

К.М. Шерепо

О ПЕРЕЛОМАХ НОЖЕК ЭНДОПРОТЕЗОВ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА СИСТЕМЫ К.М. СИВАША

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

На 673 операции тотального эндопротезирования тазобедренного сустава по Сивашу (сводный материал) в сроки от 3 до 20 лет зарегистрирован 21 перелом ножки эндопротеза (3,12%). Биомеханическое исследование и операционные находки позволили автору сделать предположение, что вероятность перелома ножки у стабильного эндопротеза выше, чем у нестабильного. По данным металло- и фрактографического анализа, переломы являются усталостными. Способствующие факторы — микропоры в структуре металла и подрезы при механической обработке эндопротеза. Описана техника операции по замене эндопротеза при переломе его ножки.

Тотальный эндопротез Сиваша, прослужив 30 лет, в последние годы стал вытесняться другими моделями. Однако в России и других странах СНГ осталось несколько тысяч больных, которые продолжают ходить на нем. С увеличением срока эксплуатации протезов возрастает и вероятность различных осложнений, в том числе переломов ножки искусственного сустава. Это тяжелое осложнение, как правило, ведет к повторной операции — замене эндопротеза или только его извлечению.

Нами проанализирован сводный материал из 18 лечебных учреждений бывшего СССР — 673 операции с имплантацией эндопротеза Сиваша. Частота переломов ножки эндопротеза на этом материале составила 3,12% (21 перелом). Ножки ломались на уровне нижнего, реже верхнего окна и в единичных случаях — под «пяткой». Переломы происходили в сроки от 3 до 20 лет, но в 2/3 случаев — после 10 лет. К 1980 г., при сроках наблюдения до 10—14 лет, установлено 12 переломов, а к 1990 г. — уже 21.

У 12 (1,78%) больных перелом ножки эндопротеза привел к неудовлетворительному исходу, у 9 (1,33%) — к снижению оценки исхода с хорошей до временно удовлетворительной. В этих случаях удовлетворительный исход характеризуется снижением опорности конечности и появлением боли при ходьбе, даже с помощью трости. Через несколько месяцев при продолжающейся нагрузке развивается асептическая нестабильность верхней части

ножки эндопротеза. При этом разрушается медиальная часть проксимального конца бедренной кости и латеральная стенка ее диафиза в месте упора сломанного конца ножки.

В месте перелома ножки протеза диафиз деформируется — утолщается за счет надкостницы, одновременно под влиянием нагрузки на ножку кость продолжает разрушаться изнутри. Поскольку нижний конец верхнего фрагмента сломанной ножки под действием нагрузки отклоняется латерально, часть пространства костномозговой полости заполняется фиброзной тканью и костным детритом, образующимся при разрушении диафиза.

Определяя показания к повторной операции, нельзя рассчитывать на сохранность диафиза, имитируемую периостальными наслоениями, так как разрушение кости может превалировать над ее созиданием.

Приведем одно из наблюдений.

Б о л ь н о й П., 45 лет, ветфельдшер. После эндопротезирования с хорошим результатом работал с 1968 по 1975 г. В дальнейшем установлен перелом ножки протеза. Рекомендована замена его. От операции отказался. В 1983 г. произошло прободение диафиза и всех мягких тканей на уровне перелома ножки. Выполнены хирургическая обработка раны, некрэктомия, эндопротез (верхний фрагмент) удален, установлены приточно-отточные дренажи, рана ушита. Верхний конец диафиза был разрушен, нижний конец ножки отграничен от гнойного очага плотной костью, поэтому решено его не удалять, не открывать костномозговую полость. Имплантация нового протеза не планировалась из-за инфекции. Выполнена фиброзно-мышечная пластика [4]. Заживление. Больной пользуется конечностью с помощью ортопедической обуви и трости.

Мы считаем, что извлечение эндопротеза и паллиативные способы стабилизации верхнего конца бедренной кости показаны в запущенных случаях, подобных приведенному выше, а также при разрушении вертлужной впадины, если стабильная установка протеза невозможна даже с применением цемента.

Помимо 21 случая перелома ножки эндопротеза, на том же материале отмечен 51 случай асептической нестабильности несломанной ножки, потребовавшей оперативного вмешательства. Повторное эндопротезирование по поводу обоих этих осложнений у 38% больных оказалось неудачным: у 15% из-за инфекции, у остальных из-за нестабильной установки протеза.

