

А.Е. Лоскутов, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой травматологии и ортопедии, А.Е. Олейник, к.м.н.,
Днепропетровская государственная медицинская академия

Достижения и перспективы эндопротезирования тазобедренного сустава

Заболевания суставов различного генеза являются одной из ведущих причин тяжелой инвалидности населения всех стран, в том числе и высокоразвитых. Широкий спектр этих заболеваний, и в первую очередь остеоартроз, для устранения боли и восстановления функции сустава требуют оперативных вмешательств. Отметим, что при тяжелых формах остеоартроза и последствиях травм суставов существующие органосохраняющие операции, как правило, не приводят к положительным результатам и единственным функционально сохраняющим методом лечения является эндопротезирование [3-6].

В настоящее время в мире выполняется около миллиона имплантаций искусственных суставов в год. В странах Западной Европы и Северной Америки в среднем на один миллион населения проводится более тысячи эндопротезирований тазобедренного и коленного суставов. Так, в США ежегодно выполняется более 600 тыс., в Германии — 360 тыс., в Англии — 190 тыс., в Польше — 15 тыс., а в Украине — всего 3,5-4 тыс. эндопротезирований тазобедренного сустава в год при реальной потребности не менее 45 тыс. Это обусловлено высокой себестоимостью зарубежных конструкций эндопротезов и отсутствием государственной национальной программы по поддержке производства отечественных эндопротезов.

В 1967 г. один из пионеров современного эндопротезирования, английский профессор Джон Чанли писал: «Цели должны быть реальны. Ни хирурги, ни инженеры не смогут создать эндопротез, который будет функционировать 30 лет и на протяжении этого периода даст возможность играть пациенту в футбол». Вполне естественно, что с того времени многое в эндопротезировании изменилось, однако, к сожалению, соображения, высказанные Д. Чанли, актуальны и сейчас. «Здесь еще много нерешенных вопросов, связанных с материаловедением, биомеханикой, расширением областей их применения», — так характеризует современное состояние проблемы эндопротезирования корифей отечественной ортопедии, профессор А.А. Корж в статье, посвященной перспективам развития ортопедии XXI века [5]. В этой связи проблема эндопротезирования суставов порождает широкий спектр вопросов и задач.

Клинические аспекты эндопротезирования тазобедренного сустава

В настоящее время в мире разработано более 800 различных конструкций эндопротезов тазобедренного сустава. Однако количество разновидностей имплантатов, применяемых в конкретных клиниках, невелико. Конструкция эндопротеза зависит от его назначения, объема замещения сустава, способа фиксации элементов имплантата к кости, степени их трансформации и особенностей узла трения.

По способу фиксации различают цементные и бесцементные эндопротезы. Цементный способ крепления предполагает введение между костью и элементами имплантата костного цемента, который используется как связующее, клеящее вещество. Бесцементный способ наряду с механическим креплением (заклинивание, ввинчивание) основан на использовании активных репаративных процессов костной ткани в зоне контакта эндопротез-кость, развитие которых способствует прочному соединению имплантата с костью. В настоящее время бесцементные способы фиксации эндопротезов получили преимущественное распространение в ведущих клиниках мира.

По назначению различают имплантаты для первичного и ревизионного (повторного) эндопротезирования. По объему операции замещения сустава выделяют однополюсное эндопротезирование (замещение головки бедренной кости) и тотальное эндопротезирование (замещение обоих суставных концов сочленения).

С учетом антропометрических особенностей пациентов эндопротезы выпускаются 5-9 типоразмеров. Разнообразие конструкций и типоразмеров обеспечивает эндопротезирование, близкое к индивидуальному, которое учитывает не только антропометрические особенности пациента, но и специфику патологии сустава. Это особенно важно, поскольку именно недорогостоящие отечественные «индустриальные»

технологии эндопротезирования обуславливают доступность таких операций для широких масс населения, нуждающихся в соответствующей помощи. Отметим, что в Украине в настоящее время развивается только первое «индустриальное» направление эндопротезирования, которое хорошо представлено современными отечественными сертифицированными конструкциями протезов тазобедренного сустава системы ОРТЭН.

