

УДК 616-089:616.728.2+616.77

## СОВРЕМЕННЫЕ ТЕНДЕНЦИИ ОДНОПОЛЮСНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ СУСТАВОВ

Л.С. Пинчук<sup>1</sup>, д.т.н., профессор; Д.Б. Карев<sup>2</sup>, к.м.н.; Н.В. Чернюк<sup>1</sup>;  
С.И. Болтрукевич<sup>2</sup>, д.м.н., профессор

<sup>1</sup> - «Институт механики металлополимерных систем им. В.А.Белого»

НАН Беларуси, г. Гомель

<sup>2</sup> - УО «Гродненский государственный медицинский университет»

Большинство конструкций эндопротезов суставов напоминают узлы машин, которые выполняют лишь механические функции и недостаточно приспособлены для работы в организме человека. В наибольшей мере это касается однополюсных эндопротезов, работающих в парах трения с хрящом, что неизбежно ведет к хондролиту и ревизионной операции с заменой однополюсного тотальным эндопротезом сустава. Тенденции разработки однополюсных эндопротезов нового поколения состоят в: 1) формировании на головке эндопротеза микропористого эластичного слоя, моделирующего хрящ; 2) введении в микропоры искусственного хряща лекарственных средств – хондропротекторов, способствующих восстановлению поврежденных трением участков хрящевой ткани; 3) придании элементам эндопротеза свойства быть источником электрического поля, компенсирующего нарушения биофизического поля сустава, которые произошли при выполнении операции эндопротезирования. В статье приведены примеры реализации этих тенденций в оригинальной конструкции однополюсного эндопротеза тазобедренного сустава.

**Ключевые слова:** однополюсной эндопротез сустава, микропористый слой, искусственный хрящ, хондропротектор, электрет

*Most of joints endoprostheses remind machine units which fulfil only mechanical functions and are insufficiently adapted for functioning in human organism. This concerns largely unipolar endoprostheses working in friction pairs with cartilage, that inevitably causes chondrolysis and revision operation with replacement of a unipolar with a total joint endoprosthesis. The tendencies in elaboration of joint unipolar endoprostheses of a new generation are the following: 1) forming of microporous, elastic, cartilage modeling layer on the endoprosthesis head; 2) filling of artificial cartilage micropores with drugs – chondroprotectors, assisting in rehabilitation of cartilage tissue districts, which were damaged by friction; 3) adding to endoprosthesis elements the property of electrical field source, compensating violation of biophysical field that happens during endoprosthesis operation. Examples of these tendencies in the original construction of a unipolar hip joint endoprosthesis are given.*

**Key words:** unipolar joint endoprosthesis, microporous layer, artificial cartilage, chondroprotector, electret.

### Введение

Одним из самых сложных переломов опорно-двигательного аппарата, особенно у лиц пожилого возраста, является перелом шейки бедра. За последние 10 лет доля пожилых людей в популяции практически всех стран увеличилась на 20%, что обуславливает социальное значение решения этой проблемы. Мировая практика подтвердила высокую эффективность оперативного метода лечения переломов проксимального отдела бедренной кости по сравнению с консервативным. Хирургическое вмешательство, показанное в 80% подобных случаев, может быть выполнено путем репозиции костных фрагментов и их фиксации с помощью металлических конструкций либо методом эндопротезирования. Учитывая распространенность остеопороза, предпочтение в последние десятилетия отдают эндопротезированию, количество случаев которого в мире превысило 1,2 млн/год. Многолетняя практика мировой ортопедии свидетельствует, что эндопротезирование головки бедра (однополюсное эндопротезирование) показано пожилым пациентам, имеющим возрастные патологические изменения (сердечная недостаточность, диабет, остеопороз), и пациентам старше 80 лет при минимальной жизненной активности и достаточно прочной костной ткани стенок вертлужной впадины и проксимального отдела бедренной кости. Операции эндопротезирования тазобедренного сустава в настоящее время выполняются во всех областных центрах Беларуси, а по замене головки бедра (однополюсное эндопротезирование) – и в специализированных отделениях районных больниц.

