной остеотомии с одномоментной коррекцией деформации и внутренней фиксацией фрагментов, однако данная методика имеет ряд ограничений и недостатков. К последним относятся необходимость открытого вмешательства и применения металлоконструкций, ограниченность коррекции и невозможность что-либо исправить в послеоперационном периоде.

НЛО может выполняться и чрескожно с последующей фиксацией аппаратами Илизарова или Тейлора (Smith&Nephew, Memphis, TN). Циркулярная рама аппарата монтируется с учетом имеющейся деформации (во фронтальной, сагиттальной и аксиальной плоскостях). Затем чрескожно выполняется собственно НЛО. Путем изменения положения элементов системы аппарат-кость достигается одномоментная или постепенная коррекция деформации. Методика позволяет корри-

гировать все компоненты деформации и потому обладает высокой гибкостью. В установке внутренних фиксирующих конструкций нет необходимости, что очень важно при наличии у пациента в анамнезе очага инфекции в зоне вмешательства. При плохом качестве кожных покровов данная методика также обладает преимуществами, поскольку не сопряжена с необходимостью выполнения обширных хирургических доступов и установки массивных внутренних металлоконструкций. Данная методика с успехом применяется при сложных деформациях в косых плоскостях, сочетающихся с ротационным компонентом. Высокая стабильность аппарата внешней фиксации обычно позволяет пациентам практически сразу нагружать конечность по мере переносимости такой нагрузки.

Настоящая глава посвящена клиническим показаниям, особенностям предоперационного планирования, технике вмешательства и послеоперационному лечению пациентов при использовании чрескожной НЛО с фиксацией аппаратами Илизарова/Тейлора.

Клинические показания

Неправильно сросшиеся переломы

Неправильная консолидация перелома большеберцовой кости в дистальной трети является причиной неправильного перераспределения нагрузки в голеностопном суставе и приводит к развитию посттравматического остеоартроза.^{1,3,4} Вальгусные деформации обычно компенсируются за счет инверсии в подтаранном суставе, однако так или иначе они все равно со временем приводят к изнашиванию суставного хряща голеностопного сустава. Варусная деформация переносится гораздо сложнее, поскольку возможности ее компенсации за счет эверсии заднего отдела стопы достаточно ограничены. Рекурвационная деформация приводит к частичному открытию суставной поверхности таранной

кости и компенсаторной эквинусной контрактуры голеностопного сустава. Прокурвационная деформация ограничивает тыльное сгибание голеностопного сустава и приводит к развитию переднего импинджмента.⁴ При неправильно сросшихся переломах нередко можно наблюдать деформации в косых плоскостях, ротационные и боковые деформации.

Компонентами неправильно сросшихся переломов на уровне средней и дистальной трети костей голени могут быть варусная деформация и смещение по ширине, в таких случаях их центр ротации и угловой деформации (center of rotation and angulation, CORA)^{4,5} или вершина деформации может располагаться в надлодыжечной области. НЛО в таком случае является наиболее подходящим способом коррекции этих деформаций, поскольку надлодыжечная область — это метафизарная зона, ранее не подвергавшаяся повреждению и обладающая по сравнению с зоной перелома лучшим потенциалом для консолидации (рис. 55.1).

Целью операции является коррекция деформации как во фронтальной, так и сагиттальной плоскости. Задачей лечения, таким образом, является достижение значений латерального дистального тибального угла (LDTA) 90° (рис. 55.2, а) и переднего дистального тибального угла (ADTA) 80°^{4,5} (рис. 55.2, б). Применение аппаратов Илизарова/Тейлора особенно показано для постепенной коррекции любой степени сложности деформаций в косых плоскостях.⁶⁻⁸

Методика также позволяет купировать симптомы сопутствующего дегенеративного поражения голеностопного сустава. Одновременно с НЛО при необходимости и в качестве еще одного уровня коррекции деформации можно выполнить дистракционный остеосинтез голеностопного сустава⁹ (рис. 55.3) или его артродез (рис. 55.4).

Тугой ложный сустав

В данной группе будут рассмотрены аналогичные неправильно сросшимся переломам типы деформаций. Постепенная коррекция деформаций прекрасно подходит и для лечения гипертрофических ложных суставов, сопровождающихся деформацией сегмента.^{8,10,11} Зона ложного сустава в таких случаях представлена фиброзно-хрящевой тканью, которая обладает возможностью перестройки в костную ткань. Однако для адекватной консолидации ложного сустава не хватает стабильности и нормальных анатомических взаимоотношений фрагментов. Постепенная дистракция при данном типе ложного сустава позволяет добиться восстановления нормальной анатомической оси сегмента и костного сращения ложного сустава. Ложный сустава в данном случае играет роль костного регенерата, в результате чего происходит костное сращение. При необходимости удлинения сегмента не более чем на 1,5 см последнее сле-

дует выполнять на уровне ложного сустава. Если необходимо более значительное удлинение, то для этого выполняется дополнительная остеотомия. Эффективность методики удлинения, разработанной Илизаровым, была подтверждена в целом ряде исследований.^{1,6,8} Принципиальным преимуществом НЛО является отсутствие необходимости открытого вмешательства в зоне ложного сустава, где кожные покровы зачастую не отличаются высоким качеством и имеется гипертрофированная костная мозоль, а также выполнение удлинения за счет открытой клиновидной остеотомии. Это особенно актуально в дистальной трети голени, где запас мягких тканей весьма невелик. Данная методика непригодна для лечения болтающихся атрофических ложных суставов, в меньшей степени она применима при инфицированных псевдартрозах.

Неправильно сросшийся артродез голеностопного сустава

Неправильно сросшийся артродез голеностопного сустава можно корригировать с использованием НЛО.¹⁰⁻¹² В таких случаях остеотомию можно выполнять максимально дистально, поскольку риск пенетрации спицами полости голеностопного сустава отсутствует. Методика позволяет корригировать все виды деформаций, в том числе переднее смещение таранной кости (рис. 55.5). При необходимости удлинения последнее можно выполнить на уровне этой же остеотомии либо выполнив остеотомию в проксимальном отделе большеберцовой кости.

Остеоартроз голеностопного сустава, сопровождающийся деформацией

Дегенеративное поражение голеностопного сустава может сопровождаться угловой деформацией на уровне дистальной трети большеберцовой кости.¹³ При этом может сформироваться наклон таранной кости и снижение высоты суставной щели на одной из сторон голеностопного сустава. В подобной ситуации НЛО может применяться для восстановления нейтрального относительно оси большеберцовой кости положения таранной кости.^{2,14,15} НЛО может сочетаться с дистракцией голеностопного сустава^{9,10} (рис. 55.3).

Деформации голеностопного сустава и стопы

В качестве примера можно рассмотреть ревматоидный артрит, при котором может наблюдаться вальгусная деформация голеностопного сустава с плосковальгусной

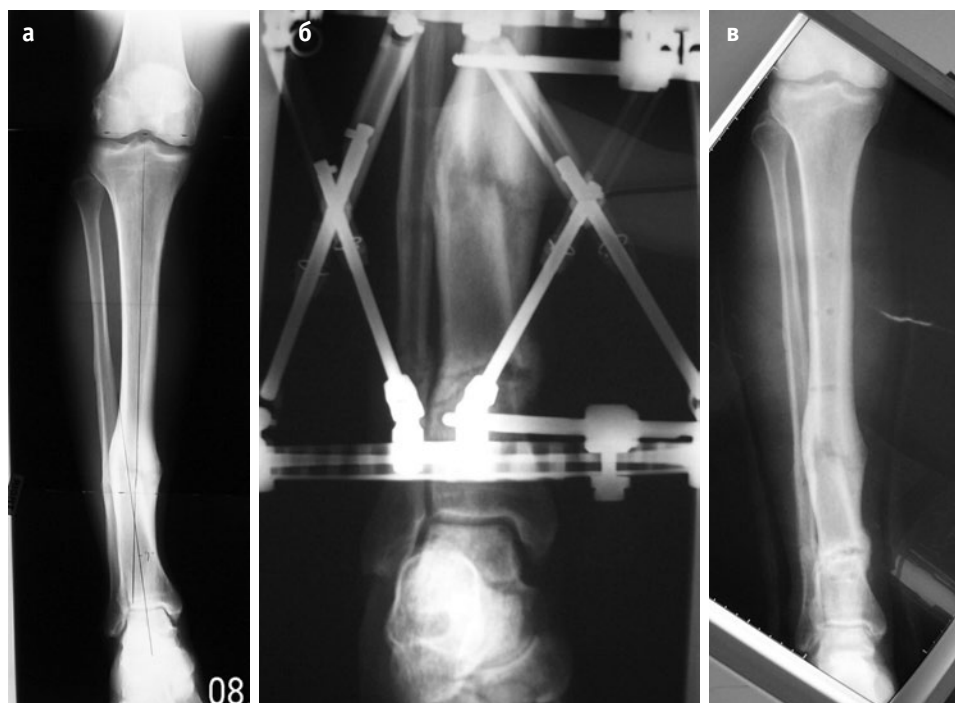


Рисунок 55.1. 35-летний мужчина с неправильно сросшимся 15 лет назад переломом большеберцовой кости, обратился с жалобами на боль в области голеностопного сустава и наличие деформации голени. (а) На предоперационной рентгенограмме в прямой проекции видна варусная деформация большеберцовой кости на границе средней и дистальной трети. В связи с наличием смещения на уровне перелома по ширине вершина деформации располагается в надлодыжечной зоне. (б) Рентгенограмма в прямой проекции после выполнения НЛО и завершения фазы дистракции. (в) Рентгенограмма через год после операции: ось большеберцовой кости восстановлена.

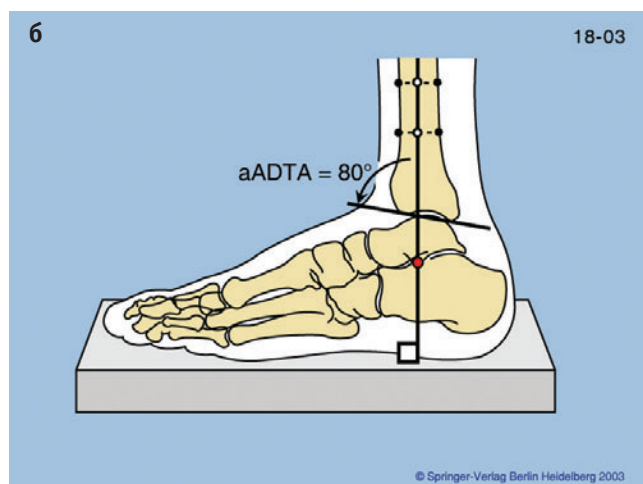
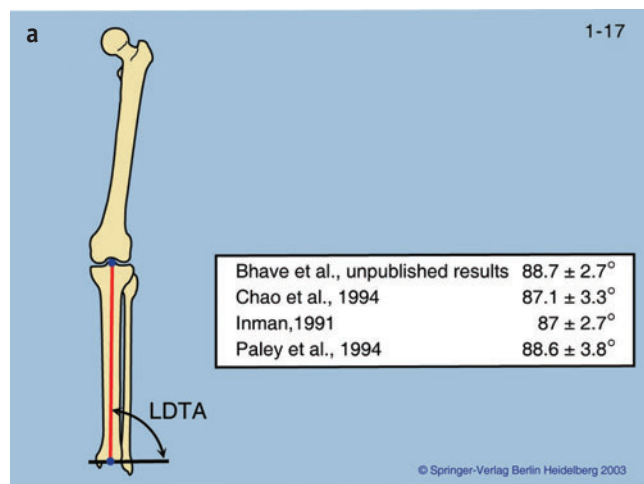


Рисунок 55.2. (а) Нормальное значение латерального дистального тибального угла (LDTA). (б) Нормальное значение переднего дистального тибального угла (ADTA) (Из Scuderi GR, Tria AJ Jr, Berger RA (eds.), MIS Techniques in Orthopedics. New York: Springer, 2006, печатается с согласия Springer Science+Business Media, Inc.).

деформацией стопы и отведением переднего отдела стопы (рис. 55.6). В таких случаях НЛО может применяться для коррекции (и даже небольшой гиперкоррекции) вальгусной деформации голеностопного сустава. Кроме того, для некоторой компенсации плосковальгусной деформации стопы и отведенного переднего от-

дела стопы можно выполнить внутреннюю ротацию дистального фрагмента на уровне остеотомии.^{14,16} Коррекция деформаций стопы за счет высоких (над уровнем голеностопного сустава) остеотомий является довольно мощным инструментом, поскольку она вызывает значительные изменения анатомии и биомеханики стопы.

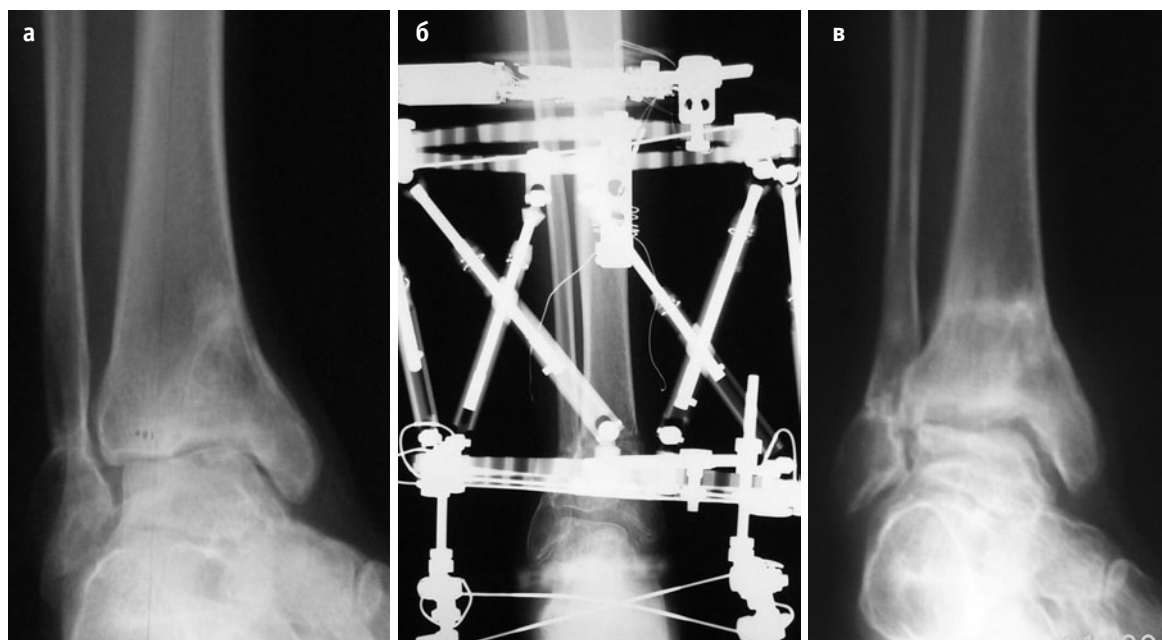


Рисунок 55.3. 20-летняя женщина с посттравматическим остеоартрозом голеностопного сустава. (а) На предоперационной рентгенограмме в прямой проекции наблюдается варусный наклон таранной кости и наличие значительного дефекта внутренней суставной поверхности голеностопного сустава. (б) Рентгенограмма после НЛО, направленной на нормализацию положения таранной кости, и дистракции голеностопного сустава. (в) Рентгенограмма через два года после операции: нормальная ось голеностопного сустава и увеличение высоты суставной щели.

