

10, октябрь 2015

УДК 617.3

**Инновационные технологии обработки титановых сплавов,
предназначенных для эндопротезирования**

*Гимранова Л.А., магистр
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»*

*Научный руководитель: Жуков К.Н., к.м.н, доцент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технический менеджмент»
bauman@bmstu.ru*

Введение

Поражение тазобедренного сустава – причина выраженного болевого синдрома, значительного снижения качества жизни, существенного ограничения возможности передвижения, самообслуживания, утраты трудоспособности больных ревматическими заболеваниями.

Травматизм и заболевания опорно-двигательного аппарата занимают второе место среди причин временной нетрудоспособности населения и третье среди причин инвалидности и смертности населения. Болезни органов опоры и движения составляют 13,5% всех заболеваний, из них заболевания и повреждения тазобедренного сустава – 8,1% [1].

По официальным данным Министерства здравоохранения в России больше 143 млн жителей, из них остеоартритом страдают около 2,2%. Эффективным методом лечения такой категории больных является эндопротезирование. Потребность в операции оценивается приблизительно в 100 000 в год, при этом в 2012 году было выполнено около 60 000 эндопротезирований крупных суставов [2]. По прогнозам Всемирной организации здравоохранения, количество подобных операций во всех странах будет неуклонно увеличиваться в силу старения населения планеты, распространённости остеопороза, увеличения уровня травматизма, доступности данного метода лечения для большого количества нуждающихся, улучшения раннего выявления и диагностики заболеваний опорно-двигательного аппарата (таблица 1).

Потребность в эндопротезировании тазобедренного и коленного суставов в ближайшем будущем (по данным некоторых клиник США) [1]

Год	Эндопротезирование тазобедренного сустава		Эндопротезирование коленного сустава		Общее количество эндопротезирований
	первичное	ревизионное	первичное	ревизионное	
2010	253,367	47,814	663,007	55,250	1,019,438
2020	384,324	67,607	1,520,348	120,928	2,093,207
2030	572,088	96,736	3,481,977	268,157	4,418,958

Разработки эндопротезов ведутся по различным направлениям конструктивного исполнения элементов имплантата, способов фиксации, использования различных материалов, разнообразных видов обработки поверхности имплантатов, что позволяет оперирующим ортопедам выбирать из широкого спектра моделей продукцию, наиболее подходящую к индивидуальным особенностям конкретного пациента.

С применением эндопротезов стали появляться сообщения об осложнениях этого вида лечения. Основными из них являются нестабильность вертлужного и бедренного компонентов, переломы ножек протезов, повышенный износ полиэтилена в узле трения, возникновение дебриса, металлоза и другие.

Все это говорит о том, что тема выбора материала для имплантата и технологии его производства, обеспечивающих создание высокофункциональных эндопротезов актуальна.

Целью данной работы является выбор материалов для создания перспективных конструкций эндопротезов тазобедренного сустава.

К современным конструкциям имплантатов предъявляются повышенные требования по надежности и функциональным свойствам. Материалы должны обладать высокой коррозионной стойкостью, иметь сравнительно низкий модуль упругости, высокую удельную прочность, выносливость и быть биосовместимыми. Далее будут рассмотрены конструкции эндопротезов, учитывая анатомические особенности и требования, предъявляемые к материалам.

1. Анатомия и физиология

Тазобедренный сустав – самое крупное подвижное сочленение у человека (рис. 1). Относится к шарнирным суставам. Тазобедренный сустав образован головкой бедренной

кости и вертлужной впадиной тазовой кости [1]. Головка по форме является шаровидной и практически полностью покрыта гиалиновым хрящом [3]. Диаметр головки бедренной кости составляет 4-5 см, она расположена глубоко во впадине, что обеспечивает её стабильность [1]. Головки бедренных костей несут на себе нагрузку всего туловища, передаваемую тазом.

Вертлужная впадина образуется на месте сочленения трех костей: подвздошной, лобковой и седалищной. На дне вертлужной впадины имеется ямка, окруженная подковообразной, покрытой хрящом полулунной поверхностью. Тазобедренный сустав находится внутри суставной сумки [3].

