

implants. Indications, preoperative preparation, specific features of surgical techniques, and postoperative outcomes are given in detail. Attention is drawn to the necessity of comprehensive examinations of patients by employing up-to-date tools to prevent postoperative complications. Outcomes were followed up in the periods over a year.

© И.А. Мовшович, 1994

И.А. Мовшович

ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПРОТЕЗОМ МОВШОВИЧА—ГАВРЮШЕНКО С РЕЗЕРВНЫМ МЕХАНИЗМОМ ТРЕНИЯ И ИЗМЕНЯЕМЫМ ШЕЕЧНО-ДИАФИЗАРНЫМ УГЛОМ

Московский центр эндопротезирования суставов на базе Городской клинической больницы им. С.П. Боткина

Одной из главных причин, ведущих к нестабильности (расшатыванию) эндопротеза, является высокий коэффициент трения в узле подвижности. В результате трибологических исследований, проведенных в лаборатории полимеров ЦИТО, показано, что смазка узла подвижности протеза костным мозгом снижает коэффициент трения в 2—3 раза. На основании этого был разработан новый тип эндопротеза тазобедренного сустава Мовшовича—Гаврюшенко с резервным механизмом трения. В ножке, шейке и головке протеза образован канал, по которому на протяжении всего периода функционирования эндопротеза в узел подвижности поступают капельки костного мозга. Эндопротез отличается также изменяемым шейечно-диафизарным углом за счет наличия в наборе 3 сменных шеек. Это позволяет хирургу во время операции создать варусное или вальгусное положение головки, а также установить головку в положении анте- или ретроверсии. Эндопротезирование с использованием данной конструкции проведено 146 больным с хорошим результатом (срок наблюдения до 5 лет).

Что главное при эндопротезировании суставов, и тазобедренного в частности? Устойчивое длительное безболезненное функционирование эндопротеза. Это зависит от ряда обстоятельств.

Прежде всего — правильное определение показаний к операции, точнее, выявление противопоказаний. При этом основное внимание должно быть обращено на выявление скрытых воспалительных очагов в организме (заболевания почек, желчного пузыря, печени, полости рта и т. п.). Далее — выбор эндопротеза с учетом анатомических особенностей тазобедренного сустава у конкретного пациента, в том числе с учетом ранее проведенных на суставе операций. Четкое безошибочное проведение операции. При цементном закреплении эндопротеза — строгое соблюдение правил подго-

товки цементной массы и всего процесса цементирования. Правильное проведение ближайшего послеоперационного периода, послеоперационной реабилитации и разумное поведение пациента на протяжении последующей жизни — все это является профилактикой дестабилизации (расшатывания) эндопротеза.

В прошлых публикациях [2—4] мы уже говорили о причинах дестабилизации эндопротеза тазобедренного сустава, зависящих в частности от его конструкции. В этой статье мы хотим акцентировать внимание на конструктивных особенностях эндопротеза, принципиально отличающегося от применяющихся в настоящее время в отечественной и зарубежной практике.

Анализ причин нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава показывает, что, помимо ошибок и необычных ситуаций, возникающих при его установке, многое зависит от конструктивных особенностей самого протеза. Среди них следует обратить внимание на ножку эндопротеза, в частности на ее форму в поперечном сечении. Доказано, что круглая в сечении ножка не соответствует биомеханическим особенностям тазобедренного сустава. Как известно, при ходьбе, помимо сгибательно-разгибательных движений в суставе, синхронно происходят ротационные движения бедра. Поэтому при круглой ножке прежде всего возникает ротационная нестабильность ее, которая в дальнейшем переходит в общую нестабильность. Это и явилось основанием для создания в современных эндопротезах фигурных ножек.

