

Трибологические механизмы в развитии нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава

В.Г. Абросимов, И.А. Щепеткин, И.И. Анисеня

Tribology mechanisms in the loosening process of the hip endoprosthesis

V.G. Abrosimov, I.A. Shchepetkin, I.I. Anisenya

Научно-исследовательский отдел производственно-коммерческой фирмы «Инва-Т», г. Томск,
научно-исследовательский институт онкологии Томского научного центра СО РАМН

Обсуждаются трибологические механизмы износа компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. Особое внимание уделяется износу деталей шарового сочленения-головки и чашки. Развитие нестабильности эндопротеза связано с воспалительной реакцией в околопротезных тканях на продукты износа, которые активируют процесс остеокластической резорбции и пазушного рассасывания кости. Сделан вывод, что при разработке новых конструкций эндопротезов суставов необходим системный подход, учитывающий все известные в настоящее время особенности этого сложного трибологического объекта.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, эндопротез, нестабильность эндопротеза, трибологические механизмы.

The tribological mechanisms of wear of the hip endoprosthetic components are discussed. Special attention is given to the wear of acetabular components - head and cup. The loosening process of the endoprosthesis is connected with an inflammatory reaction in periprosthetic tissues to the wear products which activate the process of both osteoclastic and bone sinusoidal resorption. It is concluded that a systemic approach is required for development of new articular endoprosthetic designs, which takes all the peculiarities of this complex tribological object known at present into consideration.

Keywords: the hip, endoprosthesis, endoprosthetic instability, tribological mechanisms.

Имплантация эндопротеза тазобедренного сустава предназначена для замещения утраченной биохимической функции естественного сустава. Основные требования к эндопротезу такие же, как к другим имплантатам и заключаются, во-первых, в минимальном патогенетическом действии на окружающую ткань и организм в целом (принцип биосовместимости) А, во-вторых, в адекватности конструкции функции протеза (принцип функциональности). Искусственный тазобедренный сустав является многокомпонентной системой, которая эксплуатируется в агрессивной среде в условиях переменной нагрузки с ассиметричным циклом и большой амплитуды нагружения, поэтому выполнение указанных принципов-чрезвычайно сложная задача. Нерешенная проблема артропластики сустава состоит в том, что рано или поздно наступает расшатывание закрепленных в кости компонентов системы, создающее ряд неудобств для больного и требующее ревизионной операции. До сих пор ведется дискуссия о первичной роли механических или биологических процессов в развитии нестабильности фиксации эндопротеза. Большинство авторов считает, что определяющую роль в инициации нестабильности играют продукты износа, образующиеся в ходе много-

летнего функционирования системы и активирующие околопротезную резорбцию костной ткани [8, 13, 15, 16]. Действительно, существует связь между объемным износом деталей эндопротеза и величиной их нестабильности [16]. На наш взгляд, механизм развития нестабильности эндопротеза более полно может быть описан с использованием системного подхода. Поэтому актуальным является вопрос рассмотрения эндопротеза тазобедренного сустава (с цементной или бесцементной фиксацией) и окружающей его ткани как открытой системы, элементы которой (кость-цемент-чашка-биологическая жидкость-шаровая головка-стержень (цемент-кость)) находятся в трибологическом контакте и обмениваются между собой веществом и энергией. В настоящей работе продолжается начатое в статьях Н.С. Гаврюшенко и И.А. Мовшовича [1, 2] обсуждение роли физико-химических, механических и биологических факторов в развитии асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава.

Конструкция тотального эндопротеза тазобедренного сустава в месте трибологического сочленения представляет собой погруженную в чашку шаровую головку диаметром от 22 до 35 мм. Такой искусственный сустав полностью

лишен связочного аппарата. Хотя увеличение диаметра сопряжения уменьшает вероятность вывиха, но одновременно приводит к увеличению силы трения и часто – объемному износу. Интенсивность износа трущихся поверхностей в шаровом сочленении пропорциональна коэффициенту трения и все конструктивные модификации эндопротезов направлены на его уменьшение. Основные требования к шаровому сочленению тотального эндопротеза заключается в уменьшении действия факторов, увеличивающих силы трения в трибологическом узле (минимальные коэффициенты трения покоя и скольжения при малых скоростях) интенсивности износа артикуляционной поверхности [20].

