

© Коллектив авторов, 2003

ОСОБЕННОСТИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ШЕЙКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

А.Ф. Лазарев, А.О. Рагозин, Э.И. Солод, М.Г. Какабадзе

Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Москва

Представлена биомеханическая концепция выбора имплантата для первичного эндопротезирования тазобедренного сустава при переломах шейки бедренной кости на фоне остеопороза. Критерием выбора является расположение сурсила (нагружаемой поверхности плотной структуры в области крыши вертлужной впадины), определяемое взаимодействием сил мышц в области тазобедренного сустава. В зависимости от направления и степени отклонения сурсила от горизонтальной оси таза установлены абсолютные показания к тотальному эндопротезированию, использованию биполярных и монополярных гемипротезов. На основе предложенной концепции проведен ретроспективный анализ результатов эндопротезирования у 58 больных с исследованием причин протрузии и нестабильности компонентов эндопротеза.

Biomechanic conception of implant choice for primary total hip replacement in osteoporotic femur neck fractures is presented. Criterion for the choice is a localization of load-bearing surface of dense structure in acetabulum roof zone, i.e. sursile. Absolute indications to total hip replacement, use of bipolar and unipolar hemiprotheses are determined depending on the direction and deviation degree of sursile from horizontal axis of pelvis. Based on suggested conception the retrospective analysis of joint replacement results in 58 patients has been performed. The causes of protrusion and losing of implants were studied.

Переломы проксимального отдела бедренной кости остаются актуальной проблемой травматологии. По мировой статистике и демографическим данным, к концу XX века их число варьировало в диапазоне 1,3 млн–1,7 млн в год, а к середине XXI века оно может возрасти почти в 4 раза [11].

В отличие от стран Европы и Америки, в России увеличение частоты переломов проксимального отдела бедренной кости происходит на фоне сокращения продолжительности жизни, поэтому, как предполагают некоторые авторы [1], возраст и возрастная атрофия не являются основной причиной переломов. Согласно результатам нашего исследования [7], у 31% пациентов с переломами шейки бедренной кости ранее были переломы, возникавшие при минимальной травме, у 75% больных выявлялись биохимические признаки нарушения метаболизма костной ткани, у 94% больных при двухфотонной рентгеновской денситометрии обнаружены отклонения минеральной плотности кости по Т-критерию более 2,5 SD, что указывает на наличие у них остеопороза. Таким образом, как свидетельствуют полученные данные, абсолютное большинство переломов шейки бедренной кости происходит на фоне остеопороза.

По наблюдениям отечественных авторов, отчетливо прослеживается зависимость выживаемости

травмированных пациентов от метода лечения, при этом все отмечают значительное снижение летальности при раннем оперативном лечении [2, 7, 8]. При консервативной терапии, связанной с длительным вынужденным постельным режимом, летальность достигает 24–55%. До 33% больных с переломами шейки бедра умирают в течение первых 6 мес после травмы, причем смертность прогрессивно возрастает с увеличением возраста пострадавших [4, 9]. При оперативном лечении переломов проксимального отдела бедра летальность среди пострадавших пожилого возраста составляет, по данным ВОЗ, 12–15%, по нашим данным, она колеблется в пределах 5,9–10%. Сказанным объясняется проявляющееся во всем мире стремление к активной хирургической тактике при лечении рассматриваемых повреждений [3, 5, 6].

Основная задача лечения пострадавших с переломами шейки бедра на первом этапе — спасение жизни и профилактика гипостатических осложнений. Развитие этих осложнений носит обвальный характер, в связи с чем сроки с момента травмы до проведения операции играют решающую роль. Второй важнейшей задачей является восстановление опороспособности нижней конечности. Для ее решения у пострадавших пожилого и старческого возраста принципиально возможны

два подхода (с учетом соматического состояния больного, характера перелома, репаративных возможностей организма, предполагаемых сроков начала неконтролируемой нагрузки, стабильности фиксации) — остеосинтез и эндопротезирование.

