

**Учреждение образования  
«Гомельский государственный университет имени Франциска Скорины»**

**Факультет биологический  
Кафедра физиологии человека и животных**

**специальности**

**1-31 01 01-02 «Биология» (научно-педагогическая деятельность)**

**1.31.01 01-02 04 «Физиология человека и животных»**

**Курс (курсы) 5/ 6**

**Спецкурс**

**«ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ СОЗДАНИЯ И  
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ БИОМАТЕРИАЛОВ»**

**Тема 5.3. Имплантаты в системах, образованных костной и хрящевой тканями (материалы, требования, использование): эндопротезы суставов, фиксирующие устройства.**

Патология и травматизм опорно-двигательной системы человека занимает одно из первых мест среди болезней с временной и стойкой утратой трудоспособности. Эндопротезирование суставов – современный хирургический метод восстановления травмированных или в сильной степени патологически измененных суставов путем их полной или частичной замены изделиями медицинской техники.

Ежегодно в мире производится сотни тысяч операций эндопротезирования, хотя качество имплантатов оставляет желать лучшего. Прогресс в создании эндопротезов невозможен без комплексного подхода к этой проблеме, основу которого составляют успехи травматологии и ортопедии, физиологии, физики конденсированного состояния, материаловедения, трибологии в симбиозе с достижениями биофизики и др.

Медицинская статистика свидетельствует, что в мире ежегодно выполняется около 800 тыс. операций эндопротезирования суставов, хотя по оценке ВОЗ есть объективная потребность выполнения одного эндопротезирования крупного сустава на каждую тысячу человек. Это свидетельствует о том, что эндопротезирование суставов стало глобальной проблемой современности, столь широкий размах эндопротезирования возможен только при должном развитии промышленности, выпускающей совершенные протезы.

Это свидетельствует о том, что эндопротезирование суставов стало глобальной проблемой современности. Производство эндопротезов является специализированной наукоемкой отраслью медицинской техники. Согласно международным правилам, к материалам эндопротезов суставов

предъявляют жесткие требования, касающиеся, прежде всего, химической инертности и биосовместимости с организмом пациента. Чтобы учесть индивидуальность опорно-двигательного аппарата пациентов, обычно разрабатывают конструктивно-унифицированный ряд эндопротезов, имеющих конструктивную общность всех деталей и узлов. Поверхности трения эндопротезов выполняют с повышенной точностью обработки. Жестким санитарно-гигиеническим требованиям должны отвечать помещения, в которых изготавливают, упаковывают и стерилизуют эндопротезы. В Беларуси требования к производству эндопротезов регламентированы стандартом СанПин № 11-09-94, технологические процессы можно выполнять только в чистых помещениях 6-7 класса по ГОСТ 50766-97 с соблюдением санитарно-гигиенических норм организации производства и состояния оборудования.

В 1996 г. в Беларуси по инициативе академика В.А. Руцкого было создано производство эндопротезов суставов. Первым изготовителем эндопротезов стало ЗАО «Алтимед». Работа по усовершенствованию его продукции ознаменовалась в 2007 г. получением сертификата на выпуск эндопротезов тазобедренного сустава SLPS (SelfLockingPorousSystem), соответствующего европейским нормам MDD 93/42 ЕЕС. Это открывает возможность выхода изделия на мировой рынок. На сегодняшний день это – единственные виды эндопротезов суставов, выпускаемых в Беларуси. Отечественные предприятия не производят эндопротезы коленного, плечевого, локтевого, голеностопного суставов. Их приходится закупать по импорту по достаточно высокой цене 1500-3500 долл. США за комплект. Особенно остро в Беларуси стоит проблема, связанная с отсутствием отечественных эндопротезов коленного сустава.

Эндопротезирование коленного сустава вошло в клиническую практику в 1950-е годы. За прошедшее с тех пор время конструкция эндопротезов претерпела существенные изменения: от простейшей опорной пластины, фиксируемой на большеберцовой кости, до узла трения в виде дверной петли, закрепляемого в костно-мозговых каналах берцовой и бедренной костей. Сейчас наибольшим спросом в мире пользуются тотальные коленные эндопротезы «ENDO-Model» (фирма «W.LinkGmbH&Co», Германия), «Search» («Aescular», Германия – Франция), «GSB» («SULZER medica», Швейцария), «AGS HPPC» («BiometInc.», США), «DualArticular» («BiometMerckLtd», Англия). Они представляют собой сложные механические системы, содержащие прецизионно сопряженные детали трения, множество вспомогательных деталей, и имеют цену до 5000 долл. США.

**Суставы** являются уникальным биологическим органом движения, который способен длительно функционировать при воздействии значительных переменных нагрузок в широком диапазоне скоростей, практически не подвергаясь изнашиванию на протяжении всей жизни организма. Многообразие и сложность физико-химических процессов,

протекающих в синовиальной среде суставов, а также комплекс биофизических свойств, присущих ее отдельным составляющим, играют важную роль в механизме функционирования суставов. Вместе с тем, с целью устранения болевых ощущений и травматических повреждений естественные суставы нередко заменяют механической конструкцией.

Лучшие производители эндопротезов суставов (ЭС) гарантируют длительную работоспособность своей конструкции. Однако наряду с увеличением количества первичных имплантаций ЭС в последние годы резко возросло число ревизионных операций. Чтобы устранить факторы, обуславливающие необходимость проведения повторных вмешательств, целесообразно сопоставить механизмы функционирования ЭС и синовиальных суставов. Это позволит приблизиться к более детальному пониманию причин нестабильности ЭС и указать пути их совершенствования.

**Функциональная морфология сустава.** Опорно-двигательный аппарат человека – сложная биофизическая система, достигшая в процессе эволюционного развития оптимальной структурной организации. Многообразие форм суставов человека практически не позволяет представить их функциональные особенности с помощью единой унифицированной модели.

С технической точки зрения сустав – это биологический узел трения, в котором реализуются движения, разные по объему, характеру и степеням свободы. Две сопряженные костные поверхности, из которых состоит хрящ, покрыты пористым эластичным слоем – хрящом – и заключены в суставную капсулу, выстланную изнутри синовиальной оболочкой и заполненную СЖ. Только во взаимодействии и взаимозависимости такие элементы суставной среды, как синовиальная оболочка и суставной хрящ, обеспечивают существование сустава как биологического узла трения и создают условия для его высокой работоспособности на протяжении длительного периода времени. Обычно суставы здорового человека имеют коэффициент трения в интервале значений 0.001-0.03, что намного ниже значений коэффициента трения даже в гидродинамических радиальных или прецизионных подшипниках качения.

Тазобедренный сустав – классический пример сочленения костей, допускающий три степени свободы, и все современные конструкции эндопротезов тазобедренного сустава примерно повторяют его природную геометрию.

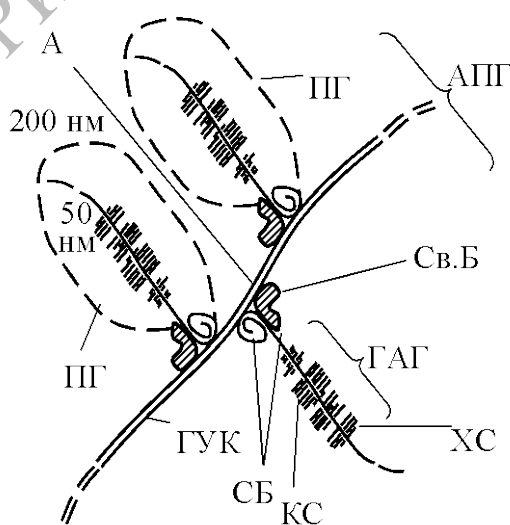
Здоровый тазобедренный сустав состоит из головки и впадины, контактирующие поверхности которых покрыты хрящом. В норме «гладкий и ровный» хрящ тазобедренного сустава (его толщина достигает порядка 2.5 мм) позволяет головке свободно вращаться в вертлужной впадине, а человеку

– передвигаться без боли. Снаружи сустав укреплен капсулой, мышцами и связками.

Хрящ – участок сустава, построенный из хрящевой ткани, представляющей собой одну из разновидностей соединительной ткани. Последняя относится к группе тканей опорной функции и образована клетками (хондробластами и хондроцитами), которые располагаются поодиночке или группами в окружающем их межклеточном веществе, состоящем из коллагеновых волокон и так называемого основного (аморфного) вещества. Волокна построены из молекул одной из разновидностей коллагена (тип II); основное вещество состоит из высокомолекулярных полианионов, образующих комплексы с белками – протеогликаны (рисунок 1.), молекулярная структура которых обуславливает упругость хряща. Протеогликаны несут фиксированные электрические заряды, взаимодействующие с заряженными молекулами диффундирующих в организме веществ.