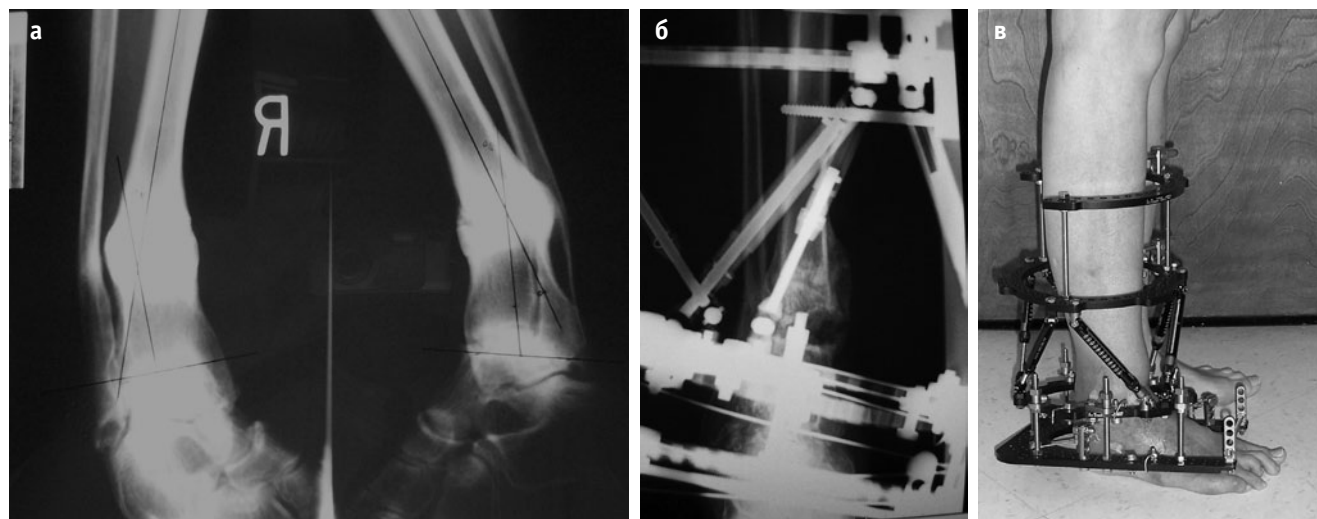


Рисунок 55.4. 50-летняя женщина с неправильно сросшимся переломом дистальной трети костей голени и выраженным дегенеративным изменением голеностопного сустава. (а) На предоперационной рентгенограмме в прямой и боковой проекциях наблюдается варусно-рекурвационная деформация костей голени и явления остеоартроза голеностопного сустава. (б, в) Рентгенограмма в прямой проекции и внешний вид конечности после выполнения артродеза голеностопного сустава с одновременной выполненной НЛО для постепенной коррекции деформации аппаратом Тейлора.

Ее возможности ограничены лишь желанием избежать формирования косога направления суставной щели голеностопного сустава. Однако при артродезах голеностопного сустава и коррекции артродезов направление суставной щели голеностопного сустава уже не является сколь бы то ни было значимой проблемой.

Деформация, связанная с преждевременным закрытием ростковой зоны

Асимметричное повреждение дистальной зоны роста большеберцовой кости может развиваться вследствие ее травмы или инфекционного поражения. Резуль-

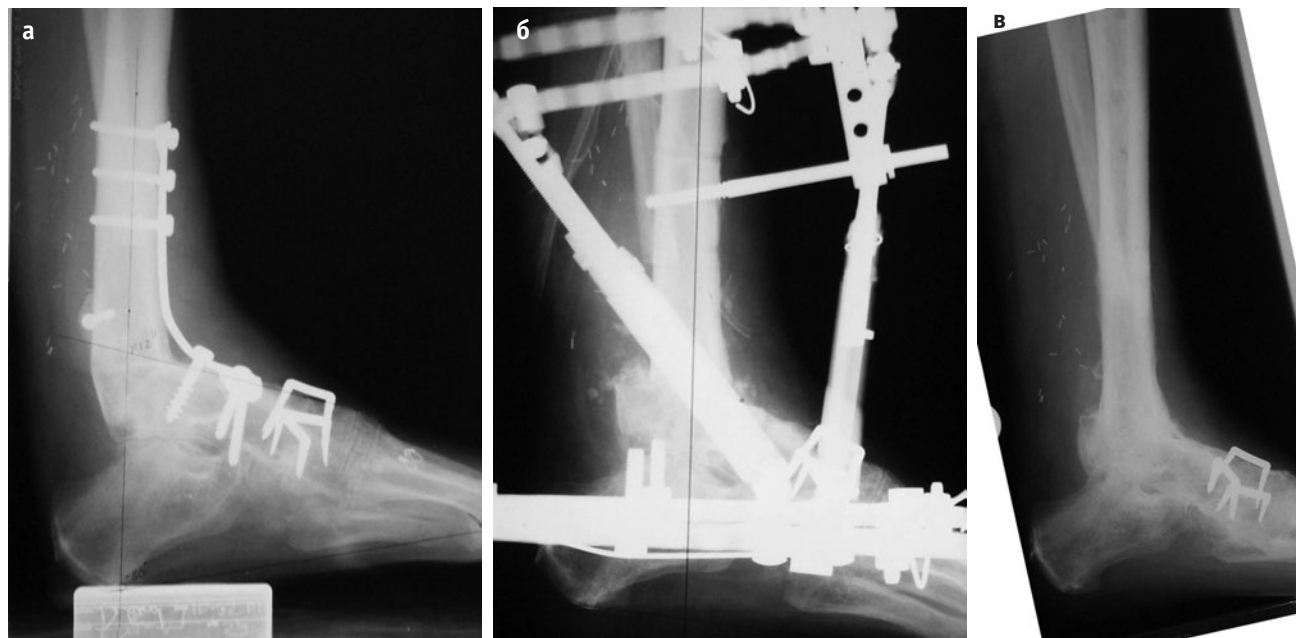


Рисунок 55.5. 40-летняя женщина с неправильно сросшимся артродезом голеностопного сустава. (а) На рентгенограмме в боковой проекции наблюдается переднее смещение таранной кости. (б) Рентгенограмма в боковой проекции после НЛО и постепенной коррекции в аппарате Тейлора. (в) Рентгенограмма через год после операции.

татом этого является деформация и укорочение голени. Дистальная зона роста большеберцовой кости определяет около 40% роста большеберцовой кости в длину (рис. 55.7).

Наследственные и врожденные деформации

Нейромышечные заболевания

Асимметричная тяга расположенных в области голеностопного сустава мышц может приводить к формированию деформации этого сустава.¹⁷ Подобное явление наблюдается, например, при болезни Шарко–Мари–Тута, когда вначале наблюдается эквиноварусная деформация стопы, а затем и наклон таранной кости, который еще более усиливает варусную деформацию. Аналогичная картина может наблюдаться при повреждении нервов. Вальгусные деформации нередко наблюдаются при миеломенингоцеле.^{18,19} У пациентов с церебральным параличом²⁰ и агенезией крестца можно наблюдать наружные ротационные деформации.

Фиброзная дисплазия и болезнь Оллье

Эти опухолеподобные заболевания нередко сопровождаются развитием деформаций. Причиной этих де-

формаций скорее всего является поражение ростковой зоны. Деформации голеностопного сустава, обусловленные нарушениями дистальной зоны роста большеберцовой кости, можно корректировать выполнением НЛО. Если уровень остеотомии располагается в зоне пораженной при болезни Оллье, то в последующем в этой зоне формируется нормальная здоровая костная ткань.

Ахондроплазия

Кроме варусных деформаций на уровне проксимального отдела большеберцовой кости при этом заболевании также нередко наблюдаются варусные деформации и на уровне дистального отдела голени. Для коррекции всех этих деформаций и удлинения конечности выполняются остеотомии на двух уровнях, в т.ч. НЛО.

Предоперационное планирование

Клиническое обследование

Собирая анамнез, хирург должен обратить внимание на характер ранее полученных костных и мягкотканых повреждений в данной области, перенесенных хирургических вмешательств, наличие инфекционных осложнений и применение для их лечения антибактериальных препаратов. Высокоэнергетические повреждения

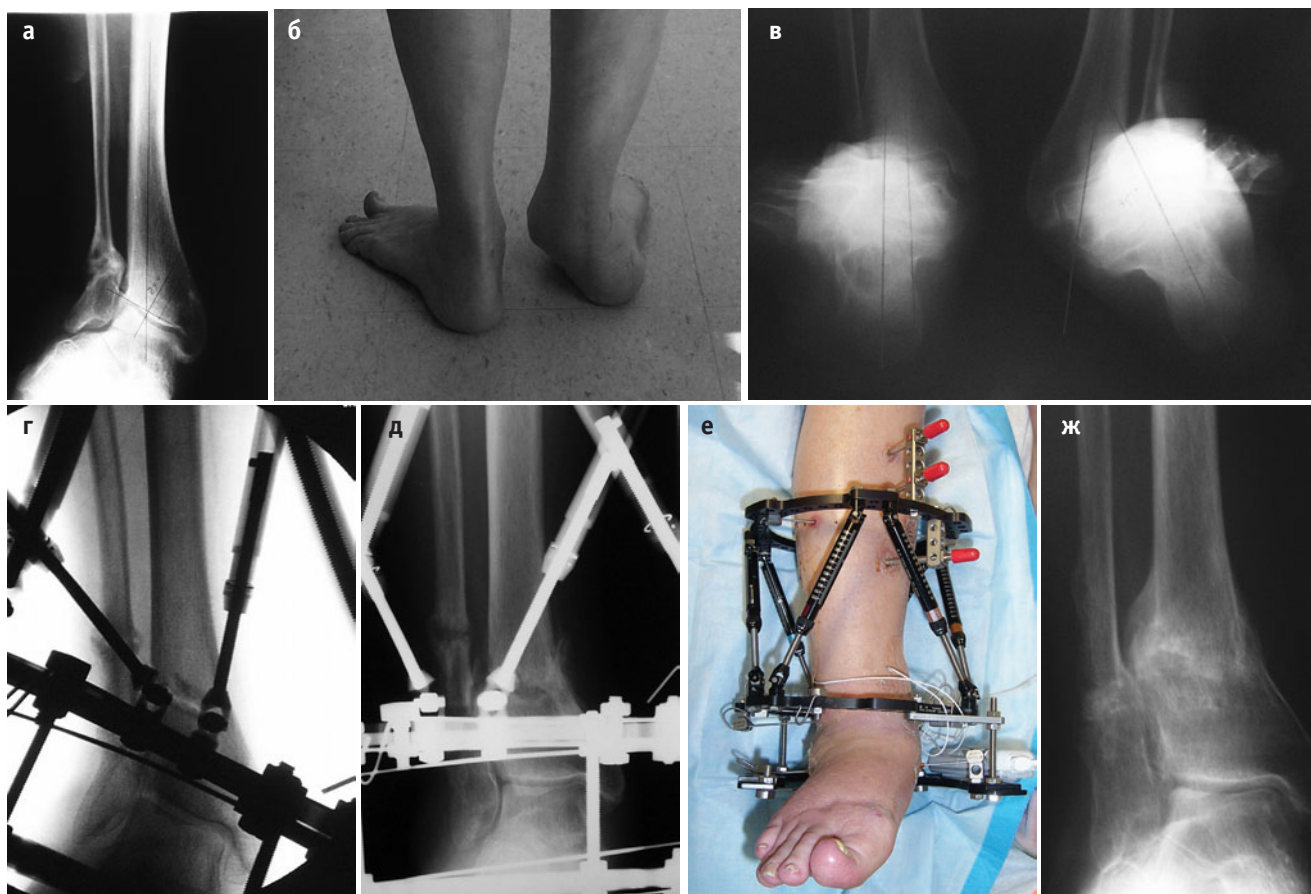


Рисунок 55.6. 77-летняя женщина, страдающая ревматоидным артритом, сопровождающимся деформацией голеностопного сустава и стопы. (а) На предоперационной рентгенограмме в прямой проекции наблюдается вальгусная деформация голеностопного сустава. (б) Внешний вид стопы сзади: вальгусная деформация голеностопного сустава и заднего отдела стопы, отведение переднего отдела стопы. (в) Рентгенограмма в проекции по Saltzman. Обратите внимание, что вершина деформации находится в надлодыжечной области. (г) Рентгенограмма после НЛО и остеосинтеза аппаратом Тейлора, наложенным с учетом имеющейся деформации. (д) Рентгенограмма по окончании фазы дистракции, достигнута коррекция деформации. (ж) Рентгенограмма через один год после операции: консолидация остеотомии.

