

## 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.<sup>1</sup> 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.<sup>2</sup> 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.<sup>3</sup> Verend e 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.<sup>4</sup>

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  $1,32^\circ$ .<sup>5</sup> Bathis et al. сравнили безлучевую навигационную систему с традиционной методикой, включающей применение интрамедуллярного бедренного направлятеля и экстремедуллярного большеберцового направлятеля. Согласно их результатам, при использовании навигационной системы механическая ось коленного сустава в 96% находилась в пределах  $3^\circ$  вальгусного или варусного отклонения, тогда как при использовании традиционной методики в этих пределах ось находилась лишь в 76% случаев.<sup>6</sup> 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 ( $3^\circ$ ) в 87% случаев, а при использовании навигации — в 100% случаев.<sup>7</sup>

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  $3^\circ$  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. <sup>7</sup>	120	98	78	20
Victor и Hoste <sup>9</sup>	50	100	74	27
Jenny <sup>15</sup>	235	97	74	23
Jenny et al. (2001)	50	94	78	16
Kim et al. (2005)	69, 78	78	58	20
Perllick et al. (2004)	40	93	75	18
Song et al. (2005)	47, 50	96	76	20
Bathis et al. (2004)	160	96	78	18
Perllick 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	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, флюорографии 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  $3^\circ$ ), тогда как безлучевые системы — 97%.<sup>8</sup> 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%.<sup>9</sup> 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%.<sup>10</sup>

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.<sup>11</sup> 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 тибияльные направлятели, имелись признаки внутричерепной микроэмболии, тогда как при использовании интракортикальных пинов-маркеров подобные явления отмечались лишь у 50% пациентов.<sup>12</sup>

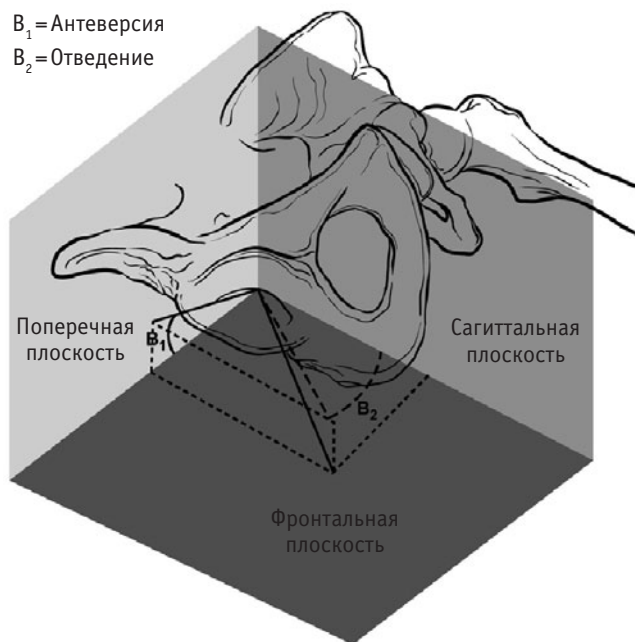
Одномышечковое эндопротезирование коленного сустава также может быть более эффективным при использовании в сочетании с CAS. Cobb et al., используя при одномышечковом эндопротезировании протезом Oxford компьютерную навигационную роботизированную систему, выяснили, что с ее помощью у всех пациентов удалось добиться положения протеза, отличающегося от планируемого всего лишь на  $2^\circ$ , тогда как при использовании традиционной методики такое положение достигнуто только в 40% случаев.<sup>13</sup> 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.<sup>14</sup> Jenny четко продемонстрировал преимущества одномышечкового протезирования с использованием навигации как из стандартного, так и из малоинвазивного доступа.<sup>15</sup> 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  $2^\circ$ , тогда как при использовании стандартной методики этот показатель составил 60%.<sup>16</sup>



### Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава

DiGioia et al. впервые описали применение КТ-изображений, полученных в предоперационном периоде, для последующей навигации в ходе операции.<sup>17</sup> 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 ( $P < 0,0001$ ).<sup>18</sup>

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.<sup>19</sup> 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%.<sup>20</sup> 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.<sup>21</sup> 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-



**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 навигации<sup>22</sup> (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 ости.