Мышечная система, окружающая тазобедренный сустав и принимающая участие в его движениях, представлена большим числом мышц. По отношению к суставу все мышцы разделяются на следующие группы: переднюю; латеральную; медиальную; заднюю; мышцы, окружающие сустав [1].

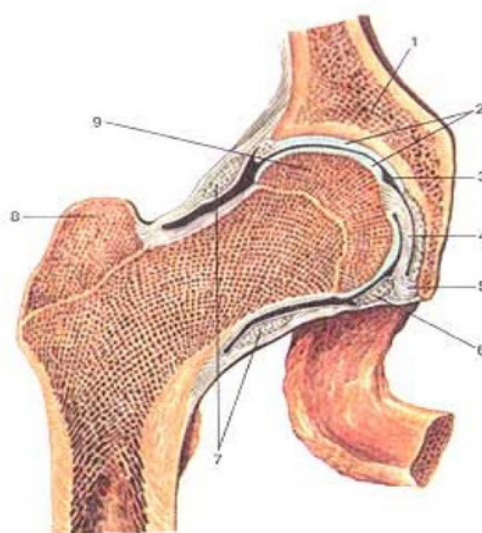


Рис. 1. Фронтальный разрез тазобедренного сустава [3]:

1-тазовая кость; 2-суставной хрящ; 3-полость сустава; 4-связка головки бедренной кости; 5-вертлужная губа; 6-поперечная связка вертлужной впадины; 7-круговая зона; 8-большой вертел; 9-головка бедренной кости

Движения в тазобедренном суставе осуществляются в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскостях. В сагиттальной плоскости осуществляется – сгибание и разгибание [1]. Сгибание оканчивается при натяжении задних мышц, разгибание – при натяжении передней связки сустава. Объем сгибания и разгибания в тазобедренном суставе – 90°, вместе с тазом – 130° [3]. Во фронтальной плоскости осуществляется

Биомеханика тазобедренного сустава сложна и меняется в зависимости от положения человека при ходьбе, в покое, при стрессовых нагрузках. Суставы испытывают очень большие нагрузки, величина которых зависит от массы тела и скорости движения. Так, при ходьбе нагрузка со стороны мышц на головку бедренной кости может 5-6 раз превышать вес тела. На рисунке 2 представлена биомеханическая схема нагружения в цикле шага, которая показывает действие нагрузок на головку бедренной кости.