При остеосинтезе шейки бедренной кости частота несращений составляет 33%, развития аваскулярного некроза — 16%, повторная операция требуется в 20–36% случаев [11, 13]. Главными факторами, влияющими на сращение перелома шейки бедра при остеосинтезе, являются временной промежуток между травмой и оперативным лечением, биомеханические особенности перелома, наличие и выраженность смещения отломков. Мы считаем, что применение остеосинтеза возможно только в первые 3 сут после травмы при I–II типе угла Пауэлса и первых трех типах смещения по Гардену. Остальным пациентам абсолютно показано первичное эндопротезирование.

При равных с остеосинтезом возможностях восстановления функции эндопротезирование обладает существенным достоинством — обеспечивает возможность ранней активизации больного и ходьбы с опорой на оперированную конечность. Это имеет важное как медицинское (профилактика осложнений), так и социальное значение (сокращение сроков нетрудоспособности, что особенно актуально для работающих пенсионеров).

В настоящее время есть три типа эндопротезов, используемых при лечении больных с переломами

шейки бедренной кости: 1) монополярные эндопротезы Мура и Мура—ЦИТО (которые нуждаются в модернизации дизайна) или монополярные головки в сочетании с ножками современных конструкций; 2) биполярные эндопротезы — с возможностью вращения по двум радиусам; 3) тотальные эндопротезы. По результатам анализа зарубежной и отечественной литературы мы пришли к выводу, что в настоящее время не существует критериев выбора типа эндопротеза для конкретного больного с переломом шейки бедренной кости, на выбор системы эндопротеза в основном оказывают влияние социальные и экономические факторы.

Использование монополярных эндопротезов имеет свои положительные стороны — низкая стоимость конструкции, простота, меньшая травматичность и продолжительность операции, однако при этом чаще отмечается расшатывание ножки протеза (при применении устаревших моделей) или протрузия его головки в вертлужную впадину (рис. 1). Использование биполярных эндопротезов современных конструкций также далеко не всегда предотвращает развитие протрузии головки в вертлужную впадину, наиболее часто это связывают с остеопорозом (рис. 2). Вместе с тем в ряде случаев монополярные эндопротезы служат в течение длительного времени без признаков развития нестабильности или протрузии и переживают современные тотальные эндопротезы цементной фиксации, установленные с помощью техники цементирования II генерации, наиболее распространенной в нашей стране (рис. 3).

По нашим данным, продавливание дна вертлужной впадины происходит в результате нарушения баланса сил, действующих в области тазобедренного сустава. Величина и направление этих сил определяются взаимодействием мышц, окружающих сустав. Баланс головки бедренной кости в вертлужной впадине обеспечивается взаимодействием отводящих мышц, пытающихся вывихнуть головку из вертлужной впадины, и подвздошно-поясничной мышцы, которая вместе с отрицательным давлением в полости сустава стремится вдавить головку в дно вертлужной впадины. Любое нарушение равновесия этих мышц приводит к нарушению баланса сил в локальных участках тазобедренного сустава и к патологичес-

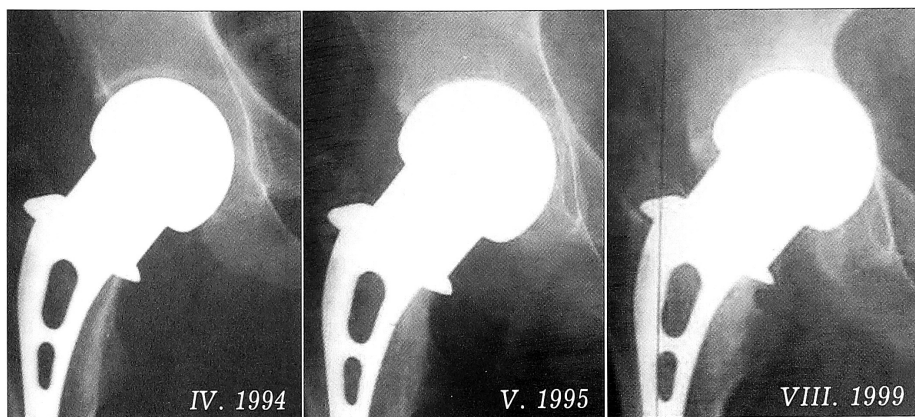


Рис. 1. Развитие протрузии головки эндопротеза Мура—ЦИТО в вертлужную впадину в течение 5 лет.