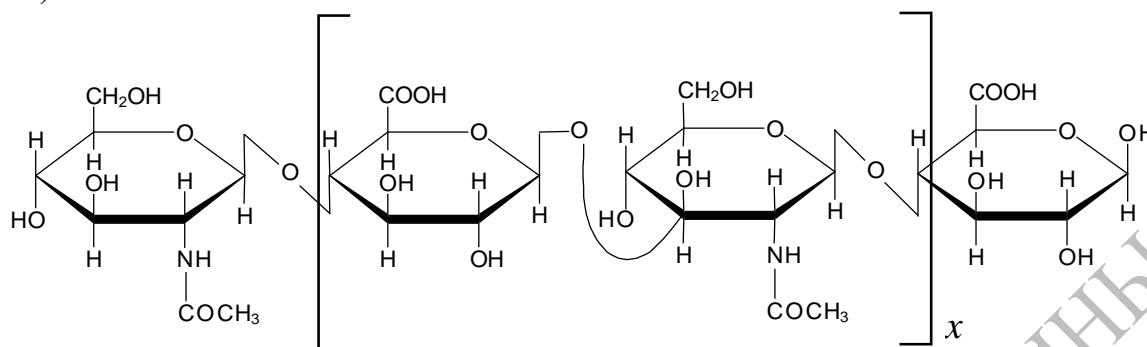
Специфической особенностью хряща является нелинейность его механических свойств. Верхний слой здорового хряща на глубину около 0.1 мм состоит из коллагенового волокнистого материала. Прочный нерастяжимый волокнистый протеин, называемый коллагеном, образует мелкую сетку, которая заполнена основным веществом – агрегатами протеогликанов.

Гликозаминогликаны хрящевого матрикса (два изомерных хондроитинсульфата) – это линейные полимеры, построенные из повторяющихся дисахаридных единиц. Они содержат большое количество сульфатных групп и поэтому в значительной степени электроотрицательны.



**Рисунок 1 – Строение агрегата протеогликанов: ПГ – протеогликаны, мономеры агрегата; ГАГ – гликозаминогликаны; ХС – хондроитинсульфат, КС – кератансульфат, СБ – стержневой белок; Св.Б – «связующий» белок; ГУК – гиалуроновая кислота**

К числу важнейших гликозамингликанов относят гиалуроновую кислоту (ГУК):



**ГУК** – важная несulfатированная составляющая часть межклеточного вещества. В суставной жидкости она уменьшает трение между суставными поверхностями. Являясь гетерополисахаридом, ГУК содержит две структурные единицы – N-ацетил-β-D-глюкозамины и β-D-глюкуроновую кислоту в отношении 1:1. Они соединены друг с другом попеременно β-1,3- и β-1,4-гликозидными связями. Пронизывая ткани в качестве межклеточного вещества, ГУК регулирует поступление в клетки веществ, которые нужны для их жизнедеятельности, а также удаляет ее «отходы». Эта функция ГУК в значительной степени осуществляется при участии фермента – гиалуронидазы.

Следующий слой хряща толщиной 0.6 мм состоит из случайным образом расположенных спиралей коллагеновых волокон, плотность которых меньше, чем в верхнем слое. Еще ниже в слое толщиной порядка 1.4 мм располагается относительно более плотный аморфный коллагеновый материал, который соприкасается с костью.

Суставной хрящ имеет два источника питания: первый – СЖ, омывающая обнаженный хрящ суставных поверхностей; второй – кровь, приносимая кровеносными капиллярами, которые проникают к суставному хрящу со стороны субхондральной кости.

Нормальный суставной хрящ придает конгруэнтность суставным поверхностям, обладает эластичностью и прочностью. Патологический процесс любого происхождения ведет к нарушению сбалансированного взаимодействия хряща и кости, необходимого для нормальной функции опорно-двигательного аппарата.

Среди причин дегенерации хряща выделяют нарушение его метаболизма. Установлено, что наиболее опасны количественные и качественные изменения в объеме протеогликанов (белково-полисахаридных комплексов). Потеря хрящом протеогликанов – первичный процесс, который связан либо с их качественной неполноценностью (нарушением синтеза хондроцитами), либо с усиленным разрушением протеогликановлизосомными протеолитическими ферментами. Одной из

возможных причин является также недостаточный синтез ГУК, на которой фиксируются протеогликаны.

Определенный вклад в разрушение хряща вносит нарушение микроциркуляции жидкостей в суставных тканях – синовиальной оболочке и субхондральной кости. Существуют и другие причины хрящевой дегенерации, однако в большинстве случаев она происходит под влиянием нескольких факторов, действующих одновременно и включающихся последовательно.

При заболеваниях опорно-двигательной системы хрящ в суставе деформирован, местами отсутствует, и там, где его нет, происходит трение кости о кость, что вызывает у человека болевые ощущения.

При замещении пораженного сустава практически одновременно ликвидируется весь патологический очаг, при этом образуется так называемая «немая зона». Наличие большого искусственного образования – эндопротеза – не может остаться «незамеченным» для организма в целом. Важно, что при хирургическом вмешательстве происходит нарушение не только целостности сустава, но и биологически целесообразного действия естественных электрических полей.

#### ***Биофизические концепции работы суставов.***

Литературные источники содержат не только подробную информацию о биофизических аспектах функционирования суставов, но и результаты исследований механизмов суставной смазки.

*В теории смазки выпотеванием (weepinglubrication)* Маккатчена (рисунок 2, а) принимается, что «сдавленная пленка» СЖ перемещается между поверхностями хрящей и в самих хрящевых телах. Если течение в «сдавленной пленке» происходит быстрее, чем в хрящевых телах, возникает градиент давления, под действием которого жидкость из хрящевых тел просачивается в «сдавленную пленку». Таким образом, эта теория описывает механизм автоматического пополнения СЖ в смазочной прослойке.

Данные о морфологии, химических, физических и механических свойствах хрящей и СЖ, появившиеся в конце 60-х годов XX в., способствовали возникновению *теории смазки суставов «сдавленной пленкой жидкости»* (рисунок 2, б). Существенную роль в создании этой теории сыграли следующие наблюдения: ГУК адсорбируется поверхностью хряща; вязкость СЖ зависит от скорости сдвига и давления; пленка СЖ между поверхностями хрящей может иметь толщину порядка 10 мкм, полностью разделяя поверхности трения.

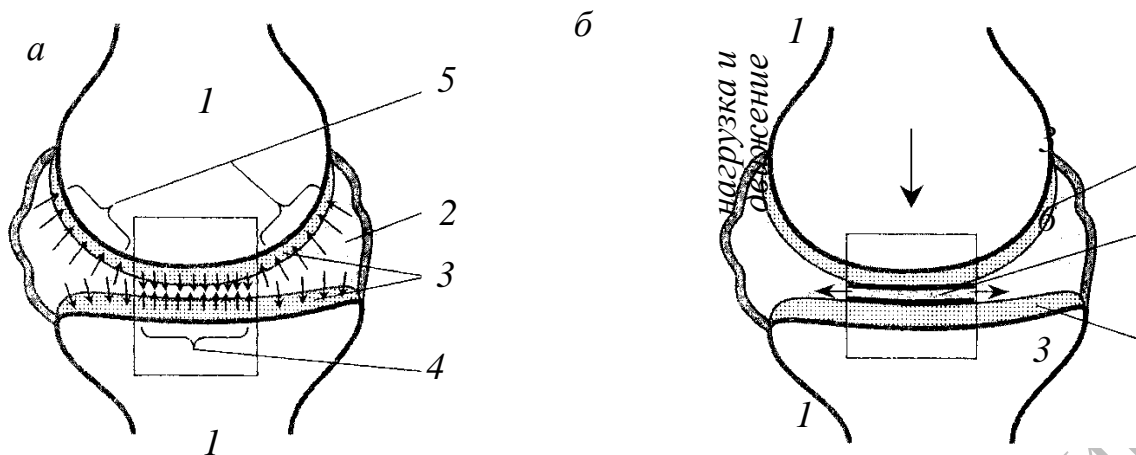


Рисунок 2. - Схемы «смазки выпотеванием» (а) и «сдавленной пленки жидкости» (б): 1 – кость; 2 – СЖ; 3 – суставной хрящ; 4 и 5 – нагруженный и ненагруженный участки хряща; 6 – пленка сдавленной СЖ.

В бустерной теории смазки (*boosted lubrication*), рассматривается локализация СЖ в промежутках между неровностями контактирующих поверхностей хрящевых тел (рисунок 3). Выдавливание жидкости через поры в хрящевых телах приводит к увеличению концентрации высокомолекулярной фракции СЖ в смазочной пленке. Концентрированная СЖ, имеющая более высокую вязкость, лучше демпфирует и распределяет нагрузку по поверхности трения.

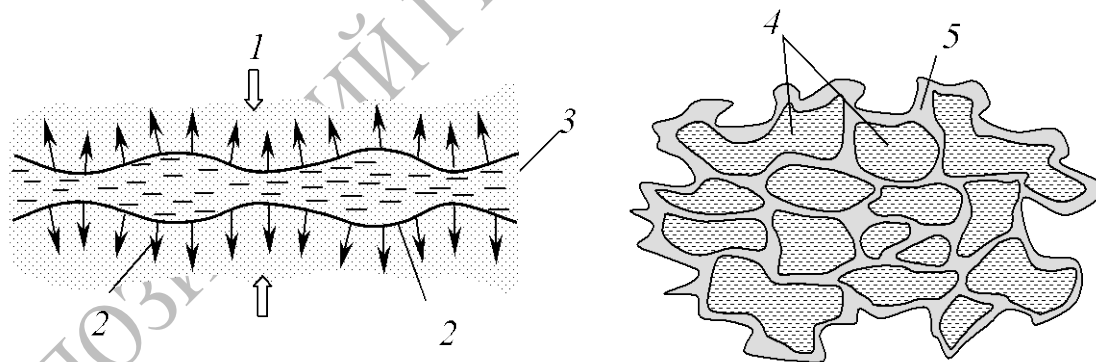


Рисунок 3. - Схема бустерной смазки: 1 – нагрузка; 2 – жидкость, проникающая сквозь поры хряща; 3 – высокомолекулярная жидкость, большие молекулы которой не способны проникать через поры; 4 – «захваченные» объемы концентрированной СЖ; 5 – участки хряща с адсорбированными молекулами, на которых реализуется граничная смазка.