При операциях однополюсного эндопротезирования тазобедренного сустава белорусские ортопеды чаще всего используют цельнометаллические эндопротезы ЦИТО – Мура. Металлическая головка эндопротеза, имеющая форму шара с увеличенным диаметром, соответствующим поперечному размеру вертлужной впадины, всегда неконгруэнтна хрящевому дну вертлужной впадины, сложная геометрическая форма которой индивидуальна у каждого человека. Естественно, что на площадках касания эластичного хряща и жесткой головки возникают значительные контактные напряжения, которые травмируют хрящ, разрушают его поверхностный слой, приводя через 5-10 лет к хондролиту и даже протрузии вертлужной впадины [14, 25, 29].

Цель работы состоит в нахождении и биофизическом обосновании медико-технических решений, которые приблизили бы структуру и механические свойства головки однополюсного эндопротеза к естественной головке тазобедренного сустава. Это позволит воспроизвести в реконструированном суставе механизмы трения и смазки, собственные синовиального сустава, а также реализовать с помощью эндопротеза стимулирующее действие электрических полей на эффективность смазки сустава и биосовместимость эндопротеза с костной тканью.

Эти решения базируются на следующих предпосылках.

### 1. Роль хряща в функционировании синовиального сустава

С позиций науки о трении – трибологии – хрящ пред-

ставляет собой антифрикционное твердое тело, снабженное микропорами, которые заполнены смазочной синовиальной жидкостью (СЖ). Основные представления об участии хряща в смазке суставов сложились в 1960-70-е годы. В здоровых суставах зазор между сопряженными хрящами всегда заполнен смазочной пленкой, потому что при механическом нагружении сустава СЖ выдавливается из микропор на участках хряща, испытывающих наибольшие контактные нагрузки, – так называемая «смазка выпотеванием» (weeping lubrication) [21].

«Свежая» СЖ, содержащая белковые компоненты с разной молекулярной массой, поступает из синовиальной оболочки через суставную полость в зазор между хрящами, образуя смазочный слой. Сдавливание его хрящами обуславливает заполнение микропор хрящевой ткани самыми подвижными фракциями СЖ. Поверхностный слой хряща играет в этом случае роль мембраны, проницаемой только для низкомолекулярных компонентов СЖ [8]. Концентрирование в суставной щели высокомолекулярной фазы СЖ создает демпфирующую «подушку», которая смягчает ударные нагрузки на сустав и предотвращает механическое повреждение поверхностей трения хрящей. Смазка сустава обеспечивается «сдавленной пленкой» СЖ (squeezed film lubrication) толщиной в несколько десятков мкм [15].

Распределение СЖ в зазорах контакта хрящей, подвергаемых в суставе трению качения с проскальзыванием, происходит в направлении присущих хрящу микробороздок на поверхности трения [16]. В движущемся суставе СЖ выдавливается из микропор хрящевой ткани, которые расположены на линии приложения нагрузки, и впитывается из суставной щели в микропоры после снятия нагрузки [20].

В здоровом, даже «сухом» суставе всегда реализуется так называемая граничная смазка, осуществляемая тонким (порядка 10 нм) слоем адсорбированных на поверхности хряща молекул СЖ. Считают, что этот слой образован фосфолипидами, в частности, фосфатидилхолинами [26]. Существует мнение, что граничный слой, получивший название «лубрицин», состоит из сложных белков диализата крови, содержащих углеводные компоненты [28]. Адсорбционный смазочный слой СЖ наноразмерной толщины обеспечивает рекордную антифрикционность синовиальных суставов, для обозначения которой в последнее десятилетие используют термин «superlubricity» [27].

Элемента, подобного хрящу, в эндопротезах нет. Очевидный путь придания однополосному эндопротезу способности реализовать биофизические механизмы смазки, свойственные синовиальному суставу, состоит в формировании на головке эндопротеза слоя искусственного хряща.