Поскольку костномозговой канал бедра имеет слегка винтообразную форму (вследствие особенностей эмбрионального развития), ряд зарубежных фирм стали выпускать эндопротезы с адаптированной ножкой, повторяющей форму костномозгового канала. Такая ножка особенно целесообразна в протезах для механического (бесцементного) закрепления в кости. Для увеличения прочности закрепления эндопротеза в костях поверхность его стали делать пористой, металлоспонгиозной, коралловой, с насечками и т. д. (эндопротезы Жюде, Хенсге, Грюндера [8, 9], фирм «Zimmer», «Waldemar Link» и др.). Помимо того, для большей стабильности ножки протеза М. Freeman [7], И.А. Мовшович, Н.С. Гаврюшенко, М.Ю. Холодаев (патент РФ № 1398856, 1986 г.) разработали эндопротезы, в которых опорная площадка бедренного компонента опирается на дугу Адамса.

Н е р а з ъ е м н о с т ь конструкции при

функционировании (эндопротезы Сиваша, Мовшовича — 1-я модель, Шершера, Жаденова и др.) преследовала цель предупредить вывихивание головки эндопротеза из ацетабулярного компонента (чашки). Такая цель действительно достигалась в начальном (коротком) периоде функционирования протеза, когда чашка во время операции устанавливалась хирургом в порочном положении: вместо ориентации под углом 45° к горизонтальной плоскости и антеверсии на $5\text{--}10^\circ$ она оказывалась расположенной более вертикально, что обуславливает вывихивание головки. Неразъемность конструкции удерживает в такой ситуации головку во впадине. Однако это имеет и негативную сторону: при каждом шаге пациента головка протеза устремляется к вывихиванию и способствует раскачиванию (выдергиванию) чашки эндопротеза.

Но не только в этом отрицательная сторона неразъемной конструкции. Даже при правильной установке чашки каждый шаг пациента сопровождается раскачиванием (выдергиванием) одного (более слабо закрепленного) компонента эндопротеза другим, т.е. ведет к дестабилизации протеза. Поэтому теперь ни одна фирма мира не производит неразъемные эндопротезы тазобедренного сустава.

Одной из главных причин возникновения нестабильности (расшатывания) эндопротеза в отдаленные сроки — даже при идеальной установке его и наличии упомянутых выше конструктивных особенностей (адаптированность ножки, специфическая структура поверхности, характер опорной площадки с посадкой на дугу Адамса, разъемность конструкции) — является высокий коэффициент трения в узле подвижности.

Всемирно известный английский ортопед J. Charnley на основе глубоких материаловедческих и трибологических исследований сформулировал теорию низкофрикционной артропластики, которая сыграла революционную роль в развитии эндопротезирования. В 1961 г. он первым предложил использовать в узле подвижности сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМП). Этот материал по сей день является лучшим в качестве одного из компонентов узла подвижности эндопротеза [5, 6].

Использованный нами в первом отечественном металлополимерном эндопротезе тазобедренного сустава (1972) полиамид-12 в отдаленные сроки оказался несостоятельным. При операциях через 15—18 лет после имплантации выявлено значительное истирание поли-

мера, вплоть до полного исчезновения его в области наибольшего давления головки протеза.

В настоящее время почти все фирмы мира производят эндопротезы с металлополимерной парой (кобальт-хром-молибден — СВМП). Металло-металлическая пара оказалась не лучшим сочетанием материалов в узле подвижности протеза. Вместе с тем, при исследовании извлеченных по прошествии нескольких лет металло-СВМП эндопротезов выявлено истирание СВМП. Замедлить его можно только модификацией условий функционирования узла подвижности протеза.

С этой целью в лаборатории полимеров ЦИТО, которой я руководил в течение 25 лет, были проведены оригинальные исследования с применением самых современных испытательных комбайнов [1]. Изучались функциональные характеристики различных пар материалов в условиях сухого трения, при смазке синовиальной жидкостью и костным мозгом. Полученные при стендовых испытаниях данные свидетельствуют о том, что смазка узла подвижности костным мозгом снижает коэффициент трения в 2—3 раза. Таким образом, неразрушаемость узла подвижности протеза связана с эффективностью его смазки.

