

## ФИЗИЧЕСКИЕ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КОМПАКТНО-ПОРИСТОГО ТИТАНА

Д. В. Минько, К. Е. Белявин

Белорусский национальный технический университет,  
г. Минск, Беларусь

*Основным недостатком внутрикостных имплантатов, используемых в настоящее время, является их недостаточное биостабильное поведение. Под действием функциональных нагрузок из-за несовершенства конструкции или низких механических характеристик в тканях, окружающих имплантат, возникают области повышенной концентрации напряжений, превышающих пределы прочности костной ткани, что приводит к сдвигу и отторжению имплантата. Проблема снижения удельного давления на кость и равномерного распределения напряжения решается двумя способами: увеличением площади поверхности имплантата и использованием материалов с оптимальными биомеханическими свойствами. Показано, что компактно-пористые материалы из сферических титановых порошков имеют регулируемый размер пор и большую удельную поверхность, обладают высокой биологической совместимостью к живой ткани. Их применение позволяет уменьшить реакцию отторжения за счет более равномерного распределения напряжений вокруг функционирующего имплантата. Результаты испытаний показывают, что такие имплантаты обладают более стабильными физическими и биомеханическими свойствами.*

**Ключевые слова:** имплантат, титан, костная ткань, порошок, спекание

## PHYSICAL AND BIOMECHANICAL PROPERTIES OF COMPACT POROUS TITANIUM

D.V. Minko, K.E. Belyavin

Belarusian National Technical University,  
Minsk, Republic of Belarus

*The main disadvantage of interbone implants used now is their insufficient biostable behavior. Under action of functional loadings because of imperfections of the design or lower mechanical characteristics the areas of stresses extreme concentration exceeding strength limits of bone tissue appears in the bone surrounding the implant that leads to the tearing away the implant. The problem of specific pressure lowering on the bone and uniform distribution of stress is solved by two ways: the increase of the implant area and the search of implant materials with optimum biomechanical properties. It is shown that compact porous*

*materials from spherical titanium powders have regulated pore size and big specific surface area as well as possess high biologic compatibility what concerns a live tissue. Their use makes it possible to reduce the rejection reaction due to a more even distribution of stresses around the functioning implant. The results of the tests show that such implants have more stable physical and biomechanical properties.*

**Keywords:** implant, titanium, bone tissue, powder, sintering

**E-mail:** dminko@bntu.by

### **Введение**

Основной областью применения компактно-пористых материалов на основе титана является медицина, в частности один из разделов хирургии — имплантология. Имплантатом принято считать предмет (изделие, продукт специализированного производства), изготовленный из небиологического материала, который хирургическим путем вводят в организм для выполнения каких-либо функций в течение длительного времени [1]. Имплантаты применяют для замещения утраченных фрагментов костных тканей, фиксации переломов, косметической коррекции в травматологии, челюстно-лицевой и пластической хирургии. Они используются в качестве эндопротезов суставов в ортопедии, опор для протезирования в стоматологии и офтальмологии, для восстановления и стимуляции утраченных функций сердечно-сосудистой системы в кардиохирургии.

Способность имплантатов активно выполнять свои функции в течение длительного времени во многом определяется свойствами материала и состоянием их поверхности, проявляющимися во взаимодействии с окружающими тканями и биологическими жидкостями. Считается, что поверхности имплантатов должны объединить преимущества биохимического и биомеханического взаимодействия с костной тканью при одновременном исключении недостатков, характерных для каждого вида взаимодействия в отдельности [2].

Обзор научно-медицинской литературы в области и внутрикостной имплантации [3–7] показывает, что наибольшее распространение получили именно те методы обеспечения жизнедеятельности человека, которые основаны на разработках ученых, связанных с созданием новых материалов для изготовления медицинских изделий.

Бурное развитие имплантации за последние десятилетия поставило задачу выбора оптимального материала для изготовления имплантатов. На основе накопленного в мире опыта применения имплантатов разработаны критерии, которым должны отвечать такие материалы. Основные из них это — биологическая совместимость, т.е. способность материала при ограниченном взаимодействии с тканями и жидкостями организма не оказывать на них токсического влияния, а также сохранять максимально длительное время свои собственные физико-механические и иные свойства, необходимые для исполнения функций; механическая совместимость, т.е. адекватность механического поведения материала имплантата с механическим поведением здорового органа человека, для замены которого предназначен данный имплантат; ресурс работы; стоимость.

Первостепенное значение при имплантации имеет проблема биосовместимости организма и имплантата. Перечень материалов, удовлетворяющих критерию биосовместимости, существенно ограничен. Из металлов это платина, тантал, ниобий, цирконий, титан и некоторые титановые сплавы [8]. Титан и его сплавы являются оптимальным материалом с точки зрения механической совместимости, которая определяет решающее преимущество перед другими материалами для медицинских им-

плантатов. Стандартом ISO 5832 разрешены для изготовления имплантатов 6 сортов технически чистого титана (отечественный аналог — ВТ1-00), а также сплавы титана состава Ti6Al4V, Ti6Al7Nb и Ti15Mo5Zr3Al. **Понятие механической совместимости титановых сплавов**, объединяет в себе состояние поверхности имплантата (ее макро- и микрогеометрию, смачиваемость биологическими жидкостями и т.п.), механическую прочность и модуль упругости, что обеспечивает необходимый ресурс работы изделий в условиях действия знакопеременных нагрузок при сравнительно низкой стоимости.