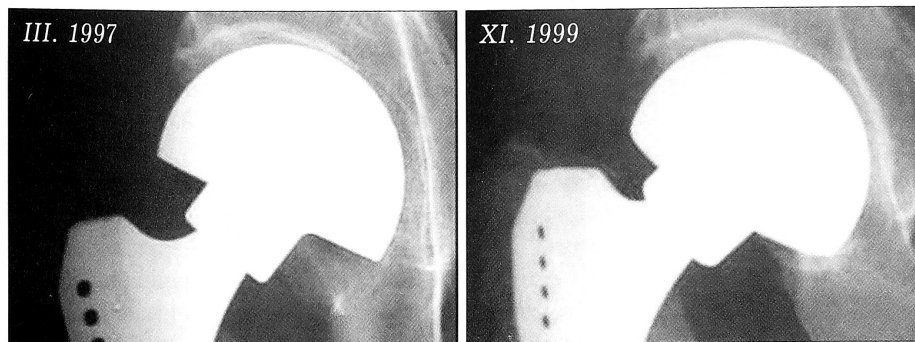


Рис. 2. Протрузия биполярной головки в вертлужную впадину в течение 2 лет.



Рис. 3. Больная А. 86 лет. В 1992 г. произведено эндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом Мура—ЦИТО, в 1994 г. — эндопротезирование левого тазобедренного сустава тотальным эндопротезом с фиксацией на костном цементе.

а — через 2 года после эндопротезирования правого, б — непосредственно после эндопротезирования левого тазобедренного сустава; в — изменений со стороны гемипротеза через 4 года после установки нет, отмечается «проваливание» цементной ножки Bi-metric через 2 года после операции; г — положение гемипротеза через 8 лет после операции не изменилось, положение цементного эндопротеза через 6 лет стабилизировалось.

ким изменениям в них. Формирование и ориентация костных балок происходит на участках физиологического давления, избыточное же давление вызывает остеолит. В условиях нарушенного ремоделирования кости, при остеопорозе, смещение мышечного баланса и даже небольшое увеличение давления в локальных зонах повлечет за собой появление остеолита и развитие протрузии головки в вертлужную впадину.

Отсюда понятно, что биомеханические особенности тазобедренного сустава у каждого конкретного больного будут оказывать решающее влияние на «выживаемость» эндопротеза, при этом остеопороз уменьшает способность кости к сопротивлению действию разрушающих сил.

Согласно закону Вольфа, архитектура кости определяется направлением линий наибольших напряжений. Следовательно, направление костных балок конкретного сегмента кости определяется направлением векторов сил, действующих на этот сегмент. Поэтому, анализируя архитектуру кости в области тазобедренного сустава по рентгенограммам, выполненным в переднезадней проекции, мы можем судить о направлении векторов и балансе сил, действующих на него. В области тазобедренного сустава костные балки формируют сле-

дующие структуры (рис. 4): *сурсил* — нагружаемую поверхность плотной структуры в области крыши вертлужной впадины; *«готическую арку»* — два пучка костных балок, поддерживающих сурсил. Первый пучок начинается от наружного края крыши вертлужной впадины и имеет краниомедиальное направление. Этот пучок формируется под действием суммарного вектора сил отводящих мышц бедра. Второй пучок начинается от lamina quadrilaterum, имеет краниолатеральное направление и формируется под действием суммарного вектора сил m. iliopsoas. Пересечение этих пучков формирует фигуру «готической арки». Вектор результирующей силы, действующей на тазобедренный сустав, проходит через верхушку «готической арки» к центру ротации головки бедренной кости и делит сурсил пополам. В литературе нет единого мнения о направлении результирующей силы в нормальных биомеханических условиях. Pauwels [14] считал, что ее вектор должен иметь краниомедиальное отклонение от вертикальной оси