Анализ исходов эндопротезирования показал, что как при первичной имплантации протеза, так и особенно при повторной необходим комплекс условий: безукоризненное соблюдение правил асептики, достаточное количество

донорской крови, хорошая техническая подготовка хирурга и ассистентов, правильный выбор типоразмера протеза, наличие костного цемента. При соблюдении этих условий возможна успешная замена протеза. Нами в ЦИТО выполнено 11 операций повторного эндопротезирования с хорошими исходами, прослеженными до 12 лет. В других случаях, когда состояние диафиза и вертлужной впадины было неудовлетворительным, производили паллиативные операции, направленные на стабилизацию бедра [4].

Существует мнение, что перелом ножки эндопротеза происходит при ее нестабильности [2]. На основании теоретических данных и собственных операционных находок мы полагаем, что и клинически стабильная ножка протеза может сломаться.

Во время ходьбы в переносный период шага нестабильная ножка, не испытывая нагрузки, находится в среднем положении по оси костномозговой полости. В опорный период она подвергается нагрузке, местом приложения которой является ее самая верхняя часть (под «пяткой»). При этом из-за перемещения тела над опорной ногой равнодействующая нагрузки массы тела и мышечных сил [6] действует на ножку протеза под разными углами. Под действием прилагаемых сил ножка совершает перемещение, сначала не имея боковых упоров о диафиз для верхнего и нижнего концов, но затем обретая их на часть опорного периода (другая его часть уходит на отклонение ножки от среднего положения до упора в кость). Эту особенность нагружения ножки мы наблюдали при стендовых испытаниях с использованием специально изготовленной модели, которая представляет собой прозрачную трубку из плексигласа с введенной в нее ножкой протеза, покрытой мягкой прокладкой из фельца. При приложении силы к головке протеза на испытательной машине «Zwik 1464» визуально отмечается отклонение ножки и одновременно графически регистрируется деформация прокладки и плексигласа.

При сниженной опорной функции конечности и болях, обусловленных асептической нестабильностью имплантата, больной мало ходит и, следовательно, совершает меньшее число циклов нагружения, чем за тот же период (сутки, месяц и т.д.) клинически здоровый пациент со стабильным эндопротезом. Из-за разницы в модулях упругости ножки протеза и бедренной кости и физиологических микродеформаций последней микроподвиж-

ность бедренной кости относительно ножки есть и при клинически еще стабильном протезе [7].

Анализ нагружения эндопротеза позволяет сделать предположение, что его ножка работает, как стержень с «неподвижно» закрепленным нижним концом, на который действует момент силы, представляющий собой равнодействующую массы тела и мышечных сил [5]. При этом местами концентрации наибольших напряжений в кости являются самая проксимальная часть медиальной стороны диафиза и его латеральная сторона у нижнего конца ножки протеза [8]. По закону равенства действия и противодействия в этих же местах на ножку действуют изгибающие напряжения. Основываясь на этих данных, мы полагаем, что стабильная ножка подвергается воздействию напряжений от упоров в кость в течение всего опорного периода. Все сказанное свидетельствует о том, что суммарная нагрузка на стабильную ножку значительно превосходит нагрузку на нестабильную ножку, и следовательно, вероятность перелома стабильной ножки больше.

Металлографический и фрактографический анализ показал, что факторами, способствующими разрушению ножки, являются крупнозернистая структура исходного материала с микроскопическими внутренними порами и подрезы при механической обработке ножки, снижающие предел выносливости конструкции. Этот вид перелома определяется как усталостный [1, 3].

Техника замены эндопротеза

Большой вертел в зависимости от его состояния (толщина, сохранность костной ткани, выраженность остеопороза) сохраняют или удаляют. Иссекают рубцовую капсулу на наружной поверхности шейки эндопротеза и параллельно поверхности гнезда. Если гнездо стабильно, то в межлопастных пространствах и окнах находится кость. Костная ткань замуровывает гнездо, распространяясь до плашек, которые удерживают головку (шар) эндопротеза. Извлечение гнезда в этих условиях непростое дело, требующее осторожности. Долотом шириной 15 мм со слегка изогнутым режущим концом подсекают на 2/3 и более костную пластинку на наружной поверхности гнезда и удаляют ее частями. Рубящая кромка долота при выполнении этого приема должна скользить по наружной поверхности гнезда поочередно сверху — дорсально — вниз и сверху

— вентрально — вниз. Не следует углубляться в зону нижнего края вертлужной впадины во избежание его перелома и повреждения сосудов. Большим желобоватым долотом из набора Сиваша краниально и дорсально подсекают костную ткань вокруг гнезда приблизительно на 2/3. Долото следует ориентировать к центру гнезда с учетом его конусообразной формы и обязательно принимать во внимание толщину костных образований в этой области. Действуя долотом, как рычагом, и одновременно осуществляя тягу за шейку эндопротеза, удаляют гнездо. Нужно быть очень аккуратным и не сломать край вертлужной впадины, так как в противном случае установка нового протеза окажется непрочной.