и открытые переломы сопряжены, как правило, с более высоким риском развития инфекции. Также необходимо выяснить, беспокоит ли пациента боль в спине, обусловленная разницей в длине конечностей, пользуется ли он ортопедической обувью, беспокоит ли его имеющаяся деформация. При наличии вальгусной или варусной деформации голеностопного сустава пациенты зачастую отмечают ощущение повышенного давления соответственно на внутреннюю или наружную часть стопы. При укорочении конечности нередко жалобы на боль в нижней части спины и в области противоположного тазобедренного сустава. Если в случае инфицированного ложного сустава применяются антибиотики, то необходимо прекратить их прием за шесть недель до предполагаемой операции, это позволит в ходе операции получить более достоверные данные бактериологического исследования. К отмене антибиотиков следует относиться с известной долей осторожности и в случае отмены постоянно наблюдать за состоянием пациен-

тов, особенно это касается соматически отягощенных пациентов, страдающих сахарным диабетом или получающих иммуносупрессивную терапию. Также хирург должен обратить внимание на выраженность болевого синдрома, применение наркотических анальгетиков и возможность самостоятельного передвижения с или без вспомогательных средств опоры.

В ходе физикального обследования хирург должен обратить внимание на признаки деформации и укорочения конечности в положении стоя и при ходьбе. Неспособность нагружать конечность является признаком нестабильного ложного сустава. Внешний осмотр конечностей сзади позволяет выявить деформации во фронтальной плоскости. Степень укорочения конечности оценивается с помощью блоков, подкладываемых в положении стоя под стопу укороченной конечности и одновременного определения симметричности стояния гребней подвздошных костей. Осмотр сбоку позволяет выявить деформации в сагиттальной плоскости

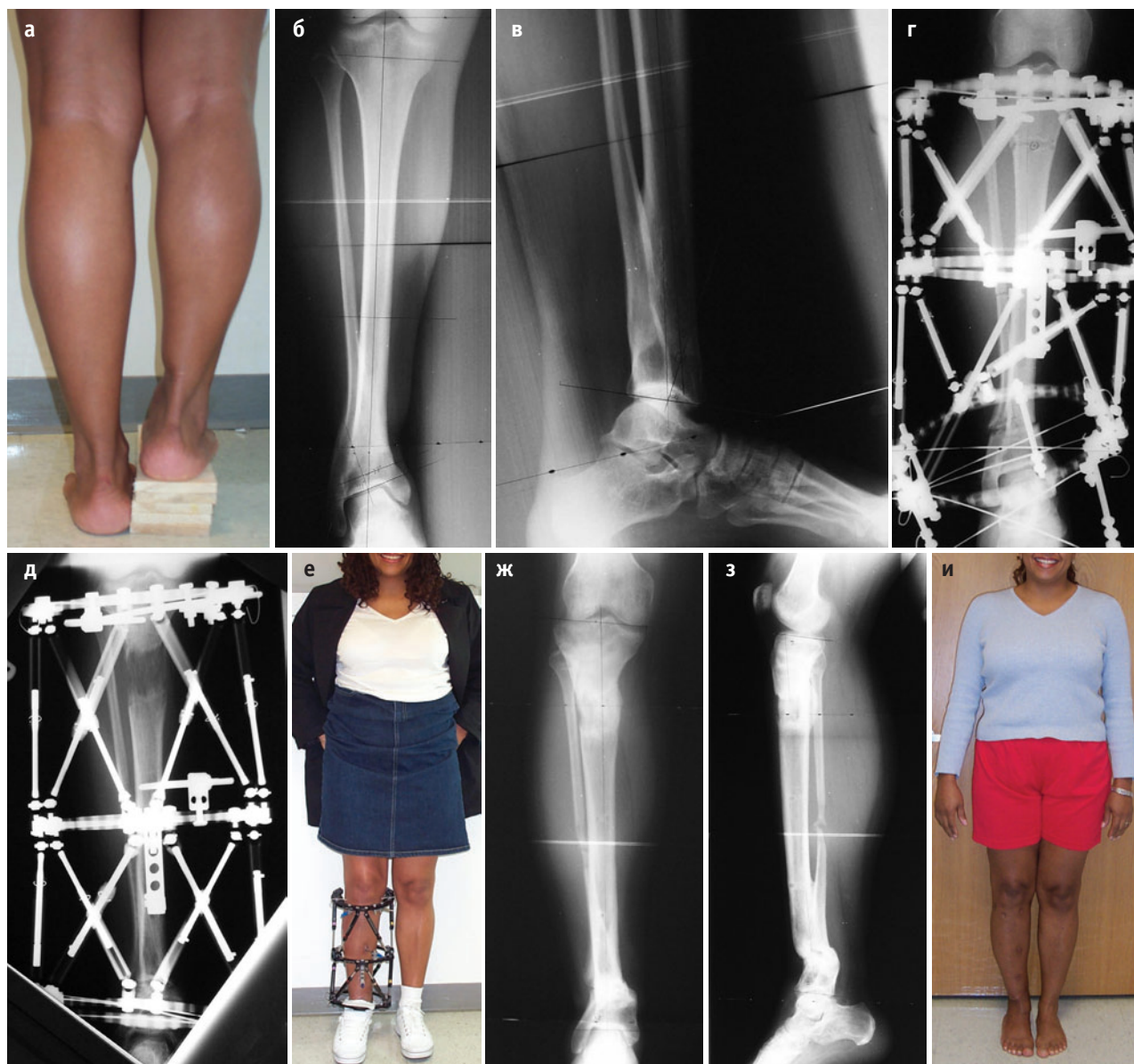


Рисунок 55.7. 25-летняя женщина с преждевременным закрытием дистальной ростковой зоны большеберцовой кости, развившимся вследствие травмы. (а) Внешний вид голени и стопы, имеется укорочение 6 см и варусная деформация голеностопного сустава, компенсированная мобильной эверсионной установкой заднего отдела стопы. (б) На предоперационной рентгенограмме в прямой проекции отмечается варусная деформация. (в) На рентгенограмме в боковой проекции наблюдается прокурвационная деформация. (г) Послеоперационная рентгенограмма: выполнена НЛО и проксимальная остеотомия большеберцовой кости. (д) Рентгенограмма по окончании фазы distraction: выполнено удлинение большеберцовой кости в проксимальном отделе и коррекция деформации в дистальном. (е) Внешний вид конечности по окончании фазы distraction. (ж, з) Рентгенограммы в прямой и боковой проекциях через год после операции: наблюдается консолидация остеотомий. Обратите внимание на смещение дистального фрагмента большеберцовой кости внутрь и кзади, это обусловлено тем, что выбранный уровень остеотомии располагался не на вершине деформации. (и) Внешний вид конечности: длина голени одинаковая, деформация корригирована.

и эквинусную контрактуру. Сочетание рекурвационной деформации выше уровня голеностопного сустава и его эквинусной контрактуры приводит к смещению стопы кпереди при разгибании коленного сустава. Необходимо зафиксировать объем движений в голеностопном, подтаранном суставе, суставах переднего отдела стопы и пальцах. Важным фактором является ригидная ком-

пенсаторная установка подтаранного сустава. Обычно она развивается при длительно существующей деформации голеностопного сустава. При наличии компенсаторной установки подтаранного сустава ее всегда следует принимать в расчет в ходе коррекции деформации голеностопного сустава. Также следует зафиксировать в истории болезни состояние мягких тканей, особенно

наличие послеоперационных рубцов и кожных лоскутов, состояние иннервации и кровоснабжения. В частности, определяется пульсация тыльной артерии стопы и задней большеберцовой артерии, чувствительность стопы, тыльное и подошвенное сгибание голеностопного сустава и пальцев.

Торсионная деформация наилучшим образом выявляется в положении пациента на животе. Для оценки степени торсионной деформации большеберцовой кости используется *ось бедро-стопа*. Торсионная деформация бедра оценивается с помощью торсионного профиля бедра. Также с этой целью можно воспользоваться компьютерной томографией. На основании КТ срезов проксимального и дистального отдела бедра, проксимального и дистального отдела голени выполняется анализ характера торсионной деформации.^{4,10}

Лучевая диагностика

Рентгенологическое обследование включает рентгенографию в прямой, боковой проекциях, а также снимок с внутренней ротацией голени, рентгенограммы обеих стоп в проекции по Saltzman (рис. 55.8) и рентгенограмму обеих ног стоя с расстояния 1,3 метра с захватом голеностопных и тазобедренных суставов и блоками под стопой укороченной конечности, позволяющими уравнять длину ног. По последней рентгенограмме можно измерить длину и разницу длин конечностей. Под стопу укороченной конечности подкладываются блоки так, чтобы таз принял горизонтальное положение, высота использованного блока фиксируется в истории болезни.^{4,5} При необходимости пациент может использовать костыли. Описанные рентгенограммы позволяют получить исключительно важную информацию о разнице в длине конечностей, деформации, наличии металлоконструкций, признаках дегенеративного поражения и консолидации переломов. Разницу в длине конечностей можно измерить и по рентгенограммам, выполненным в положении лежа, однако для анализа характера анатомических изменений такая информация пригодна в меньшей степени. При необходимости более глубокой оценки патологических изменений возможно выполнение КТ или МРТ. КТ позволяет получить более детальную информацию о качестве костного сращения. МРТ позволяет оценить состояние суставного хряща голеностопного и подтаранного сустава, а также выявить признаки инфекции. Комплексное обследование может включать радиоизотопные методы диагностики, однако по нашему мнению, в данной ситуации они вряд ли могут дать какую-либо ценную информацию.

Лабораторное обследование, включающее определение уровня лейкоцитов, скорости оседания эритроцитов и уровня С-реактивного белка, позволяет подтвердить наличие инфекции. Локальное внутрисуставное введение

лидокаина в полость голеностопного или подтаранного сустава позволяет определить локализацию основного источника болевого синдрома.

Планирование операции

Ось проксимального фрагмента большеберцовой кости представляет собой прямую линию, проведенную через центр ее диафиза. Ось дистального фрагмента большеберцовой кости перпендикулярна линии суставной щели голеностопного сустава (в норме LDТА равен 90°) (см. рис. 55.2, а). Пересечение этих двух линий представляет собой вершину деформации (рис. 55.9). В сагиттальной плоскости ось дистального сегмента большеберцовой кости располагается под углом 80° к линии суставной щели голеностопного сустава (в норме ADТА равен 80°) (см. рис. 55.2, б). Вершина деформации представляет собой пересечение этих двух линий в сагиттальной плоскости. Степень ротационной деформации оценивается клинически исходя из положения оси бедро-стопа. Если остеотомия выполняется на уровне вершины деформации, то коррекция смещения дистального фрагмента по ширине не требуется, если же остеотомия выполняется на другом уровне, то для полной коррекции деформации следует учитывать и необходимость смещения дистального фрагмента по ширине на уровне остеотомии^{4,5} (рис. 55.10).

Принципы лечения

Особенности методики Илизарова

Методика Илизарова великолепно подходит для лечения всех посттравматических изменений голеностопного сустава. Ниже перечислены особенности этой универсальной методики.^{7,9–12,21}

1. Отсутствие необходимости внутренней фиксации при наличии инфекции в зоне вмешательства или инфекционных осложнений в анамнезе
2. Возможность выполнения операции малоинвазивно в условиях низкого качества кожных покровов в зоне вмешательства
3. Возможность одномоментной и/или постепенной коррекции деформации
4. Возможность применения открытой клиновидной остеотомии без выполнения костной резекции
5. Возможность коррекции тяжелых деформаций
6. Гибкость методики и возможность компрессии и коррекции в послеоперационном периоде
7. Возможность одновременного удлинения конечности при необходимости
8. Возможность коррекции сразу на нескольких уровнях

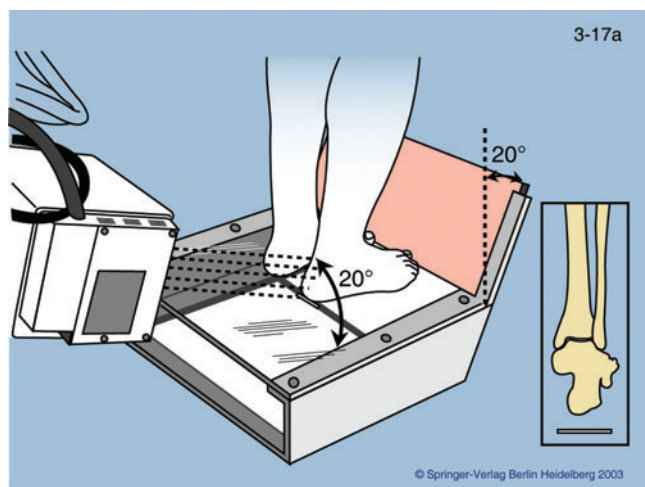


Рисунок 55.8. Рентгенограмма голеностопного сустава и стопы по Saltzman (Из Scuderi GR, Tria AJ Jr, Berger RA (eds.), MIS Techniques in Orthopedics. New York: Springer, 2006, печатается с согласия Springer Science+Business Media, Inc.).

9. Возможность нагрузки на конечность и сохранение движений в голеностопном суставе

Одномоментная или постепенная коррекция?

При ложных суставах и неправильно сросшихся переломах коррекция деформации может быть выполнена одномоментно или постепенно.^{1,8} Одномоментная коррекция используется в сочетании с любыми методами фиксации, в т.ч. с накостным остеосинтезом,^{19,22} внутрикостным остеосинтезом и остеосинтезом аппаратами внешней фиксации. Постепенная коррекция требует применения специализированных аппаратов. Особенности имеющейся деформации позволяют хирургу подобрать наи-

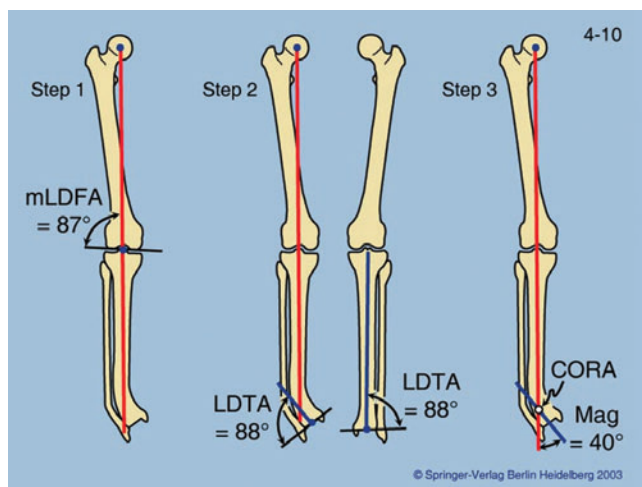


Рисунок 55.9. При коррекции варусной деформации может возникнуть дистракционное повреждение заднего большеберцового нерва, поэтому необходимо смещение дистального фрагмента кнутри. Аналогичное повреждение заднего большеберцового нерва может возникнуть и при коррекции прокурвационной деформации, поэтому необходимо смещение дистального фрагмента кзади (из Scuderi GR, Tria AJ Jr, Berger RA (eds.), MIS Techniques in Orthopedics. New York: Springer, 2006, печатается с согласия Springer Science+Business Media, Inc.).