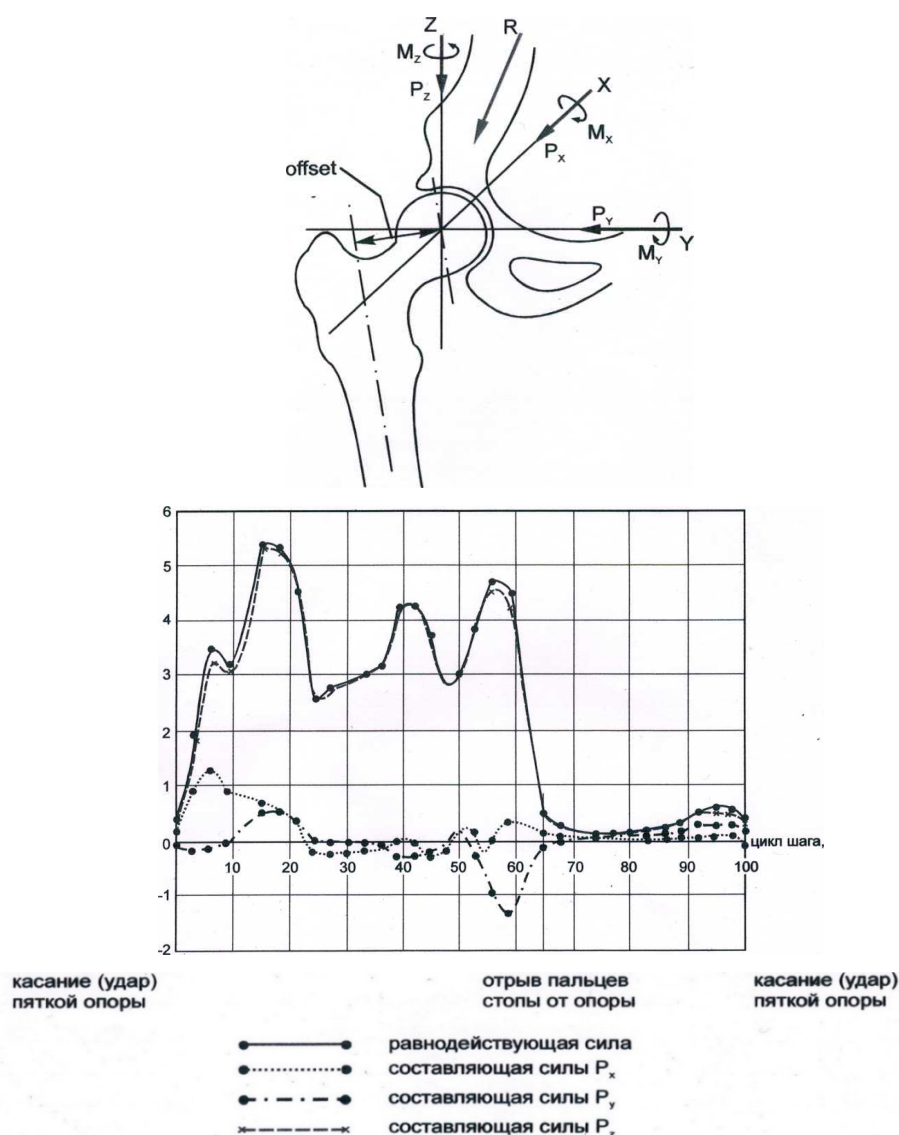


Рис. 2. Биомеханическая схема нагружения головки бедра при прямохождении и нагрузки, действующие на головку бедренной кости бедренной кости со стороны мышц и связок в различных фазах шага [1]

Нарушение нормального контакта бедренной кости с вертлужной впадиной в результате заболеваний, травм, врожденных аномалий вызывает изменения, нарушающие функционирование тазобедренного сустава [1]. В таких случаях эндопротезирование тазобедренного сустава – эффективная, а иногда и единственная возможность вернуть суставу подвижность и опороспособность.

2. Требования к материалам

Основным требованием к материалу имплантата является его биологическая совместимость. По биохимическим свойствам наиболее пригодными для изготовления имплантатов могут быть гидроксиапатит или углеродные материалы, способные взаимодействовать с костными структурами и замещать их. К этой же группе относятся материалы на основе различных химических соединений металлов с неметаллами: оксиды, карбиды, нитриды, в том числе различные виды керамики. Однако эти материалы имеют низкие конструкционные свойства, и поэтому имплантаты изготавливают из материалов на основе металлов и сплавов [4].

С другой стороны, металлы и сплавы наиболее подвержены коррозии. По характеру взаимодействия продуктов коррозии с биологическими тканями все металлы могут быть разделены на три группы: 1) Cr, Co, Ni, V – биологически несовместимые (токсичные); 2) Fe, Mo, Al – условно биосовместимые (через капсулу из соединительной ткани); 3) Ti, Zr, Nb, Ta, Pt – биосовместимые (инертные).

При разработке эндопротезов большое значение придается выбору металлов и их сплавов, пластмасс, керамики, которые должны обладать биосовместимостью с живыми тканями, с одной стороны, и надежными физико-механическими свойствами – с другой. Металлы и их сплавы воздействуют на организм через процессы электрохимической коррозии. Насколько устойчивы металлы к коррозии, настолько они будут биосовместимы [1].

Три фактора определяют выбор металлов и сплавов в качестве биоматериалов: 1) физические и механические свойства, 2) старение материала и 3) биосовместимость. Как правило, металлические материалы используются в ортопедии, где существенной является их высокая прочность [5].

Все имплантаты должны обладать биосовместимостью, т.е. быть совместимыми с тканями и жидкостями организма. Они не должны вызывать воспалительную реакцию, продуцировать вещества, способные оказать токсическое, болезненное или смертельное воздействие, а также не должны влиять на детородную функцию.

Способность материалов длительное время оставаться инертными к тканям и жидкостям человека является основной характеристикой сплавов, которые используют для изготовления эндопротезов [1].