Для функционирующего в биологической среде эндопротеза основное значение играют абразивное, окислительное и водородное изнашивание. Под абразивным износом понимают разрушение поверхностей трения под воздействием твердых частиц, образующихся в зоне трения. В пятнах трибологического контакта интенсивно протекают процессы окисления, образования различных химических соединений и взаимной диффузии. Проникновение атомов водорода в кристаллическую решетку металлических деталей вызывает их охрупчивание. При трении происходит увеличение скорости межзернового и межкристаллического растрескивания [10]. Все виды приводят к образованию частиц размером от 0,1 до 30 и более мкм. Мелкие частицы образуются, как правило, благодаря механическому воздействию с превышением порога внешнего трения в зонах пятен контакта, а более крупные – вследствие усталого разрушения поверхности и последующей декогезии частиц [3].

Характер трения зависит от шероховатости поверхности, скорости перемещения трущихся деталей, нагружения зоны трения, физико-химического качества смазки (вязкость, плотность) и деталей пары трения (способность к адсорбции, химическое сродство поверхностей между собой и по отношению к составляющим смазывающей жидкости). Суставная пара эндопротеза работает в условиях достаточно интенсивного омывания средой, основным компонентом которой является синовиальная жидкость. Толщина и характер смазывающего слоя жидкости определяют вид трения [3]: при относительной толщине слоя смазки $h < 1$ (т.е. толщина изолирующей пленки жидкости меньше суммы высот шероховатостей на поверхности пары трения) осуществляется трение при граничной смазке, при $1 < h < 10$ преобладает эластогидродинамическое трение, при котором происходит упругая деформация деталей из-за возникновения «клиньев» смазки между поверхностями, а при $5 < h < 100$ – гидродинамическое безыносное трение. Наконец, при $5 < h < 10$ в большинстве

случаев имеет место смешанное трение. Исходя из этой классификации видов трения, существующие суставные пары эндопротезов тазобедренного сустава можно разделить на три группы:

1. Суставные пары с граничным трением и возможным переходом в ходе приработки деталей к эластогидродинамическому трению, выполненные из однородных материалов (металл/металл или керамика/керамика) с малой точностью исполнения трущихся поверхностей (шероховатость $R_a > 0,16$ мкм). Характеризуются большим начальным коэффициентом трения (0,9-1,2), который уменьшается (до 0,3-0,4) по мере приработки деталей. В процессе приработки возникают нагрузки, которые передаются на кости в местах закрепления деталей эндопротеза и являются причиной постоянных микросдвигов компонентов относительно костной ткани или цемента, увеличивая тем самым риск возникновения ранней нестабильности [19]. Кроме того, в ходе этого процесса образуется большое количество продуктов износа, способных вызывать воспалительную реакцию в околопротезных тканях. Освобождаемые металлоионы, такие как Co, Cr, Mo, Ni, U и Al, могут быть потенциально токсичными и приводить к неврологическим симптомам или нарушению минерализации кости [10].

2. Суставные пары с квазижидкостным трением, в которых для изготовления чашки используется ультравысокомолекулярный полиэтилен (мол. вес около 4000 кДа), а шаровые головки – металлические или керамические (коэффициент трения 0,17-0,3). Хорошие клинические результаты были достигнуты при обязательном соблюдении следующих условий: цементное закрепление чашки, толщина стенок чашки не менее 6-8 мм (для обеспечения необходимой жесткости), отклонение от сферичности шара не более 2 мкм и шероховатость шара $R_a < 0,05$ мкм. В этой группе суставных пар осуществляется квазижидкостное (размягчение пластмассы в точках контакта) и граничное трение с возможным переходом в смешанное. Износ полиэтиленовой чашки в паре с металлической головкой составляет до 0,1-0,3 мм в год и около 0,05-0,16 мм в год – в паре с керамической головкой [20]. Преимущества неметаллических инертных керамических поверхностей включают малую вероятность образования при трении металло-ионов и хорошую смачиваемость. Благодаря этим характеристикам в течение 10 лет функционирования эндопротеза обеспечивается в 2-3 раза меньший износ полиэтилена, чем в паре с металлической шаровой головкой [13, 20]. Существует закономерность, что чем больше твердость шара и меньше отклонение от сферичности и микронеровности на его поверхности, тем меньше износ [3]. Поэтому