более оптимальный в данной ситуации метод лечения. Например, при неправильно сросшемся переломе дистального отдела большеберцовой кости с вальгусной деформацией 15° и укорочением в 2 см оптимальным методом будет остеотомия и постепенная коррекция угловой деформации с удлинением в условиях остеосинтеза аппаратом внешней фиксации. Разработанная Илизаровым методика применяется для полной коррекции деформации с одновременным удлинением сегмента за счет феномена дистракционного остеогенеза. Если регенерационный потенциал кости в зоне деформации достаточно высок, то коррекцию и удлинение можно выполнить на

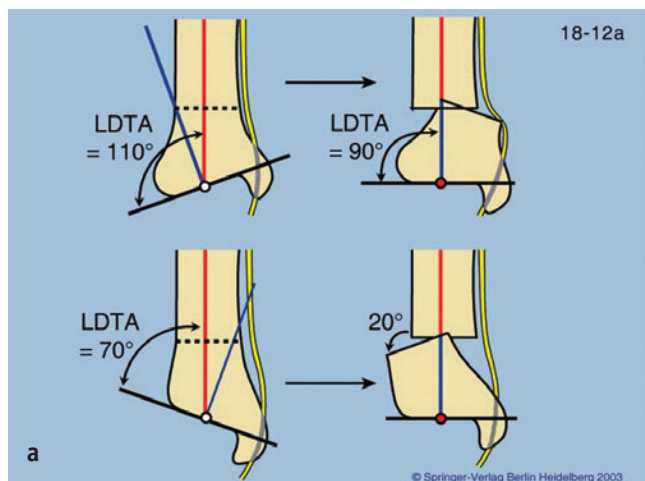
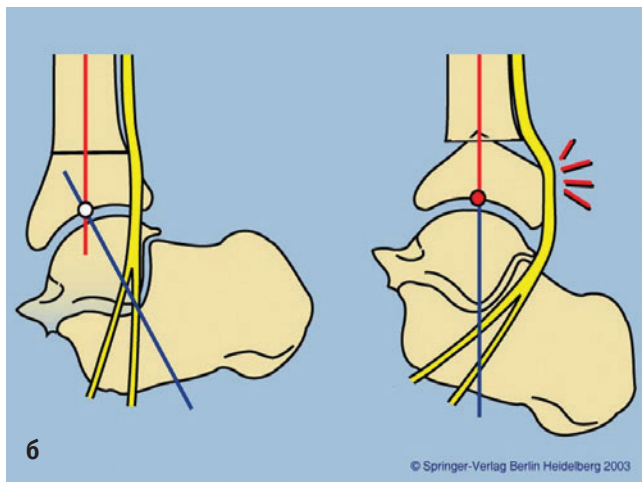


Рисунок 55.10. Планирование положения механической оси при выполнении НЛО (Из Scuderi GR, Tria AJ Jr, Berger RA (eds.), MIS Techniques in Orthopedics. New York: Springer, 2006, печатается с согласия Springer Science+Business Media, Inc.).



Глава 71

Чрескожная аугментация позвонков: вертебропластика и кифопластика

Richard L. Lebow, John E. O'Toole, Richard G. Fessler
и Kurt M. Eichholz

Вертебропластика и баллонная кифопластика являются перкутанными методиками хирургического лечения остеопоротических компрессионных переломов тел позвонков, эти методики были предложены в середине 1980-х годов и с тех пор становятся все более популярными. Также эти методики применяются при переломах тел позвонков, обусловленных метастатическим поражением, множественной миеломой и гемангиомами. Вертебропластика и баллонная кифопластика прочно заняли свое место в арсенале врачей различных специальностей, в т.ч. нейрохирургов и ортопедов. Целями вертебропластики являются стабилизация перелома тела позвонка и купирование болевого синдрома. Обезболивающий эффект вертебропластики приписывают усилению прочностных характеристик позвонка, а также термической реакции, возникающей при затвердевании полиметилметакрилатного (ПММА) цемента. Аналогичные цели преследует и баллонная кифопластика, кроме того последняя также позволяет частично корригировать возникшую вследствие перелома деформацию за счет восстановления высоты тела позвонка. Однако до сих пор не существует единого мнения относительно того, чем обусловлен обезболивающий эффект данной операции — стабилизацией перелома, термической реакцией при затвердевании ПММА или восстановлением высоты тела позвонка. В последнее время методики вертебропластики и кифопластики стали дополняться формированием с помощью вводимого транспедикулярно в тело позвонка дугообразного остеотома полости в позвонке, которая затем заполняется цементом. В настоящей главе приводится обзор показаний, техники выполнения и осложнений обеих методик вертебропластики с и без предварительного формирования полости.

Показания

Вертебропластика впервые описана в 1987 году Galibert et al. как чрескожная методика лечения ангиом позвоночника.¹ С тех пор показания к применению этого ме-

тода расширились, они стали включать в себя остеопоротические компрессионные переломы тел позвонков, метастатические поражения позвоночника и травматические переломы тел позвонков.²

Остеопороз является системным метаболическим заболеванием костной системы, характеризующимся снижением костной плотности и прогрессирующей патологической микроархитектурной перестройкой костной ткани, приводящей к повышению хрупкости костей и, следовательно, повышенному риску развития переломов. Этим заболеванием страдает 24 миллиона американцев.³ Наиболее распространенными типами переломов при остеопорозе являются переломы тел позвонков, в США они являются одной из наиболее значимых причин инвалидности и смертности в популяции людей престарелого возраста.⁴ Точно оценить частоту развития таких переломов достаточно сложно, поскольку лишь 30% этих пациентов попадают в поле зрения врачей.⁵ Показано, что риск развития компрессионных переломов тел позвонков увеличивается по мере старения. Переломы костей скелета вследствие остеопороза наблюдаются у чуть менее, чем 25% женщин в возрасте старше 50 лет.⁶ В возрастной группе 70–80 лет это число несколько увеличивается, а в группе старше 80 лет стабилизируется на уровне 40–50%.^{5,7} Остеопороз, однако, не является только женским заболеванием, Olszynski et al. продемонстрировали, что компрессионные переломы тел позвонков наблюдаются примерно у 40% мужчин, проживающих восьмое десятилетие жизни.⁸ Остеопороз оказывает довольно значимый негативный социально-экономический эффект, так только в США примерная стоимость лечения обусловленных остеопорозом переломов костей в 1995 году составила 746 млн. долларов.³ Учитывая увеличивающуюся в США среднюю продолжительность жизни и рост пожилой части популяции, поколения «бэби-бумеров»¹,

¹ Бэби-бум (англ. «baby boom») — компенсационное увеличение рождаемости в странах Европы и США в конце 40-х — начале 50-х гг. XX в. Этот термин получил распространение главным образом в США. Бэби-бум возник в сравнительно

частота этого заболевания и связанные с ним экономические затраты в ближайшем будущем будут только расти. Другими факторами, увеличивающими риск развития компрессионных переломов тел позвонков, являются ревматоидный артрит, цирроз печени, почечная недостаточность, менопауза, длительная иммобилизация и немобильность, длительный прием глюкокортикоидов, сахарный диабет и дефекты питания.⁹

Метастатические поражения позвоночника, которые могут привести к развитию компрессионных переломов тел позвонков, также можно лечить методом вертебропластики. Метастатическое поражение позвоночника встречается достаточно часто и наблюдается у трети пациентов со злокачественными новообразованиями.^{10,11} Примерно в 10% случаев метастазы в позвоночник проявляют себя клинически.¹² Первичными очагами при метастатическом поражении наиболее часто является молочная железа, легкие и предстательная железа, которые вместе составляют около 60% источников метастатического поражения позвоночника, тогда как злокачественные новообразования желудочно-кишечного тракта и почек ответственны лишь за 5% случаев такого поражения.¹³ Метастазы обычно несут остеолитический характер и приводят в конечном итоге к снижению прочностных характеристик тел позвонков и их переломам. Клинически подобные поражения проявляются выраженным болевым синдромом, деформацией позвоночника и неврологической симптоматикой.^{10,11,13} Все это в значительной мере снижает качество жизни пациента, у которого и без того имеет место системный неопластический процесс. Вертебропластика стала весьма эффективным методом лечения клинически выраженных метастатических поражений позвоночника,¹⁴⁻¹⁷ а также множественной миеломы,¹⁸ кроме того она применяется в лечении метастатических компрессионных переломов тел позвонков с неврологической симптоматикой,¹⁹ в т.ч. в комбинации с лучевой терапией.²⁰

Вертебропластика также применяется для лечения взрывных переломов тел позвонков,² однако необходимо отметить, что в этом случае ее нужно применять с большой осторожностью. Для того, чтобы убедиться, что нагнетание цемента в тело позвонка не приведет к смещению свободных фрагментов в позвоночный канал, необходимо весьма детально проанализировать данные лучевых методов диагностики. Показано, что баллонная кифопластика может безопасно применяться в случаях, когда имеют место повреждения продольных связок.²¹ При взрывных переломах тел позвонков необходимо тщательно спланировать операцию и подумать о предварительном формировании полости в теле позвонка, а также о том, как эту полость сформировать — с помощью баллона или дугообразного остеотома.

благоприятных экономических условиях после окончания Второй мировой войны 1939–1945 гг. (прим. перев.).

Развитие заболевания и консервативное лечение

Остеопоротические переломы тел позвонков могут развиваться сами по себе. Ross et al. выяснили, что по величине костной плотности и наличию компрессионных переломов тел позвонков можно прогнозировать развитие подобных переломов в будущем.²² По прошествии среднего периода наблюдения за пациентами в 4,7 года они пришли к выводу, что у пациентов, значение костной плотности у которых составляет менее двух стандартных отклонений от среднего значения, риск развития компрессионных переломов тел позвонков в пять раз превышает таковой у здоровых людей. Аналогичный риск существует у людей, костная плотность у которых соответствует средним нормальным значениям, однако в анамнезе у них уже имеет место перелом тела позвонка. При наличии двух и более переломов тел позвонков риск развития перелома в будущем увеличивается в 12 раз. Риск повторного перелома у пациентов, значения костной плотности которых находятся в пределах 33-го персентиля, однако в анамнезе у них уже имели место два и более перелома, в 75 раз превышает риск перелома у женщин, значения костной плотности которых находятся выше 67-го персентиля, однако с отсутствующим анамнезом переломов позвонков. Риск развития множественных переломов в данной популяции достаточно велик, однако лишь у двух третей пациентов со свежими переломами наблюдается положительная динамика, причем вне зависимости от проводимого лечения.²³

Традиционное консервативное лечение включает назначение пероральных анальгетиков и постельный режим. Однако постельный режим может в еще большей степени ускорить потерю костной массы и увеличить риск развития тромбоза глубоких вен.²⁴ Болевой синдром при переломе позвонков может сохраняться в течение многих месяцев и в значительной мере ограничивать активность пациентов. К сожалению, применение анальгетиков нередко может приводить к развитию у пациентов наркотической зависимости. А в популяции пожилых пациентов применение наркотиков нередко является причиной поведенческих и психо-эмоциональных расстройств, что еще больше усугубляет состояние пациентов.²⁵ Хронический болевой синдром, нарушения сна, депрессия, ограничение подвижности и утрата способности к самообслуживанию — вот лишь некоторые из возможных последствий переломов тел позвонков.^{26,27} Кроме того, компрессионные переломы тел грудных и поясничных позвонков могут приводить к снижению дыхательной экскурсии грудной клетки.²⁸

Физиотерапия и применение жестких корсетов, адекватно иммобилизирующих пораженный отдел позвоночника, могут снизить риск осложнений, обусловленных постельным режимом. Как уже отмечалось выше, у большинства пациентов наступает улучшение вне за-

висимости от того, какое лечение назначено, происходит это обычно в течение 4–6 недель. Имеются разнородные данные о результатах лечения с применением других препаратов. Показано, что применение бисфосфонатов, кальцитонина, паратиреоидного гормона и ралоксифена позволяет снизить частоту развития переломов в будущем, тогда как результаты применения кальцитриола, этидроната, фторидов и памидроната достаточно неоднозначны и не позволяют сделать каких-либо выводов.²⁹ Для сравнения консервативного лечения и вертебропластики Diamond et al. провели проспективное нерандомизированное исследование, в которое включили пациентов с остеопорозом и свежими переломами тел позвонков.³⁰ В этом исследовании показано, что вертебропластика обеспечивает более быстрое и эффективное снижение выраженности болевого синдрома и увеличение уровня физической активности пациентов по сравнению с медикаментозной терапией, авторы пришли к выводу, что вертебропластика является весьма ценным и эффективным методом лечения.