Сцепление имплантата с окружающими тканями, стабильность его функционирования определяются макрогеометрией поверхности, т.е. такими параметрами выступов и впадин, которые обеспечивают первоначальную фиксацию в организме. Скорость и надежность остеоинтеграции стимулируется микрогеометрией поверхности, шероховатость и пористость которой должна быть сопоставима с размерами и структурой соответствующих клеток окружающих тканей, смачиваемостью, электрическим потенциалом и многими другими факторами [9].

Очевидно, что механическая прочность материала имплантата должна соответствовать условиям его работы, т.е. имплантат не должен разрушаться под воздействием статических и циклических нагрузок, обусловленных анатомическими особенностями организма человека и тех биологических тканей, в которые он установлен.

Костная ткань человека по своему строению различна и эти различия определяются теми функциональными нагрузками, которые воспринимают отдельные части тела. Различают два основных вида структуры костной ткани [10]. Губчатая кость — внутренний, основной слой костной ткани более чем наполовину состоящий из костных трабекул (перекладин и перегородок), образующих ячеистую структуру, ячейки которой соединены кровеносными сосудами и заполнены костным мозгом. Кортикальный слой — наружная твердая оболочка костной ткани, образованная множеством остеонов, состоящих из концентрических плотно расположенных костных пластинок, внутри которых находятся кровеносные сосуды и нервы. Это самая прочная, состоящая на 95 % из минеральных солей, костная структура. Она плотнее губчатой в 10–20 раз.

Основным недостатком используемых в настоящее время внутрикостных имплантатов является их неудовлетворительное биостабильное поведение. Имплантаты испытывают большие осевые и изгибающие нагрузки, передающиеся на опорную кость. При этом из-за несовершенства конструктивных решений или неправильного выбора материалов в окружающей имплантат кости возникают участки чрезмерной концентрации напряжений, превышающих ее пределы прочности. Это приводит к образованию вокруг имплантата травматической капсулы, состоящей из соединительной ткани, и, как следствие, отторжению имплантата. Проблема снижения удельного давления на кость, окружающую имплантат, и обеспечение равномерного распределения напряжений в ней решается двумя путями: увеличением площади имплантата и поиском имплантационных материалов с оптимальными биомеханическими свойствами.

При упругих деформациях системы «имплантат-кость» нагрузка на костную ткань зависит от соотношения модулей упругости материала имплантата и костной ткани. Для материалов, используемых при изготовлении циклически нагружаемых имплантатов, важно, чтобы их модуль упругости (модуль Юнга) был близок к модулю упругости кости. В этом случае упругое смещение имплантата на границе раздела «имплантат-кость» под действием функциональной нагрузки не приведет к пластической деформации кости, и, следовательно, снижает вероятность ее повреждения и разрушения. Модуль упругости технически чистого титана равен 110 ГПа [11]. Это в 2 раза меньше, чем

у стали, однако почти на порядок больше, чем у самой прочной кортикальной костной ткани — 7–30 ГПа [12].

Поэтому для достижения лучшей механической совместимости внутрикостных имплантатов должен соблюдаться принцип нежесткой фиксации, при котором на границе раздела «имплантат-кость» должен быть переходный слой с пониженным модулем упругости. На практике такой способ передачи функциональной нагрузки может быть реализован применением компактно-пористых материалов с пониженным модулем упругости на поверхности [13]. Снизить модуль упругости материала на границе раздела «имплантат – кость» можно путем применения технологий, позволяющих получить пористое покрытие на поверхности имплантата (рис. 1). Постепенное изменение модуля упругости от имплантата к кости обеспечивается за счет переходной зоны с меньшей жесткостью, изменяя толщину которой в отдельных частях конструкции имплантата можно поддерживать одинаковые напряжения при разной степени деформации. Кроме того, равномерное распределение напряжений в кости стимулирует рост новой костной ткани и ее прорастание в поверхностную структуру материала, улучшая фиксацию имплантата.