низкие значения интенсивности износа получены также при использовании твердых износостойких упрочняющих покрытий из нитрида титана толщиной 3-5 мкм, а также при имплантации в поверхностные слои металлической шаровой головки легирующих элементов (N, C и т.п.), образующих твердые соединения с основой на глубину не менее 5 мкм [10]. Значительный износ полиэтилена приводит к опусканию головки протеза в чашку на глубину до 2 мм от исходной за 10 лет эксплуатации, что может вызывать заедание головки и увеличение нагрузки на узлы крепления компонентов эндопротеза [8, 15]. Полиэтиленовые чашки с бесцементной фиксацией в прямом контакте с костью не прошли клинических испытаний. Полиэтилен быстро стирался хрящевыми и костными остатками в формируемой соединительно-тканной мантии, что вызывало воспалительную реакцию на инородное тело [8, 13]. Поэтому в дальнейшем при бесцементном протезировании полиэтилен стали использовать только в качестве артикуляционного компонента, который вставляется в металлическую оболочку, имеющую прямой контакт с костью (рис. 1, Б) Такая модульная конструкция позволяет менять только полиэтиленовый вкладыш во время ацетабулярной ревизии [17] Многолетнее функционирование трибологического узла приводит к образованию полиэтиленовых частиц размером около 0,5 мкм, а также химических соединений между продуктами дегполимеризации полиэтилена и веществами суставной жидкости [18]. Эти продукты накапливаются и постепенно диффундируют в околопротезные ткани ацетабулярного компонента, вызывая в ней воспалительную реакцию [8, 16]. Таким образом, через 10 лет эксплуатации или раньше (от 3 до 5 лет), в зависимости от конструкции [16-18] система может переходить в стадию интенсивного трибологического износа и биологического ответа околопротезной ткани, которая имеет лавинообразный характер и приводит к миграции чашки.

3. Суставные пары с высокой точностью исполнения и преобладанием гидродинамического трения, в которых используются сочетания материалов — металл/металл, керамика/керамика или металл/керамика. К таким искусственным суставам относятся, например, эндопротезы с комбинированной чашкой, состоящей из металлической оболочки, полиэтиленовой прокладки и сферического металлического вкладыша [20]. Функциональное назначение наружной оболочки состоит в обеспечении возможности бесцементного закрепления и стабильности нагрузки на кость. Внешнюю поверхность этих оболочек делают пористой, с размерами пор от 100 до 500 мкм, для прорастания костной ткани. Прокладка из полиэтилена служит для обеспечения равномерности распре-

деления нагрузки на внешнюю оболочку, уменьшая величины ударных нагрузок на кость, и сохранения геометрических размеров металлического вкладыша благодаря упругопластическим свойствам полиэтилена [17]. Определяющее значение на работоспособность в таких суставных парах приобретают величины зазора между чашкой и шаровой головкой, а также подбор материалов для трущихся деталей с минимальными коэффициентами трения покоя. При соблюдении всех требований при троганье осуществляется граничное, а при движении — гидродинамическое трение. Благодаря этому трение при движении сводится к величине трения в жидкости и износ может быть уменьшен до величины 3-6 мкм и менее за год эксплуатации [19].