Обследование и отбор пациентов

Обследование пациента начинается с тщательного сбора анамнеза, при этом особое внимание следует обращать на факторы риска перелома тел позвонков, а также на доступность пациента оперативному лечению. Далее проводится подробное неврологическое обследование, в ходе которого фиксируются любые двигательные или чувствительные нарушения, признаки радикулопатии. Предоперационное обследование должно включать в себя рутинные лабораторные анализы и коагулограмму. Кроме того, при подозрении на злокачественный процесс показано соответствующее дообследование, включающее по возможности гистологическую верификацию диагноза. Лучевая диагностика включает проведение рентгенографии позвоночника в прямой и боковой проекциях, а также компьютерную томографию с реконструкцией. КТ позволяет оценить целостность задней покровной пластинки позвонка и, следовательно, риск экструзии цемента в позвоночный канал в ходе операции, также КТ позволяет определить размер ножек дуг позвонка, что необходимо знать при транспедикулярном введении цемента. Пациентам с симптомами миелопатии показано проведение магнитно-резонансной томографии или (при наличии противопоказаний к МРТ) КТ-миелографии. Признаки отека костного мозга или замыкательных пластинок являются положительным прогностическим признаком у пациентов, которым проводится вертебропластика.³¹ Alvarez et al. также показали, что изменения МР-сигнала от тела позвонка, а также его коллапс до 70% и более являются достаточно надежными прогностическими признаками положительного исхода операции.³²

Основным показанием к вертебропластике является безуспешность консервативного лечения перелома тела позвонка, когда у пациента сохраняется болевой синдром, в значительной мере ограничивающий его мобильность и повседневную активность. При определении показаний к вертебропластике необходимо убедиться в том, что болевой синдром локализуется и имеет четкую связь с уровнем перелома. В литературе нет данных о том, насколько долго должно продолжаться консервативное лечение, прежде чем оно будет признано неэффективным. Вертебропластика обычно выполняется пациентам, болевой синдром у которых сохраняется более шести недель, но не дольше, чем один год. Ряд авторов приводили свидетельства об успешном лечении сопровождающихся болевым синдромом переломов двухгодичной давности.³³ Полное купирование болевого синдрома при застарелых переломах маловероятно,^{34,35} однако все же, согласно данным Iragi, симптоматическое улучшение возможно при переломах давностью вплоть до пяти лет.³⁶ Существуют методические рекомендации и обзоры, касающиеся отбора пациентов на оперативное лечение, однако решение о необходимости операции принимает только лечащий врач.^{37,38} Подавляющее большинство пациентов, которым выполняется вертебропластика, составляют пациенты с остеопоротическими или остеолитическими переломами тел позвонков без признаков миелопатии. Противопоказаниями к вертебропластике являются выраженная клиновидная деформация тела позвонка с потерей более 90% его высоты (*vertebra plana*), оскольчатый взрывной перелом тела позвонка, сужение позвоночного канала более, чем на 20%, распространение опухоли в эпидуральное пространство, миелопатия, невозможность уложить пациента в положение на животе, некорригируемая коагулопатия, невозможность локализовать источник болевого синдрома, аллергические реакции на цемент или рентгеноконтрастное вещество и инфекции (местные или системные). Продолжаются достаточно оживленные дебаты относительно пользы от профилактического применения вертебропластики у некоторых пациентов,^{37,38} старший автор настоящей главы в подобных случаях выполняет эту операцию лишь у пациентов, имеющих соответствующую клиническую симптоматику, поскольку у ряда пациентов клиническая симптоматика может не появиться никогда. Также в учреждении, где проводится вертебропластика, должны быть возможности проведения экстренных декомпрессионных вмешательств при экстравазации цемента в позвоночный канал и компрессии спинного мозга.

Кифопластика является модификацией вертебропластики и была предложена в конце 1990-х годов.^{39,40} Целью данной методики является восстановление высоты тела позвонка за счет введения цемента в полость с более низким давлением. Полость, в которую вводится цемент формируется с помощью баллона, поэтому

экстравазация цемента при использовании данной методики встречается достаточно редко.⁴¹ Verlaan показал, что переломы замыкательных пластинок при баллонной вертебропластике также встречаются достаточно редко.⁴² Кроме того, не так давно было предложено использование дугообразного остеотома, с помощью которого в теле позвонка без восстановления его высоты формируется полость для введения цемента. Показания к этим операциям те же, что и для обычной вертебропластики, целью же является репозиция перелома, поэтому на успех операции напрямую влияет давность перелома, хотя точные временные рамки для проведения кифопластики так и не определены.^{38,43} Кроме того, исходя из технических требований инструментария, высота тела позвонка должна составлять как минимум 8 мм.³⁸

Техника вертебропластики

После получения информированного согласия на оперативное вмешательство пациент доставляется в отделение рентгенхирургии или в операционную (рис. 71.1).



Рисунок 71.1. Положение пациента и оснащение ангиографической операционной (а) с двухпроекционным флюороскопом. Основные инструменты и материалы, используемые при чрескожной вертебропластике (б).

Во многих медицинских центрах присутствуют как рентгенологи, так и хирурги, тогда как в других центрах эти операции проводятся только хирургами. Операция может проводиться в условиях общей анестезии или под местной анестезией с внутривенной седацией. Тип используемой анестезии определяется совместно с анестезиологом, исходя из общего состояния пациента и его сопутствующих заболеваний. При использовании местной анестезии имеется возможность проводить неврологический мониторинг в ходе операции, однако такой вид анестезии обычно не очень комфортен для пациентов. Общая анестезия является достаточно безопасной анестезией, при этом для предотвращения экстравазации цемента используется интраоперационная флюороскопия. Пациент укладывается в положение на животе, руки укладываются над головой, под выступающие части тела подкладываются подушки для предотвращения развития компрессионных нейропатий. Операционное поле широко обрабатывается и обкладывается стерильным бельем для предотвращения развития инфекции.

После укладки пациента с помощью двухпроекционного флюороскопа определяется уровень перелома. Ряд авторов для упрощения введения иглы предлагают использовать интраоперационную КТ,^{33,44} однако по нашему опыту, КТ необходимо лишь в тех редких случаях, когда имеются анатомические препятствия для определения точки и траектории введения иглы. Кожа в области ножки заинтересованного позвонка маркируется. Кожа и мягкие ткани вплоть до надкостницы соответствующей дужки инфильтрируются буферным раствором анестетика, содержащим 0,5% или 0,25% маркаин, эпинефрин в концентрации 1:200.000 (Abbot Labs, Chicago, IL) и бикарбонат натрия (American Pharmaceutical Partners, Los Angeles, CA).

В настоящее время несколькими производителями выпускается достаточно широкая линейка игл и цемента для проведения чрескожной вертебропластики. Также необходимо сказать, что стандартизированной техники введения иглы не существует. Авторы настоящей главы используют транспедикулярный или парapedикулярный доступ (рис. 71.2). Вне зависимости от того, какой доступ используется, правильность направления введения иглы подтверждается двухпроекционной флюороскопией (рис. 71.3). Кнаружи от срединной линии в области выполненной ранее маркировки скальпелем № 11 выполняется 2-мм прокол кожи. В этот прокол вводится игла Джамшиди 11G с троакаром. При транспедикулярном доступе (рис. 71.4) игла погружается в мягкие ткани до тех пор, пока не достигнет поверхности дужки. Предпочтительная точка введения располагается в области верхне-наружного квадранта ножки, поскольку перфорация стенки ножки в этой области не приводит к таким значимым последствиям, как перфорация в области нижне-внутреннего квадранта, где к ножке прилегает выходящий из позвоночного канала

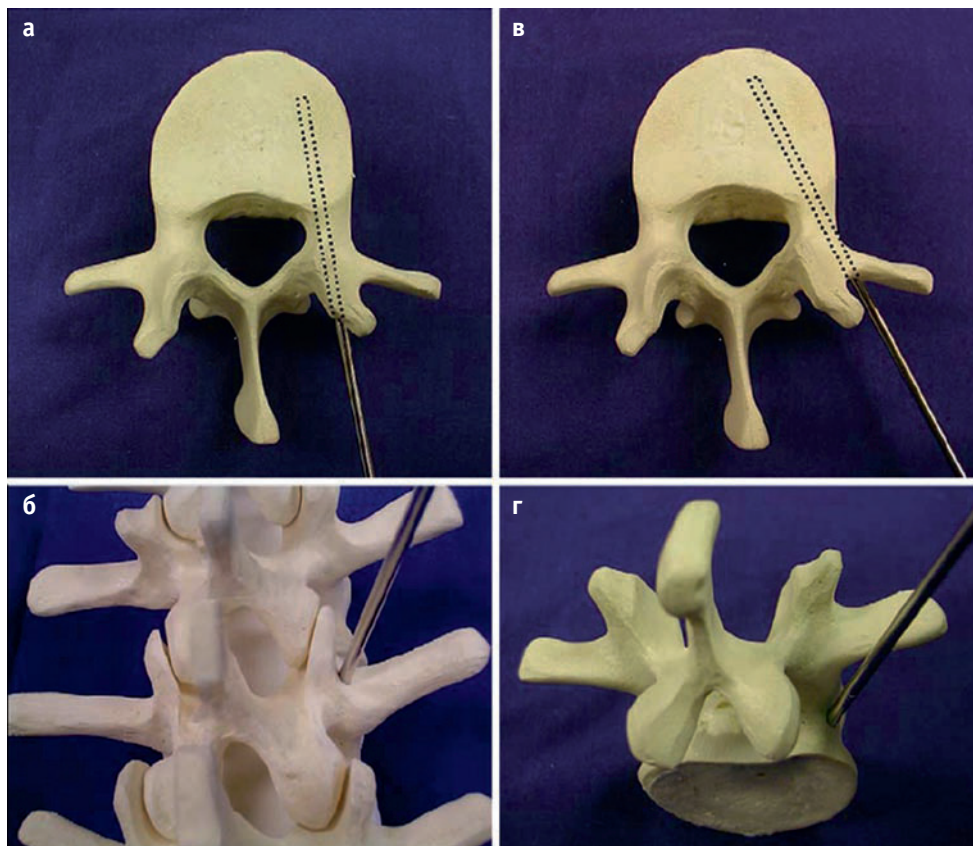


Рисунок 71.2. Модели, иллюстрирующие локализацию точек ввода и направление введения игл при транспедикулярном (а, б) и парапедикулярном (в, г) доступах.

корешок. Этот доступ носит название «бычий глаз», игла при этом образует центр «глаза», а кортикальная стенка ножки — наружное кольцо. Локализация и направление иглы вновь оценивается флюороскопически, после чего игла проводится в тело позвонка. Аналогичная процедура выполняется с противоположной стороны.

При использовании парапедикулярного доступа (рис. 71.5) достаточно одностороннего введения иглы, поскольку расположенная несколько кнаружи точка введения позволяет направить иглу к центру тела позвонка. Игла Джамшиди устанавливается на поверхность поперечного отростка и затем продвигается непосредственно ниже него. Правильная точка введения иглы располагается на рентгенограмме в прямой проекции в области боковой поверхности тела позвонка, на рентгенограмме в боковой проекции — в области задней покровной пластинки или сразу вентральной ее. Для обеспечения правильного направления введения иглы используется двухпроекционная флюороскопия, кончик иглы должен располагаться на одинаковом расстоянии от тела позвонка на рентгенограммах в обеих проекциях. Этот доступ теоретически характеризуется более высоким риском кровотечения или развития пневмоторакса,⁴⁵ однако согласно нашему опыту, число осложнений при использовании обоих доступов одинаковое.

Вне зависимости от того, какой доступ используется, кончик иглы должен располагаться в передней половине тела позвонка на рентгенограмме в боковой проекции и в его средней трети — в прямой проекции. Срез иглы можно направить в наиболее оптимальном для введения цемента у данного конкретного пациента направлении. В связи с достаточно частым выполнением снимков во время операции для стабилизации положения иглы и предотвращения облучения рук хирурга можно использовать зажим. Перед введением цемента в некоторых центрах, главным образом в США, рекомендуют проведение внутрикостной венографии.^{46–48} Однако по мере накопления опыта становится ясно, что проведение венографии не делает операцию более безопасной.^{49–51} В большинстве центров от проведения венографии перед введением цемента уже отказались. Для предотвращения введения воздуха в тело позвонка игла после того, как мы убедимся в правильном ее расположении, заполняется стерильным физиологическим раствором.

На рынке представлено достаточно много видов цемента различных изготовителей, поэтому выбор делает сам хирург, исходя из собственного опыта и навыков. Рост популярности данной методики закономерно привел к совершенствованию и средств приготовления и доставки цемента, поэтому хирург без труда может

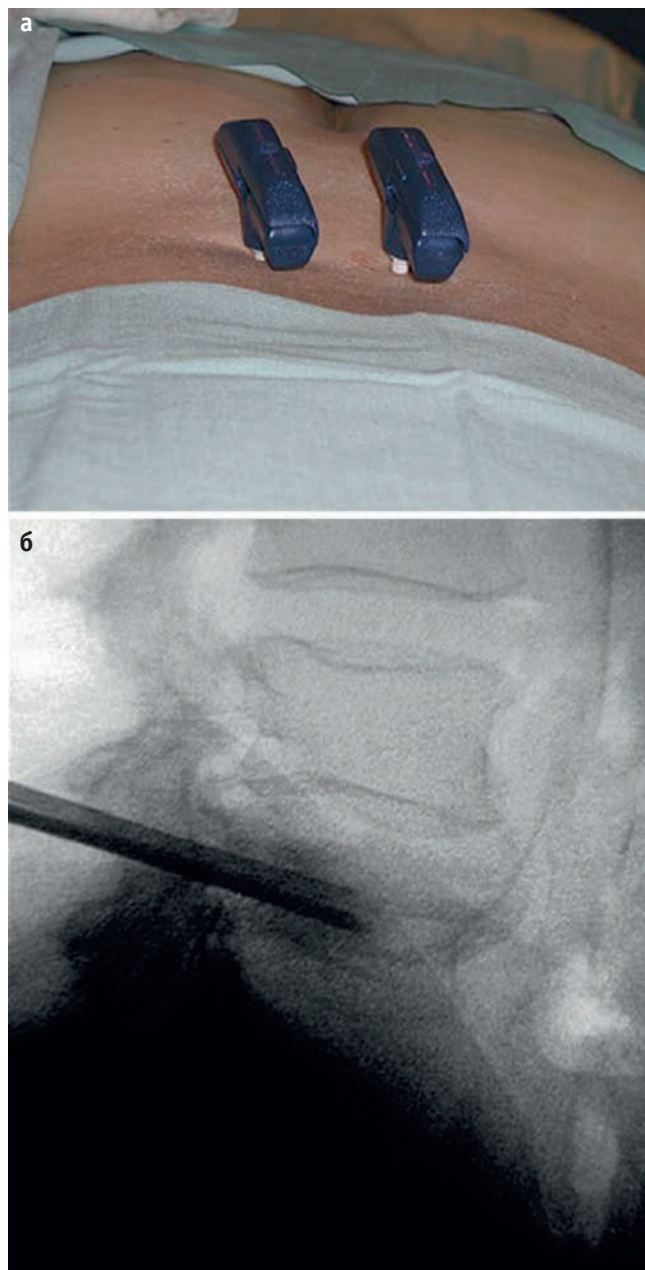


Рисунок 71.3. Выполнен чрескожный доступ через обе ножки с помощью биопсийных игл 11G (а); правильность расположения игл подтверждается флюорографией в боковой проекции (б).