## 2. Хондропротекция

Головка однополосного эндопротеза, выполненная из жесткого технического материала, работает в паре трения с легко деформируемым хрящом, неизбежно травмируя его и механически повреждая поверхностный слой хрящевой ткани. Естественно, живая ткань обладает способностью к регенерации и заживлению дефектов. Однако при эксплуатации имплантированного однополосного эндопротеза обязательно создаются условия, когда темпы травмирования опережают скорость регенерации. Чтобы поддержать работоспособное состояние поврежденного хряща, разработаны специфические лекарственные средства (ЛС) – хондропротекторы, которые замедляют дегенерацию суставного хряща, улучшают его пи-

тание и повышают антифрикционность. В 21 в. сформировалась концепция «болезнь модифицирующей терапии» суставов. Она состоит в применении хондропротекторов, позволяющих не только контролировать боль и дисфункцию сустава, но и приостановить разрушение хряща, а в идеале – осуществить его восстановление (структурное модифицирование) [1].

Определилась достаточно узкая номенклатура ЛС, отвечающих критерию хондропротекторов. Прежде всего, это – биологические аналоги естественных компонентов хряща – гиалуроновая кислота (ГУК), глюкозамин, хондроитин. ГУК входит в состав заменителей СЖ («Synvisk», «Orthovisk», «Hyalgan» и др.), инъекциями которых в полость сустава пытаются «отодвинуть» сроки выполнения эндопротезирования. Глюкозамин (моноаминосахарид  $C_6H_{13}NO_3$ ) в Европе применяют с 1960-х годов, считая его единственным средством лечения остеоартрита, при длительном приеме которого доказано снижение вероятности эндопротезирования [23]. Хондроитин сульфат натрия (ХС) – группа полисахаридов, состоящих из фрагментов ГУК и глюкозамина. В экспериментах на кроликах показано, что ХС эффективно защищает хрящ от повреждений и поддерживает синтез протеогликанов [31]. На Европейском конгрессе ревматологов (Стокгольм, 2002) доложены результаты длительного (2 года) применения ХС, показавшие его способность замедлять прогрессирование остеоартроза. Комбинированная терапия глюкозамином + ХС стимулирует регенерацию хрящевой ткани. Для оценки структурномодифицирующего действия этого комбинированного препарата Национальный институт здоровья США провел в 2005 г. независимое исследование (Glucosamine/Chondroitin arthritis intervention trial, GAIT), достоверно подтвердившее хондропротекторный эффект.

Итак, очевидна целесообразность введения ЛС – хондропротекторов в искусственный хрящ однополосного эндопротеза. Известно [17], что самопроизвольное выделение жидкостей из микропор полимерных студней (синерезис) длится годами. Пролонгированная доставка ЛС из головки эндопротеза на поврежденные участки хрящевой ткани, происходящая в течение всего «времени жизни» эндопротеза, идеально подходит именно для однополосных эндопротезов, работающих в паре трения с живым регенерирующимся хрящом.

## 3. Моделирование биофизического поля сустава

Собственное физическое поле, которое организм генерирует в процессе жизнедеятельности – биофизическое поле – является фундаментальным понятием биофизики, изучающей физические и физико-химические явления в биологических объектах [3]. Входящие в структуру клеток биологические мембраны обладают избирательной проницаемостью по отношению к ионам  $Na^+$ ,  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Cl^-$ , которые находятся в клеточной и тканевой жидкостях. Перемещение ионов через сложно организованные каналы в клеточной мембране приводит к возникновению разности потенциалов, обуславливающей возникновение биофизического поля. Любое хирургическое вмешательство в структуру сустава неизбежно приводит к нарушению естественного распределения биофизического поля в суставе. Если такое вмешательство связано с имплантацией эндопротеза, очевидна целесообразность компенсации нарушения с помощью элементов эндопротеза, являющихся источниками электрического поля.

Если деталь эндопротеза, выполненную из диэлектрика, подвергнуть электрической поляризации, она при-

обретет поляризационный заряд и перейдет в так называемое электретное состояние. Электрет – диэлектрик, длительно сохраняющий поляризационный заряд. В силу диэлектрической природы исходного материала он не проводит электрический ток и, следовательно, не является источником тока. Однако носители заряда, пространственно разделенные в нем при электрической поляризации, создают в окружающем пространстве постоянное электрическое поле [19], подобное биофизическому полю, которое возникает в живой ткани. Наиболее очевидны два пути использования электретов в однополюсном эндопротезе сустава.