На основе приведенных данных, а также собственных расчетов, базирующихся на общепризнанных триботехнических закономерностях [3], мы считаем, что ориентировочные допуски на размеры деталей пары трения, для ее работы в режиме гидродинамического трения должны быть следующими: при шероховатости поверхностей $R_z=0,2$ мкм необходимо выполнить минимальный зазор между деталями около 2 мкм, при этом если отклонение для обеих сопрягаемых деталей от округлости состоит 1 мкм, то величина зазора будет изменяться от 2 до 4 мкм. В общем случае величина зазора имеет оптимум. Переход на граничное трение происходит как вследствие увеличения зазора и снижения таким образом несущей способности пленки жидкости, так и уменьшения зазора, приводящего к зацеплению микронеровностей.

В суставных парах со съёмными шаровыми головками используется конусообразное втулочное соединение. Насадка металлических или керамических шаровых головок на втулки требует соблюдения ряда методических рекомендаций. Неудачная насадка может приводить к фреттинговой коррозии втулки и даже перелому шаровой головки [17]. Кроме того, износ в таких системах может во многом определяться гальванической и щелевой коррозией [9, 10]. В тканях, окружающих модульную систему (головка из кобальт-хромового сплава \ втулка из кобальт-хромового или титанового (Ti-6Al-4V) сплавов), обнаруживают оксиды и хлориды металлов, а также материал, обогащенный аморфным хромортофосфатгидратом [14].

Все попытки закреплять головку эндопротеза непосредственно на верхушке бедренной кости пока не увенчались успехом. Поэтому в настоящее время используется травматичная операция по погружению в костно-мозговой канал стержня, несущего шаровую головку. Феморальный компонент эндопротеза может быть классифицирован по типу фиксации на два вида: цементный и бесцементный.

Известно, что сопротивление трения при взаимном перемещении твердых тел складывается из адгезионной (F_A) и когезионной (F_K) составляющих [3]. При цементном протезировании возрастает значение F_A , а при бесцементном - F_K . Действительно, бесцементное крепление стержня тазобедренного сустава осуществляется силами сцепления между шероховатыми поверхностями протеза и кости. Тесный контакт обеспечивается «пресс-фитной» посадкой, т.е. забиванием стержня в костно-мозговой канал бедренной кости. Явления, препятствующие когезионным силам, представлены в основном упругими и пластическими деформациями, которые являются зародышами декогезии неровностей поверхности и ведут к образованию частиц износа. Поэтому при бесцементном протезировании особое значение приобретают прочностные свойства материала поверхности протеза [15, 19]. Стержни с цементной фиксацией крепятся в кости на основе полиметилметакрилата, изготавливаются обычно из кобальт-хромового сплава или титана и значительно отличаются друг от друга по форме и размеру. Форма современных ножек эндопротезов с цементной фиксацией имеет переменную кривизну, которая увеличивается в проксимальной части. Это позволяет регулировать соотношение сил, направленных как перпендикулярно опорной поверхности, так и по касательной к поверхности цемента [15]. Известно, что сила трения прямо пропорциональна силе, действующей по нормали. Благодаря этому обстоятельству можно, при наличии микроподвижности между ножкой и цементом, регулировать величину нагружения по длине стержня с помощью изменения кривизны его поверхности, компенсируя тем самым слишком большую жесткость конструкционного материала. Важное значение при этом играют полное заполнение пустот цементом. Для обеспечения микроподвижности между ножкой и цементом поверхности ножки придают минимальную шероховатость, уменьшая тем самым F_K . Крепление таких ножек в цементе объясняется F_A , обусловленной молекулярным притяжением между контактирующими поверхностями. Кроме того, жесткостные показатели цемента на порядок меньше таковых металлов, из которых выполнены имплантаты [7]. Таким образом, использование цемента существенно снижает механическую несовместимость имплантированных материалов и кости. Применение цементного способа закрепления протезов позволило увеличить срок эксплуатации наиболее нагруженных эндопротезов тазобедренного сустава до 20 лет. Эксперименты показали, что толщина цемента от 1,2 мм до 3 мм является достаточной для долговременной фиксации компонентов эндопротеза. Очень тонкий или толстый слой цемента более легко разруша-

ется компрессионными нагрузками [1, 19].