Однополюсный эндопротез (рис. 1) предназначен только для замещения головки бедренной кости при медиальных переломах ее шейки и изолированных метастазах и опухолях головки. При однополюсном эндопротезировании в качестве пары трения выступают искусственный материал головки и хрящ вертлужной впадины. Верхняя часть протеза (головка) соответствует геометрии суставного конца здоровой бедренной кости, нижняя часть имплантата — ножка, предназначенная для фиксации эндопротеза в костномозговом канале бедра.

В настоящее время получили распространение модульные однополюсные эндопротезы со сменной головкой (рис. 2), а также биполярные имплантаты. Трансформация конструкции на основе принципа модульности, позволяющая собрать эндопротез с требуемыми размерами головки и ножки, существенно расширила возможности хирурга при выборе имплантата. Кроме того, эндопротезы со сменной головкой



Рис. 1. Однополюсный эндопротез тазобедренного сустава системы ОРТЭН: внешний вид эндопротеза (А), послеоперационная рентгенограмма (Б)

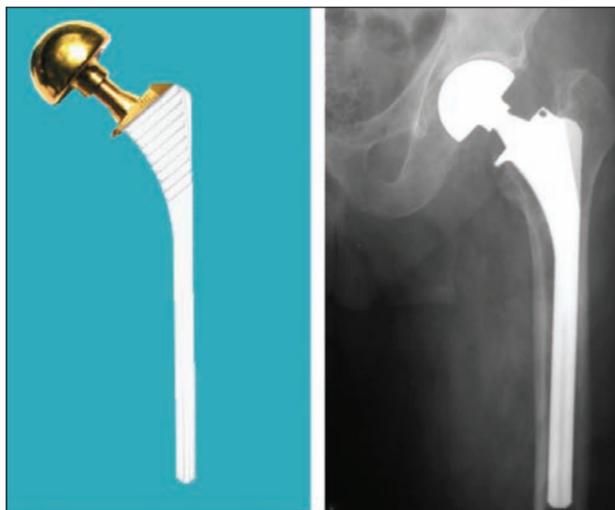


Рис. 2. Однополюсный эндопротез системы ОРТЭН со сменной головкой: внешний вид эндопротеза (А), послеоперационная рентгенограмма (Б)



А.Е. Лоскутов

в случае необходимости способствуют выполнению менее травматичного ревизионного вмешательства.

Конструкция узла трения биполярного эндопротеза (рис. 3) имеет внутреннюю и внешнюю сферы вращения. Функционирование этого имплантата включает, как правило, два этапа. На первом движение осуществляется путем скольжения внешней сферы по здоровому хрящу вертлужной впадины, на втором этапе, когда функциональные возможности хряща исчерпываются, движение происходит между внутренней и внешней сферами головки эндопротеза. Это позволяет рассматривать биполярный эндопротез как переходную ступень между однополюсным и тотальным эндопротезированием тазобедренного сустава.

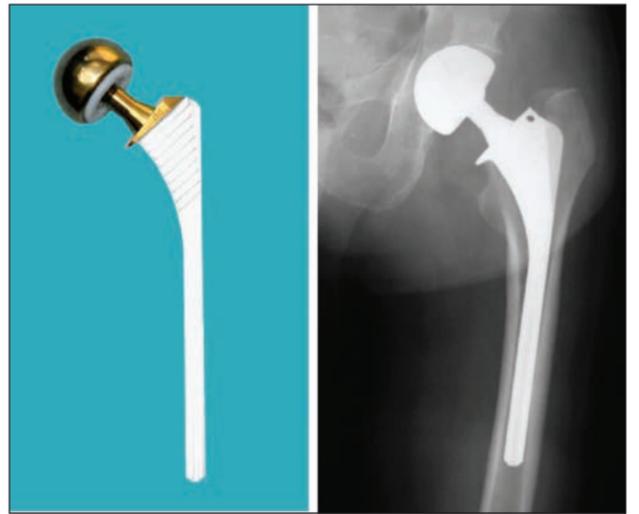


Рис. 3. Биполярный эндопротез головки бедренной кости ОРТЭН: внешний вид эндопротеза (А), послеоперационная рентгенограмма (Б)