Во-первых, в электретное состояние целесообразно перевести полимерную головку эндопротеза, где поле электрета может действовать аналогично биофизическому полю хряща. Оно могло бы регулировать распределение смазочного слоя СЖ в зазорах контакта, образованного головкой эндопротеза и хрящом вертлужной впадины. Поле электрета может активировать адсорбцию молекул СЖ на поверхности трения головки, обуславливающую граничную смазку реконструированного сустава.

Во-вторых, постоянное электрическое поле целесообразно создать в зоне контакта ножки эндопротеза и костной ткани. Оно стимулировало бы врастание костной ткани в микровпадины на поверхности ножки, впресованной в костно-мозговой канал, обеспечивая дополнительную фиксацию ножки и повышая жесткость соединения ножки с бедренной костью.

Технологическая база для разработки такого эндопротеза уже создана, о чем свидетельствуют следующие результаты.

#### 4. Полимерная головка с искусственным хрящом

Очевидно, что сферическую головку эндопротеза, работающую в паре трения с гиалиновым хрящом, следует изготавливать из полимерного материала. Он, как и хрящ, имеет органическую природу и в наибольшей мере (по сравнению с другими конструкционными материалами медицинской техники) приближается к нему по деформационно-прочностным характеристикам.

На сегодняшний день единственным надежным полимерным материалом трения эндопротезов остается сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ), который используют с этой целью более 40 лет. К числу достоинств СВМПЭ, помимо высокой прочности, низких ползучести под нагрузкой и коэффициента трения, относят также биологическую инертность и возможность стерилизации выполненных из него деталей ионизирующим излучением с дозой  $2,5 \cdot 10^{-3}$  рад [32]. Для изготовления эндопротезов применяют СВМПЭ повышенной чистоты, т.е. с наименьшим содержанием низкомолекулярных включений – олигомеров, примесей катализаторов и растворителей. Из материалов этого класса мировое признание получил СВМПЭ марок Hostalen и Chirulen немецкой фирмы Hoechst AG.

Как показано ранее, ключевая роль в смазке суставов принадлежит хрящу. Английский биомеханик Д. Доусон теоретически показал, что эндопротезы, снабженные эластичной прокладкой на поверхности трения, характеризуются улучшенным режимом смазки и низким износом [13]. Однако техническая реализация этой идеи осложнена подбором биосовместимых эластичных материалов трения и необходимостью их закрепления на несущих деталях эндопротезов.

Микропористый материал на основе СВМПЭ, моделирующий структуру хряща, был создан в 1990-х годах

[24]. Формирование микропористого слоя на полимерных головках эндопротезов основана на представлениях о фазовых превращениях в системах «полимер – пластификатор», приводящих к образованию студней высокомолекулярных соединений [9]. В процессе термообработки пластификатор диффундирует в поверхностный слой головки, переходящий в состояние коллоидного раствора. При охлаждении в силу высокой вязкости коллоидного раствора не происходит полного разделения фаз. Фаза с высокой концентрацией полимера сохраняет пространственную непрерывность и образует пористую матрицу, а жидкость оказывается иммобилизованной в порах. Анализ образующейся структуры (рис. 1) показал, что поры в полимерной матрице представляют собой сообщающиеся капилляры, выходящие на поверхность головки. Длина капилляров в среднем соответствует толщине студнеобразного слоя полимерного вкладыша.

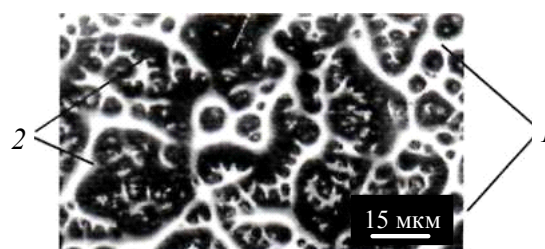


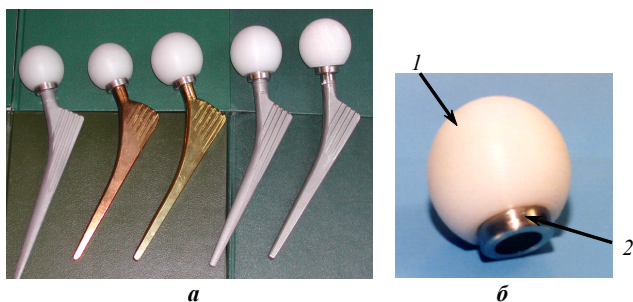
Рисунок 1 – Структура поверхности студня на основе СВМПЭ и пластификатора: 1 – полимерная матрица; 2 – поры, содержащие жидкость