Жидкокристаллическая модель смазки суставов хорошо согласуется с принятыми в биофизике механизмами функционирования суставов, существенно дополняет и расширяет представления о влиянии физических полей на работу суставов. На рисунке 4 приведена схема, иллюстрирующая

механизм жидкокристаллической смазки сустава. Жидкокристаллическое состояние СЖ было экспериментально обнаружено в 80-е годы. ЖК – жидкости, обладающие анизотропией свойств, связанной с упорядоченностью в ориентации молекул. Определенное их сочетание и концентрация в соединениях холестерина обеспечивают жидкокристаллическое состояние СЖ в диапазоне температур, включающих физиологические (31-43 °С).

Согласно теории жидкокристаллической смазки, низкое трение в суставах связывается с реологическими свойствами взаимодействующей с хрящом СЖ, которая содержит смесь холестерических жидких кристаллов (ЖК). Содержание находящихся в жидкокристаллическом состоянии соединений холестерина в СЖ человека составляет

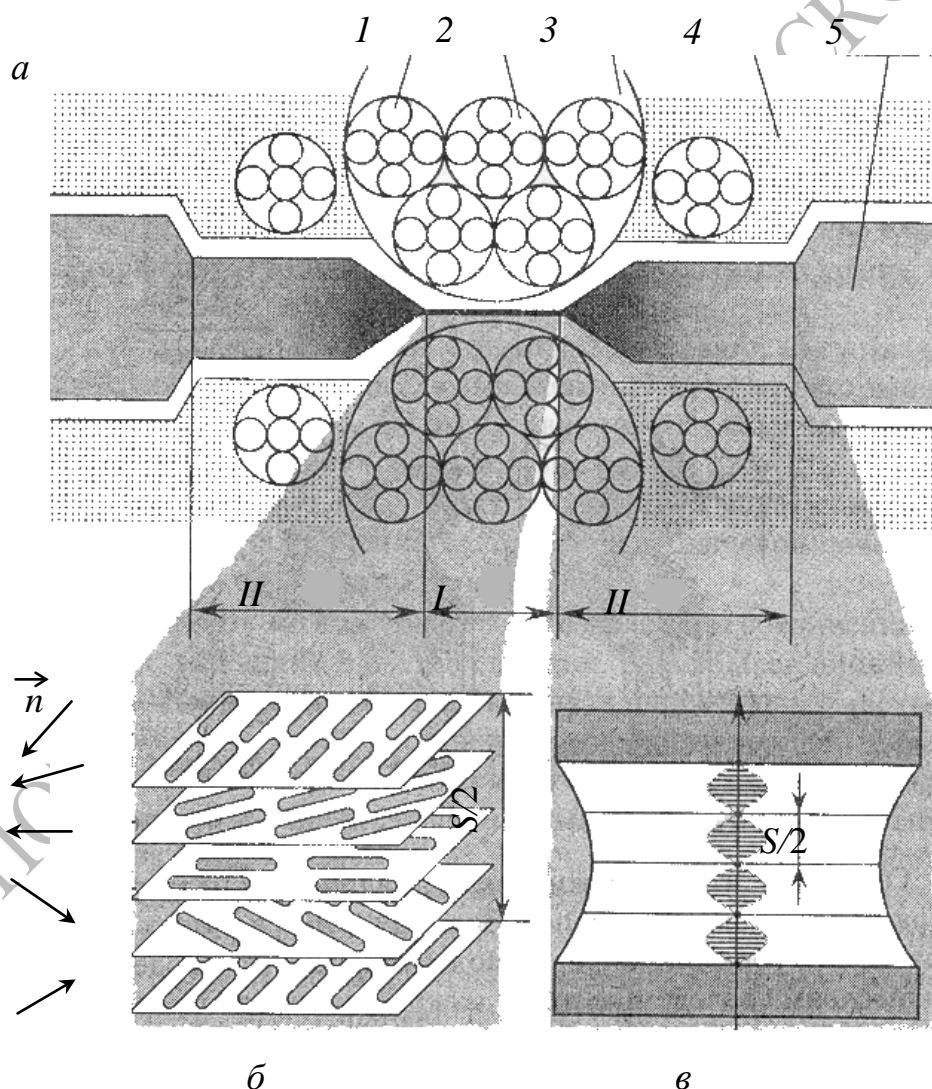


Рисунок 4 - Жидкокристаллическая модель смазки сустава: а) схема контактного взаимодействия хрящ – СЖ – хрящ, б) структура пленки в зоне I фактического контакта коллагеновых волокон, в) структура жидкокристаллической прослойки на участках II вблизи зоны фактического контакта. 1 – микрофибрилла; 2 – фибрилла; 3 –



коллагеновое волокно; 4 – протеин-сахаридный комплекс хряща; 5 – СЖ;  $n$  – вектор ориентационного порядка ЖК;  $S$  – параметр упорядоченности ориентации молекул ЖК.

0.16-0.20 масс. %. Концентрация соединений холестерина в СЖ зависит от возраста, индивидуальных особенностей и суставной патологии человека.

Молекулы соединений холестерина, входящие в состав СЖ, размещаются длинными осями вдоль микробороздок на поверхности хряща, ориентированных в направлении преимущественных перемещений суставных поверхностей. Они образуют жидкокристаллическую планарно ориентированную структуру, состоящую из множества закрученных нематических слоев. Такая текстура эфиров холестерина в смазочной прослойке подобна структуре твердых смазок, но с гораздо меньшим молекулярным взаимодействием между слоями вследствие их жидкофазного состояния. Анизотропия микрорельефа хряща оказывает ориентирующее действие на расположение жидкокристаллических слоев липидов в направлении перемещений и обеспечивает низкое трение в суставе.

#### *Электрические поля и биопотенциалы в организме.*

Электрические явления, возникающие в живых тканях, начали изучать во второй половине XVII в., когда Пристли высказал предположение, что распространение нервного импульса представляет собой течение вдоль нерва «электрической жидкости», а Бертлон пытался построить теорию медицины, объясняя возникновение болезней избытком или недостатком в организме этой жидкости. Вклад в разработку учения о «живом электричестве» внесли Л. Гальвани, А. Вольта, К. Маттеучи и др.

В 40-50-х годах XXв. Э. Дюбуа-Реймон дал неопровержимые доказательства наличия электрических потенциалов в живых тканях как в состоянии покоя (потенциал покоя), так и при возбуждении (потенциал действия). Для объяснения происхождения природы потенциала покоя были предложены различные теории, среди которых и в настоящее время пользуется широким признанием мембранно-ионная теория. Согласно последней, биоэлектрические потенциалы, в частности, обусловлены неодинаковой концентрацией ионов калия, натрия и хлора внутри клетки и вне ее, а также различной проницаемостью для них мембраны, покрывающей живые клетки. Такая мембрана имеет поры, через которые, входя в клетку и выходя из нее, проникают молекулы воды и других веществ, а также ионы, имеющие размеры, соответствующие размерам пор. На структурных элементах мембраны фиксируются различные ионы, что придает стенкам пор тот или иной заряд и тем самым затрудняет или облегчает прохождение через них ионов. Наличие в мембране фосфатных и карбоксильных групп является причиной того, что мембрана, например, нервных волокон значительно

менее проницаема для анионов, чем для катионов, хотя ее проницаемость для различных катионов также неодинакова и закономерно изменяется при различных функциональных состояниях ткани.

Потенциал действия – одно из наиболее важных проявлений возбуждения, вызванного раздражителем (например, электрическим током, ударом, разрезом и т.д.). Объясняя природу существования потенциала действия, долгое время полагали, что последний представляет собой лишь результат кратковременного исчезновения той разности потенциала, которая существует в покое между наружной и внутренней стенками мембраны. Однако измерения показали, что амплитуда потенциала действия на 30-50 мВ превышает величину потенциала покоя. Причина этого превышения состоит в том, что при возбуждении происходит не просто исчезновение потенциала покоя, но возникает разность потенциалов обратного знака, в результате чего наружная поверхность мембраны становится заряженной противоположно по отношению к ее внутренней стороне.

На сегодняшний день идея биологического поля превратилась в концепцию, содержащую следующие основные положения. В живом веществе идентифицирована триада взаимосвязанных признаков: электрическая поляризация, электростатическое поле и постоянный ток. Эта триада соответствует описанию электретного эффекта в диэлектриках, что позволяет сделать вывод о наличии его у тканей живого организма. Классическими методами изучения электретного эффекта выявлены, в частности, ТСТ при деполяризации костной ткани живых организмов (рисунок 5). По аналогии с механизмом образования электретного состояния в неживом веществе, формирование домена при «самосборке» биологических структур происходит путем образования системы «замороженных» диполей и компенсирующих их противодиполей и свободных зарядов.