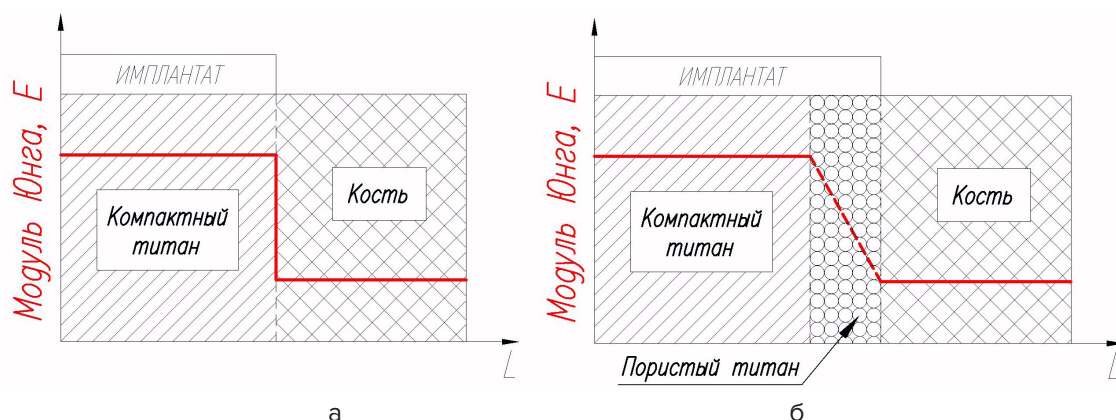


Рис. 1. Изменение модуля упругости на границе раздела «имплантат – кость» с гладкой (а) и пористой (б) поверхностью имплантата

Для внутрикостных имплантатов важным фактором, определяющим стабильность фиксации и влияющим на характер трансформации нагрузки, является площадь взаимодействия поверхности имплантата с окружающей его костью. Увеличение площади контактной поверхности имплантата без увеличения его геометрических размеров достигают разными путями: методами механической (накатанная, винтовая или рельефная поверхности) и абразивно-струйной обработки, плазменным и химическим нанесением покрытий, химическим, электрохимическим травлением и оксидированием, а также их комбинациями. Перечисленные технологии не всегда эффективны, в некоторых случаях имеют высокую трудоемкости и стоимость производства. Однако их основным недостатком является то, что в процессе функционирования используется только наружная поверхность имплантата, имеющая ограниченные размеры и не позволяющая реализовать принцип нежесткой фиксации.

Применение изделий с поверхностным слоем из пористого порошкового титана [4] в современной медицине, а в особенности в имплантационной хирургии, обусловлено важными преимуществами, которыми они обладают по сравнению с используемыми в настоящее время изделиями из монолитного титана с измененной морфологией поверхности. Пористый слой, образованный спеченным порошком, в отличие от механически, химически структурированных поверхностей и тонких покрытий имеет

разветвленную пространственную структуру, обладающую значительно большей площадью поверхности (рис. 2). Он прекрасно подходит по своим параметрам для проникновения костной ткани, позволяя пожизненно зафиксировать имплантат в организме пациента [5]. Регулируемый размер пор, большая удельная площадь поверхности и низкий модуль упругости позволяют равномерно распределить функциональную нагрузку и уменьшить реакцию отторжения. Проведенные многочисленные исследования показали [14–16], что поведение пористого титана при физиологическом и механическом воздействиях наиболее адекватно поведению биологических тканей.

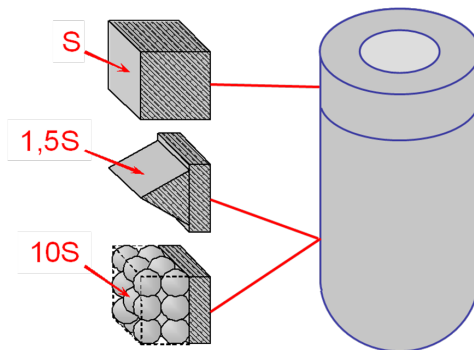


Рис. 2. Удельные площади поверхности различных типов поверхности имплантационных материалов

Трехмерная пористая структура может быть получена из порошков или волокон различных материалов в широком диапазоне форм и размеров [17]. Улучшение фиксации имплантата достигается за счет прорастания костных тканей в пористую структуру материала, образуя, таким образом, единую биокompозитную конструкцию с окружающей костью. Другим ценным свойством пористых материалов является их низкий модуль упругости. В зависимости от величины пористости и размеров пор, модуль упругости пористого материала может быть подобран таким образом, чтобы соответствовать модулю упругости кости, создавая переходную зону на границе раздела «имплантат – кость». И, наконец, возможность осуществления транспорта биологических жидкостей транспорт через пористую матрицу способствует быстрому вращанию кости, при наличии открытых к поверхности взаимосвязанных пор.

В настоящем докладе приводятся структурные и биомеханические свойства компактно-пористого материала из сферических порошков титана, полученного спеканием импульсным электрическим током.

### **Материалы, оборудование и методики исследований**

В качестве одного из возможных методов получения компактно-пористых материалов спористым слоем из сферических порошков титана предложена технология электроимпульсного спекания (ЭИС) Технология основана на высоковольтном разряде конденсаторной батареи через металлический порошок, находящийся в диэлектрической пресс-форме между электродами-пуансонами [18].