Основной причиной расшатывания компонентов эндопротеза с цементной фиксацией является крошение цемента и образование мелких частиц, вызывающих развитие агрессивного грануломатозного ответа и остеокластическую резорбцию околопротезной костной ткани [5]. Механические свойства цемента могут быть увеличены снижением пористости при его приготовлении или путем центрифугирования, или вакуумным смешением [7].

Клинические исследования свидетельствуют, что для пациентов с нормальной функциональной активностью клеток костной ткани удовлетворительные результаты могут быть достигнуты применением эндопротезов с бесцементной фиксацией. При разработке таких конструкций предполагалось, что костное врастание в поверхность имплантата будет давать более длительную связь и осуществлять лучший перенос нагрузки между протезом и костью, чем цемент. Тем не менее было переброшено немало различных конструкций прежде чем был получен результат, сравнимый с использованием имплантатов с цементной фиксацией. Первоначально всю поверхность ножки делали пористой. Это, однако, приводило к проксимальной околопротезной резорбции кости, связанной с уменьшением в этом месте нагрузки. В частности, после сообщения в 1991 г. Норвежского Артропластического регистра о неудовлетворительных результатах использования эндопротезов типа «Фемора» (Великобритания) с винтовой резьбой на стержне производство этих имплантатов было прекращено. Как показывают 5-летние наблюдения, для улучшения выживаемости стержней эндопротезов тазобедренного сустава с винтовой нарезкой резьба должна быть правовращающей для левой ножки и левовращающей для правой ножки [12]. В любом случае подобная конструкция способствует развитию проксимальной околопротезной резорбции. Поэтому мы считаем, что винтовой эндопротез К.М. Шерепо [4] малоперспективен. Применяемые в настоящее время стержни имеют пористую поверхность только на проксимальной части, что помогает сохранить кость [19]. Кроме того, потеря костной ткани определяется жесткостными характеристиками контактирующего с костью материала. Действительно, так как модуль упругости первого рода костной ткани (от 0,2 до 2×10 кг/см²) значительно меньше, чем у конструкционных материалов (для титана от 10,5 до $12,5 \times 10$ кг/см²), то возникают деформации, вызывающие появление микронапряжений на границе контакта кость-материал протеза [19]. Величина микронапряжений очень высока и приводит как к усталостному разрушению поверхности материала эндопротеза, так и граничащих с ними костных

тканей. Новая картина напряжений в кости после имплантации эндопротеза обуславливает вторичную перестройку костных структур, которая протекает при неблагоприятных условиях и может привести к околопротезной потере кости [5].

Величину микронапряжений по линии контакта можно значительно уменьшить, если основной материал эндопротеза сделать пористым (полым) и/или покрыть эластичным материалом, как в конструкции Р. Матиса [6]. Действительно, при использовании жестких цельнометаллических титановых имплантатов наблюдается в 5 раз больше случаев выраженной околопротезной резорбции кости, чем при применении менее жестких пустотелых титановых ножек [11]. Такие стержни, однако, имеют меньшую макропрочность. Использование сверхэластичных композиционных материалов также не решает проблемы, поскольку жесткостные характеристики таких конструкций и кости практически невозможно совместить из-за их большой начальной неоднородности в сечениях кости и последующего после артропластики изменения вследствие адаптационной перестройки костных структур. Все это сильно ограничивает возможность расчета жесткости конструкции.

Износ и развитие нестабильности чашки и стержня с цементной фиксацией имеют общие закономерности, которые заключаются в увеличении зазора, главным образом на границе контакта цемент-кость в результате околопротезной резорбции кости. Отличие состоит в характере материала износа, который является пусковым в развитии воспалительной реакции в околопротезных тканях. В случае ацетабулярного компонента основная роль принадлежит частицам полиэтилена или металла, а в случае феморального компонента - мелким фрагментам цемента. Важная роль, по-видимому, принадлежит закислению среды в пространстве между материалом имплантата и костью, которое ведет к деградации костной ткани по механизму пазушного рассасывания [13, 16] (рис. 1, А).