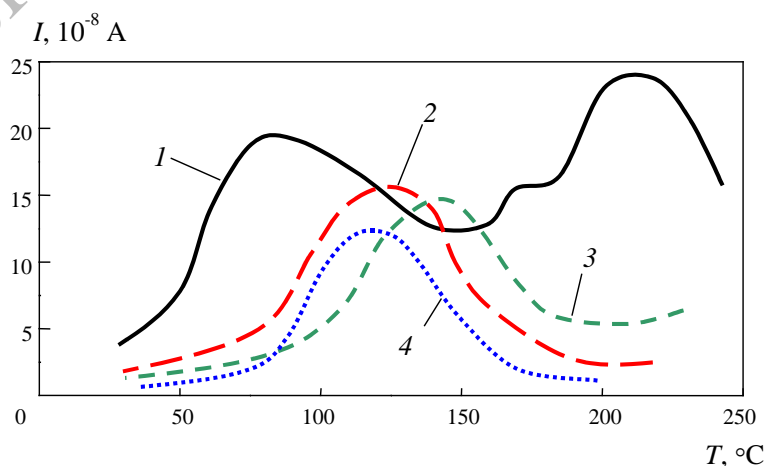


Рисунок 5 - Токи деполяризации бедренных костей животных (1 – крысы; 2 – собаки; 3 – быка) и человека (4)

Биоэлектрическое состояние биологических систем проявляется в многообразии имеющих место в организме электрических явлений. Последние оказывают энергетическое воздействие на структуру и функции биологической системы, что приводит к ее биологически целесообразным изменениям и обуславливает основные процессы жизнедеятельности.

Воздействие на биологические объекты электрическим током, сопоставимым по силе с естественными постоянными токами тканей ( $10^{-8}$ - $10^{-12}$  А), как правило, не вызывает заметных биологических эффектов. Лишь электрические токи порядка  $10^{-5}$  А при действии их на биологически активные точки поверхности организма вызывают изменение его жизнедеятельности. Динамика электрофизического поля человека характеризуется медленными аperiodическими колебаниями в спокойном состоянии и резкими изменениями величины, а иногда и знака потенциала при нарушении стабильности функционального состояния тканей.

Магнитное поле влияет на мышечную ткань таким образом, что она начинает выделять тканевые опиаты – вещества, которые, всасываясь в кровь, оказывают влияние на расположенный в головном мозге центр боли. В результате болевые ощущения, обусловленные, например, воспалением сустава, снижаются.

Биопотенциалы, измеренные *in vivo* (т.е. в живом организме) на длинных трубчатых костях с помощью изолированных друг от друга электродов, контактирующих с костью, имеют порядок милливольт, причем потенциал костной ткани выше, чем костного мозга. Предполагают пьезоэлектрический и электрокинетический механизмы возникновения биопотенциалов в кости. Свойство костей проявлять пьезоэлектрический эффект было экспериментально обнаружено в 50-е годы. Электрокинетическая разность потенциалов возникает в направлении течения биологических жидкостей, содержащих ионы (кровь, СЖ), по капиллярам костной ткани, хряща, соединительной ткани. В период регенерации кости организмом поддерживается значительная разность потенциалов, приводящая к возникновению межтканевого биоэлектрического поля. Это напоминает процессы, происходящие при «включении» электрического генератора, который «отключается» в период минерализации регенерата.

### **Конструкция эндопротезов тазобедренного сустава.**

*История эндопротезирования суставов* началась в 1890 г., когда Глюк заменил части коленного и тазобедренного суставов эндопротезами из слоновой кости. Спустя 4 года Пин заменил проксимальную часть плечевой кости эндопротезом, изготовленным из платины. Он применил платину, т.к.

уже имел опыт использования имплантатов из стали и железа, которые подвергались коррозии.

Лишь в 30-е годы XX в. в области эндопротезирования крупных суставов были предприняты серьезные шаги. До этого времени опыт эндопротезирования представляет интерес только в историческом плане.

Применение различных мягких искусственных материалов (капрон, лавсан, золотая и серебряная фольга и т.д) в качестве прокладок между суставными поверхностями себя не оправдало. Предложенный в 1938 г. Смит-Петерсеном металлический колпачок и первые успехи его клинического применения вызвали радужные надежды. Однако вскоре обнаружилось, что у больных, перенесших такую операцию, вновь появлялись боли в суставе, и отмечалось рассасывание головки бедра, на которую надевали колпачок.

В 1940 г. Мур впервые применил эндопротез головки бедра на ножке, изготовленной из виталлиума. Ножке эндопротеза была придана такая форма и размер, что после забивания ее в костномозговой канал бедра эндопротез прочно удерживался в последнем. Кроме того, в отверстия на ножке эндопротеза врастала костная ткань, в результате чего увеличилась надежность фиксации.

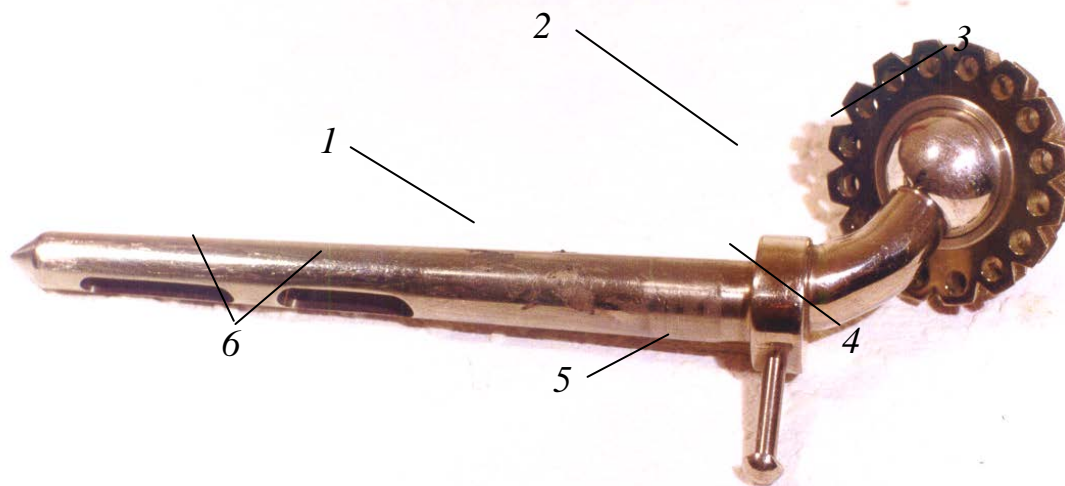
После этого следовала целая серия предложений эндопротезов головки бедра, отличающихся конструкцией ножки, формой и положением головки. Однако наибольшее распространение в то время получил эндопротез братьев Жюде, предложенный в 1940 г., который представлял собой акриловую головку на металлической ножке.

В 1952 г. Томпсон предложил несколько иной вариант эндопротеза головки и шейки бедра. Последние были сформированы на искривленном стержне, повторяющем проксимальный отдел бедра, и изготовлены из виталлиума. Фиксация такого эндопротеза в бедре осуществлялась с помощью акрилцемента. Конструкция эндопротезов Мура и Томпсона положены в основу практически всех эндопротезов тазобедренного сустава, используемых в ортопедической практике в наши дни.

Прежде чем были созданы современные тотальные эндопротезы, реконструктивная хирургия имела успехи и неудачи.

В СССР в 1956 г. К.М. Сиваш предложил неразъемную металл-металлическую конструкцию тотального ЭС, которая на тот период времени явилась выдающимся достижением эндопротезирования и начала широко применяться не только в отечественной, но и зарубежной практике (рисунок б).

Немногие из предложенных ранее конструкций и примененных в них материалов претерпели существенные изменения до настоящего времени.



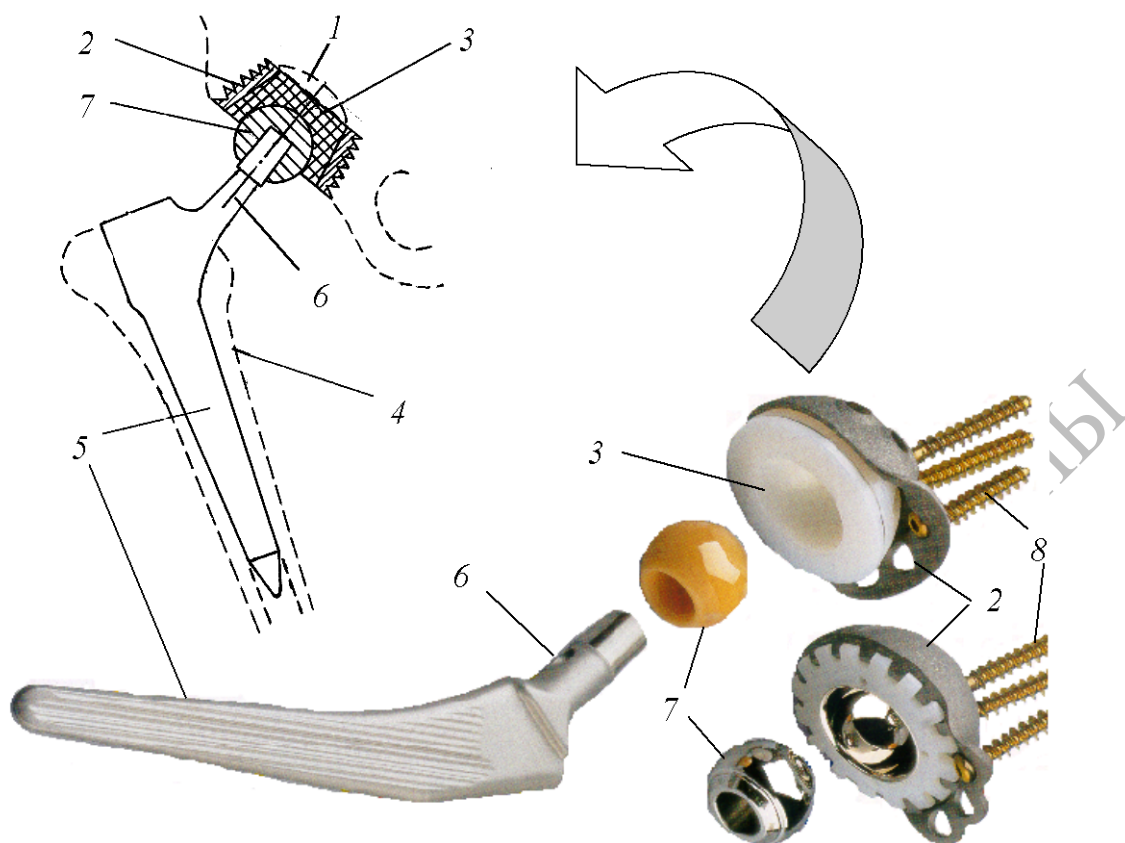
**Рисунок 6 - Внешний вид ТЭТС Сиваша: 1 – ножка; 2 – металлическая чашка; 3 – металлическая головка; 4 – шейка ножки; 5 и 6 – элементы крепления.**

