

## ЭВОЛЮЦИЯ ПРОБЛЕМЫ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ СУСТАВОВ

Проф. В. А. ФИЛИППЕНКО, А. В. ТАНЬКУТ

### EVOLUTION OF THE PROBLEM OF JOINT GRAFTING

V. A. FILIPPENKO, A. V. TANKUT

*Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко АМН Украины, Харьков*

**Описаны история эндопротезирования, теории основоположников отечественных и зарубежных школ, отдаленные результаты операций. Изложено состояние вопроса в настоящее время и намеченные тенденции развития. Отмечены преимущества и недостатки разнообразных конструкций эндопротезов, материала, из которого они изготовлены, вида и типа фиксации в костной ткани. Сформулированы основные требования к установке каждой конкретной системы эндопротеза.**

*Ключевые слова: остеоартроз, лечение, эндопротез, пара трения.*

**The history of joint grafting, theories of the founders of Ukrainian and foreign schools, long-term results of surgery are described. The state of the question at present and emerging development tendencies are featured. The advantages and disadvantages of various designs of grafts as well as the material of which they are made, type and kind of fixation in the bone tissue are discussed. Main requirements to placement of each graft system are formulated.**

*Key words: osteoarthritis, treatment, graft, tension pair.*

Лечение больных с различными заболеваниями и посттравматическими повреждениями суставов в настоящее время является одной из наиболее значимых медико-биологических проблем. Не случайно в 2000 г. в Женеве под эгидой ВОЗ состоялось открытие Международной декады (2000–2010), посвященной костно-суставным нарушениям [цит. по 1].

В США заболеваниями, приводящими к артрозу суставов, страдают свыше 42 млн человек, а более чем у 7 млн ограничена подвижность, приводящая к потере независимости, нередко — к разрыву семейных отношений, резкому ухудшению качества жизни и инвалидности. Более 39 млн человек ежегодно обращаются к врачам за помощью, более 1,5 млн госпитализируются, при этом затраты на лечение составляют 15 млрд долларов, а общие экономические потери достигают 65 млрд долларов в год. В России временные потери трудоспособности у больных с заболеваниями опорно-двигательной системы занимают второе место по количеству дней и третье — по числу случаев среди всех классов болезней. Столь же значителен и рост первичного выхода на инвалидность. Почти половина больных, получивших инвалидность, — молодого возраста (женщины — моложе 44 лет, мужчины — 49 лет), при этом свыше 50% уже при первичном освидетельствовании были признаны инвалидами первой и второй групп [1, 2].

За последние десятилетия в Украине, как и во всем мире, наблюдается рост (от 3% до 29%) количества больных с деформирующими артрозами разной этиологии и локализации. Инвалидность

в результате артрозов достигает 11,5% среди ортопедической патологии [3–5]. По данным ВОЗ, в ближайшие годы остеоартроз в структуре инвалидности займет 4-е место среди женщин и 8-е — среди мужчин.

Большинство врачей, занимающихся этой проблемой, единодушны во мнении, что консервативное лечение дистрофических заболеваний суставов достаточно эффективно только на начальных (I–II) стадиях [цит. по 6]. При лечении пациентов с более выраженными изменениями в суставах и расстройством функции (остеоартроз III–IV стадии) наиболее эффективным и прогрессивным методом лечения, дающим возможность избавить человека от боли и вернуть его к активному образу жизни, является эндопротезирование (полная замена) сустава [7–10].

Эндопротезирование тазобедренного сустава в настоящее время является самой распространенной ортопедической операцией в мире. Второе место занимает эндопротезирование коленного сустава. Значительно реже заменяют плечевой, локтевой, лучезапястный и голеностопный суставы. Эндопротезирование суставов пальцев, хотя и используется достаточно часто, но в основном при ревматоидном артрите.

Идея эндопротезирования базируется на многолетнем опыте предшествующих хирургов, стремившихся улучшить функцию пораженного сустава. Еще великий Н. И. Пирогов в начале 1830-х годов предложил идею замены патологически измененных или поврежденных суставных концов искусственными.