Современные эндопротезы должны, как правило, служить пожизненно. Соответственно, предъявляются высокие требования к материалу имплантата [6]. Традиционно эндопротезы изготавливают из нержавеющей стали, сплавов на основе кобальта и титановых сплавов. Все они обладают высокой прочностью, коррозионной устойчивостью и биосовместимостью [1]. Несмотря на отсутствие каких-либо клинических показаний против использования титановых сплавов вызывает опасение содержащиеся в них легирующие элементы (V, Al, Mo и др.), которые могут оказывать негативное влияние на организм.

Поиску новых составов титановых сплавов для применения в хирургии способствовало развитие идеи бесцементного эндопротезирования, которая в настоящее время реализуется примерно в половине случаев. Для вживления имплантата без цемента необходим его плотный контакт с окружающей костью, так как остеоны в состоянии преодолеть свободное пространство не более 1 мм [6].

Цементные протезы, которые совершают микроперемещения относительно цементной мантии под действием функциональной нагрузки, могут вызвать образование частиц износа путем простого абразивного механизма. Наиболее остро такая проблема стоит для имплантатов на основе титана вследствие их более низкой твердости и сопротивления абразивному износу [6]. Для предотвращения износа авторы [6] предлагают повышать твердость поверхности путем создания поверхностного слоя, обогащенного азотом и кислородом, а также повышать чистоту обработки поверхности.

Износ поверхностей также может возникать вследствие отслаивания фрагмента пористого покрытия бесцементного протеза тазобедренного сустава. Решение этой проблемы – использование бесцементных имплантатов с хорошо закрепленным пористым покрытием. Металлические пористые покрытия с физико – химической связью покрытия с основой более устойчивы к механическому разрушению [6].

Много внимания в настоящее время уделяется таким легирующим элементам кобальтовых сплавов и сталей, как хром, ванадий, кобальт и никель, ионы которых могут вызывать аллергические и токсические реакции организма. Их следы находят в организме здорового человека, но при высоких концентрациях они цитотоксичны и канцерогенны. У пациентов, которым устанавливали эндопротезы с металл-металлической парой трения в узле движения, в моче и крови находили большие концентрации кобальта и хрома. Выход

ионов металлов в окружающие ткани объясняется износом, которому подвергаются сплавы в узлах трения [1].

В последние годы во многих странах перед установкой эндопротеза определяют чувствительность больного к элементам сплава (кобальт, хром, никель). Это связано с возможностью гиперчувствительности к этим металлам. Если это не учесть, то у пациента может развиваться нестабильность имплантата.

В системе организм-эндопротез могут происходить явления, нарушающие ряд функций организма. Так продукты коррозии металла в ионизированной форме могут переноситься лимфой в различные участки тела, концентрироваться там и вызывать системные нарушения или интоксикацию (при достижении токсичных концентраций).

Наличие побочных влияний металлов зависит от их физических и химических свойств. Титан, тантал и ниобий биосовместимы, так как они формируют на своей поверхности защитную плёнку из окислов. Благодаря изоляционным свойствам оксидов титана эндопротезы из титановых сплавов не распознаются организмом как инородное тело.

Человеческий организм и эндопротез сустава посредством хирургической операции образуют новую биотехническую систему. Организм влияет на имплантат своими тканями, ферментами, клетками, иммунной и эндокринной системами. В свою очередь имплантат влияет на биологическую систему своей конструкцией, химическим составом, макроструктурой поверхности и многими другими свойствами [1].

Наступает момент, когда эти взаимодействия достигают равновесия и возникает биологическая и механическая совместимость имплантата с организмом человека. И чем дольше будет длиться равновесие между ними, тем лучше будет результат хирургического лечения [1].

3. Применение инновационных технологий обработки титановых сплавов для создания высокофункциональных эндопротезов тазобедренного сустава.

В последнее время значительно расширяется применение материалов на основе титановых сплавов в медицине вследствие их хорошей биологической совместимости с организмом человека. Причиной этого является образование на поверхности оксидов, препятствующих выходу ионов в биологическую среду. Пленка оксидов титана на поверхности имплантата обеспечивает его хорошую работоспособность, только при условии, если не нарушается её целостность. Потеря механической связи оксидной пленки с основой при работе эндопротеза в условиях трения – главная причина большинства неудач, связанных с применением имплантатов из титановых сплавов. Этим обусловлены

износ обоих компонентов в системе бедренная головка (ВТ6) – вкладыш из сверхвысокомолекулярного полиэтилена шарнирного соединения искусственного сустава или интенсивное разрушение поверхности титановой ножки бедренного компонента при цементной фиксации [7].