Тотальный эндопротез предполагает замену головки бедра и вертлужной впадины и состоит из двух блоков: бедренного и вертлужного. На сегодняшний день операции с использованием таких имплантатов наиболее распространены.

Типичный современный отечественный тотальный эндопротез тазобедренного сустава, предназначенный для первичной имплантации, представлен двумя версиями (рис. 4). Поверхности метафизарной и диафизарной частей ножки бесцементной конструкции имеют рельефные углубления и специальное плазменное покрытие пористой корундовой керамикой или пористым титаном. Цементные версии имплантата бедренного компонента изготавливаются в соответствии с классическими канонами цементного эндопротезирования.

Как при цементном, так и при бесцементном эндопротезировании в настоящее время утверждена концепция прямой ножки (с прямолинейной осью), предложенная Морисом Мюллером более 30 лет назад [12, 13]. Для расширения возможностей хирурга при выборе бедренного компонента эндопротеза прямые ножки выполняют в двух вариантах: стандартном и латерализованном. Их отличие заключается в том, что при одинаковых размерах части ножки, фиксируемой в кости, расстояние от оси ножки до центра вращения головки у латерализованной ножки больше [11]. Хорошие результаты тотального эндопротезирования с использованием такой ножки обусловили в последнее десятилетие снижение активности исследователей и разработчиков в поиске наиболее эффективной ее формы.

Необходимо отметить, что существует два подхода к разработке конструкции элемента крепления бедренного компонента эндопротеза. Анатомический подход базируется на создании ножки по форме

Продолжение на стр. 30.

А.Е. Лоскутов, д.м.н., профессор, А.Е. Олейник, к.м.н., Днепропетровская государственная медицинская академия

Достижения и перспективы эндопротезирования тазобедренного сустава

Продолжение. Начало на стр. 29.

и размерам, соответствующим размерам костномозгового канала. Функциональный подход заключается в разработке такой конструкции ножки, которая максимально обеспечивала бы требуемые функции искусственного сустава. Естественно, что в этом случае вполне допустимы определенные, в том числе и значительные, отклонения формы ножки от анатомической формы канала. Очевидно, что функциональный подход существенно расширяет возможности как конструктора, так и технолога в изготовлении изделия. Конструкция бедренного компонента отечественного эндопротеза ОРТЭН разработана на основе функционального подхода.

Вертульный компонент современного эндопротеза состоит из корпуса (чашки) и жестко фиксируемого в корпусе полиэтиленового вкладыша. Корпус – элемент крепления эндопротеза. Его наружная форма (полусферическая, цилиндрическая или коническая) и размеры могут варьировать, однако во всех случаях они близки к форме и размеру вертлужной впадины. При цементной фиксации размеры чашки на 2-3 мм меньше подготовленного с помощью сферических фрез ложа вертлужной впадины. Наружная поверхность вертлужного компонента для бесцементной фиксации может быть гладкой, шероховатой, с насечками, углублениями, выступами и с винтовой нарезкой (рис. 5).