Для получения экспериментальных образцов использовали технически чистый титан российского производства марки ВТ1-0 ГОСТ 19807-91. Сферические порошки из титана марки ВТ1-0, полученные методом плазменного распыления в вакууме вращающегося расходуемого электрода [19], имели близкую к идеальной сфере форму (рис. 3, а). Для проведения экспериментов использовали порошки, разделенные на фракции с размером частиц (0,16–0,2) мм, (0,2–0,315) мм и (0,315–0,4) мм. Из порошков выделенных фракций получали цилиндрические образцы диаметром 6 мм



длиной 18 мм (рис. 3 б). Особенностью получения образцов имплантационного материала по разработанной технологии является применение технологии ЭИС в качестве промежуточной операции для предварительного формования пористого слоя. Окончательная обработка проводилась путем спекания в вакууме. Такая технология позволяет увеличить прочность образцов, причем процесс окончательного спекания протекает при более низких температурах без применения тугоплавких форм и активирующих добавок. Усадка образцов при этом минимальна, что позволяет избежать образования трещин и сохранить точность геометрических размеров и формы [20].

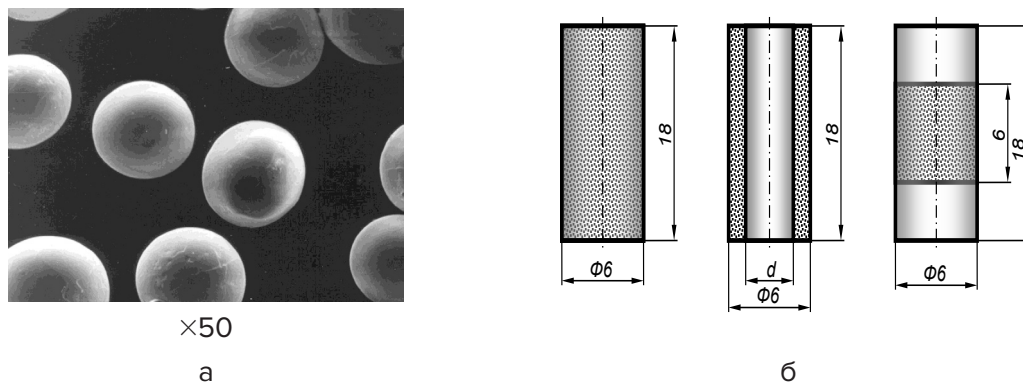


Рис. 3. Сферические частицы титанового порошка (а) и размеры экспериментальных образцов пористого и компактно-пористого материала (б)

Исследования микроструктуры исходных порошков и экспериментальных образцов проводили на металлографическом микроскопе Polivar (Reichert, Австрия). Форму частиц порошков и структурные характеристики материалов исследовали на программно-аппаратном комплексе обработки и анализа изображений AutoSCAN (Спектроскопические системы, Беларусь). Исследования морфологии поверхностей порошков и хрупкого излома экспериментальных образцов проводили с использованием электронного сканирующего микроскопа CamScan (Oxford, Великобритания). Определение прочности образцов проводилось на универсальной испытательной машине Instron-1195 (Instron, Великобритания) с использованием специально разработанных приспособлений. Нагружение велось вплоть до разрушения образца с фиксацией максимального усилия. По полученным результатам и диаграммам по методикам ГОСТ 25.503-97 рассчитывались прочность на сжатие и модуль упругости. Испытания образцов на усталостную прочность проводили с учетом рекомендаций ГОСТ 23207-78, ГОСТ 25.502-79 по методикам ISO 14801:2007. Измерения предела прочности на сдвиг имплантата в кости, проводили по разработанной оригинальной методике [21] с учетом методик ГОСТ 30322-95 и ГОСТ 31615-2012.

### Обсуждение результатов исследования

На поверхности порошкового слоя экспериментальных образцов, образованного сферическими частицами титана, хорошо видны поры, открытые по всей поверхности (рис. 4, а). Структурные исследования показали, что порошковый слой имеет сквозную равномерно распределенную по сечению пористость, тупиковые поры отсутствуют. Данные исследований показывают, что пористый слой толщиной в 2-3 диаметра частиц позволяет на порядок увеличить эффективную площадь взаимодействия поверхности имплантата с окружающими тканями без увеличения его геометрических размеров. На фрактограммах хрупкого излома образцов видны хорошие контакты как между отдельными частицами титана в пористом слое, так и между частицами порошкового слоя и компактным титаном (рис. 3 б, в).

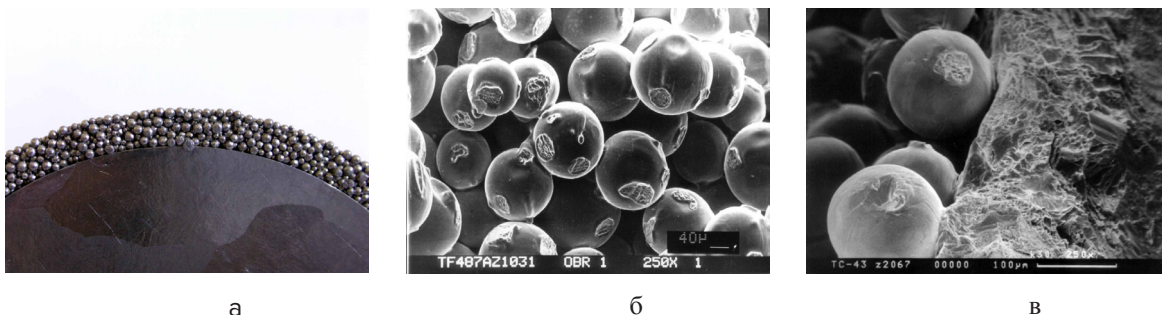


Рис. 4. Внешний вид (а) и морфология хрупкого излома порошкового слоя (б) и границы между пористым и компактным материалом (в)