Одной из причин потери костной ткани эндопротезов с бесцементной фиксацией является несовместимость материалов имплантата по биомеханическим параметрам, что вызывает интенсивную адаптивную перестройку костной ткани. В ходе этого процесса, который протекает при неблагоприятных послеоперационных условиях, частоотягощенных каким-либо заболеванием костной ткани, наблюдается несоответствие между скоростью остеокластической резорбции кости и остеогенезом, что в итоге приводит к остеопении и остеолиту [5]. Потеря костной ткани является также основной причиной перелома костей, боли и других неудобств при движении.

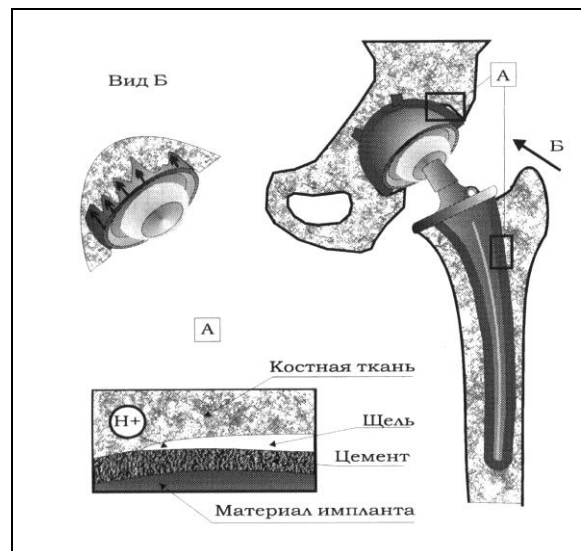


Рис. 1. Эндопротез тазобедренного сустава с цементной фиксацией. А. Закисление среды в пространстве между имплантируемым материалом и костной тканью. Б. Резорбция костной ткани на границе с металлической оболочкой полиэтиленовой чашки.

Таким образом, трибологические и биокоррозионные механизмы определяют износ материалов, из которых выполнены детали эндопротеза. Попадая в околопротезные ткани, продукты износа запускают каскад воспалительных реакций, которые активируют остеолитические механизмы и, как следствие этого, приводят к развитию нестабильности протеза. В зависимости от особенности конструкции этот процесс может протекать с разной скоростью. Хорошим сроком службы эндопротеза тазобедренного сустава считается период около 20 лет. Дальнейшая разработка новых эндопротезов и их клиническое применение невозможно без математического моделирования, стендовых трибологических испытаний [19], предварительных экспериментальных исследований и системного анализа полученных результатов.

В настоящее время еще не существует единой теории конструирования эндопротезов суставов. Тем не менее анализ конструкций эндопротезов тазобедренного сустава позволяет отметить некоторые общие тенденции в изменении конструктивных решений, которые происходили вслед за выявлением механизмов износа и нестабильности. Для бесцементного способа крепления деталей эндопротеза проявляется тенденция в использовании микропрофиля (т.е. пористости) поверхностей для регулирования величины жесткости связи с костными тканями, что позволяет распределять величину воспринимаемых костью нагрузок по поверхности имплантата. При цементном способе крепления наиболее перспективно использование поверхностей с минимальной механической составляющей трения между деталью и цементом (т.е. с минимальной шероховатостью поверхности

детали). В этом случае важным фактором становится геометрический профиль (кривизна) поверхности. Оба этих фактора – кривизна и шероховатость – могут быть учтены при конструировании. Другая тенденция обусловлена последовательной заменой вида трения от граничного к квазжидкому и гидродинамическому,