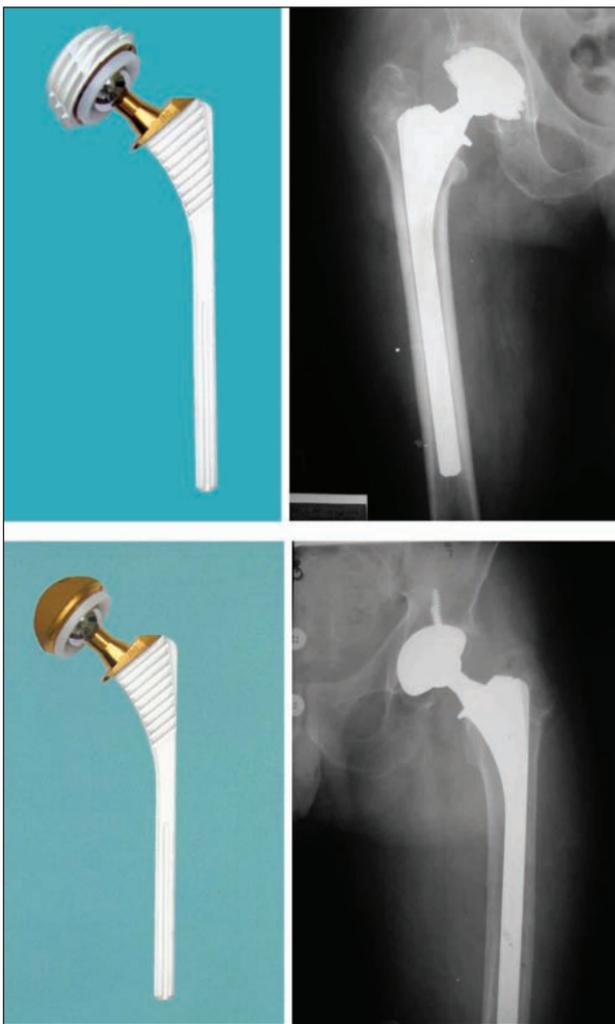


Рис.4. Тотальный эндопротез тазобедренного сустава системы ОРТЭН а) ввинчивающаяся версия; б) послеоперационная рентгенограмма; в) запрессовываемая версия; г) послеоперационная рентгенограмма



Рис. 5. Вертлужные компоненты различных конструкций системы ОРТЭН

Перед имплантацией вертлужного компонента удаляется хрящ, покрывающий впадину, и проводится подготовка ложа, соответствующего форме и размеру корпуса. Фиксация чашки осуществляется либо посредством цемента, либо путем ввинчивания или запрессовывания в костное ложе.

При различных осложнениях, возникших после имплантации искусственного сустава (появление боли, инфекции, нарушение стабильности фиксации либо функции эндопротеза), выполняется вмешательство по замене имплантата. Для ревизии могут использоваться обычные эндопротезы (для первичной имплантации большего типоразмера) либо специальные ревизионные конструкции. К основным отличиям ревизионных эндопротезов от обычных относятся более длинная ножка и увеличенные размеры ее сечения.

Материалы имплантатов

К материалам, из которых изготавливают эндопротезы, наряду с общими требованиями биоинертности и коррозионной стойкости предъявляется ряд специальных требований, зависящих от функций элемента имплантата.

Поскольку все конструктивные элементы эндопротезов тазобедренного сустава при функционировании подвергаются действию больших статических и динамических нагрузок, в первую очередь циклических и ударных, материалы таких имплантатов должны обладать достаточной прочностью, высокой ударной вязкостью, а также определенной жесткостью. Для материалов узла трения, помимо перечисленных свойств, исключительно важны трибологические характеристики, которые должны обеспечить минимально возможное трение и минимальный износ трущихся поверхностей – головки эндопротеза и вкладыша вертлужного компонента.