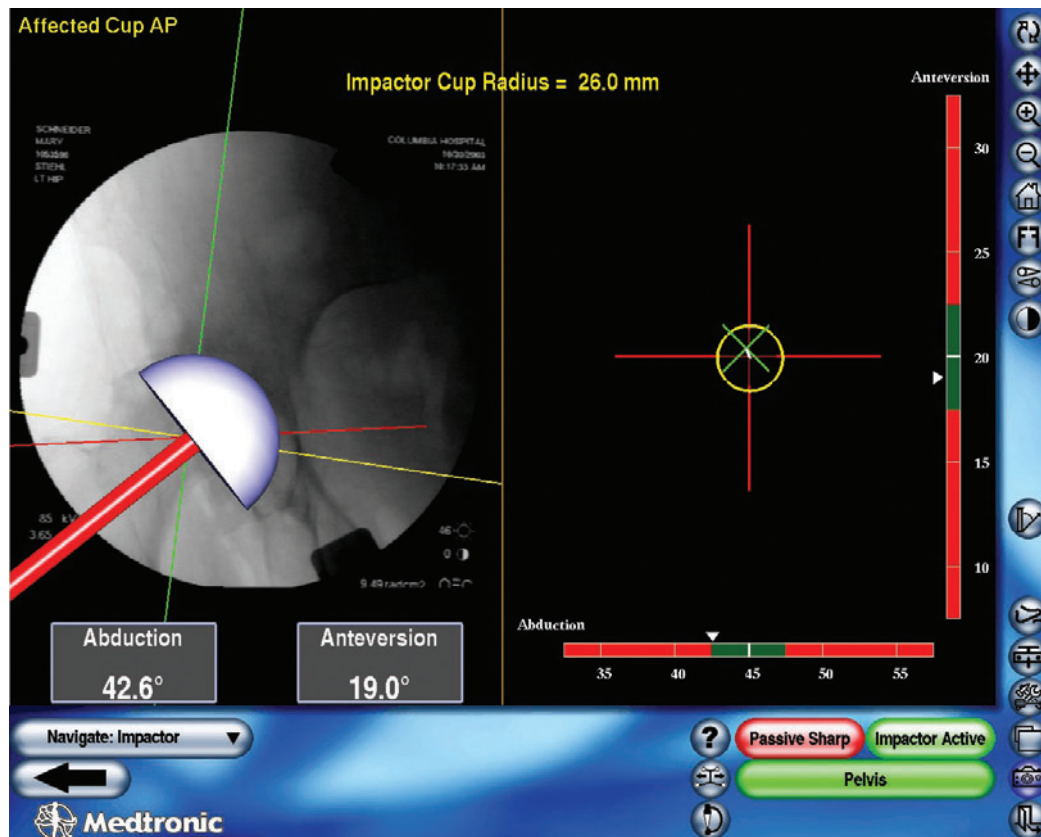
При эндопротезировании тазобедренного сустава также предпринимались попытки использования флюороскопических референсных систем, однако проблемы, связанные с точностью методик, возникали и здесь (рис. 73.5). Проблема в том, что поле зрения большин-

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 протеза<sup>23</sup> (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.<sup>24</sup>