В 1890 г. Т. Gluck [11] предложил протез нижней челюсти, а впоследствии — тазобедренного и коленного суставов из слоновой кости. Однако уже через несколько месяцев во всех случаях обнаружилось расшатывание протезов. Стало ясно, что без прочного крепления протезов в кости успеха не добиться. Gluck намеревался использовать для фиксации смесь пемзы и канифоли. По-видимому, он был первым, кто предложил идею использования цемента для фиксации протеза в кости.

В 1923 г. М. N. Smith-Petersen [12] наблюдал образование сустава с хрящом, возникшего при контакте кости со стеклом на суставных концах со смазывающей жидкостью в полости. Это наблюдение дало начало целому направлению, известному как интерпозиционная артропластика. Хрупкость стекла и целлулоида привели к необходимости использования кобальтового сплава. Использование этого материала позволило М. N. Smith-Petersen создать колпачковую артропластику, которая оставалась важной операцией при лечении пораженных артритом суставов вплоть до 50-х гг. XX в. и по сути была предшественницей однополюсного эндопротезирования.

Замещение проксимального конца бедренной кости эндопротезами из виталиума (А. Т. Моог, 1940) [13] и полиметилметакрилата [14] принесло первые успехи. Однако механическое расшатывание постигло оба устройства. Частые послеоперационные нагноения, отсутствие инертности материалов тормозили развитие метода. Другие материалы, такие как золото, магний и цинк, также использовались, но они разрушались от нагрузок, возникающих в суставе.

Первые операции полной замены ацетабулярного и бедренного компонентов тазобедренного сустава была проведена в 1938 г. Р. W. Wiles [цит. по 15]. Эндопротез был изготовлен из нержавеющей стали. Бедренный и тазовый компоненты тщательным образом подгонялись друг к другу. Ацетабулярный компонент прикреплялся к кости винтами, а бедренный компонент — болтом к шейке бедра. Один из эндопротезов был удален автором через 13 лет полностью разрушенным, судьба других неизвестна.

Начало научно обоснованному развитию метода тотального эндопротезирования тазобедренного сустава положили К. М. Сиваш и его школа. В 1956 г. К. М. Сиваш впервые доложил о новом типе цельного металлического эндопротеза тазобедренного сустава и методике его применения [16]. Подобные конструкции эндопротезов Коржа-Кулиша применялись в Харьковском институте ортопедии и травматологии им. проф. М. И. Ситенко с положительными отдаленными клиническими результатами. При проведении лабораторных и экспериментальных исследований было установлено, что с технической и биологической точек зрения лучшим материалом для изготовления протеза является титан и сплав кобальт-хром-молибден, которые используются и в настоящее

время. Аналогичные протезы были предложены на Западе [17].

Ревизионные операции показали, что характерными осложнениями эндопротезирования суставов конструкциями с металл-металлической парой трения являются металлоз и «засорение» окружающих тканей продуктами стирания, а также нестабильность эндопротеза тазобедренного сустава. Отмечались также переломы ножек и усталостное разрушение узлов трения протезов, это приводило к сокращению их использования.

В 1958 г. J. Charnley [18], подойдя к проблеме замены сустава как к проблеме прежде всего трибологической, создал эндопротез, ставший золотым стандартом эндопротезирования. Впервые для протеза ставится правильное задание: снижение в узле подвижности вращающего момента, который возникает между трущимися поверхностями. Это достигается за счет малого диаметра бедренной головки из металла, которая скользит по впадине из низкофрикционного полимера. Однако первая попытка решить эту проблему с использованием тетрафторэтилена закончилась неудачей. Плохая износостойкость тетрафторэтилена и бурная реакция окружающих тканей на продукты его износа вынудили J. Charnley применить другой полимер — сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ). Именно он помог J. Charnley решить проблему, и с 1962 г. до настоящего времени СВМПЭ широко применяется в паре трения большинства конструкций эндопротезов.

Поиски более инертного материала для пары трения продолжались. В 1970 г. Р. Boutin [19] впервые использовали эндопротезы тазобедренного сустава с керамо-полимерной и керамо-керамической парой трения в шарнире.