Несмотря на высокую биосовместимость, титановые сплавы обладают низкой износостойкостью, что делает их уязвимыми к фреттинг-коррозии. Разрушение металлической поверхности при фреттинг-коррозии протекает в три стадии: на первой стадии происходит упрочнение сопряженных поверхностей, на второй- формирование коррозионно-активной среды в зоне трения и на третьей - глубокое повреждение контактирующих поверхностей вследствие протекания усталостных и коррозионных процессов. Основными факторами, оказывающими влияние на интенсивность развития фреттинг - коррозии, являются состав и коррозионная активность среды, температура, величина удельной нагрузки, количество циклов нагружения. Для улучшения триботехнических характеристик и стойкости к фреттинг-коррозии титановых сплавов применяют следующие основные методы модифицирования поверхности: газотермическое и ионно-вакуумное нанесение покрытий, оксидирование, термодиффузионное и ионное азотирование. Кроме упрочнения поверхностных слоев для увеличения стойкости титановых сплавов к фреттинг-коррозии необходимо также модифицирование объемной структуры, которое может быть достигнуто применением технологий наводораживания, а именно ТВО. Дисперсная микроструктура, формирующаяся в результате применения ТВО, позволит также обеспечить необходимый для силовых компонентов эндопротезов уровень кратковременной и усталостной прочности фасонных отливок из сплава Ti-6Al-4V [8].

Всякое трение титана является практически «сухим». Эти особенности титана лимитируют его применение в узлах трения без специальной модификации поверхности [7].

Для улучшения триботехнических характеристик титановых сплавов в настоящее время применяют различные методы модифицирования поверхности [8]. Для химико-термической обработки наиболее широко применяют азотирование и оксидирование. Такая обработка уменьшает налипание и схватывание при работе изделий из сплава титана в узлах трения, повышает их сопротивление износу, усталостную прочность, коррозионную стойкость в ряде сред. Однако при этом поверхностный слой становится хрупким и легко разрушается. Образуются поверхностные дефекты и трещины, которые могут влиять на прочностные характеристики всей конструкции.

Методы термической обработки предлагают довольно широкие возможности получения титановых сплавов с заданными механическими и специальными свойствами путём управления механизмом и кинетикой фазовых превращений и структурообразования. Однако модификации ограничиваются химическим составом сплава и видом полуфабриката. С целью расширения возможностей управления структурой и свойствами титановых сплавов в качестве временного легирующего элемента используют водород [1].

Водород представляет собой уникальный элемент, он стал основой создания новых материалов и экологически чистой водородной энергетики, а также активным агентом водородных технологий обработки материалов. Водород — единственный элемент, который достаточно легко и в больших количествах поглощается материалами на основе гибридообразующих элементов и так же легко удаляется из твёрдого раствора при термической обработке в вакууме.

Возможность управления процессом структурообразования титановых сплавов при обратимом легировании водородом называется термоводородной обработкой (ТВО). Авторами этой методики стала группа исследователей из МАТИ — Российского государственного технологического университета им. К.Э. Циолковского под руководством академика РАН, профессора А.А. Ильина.

ТВО состоит из насыщения материала водородом, термического воздействия на материал, легированный водородом, и обезводороживания в вакууме (дегазации).

В основе ТВО лежат следующие эффекты, связанные с влиянием водорода на фазовые равновесия, механизм и кинетику фазовых превращений в титановых сплавах:

- интенсивное снижение температуры фазовых превращений;
- повышение стабильности β -фазы;
- снижение критических скоростей охлаждения;
- создание условий для перераспределения между α - и β -фазами основных легирующих элементов;
- в процессе дегазации при относительно невысоких температурах происходит выделение дисперсной α -фазы, состав которой сильно отличается от состава первичной α -фазы.

Окончательная операция ТВО — дегазация (т.е. удаление водорода), зависящая от температуры и скорости процесса. Для сплава Ti-6Al-4V предпочтительна скорость выделения водорода от 0,2 до 0,5% в час.

Легирование водородом равносильно переходу сплава в новый класс. Эффективность ТВО аналогична эффективности упрочняющей термической обработки для того класса, в который переведён сплав в результате легирования водородом [1].