При создании внутрикостных имплантатов различных конструкций и назначения важной характеристикой, определяющей их потребительские свойства, является размер пор, в которые происходит прорастание окружающих тканей. В работах [5–7] показано, что размер пор, обеспечивающий прорастание костной ткани и хорошую фиксацию имплантата должен превышать 100 мкм. Получить необходимый размер пор можно при использовании частиц порошков различных размеров (табл. 1). Пористость полученных образцов лежит в диапазоне 35–41 %, что говорит об отсутствии деформации частиц и их не совсем плотной упаковке (минимальная теоретическая пористость плотноупакованных сферических частиц порошка одного размера составляет 25,9 %, а максимальная при свободной кубической упаковке — 47,6 %). При этом значения пористости для всех фракций практически одинаковы.

Табл. 1

#### Структурные свойства порошкового слоя

Размер частиц, мм	Пористость, %		Средний размер пор, мкм	
	после ЭИС	после спекания в вакууме	после ЭИС	после спекания в вакууме
0,16–0,2	35–39	50–70	32–35	40–60
0,2–0,315	35–39	70–100	32–35	60–90
0,315–0,4	36–41	100–150	34–36	90–140

Продолжительность службы имплантатов в организме человека во многом зависит от механических свойств материалов, из которых они изготовлены. Компактный титан и его сплавы по модулю упругости (110–112 ГПа) наиболее близки к модулю упругости кости (10–30 ГПа) [11, 12]. Пористый слой из сферических титановых порошков имеют более низкие по сравнению с компактным титаном прочностные характеристики, однако обладает при этом практически одинаковыми с костью диапазонами модуля упругости и прочности при сжатии (табл. 2). Эта особенность пористого титана открывает широкие возможности для оптимизации биомеханических свойств разрабатываемых конструкций хирургических имплантатов.

Табл. 2

#### Механические свойства порошкового слоя и кости

Размер частиц, мм	Модуль упругости, ГПа			Прочность при сжатии, МПа		
	Пористый материал	Губчатая кость	Кортикальная кость	Пористый материал	Губчатая кость	Кортикальная кость
0,16–0,2	39–43	0,5–0,05	7–30	194–198	2–12	100–230
0,2–0,315	27–30			145–149		
0,315–0,4	17–21			47–51		

Использование компактно-пористого титана в качестве материала имплантатов позволяет очень гибко подбирать их упругие и прочностные характеристики в соответствии с имеющейся структурой кости. Модуль упругости такого имплантата может изменяться в зависимости от соотношения  $s/S$ , **определяющего относительную площадь поперечного сечения компактной части имплантата  $s$  ко всей площади поперечного сечения  $S$**  (рис. 5).

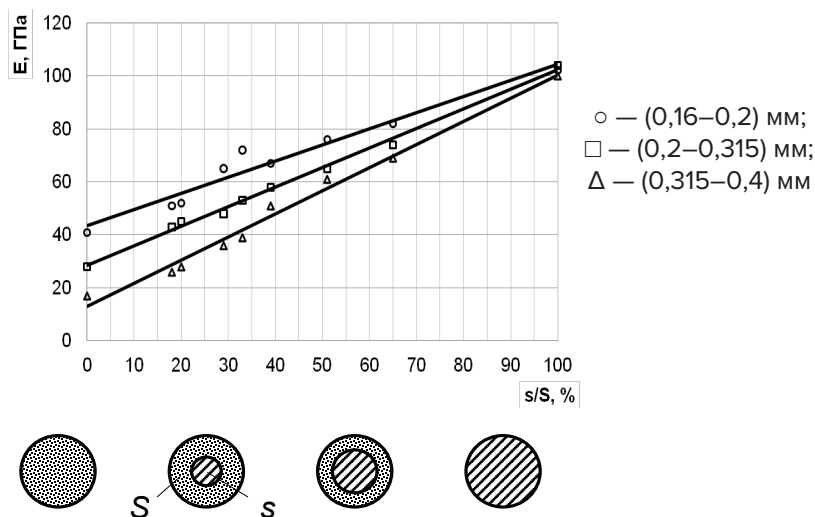


Рис. 5. Зависимость модуля упругости компактно-пористого титана от соотношения площадей поперечного сечения

Результаты сравнительных испытаний на усталостную прочность (рис. 6) показали, что компактно-пористый титан, имеющий на поверхности пористый слой толщиной в один-два диаметра частиц, выдерживает  $320 \cdot 10^6$  циклов нагружения, что сопоставимо с усталостной прочностью компактного-титана марки BT1-0.