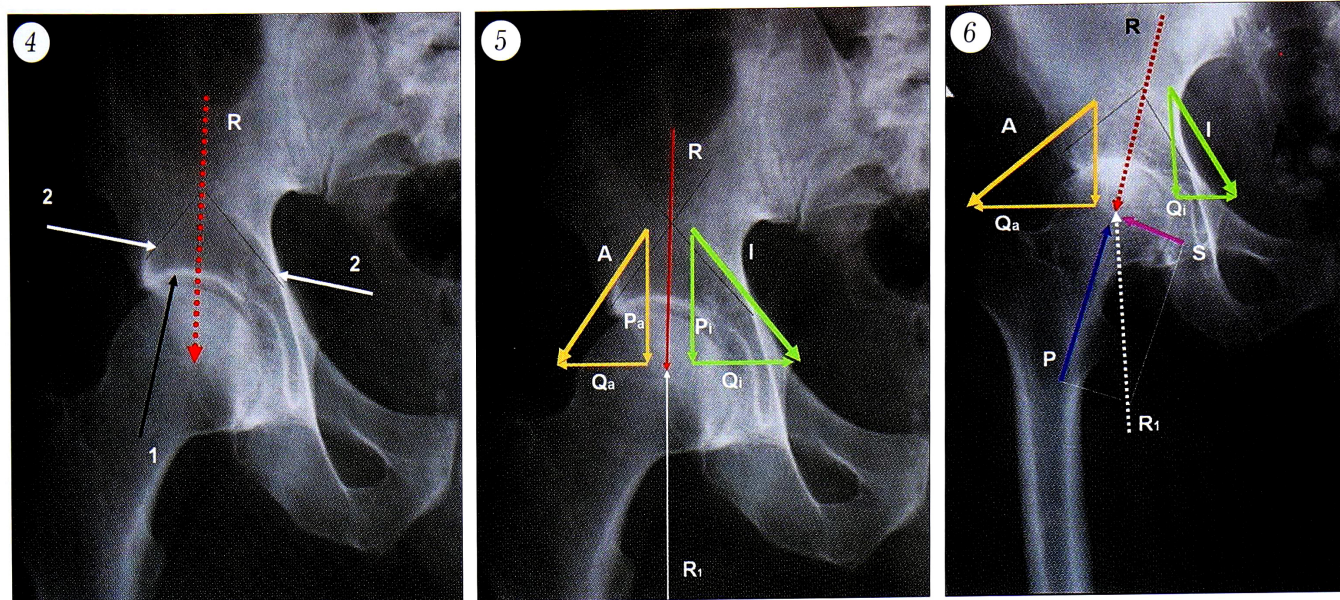


Рис. 4. Сурсил — нагружаемая поверхность (1), пучки костных балок, формирующие «готическую арку» (2), положение вектора результирующей силы (R).

Рис. 5. Распределение векторов сил при горизонтальном расположении сурсила.

A — вектор силы отводящих мышц бедра; I — вектор силы подвздошной мышцы; P_a и P_i — вертикальные составляющие, Q_a и Q_i — горизонтальные составляющие, R — результирующая сила, R_1 — сила реакции опоры.

Рис. 6. Распределение векторов сил при медиальном положении сурсила: баланс сил смещается в сторону отводящих мышц.

таза в 16° для обеспечения баланса сил. По данным Clark и Naunor [12], Pedersen и соавт. [15], отклонение вектора результирующей силы от вертикальной оси может варьировать от 1° в латеральную сторону до 7° в медиальную. Bombelli [10] полагает, что баланс мышц возможен только тогда, когда вектор результирующей силы проходит строго вертикально.

Если не учитывать действие отрицательного давления в суставе, то можно представить, что в случаях, когда вектор результирующей силы проходит вертикально, векторы сил ягодичных мышц

и подвздошной мышцы имеют равный наклон. Это свидетельствует о равных значениях горизонтальной и вертикальной составляющих данных векторов при противоположных направлениях их горизонтальных составляющих

(рис. 5). В этом случае положение сурсила будет строго горизонтальным, т.е. силы выталкивания и вправления головки бедренной кости будут равны.

При нарушении мышечного баланса вектор результирующей силы может иметь краниомедиальное или краниолатеральное направление, что обусловит отклонение сурсила в медиальную или латеральную сторону. Медиальное отклонение сурсила и вектора результирующей силы указывает на то, что вектор силы отводящих мышц имеет более горизонтальное направление, а вектор силы подвздошной мышцы — более вертикальное. Согласно правилу векторов, горизонтальная составляющая вектора силы отводящих мышц будет увеличиваться, а подвздошной мышцы — уменьшаться. Таким образом, в этом случае будет иметь место тенденция к вывихиванию головки бедренной кости из вертлужной впадины.