Разработанная технология термоводородной обработки позволяет управлять объемной структурой изделий. Например, преобразовать грубую пластинчатую структуру в тонкодисперсную и обеспечить в литых заготовках необходимый комплекс физико-механических свойств, в том числе высокий уровень прочности и выносливости (рис. 3).

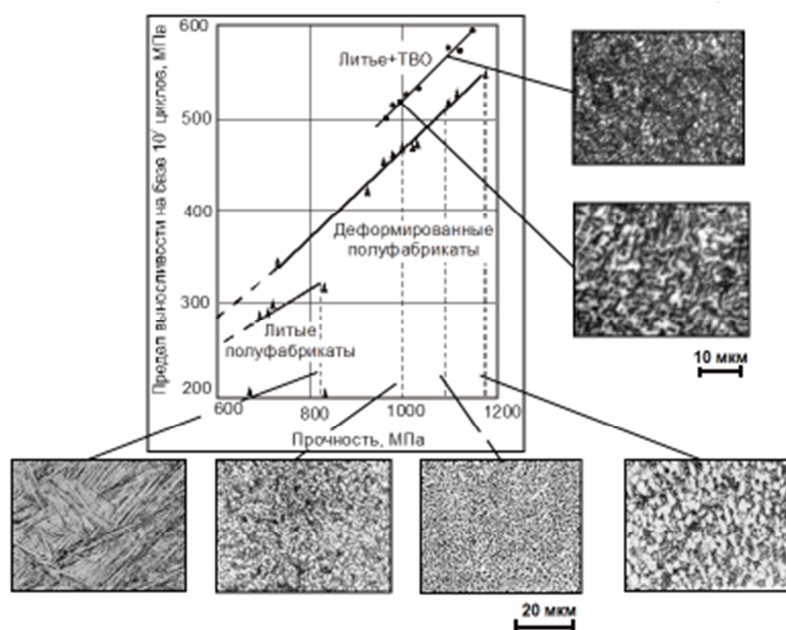


Рис. 3. Соотношение между средним уровнем предела выносливости и прочностью для полуфабрикатов из сплава ВТ6 (ВТ20) в зависимости от структурного состояния материала [1]

Применение плазменных технологий позволяет сформировать на поверхности имплантатов пористое титановое покрытие с регламентированным размером открытых пор 200-300 мкм, обеспечивающее хорошую остеоинтеграцию (см. рис. 4). Для повышения остеоинтеграционного потенциала методом плазменного напыления на пористой поверхности имплантата формируется биоактивное покрытие гидроксиапатита.

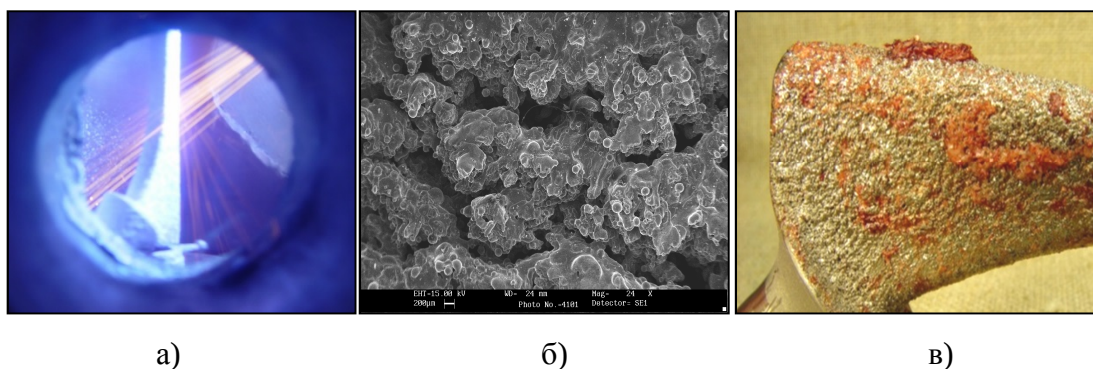


Рис. 4. Формирование на поверхности имплантата пористого покрытия методом плазменного напыления (а, б), остеоинтеграция с пористым покрытием (в) [1]

Однако, между пористым покрытием и основой всегда существует граница раздела. Ширина зоны раздела при эксплуатации изделия увеличивается под давлением циклической функциональной нагрузки, что приводит к разрушению покрытия. Различные способы активации поверхности имплантата позволяют лишь незначительно увеличить площадь контакта покрытия с основой. Применение водородных технологий позволяет устранить границу раздела и получить композиционный материал, имеющий физико-химический контакт между покрытием и основой при прочности на срез 220-250 МПа.

