
ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ И ПРИКЛАДНАЯ МЕХАНИКА

THEORETICAL AND PRACTICAL MECHANICS

УДК 616.728:51

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОКОМПОЗИТА КОСТЬ – ТИТАН НА ОСНОВАНИИ ДАННЫХ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ И КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

А. В. НИКИТИН¹⁾

¹⁾Белорусский государственный университет, пр. Независимости, 4, 220030, г. Минск, Беларусь

Целью исследований является изучение эффекта врастания костной ткани в свободные поры имплантата и определение механических свойств образованного биокompозита. Описывается построение конечно-элементной модели на основании данных компьютерной томографии, что дает возможность изучить взаимодействие металлической структуры и кости под влиянием сжимающей нагрузки. Результаты моделирования сравниваются с итогами натурного эксперимента по сжатию образцов пористого титана. Метод конечно-элементного моделирования, основанный на данных компьютерной томографии, позволил получить кривую зависимости деформации от напряжения для биокompозита кость – титан. Доказано, что модуль упругости металлического образца увеличивается на 29 % после заполнения свободных пор костной тканью, а условный предел текучести биокompозита кость – титан возрастает в 2 раза.

Ключевые слова: конечно-элементный анализ; остеointеграция; компьютерная томография; пористая структура.

Образец цитирования:

Никитин АВ. Определение механических характеристик биокompозита кость – титан на основании данных компьютерной томографии и конечно-элементного моделирования. *Журнал Белорусского государственного университета. Математика. Информатика.* 2020;2:79–85.
<https://doi.org/10.33581/2520-6508-2020-2-79-85>

For citation:

Nikitsin AV. Estimation of the mechanical properties for bone – titanium biocomposite based on computed tomography data and finite element modeling. *Journal of the Belarusian State University. Mathematics and Informatics.* 2020;2:79–85. Russian.
<https://doi.org/10.33581/2520-6508-2020-2-79-85>

Автор:

Андрей Викторович Никитин – старший преподаватель кафедры био- и наномеханики механико-математического факультета.

Author:

Andrei V. Nikitsin, senior lecturer at the department of bio- and nanomechanics, faculty of mechanics and mathematics.
andy.nik@tut.by



ESTIMATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES FOR BONE – TITANIUM BIOCOMPOSITE BASED ON COMPUTED TOMOGRAPHY DATA AND FINITE ELEMENT MODELING

A. V. NIKITSIN^a

^aBelarusian State University, 4 Niezaliežnasci Avenue, Minsk 220030, Belarus

The goal of this work is to study the effect of bone ingrowth into open pores of the implant and estimate of the mechanical characteristics for obtained biocomposite. Reconstruction of the isotropic model based on data acquired from computed tomography allows us to study the metallic and bone components integration under compressive load. Results are compared to performed mechanical tests of the porous specimen. The finite element modeling allows obtaining a stress-strain curve for the bone – titanium biocomposite. Young's modulus of the metallic specimen is increased by 29 % after pores is filled with bone tissues. The conditional yield strength of the bone – titanium biocomposite is 2 times higher than that of porous open-pore titanium.

Keywords: finite element analysis; osteointegration; computed tomography; porous structure.

Введение

Трехмерные структуры на основе титана со взаимосвязанными порами являются наиболее распространенными элементами, используемыми в ортопедии для частичного замещения схожей по архитектуре и механическим свойствам губчатой кости [1]. Их применение в эндопротезах бесцементной фиксации позволяет достичь стабильного контакта между костной тканью и имплантатом, обеспечивая биосовместимость и высокий процент выживаемости протеза [2; 3]. Твердость таких структур прямо пропорциональна их плотности, что делает возможным изменение прочностных характеристик и модуля упругости в соответствии с физическими свойствами кости за счет изменения пористости материала [4]. Равномерное распределение нагрузки, передаваемой от остеоинтегрированного имплантата к костной ткани по всей области врастания, позволяет снизить отрицательное воздействие на кость эффекта экранирования напряжений – одной из главных причин асептического расшатывания и потери эндопротеза [5; 6]. Прорастанию костной ткани в толщу металлической структуры способствует высокая пористость материала [7; 8].

Наиболее часто используемые подходы, встречающиеся в научной литературе, можно разделить на три основные группы: 1) рассмотрение пористой структуры как единого объема, обладающего особыми характеристиками композитного материала; 2) описание ячеек пористой структуры с помощью теории балок, имеющих определенную толщину стенок; 3) прямое моделирование внутренней архитектуры методом конечных элементов с использованием данных компьютерной томографии (КТ). Последняя модель является более информативной относительно первых двух идеализированных моделей, поскольку в большей степени соответствует микроструктуре исследуемого материала, выделяя области концентрации напряжений [9–11]. Однако для непосредственного применения к структурам большого объема такой подход слишком трудоемок и поэтому требует комбинирования с другими методами. Цель данных исследований – изучение механизма деформации пористого титана на примере отдельного сегмента вставки эндопротеза бесцементной фиксации, а также определение механических характеристик образованного биокompозита кость – титан как изотропного материала.