Данная ситуация усугубляется тем, что в момент опоры срезающий компонент вектора силы реакции опоры (S) еще больше нарушит баланс сил, стремясь также вывихнуть головку бедренной кости из вертлужной впадины. Суммарное значение горизонтальной составляющей вектора силы ягодичных мышц и срезающего компонента силы реакции опоры превысит суммарное значение вектора силы подвздошной мышцы и давящего компонента силы реакции опоры. И чем больше будет медиальное отклонение сурсила, тем большим окажется сдвиг баланса сил в области тазобедренного сустава в сторону вывихивания головки бедренной кости (рис. 6). В клиническом плане можно гово-

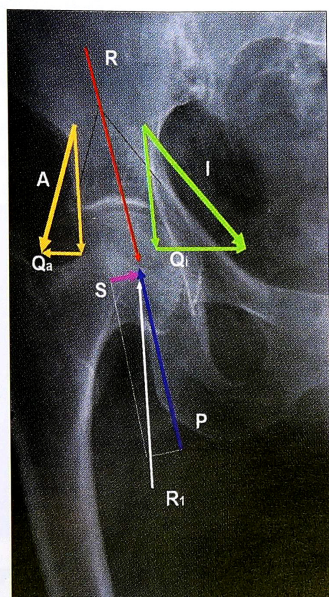


Рис. 7. Распределение векторов сил при латеральном положении сурсила: баланс сил смещается в сторону подвздошной мышцы.

рить о тенденции к выдавливанию головки из вертлужной впадины при стоянии и ходьбе; к тому же при каждом моменте опоры действующие в этом направлении силы увеличиваются пропорционально весу тела. Иными словами, возникает тенденция к центробежному смещению головки бедренной кости.

Латеральное отклонение сурсила и вектора результирующей силы свидетельствует о диаметрально противоположных нарушениях в тазобедренном суставе. При этом более горизонтальное направление будет иметь вектор силы подвздошной мышцы, а направление вектора силы ягодичных мышц будет более вертикальным (рис. 7). Следовательно, горизонтальная составляющая вектора силы подвздошной мышцы будет увеличиваться, а ягодичных мышц — уменьшаться. В этом случае проявляется тенденция к протрузии головки бедренной кости в вертлужную впадину. В момент опоры срезающий компонент вектора силы реакции опоры будет иметь медиальное направление, еще больше нарушая баланс сил, стремясь также вдавить головку бедренной кости в вертлужную впадину. Суммарное значение горизонтальной составляющей вектора силы подвздошной мышцы и срезающего компонента силы реакции опоры превысит суммарное значение вектора силы ягодичных мышц и давящего компонента силы реакции опоры. Чем больше будет сдвиг баланса сил в медиальном направлении, тем существеннее окажется латеральное отклонение сурсила от вертикальной оси и соответственно выраженнее тенденция к протрузии головки бедренной кости, особенно в условиях нарушения ремоделирования костной ткани.

Исходя из анализа рентгенограмм и данных биомеханического исследования, теоретически можно выделить три модели тазобедренного сустава с учетом распределения основных сил мышц и реакции опоры:

1) сбалансированный сустав — сурсил имеет горизонтальное направление;

2) несбалансированный сустав с тенденцией к центробежному смещению головки бедренной кости при опоре — сурсил и верхушка «готической арки» отклонены в медиальную сторону;

3) несбалансированный сустав с тенденцией к центростремительному смещению головки при опоре — сурсил и верхушка «готической арки» отклонены латерально.