Диаметр их поперечного сечения находится в пределах 1-10 мкм, что соответствует параметрам пористой системы хряща [8]. Методом электронной микроскопии установлено, что варьирование температурно-временных режимов модифицирующей обработки СВМПЭ в пластификаторе позволяет регулировать толщину микропористого слоя от единиц до сотен мкм [25]. Температура и длительность обработки являются наиболее важными технологическими факторами, обуславливающими процессы структурообразования на поверхности головок.

Головка из СВМПЭ со слоем, имеющим микропористую структуру, представляет собой неравновесную систему, специфическим свойством которой является синерезис – самопроизвольное выделение жидкой фазы. Одна из причин синерезиса состоит в релаксации напряжений, возникших в полимерной матрице при кристаллизации из коллоидного раствора. Вид кинетической зависимости синерезиса определяется природой полимера, пластификатора и соотношением компонентов студня [9].

Формирование слоя искусственного хряща на головке однополюсного эндопротеза включает три этапа: 1) создание слоя студня на основе СВМПЭ и пластификатора и экстракция последнего из микропор студня; 2) приготовление водного раствора биосовместимого полимера и ЛС из класса хондропротекторов, которым заполняют микропоры; 3) перевод раствора, находящегося в микропорах, в состояние геля.

Первый этап технологически отработан и реализован в конструкции однополюсного эндопротеза тазобедренного сустава ЭМП-1 [11], опытная партия которых была выпущена в ОАО «Белкард» (г. Гродно). Такие эндопротезы (рис. 2) с оригинальной конструкцией шаровой головки из СВМПЭ, снабженной микропористым слоем [10], в 2000-2003 годах проходили клинические испытания.



**Рисунок 2 – Эндопротезы тазобедренного сустава однополюсные металлополимерные ЭПМ-1: общий вид (а) и полимерная головка с искусственным хрящом (б). 1 – головка из СВМПЭ; 2 – металлический стакан**

ния в Гродненском областном травматолого-ортопедическом центре [2].

По их результатам намечены пути усовершенствования эндопротезов, которые реализуются на втором и третьем этапах формирования на головках слоя искусственного хряща.

Второй этап состоит в заполнении микропор поверхностного слоя головки полимерным раствором, содержащим ЛС – хондропротектор. В качестве носителя ЛС целесообразно использовать поливиниловый спирт (ПВС) – нетоксичный полимер, который легко выводится из организма человека. Накоплен 40-летний опыт применения ПВС медицинских марок в качестве плазмозаменителя («Полюглокин», «Гемодез», «Поливинол»), дренирующих и ускоряющих заживление средств лечения ран, искусственных биологических тканей и др. [7]. Готовят водный раствор ПВС медицинского назначения марки НПВС-М, в который добавляют водный раствор хондрозамина – ЛС, выпускаемого УП «Минскинтеркапс». Хондрозамин представляет собой смесь (1 : 1) порошков хондроитина сульфата и глюкозамина гидрохлорида. Предварительно поверхность головки подвергают обработке низкотемпературной плазмой высокочастотного разряда ( $\nu = 40$  кГц) в вакууме ( $p \sim 1$  Па) или коронным разрядом. Это значительно повышает эффективность заполнения микропор раствором [30].