В результате был создан принципиально новый тип эндопротеза тазобедренного сустава Мовшовича—Гаврюшенко — МГ (патент РФ № 1519687, 1989 г.), узел трения которого способен служить значительно дольше, чем во всех известных в настоящее время эндопротезах, и вследствие этого обуславливает значительное снижение дестабилизирующего влияния на эндопротез.

Суть конструктивного решения нашего эндопротеза сводится к созданию в его ножке и шейке канала, который открыт в области нижнего конца ножки и таким образом сообщается с полостью костномозгового канала, заполненной костным мозгом. Вверху канал шейки заканчивается отверстием на нижнем (ненагружаемом!) квадранте головки протеза (рис. 1, а).

Во время ходьбы при нагрузке и переносе конечности в результате нормальных физиологических деформационных изменений бедренной кости происходит попеременное повышение и падение давления в костномозговой полости. Вследствие этого по каналу эндопротеза



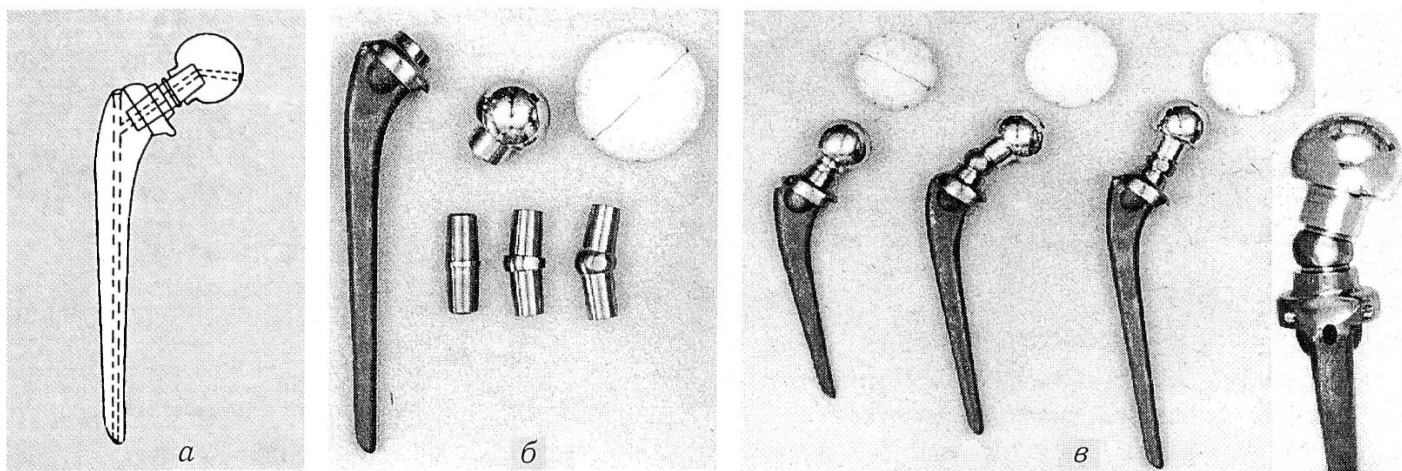


Рис. 1. Эндопротез тазобедренного сустава Мовшовича—Гаврюшенко с резервным механизмом трения и изменяемым шейчно-диафизарным углом.

a — схема; *б* — эндопротез в разобранном виде со сменными шейками; *в* — эндопротез в сборе: слева направо — нормальный шейчно-диафизарный угол, варус, вальгус, антеверсия (вид сверху).

перемещаются капельки костного мозга и через отверстие в головке протеза постоянно поступают в узел трения. Этому процессу способствует также появление «присасывающего» эффекта в узле подвижности эндопротеза при переносе конечности в результате оттягивания (действие массы конечности) головки эндопротеза от чашки. Таким образом, на протяжении всего периода функционирования эндопротеза в узел трения постоянно поступает естественная смазка, которая и является основой резервного механизма трения эндопротеза и обеспечивает длительную устойчивую работу его.