Целью данной работы было биомеханическое обоснование критериев выбора типа эндопротеза при лечении больных с переломами шейки бедренной кости и выявление условий, при которых применение моно- и биполярных эндопротезов может приводить к развитию ранних осложнений.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Для практического подтверждения теоретической модели был проведен анализ первичных и выполненных в отдаленные сроки рентгенограмм

58 пациентов, перенесших операцию эндопротезирования тазобедренного сустава. Возраст больных варьировал от 64 до 82 лет (в среднем $74,4 \pm 4,1$ года). По типу эндопротезирования пациенты были разделены на три группы: 1-я группа (24 больных) — монополярное эндопротезирование протезом Мура или Мура—ЦИТО; 2-я группа (18 больных) — установка ножки эндопротеза «SL Plus» с биполярной головкой; 3-я группа (16 больных) — тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава различными типами протезов.

Рентгенограммы были оцифрованы, положение сурсила рассчитано на персональном компьютере с использованием программы Adobe Photoshop. Медиальное отклонение принимали за положительную величину, латеральное обозначали знаком «-».

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Данные анализа рентгенограмм пациентов до операции представлены в таблице. При изучении результатов эндопротезирования в сроки до 10 лет с момента операции установлено появление протрузии головки эндопротеза в вертлужную впадину у 8 пациентов 1-й и у 3 пациентов 2-й группы; у больных 3-й группы, которым проводилось тотальное эндопротезирование, протрузии не отмечено. Таким образом, выявляется общая закономерность — тенденция к протрузии головки в вертлужную впадину при использовании моно- и биполярных эндопротезов проксимального отдела бедренной кости. Протрузия произошла у пациентов, у которых медиальное отклонение сурсила не превышало 8° (см. таблицу).

Согласно теоретическим расчетам, баланс сил в области тазобедренного сустава должен достигаться при горизонтальном положении сурсила или когда его медиальное отклонение приближается

Положение сурсила (отклонение от горизонтальной оси таза в градусах) у пациентов с переломами шейки бедренной кости

№	1-я группа	2-я группа	3-я группа	№	1-я группа	2-я группа	3-я группа
1	9,2	2,2	4,4	13	0,7	9,5	0
2	10,5	11,6	8,6	14	8,9	9,8	9,2
3	12,3	-1,7	3,2	15	10,5	8,8	11,4
4	8,6	9,1	4,4	16	6,9	8,6	7,2
5	0	12,4	10,7	17	11,1	10	
6	5	10,6	0,5	18	5,4	11,2	
7	12,4	9,4	6,9	19	8,8		
8	9,8	8,9	7,2	20	8,6		
9	9,4	11,1	9,5	21	11		
10	8,7	0	9,1	22	-2,3		
11	9,4	11,7	9,5	23	10,3		
12	4,6	9,5	3,6	24	7,7		

Примечание. Светлые клетки — показатели больных, у которых в последующем развилась протрузия головки эндопротеза в вертлужную впадину.

к нулю. Однако, как показали наши исследования, даже при медиальном отклонении сурсила менее 8° имеется тенденция к протрузии вертлужной впадины, что свидетельствует о сохраняющемся дисбалансе сил. Причина некоторого несоответствия полученных результатов теоретическим предположениям, на наш взгляд, состоит в том, что при проведении расчетов не учитывалось отрицательное давление в полости тазобедренного сустава. При опоре в 14-ю фазу цикла шага (по Fisher [цит. 15]) напряжение отводящих мышц, стабилизирующих тело в вертикальном положении, определяет преимущество сил, направленных центробежно, — вывихивающих головку бедренной кости из вертлужной впадины [10, 15]. В этот момент возникающее в полости сустава отрицательное давление препятствует действию отводящих мышц бедра, а натяжение связочного аппарата тазобедренного сустава за счет раздражения механорецепторов в 15-ю фазу цикла шага вызывает сокращение подвздошно-поясничной мышцы, которая стабилизирует тазобедренный сустав, снимая напряжение со связочного аппарата. Поэтому горизонтальная составляющая вектора силы ягодичных мышц должна быть больше, чем вектора силы подвздошной мышцы, что и обуславливает краниомедиальное положение сурсила в нормальных биомеханических условиях.

Как показали наши исследования, медиальное смещение сурсила не должно быть менее 8° , а увеличение его в рассматриваемой ситуации становится более выгодным. В противном случае появляется тенденция к протрузии головки протеза в дно вертлужной впадины. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава за счет перераспределения сил по плоскости опоры вертлужного компонента дает хорошие результаты, даже при наличии неблагоприятного дисбаланса сил в суставе.