## «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.

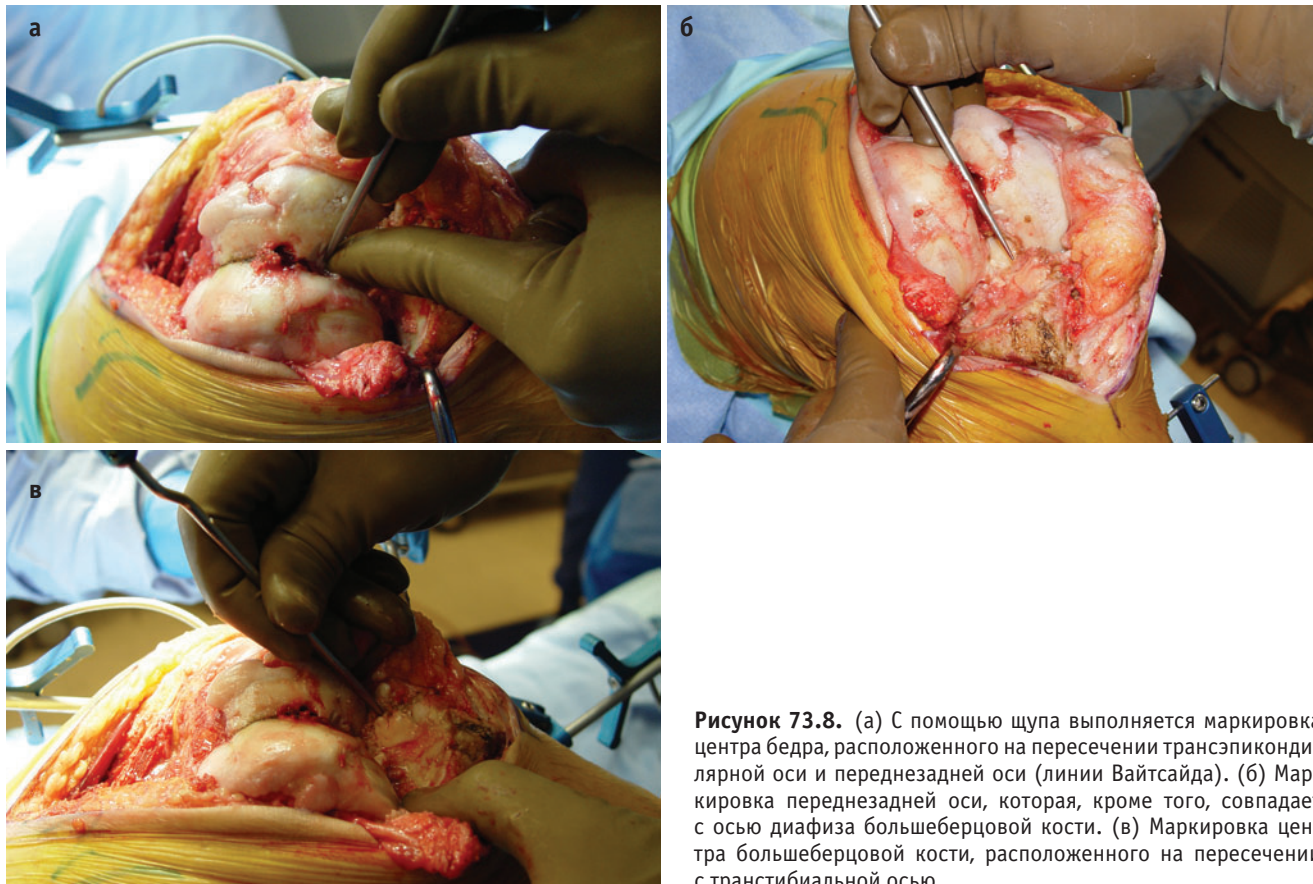
уже более 250 операций. Клиника, в которой я работаю, приобрела систему Medtronic Treon Stealth, использующую оптические камеры, однако позволяющую применять самые различные инструменты и способы их отслеживания. Оригинальное программное обеспечение «Universal Total Knee» оказалось простым и эффективным 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. Цельный ряд проблем удалось решить с использованием компьютерной навигации. Например, любая варусная деформация с отклонением от нормальной механической оси более  $10^\circ$  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 интрамедулярного 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-