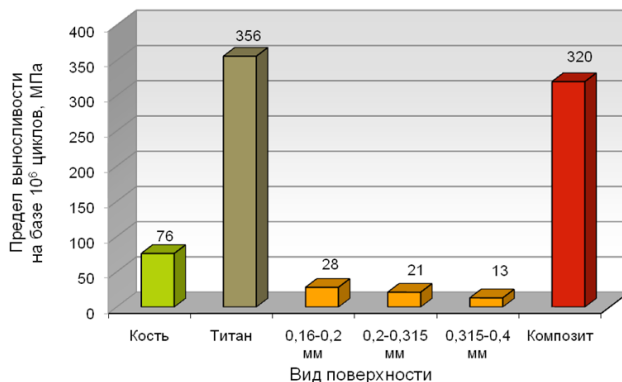


Рис. 6. Результаты сравнительных испытаний на усталостную прочность

Основным показателем для биомеханической оценки прочности связи имплантата с костью (остеоинтеграции) является давление сдвига или усилие на единицу площади поверхности имплантата, которое приводит к отрыву имплантата от кости [21]. Этот показатель равен отношению силы отрыва имплантата от кости к площади его боковой поверхности и определяет выносливость к функциональным нагрузкам, например, к максимальному жевательному усилию. Для оценки величины удельного усилия сдвига проводили эксперименты *in vivo* с одновременным использованием трех образцов из компактного титана с разной структурой поверхности (гладкой,



с накатанным сетчатым рельефом и винтовой) и тремя пористыми образцами из сферического порошка титанового сплава марки ВТ1-00 с размером частиц (0,2...0,16) мм, (0,315...0,2) мм, (0,4...0,315) мм. Определение предела прочности на сдвиг проводили через один, три и шесть месяцев после имплантации. Полученные данные необходимы для прогнозирования максимальной выносливости к функциональной нагрузке имплантатов любого назначения и размера с различной структурой поверхности. Кроме того, указанные эксперименты позволили установить фактические сроки завершения процесса остеоинтеграции. Максимальное давление сдвига для пористого слоя из частиц порошка с размером (0,315–0,4) мм составило 22 МПа, что превосходит значения удельного давления сдвига имплантатов с гладкой поверхностью в 3,9 раза, с рифленой — в 1,8 раза, с резьбовой — в 1,2 раза.

Полученные результаты испытаний позволили рекомендовать разработанный компактно-пористый материал и технологию его получения к широкому использованию в медицине.

### Заключение

На основе разработанной технологии создано оборудование и приспособления для получения внутрикостных имплантатов различной формы и размеров. Применение технологии позволяет получать пористые слои толщиной в один-два диаметра частиц порошка на изделиях размером от 2 мм до 100 мм.

Проведенные технические, санитарно-гигиенические и медицинские испытания показали, что имплантаты из компактно-пористого титана обладают оптимальными с точки зрения биомеханики прочностными и структурными характеристиками, не оказывает общетоксического, раздражающего и аллергенного действия на организм, проявляет высокую степень биосовместимости и остеоинтеграции (рис. 7).

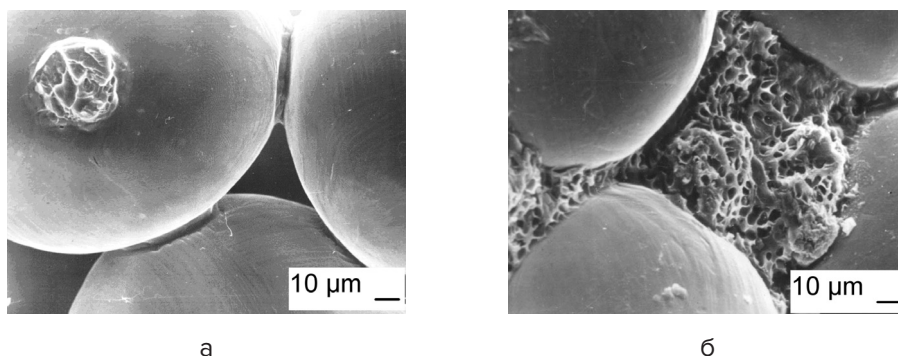


Рис. 7. Структура пористого слоя из сферических частиц титана (а) и остеоинтеграция костной ткани (б)

Разработаны конструкции внутрикостных имплантатов из компактно-пористого титана для применения в стоматологии, челюстно-лицевой хирургии, травматологии (рис. 8) и других областях медицины.