Оригинальный эндопротез, в котором в качестве полимерного материала был использован СВМПЭ, показавший низкий коэффициент трения в паре с нержавеющей сталью, впервые применил Чанли в 1960 г. На основе полученных результатов Чанли сформулировал принцип низкофрикционной артропластики, который до сих пор реализуется в конструкциях ЭС.

И.А. Мовшович в 1974 г. разработал МП ТЭТС оригинальной конструкции, чашка которого была выполнена из полиамида. К настоящему времени разработаны и апробированы различные варианты конструкций ТЭТС, отличающиеся по критериям дизайна, трибологических аспектов, способа крепления и т.д.

Ежегодно в Европе выполняется более 5 млн. различных операций эндопротезирования, среди которых около 500 тыс. операций только тазобедренного сустава.

*Самая распространенная на сегодняшний день конструкция ТЭТС (рисунок 7) является разъемной и включает два основных компонента. Тазовый (или ацетабулярный) компонент состоит из закрепляемой в вертлужной впадине металлической детали (чашки), которая несет вкладыш с вогнутой сферической поверхностью. Бедренный (фemorальный) компонент выполнен в виде закрепляемого в мозговом канале берцовой кости фасонного стержня – ножки, снабженной шейкой, на которую надета шаровая головка, образующая пару трения со вкладышем.*



**Рисунок 7 - Типичная конструкция ТЭТС: 1 – вертлужная впадина; 2 – металлическая чашка; 3 – вкладыш; 4 – берцовая кость; 5 – ножка эндопротеза; 6 – шейка ножки; 7 – металлическая или керамическая головка; 8 – элементы крепления.**

В настоящее время используются модульные конструкции ТЭТС: сферические головки с конусным отверстием сопряжены по плотной посадке с конусом на шейке ножки ТЭТС. Размеры конусов на головке и на шейке унифицированы, что позволяет использовать комбинации элементов ТЭТС, выполненных из разных материалов и разными производителями.

### ***Материалы для имплантатов***

Прогресс в эндопротезировании во многом зависит от имплантируемых материалов. Проблема создания специальных синтетических материалов для контакта с биологическими средами возникла еще в конце 1950-х годов. Она была обусловлена потребностями биологии и, главным образом, отрасли медицинской техники, специализирующейся на изготовлении различных эндопротезов. Это привело к возникновению новой отрасли химической промышленности, занимающейся производством полимеров медицинского назначения.

Накоплен мировой опыт имплантации практически всех конструкционных полимерных материалов (полиэтилен, полиамиды, лавсан, фторопласты и др.) для изготовления ацетабулярного компонента тотального эндопротеза тазобедренного сустава. К сожалению, этот опыт представляет интерес только в историческом плане. Даже лучший антифрикционный

полимерный материал – ПТФЭ – дает продукты износа, которые вызывают воспалительную реакцию мягких тканей, остеолит и асептическую нестабильность (АН) ацетабулярного компонента ТЭТС в отдаленные сроки после эндопротезирования.

На сегодняшний день, несмотря на многообразие материалов для ортопедии, использование в узлах трения тотальных искусственных суставов комбинации материалов полимер – металл и полимер – керамика остается наиболее приемлемым решением. Слабым звеном металлополимерного и полимер – керамического эндопротезов тазобедренного сустава является полимерный вкладыш. Средняя скорость его изнашивания достигает 0,2 мм/год, что (при благоприятном исходе операции) ограничивает период времени между первичным и ревизионным (повторным) эндопротезированием 5-20 годами, в зависимости от физической активности пациента. Основной причиной отказа металлополимерных эндопротезов считают усталостный механизм изнашивания полимерного вкладыша, обуславливающий образование в нем подповерхностных трещин и выкрашивание полимерного материала с поверхности трения. Линейный износ металлической головки к этому моменту, как правило, не превышает 0,1 мм.

Единственным полимерным материалом, надежно зарекомендовавшим себя в парах трения ТЭТС, является СВМПЭ, который в 60-е годы апробировал и внедрил в практику Чанли. Конструкции ТЭТС Чанли показали наилучшие отдаленные результаты в сроки от 15 до 21 года после операции. В последние годы на основании многолетнего изучения отдаленных результатов имплантации ТЭТС установлен следующий ряд пар трения по критерию уменьшения скорости изнашивания: металл/СВМПЭ > керамика/СВМПЭ > керамика/керамика = металл/металл. Основными материалами для изготовления элементов ТЭТС являются: для вкладышей – СВМПЭ, ISO 5834/1 (ASTMF603); для головок – нержавеющая сталь горячейковки FeCrNiMoMn, ISO 5832/1 (ASTMF648); нержавеющая сталь FeCrNiMnMoNbN, ISO 5832/9; CoCrMo сплав, ISO 5832/4 (ASTMF75) и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> керамика, ISO 6474 (ASTMF603). При выборе пар трения ТЭТС учитывают возраст и индивидуальные особенности

Совокупность материалов, из которых изготавливают имплантаты предъявляют следующие требования:

- биологическая совместимость с живым организмом;
- коррозионная стойкость в физиологических жидкостях;
- достаточная прочность и износостойкость;
- стойкость при стерилизации, облучении (СВЧ, рентгеновское, гамма-облучение);
- стабильность свойств при длительном функционировании в живом организме;



- технологичность при переработке;
- приемлемая для потребителя стоимость.

Практически все конструкционные полимерные материалы (полиэтилен (ПЭ), полиамиды, лавсан, политетрафторэтилен (ПТФЭ) и др.) были применены для изготовления полимерного компонента ТЭТС. Сочетание материалов в парах трения современных ТЭТС основывается на многолетнем опыте эндопротезирования.

Моршер проанализировал результаты использования комбинаций материалов в парах трения эндопротезов тазобедренного сустава (табл. 1.).

Таблица 1.1

Комбинация материалов в парах трения ТЭТС

Материал головки	Материал чашки:						
	полимеры					металл	керамика
	ПТФЭ	СВМПЭ	ПЭ-ХФ	ПОМ	ПЭТФ	CoCrMo	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
FeCrNiMo	×	++	×	•	•	–	–
FeCrNiMoNbN	•	++	–	•	•	–	–
CoCrMo	•	++	×	×	×	++	–
TiAlV	•	×	×	–	–	–	–
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	•	++	•	•	•	–	++
ZrO <sub>2</sub>	•	+	•	•	•	–	–

Примечание:

- ++ многолетнее клиническое использование;
- + клиническое апробирование;
- непригодно по техническим причинам;
- ×
- клинически непригодно;
- не исследовалось.

Анализ данных табл. 1. свидетельствует о следующем.

Единственным полимерным материалом, надежно зарекомендовавшим себя в парах трения ТЭТС, является СВМПЭ, который в 60-е годы апробировал и внедрил в практику Чанли. Конструкции ТЭТС Чанли показали наилучшие отдаленные результаты в сроки от 15 до 21 года после операции. Основными материалами для изготовления элементов ТЭТС являются: для вкладышей – СВМПЭ, ISO 5834/1 (ASTMF603); для головок – нержавеющая сталь горячейковки FeCrNiMoMn, ISO 5832/1 (ASTMF648); нержавеющая сталь FeCrNiMnMoNbN, ISO 5832/9; CoCrMo сплав, ISO 5832/4 (ASTMF75) и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> керамика, ISO 6474 (ASTMF603). Попытки заменить СВМПЭ другими материалами не привели к успеху.