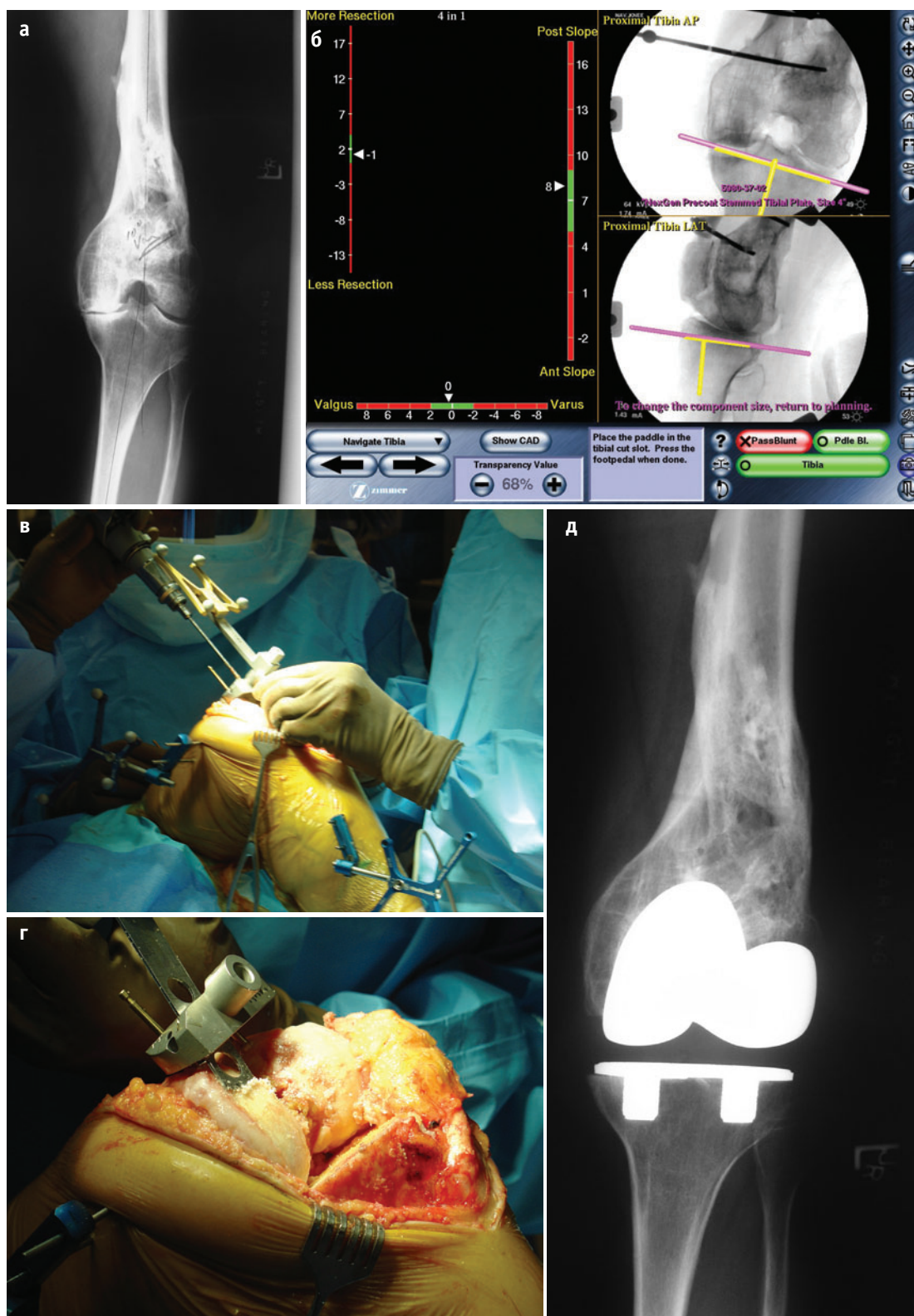
даться в ситуациях, требующих ревизии в связи с подвывихом или вывихом надколенника.

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 тибиальный опил должен иметь наклон кзади  $8^\circ$ , объем резекции медиального плато 1 мм, коррекция механической оси  $0^\circ$ . (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  $1^\circ$  варуса.