Далее продолжались научные разработки по совершенствованию конструкций искусственных суставов и совершенствованию технологии операции. Это было вызвано заметным ростом суставной патологии, повышением требований к качеству жизни в странах Западной Европы и США.

В конце 80-х и в начале 90-х гг. XX в. появляется множество работ, посвященных проблеме остеолитизиса (рассасывания костной ткани) в зоне контакта с эндопротезами. Многочисленные работы указывают на то, что гранулематозное воспаление с разрушением костной ткани вокруг компонентов эндопротеза чаще встречается в случаях применения металл-полимерных эндопротезов. На основе этого вывода швейцарская школа исследователей в конце 1980-х гг. создает проект возвращения к металл-металлическим узлам трения эндопротезов с более высоким качеством изготовления и обработки металла [10]. Однако эти конструкции тоже оказались не идеальными. Появились работы, свидетельствующие об износе такой пары трения и появлении продуктов истирания во внутренних органах пациента.

Эндопротезирование тазобедренного сустава в настоящее время является рутинной операцией,

выполняемой практически в любом ортопедическом отделении по всему миру. Однако остается нерешенной проблема асептической нестабильности (расшатывания) компонентов эндопротеза, особенно его ножки.

Развитие ранней нестабильности связано с тем, что замена проксимальной части бедренной кости на искусственную изменяет передачу нагрузки на бедренную кость. Возможно появление чрезмерных нагрузок, которые передаются на костную ткань и приводят к преобладанию процессов разрушения кости над процессами образования. Для профилактики этого осложнения необходима максимально стабильная первичная бесцементная фиксация ножки эндопротеза, для чего существуют определенные приемы, в частности достижение правильного расположения имплантата в костном канале, точный подбор формы и размеров ножки эндопротеза в соответствии с формой и размерами канала в бедренной кости. Кроме того, необходимо получение максимально возможного контакта поверхности имплантата с костной тканью (не менее 60%). Это достигается с помощью обработки канала бедренной кости специальными рашпилями, которые соответствуют стандартным размерам и форме ножки имплантата, а также применением робототехники.

Проблема состоит в том, что каждый человек имеет свои особенности строения канала бедренной кости, а стандартные рашпили служат для подгонки индивидуального канала под стандартные ножки эндопротезов. Нередко эта процедура излишне травматична и приводит к избыточному удалению здоровой костной ткани. Кроме того, насильственное изменение формы канала бедренной кости вызывает непредсказуемые изменения нагрузок и требует длительного реабилитационного периода для адаптации к новой биомеханической ситуации.

Оптимальным решением этой проблемы является использование индивидуальных эндопротезов. Обычно такие протезы изготавливаются фирмами по чертежам, созданным на основе рентгеновского исследования тазобедренного сустава в двух проекциях, либо по результатам компьютерной томографии, позволяющей получить более точные параметры для построения чертежей. Однако это решение весьма дорогостоящее и поэтому используется редко.

Революционный, с нашей точки зрения, подход к конструкции и методике эндопротезирования тазобедренного сустава был предложен профессором F. Corfi [20]. Этот подход базируется на открытии в области анатомии губчатой костной ткани, а именно открытии особых «тензул»-мембран, которые вместе с системой узких и извилистых каналов, а также жидкостью в них обеспечивают амортизацию воздействующих на кость сил. Авторы предложили использовать этот природный «амортизатор» для обеспечения долговечности функционирования ножки эндопротеза, то есть

методику протезирования с максимальным сохранением губчатой костной ткани в проксимальном отделе бедренной кости и специальную «ажурную» ножку эндопротеза, которую они назвали «бионической».

По виду фиксации в костной ткани конструкции эндопротезов тазобедренного сустава бывают:

бесцементные (при достаточной прочности костной ткани применение таких конструкций предпочтительнее, так как при необходимости замены эндопротеза образуются наименьшие по размерам костные дефекты, что позволяет наименее травматично и с лучшим функциональным результатом выполнить повторную операцию);

цементные (используются при остеопорозе, наличии обширных костных дефектов при ревизионных операциях);

гибридные (один из компонентов протеза крепится при помощи костного цемента, другой — нет).