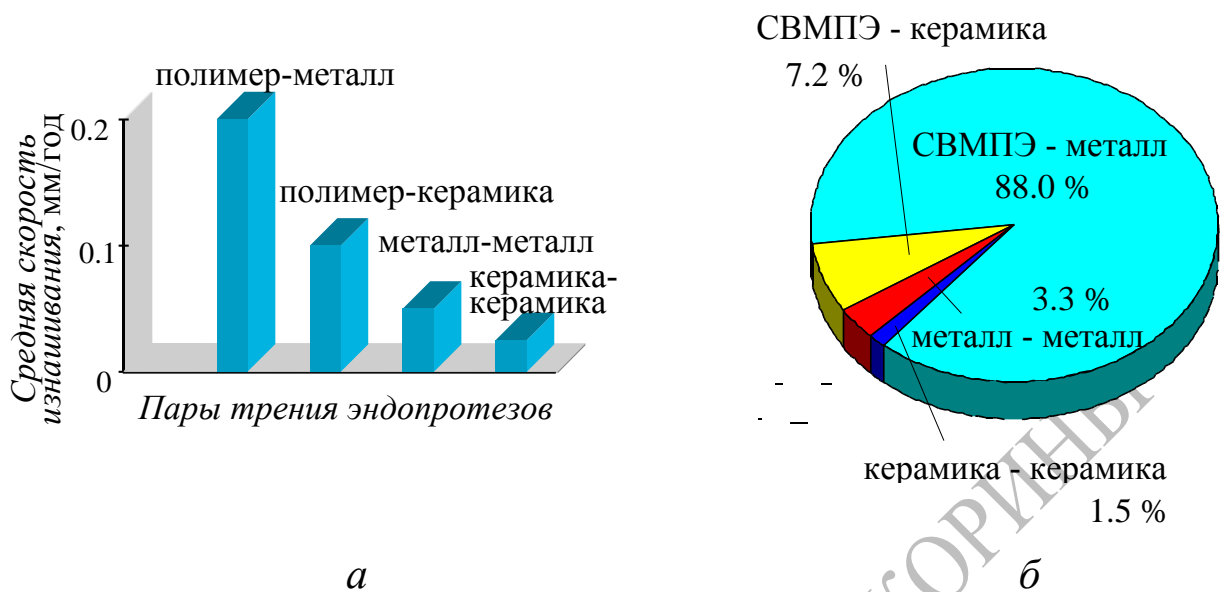
Продукты изнашивания полиамидов вызывают воспалительную реакцию мягких тканей и осложнения после эндопротезирования. Даже лучший из полимеров – антифрикционный ПТФЭ – не проявил достаточной надежности при длительной эксплуатации в узлах трения ТЭТС. В последние годы на основании многолетнего изучения отдаленных результатов имплантации ТЭТС установлен следующий ряд пар трения по уменьшению скорости изнашивания (рисунок 8, а): металл–СВМПЭ > керамика–СВМПЭ > металл–металл  $\cong$  керамика–керамика.

Хотя считается, что скорость образования частиц износа может инициировать нестабильность ТЭТС, пара трения СВМПЭ – сплав CoCrMo до сих пор используется в большинстве конструкций ТЭТС (рисунок 8, б) из-за минимальной цены, низкого коэффициента трения, технологичности при изготовлении, несложности монтажа и хорошей прирабатываемости. Кроме того, использование легко деформируемого СВМПЭ обеспечивает «комфортность» ходьбы, т.к. компенсирует толчковые нагрузки на вертлужную впадину.

В шарнирных парах металл–металл или керамика–керамика ударные вибрационные нагрузки передаются непосредственно на кость, что ведет к нестабильности ацетабулярного компонента. В отличие от нестабильности бедренного компонента, которая клинически обнаруживается довольно рано, ацетабулярная нестабильность обычно протекает бессимптомно, иногда даже при наступлении обширной деструкции кости. Поэтому при выборе пар трения ТЭТС всегда учитывается возраст и другие индивидуальные особенности человека. Из рисунка 9 видно, что именно МП сопряжения рекомендуются для большей части пациентов, нуждающихся в операции эндопротезирования.

Металлические материалы, используемые в ТЭТС, представляют собой сплавы коррозионностойких металлов.

Использование титановых сплавов для изготовления узлов трения эндопротезов известно давно, но их применение весьма ограничено, поскольку они обладают плохими антифрикционными характеристиками. В начальный момент трения титановая головка оставляет на белом вкладыше из СВМПЭ следы черного цвета, а далее происходит интенсивный износ обоих деталей.



**Рисунок 8 - Средняя скорость изнашивания (а) и объемы использования (б) основных типов ТЭТС**

Были предприняты попытки улучшить трибологические характеристики титана. На поверхность титановой головки наносили нитрид титана, однако в процессе эксплуатации наблюдалось отслаивание покрытия в виде «ячеистой скорлупы». Поэтому большинство фирм в настоящее время комплектуют титановые ножки головками из сплава CoCrMo (ISO-международный стандарт, ISO 5832/4) и ковальной стали FeCrNiMo (ISO 5832/1).

Новое поколение головок из нержавеющей стали FeCrNiMnMoNbN (ISO 5832/9) имеет износ, сопоставимый с износом головок из CoCrMo сплава. Нержавеющая сталь нового поколения хорошо шлифуется, но настолько же легко царапается. Более твердый сплав CoCrMo гораздо устойчив к абразивам. Триботехнические характеристики титановых сплавов в паре с СВМПЭ хуже, чем обычной нержавеющей стали, поэтому в настоящее время в развитых странах титан в конструкциях ЭС не используется.

Из керамики на основе оксида алюминия ( $Al_2O_3$ ) изготавливают головки и вкладыши ЭС (ТЭТС Миттельмайера). Наиболее широко применяемая марка этого биоинертного материала – *Биолокс Форте* (ISO 6474). Алюмооксидная керамика как партнер трения против себя самой при идеальной установке ТЭТС дает минимальную скорость изнашивания ( $v = 8$  мкм/год). Это идентично показателям линейного износа для головок из керамики на основе оксида циркония ( $ZrO_2$ ) с торговой маркой Y-TZP (ISO DIS 13356), промышленное изготовление которой является более сложным и

дорогостоящим процессом. Циркониевая керамика по прочности. Были предприняты попытки улучшить трибологические характеристики титана. На поверхность титановой головки наносили нитрид титана, однако в процессе эксплуатации наблюдалось отслаивание покрытия в виде «ячеистой скорлупы». Поэтому большинство фирм в настоящее время комплектуют титановые ножки головками из сплава CoCrMo (ISO-международный стандарт, ISO 5832/4) и кованной стали FeCrNiMo (ISO 5832/1).

Новое поколение головок из нержавеющей стали FeCrNiMnMoNbN (ISO 5832/9) имеет износ, сопоставимый с износом головок из CoCrMo сплава. Нержавеющая сталь нового поколения хорошо шлифуется, но настолько же легко царапается. Более твердый сплав CoCrMo гораздо устойчив к абразивам. Триботехнические характеристики титановых сплавов в паре с СВМПЭ хуже, чем обычной нержавеющей стали, поэтому в настоящее время в развитых странах титан в конструкциях ЭС не используется.

Из керамики на основе оксида алюминия ( $Al_2O_3$ ) изготавливают головки и вкладыши ЭС (ТЭТС Миттельмайера). Наиболее широко применяемая марка этого биоинертного материала – *Биолокс Форте* (ISO 6474). Алюмооксидная керамика как партнер трения против себя самой при идеальной установке ТЭТС дает минимальную скорость изнашивания ( $v = 8$  мкм/год). Это идентично показателям линейного износа для головок из керамики на основе оксида циркония ( $ZrO_2$ ) с торговой маркой Y-TZP (ISO DIS 13356), промышленное изготовление которой является более сложным и дорогостоящим процессом. Циркониевая керамика по прочности превосходит алюмооксидную керамику в два и более раза, что позволяет изготавливать из нее головки малого диаметра.

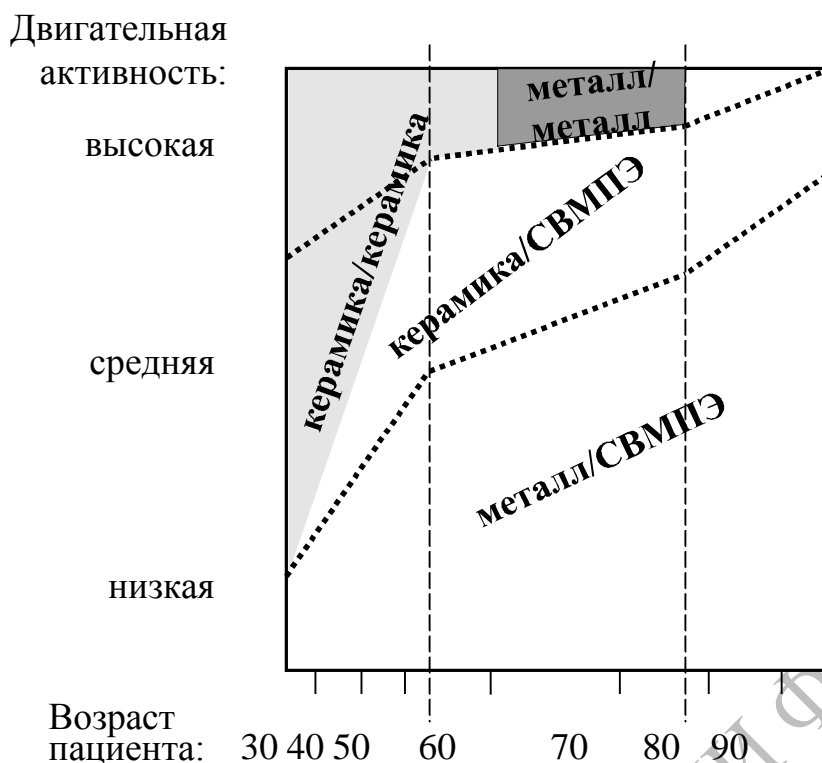


Рисунок 9 - Рекомендуемое распределение пар трения ТЭТС

Были предприняты попытки улучшить трибологические характеристики титана. На поверхность титановой головки наносили нитрид титана, однако в процессе эксплуатации наблюдалось отслаивание покрытия в виде «ячеистой скорлупы». Поэтому большинство фирм в настоящее время комплектуют титановые ножки головками из сплава CoCrMo (ISO-международный стандарт, ISO 5832/4) и кованной стали FeCrNiMo (ISO 5832/1).