Пациенты пожилого возраста отягощены комплексом сопутствующих заболеваний, которые под воздействием травматического стресса, как правило, усугубляются. Поэтому в ряде случаев необходимым условием является минимальная травматичность оперативного вмешательства. Это делает оправданным использование гемипротезов, которые позволяют создать стабильную первичную фиксацию и обеспечивают возможность полной нагрузки в предельно ранние сроки после операции. При благоприятных биомеханических условиях гемипротезы могут успешно функционировать в течение многих лет.

Проведенные исследования позволили нам разработать следующую биомеханическую концепцию выбора типа эндопротеза при переломах шейки бедренной кости на фоне остеопороза:

- Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава является желательным при любых биомеханических условиях, если к нему нет противопоказаний, связанных с соматическим состоянием пациента, и абсолютно показано при неблагопри-

ятных биомеханических условиях в суставе, которые определяются медиальным отклонением сурсила от горизонтальной оси таза менее 8° .

- При медиальном отклонении сурсила от горизонтальной оси таза более 8° у активных пациентов эндопротезирование тазобедренного сустава биполярными гемипротезами обеспечивает достаточную двигательную активность и может являться операцией выбора.

- При медиальном отклонении сурсила от горизонтальной оси таза более 8° эндопротезирование тазобедренного сустава монополярными гемипротезами может производиться только у пациентов с низкой двигательной активностью.

- При медиальном отклонении сурсила от горизонтальной оси таза менее 8° или его латеральном отклонении использование гемипротезов противопоказано из-за высокого риска протрузии головки протеза в вертлужную впадину в течение первых лет. В этих случаях абсолютно показано тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава.

ЛИТЕРАТУРА

1. Беневоленская Л.И., Марова Е.Н., Рожинская Л.Я., Михайлов Е.Е. Остеопороз: эпидемиология, диагностика. Кальцитонин в лечении остеопороза: Метод. рекомендации. — М., 1997.
2. Войтович А.В., Парфеев С.Г., Шубняков И.И. и др. //Травматол. ортопед. России. — 1996. — N 3. — С. 29–31.
3. Войтович А.В. Оперативное лечение больных с переломами проксимального отдела бедренной кости в системе медицинской реабилитации: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — СПб, 1994.
4. Лирицман В.М. Переломы бедренной кости у лиц пожилого и старческого возраста: Дис. ... д-ра мед. наук. — М., 1972.
5. Михайлов Е.Е., Беневоленская Л.И., Аникин С.Г. //Материалы Российского симпозиума по остеопорозу. — СПб, 2000. — С. 72.
6. Солод Э.И. Комплексное лечение внутри- и околосуставных переломов проксимального отдела бедренной кости у лиц пожилого и старческого возраста: Дис. ... канд. мед. наук. — М., 1999.
7. Солод Э.И., Лазарев А.Ф., Николаев А.П., Рагозин А.О., Смирнов И.Н. //Кремлевская медицина. — 2001. — N 1. — С. 68–71.
8. Стаматин С.И. //Ортопед. травматол. — 1988. — N 3. — С. 64–66.
9. Berglund-Roden M., Swierstra B.A., Wingstrand H., Thorngren K-G. //Acta Orthop. Scand. — 1994. — Vol. 65. — P. 287–294.
10. Bombelli R. Structure and function in normal and abnormal hips. How to rescue mechanical jeopardized hips. — 3rd ed. — New York; Berlin; Heidelberg, 1993.
11. Claffey T.J. //J. Bone Jt Surg. — 1960. — Vol. 42B. — P. 802–809.
12. Clark J.M., Haynor D.R. //Ibid. — 1987. — Vol. 69A. — P. 1021–1031.
13. Cooper C., Champion G., Melton J. III. //Osteoporosis Int. — 1992. — N 2. — P. 285–289.
14. Pauwels F. Biomechanics of the normal and diseased hip. — Berlin; Heidelberg; New York, 1976.
15. Pederson D.R., Brand R.A., Davy D.T. //J. Biomech. — 1997. — Vol. 30, N 9. — P. 959–965.