Суммируя вышеизложенное, можно сказать, что развитие эндопротезирования суставов потребовало решения ряда задач и проблем.

Во-первых, это материаловедческая задача. На сегодняшний день она может быть отнесена к категории практически решенных. Клинические наблюдения убедили специалистов в том, что оптимальным материалом для изготовления бесцементных ножек и чашек эндопротезов является сплав на основе титана. Для цементных конструкций используются особые сорта нержавеющей стали либо кобальт-хром-молибденовый сплав.

Во-вторых, это проблема фиксации компонентов эндопротеза в костной ткани, а также соответствующего дизайна ножек и чашек имплантатов. В современных бесцементных эндопротезах используются чашки «press-fit», то есть фиксирующиеся в предварительно подготовленное ложе путем плотного вбивания с последующим использованием шурупов или без них. Реже используются завинчивающиеся чашки типа Вейля. Ножки эндопротезов также устанавливаются «press-fit» и по месту плотного контакта с костной тканью бедренного канала делятся на следующие виды:

ножки проксимальной фиксации, крепление которых как первичное, так и за счет последующей остеоинтеграции, осуществляется преимущественно в метафизарной области (все короткие ножки типа Mayo, клиновидные ножки типа Versys, ножка Corfi и др.). Основное требование к их установке — наличие и хорошее состояние губчатой костной ткани в проксимальном отделе бедренной кости;

ножки дистальной фиксации (типа AML-De Puy), крепление которых осуществляется в области диафиза бедренной кости. Они редко используются для выполнения первичного эндопротезирования и чаще — для ревизионного;

ножки промежуточной фиксации, крепление которых происходит в зоне бедренной кости на

уровне малого вертела; к ним относятся ножка типа Мюллера (Taper-lock-Biomet, Corail-De Puy и др.).

Встречаются конструкции ножек с использованием нескольких типов фиксации. С нашей точки зрения, это нерационально, так как все равно будет работать один из механизмов фиксации, причем более надежный у конкретного больного [21].

В-третьих, это проблема пары трения в эндопротезе. Золотым стандартом (не потому, что самая лучшая, а потому, что наиболее часто используется) является пара трения «металл — полиэтилен». В современных конструкциях головки эндопротеза чаще всего имеет диаметр 28 или 32 мм и изготавливается из кобальт-хром-молибденового сплава, реже — из специальных сортов нержавеющей стали. Чашки для этой пары трения сейчас делают из сверхвысокомолекулярного полиэтилена с поперечными связями. Несмотря на очень хорошие трибологические показатели, трение в таком шарнире все-таки значительно превышает трение в здоровом суставе, что со временем приводит к износу полиэтилена со всеми вытекающими последствиями.

Следующей по распространенности является керамо-керамическая пара трения в эндопротезе. Преимущество ее заключается в исключительно высокой износостойкости и биоинертности. Недостаток — хрупкость, что в некоторых случаях ведет к переломам головки или вкладыша во впадине.

Большие надежды сейчас связывают с металло-металлической парой трения третьего поколения, в которой используются головки большого диаметра — более 32 мм. Стендовые испытания показали высокую износостойкость этой пары, что определяет долговечность их работы в организме человека. Однако с уверенностью об этом можно будет говорить только через 8–10 лет, когда появятся отдаленные результаты применения.

Очень перспективна сапфир-сапфировая пара трения эндопротеза, трибологические и прочностные свойства которой лучше керамо-керамической пары [22].

Отдельно следует остановиться на костном цементе. В основе современных костных цемента лежит полиметилметакрилат. Продукция разных фирм отличается временем полимеризации и максимальной температурой нагревания при этом. Кроме того, цементы различаются вязкостью. Для ручной техники цементирования используют более вязкие цементы, для механического цементирования (с помощью специальных шприцев) — менее вязкие цементы. Все большее распространение получают цементы с добавлением антибиотиков, что по статистическим данным снижает риск инфекционных осложнений. С течением времени в организме человека цемент «стареет»: наблюдается частичная деполимеризация, появляются микротрещины, ослабевает крепление в костной ткани. Однако попытки разработать цементы без метилметакрилата к успеху не привели.