Элементы крепления эндопротеза, непосредственно контактирующие с костью, также должны обладать реологической совместимостью с костной тканью, то есть близостью показателей жесткостных и деформационных свойств материала имплантата и контактирующей с ним кости. Более того, этим элементам эндопротеза желательны свойства биосовместимости с костной тканью. Уточним в этой связи понятия биоинертности и биосовместимости. Биоинертными являются инородные материалы, которые не оказывают токсического воздействия на организм и не изменяют со временем своих физико-химических свойств, находясь в среде организма. Биосовместимые материалы в отличие от биоинертных под воздействием среды организма претерпевают структурные изменения и замещаются со временем тканями организма, в частности костной тканью. Очевидно, что узел трения и элементы крепления головки и вкладыша эндопротеза должны изготавливаться из биоинертных материалов. В то же время наличие участков поверхности ножки и корпуса вертлужной впадины, биосовместимых с костной тканью, увеличивало бы надежность фиксации в кости бесцементного эндопротеза.

Не менее важны общие требования к материалам имплантатов, к которым следует отнести доступность, относительную дешевизну, а также хорошую обрабатываемость. В Украине эти требования приобретают особую важность, поскольку именно они определяют доступность операции эндопротезирования для многих ортопедических больных.

Рассмотрим материалы, используемые для изготовления современных эндопротезов тазобедренного

сустава. Элементы фиксации эндопротезов в кости (ножки бедренных и корпуса вертлужных имплантатов) как цементной, так и бесцементной версии изготавливаются в основном из металлических сплавов трех типов: аустенитной нержавеющей стали типа Х18Н9Т; коммерчески чистого титана и его сплавов типа ВТ5, ВТ6; кобальт-хром-молибденового сплава (КХМС).

При правильно разработанной конструкции имплантата рассматриваемые сплавы обеспечивают как статическую, так и усталостную прочность всех его элементов. В таблице приведены основные механические свойства, характеризующие жесткость и прочность материалов, используемых при эндопротезировании тазобедренного сустава [1, 2, 7-10, 14]. Для сравнения даны также свойства элементов суставных концов костей.

Коммерчески чистый титан используют только для изготовления наименее нагруженного силового элемента эндопротеза – корпуса вертлужного компонента. Ножки бедренных имплантатов делают из КХМС, стали и титановых сплавов.

Поскольку титановые сплавы из-за их более низкой жесткости реологически ближе к кости, они предпочтительны для ножек бесцементной фиксации. Костная ткань в этом случае может воспринять без разрушения достаточно большие изгибные деформации ножки. Для цементных имплантатов более эффективны КХМС и сталь как материалы с большей жесткостью и поверхностной твердостью, а также со значительно более высокими антифрикционными характеристиками.

С точки зрения устойчивости к коррозии, наилучшим материалом является титан и его сплавы. Известно также, что титан не вызывает аллергических реакций, не является ферромагнитным материалом и не опасен пациентам при выполнении магнитно-резонансной томографии. КХМС менее стойкие к коррозии, однако их защитная оксидная пленка более плотная и прочная, чем у титановых сплавов. Наименее стойкой к коррозии является нержавеющая сталь, что в ряде случаев приводит к развитию воспалительного процесса в зоне контакта с тканями организма человека.

Ножки бедренных компонентов и наружные поверхности корпусов вертлужных компонентов эндопротезов бесцементной фиксации делают шероховатыми, что способствует остеоинтеграции имплантата с костью. Кроме того, для стимуляции этих процессов широко используются различные покрытия. Весьма эффективны пористые покрытия. Их применение соответствует концепции биологического крепления эндопротеза непосредственно к кости. Пористое покрытие дает возможность костной ткани вращаться в поры имплантата. Оптимальный размер пор составляет от 200 нм до 500 нм, такие покрытия наиболее эффективны для эндопротезов, изготовленных из титановых сплавов.

Высокую эффективность показали покрытия поверхности эндопротезов керамикой и гидроксиллапатитом. Керамика является биоинертным материалом. Пористые керамические покрытия ускоряют остеоинтеграцию и способствуют образованию прочной связи имплантата с костной тканью. Покрытие гидроксиллапатитом образует пленку биосовместимого полимера со свободным кальцием и фосфором на поверхности. В процессе остеоинтеграции формируется химическая связь кости с покрытием, что способствует вращению костной ткани в поры металлической основы имплантата. Эти покрытия широко используются в отечественных имплантатах системы ОРТЭН.