На третьем этапе полимерный раствор, находящийся в микропорах головки, переводят в состояние геля путем сушки на воздухе. В процессе сушки раствор превращается в эластичное, подобное гиалиновому хрящу, вещество, содержащее в свободном объеме ПВС-матрицы равновесное количество водного раствора хондропротектора. Еще один вариант обработки раствора состоит в одно- или двукратном замораживании при определенных (*know how*) температурно-временных режимах, в процессе которого раствор превращается в так называемый криогель. Путем обработки холодом удается регулировать деформационно-прочностные характеристики криогеля и степень связывания с полимерной матрицей водного раствора ЛС – хондропротектора.

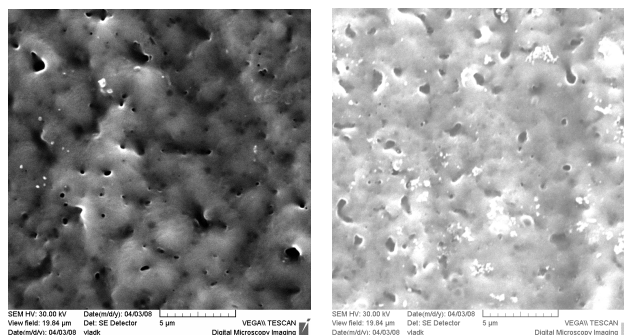
Таким образом, в поверхностном слое головки образуется двухуровневая система пор, подобная системе полиразмерных пор хряща: а) микропористая структура поверхностного слоя головки из СВМПЭ; б) пространственная сетка макромолекул ПВС, в нанобъемах которой заключена жидкая фаза криогеля, содержащая хондропротектор. Эксперименты *in vitro* показали, что такая система обуславливает широкий спектр релаксации головкой механических напряжений и «мягкое» демпфирование нагрузок в реконструированном суставе. При деформировании поверхностного слоя головки происходит всестороннее сжатие находящихся в микропорах

включений криогеля. Его жидкая фаза, содержащая хондропротектор, поступает в зону контакта головки с хрящом. Наличие в ней макромолекул ПВС значительно повышает смазочную способность выделяющейся жидкости, что дает возможность, во-первых, легко вправлять имплантированную головку в суставную впадину на заключительной стадии операции эндопротезирования, и во-вторых, реализовать в реконструированном суставе низкое трение в течение всего «времени жизни» эндопротеза, поскольку в паре трения с хрящом изнашивания головки практически не происходит.

### 5. Ножка эндопротеза с электретным покрытием

Электрохимическая обработка ножек эндопротезов, выполненных из титановых сплавов, сопровождается формированием на поверхности ножки диэлектрического покрытия, преимущественно состоящего из диоксида титана  $TiO_2$  [5]. Такую обработку применяют для улучшения биосовместимости эндопротеза, т.к.  $TiO_2$  является одним из самых биоинертных веществ [18], и повышения развитости поверхности ножки, чтобы обеспечить врастание в нее костной ткани.

Для создания в таком покрытии электретного заряда мы применили электрохимическое анодное окисление ножки при наложении постоянного поля [12]. Обработка ножек при оптимальном режиме (напряжение  $U = 100-110$  В, анодный ток  $I = 0,02-0,03$  А, время обработки  $t = 20-30$  мин) позволяет сформировать однородные микропористые покрытия (рис. 3). Они равномерно распределены на подложках, пористая структура хорошо развита, разброс по толщине незначителен. Толщина покрытий составляет 10-12 мкм, размеры пор соответствуют диапозону 0,2-2,0 мкм.



**Рисунок 3 – Полученные методом сканирующей электронной микроскопии снимки поверхности титановых ножек, обработанных методом анодного окисления в течение 10 (а) и 20 (б) мин**

Поляризационный заряд покрытия контролировали стандартным бесконтактным компенсационным методом с помощью вибрирующего электрода [4]. Установлено, что покрытие  $TiO_2$  обладает стабильным электретным зарядом отрицательного знака, причем величина поверхностной плотности заряда существенно зависит от режимов электрохимического анодного окисления. При  $U = 100$  В эффективная поверхностная плотность заряда  $\sigma_{эф}$  составляет не менее  $10^{-7}$  Кл/см<sup>2</sup> и зависит от времени обработки ножки. Такая величина заряда является приемлемой, с точки зрения электрической стимуляции заживления эндопротеза и остеорепарации. Эффект ускорения этих процессов с помощью электретов известен в ортопедии с 1980-х годов [22].