При проведении повторных операций мы находили сильно расщатанный, окруженный толстой фиброзной капсулой и легко извлекаемый верхний конец ножки и не доступный сразу, плотно обросший костью нижний конец.

Для извлечения нижнего замурованного в кости конца ножки тонкими прямыми и желобоватыми долотами разрушают костную ткань в костномозговом канале над его верхним концом и по возможности удаляют. Измерив расстояние от торца диафиза до уровня нижнего конца ножки (например, приложив ножку другого протеза), из нового разреза подходят к бедренной кости и обнажают ее на 4—6 см, так чтобы проекция нижнего конца ножки («верхушки») была приблизительно посередине. Дисковой пилой и долотами трепанируют бедренную кость, отделяя целостный фрагмент длиной 25 мм и шириной 10 мм. Место трепанации намечают с тем расчетом, чтобы кончик ножки обнажался до 10 мм. Кончик ножки освобождают от костной ткани. Инструмент в виде стержня с отогнутым под углом 30° нижним концом и конусовидным углублением вводят в трепанационное отверстие и упирают в конец ножки. Ударами молотка конец ножки выбивают проксимально по ходу канала. Поскольку костномозговой канал имеет конусовидную форму и к тому же расширен вследствие асептической нестабильности имплантата, конец ножки попадает в расширенную его часть и легко извлекается через проксимальное отверстие.

Проксимальный конец диафиза резецируют на 1 см. Этим укорочением можно пренебречь, так как создаются условия для устойчивой установки конусовидной ножки нового протеза в расширенный костномозговой канал. Разверткой, соответствующей ножке выбранного

протеза, обрабатывают костномозговую полость. Соединительнотканную капсулу костномозгового канала тщательно выскабливают. Оставлять капсулу или большие ее участки нельзя, потому что она ослабляет первичную стабильность ножки и, раздавленная при вколачивании последней, может легко инфицироваться.

Такие приемы необходимо использовать и при замене несломанного протеза при его асептической нестабильности. Если этого не делать, сохраняется высокий риск перелома диафиза при вколачивании ножки нового протеза, так как под нижним концом ножки губчатая кость в костномозговой полости резко склерозирована. После вколачивания ножки трепанационный фрагмент укладывают на прежнее место.

При извлечении стабильного тазового компонента (гнезда) неизбежно отсечение костной ткани краев вертлужной впадины, и она становится относительно мелкой. Поэтому, вколачивая новое гнездо, следует ориентировать его сферическую поверхность не на истонченное дно вертлужной впадины, а более проксимально и дорсально, т.е. на толстый массив подвздошной кости.

В случае замены эндопротеза при выраженной асептической нестабильности с большим увеличением полостей вертлужной впадины и костномозгового канала показано применение цемента. Цемент вносят в вертлужную впадину, тут же погружают в нее гнездо и сразу фиксируют несколькими винтами. Первичная фиксация винтами полностью обездвиживает гнездо в момент отвердевания цемента и обеспечивает стабильность цементной промывки и гнезда.

ЛИТЕРАТУРА

1. Борисов Е.А., Бочвар Г.А. и др. //Металлография титановых сплавов. — М., 1980.
2. Панова М.И., Гурьев В.Н., Троценко В.В., Леонова Н.М. //Ортопед. травматол. — 1978. — № 6. — С. 28—33.
3. Фридман Я.Б., Гордеева Т.А., Зайцев А.М. //Строение и анализ изломов металлов. — М., 1960.
4. Шерепо К.М. // Ортопед. травматол. — 1981. — № 3. — С. 24—27.
5. Шерепо К.М., Парфенов А.Б., Зусманович И.С. //Мед. техника. — 1992. — № 5. — С. 14—16.
6. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. — Рига, 1975.
7. Янсон Х.А., Сухоруков О.Г., Дзенис В.В., Татарinov А.М. //Медицинская биомеханика. — Рига, 1986. — Т. 4. — С. 583—594.
8. Huggler A.H., Schreiber A. //Alloarthroplastik des Huftgelenkes. — Stuttgart, 1978. — S. 128—130.