Новое поколение головок из нержавеющей стали FeCrNiMnMoNbN (ISO 5832/9) имеет износ, сопоставимый с износом головок из CoCrMo сплава. Нержавеющая сталь нового поколения хорошо шлифуется, но настолько же легко царапается. Более твердый сплав CoCrMo гораздо устойчив к абразивам. Триботехнические характеристики титановых сплавов в паре с СВМПЭ хуже, чем обычной нержавеющей стали, поэтому в настоящее время в развитых странах титан в конструкциях ЭС не используется.

Из керамики на основе оксида алюминия ( $Al_2O_3$ ) изготавливают головки и вкладыши ЭС (ТЭТС Миттельмайера). Наиболее широко применяемая марка этого биоинертного материала – *Биолокс Форте* (ISO 6474). Алюмооксидная керамика как партнер трения против себя самой при идеальной установке ТЭТС дает минимальную скорость изнашивания ( $v = 8$

мкм/год). Это идентично показателям линейного износа для головок из керамики на основе оксида циркония ( $ZrO_2$ ) с торговой маркой Y-TZP (ISO DIS 13356), промышленное изготовление которой является более сложным и дорогостоящим процессом. Циркониевая керамика по прочности превосходит алюмооксидную керамику в два и более раза, что позволяет изготавливать из нее головки малого диаметра.

Продукты износа керамики биоинертны, на них не развивается клеточная реакция.

Негативный опыт применения отечественных ТЭТС на основе керамических пар трения оттолкнул российских хирургов от этого материала. Они стали «бояться» керамики. Керамические головки отечественных производителей имеют класс шероховатости поверхности 5-8, их структура неоднородна и зерниста, они имеют пористость как между зёрнами, так и внутри них. Такие головки по всем показателям не соответствуют стандарту ISO 6474 и подвержены интенсивному износу. Цвет – единственное, но очень чувствительное свойство, используемое хирургами как индикатор качества керамических элементов ТЭТС.

Существует также чисто техническая трудность, с которой сталкиваются хирурги при имплантации керамических вкладышей. Проблема заключается в сложности позиционирования вкладыша в чашке. В отличие от легко деформируемых вкладышей из ПЭ, керамические вкладыши не являются самоцентрирующимися, и их забивание в корпус чашки может привести к немедленному разрушению имплантата. Кроме того, удаление керамического вкладыша из корпуса металлической чашки с целью его замены представляет особые сложности. Керамический вкладыш является неудаляемым, поэтому после того, как он оказывается заблокированным в металлическом корпусе чашки, при необходимости его переориентации вкладыш необходимо расколоть.

Следует отметить, что в мире интерес к суставам керамика-керамика не ослабевает из-за их отличной износостойкости.

**Закономерности изнашивания эндопротезов**, установленные за последние 50 лет их интенсивного использования в ортопедической практике, хорошо известны как производителям эндопротезов, так и ортопедам-травматологам.

Слабым звеном МП ТЭТС является полимерный вкладыш. Средняя скорость его изнашивания достигает 0.2 мм/год, что (при благоприятном исходе операции) ограничивает период времени между первичным и ревизионным эндопротезированием (в зависимости от физической активности пациента, фирмы-производителя, марки ЭС (табл. 2) и т.д.).

Таблица 2

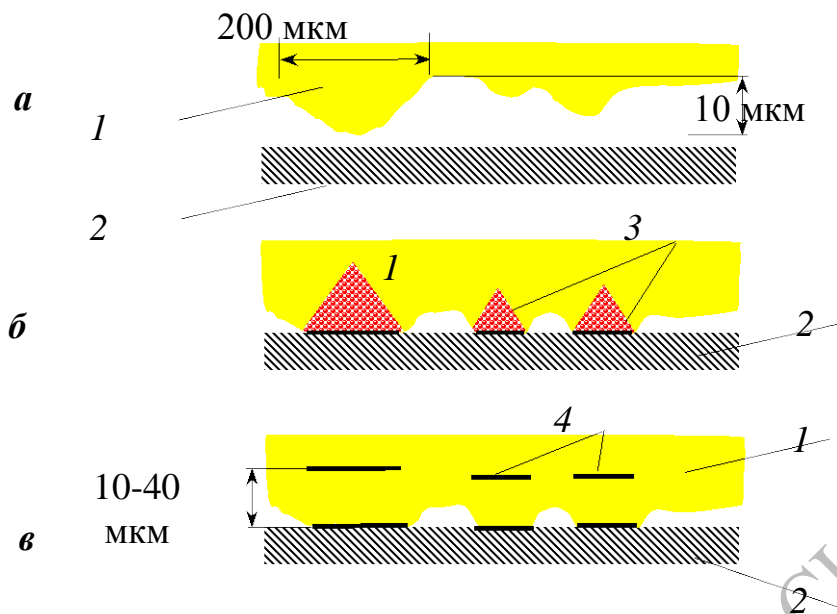
Средние сроки (лет) от первичного до ревизионного эндопротезирования для различных ТЭТС (по данным БелНИИТО)

ТЭТС Герчева	ARETE	«Феникс»	«Вита»	Ивано- Франковского производства	Киевского производства	Гибридная система
3.6	2.8	4.5	1.5	1.5	0.5	3.0

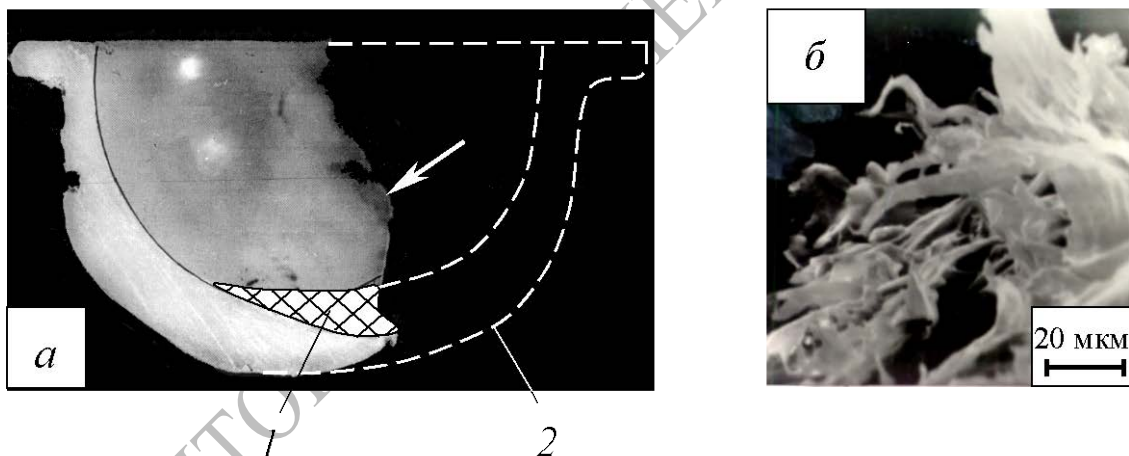
При истирании выступов, обусловленных волнистостью поверхности трения полимерной чашки, о гладкую поверхность металлической головки в подповерхностном слое полимера на глубине до 40 мкм возникают значительные концентрации напряжений. Последние в совокупности с динамическими нагрузками на эндопротез являются основной причиной появления подповерхностных трещин. Их развитие ускоряет перемещение и отрыв частиц полимера с поверхности вкладыша (рисунок 10), что вызывает неожиданно высокую интенсивность изнашивания полимерной детали эндопротеза в теле человека (рисунок 11). Это явление имеет место только при работе эндопротеза в теле человека. При испытаниях на имитаторах ТЭТС подобное явление не отмечалось. Линейный износ металлической головки к моменту выхода вкладыша из строя, как правило, не превышает 0.1 мм.

Малое количество небольших частиц износа может быть выведено через лимфатическую систему пациента, вызывая лишь незначительные реакции организма на инородное тело. Однако крупные и даже мелкие частицы при высоких скоростях изнашивания накапливаются в костной и мягких тканях, окружающих ТЭТС.

Проблема износа полимерной детали не решена даже в высококачественных и дорогих эндопротезах, выпускаемых фирмами «Протек» и «Матис» (Швейцария), и является предметом изучения многих ортопедических центров мира.



**Рисунок 10 - Механизм изнашивания СВМПЭ: а) начало контактирования, б) нагружение пары трения, в) начальная фаза разрушения СВМПЭ. 1 – полимер; 2 – металл; 3 – концентрация напряжений; 4 – трещина.**



**Рисунок 11 - Вид (в разрезе) полимерного (ПЭНД) вкладыша ЭС после трех лет эксплуатации *in vivo* (а) и микроструктура изношенного вкладыша (б) на участке, указанном стрелкой. 1 – изношенный участок стенки вкладыша; 2 – исходный контур вкладыша.**

Приведенные данные свидетельствуют, что учет влияния электромагнитных полей необходим для построения физической модели функционирования в организме, как самих суставов, так и заменяющих их конструкций. В связи с этим современные тенденции совершенствования эндопротезов затрагивают два основных аспекта: использование в ЭС источников электромагнитного поля и поиск материалов, в наибольшей мере

отвечающих критериям биосовместимости и надежности при работе имплантатов. Для этого имеется ряд предпосылок.