Для изготовления узла трения тотального эндопротеза, включающего головку бедренного имплантата и элемент трения вертлужного компонента, применяют металлические сплавы, а также керамику и сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) марки «Хирулен». В качестве пары трения получили распространение следующие материалы: «металл-металл», «металл-СВМПЭ», «керамика-керамика», «керамика-СВМПЭ».

Сверхвысокомолекулярный полиэтилен – полимер, состоящий из длинных углеродных цепей. В отличие от всех остальных материалов, используемых в производстве эндопротезов, он обладает хорошими упругими свойствами при сравнительно низких жесткостных показателях и является реологически наиболее близким к суставному концу кости. Это позволяет ему выступать в роли амортизатора ударных нагрузок, дестабилизирующих фиксацию имплантата в кости. СВМПЭ обладает малым коэффициентом трения, который больше, чем у керамики и пар «металл-металл». Для полиэтилена характерна низкая прочность и твердость, ограниченное сопротивление

износу. Из полиэтилена изготавливают цельные вертлужные компоненты цементной версии (однокомпонентная вертлужная чашка); вкладыши — элементы трения, фиксируемые в металлических корпусах (двухкомпонентная чашка). Основная проблема при использовании СВМПЭ в паре трения заключается не столько в износе вкладыша, сколько в негативном влиянии продукта его износа (детрита) на костную ткань в развитии так называемого эффекта Виллера (H.G. Willert, 1977). Суть этого эффекта заключается в том, что при функционировании эндопротеза продукты износа полиэтилена распространяются вдоль ножки бедренного имплантата в костномозговой канал, приводя к деструкции и разрушению кости и, как следствие, к дестабилизации фиксации эндопротеза.

Успех эндопротезирования имплантатами цементной версии существенно зависит от качества используемого костного цемента. Акриловый костный цемент — это смесь мономера и полимера метилметакрилата. Для обеспечения рентгенконтрастности смесь содержит также сульфат бария. В настоящее время в эндопротезировании используется достаточно широкая номенклатура марок костного цемента различных западноевропейских и североамериканских производителей, которые отличаются составом и качеством. К основным недостаткам костных цементов всех марок относятся малая эластичность, низкая износостойкость, а также высокая температура (около 60-70°C) полимеризации, что приводит к ожогу костной ткани.

- разработка экспериментальных методов исследования работы искусственных суставов;
- совершенствование существующих и разработка принципиально новых конструкций эндопротезов суставов различных локализаций на основе данных биомеханических исследований, применения новых, а также традиционных с улучшенными свойствами материалов и новых технологий их обработки.

В области материаловедения:

- разработка методов и технологий совершенствования механических свойств и трибологических показателей материалов, применяемых в Украине для производства имплантатов;
- разработка методов и технологий получения новых полиэтиленовых материалов;
- разработка методов и технологий получения новых доступных биоинертных материалов;
- разработка методов и технологий получения биоинертных и биосовместимых с костью покрытий;
- разработка методов и технологий получения отечественного костного цемента для эндопротезирования со свойствами, не уступающими зарубежным образцам;
- разработка методов и технологий получения материалов, альтернативных костному цементу.

В заключение отметим, что Украина обладает мощным научным и промышленным потенциалом, который сегодня широко реализуется в производстве и клиническом применении отечественных эндопротезов тазобедренного сустава ОРТЭН.

Таблица. Основные механические свойства материалов имплантатов и суставных концов костей

Материал	Модуль упругости E, ГПа	Предел прочности $\delta_{\text{нр}}$, МПа
КХМС	230	900-1540
Нержавеющая сталь X18H9T	200	580-1100
Аустенитные нержавеющие стали	200	230-1160
Коммерчески чистый титан	106	200-680
Титановый сплав BT5	106	800
Титановый сплав BT6	106	1005
Корундовая керамика	300-400	10-4900
Высокомолекулярный полиэтилен	0,5-1	30
Костный цемент	3	80
Компактная кость	12-40	150-290
Губчатая кость	0,03-0,8	4-11
Суставной хрящ	0,002-0,05	10-25

Задачи и проблемы эндопротезирования в Украине

Резюмируя вышеизложенное, можно сформулировать основные задачи, связанные с дальнейшим развитием эндопротезирования суставов, в целом и в Украине в частности.