получить однородную цементную массу, не вдыхая при этом пары компонентов цемента. РММА выпускается в виде двух отдельных компонентов — метилметакрилата полимера в виде порошка и жидкого метилметакрилата мономера. При смешивании этих компонентов происходит экзотермическая реакция полимеризации, приводящая к затвердеванию жидкой цементной массы. Идеальное время для введения цемента — когда его консистенция соответствует консистенции зубной пасты. Время полимеризации будет зависеть от типа

используемого продукта. Большинство имеющихся на рынке цементов имеют в своем составе некоторое количество рентгенконтрастного маркера, который улучшает визуализацию цемента в процессе его введения. Если такой маркер в составе цемента отсутствует, то в него можно добавить стерильный порошок сульфата бария. Загустевшую массу РММА помещают в стерильный шприц объемом 10 мл или в любую другую имеющуюся на рынке систему доставки. Некоторые системы доставки требуют введения в тело позвонка через иглу Джамшиди направляющей спицы, после чего игла извлекается и по спице устанавливается более широкая рабочая канюля. После этого система доставки соединяется с иглой Джамшиди или рабочей канюлей и при периодическом флюороскопическом контроле начинается медленное введение цемента под постоянным давлением (рис. 71.5). В тело позвонка обычно можно ввести 5–10 мл цемента, в тела грудных позвонков цемента вводится, как правило, меньше, чем в тела поясничных позвонков, что обусловлено их размерами. Экстравазация цемента за пределы тела позвонка является показанием к прекращению его введения. Неизвестно, какой именно объем цемента необходим для надежного купирования болевого синдрома, как, собственно, и механизм развития обезболивающего эффекта. Предполагается, что такими механизмами могут быть стабилизация зоны перелома⁴⁵ и термальный некроз нервных окончаний, развивающийся при выделении тепла в процессе затвердевания цемента.⁵²

После того, как оперирующий хирург будет удовлетворен результатом, в иглу устанавливается троакар и она извлекается вращательными движениями. В ушивании раны обычно нет необходимости. Возникающее иногда кровотечение останавливается прямым давлением на рану. Пациентам рекомендуется лежать в течение двух часов, а затем разрешается садиться и ходить с внешней поддержкой. После операции выполняется контрольное КТ-исследование, позволяющее оценить степень заполнения цемента тела позвонка и исключить любое скрытое сдавление спинного мозга, также выполняется рентгенография для сравнения с предоперационными рентгенограммами. В этот же день пациенты выписываются домой с рекомендациями приема нестероидных противовоспалительных препаратов и миорелаксантов. Какие-либо ограничения по передвижению или выполнению домашних обязанностей отсутствуют.

Техника кифопластики

Кифопластика представляет собой операцию, в ходе которой в теле позвонка с помощью надуваемого баллона формируется полость, которая затем заполняется цементом. Целью этой операции является восстановление высоты тела позвонка. Считается, что при этом в теле по-



Рисунок 71.4. Пример выполнения вертебропластики с использованием транспедикулярного доступа. 46-летний мужчина с травматическими переломами тел L1 и L3 позвонков в анамнезе. В течение нескольких месяцев после травмы предъявлял жалобы на боли в спине, локализующиеся на уровне L3 позвонка. На рентгенограмме пояснично-крестцового отдела позвоночника в боковой проекции (а) и аксиальном КТ-срезе (б) виден перелом тела L3 позвонка. Пациенту выполнена двусторонняя вертебропластика с использованием РММА цемента. На рентгенограмме в боковой проекции (в) и аксиальном КТ-срезе (г) видно правильное расположение цемента в области передней трети тела позвонка.

звонка образуется полость с низким давлением, которая затем может быть заполнена цементом.^{40,53} Однако корреляции между восстановлением высоты тела позвонка и уменьшением выраженности болевого синдрома или улучшением качества жизни не установлено.^{54,55} Увеличение объема тела позвонка контролируется рентгенологически путем введения в баллон контрастного вещества. Как вариант, для формирования полости можно использовать дугообразный остеотом, однако при этом высота тела восстановлена не будет.

Кифопластика впервые была описана Garfin et al.⁴⁰ Баллон вводится в тело позвонка транспедикулярным или парапедикулярным доступом. Для этого используется направляющая спица и двухпроекционная флюороскопия. После того, как спица окажется в теле позвонка, по ней в тело устанавливается обтуратор. По обтуратору вводится рабочая канюля, которая проводится до задних отделов тела позвонка. Кпереди от канюли в толще тела позвонка сверлом формируется канал, в который вводится надуваемый баллон. После чего под

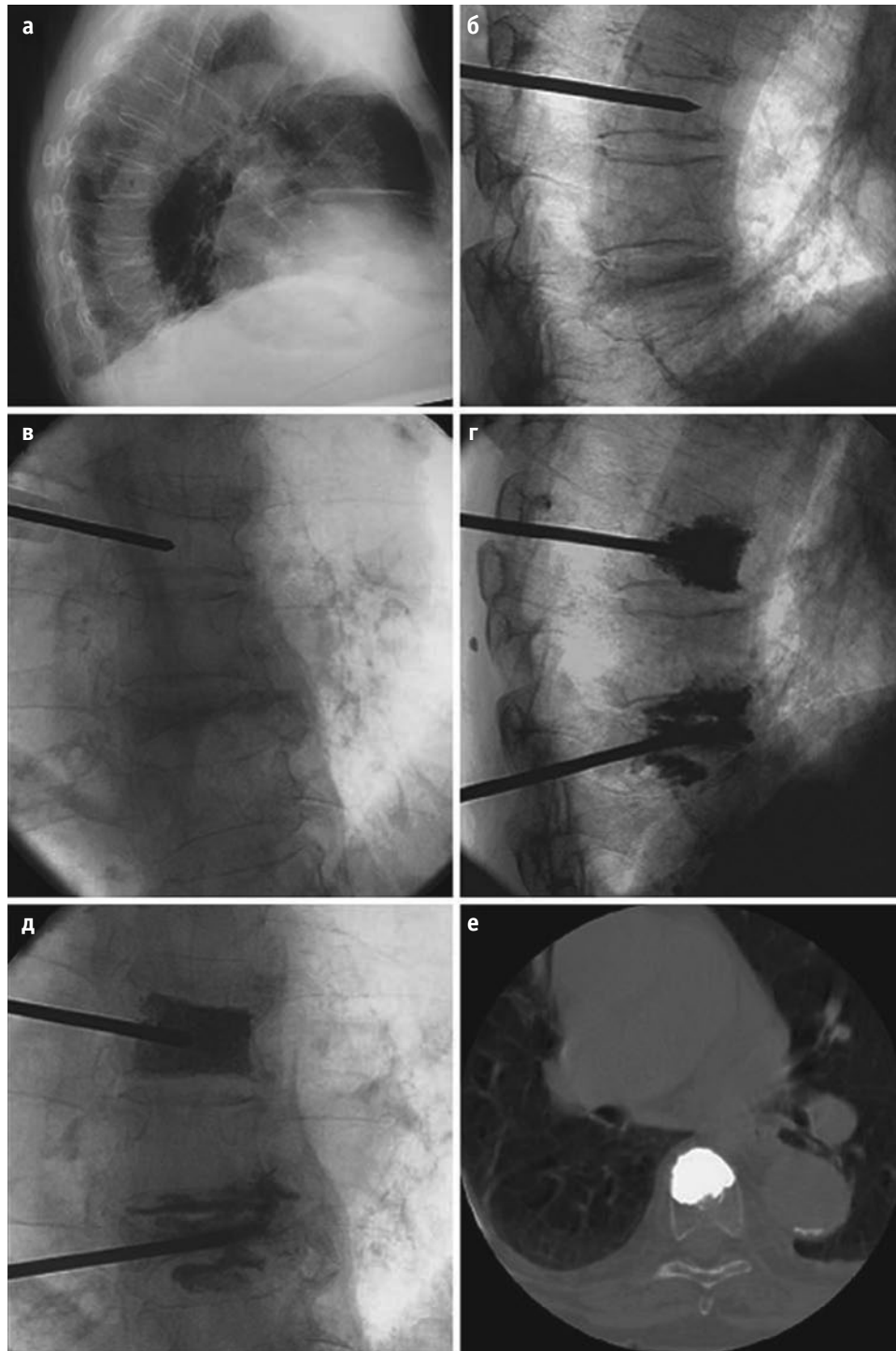


Рисунок 71.5. Пример выполнения вертебропластики с использованием парапедикулярного доступа. 64-летняя женщина с жалобами на боль в спине. Указания на травму или злокачественные новообразования в анамнезе отсутствуют. При обследовании выявлены компрессионные переломы тел Th8 и Th10 позвонков, оба этих перелома оказались источником болевого синдрома. На рентгенограмме грудного отдела позвоночника в боковой проекции (а) видны переломы. Контроль положения канюли в теле Th8 позвонка по рентгенограммам в боковой (б) и прямой (в) проекциях. Рентгенограммы в боковой (г) и прямой (д) проекциях после завершения вертебропластики Th8 и в процессе введения цемента в тело Th10. Послеоперационный КТ-срез: хорошее заполнение цементом передних отделов тела Th8 (е).

Глава 73

Компьютер-ассистированная ортопедическая хирургия: «за» и «против»

James B. Stiehl

Компьютер-ассистированная ортопедическая хирургия (computer-assisted orthopedic surgery, сокр. CAOS) появилась не так давно и уже стала довольно важным техническим новшеством, обладающим весьма ощутимыми преимуществами по сравнению с обычными инструментальными методиками. Возможность применения компьютеров при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава не является открытием. Так, в 1987 году Bargar и Paul уже представляли успешный опыт использования робототехники при таких операциях.¹ Используемая ими система была разработана совместно с компанией IBM и являлась частью весьма обширной исследовательской программы применения робототехники в медицине. Наиболее важным открытием на то время возможно стало доведение цифровых программных алгоритмов до уровня «пиксельной точности» (20–30 мм). Это было необходимо для обработки используемых в то время индивидуальных протезов тазобедренного сустава. Следующие этапы эволюции происходили в Европе и заключались в совершенствовании компьютерных алгоритмов, позволивших проводить интраоперационные измерения и избавляющих от необходимости приблизительных прикидок до операции. DiGioia и Jaramaz разработали первый компьютерный томограф, который мог бы применяться с целью навигации при установке вертлужного компонента эндопротеза.² Сказать прямо, это было шагом назад, поскольку в использовании сложных роботизированных систем уже не было необходимости. Тотальное эндопротезирование коленного сустава без лучевого контроля было даже проще, поэтому предоперационная КТ-диагностика больше была не нужна.

С научной точки зрения доказательства более высокой точности и эффективности этих систем были бесспорны. В литературе, о чем я еще скажу, также много говорится о преимуществах компьютер-ассистированных методик по сравнению с традиционными. Даже при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава, проводимом без лучевого контроля и с несколько меньшей точностью, компьютер-ассистированные ме-

тодики, согласно данным большинства исследований, обладают статистически значимыми преимуществами по сравнению с традиционными. В настоящей главе я предлагаю вашему вниманию обзор текущего состояния дел в этой области. Как и в случае с малоинвазивной хирургией (MIS), наверняка найдутся коллеги, придерживающиеся более оптимистической точки зрения. Как я уже сказал, моей задачей является представить вам имеющийся у меня на сегодняшний день опыт, который, в общем-то, позволяет ответить на ряд заявлений, касающихся применения электромагнитных и безлучевых навигационных систем, например, при эндопротезировании тазобедренного сустава. Технология же, между тем, не стоит на месте и продолжает развиваться, это происходит даже сейчас, пока мы с вами разговариваем.

Обзор литературы

Тотальное эндопротезирование коленного сустава

Множество авторов посвятило свои работы изучению исходов тотального эндопротезирования коленного сустава (ТКА), благодаря этому удалось выяснить, что отклонение оси коленного сустава более, чем на 3° приводит к появлению предпосылок для более ранней механической дестабилизации и несостоятельности протеза. Petersen и Engh провели анализ послеоперационных рентгенограмм 50 пациентов, которым с использованием стандартных методик выполнено первичное ТКА, авторы отметили, что в 26% случаев не удалось добиться оптимального положения компонентов протеза в пределах допустимых 3° вальгусного или варусного отклонения.³ Berend и tal. исследовали механизмы развития нестабильности большеберцового компонента эндопротеза и пришли к выводу, что варусное отклонение этого компонента величиной более 3° является дополнительным фактором развития нестабильности.⁴

Компьютер-ассистированные позиционирующие устройства были разработаны с целью повышения точности установки компонентов эндопротеза при ТКА. Эти системы включают как системы с лучевым контролем, так и безлучевые навигационные системы. Системы с лучевым контролем для контроля положения компонентов протеза используют в работе предоперационные КТ-граммы или интраоперационные флюорограммы. Безлучевые навигационные системы получают информацию непосредственно в области операционного поля с помощью инфракрасных зондов (рис. 73.1). Ранние результаты применения этих систем оказались обнадеживающими: удавалось добиваться более высокой механической точности, более точного позиционирования бедренного компонента во фронтальной и сагиттальной плоскости и большеберцового компонента во фронтальной плоскости. Более того, ни в одном из исследований не отмечен более высокий уровень осложнений по сравнению с «ручными» методиками. Yau et al., оценивая комплексную погрешность результатов при безлучевых методах формирования опорных точек навигации при ТКА, выяснили, что максимальная комплексная погрешность механической оси коленного сустава во фронтальной плоскости составляет $1,32^\circ$.⁵ Bathis et al. сравнили безлучевую навигационную систему с традиционной методикой, включающей применение интрамедуллярного бедренного направлятеля и экстрамедуллярного большеберцового направлятеля. Согласно их результатам, при использовании навигационной системы механическая ось коленного сустава в 96% находилась в пределах 3° вальгусного или варусного отклонения, тогда как при использовании традиционной методики в этих пределах ось находилась лишь в 76% случаев.⁶ Sparmann et al. также пришли к заключению, что применение безлучевой навигационной системы по сравнению с «ручной» методикой позволяет добиваться значительно более точного расположения оси коленного сустава, положения бедренного компонента во фронтальной и сагиттальной плоскости и большеберцового компонента во фронтальной плоскости ($P < 0,0001$). Механическая ось коленного сустава после операции при использовании традиционной техники находилась в оптимальных пределах варусного или вальгусного отклонения (3°) в 87% случаев, а при использовании навигации — в 100% случаев.⁷

В таблице 73.1 приведен ряд недавних исследований, в которых проводилось сравнение безлучевой компьютерной навигационной системы и традиционных методик вмешательства при ТКА. Во всех исследованиях отмечены статистически значимые преимущества применения навигации в отношении точности расположения механической оси коленного сустава (в пределах отклонения в 3° от идеальной оси). Более того, мы заметили, что в 94% всех случаев такого уровня точности удалось добиться при использовании компьютерной навигации, тогда как при использовании традиционных методик уро-



Рисунок 73.1. Тотальное эндопротезирование коленного сустава с применением навигационной системы, использующей оптические точки слежения, маркеры снабжены отражающими шариками и светодиодной подсветкой.