Важным условием стабильности эндопротезов, работающих в химически активной биологической среде организма, является устойчивость к электрохимическому разрушению. Ее контролировали в соответствии с методикой [6]. Ножку с покрытием помещали на 30 мин в нагретую до 40 °С коррозионную среду с рН 5,5-6,0 следующего состава: изотонический водный раствор хлорида натрия NaCl – 1000,0 мл; красная кровяная соль  $K_3[Fe(CN)_6]$  – 2,0 г. За указанное время экспонирования в коррозионной среде изменения внешнего вида поверхности покрытия не зафиксированы. Также отсутствовали заметные невооруженным глазом следы и продукты коррозии. Сделан вывод, что модифицированная ножка является электрохимически однородной и коррозионно-стойкой.

### Заключение

Рассмотренные тенденции положены в основу конструкции однополюсного эндопротеза тазобедренного сустава, разработка которого запланирована в рамках ГКПНИ «Хирургия». Представляется, что такой эндопротез окажется востребованным в клиниках Беларуси и стран СНГ как средство хирургической реабилитации пожилых пациентов с травматическим или патологическим разрушением тазобедренного сустава. В опорно-двигательном аппарате пациента он будет выполнять не только механические функции, но позволит реализовать механизм смазки реконструированного сустава, подобной тому, что существует в здоровом естественном суставе. Пролонгированное (годы) выделение ЛС – хондропротекторов из головки в зону ее контакта с хрящом способствует восстановлению структуры поврежденной трением хрящевой ткани. Представляется, что реализация и развитие этих тенденций в медицинской технике приведет к созданию нового поколения эндопротезов суставов, моделирующих биофизические функции синовиальных суставов.