В области клинических исследований и биомеханики:

- проведение антропометрических исследований (измерений) суставных концов костей, в частности плеча, предплечья, кисти, стопы (включая костномозговые каналы), для разработки и организации производства отечественных эндопротезов;
- разработка эффективных методов исследования и изучения на их основе механических свойств суставных концов и связей различной локализации в норме и при патологии;
- изучение кинематики, статики и динамики суставов различных локализаций в норме и при патологии, анализ механизма передачи нагрузки от суставных концов к несущим костям скелета в плане решения проблем эндопротезирования;
- изучение кинематики, статики и динамики искусственных суставов различных локализаций, анализ механических причин нестабильности фиксации имплантатов;
- разработка расчетных моделей и исследование напряженного и деформированного состояния суставных концов костей в норме, при патологии, а также при замещении деструктивной костной ткани имплантатом, получение расчетной оценки прочности крепления эндопротеза;
- разработка расчетной модели узла трения, выбор оптимальных размеров элементов узла трения, в частности диаметра головки бедренного имплантата тотального эндопротеза тазобедренного сустава;

Литература

1. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика. Спб.: политехника. — 2000, 463 с.
2. Берзиньш А.В. Сравнительные испытания упругости и механической прочности композитного костного цемента // Медицинская биомеханика. Рига: Зинатне. — 1986. — Том 4. — С. 426-430.
3. Бур'янов О.А. Остеоартроз, за ред. О.А. Бур'янов, Т.М. Омельченко. — К.: Ленвіт, 2009. — 208 с.
4. Гайко Г.В. Стан эндопротезування суглобів в Україні та перспективи його розвитку / Г.В. Гайко: матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю [Тотальне і ревізієне ендопротезування великих суглобів], Київ — Львів, 2003 / асоціація ортопедів травматологів України. — Київ — Львів, 2003. — С. 3-7.
5. Корж А.А. Ортопедия в Украине на рубеже столетий // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2000. — № 1. — С. 5-9.
6. Корж О.О. Методичні та організаційні проблеми реабілітації при ураженнях опорно-рухової системи / О.О. Корж, М.І. Хохол, О.А. Бур'янов // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 1. — С. 5-9.
7. Мовшович И.А., Гаврюшенко Н.С. Биомеханика тазобедренного сустава и основные конструктивные особенности тотальных эндопротезов // Современные проблемы биомеханики. Вып. 4. Механика заменителей биологических тканей. Рига: Зинатне. — 1987. — С. 104-121.
8. Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В. Справочник по сопротивлению материалов. Киев: Наукова думка. — 1988. — 734 с.
9. Трошенко В.Т., Сосновский Л.А. Сопротивление усталости материалов и сплавов / Справочник. Часть 2. К.: Наукова думка. — 1987. — 1303 с.
10. Тэлин В.В. Титановые сплавы и их механические свойства в зависимости от содержания легирующих компонентов // Металлургическая и горнорудная промышленность. — 1999. — № 2-3. — С. 56-58.
11. Фокин В.А. Зачем нужна латерализованная ножка эндопротеза? // Бюллетень Margo Anterior. М.: Совместное издание АО/ASIF и МАТИС Медикал для России и стран СНГ. — 2001. — № 1-2. — С. 1-4.
12. Фокин В.А. Двадцать пять лет концепции прямой ножки // Бюллетень Margo Anterior. М.: Совместное издание АО/ASIF и МАТИС Медикал для России и стран СНГ. — 2002. — № 2. — С. 1-3.
13. Harald Effenberker Schraubpfannen / Harald Effenberker — MCU: Frankfurt, 2004. — P. 15.
14. Pohler Ortrum E.M. // Бюллетень Margo Anterior. М.: Совместное издание АО/ASIF и МАТИС Медикал для России и стран СНГ. — 2001. — № 1-2. — С. 1-4.