Следует обратить внимание на еще один высокоэффективный конструктивный элемент эндопротеза МГ — геометрию его шейки. В комплект эндопротеза входят 3 сменных шейки: прямая и 2 углообразных — под углом

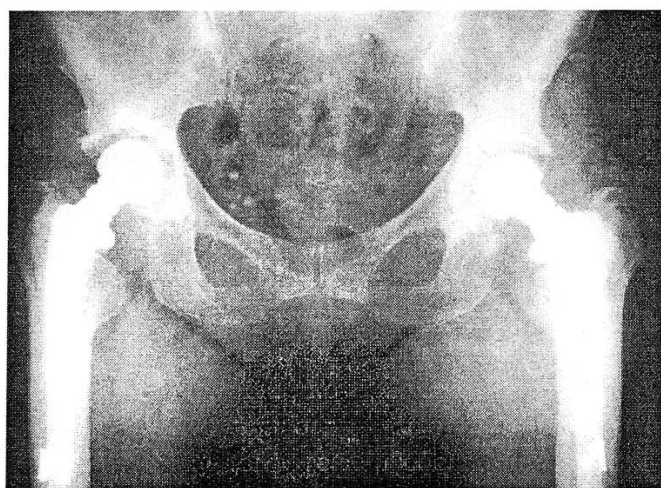


Рис. 2. Двустороннее эндопротезирование протезом Мовшовича—Гаврюшенко.

160° и 170° (рис. 1, б, в). За счет установки углообразной шейки в гнезде ножки можно изменять шейчно-диафизарный угол протеза — от вальгусного до варусного положения головки, а также устанавливать головку в положении антеверсии или ретроверсии. Это, казалось бы, простое конструктивное решение позволяет хирургу во время операции выходить из весьма непростой ситуации, особенно при эндопротезировании сустава, на котором ранее уже были произведены реконструктивные операции, или при необычной врожденной анатомии проксимального отдела бедра.

Иногда костномозговой канал бедра оказывается деформированным и стандартную ножку эндопротеза невозможно установить в правильном положении — возникает анте- или ретроверсия головки эндопротеза. В таких случаях обычно прибегают к рассверливанию костномозгового канала, что сопряжено порой с потерей немало времени и нанесением дополнительной операционной травмы. В этих неординарных ситуациях углообразная шейка в комплекте нашего протеза помогает хирургу легко выйти из трудного положения. Ножку протеза устанавливают так, как позволяет форма костномозгового канала, а за счет соответствующей ориентации углообразной шейки добиваются правильного положения головки протеза, что обеспечивает точную центрацию ее во впадине. Это залог успеха эндопротезирования.

Среди наших пациентов несколькими ранее была произведена корригирующая остеотомия бедра. У них была с успехом использована указанная конструктивная особенность нашего эндопротеза.

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава протезом МГ стало применяться в Московском центре эндопротезирования суставов с момента его организации (ноябрь 1989 г.). За 5 лет здесь произведено 279 тотальных эндопротезирований тазобедренного сустава, из них 146 протезом МГ и 133 протезами фирм «Poldi», «Waldemar Link», «Zimmer», «Howmedica».

В настоящей статье обсуждается лишь эндопротезирование протезом МГ с резервным механизмом трения и изменяемым шеечно-диафизарным углом. Последний элемент, как сказано выше, позволяет обеспечить точную центрацию головки эндопротеза в его ацетабулярном компоненте (полиэтиленовой чашке).

Как видно из таблицы, пациенты с коксартрозом были в основном в возрасте от 51 года до 70 лет, с переломом или ложным суставом шейки бедра — старше 60 лет, с асептическим некрозом головки бедра — от 30 до 50 лет. Треть больных составляли люди пожилого возраста с сопутствующей сердечно-сосудистой и другой патологией.

Подготовка к операции осуществляется по общим правилам. За час до вмешательства внутримышечно вводят соответствующую дозу антибиотика широкого спектра действия. Операцию выполняют под эндотрахеальным наркозом или под эпидуральной анестезией.