*Электрическую стимуляцию* кости более 20 лет применяют для лечения переломов, остеопороза, укорочения конечностей у детей и т.д., учитывая положительное воздействие электрического тока на костную ткань. При определенном воздействии слабых электрических токов усиливается жизнедеятельность клеточных элементов, улучшается энергетический обмен в тканях за счет синтеза аденозинтрифосфорной кислоты, усиливается кровоснабжение в зоне электрической стимуляции.

Стимулятор остеорепарации (восстановления костей) выполнен в виде полимерной пленки, поляризованной так, что на ее контактирующей с костью поверхностью локализован отрицательный заряд. Нерабочая сторона снабжена покрытием из металлов, совместимых с организмом человека (Ag, Al, Au и т.д.). Назначение покрытия – увеличить время жизни электрета в условиях работы имплантата.

Механизм влияния поля электрета на процесс восстановления и лечения костей представляется следующим. В электропроводной и экранирующей среде организма поле распространяется на малые расстояния, возбуждая преимущественно ближайшие к электрету клетки. Активизация более отдаленных клеток в активной зоне поля электрета происходит путем эстафетной передачи возбуждения. Этот процесс может распространяться на значительные расстояния, стимулируя остеорепарацию.

Известно устройство для остеосинтеза которое снабжено покрытием, которое несет поляризационный заряд. Описаны результаты экспериментов, в которых на имплантаты из тантала наносили покрытия из оксида тантала и ПТФЭ. Электризацию покрытий проводили, используя коронный разряд или вспомогательный жидкий электрод.

Электроды, которые контактируют с кожей или введены в тело больного, а также катушки индуктивности, в которые помещают больную конечность, применяют для лечения переломов, укорочения конечностей и т.д.

Обработка поверхности кровеносных сосудов из ПТФЭ плазмой, сопровождающаяся возникновением на имплантатах поверхностного заряда, взята на вооружение в практике эндопротезирования. Углепластиковые эндопротезы с пьезоэлектрическим генератором, используются для контроля механических напряжений в месте контакта протеза с костью. Зарегистрировано ускорение роста и улучшения адгезии эпителия к таким имплантатам.



Приведенные данные свидетельствуют, что учет влияния электромагнитных полей необходим для построения физической модели функционирования в организме как самих суставов, так и заменяющих их конструкций. В связи с этим современные тенденции совершенствования эндопротезов затрагивают два основных аспекта: использование в ЭС источников электромагнитного поля и поиск материалов, в наибольшей мере отвечающих критериям биосовместимости и надежности при работе имплантатов. Для этого имеется ряд предпосылок.

*Обеспечение биосовместимости эндопротезов* составляет одну из наиболее актуальных проблем ортопедии. Биосовместимость означает, что материалы, из которых выполняются эндопротезы, не должны вызывать деструкцию форменных элементов крови и ферментов, тромбообразования, разрушения тканей, вредных иммунных, токсикологических и аллергических реакций. Практика эндопротезирования дала много примеров отказа эндопротезов по причине недостаточной их биосовместимости.

При контакте с тканями живого организма имплантат не только изменяет свои физические и химические свойства, но и вызывает ответную реакцию организма, поскольку является чужеродным телом. Имплантация неизбежно сопровождается повреждением тканей и воспалительным процессом. Если имплантация не осложнена инфекциями, то эта стадия воспалительного процесса заканчивается в среднем через трое суток.

Согласно схеме рисунка 12, в физиологической среде сывороточные белки адсорбируются на поверхности имплантата, создавая

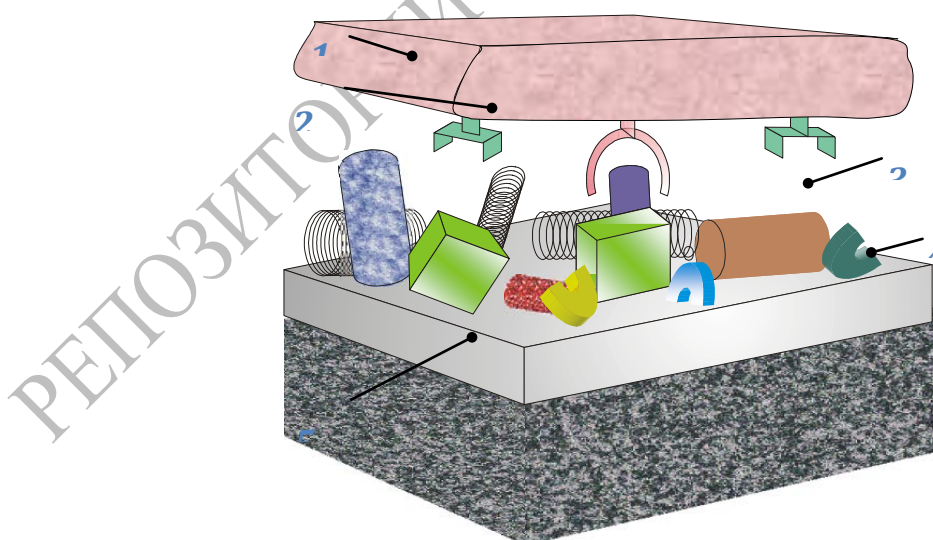


Рисунок 12 Схема взаимодействия компонентов в системе имплантат –

живая ткань. 1 – клетка; 2 – рецепторы; 3 – протеины; 4 – оксид металла; 5 – металл.

определенный уровень концентрации белков, который может изменяться во времени. Если в области адсорбированных белков присутствуют «подходящие» лиганды, а протеины находятся в соответствующих конформациях, то клеточные мембранные рецепторы взаимодействуют с лигандами. При определенном количестве и характере комплексов типа лиганд–рецептор к ядру клетки через каскады внутриклеточных химических реакций посылаются сигналы, регулирующие такие функции клеток, как дифференциация, осаждение матрицы, пролиферация и т.д. Если имплантат биосовместим, то через 1-2 недели специфическое взаимодействие его с тканью приводит к образованию вокруг него коллагеноподобной капсулы. До сих пор критерием биосовместимости остается эксперимент *in vivo*, поэтому среди имеющихся механизмов взаимодействия имплантата и живой ткани ни один не является исчерпывающим.

Совершенствование структуры материалов для имплантатов привело к появлению нового материала – облученного потоком электронов ПЭ с поперечными связями, известного под торговой маркой WIAM. Помимо высокой устойчивости к износу, WIAM обладает способностью абсорбировать воду, по-иному протекает процесс его окисления в сравнении с обычным СВМПЭ. Это позволяет надеяться, что использование WIAM в подвижных сочленениях ЭС повысит их ресурс.

Альтернативным материалом является полиэфирэфиркетон (ПЭЭК), армированный углеволокном. К числу достоинств ПЭЭК относятся высокая износостойчивость, хорошая биосовместимость, уникальная химическая стабильность. В отличие от известных в ортопедии пластических материалов он почти не подвержен старению. Вместе с тем, высокая жесткость вкладышей из ПЭЭК усиливает передачу вибрационных нагрузок непосредственно на кость, что при клиническом применении значительно снижает шок-абсорбирующий эффект, который обеспечивает, например, легко деформируемый СВМПЭ. Это также может вызвать асептическое расшатывание чашек и, как следствие, отказ ЭС.

Проводятся исследования по использованию металлического циркония для изготовления износостойких головок эндопротезов. Однако вследствие трудности обработки, высокой рыночной стоимости сырья, малоизученных (по сравнению, например, с титаном) последствий долгосрочного пребывания циркония *in vivo* и свойственной ему остаточной радиации, способной оказывать негативное воздействие на ткани организма и ускорять деструкцию ПЭ, перспективы этих разработок, по мнению многих исследователей, вряд ли имеют будущее.

Многие ведущие центры ортопедии, определяющие мировые тенденции в эндопротезировании, работают с сочленениями металл – металл, связывая с ними самые серьезные надежды и считая такие сопряжения

«имплантатами выбора» молодых и активных пациентов. Однако эндопротезы с парой трения металл–металл, несмотря на сравнительно длинную клиническую историю, не отмечены заметными успехами. Уровень концентрации хрома и кобальта в сыворотке крови пациентов, которым имплантированы такие эндопротезы, напрямую зависит от степени совершенства производства фирм-изготовителей.

Наиболее отработанным решением в клиническом и технологическом отношении на сегодня можно признать конструкции ТЭТС типа «сэндвич», ПЭ вкладыш металлической чашки которых снабжен сферической прослойкой из сплава CoCrMo или керамики, сочлененной с шаровой головкой из того же материала. Производство таких эндопротезов отличается значительной трудоемкостью, но уже достаточно хорошо освоено, несмотря на высокую стоимость изделия.

Нынешнее состояние разработок по выращиванию биологических имплантатов (клонирование), по-видимому, не позволяет реально рассчитывать на улучшение ситуации в эндопротезировании в ближайшее десятилетие.

РЕПОЗИТОРИЙ ГГУ ИМЕНИ Ф.СКОРИНЫ