В мире количество ежегодно выполняемых операций эндопротезирования тазобедренного сустава составляет около 1,5 млн, в Украине — около 5 тыс. [7]. Их число постоянно растет, что связано с совершенствованием методики операции, открытиями в области материаловедения, улучшением качества инструментария для операции; получением хороших результатов, приводящих к восстановлению утраченной функции на длительный период; улучшением качества жизни пациентов.

Эндопротезирование коленного сустава является второй в мире по частоте ортопедической операций (около 500 тыс. в год).

Для первичного эндопротезирования в большинстве случаев используются конструкции с сохранением или без сохранения задней крестообразной связки. Первый подход состоит в восстановлении суставной линии, меньшей величине резекции кости и сохранении первичной анатомии. Вторым подходом основан на теории пространства (Gap Technique) и сводится к тому, чтобы промежутки между бедренной и большеберцовой костями после резекции суставных поверхностей в положении сгибания и разгибания были одинаковыми.

Контактирующие с костной тканью поверхности протеза бывают гладкими (для использования цементной фиксации) или пористыми (для вторичной биологической фиксации). Бедренный компонент с широкой устойчивой поверхностью крепится к дистальному эпиметафизу бедренной кости и гарантирует хорошую стабильность, особенно при первичном эндопротезировании. Если костная ткань бедренной или большеберцовой костей остеопоротична, то применяют интрамедуллярные удлинители ножки (stems), чтобы распределить нагрузку на большую площадь кости. Иногда применение ножек позволяет использовать бесцементный вид фиксации даже при наличии остеопороза.

Коленный сустав является достаточно сложным для протезирования. Наличие большого количества разнообразных конструкций эндопротезов вынуждает хирургов систематизировать данные в зависимости от степени повреждения и деформации. Выбор модели протеза, который наиболее подходит данному пациенту, требует оценки клинических и рентгенологических особенностей каждого случая, а также технических и конструктивных особенностей каждого эндопротеза. Редко для первичного эндопротезирования используются системы, разработанные для ревизионных операций, — так называемые блокированные, или hinch-эндопротезы.

Эндопротезирование плечевого, локтевого, лучезапястного и голеностопного суставов выполняется значительно реже из-за отсутствия хороших результатов в отдаленные периоды после эндопротезирования. Несмотря на большое количество конструкций и усовершенствование техники операции, сложность строения и функ-

ционирования этих суставов не позволяет получить стойкий желаемый результат. Тем не менее предложено множество конструкций и разрабатываются новые. Определяется также четкая тенденция к увеличению числа эндопротезирований плечевого сустава, что свидетельствует об улучшении качества конструкций и уверенности хирургов и пациентов в положительном результате.

Таким образом, проблема эндопротезирования суставов в настоящее время находится на достаточно высоком уровне решения. Однако следует

признать, что наметилась определенная стагнация ее развития. Практически нет каких-либо революционных решений в этой области (за исключением ножки Copf). Новые разработки посвящены снижению инвазивности, совершенствованию технологии операции и материалов для эндопротезирования. В результате за последние 10–15 лет не удалось добиться значительного увеличения сроков «выживания» эндопротезов в организме больного. Тем не менее исследовательские работы не прекращаются, и мы надеемся, что существующее положение изменится к лучшему.