Новости

Миниинвазивный vs традиционный подход к выполнению тотального эндопротезирования тазобедренного сустава: результаты двойного слепого рандомизированного контролируемого исследования



Миниинвазивный подход (МИП) при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава заключается в выполнении меньшего разреза кожи и менее широкой диссекции мышц по сравнению с традиционным подходом (ТП), что может способствовать более быстрой реабилитации пациентов.

Чтобы ответить на вопрос, может ли миниинвазивное тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава приводить к лучшим клиническим исходам, голландские ученые провели двойное слепое рандомизированное контролируемое исследование с участием 120 пациентов, которым было проведено первичное нецементное тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава (120 суставов) с помощью МИП или ТП. Помимо разделения на группы МИП и ТП, пациентов также разделили на подгруппы в зависимости от применяемого доступа — заднелатерального (ЗЛ-ТП и ЗЛ-МИП) и переднелатерального (ПЛ-ТП и ПЛ-МИП). Длина разреза кожи в группе ТП составляла 18 см, в группе МИП она могла достигать 18 см только к концу операции. Первичной конечной точкой был показатель по шкале Харриса (Harris Hip Score, HHS) через 6 недель после операции. Пациенты заполняли специальный опросник перед операцией, через 6 недель и через год после ее проведения.

У пациентов группы МИП (средняя длина разреза кожи 7,8 см) было отмечено статистически достоверное повышение среднего показателя по шкале HHS через 6 месяцев и год после операции по сравнению с группой КП. Различия между группами не были значительными и были обусловлены преимущественно более лучшими результатами в подгруппе ЗЛ-МИП. Однако в группе МИП была большей средняя продолжительность операции. Частота периоперационных осложнений была немного выше в группе МИП (особенно в подгруппе ПЛ-МИП), хотя различия не были статистически достоверными.

Авторы сделали вывод, что миниинвазивный подход при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава не продемонстрировал клинически значимых преимуществ по сравнению с традиционным подходом в течение первого года после операции.

J.H. Goosen et al., Clin Orthop Relat Res. 2010 Mar 30.

Преимущества использования гемостатического жгута при проведении тотального эндопротезирования коленного сустава: метаанализ и систематический обзор



Сторонники использования гемостатического жгута при проведении тотального эндопротезирования коленного сустава утверждают, что этот подход позволяет улучшить визуальный контроль во время операции и сократить кровопотерю.

Целью работы британских ученых было сравнение эффективности и безопасности этих двух подходов. Поиск данных для систематического обзора проводили в электронных базах Medline, CINAHL, AMED и EMBASE, в ортопедических журналах, а также среди неопубликованных материалов. Критериям включения соответствовало 15 исследований, в которых изучали 16 различных конечных точек и параметров у 991 пациента с тотальным эндопротезированием коленного сустава (1040 суставов).

Была отмечена достоверно большая интраоперационная кровопотеря в группе пациентов, у которых не использовали гемостатический жгут ($p=0,004$). Во то же время достоверных различий по общему объему кровопотери и необходимости в трансфузии между группами не установили ($p=0,22$; $p=0,48$). Наблюдалась тенденция к более высокой частоте осложнений в группе пациентов, у которых использовали гемостатический жгут. По другим оцениваемым конечным точкам различий между группами не установили.

Авторы сделали вывод о том, что применение гемостатического жгута не дает преимуществ при эндопротезировании коленного сустава в отношении сокращения потребности в трансфузии.

T.O. Smith, C.B. Hing, Knee. 2010 Mar;17(2):141-7.