K.M. Sherepo

Six hundred seventy three total hip replacements by Sivash (free material) resulted in 21 fractures of the implant stem (3,12%) in the period from 3 to 20 years after operation. Biomechanical study as well as the surgical findings allowed the author to assume that the probability of the stem fracture in the stable implant is higher than in unstable one. Metal — and fractographic analysis the fractures are of the fatigue pattern. The promoting factors are the micropores in the structure of the metal and the facings during mechanical treatment of the implant. The surgical technique of revision total hip replacement in case of the stem fracture is described.

Стабильность сустава обеспечивается сопротивлением закрепленного в костях эндопротеза разрушающим нагрузкам. В практической медицине распространены два основных способа закрепления эндопротезов: бесцементный и цементный. Довольно часто применяется и их комбинация. Приобретает популярность и биологический способ фиксации, основанный на прорастании костной ткани в топографические неровности поверхности, как не обработанной, так и обработанной биологически активными веществами.

В 1986 г. в лаборатории полимеров ЦИТО была выполнена работа по определению прочности крепления ножки эндопротеза тазобедренного сустава Мовшовича в бедренной кости. Ножка была коническая, полированная, крепление — цементное и бесцементное. Оказалось, что цементное крепление в 8—9 раз прочнее бесцементного [3]. Обращало на себя внимание то, что цементное крепление обеспечивало высокую стабильность результатов (4,0—4,7 кН), тогда как при бесцементном отмечен большой их разброс (0,4—4,3 кН).

Известно, что при ходьбе на головку эндопротеза тазобедренного сустава действуют компрессионные силы, достигающие 4—5-кратной величины веса тела человека. Поэтому конструкция ножки играет очень важную роль в проблеме закрепления эндопротеза. Ее форма не должна снижать потенциальных возможностей опорной кости, созданной природой. Так, бедренная кость человека не разрушается при компрессионной нагрузке до 2,5 т и, следовательно, позволяет нагружать себя до этой величины.

Однако при введении конусообразной, круглой в сечении ножки (применяемой в эндопротезах Сиваша и ранних конструкциях Мовшовича) несущая способность бедренной кости снижается до 1400 кг, и при превышении этой величины кость раскалывается. Чувствительность спонгиозной кости к нагрузкам выражена еще более. Прочность ее на срез лежит в пределах 0,6—6,0 Н/мм². Поэтому от площади соприкосновения имплантата с костью будет зависеть прочность его закрепления.

Именно это привело нас к убеждению, что стандартную методику операции следует создавать на базе цементной фиксации эндопротезов. Расчеты показали, что удельная прочность бесцементного крепления ножки состав-

© Н.С. Гаврюшенко, 1994

Н.С. Гаврюшенко

ВЛИЯНИЕ РАЗЛИЧНЫХ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ НА СУДЬБУ ЭНДОПРОТЕЗА СУСТАВА И ЕГО ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ

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

Рассматриваются вопросы фиксации эндопротезов и работы узла трения. Цементная фиксация обеспечивает в 8—9 раз более высокую первичную прочность крепления по сравнению с бесцементной. Толщина цементной прокладки влияет на прочность и температуру полимеризации. Так, увеличение ее с 1,25 до 6 мм ведет к снижению прочности на сжатие с 15 до 8 кН. Температура на поверхности цемента повышается до 141°С, если его количество составляет 120 г. Увеличить ресурс работы эндопротеза можно за счет уменьшения массы тела пациента, снижения коэффициента трения в узле подвижности или уменьшения размеров головки эндопротеза. Равнозначный эффект достигается при уменьшении массы пациента на 12,5 кг, коэффициента трения на 0,1 или диаметра головки на 4,5 мм. Износостойкость конструкционных материалов изучена на 11 видах металлических и керамических образцов. Показано, что самой высокой износостойкостью обладает сплав на основе кобальта.

Проблемы эндопротезирования суставов широко освещаются в медицинской литературе. Ортопеды обсуждают их главным образом с позиций собственного клинического опыта [1, 2]. Физико-механические факторы часто остаются за рамками обсуждения, хотя в конечном итоге часто именно они ответственны за те или иные осложнения.

В настоящей работе рассматриваются вопросы, связанные с фиксацией имплантатов, а также с работой узла трения.