Разработка режимов ТВО сплавов титана позволило отечественной фирме «Имплант МТ» создать серию эндопротезов для цементной и бесцементной фиксации, многие из которых прошли клинические испытания и используются в медицинской практике (ножка СФЕН, «Имплант Ц», «Имплант», «Ильза», чашка бесцементной фиксации).

Ножки из титанового сплава для цементной фиксации в 1970-х годах использовали довольно часто. Однако клинические и экспериментальные данные о большом износе титановой поверхности ножки заставили от них отказаться.

Во Франции фирма Ceraver выпускает титановые ножки Osteal цементной фиксации. На поверхности ножки создана мощная оксидная пленка, которая значительно увеличила ее твердость и износостойкость [1].

Для успешного применения титановых сплавов в производстве изделий медицинской техники необходимы комплексные подходы к выбору материалов, проектированию конструкций и технологий производства изделий, методам их испытаний, технологиям применения и т.д. Применительно к имплантируемым изделиям такие подходы динамично развиваются в инженерно – медицинском центре «МАТИ-

Медтех» «МАТИ-РГТУ» им. К.Э. Циолковского. Важнейшими результатами их реализации являются:

- использование только титановых сплавов для металлических компонентов эндопротезов (в том числе компонентов, испытывающих значительные циклические и фрикционные нагрузки), что позволяет наиболее полно реализовать в изделии важнейшие преимущества титановых сплавов – наилучшую биологическую совместимость, сравнительно низкий модуль упругости, высокую удельную прочность и д.р.;

- применение новых высокоэффективных технологий обработки, позволяющих управлять объемной и поверхностной структурой изделий и создавать необходимый комплекс физико-механических и функциональных свойств;

- разработка и внедрение в производство конструкций эндопротезов тазобедренного сустава, не уступающих, а по некоторым важнейшим функциональным параметрам превосходящих зарубежные аналоги [8].

Разработанные инновационные высокоэффективные технологии обработки позволяют управлять объемной и поверхностной структурой имплантатов и создавать необходимый комплекс физико-механических и функциональных свойств. Такие технологии позволяют формировать на титановых имплантатах наноструктурную коррозионно- и износостойкую поверхность, обеспечивающую их высокую работоспособность в парах трения с костным цементом, полиэтиленом и кортикальной костью, а также исключает выход в организм ионов легирующих элементов [7].

В МАТИ-РГТУ им. К.Э. Циолковского разработана технология вакуумной ионно-плазменной обработки титановых сплавов ионами азота, что увеличивает износоустойчивость трущихся частей эндопротезов [1]. Важным является то, что такая обработка проводится при относительно низких температурах, при которых не изменяются фазовый состав и структура в объеме изделия. Детальные исследования, проведенные на образцах сплава ВТ20, показывают, что фазовый состав и структура поверхности существенно зависят от вида и температуры вакуумной ионно-плазменной обработки. В частности, при ионном азотировании растворение азота в подповерхностном слое приводит к $\beta \rightarrow \alpha$ -превращению и интенсивному увеличению микротвердости от 3000 МПа до 5000 МПа за счет растворенного в α -фазе азота (αN -фаза). В процессе обработки при температурах $550 \div 600^\circ\text{C}$ на поверхности образцов за счет термохимической реакции формируется слой, состоящий, в основном, из β -фазы (твердый раствор азота в нитриде Ti_2N). По косвенным оценкам толщина нитридного слоя, полученного в результате азотирования при $550 \div 600^\circ\text{C}$, составляет $50 \div 100$ нм. Повышение температуры