#### Литература

1. *Попова Л. А., Сазонова Н. В., Волокитина Е. А.* Коксартроз в структуре заболеваний опорно-двигательной системы: современный взгляд на этиологию, патогенез и методы лечения // *Гений ортопедии.*— 2006.— № 4.— С. 91–98.
2. Об итогах работы органов и учреждений здравоохранения в 2002 году и мерах по повышению качества медицинской помощи населению: Докл. Мин-ва здравоохран. РФ.— М., 2003.— 144 с.
3. *Гайко Г. В.* Состояние эндопротезирования суставов в Украине и перспективы его развития // *Тотальне і ревізійне ендопротезування великих суглобів: Матер. наук.-практ. конф.*— Київ; Львів, 2003.— С. 3–7.
4. *Лоскутов А. Е., Головаха М. Л.* Тотальное эндопротезирование при диспластическом коксартрозе // *Ортопедия, травматология и протезирование.*— 1998.— № 3.— С. 122–123.
5. *Рыбачук О. И., Кукуруза Л. А., Торчинский В. П.* Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава при его дисплазии // *Ортопедия, травматология и протезирование.*— 1999.— № 1.— С. 29–33.
6. *Хвистюк А. Н.* Клинико-анатомическое обоснование вариантов артропластики тазобедренного сустава с применением чрескостного доступа: Автореф. дис. ... канд. мед. наук.— Харьков, 1990.— 22 с.
7. Стан та перспективи ендопротезування суглобів / *Г. В. Гайко, С. І. Герасименко, М. В. Полулях, В. П. Торчинський* // *Тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України.*— Одеса, 2006.— С. 423–425.
8. *Корж Н. А., Филиппенко В. А., Тянькут А. В.* Наш опыт эндопротезирования тазобедренного сустава в Украине // *Материалы IV съезда травматологов и ортопедов республики Армения.*— Ереван, 2006.— С. 35–36.
9. Результати тотальних цементних ендопротезувань, виконаних з приводу несправжнього суглоба шийки стегнової кістки / *О. І. Рыбачук, Л. П. Кукурузда, В. П. Торчинський та ін.* // *Зб. Наук. праць співробітників НМАПО ім. П. Л. Шупіка.*— Вип. 9.— Київ, 2000.— С. 70–72.
10. Metal on Metal Hip Prosthesis: Past Performance and Future Directions / *K. Zweymuller, A. Deckner, W. Kupferschmidt, M. Steindl* // *Clin. Orthop.*— 1996.— № 329.— P. 97–105.
11. *Gluck T.* Referat uber die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate // *Arch. Klin. Chir.*— 1891.— № 41.— P. 87.
12. *Smith-Petersen M. N.* Evolution of mold arthroplasty // *J. Bone Joint Surg.*— 1948.— № 30-B.— P. 59.
13. *Moore A. T., Bohlman H. R.* Metal hip joint. A case // *J. Bone Joint Surg.*— 1943.— № 25.— P. 688.
14. *Judet J., Judet R.* The use Jif an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint // *J. Bone Joint Surg.*— 1950.— № 32-B.— P. 166.
15. *Wiles P. W.* Surgery of the osteoarthritic hip // *Brit. J. Surg.*— 1958.— № 45.— P. 488.
16. *Сивау К. М.* Исследование о создании нового способа артропластики тазобедренного сустава // *Матер. конф. специалистов по костно-суставному туберкулезу Москвы и Москов. обл.*— М., 1956.— С. 16–52.
17. *Mc Kee G. K.* Artificial hip joint // *J. Bone Joint Surg.*— 1951.— № 33-B.— P. 465.
18. *Charnley J.* Arthroplasty of the hip. A new operation // *Lancet.*— 1961.— № II.— P. 54–56.
19. *Bouthin P.* Arthroplastie totale de la hanche par protheses en alumine fritte // *Rev. Chir. Orthop.*— 1972.— № 58.— P. 230–246.
20. Subchondral compact bone presented as part of a hydro- and thermodynamic system in femoral head and of a femoral condyle shock absorber / *F. Copf, H. Witte, D. Ravnik et al.* // *Ортопедия, травматология и протезирование.*— 2006.— № 4.— С. 39–46.
21. Профілактика ускладнень і помилок при ендопротезуванні кульшового суглоба / *М. О. Корж, В. А. Філіпенко, В. О. Тянькут, О. В. Тянькут* // *Травма.*— 2006.— Т. 7, № 3.— С. 390–393.
22. Удосконалення пари тертя ендопротеза кульшового суглоба з використанням сапфіру в шарнірі / *Філіпенко В. А., Тянькут О. В., Литвинов Л. А. та ін.* // *Наук. вісн. Ужгород. ун-ту. С. «Медицина».*— Вип. 32.— 2007.— С. 203–204.

Поступила 19.01.2009