Важно правильно уложить больного на операционном столе — строго в боковом положении, причем с помощью специальных упоров таз пациента должен быть хорошо зафиксирован, так как поворот таза во время операции может дезориентировать хирурга и послужить причиной неправильной установки чашки эндопротеза.

Доступ к суставу — по выбору хирурга (мы чаще всего используем переднебоковой доступ). Делают слегка дугообразный разрез, рассекают широкую фасцию бедра. Затем прошивают и отсекают переднюю порцию средней и малой ягодичных мышц. Иссекают капсулу сустава, вывихивают головку бедра. Резецируют шейку и головку, причем опил производят соответственно форме опорной площадки протеза. Далее обрабатывают фрезой вертлужную впадину (на естественном месте!) и распилом костномозговой канал бедра. Если крыша вертлужной впадины уплощена, иногда приходится прибегать к костной пластике с использованием участка резецированной головки или шейки. Трансплантат фиксируют двумя винтами. В случае протрузии вертлужной впа-

Распределение пациентов в зависимости от диагноза и возраста

Диагноз	Возраст, годы					Всего
	30—40	41—50	51—60	61—70	71—75	
Коксартроз	4	20	52	33	—	109
Асептический некроз головки бедра	7	4	3	—	—	14
Перелом, ложный сустав шейки бедра	—	—	—	19	4	23
Итого ...	11	24	55	52	4	146

дины необходимо произвести костную пластiku последней.

При установке эндопротеза сначала фиксируют его чашку (под углом 45° к горизонтальной плоскости и на $5-10^\circ$ в антеверсии) с помощью костного цемента, а потом ножку. Перед этим в канал бедренной кости вводят костную пробку (на 1 см ниже предполагаемого уровня расположения конца ножки), затем катетер и внедряют тестообразной консистенции костный цемент (по катетеру вытекает из костномозгового канала крови).

Весьма ответственный момент операции — установка ножки. В канал ножки вводят толстую спицу так, чтобы она выходила на 2—3 см из нижнего отверстия в ножке, и погружают последнюю в канал бедренной кости, предварительно удалив катетер. Ножка должна быть строго ориентирована, чтобы шейка с головкой были в положении антеверсии на $5-10^\circ$. Введенная в канал ножки спица при внедрении и забивании ножки проходит через слой цемента и костную (губчатую) пробку, обеспечивая таким образом сообщение канала ножки эндопротеза с костномозговой полостью. Спицу удаляют и закрывают цементом верхнее (технологическое) отверстие в ножке. Теперь канал в эндопротезе будет иметь сообщение только с каналом в шейке и отверстием в головке.

Заканчивают установку протеза монтажом шейки и головки, причем если ножка установлена правильно, применяют прямую шейку, а если необходимо создать варус, вальгус или ротационную девиацию, используют углообразную шейку. Отверстие на головке должно располагаться в ее нижнем (ненагружаемом) сегменте. После вправления головки рану послойно ушивают с установкой 2—3 катетеров для активной эвакуации гематомы в течение 48 ч (рис. 2).

С целью профилактики тромбоэмболии в

течение 3 нед бинтуют голени эластичными бинтами. Назначают антибиотики на 3—5 дней.

У 3 больных на 2—3-й день после операции произошел вывих головки протеза в связи с неправильной установкой чашки. Удалось выполнить закрытое вправление, после чего в течение 3 нед осуществлялась фиксация конечностей в отведенном положении распоркой между голеними. У 1 больной в первый год после операции наступила нестабильность ножки эндопротеза вследствие неправильного цемнтирования. Больная повторно оперирована: ножка и цемент из бедра удалены, установлена новая аналогичная ножка. У 1 больного через 4 года после операции в связи с поздним нагноением протез удален. Операцию закончили вертельной артропластикой по нашему методу. У остальных больных результат операции хороший: конечность опорная, безболезненная, движения в суставе обеспечивают все функциональные потребности.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гаврюшенко Н.С., Мовшович И.А. // Медицинская биомеханика. — Рига, 1986. — Т. 2. — С. 218—223.
2. Мовшович И.А. // Анналы травматологии и ортопедии. — 1993. — N 1. — С. 30—32.
3. Мовшович И.А. // Ортопед. травматол. — 1993. — N 3. — С. 5—10.
4. Мовшович И.А. Оперативная ортопедия: /Руководство для врачей/. — М., 1994.
5. Charnley J. //Lancet. — 1961. — Vol. 1. — P. 1129.
6. Charnley J. Low Friction Arthroplasty of the Hip. — Berlin; New York, 1979.
7. Freeman M.A.R. //J. Bone Jt Surg. — 1986. — Vol. 68B. — P. 346—349.
8. Henssge E.J., Grundey H., Etspuler R. et al. //Z. Orthop. — 1985. — Bd 123, N 5. — S. 821—828.
9. Judet R. //Ibid. — 1975. — Bd 113. — S. 828.