что дает значительное снижение скорости износа. Наконец, несомненным успехом в конструировании эндопротезов следует считать применение сверхэластичных материалов, использование которых, однако, еще не имеет длительных традиций и остается дорогим.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гаврюшенко Н.С. Влияние различных физико-математических факторов на судьбу эндопротеза сустава и его функциональные возможности // Вестник травматол. ортопед. - 1994. – Т. 4. – С. 30-34.
2. Мовшович И.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава протезом Мовшовича-Гаврюшенко с резервным механизмом трения и изменяемым шеечно-диафизарным углом // Вестник травматол. ортопед. - 1994. – Т. 4. – С. 10-14.
3. Справочник по триботехнике. Т.1. Теоретические основы / Под. ред. М. Хебды, А.В. Чичинадзе. - М.: Машиностроение, 1989. – 400 с.
4. Шерепко К.М. Некоторые экспериментальные данные и новый винтовой эндопротез тазобедренного сустава // Медицинская техника. - 1996. - Т. 5. - С. 38-41.
5. Щепеткин И.А. Остеокластическая резорбция кости // Успехи совр. биологии. - 1996. - Т. 116, № 4. - С. 483-501.
6. Au M.K. Isoelastic total hip replacement: clinical evaluation of prosthetic isoelasticity // J. Formos Med. Assoc. - 1994. - Vol. 93, N 6. - P. 497-502.
7. Burke D.W, Gates E.L., Harris W.H. Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement // J. Bone Jt. Surg. -1984. - Vol. 66-A, N8. - P. 1265-1273.
8. Isolation of predominantly submicron-sized UHMWPE wear particles from periprosthetic tissues / P. Campbell, S. Ma, B. Yeom et al. // J. Biomed. Mater. Res. - 1995. -Vol. 29. - P. 127-131.
9. Wear and corrosion of modular interfaces in total hip replacements / S.D. Cook, I.L.L. Barrack, G.C. Baffes et al. // Clin. Orthop. - 1994. - N 298. - P. 80-88.
10. Davidson J.A., Mishra A.K. Surface modification issues for orthopaedic implant bearing surfaces // Materials Manufact. Processes. - 1992. - Vol. 7. - P. 405-421.
11. Engh C.A., Bobyn J.D. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty // Clin. Orthop. - 1988. - N 231. - P. 7-28.
12. Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. A review based on the Norwegian Arthroplasty Register / L.I. Havelin, B. Espehaug, S.E. Vollset, L.B. Engesaeter // J. Bone Jt. Surg. - 1995. - Vol. 77-B, N 1. - P. 11-17.
13. Jacobs J.J., Sunnier D.R., Galante J.O. Mechanisms of bone loss associated with total hip replacement // Orthop. Clin. North Amer. - 1993. - Vol. 24. - P. 583-590.
14. Local mid distant products from modularity / J.J. Jacobs, R.M. Urban, J.L. Gilbert et al. // Clin. Orthop. - 1995. - N 319. - P. 94-105.
15. Leannont I.D. Current status of total hip replacement. A review of biological and biomechanical factors // South African J. Surg. - 1989. - Vol. 27. - P. 84-88.
16. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy / T.P. Schmaizried, L.M. Kwong, M. Jasty et al. // Clin. Orthop. - 1992. - N 274. - P. 60-78.
17. Semlitsch M.F., Willert H.-G. Implant materials for hip endoprostheses: old proofs and new trends // Arch. Orthop. Trauma Surg. - 1995. - Vol. 114, N2. - P. 61-67.
18. Composition and morphology of wear debris in failed uncemented total hip replacement / A.S. Shanbhag, J.J. Jacobs, T.T. Glant et al. // J. Bone Jt. Surg. - 1994. – Vol. 76-B, N1. - P. 60-67.
19. Smolinski R., Rubash H.E. Bone remodeling around total hip implants // Crit. Rev. Biomed. Eng. - 1992. - Vol. 20, N 5-6. - P. 461-483.
20. Weber B.G., Semlitsch M.F., Streicher R.M. Total hip joint replacement using a CoCrMo metal-metal sliding pairing // J. Jpn. Orthop. Assoc. - 1993. - Vol. 67. - P. 391-398.

Рукопись поступила 06.06.01.

Предлагаем вашему вниманию



Тезисы докладов научно-практической конференции с международным участием "Новые технологии в медицине" и симпозиума "Способы контроля процессов остеогенеза и перестройки в очагах костеобразования". В 2-х частях. – Курган, 2000. – 495 с.