Таблица 73.1. Последние опубликованные исследования, посвященные сравнению методик определения механической оси коленного сустава: традиционными методами и с помощью компьютерной навигации

Авторы	N	Навигация (%)	Ручное (%)	% разницы
Haaker et al. (2005)	100	96	75	21
Sparmann et al. ⁷	120	98	78	20
Victor и Hoste ⁹	50	100	74	27
Jenny ¹⁵	235	97	74	23
Jenny et al. (2001)	50	94	78	16
Kim et al. (2005)	69, 78	78	58	20
Perlick et al. (2004)	40	93	75	18
Song et al. (2005)	47, 50	96	76	20
Bathis et al. (2004)	160	96	78	18
Perlick et al. (2004)	50	92	72	20
Hart et al. (2003)	60	88	70	18
Oberst et al. (2006)	13	100	62	39
Anderson et al. (2005)	116, 51	95	84	11
		94	73 ($P < 0,001$)	20

вень точности составляет 73%, обнаруженные различия не меняются при увеличении объема выборки за счет добавления различных других исследований.

Кроме используемой в настоящее время стандартной безлучевой навигационной системы для тотального эндопротезирования коленного сустава существует и другие методы получения изображения и слежения, к ним относятся методы навигации на основе КТ, флюороскопии и использования электромагнитных маркеров. Bathis et al. сравнили навигационные системы на основе КТ

с безлучевыми системами и выяснили, что КТ-системы обеспечивают 92% точность (положение механической оси в пределах 3°), тогда как безлучевые системы — 97%.⁸ Victor и Hoste в рамках рандомизированного исследования определили, что при использовании флюороскопической навигации точности расположения механической оси в пределах $\pm 2^\circ$ удавалось добиться в 100% случаев, тогда как при традиционном ТКА — лишь в 73%.⁹ Lionberger et al. в проспективном исследовании провели сравнение навигационных систем с электромагнитными и оптическими маркерами и выяснили, что применение систем с электромагнитными маркерами позволяет добиться точного положения механической оси ($< 3^\circ$ отклонения) в 93% случаев, при использовании же оптических систем этот число составило 90%.¹⁰

Поскольку электромагнитные навигационные системы в последнее время стали набирать популярность, необходимо коротко остановиться на вопросах, касающихся точности этих систем. Lionberger et al. изучили различные аспекты электромагнитных технологий и обратили внимание на их слабые места, а именно — на искажение сигнала при наличии поблизости различных проводящих материалов или вообще затухание сигнала при контакте с металлическими или ферромагнитными материалами.

Производители оборудования постоянно совершенствуют свое программное обеспечение, делая его более устойчивым к различным формам искажения сигнала, однако этого недостаточно, искажения при контакте с такими материалами, как медь или латунь, все еще довольно значительны. В подобных ситуациях ошибка может произойти еще до того, как система ее распознает. Рабочее пространство для электромагнитной катушки составляет около 30 см. Это означает, что следящее устройство или катушка должны располагаться внутри этого ограниченного пространства и для правильной регистрации сигнала они должны оставаться достаточно стабильными и неподвижными. Изучив эти факторы в условиях, близких к условиям в операционной, мы выяснили, что точность такой системы сравнима с точностью оптических систем, при этом в ходе ее применения все же могут возникать некоторые необъяснимые «побочные эффекты» (рис. 73.2). Мы считаем необходимым предупредить, что данная технология, несмотря на весьма многообещающие результаты, все еще не достигла той степени точности, которой обладают большинство оптических навигационных систем.

В ходе исследований показано, что объем интраоперационной кровопотери при использовании навигационных систем и отказе от применения интрамедуллярных направлятелей значительно ниже. Kalairajah et al., используя пины-маркеры вместо интрамедуллярного бедренного направлятеля и экстрамедуллярный большеберцовый направлятель, удалось снизить объем интраоперационной кровопотери у 60 пациентов в среднем



Рисунок 73.2. Экспериментальная модель тестирования навигационной системы для тотального эндопротезирования коленного сустава с использованием электромагнитных маркеров.

с 1747 до 1351 мл.¹¹ Kalairajah et al. провели транскраниальное доплеровское исследование 14 пациентам и выяснили, что у всех пациентов, у которых в ходе стандартного ТКА использовались интрамедуллярные бедренные и тибialные направлятели, имелись признаки внутричерепной микроэмболии, тогда как при использовании интракорткальных пинов-маркеров подобные явления отмечались лишь у 50% пациентов.¹²

Одномышечковое эндопротезирование коленного сустава также может быть более эффективным при использовании в сочетании с CAS. Cobb et al., используя при одномышечковом эндопротезировании протезом Oxford компьютерную навигационную роботизированную систему, выяснили, что с ее помощью у всех пациентов удалось добиться положения протеза, отличающегося от планируемого всего лишь на 2° , тогда как при использовании традиционной методики такое положение достигнуто только в 40% случаев.¹³ Cossey et al. отмечали, что при одномышечковом эндопротезировании с использованием компьютерной навигации оптимального восстановления механической оси коленного сустава удалось добиться во всех исследованных случаях, тогда как при традиционной методике в 4 из 15 случаев ось оказалась смещенной в сторону наружного отдела сустава с небольшой гиперкоррекцией.¹⁴ Jenny четко продемонстрировал преимущества одномышечкового протезирования с использованием навигации как из стандартного, так и из малоинвазивного доступа.¹⁵ Keene et al. провели сравнение стандартного одномышечкового протезирования и с использованием навигации при двусторонних операциях, когда у одного и того же пациента применялись обе методики, авторы выяснили, что в 87% случаев применения навигации удавалось добиться восстановления оси с отклонениями от планируемой не более 2° , тогда как при использовании стандартной методики этот показатель составил 60%.¹⁶

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава

DiGioia et al. впервые описали применение КТ-изображений, полученных в предоперационном периоде, для последующей навигации в ходе операции.¹⁷ Изначально навигация применялась при установке вертлужного компонента протеза. Еще одним важным новшеством стало описание передней плоскости таза как основополагающего анатомического ориентира, используемого для позиционирования вертлужного компонента протеза (рис. 73.3). В ряде сообщений приводятся данные о точности позиционирования вертлужного компонента по отношению к поперечной аксиальной плоскости вплоть до 1°/1 мм. Naaker et al. на основании послеоперационной КТ 98 пациентов, сравнили результаты эндопротезирования, выполняемого по стандартной методике, т.е. «свободной рукой», и с использованием КТ-навигации. В качестве целевого положения вертлужного компонента протеза принято его положение инклинации 45° и антеверсии 20°. При использовании навигационной системы средняя величина отведения чашки составила 43° (95% доверительный интервал (ДИ): 0,97), а величина антеверсии — 22,2° (95% ДИ: 1,72). При использовании стандартной техники средняя величина отведения чашки протеза составила 45,7° (95% ДИ: 9,1°), а антеверсии — 28,5° (95% ДИ: 10,2°). F-отношение для отведения составило 5,56, а для антеверсии — 3,67 ($P < 0,0001$).¹⁸

Для того, чтобы обойти все те сложности, а также финансовые затраты, связанные с использованием КТ, были разработаны безлучевые системы навигации. На основании данных рандомизированного контролируемого исследования Kalteis et al. установили, что эффективность использования безлучевых навигационных систем сравнима с таковой системой на основе КТ-навигации.¹⁹ Согласно критериям Lewinnek, рентгенологически инклинация/антеверсия чашки протеза должна составлять $40 \pm 10^\circ / 15 \pm 10^\circ$, у 17% пациентов, у которых использовалась КТ-навигация, эти значения выходили за допустимые пределы, тогда как при использовании безлучевой навигации число выходящих за пределы результатов составило лишь 7%.²⁰ В этом исследовании использовалась «техника поворота», когда калибровка системы навигации выполнялась в положении на спине, затем пациент поворачивался и укладывался в положение на боку. Noggler et al. в исследовании на трупном материале попытались выявить преимущества безлучевой системы навигации над традиционными методиками.²¹ Преимущества были очевидны, однако погрешность измерений порой достигала 8°, стандартное отклонение при использовании системы навигации также было высоким и составляло 4,5°. Wixson et al. применяли компьютерную навигацию при позиционировании вертлужного компонента с использованием заднего малоинвазивного доступа. Сред-

B_1 = Антеверсия
 B_2 = Отведение

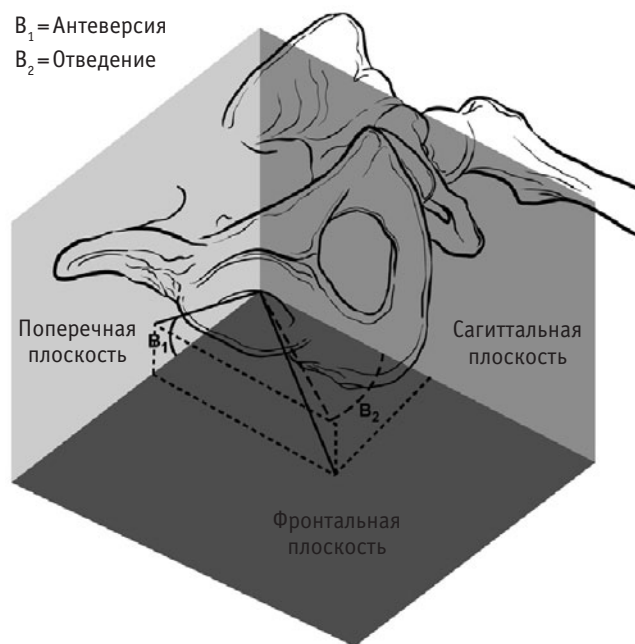


Рисунок 73.3. Система координат таза, применяемая для стандартного измерения инклинации и антеверсии вертлужного компонента протеза по отношению к передней плоскости таза.

ние величины инклинации и антеверсии чашки протеза при использовании CAS составили, соответственно, $42,38 \pm 1,88^\circ$ (от 38 до 47°) и $20,78 \pm 2,58^\circ$ (от 13 до 29°). Изучив величины антеверсий чашек, авторы пришли к выводу, что 30% установленных с помощью навигации чашек имеют величину антеверсии, находящуюся в узком интервале 17–23°, тогда как при ручной установке в этот интервал попадает лишь 6% чашек.

Безлучевые методы навигации стали достаточно широко применяться при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава, однако ряд авторов все же задались вопросом о точности и правильности этих методик. Stiehl et al. на основе нескольких кадаверных исследований провели оценку позиционирования вертлужного компонента протеза после применения безлучевых систем навигации²² (рис. 73.4). При использовании безлучевой оптической хирургической навигационной системы средняя величина инклинации вертлужного компонента составила 43,59° (стандартное отклонение (СО) = 3,56°), а антеверсии — 17,03° (СО = 1,01°). На основе полученных высоких значений стандартных отклонений авторы пришли к выводу, что определению инклинации чашки не хватает точности. Связано это отчасти с относительно большой площадью опорных точек, соответствующих передним верхним осям подвздошных костей. Еще одной проблемой является погрешность, обусловленная наличием слоя подкожной жировой клетчатки между кожей и подлежащими костными ориентирами, так, установлено, что каждый миллиметр жирового слоя добавляет погрешности измерений дополнительные 0,5°.



Рисунок 73.4. Экспериментальная модель испытания безлучевой навигационной системы для эндопротезирования тазобедренного сустава, датчиком маркируется положение передней верхней подвздошной кости.