### Литература

- Алексеева, Л.И. Перспективы хондропротективной терапии остеоартроза / Л.И. Алексеева // Научно-практическая ревматология. – 2003. – № 4. – С. 83–86.
- Атик, С.А.Р. Однополюсное эндопротезирование тазобедренного сустава у лиц пожилого и старческого возраста (экспериментально-клиническое обоснование): автореф. ... дис. канд. мед. наук: 14.00.22 / С.А.Р. Атик; БелНИИТО. – Минск, 2004. – 18 с.
- Антонов, В.Ф. Биофизика: учеб. для ВУЗов / В.Ф. Антонов. – Москва: Владос, 2003. – 288 с.
- Пластмассы и пленки полимерные. Методы определения поверхностных зарядов электретов: ГОСТ 25209–82. – Введ. 08.04.82. – Москва: Гос. Ком. СССР по стандартам, 1982. – 12 с.
- Карлов, А.В. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики / А.В. Карлов, В.П. Шахов. – Томск: СТТ, 2001. – 480 с.
- Методические рекомендации по проверке металлических фиксаторов кости и профилактическому применению ингибитора коррозии: утв. Минздравом Латвийской ССР 12.07.74. – Рига: Минздрав ЛССР, 1974. – 8 с.
- Поливиниловый спирт и сополимеры поливинилового спирта в медицине / А.Ф. Николаев [и др.] // Пластические массы. – 2000. – № 3. – С. 34–42.
- Хрящ / В.Н. Павлова [и др.]; под общ. ред. В.Н. Павловой. – Москва: Медицина, 1988. – 320 с.
- Папков, С.П. Физико-химические основы переработки растворов полимеров / С.П. Папков. – Москва: Химия, 1971. – 372 с.
- Головка эндопротеза тазобедренного сустава: пат. 2268685 РФ, МПК7 А61АF 2/32 / Л.С. Пинчук, Ж.В. Кадолич, Е.А. Цветкова, В.И. Николаев, В.А. Струк, Е.В. Овчинников, Д.Б. Карев, С.И. Болтрукевич; заявитель Институт механики металлополимерных систем НАН Беларуси им. В.А. Белого. – № а .....; заявл. ....; опубл. ....06 // Афіцыйны бюл. / Нац. цэнтр інтэлектуал. уласнасці. – 2006. – № . – С. ...
- Эндопротезы тазобедренного сустава однополюсные металлополимерные: ТУ РБ 500576133.001. – Минск, 2001.
- Нанесение электретного покрытия на поверхность титановой ножки эндопротеза тазобедренного сустава / Н.В. Чернюк [и др.] // Физика и химия обработки материалов. – 2009. – № 1. – С. 45–50.
- Friction and lubrication in cushion form bearing for artificial hip joint / D.D. Auger [et al.] // Proc. Inst. Mech. Eng. – 1993. – Vol. 207. – P.25–33.
- Morscher, E.W. Endoprosthesis / E.W. Morscher. – Berlin: Springer-Verlag, 1995. – 431 p.
- Fein, R.S. Are synovial joints squeezed-film lubricated? / R.S. Fein // Proc. Inst. Mech. Eng. – 1966–67. – Vol.181. – P. 125–139.
- Scanning electron microscopy and replica studies of articular of guinea / pig synovial joints / D.L. Gardner [et al.] // Ann. Rheum. Dis. – 1969. – Vol.28, № 4. – P. 379–391.
- Plastics for corrosion inhibition / V.A. Goldade [et al.]; ed. by L.S. Pinchuk. – Heidelberg: Springer-Verlag, 2005. – 383 p.
- Davis, J. Handbook of materials for medical devices / J. Davis. – ASM Int., 2003. – 400 p.
- Kestelman, V. Electrets in engineering: fundamentals and applications / V. Kestelman, L. Pinchuk, V. Goldade; ed. by V. Kestelman. – Boston: Kluwer Academic Publ., 2000. – 281 p.
- On the natural lubrication of synovial joints: normal and degenerative / J.M. Mansour [et al.] // Trans. ASME. – 1977. – Vol. F99, № 2. – P. 163–173.
- McCutchen, C.W. The frictional properties of animal joints / C.W. McCutchen // Wear. – 1962. – Vol. 5. – P.1–17.
- Morgunov, M.S. Application of electrets in traumatology and orthopedy / M.S. Morgunov, V.P. Homutov, I.M. Sokolova // Proc. 8 Int. Symp. on Electrets. – Paris, 1994. – P. 863–868.
- Glucosamine sulfate prevents total joint replacement in the long-term follow-up of knee osteoarthritis patients / K. Pavelka [et al.] // Arthritis Rheum. – 2004. – Vol. 49A. – P. 251–270.
- Pinchuk, L.S. Concepts of endoprosthesis approximation to natural joints / L.S. Pinchuk // Proc. of First Asia Jnt. Conf. on Tribology. – China, Beijing, 1998. – P. 834–837.
- Tribology and biophysics of artificial joints / L.S. Pinchuk [et al.]; ed. by L.S. Pinchuk. – London: Elsevier, 2006. – 350 p.
- Lipid composition of the tissue human knee joints. II. Synovial fluid in trauma / J.L. Rabinowitz [et al.] // Clin. Orthop. Rel. Res. – 1984. – Vol. 110. – P. 292–300.
- Erdemir, A. Superlubricity / A. Erdemir, J.V. Martin. – Amsterdam: Elsevier, 2007. – 350 p.
- The molecular structure and lubricating ability of lubricin isolated from bovine and human synovial fluids / D.A. Swann [et al.] // Biochem. J. – 1985 – Vol. 225. – P. 195–201.
- Petty, W. Total joint replacement / W. Petty. – Philadelphia: W.B. Saunders Co, 1991. – 811 p.
- Tsvetkova, E.A. Effect of UHMWPE hydrophilic properties upon friction in artificial joints / E.A. Tsvetkova // Int. J. of Applied Mechanics and Engineering. – 2002. – Vol. 7. – P. 51–54.
- Protective effect of exogenous 4.6 sulfate in the acute degradation of articular cartilage in the rabbit / D. Uebelhart [et al.] // Osteoarthritis Cartilage. – 1998. – Vol. 6A. – P. 613–621.
- Kurtz, S.M. UHMWPE biomaterials handbook. 2nd ed. / S.M. Kurtz. – NY: Academic Press, 2009. – 568 p.

Поступила 18.03.10