Рис. 8. Изделия медицинского назначения из компактно-пористого титана: дентальные имплантаты (а), пластины для остеосинтеза (б), эндопротезы нижней челюсти (в), и имплантаты для межтелового спондилодеза позвоночника (г)

Опыт использования композиционных компактно-пористых материалов в качестве имплантационных показывают, что внутрикостные имплантаты с пористым слоем из сферического порошка титана обладают высокой биологической стабильностью в организме и могут устанавливаться пожизненно. Результаты двадцатилетних клинических исследований показывают, что за счет большой удельной поверхности при небольших геометрических размерах, высокой механической прочности, хорошей адаптации к структуре кости, биологической совместимости компактно-пористые имплантационные материалы имеют преимущества по сроку службы перед монолитными с модифицированной различными технологиями поверхностью.

Перечисленные выше внутрикостные имплантаты с пористым слоем из сферического порошка титана успешно прошли сертификационные испытания и разрешены к серийному производству и применению в медицинской практике в Беларуси.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Williams D. Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications (eds. Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thompson P.), Springer-Verlag, Berlin and Heidelberg, 2001, pp.13–24.
2. Petty W. Total joint replacement. / Philadelphia: W.B.Sauders Inc., 1991, 814 p.
3. Martin R. B., Paul H. A. Effects of Estrogen Deficiency on the Growth of Tissue into Porous Titanium Implants / J. Of Bone and Joint Surgery, 1988, vol. 70-A(4), pp. 540–547.
4. Story B. J., Wagner W.R. New enhanced coating for dental implants / Sulzer Technical Review, 1998, no. 1, pp. 38–40.
5. Xu Jian, Weng Xiao-Jun, Wang Xu, Huang Jia-Zhang, Zhang Chao, Muhammad Hassan, Ma Xin, Liao Qian-De. Potential Use of Porous Titanium-Niobium Alloy in Orthopedic Implants: Preparation and Experimental Study of Its Biocompatibility In Vitro / Plos one, 2013, vol. 8(11), pp. 1–13.
6. Pilliar R.M., Lee J.M., Maniopoulos C. Observations on the Effect of Movement on Bone Ingrowth into Porous-Surfaced Implants / Clin. Orthop. Rel. Res., 1986, vol. 208, pp. 108–113.
7. Pilliar R.M. Implant Stabilization by Tissue Ingrowth. Proceedings of an International Congress ed D van Steenberghe (Excerpta Medica, Amsterdam), 1986, pp. 60–76.
8. Kramer K. H. Implants for Surgery – A Survey on Metallic Materials / Materials for Medical Engineering (Euromat 99). -Stahl-Verkaufs-AG, Dubendorf, Switzerland, 1999, vol.2, pp. 9–29.
9. Модификация поверхности титановых имплантатов и ее влияние на их физико-химические и биомеханические параметры в биологических средах / В. В. Савич [и др.]; под науч.ред. В. В. Савича. — Минск: Беларус. навука, 2012. — 244 с.
10. Билич, Г.Л. Костная система человека / Г.Л. Билич, В.А. Крыжановский, Е.Ю. Зигалова. — М: Эсмо, 2013. —192 с.
11. Yamanda H., Kriger R.E. Strength of biological materials. / New York, 1973, 342 p.
12. Хенч, Л. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей / Л. Хенч, Д. Джонс. — М.: Техносфера, 2007. — 304 с.
13. Story B. J., Wagner W. R. New enhanced coating for dental implants / Sulzer Technical Review, 1998, no. 1, pp. 38–40.
14. Kienapfel H., Sprey C., Wilke A., Griss R. Implant Fixation by Bone Ingrowth / Journal of Arthroplasty, 1999, vol. 14, no. 3, pp. 355–368.
15. Green J. R., Nemzek Jean A., Arnoczky Steven P., Johnson Lanny L., Balas Mark S. The Effect of Bone Compaction on Early Fixation of Porous-Coated Implants / Journal of Arthroplasty, 1999, vol.14, no. 11, pp. 91–97.
16. Simmons G., Meguit S., Pillar R. Differences in osseointegration rate due to implant surface geometry can be explained by local tissue strains / Journal of Ortopaedic Research, 2001, vol. 19, pp. 187–194.

17. Ryan G., Pandit A., Apatsidis D. P. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications / *Biomaterials*, 2006, vol. 27, pp. 2651–2670.
18. Minko D., Belyavin K. A porous materials production with an electric discharge sintering / *Int J of Refractory Met and Hard Mat*, 2016, vol. 59, pp. 67–77.
19. Glazunov S. G., Govorov V. G. Apparatus VGU-2 for producing spherical powders (granules) of reactive metals and their alloys / *Powder Metallurgy and Metal Ceramics*, 1976, vol. 9, pp. 84–90.
20. Belyavin K.E., Minko D. V., Reshetnikov N. V. A New Technology of Hardening Porous Materials of Titan Powders Powder Metallurgy / *World Congress (BEXCO, Busan, Korea)*, 2006, vol. 2, pp. 1012–1013.
21. Исследование биомеханических свойств пористых материалов из порошка титанового сплава ВТ1-00, используемых в стоматологической хирургии / К. Е. Белявин [и др.]; Порошковая металлургия. Республиканский межведомственный сборник научных трудов. — Минск: Навука і тэхніка, 1995, Вып.17. — С.77–79.