При эндопротезировании тазобедренного сустава также предпринимались попытки использования флюороскопических референсных систем, однако проблемы, связанные с точностью методик, возникали и здесь (рис. 73.5). Проблема в том, что поле зрения большин-

ства стандартных С-дуг составляет 23 см. Это в достаточной мере затрудняет формирование изображений, особенно когда пациент находится на операционном столе. Stiehl et al. установили, что визуализация и использование в качестве ориентира лонного сочленения при использовании флюороскопа достаточно проблематично и приводит к значительным погрешностям антеверсии чашки протеза²³ (рис. 73.6). С другой стороны, инклинация чашки оказывалась довольно точной. Grutzner et al. отметили значительные преимущества при использовании флюороскопии в сочетании с методиками чрескожного формирования опорных точек для определения положения передней плоскости таза, что возможно представляет собой более оптимальную систему.²⁴

«За»

Тотальное эндопротезирование коленного сустава

С сентября 2003 года использование навигационной системы при эндопротезировании коленного сустава стало моей стандартной практикой, за это время выполнено

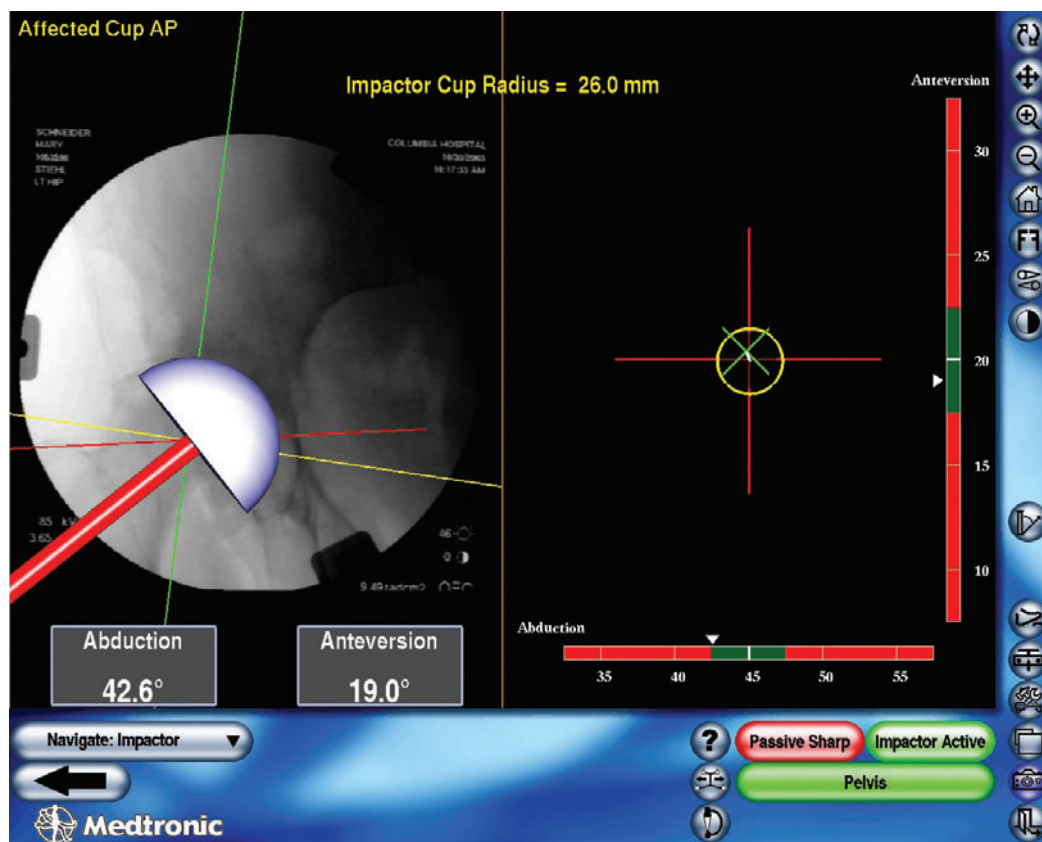


Рисунок 73.5. Снимок экрана навигационной системы при установке вертлужного компонента протеза, обратите внимание на величину проекционной инклинации в 42° и антеверсии в 19°.



Рисунок 73.6. Экспериментальная модель использования флюороскопической навигационной системы в положении на боку.

уже более 250 операций. Клиника, в которой я работаю, приобрела систему Medtronic Treon Stealth, использующую оптические камеры, однако позволяющую применять самые различные инструменты и способы их отслеживания. Оригинальное программное обеспечение «Universal Total Knee» оказалось простым и эффективным в использовании, поэтому продолжает оставаться для меня программой выбора. Я имел опыт использования и других систем и поэтому считаю, что любая система для того, чтобы она понравилась хирургам, не должна удлинять операцию более, чем на 5–15 минут. По мере накопления опыта я разработал способ, заключающийся в медиальном расположении динамической референсной базы (ДРБ), устанавливая пины изнутри по ходу трансэпикондиллярной оси бедра и по внутренней поверхности диафиза большеберцовой кости (рис. 73.7). Идея заключается в том, чтобы расположить рамки в сагиттальной плоскости с внутренней стороны конечности, так чтобы они не мешали проводить манипуляции в ходе операции и в то же время оставались видимыми для камеры слежения, которая располагается за противоположной конечностью. Важным этапом операции является создание референсных точек, наиболее важными точками являются передняя кортикальная поверхность бедра (поскольку для переднезадних опилов я использую именно эту точку), центр бедра, центр большеберцовой кости и лодыжки (рис. 73.8). На самом деле, точность любой навигационной системы определяется тем, насколько точно расположены эти референсные точки. Ключевыми мо-



Рисунок 73.7. Расположение светодиодных маркеров в сагиттальной плоскости: один из них установлен чрескожно по ходу трансэпикондиллярной оси бедра, другой — также чрескожно по внутренней поверхности диафиза большеберцовой кости. Оба они являются динамическими референсными базами.

ментами операции, в которых я практически полностью полагаюсь на компьютер, являются первоначальный связочный баланс, который достигается в положении разгибания, опил большеберцовой кости, дистальный опил бедра, передний опил бедра и размеры формируемых сгибательного и разгибательного пространств. По мере накопления опыта вы научитесь доверять компьютеру все эти измерения и уже не проводите их с использованием стандартного инструментария.



Рисунок 73.8. (а) С помощью шупа выполняется маркировка центра бедра, расположенного на пересечении трансэпикондиллярной оси и переднезадней оси (линии Вайтсайда). (б) Маркировка переднезадней оси, которая, кроме того, совпадает с осью диафиза большеберцовой кости. (в) Маркировка центра большеберцовой кости, расположенного на пересечении с транстибиальной осью.

Было проведено клиническое исследование, в которое я включил первые 86 операций тотального эндопротезирования коленного сустава, выполненных с использованием навигации, целью исследования было сравнение окончательных данных измерений, выполненных компьютером, с данными, полученными при рентгенографии нижней конечности в прямой проекции, выполненной в положении стоя. В 95% случаев результаты компьютерных измерений находились в пределах $\pm 2^\circ$ от истинной механической оси нижней конечности. Также я обнаружил, что другие параметры, такие как трансэпикондиллярная ось, переднезадняя линия Вайтсайда и ротационные оси большеберцовой кости, оказались слишком вариабельны и поэтому ценность их весьма ограничена. Положение суставной щели отражало объем резекции здоровой суставной поверхности в пределах 1–2 мм, однако требовало какой-то дополнительной оценки. Целый ряд проблем удалось решить с использованием компьютерной навигации. Например, любая варусная деформация с отклонением от нормальной механической оси более 10° требует выполнение релиза связок, объем которого можно оценить с помощью компьютера (рис. 73.9). Я пришел к выводу, что до использования навигации в большинстве случаев релиз, который я выполнял, оказывался недостаточным. Отделение поверх-

ностной коллатеральной связки на самом деле должно быть достаточно протяженным и продолжаться вниз на 7–10 см, только тогда удастся добиться восстановления анатомии коленного сустава. Аналогичные данные получены при операциях на вальгусных коленных суставах, когда обычно требуется полный релиз зоны прикрепления подвздошно-большеберцового тракта, наружной капсулы и, иногда, — бедренного прикрепления наружной коллатеральной связки. Проблема старых посттравматических деформаций также достаточно просто решается с помощью навигации (рис. 73.10). Позиционирование бедренного компонента обычно выполняется с помощью интрамедуллярного направителя, что при наличии заблокированного бедренного канала порой невозможно, в таких случаях для точного позиционирования резекционных блоков необходима компьютерная навигация. Определение связочного баланса стало неотъемлемой частью используемой мною методики, я стараюсь сохранять в положении разгибания остаточную подвижность в пределах 1–2 мм, в положении сгибания — менее 3 мм. Достигается это посредством приложения небольшой варусной/вальгусной нагрузки в различных положениях коленного сустава. В настоящее время не существует каких-либо специальных инструментов, позволяющих точно оценить связочный баланс.



Рисунок 73.9. (а) 69-летний мужчина с варусной деформацией коленного сустава величиной 16°. (б) Скриншот экрана компьютера, на котором отражена имеющаяся варусная деформация в 16°. (в) Типичный широкий релиз поверхностной медиальной коллатеральной связки, который при использовании обычной методики был бы признан достаточным. Однако согласно измерениям компьютера, в данном случае имеется остаточная варусная деформация в 7°. (г) Дальнейший релиз до точки «разрыва» поверхностной медиальной коллатеральной связки не позволяет скорректировать деформацию до 0° по отношению к механической оси. (д) Послеоперационная рентгенография в прямой проекции в положении стоя, коррекция бедренно-большеберцовой оси составляет 6°.

С использованием навигации я выполнил десять ревизионных ТКА после неудачно выполненных ранее вмешательств и каждый раз получал для себя весьма важную информацию, которую в последующем использовал в своей практике. Несколько ревизионных вмешательств было выполнено с целью коррекции хронической нестабильности, сформировавшейся после использования малоинвазивных доступов «с сохранением четырехглавой мышцы». Типичной проблемой являлась остаточная варусная деформация в 5–7°, при которой имело место избыточное натяжение внутренних связок и недостаточное — наружных в положении разгибания и недостаточное натяжение и тех и других в положении сгибания. Я использовал компьютерную навигацию для коррекции исходной деформации, а затем для правильного баланса сгибательного и разгибательного пространств, позволяющего просто установить более высокий вкладыш. Компьютер также может использоваться для оценки погрешностей ротации бедренного и большеберцового компонентов, которые могут наблю-

даться в ситуациях, требующих ревизии в связи с подвывихом или вывихом надколенника.

Компьютерная навигация является великолепным методом интраоперационной оценки точности и эффективности использования новых инструментов, предназначенных для малоинвазивной хирургии (рис. 73.11). Согласно моему опыту, большинство этих инструментов могут «смещаться» или «раскачиваться», что легко приводит к погрешностям в 2 мм. При малоинвазивных вмешательствах во время выполнения всех опилов, релизов и окончательных замеров я полностью полагаюсь на компьютер.

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава

Возможности эффективного использования навигации при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава в значительной мере отличаются от таковых

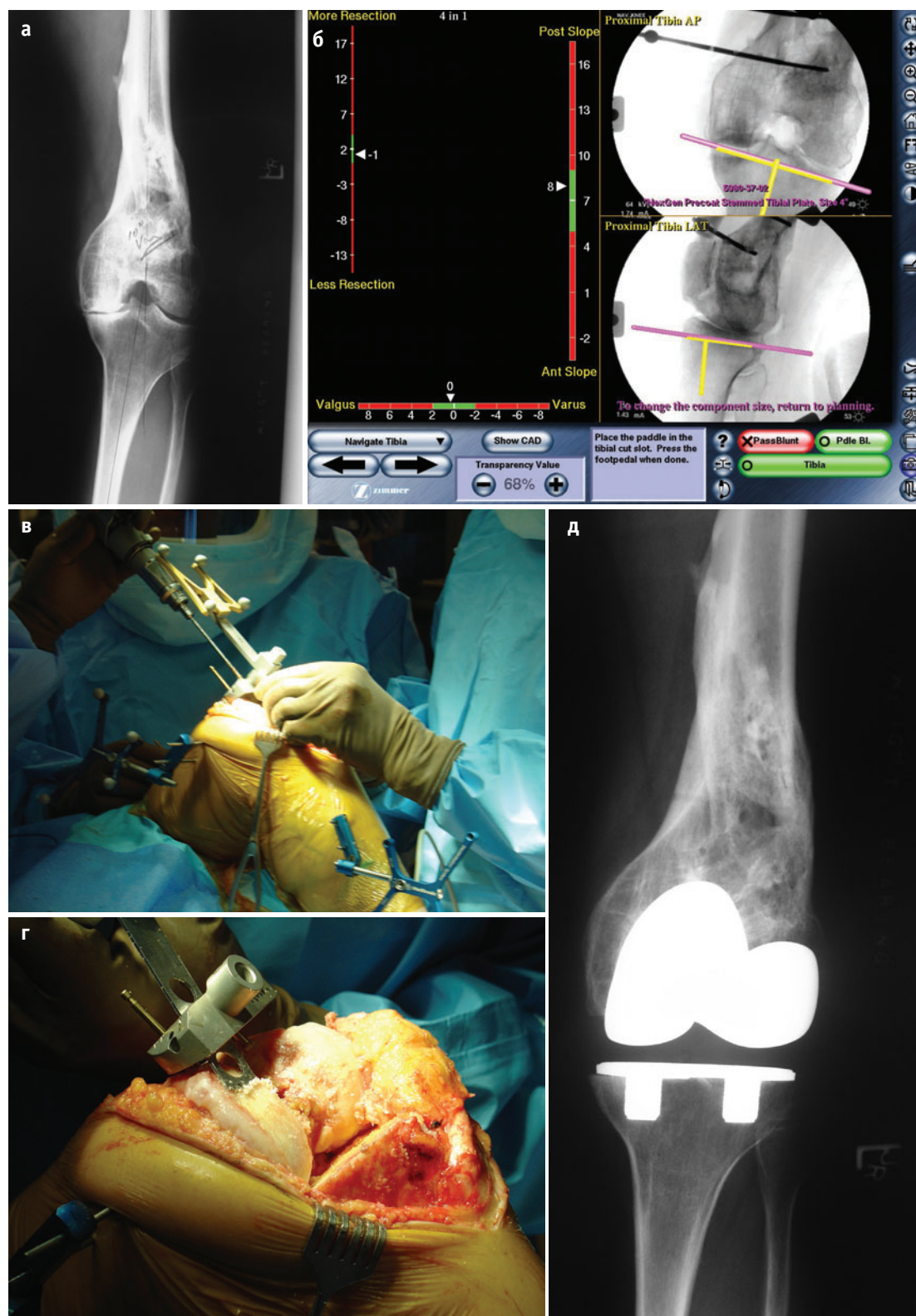


Рисунок 73.10. (а) Сложный случай эндопротезирования при старой деформации после перенесенного перелома бедра. (б) Согласно замерам навигационной системы, планируемый тибяльный опил должен иметь наклон кзади 8° , объем резекции медиального плато 1 мм, коррекция механической оси 0° . (в) Ручное расположение дистального бедренного резекционного блока под контролем навигационной системы на желаемый уровень резекции и правильный угол во фронтальной и сагиттальной плоскостях. (г) Выполнен дистальный опил бедра. (д) На послеоперационной рентгенограмме — «идеальная» ориентация дистального опи́ла бедра, отклонение механической оси составляет 1° варуса.