азотирования до 600°C, вызывает некоторое увеличение толщины слоя β -нитридов и приводит к дальнейшему торможению выхода ионов компонентов сплава с поверхности образца. Для большинства изделий, в том числе и медицинских имплантатов, желательно, чтобы финишная вакуумная ионно-плазменная обработка поверхности проводилась при низких температурах, когда не происходит изменения структуры в объеме изделия. Поэтому на следующем этапе работы исследовали возможность применения комбинированной обработки, включающей азотирование при 550°C в течение 60 мин с дополнительным нанесением конденсационным методом покрытия из нитрида титана (TiN) толщиной 0,4 мкм и 1,2 мкм. Исследования показали, что формирование на поверхности образцов слоя нитрида титана TiN толщиной 0,4 мкм приводит к увеличению коррозионной стойкости и росту микротвердости поверхности до 6500 МПа. С увеличением толщины покрытия до 1,2 мкм микротвердость поверхности возрастает до 8500 МПа и более. Таким образом, для повышения коррозионно-, износостойкости имплантатов из титанового сплава ВТ20 целесообразно применять комплексную ТВО и вакуумную ионно-плазменную обработку поверхности, включающую ионное азотирование (550°C) и конденсационное покрытие из нитрида титана (TiN) толщиной не менее 0,4 мкм [8].

Таким образом, сплав Ti-6Al-4V после инновационной технологии обработки (термоводородная, вакуумная ионно-плазменная) может успешно использоваться в различных узлах эндопротеза тазобедренного сустава цементной и бесцементной фиксации [1].

Применение ТВО позволяет управлять объемной структурой изделий из титановых сплавов и обеспечивать в них высокий комплекс физико-механических свойств, в том числе и высокие значения усталостной прочности (500-550 МПа), что позволит применять литые рациональные заготовки для изготовления высоконагруженных имплантатов.

Одним из наиболее перспективных методов повышения поверхностной твердости, износостойкости и коррозионной стойкости в том числе стойкости к фреттинг-коррозии медицинских изделий из титановых сплавов является метод вакуумной ионно-плазменной обработки (ВИПО) [8].

Заключение

В конструкциях эндопротезов тазобедренного сустава рекомендуется применять только титановые сплавы. Применение в конструкциях эндопротезов тазобедренного сустава только однородных материалов – титана и титановых сплавов позволит

исключить развитие коррозионных процессов, по сравнению с кобальтовыми сплавами и сталью примерно в 2 раза снизить весовую нагрузку со стороны имплантата на костные структуры, обеспечить гипоаллергенность, биологическую безопасность изделия и более высокую механическую совместимость.

Применение комплексных инновационных технологий термоводородной обработки (ТВО) и вакуумной ионно-плазменной обработки (ВИПО) позволит сформировать на титановых эндопротезах наноструктурированную коррозионно- и износостойкую бактериостатическую поверхность, обеспечить их высокую работоспособность в парах трения с костным цементом, полиэтиленом и кортикальной костью, а также исключить выход в организм ионов легирующих элементов, включая ванадий, и снизить риск развития инфекционных процессов.

Применение водородных технологий позволит получить в имплантатах с пористым покрытием, изготовленных методом плазменного напыления, композиционный материал, имеющий физико-химический контакт между функциональным покрытием и основой с прочностью на срез 220-250 МПа, что исключит разрушение покрытий и обеспечит высокую надежность и работоспособность изделий.

Список литературы

1. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. 704 с.
2. Тихилов Р.М. Эндопротезирование в России // CeraNews. 2013. №2. С. 2-5.
3. Медицинская энциклопедия. Тазобедренный сустав // Режим доступа: http://enc-dic.com/enc_medicine/Tazobedrenn-sustav-22399.html (дата обращения 10.03.2014).
4. ГОСТ Р ИСО 7206-1. Имплантаты для хирургии. Эндопротезы тазобедренного сустава частичные и тотальные. Суставные поверхности, изготовленные из металлических, керамических и полимерных материалов. Введ. 2006-07-01. М.: Стандартиформ, 2005. 11 с.
5. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. М.: Техносфера, 2007. 304 с.
6. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск: STT, 2001. 408 с.
7. Ильин А.А., Мамонов А.М., Скворцова С.В., Карпов В.Н., Поляков О.А. Перспективные технологии лёгких и специальных сплавов. Применение титана и его сплавов в медицине. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2006. 408 с.

8. Фреттинг-коррозия титановых сплавов. Режим доступа:
<http://5fan.ru/wievjob.php?id=44295> (дата обращения 12.04 2014).