## REFERENCES

1. Williams D. Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications (eds. Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thompson P.), Springer-Verlag, Berlin and Heidelberg, 2001, pp.13–24.
2. Petty W. Total joint replacement. / Philadelphia: W.B.Sauders Inc., 1991, 814 p.
3. Martin R. B., Paul H. A. Effects of Estrogen Deficiency on the Growth of Tissue into Porous Titanium Implants / *J. Of Bone and Joint Surgery*, 1988, vol. 70-A(4), pp. 540–547.
4. Story B. J., Wagner W.R. New enhanced coating for dental implants / *Sulzer Technical Review*, 1998, no. 1, pp. 38–40.
5. Xu Jian, Weng Xiao-Jun, Wang Xu, Huang Jia-Zhang, Zhang Chao, Muhammad Hassan, Ma Xin, Liao Qian-De. Potential Use of Porous Titanium-Niobium Alloy in Orthopedic Implants: Preparation and Experimental Study of Its Biocompatibility In Vitro / *Plos one*, 2013, vol. 8(11), pp. 1–13.
6. Pilliar R.M., Lee J.M., Maniopoulos C. Observations on the Effect of Movement on Bone Ingrowth into Porous-Surfaced Implants / *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1986, vol. 208, pp. 108–113.
7. Pilliar R.M. Implant Stabilization by Tissue Ingrowth. Proceedings of an International Congress ed D van Steenberghe (Excerpta Medica, Amsterdam), 1986, pp. 60–76.
8. Kramer K. H. Implants for Surgery – A Survey on Metallic Materials / *Materials for Medical Engineering (Euromat 99)*. -Stahl-Verkaufs-AG, Dubendorf, Switzerland, 1999, vol.2, pp. 9–29.
9. Savich V. V., Saroka D. I., Kiselev M. G., Makarenko M. V. Modifikaciya poverhnosti titanovyh implantatov i ee vliyanie na ih fiziko-himicheskie i biomekhanicheskie parametry v biologicheskikh sredah [Modification of the surface of titanium implants and its effect on their physicochemical and biomechanical parameters in biological media]. Belarus, Minsk, navuka, 2012, 244 p. (in Russian).
10. Bilich G. L., Krzhizhanovsky V. A., Zigalova E. J. Kostnaya sistema cheloveka [The human bone system]. Moscow, Esmo, 2013, 192 p. (in Russian).
11. Yamanda H., Kriger R.E. Strength of biological materials. / New York, 1973, 342 p.
12. Hench L., Jons D. Biomaterialy, iskusstvennyye organy i inzhiniring tkanej [Biomaterials, artificial organs and engineering of tissues]. Moscow, Technosfera, 2007, 304 p. (in Russian).
13. Story B. J., Wagner W. R. New enhanced coating for dental implants / *Sulzer Technical Review*, 1998, no. 1, pp. 38–40.
14. Kienapfel H., Sprey C., Wilke A., Griss R. Implant Fixation by Bone Ingrowth / *Journal of Arthroplasty*, 1999, vol. 14, no. 3, pp. 355–368.

15. Green J. R., Nemzek Jean A., Arnoczky Steven P., Johnson Lanny L., Balas Mark S. The Effect of Bone Compaction on Early Fixation of Porous-Coated Implants / *Journal of Arthroplasty*, 1999, vol.14, no. 11, pp. 91–97.
16. Simmons G., Meguit S., Pillar R. Differences in osseointegration rate due to implant surface geometry can be explained by local tissue strains / *Journal of Ortopaedic Research*, 2001, vol. 19, pp. 187–194.
17. Ryan G., Pandit A., Apatsidis D. P. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications / *Biomaterials*, 2006, vol. 27, pp. 2651–2670.
18. Minko D., Belyavin K. A porous materials production with an electric discharge sintering / *Int J of Refractory Met and Hard Mat*, 2016, vol. 59, pp. 67–77.
19. Glazunov S. G., Govorov V. G. Apparatus VGU-2 for producing spherical powders (granules) of reactive metals and their alloys / *Powder Metallurgy and Metal Ceramics*, 1976, vol. 9, pp. 84–90.
20. Belyavin K.E., Minko D. V., Reshetnikov N. V. A New Technology of Hardening Porous Materials of Titan Powders Powder Metallurgy / *World Congress (BEXCO, Busan, Korea)*, 2006, vol. 2, pp. 1012–1013.
21. Belyavin K. E., Dudko A. S., Maximenko L. L., Minko D. V. Issledovanie biomekhanicheskikh svojstv poristykh materialov iz poroshka titanovogo splava VT1-00, ispol'zuemykh v stomatologicheskoy hirurgii [Investigation of the biomechanical properties of porous materials from the powder of the titanium alloy VT1-00 used in dental surgery]. *Powder Metallurgy. Republican interdepartmental collection of scientific papers, minsk, Navuka i tehnika*, 1995, vol. 17, pp. 77–79. (in Russian).

Статья поступила в редакцию 27.04.17