HIP JOINT ENDOPROTHESIS WITH THE MOVSHOVICH-GAVRYUSHENKO PROsthESIS HAVING A RESERVE FRICTION MECHANISM AND A CHANGEABLE CERVICAL DIAPHYSIAL ANGLE

I.A. Movshovich

One of the main reasons for endoprosthesis instability (loosening) is a high friction coefficient in the mobility point. The tribological studies made at the Laboratory of Polymers, Central Institute of Traumatology and Orthopedics, have indicated that greasing the prosthesis mobility angle with bone marrow shows a 2-3-fold reduction in the friction coefficient. On this basis, a new type of the Movshovich-Gavryushenko hip joint endoprosthesis having a reserve friction mechanism was designed. In the prosthetic crus, neck, and head, a canal was formed, along which bone marrow drops entered the mobility node throughout the endoprosthetic functioning period. The endoprosthesis is also noted for its changeable cervical diaphysial angle due to the fact that there are three replaceable necks. This enables a surgeon to make the

head have its varus or vagus position, as well as to place it in the ante- or retroversion position. Endoprosthesis by mean of the model was successfully performed in 146 patients, as shown by a 5-year follow-up.

© О.Ш. Буачидзе, 1994

О.Ш. Буачидзе

ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Московский областной клинический институт им. М.Ф. Владимирского

Представлен опыт эндопротезирования тазобедренного сустава у 210 больных (235 операций) с использованием главным образом эндопротезов фирм «Poldi» и «Beznoska». В 193 случаях произведено тотальное эндопротезирование, в 42 — цервикокапитальное. Показаниями к тотальному и однополюсному замещению сустава служили коксартроз III стадии, асептический некроз головки бедренной кости, ложные суставы шейки бедра, субкапитальные переломы с резким нарушением функции конечности и упорными болями. Положительный результат (полное восстановление движений в суставе и нагрузки конечности) при сроке наблюдения от 6 мес до 18 лет отмечен у 93% больных. Из осложнений наблюдались нагноение раны у 4 больных, асептическая нестабильность у 4 (все они повторно оперированы), релюкация тотального и частичная протрузия головки однополюсного протеза в таз у 6.

Эндопротезирование суставов — одно из крупнейших достижений медицинской науки и практики — получило широкое распространение за последние несколько десятилетий. Достаточно сказать, что в мире, по уточненным данным, производится 800 тыс. операций в год, главным образом при поражениях тазобедренного сустава.

В России, по сведениям РНИИТО им. Р.Р. Вредена [2], эндопротезирование в ортопедо-травматологических отделениях осуществляется в 37 регионах и за 1990—1991 гг. выполнена всего 1521 операция. Вместе с тем, потребность в эндопротезировании суставов в нашей стране составляет, по данным ЦИТО [7], 30 000—40 000 операций в год.

При тяжелых дегенеративно-дистрофических, травматических, воспалительных, диспластических и других поражениях тазобедренного сустава инвалидность достигает 7% от всей инвалидности в связи с патологией опорно-двигательной системы. При этом на долю деформирующего артроза приходится 11,5—43% дегенеративно-дистрофических поражений всех суставов [1, 4—6].