Методика исследования

В описанных исследованиях использовали ножку эндопротеза бесцементной фиксации со вставками из пористого титана производства ЗАО «Алтимед» (Минск, Беларусь). Вставки имеют трапециевидную форму и общие размеры 35 × 20 мм при толщине около 4 мм. Их вырезали из эндопротеза после завершения процесса остеогенеза, в результате которого поры были заполнены костной тканью. Перед проведением механических испытаний образцы подвергали дополнительной обработке для придания им правильной формы и выравнивания поверхностей, перпендикулярных направлению сжимающей нагрузки. В итоге образцы для механических испытаний на сжатие представляли собой параллелепипед размерами 33,5 × 14,0 × 4,0 мм. Тестирование производили на машине Instron 5567 (Институт механики металлополимерных систем имени В. А. Белого Национальной академии наук Беларуси, Гомель, Беларусь) со скоростью 10 мм/мин при комнатной температуре, считая первоначальной высоту образца 14 мм.

В результате механических испытаний была получена типичная диаграмма сжатия образца пористого материала в координатах нагрузка – смещение [2]. На графике наблюдался прямолинейный участок, соответствующий упругой деформации, после которого следовала слабоизогнутая кривая с меньшим углом наклона, отображающая пластическую деформацию и описывающая спрессовывание образцов за счет внутреннего схлопывания пор. Испытания заканчивали, когда величина деформации превышала 1/3 от первоначальной высоты образца.

Для создания трехмерной модели пористой структуры использовался аппарат КТ Siemens Somatom Sensation 64 (Siemens, Эрланген, Германия). Помещенный в рабочую область томографа титановый образец подвергался рентгеновскому излучению вращающегося на 360° эмиттера с поступательным шагом 0,4 мм. Полученные таким образом рентгенограммы были обработаны с помощью специального программного обеспечения, которое в результате сгенерировало серию аксиальных срезов исследуемой пористой структуры. В дальнейшем эти данные использовались для построения конечно-элементной модели, геометрия которой соответствует морфологии пористой структуры исследуемой титановой вставки [2].

Следующим шагом в моделировании остеоинтегрированного пористого титана являлось создание сетки конечных элементов в объеме отдельного сегмента размерами $3,0 \times 3,0 \times 4,5$ мм. Биоккомпозит был разделен на 284 955 и 179 098 десятиузловых тетраэдров (C3D10) для металлической и костной составляющих соответственно. Для данных исследований созданы две конечно-элементные модели: первая описывает реакцию на сжатие титанового образца с открытыми порами, а вторая дополнительно включает в себя материал, имитирующий костную ткань и заполняющий все поры. Граничные условия, примененные к этим двум моделям, были идентичны. Узлы модели пористого титана, принадлежащие нижней плоскости, жестко фиксировались (*encastre*), в то время как узлы противоположной грани одноосно смещались относительно оси x на 0,27 мм (6 % от общей высоты образца) с постоянным шагом 0,025 мм, создавая усилие сжатия (рис. 1).

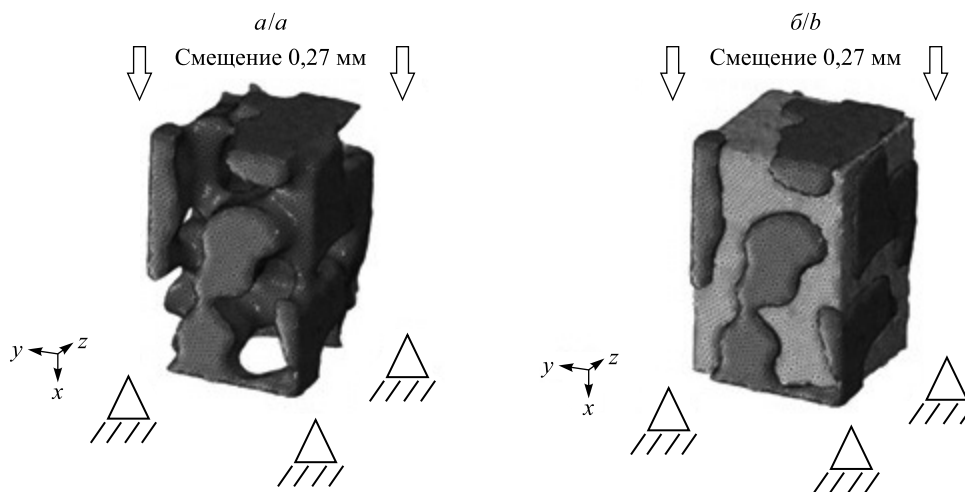


Рис. 1. Схема конечно-элементного моделирования механических испытаний на сжатие исследуемых образцов:
а – пористый титан; б – биоккомпозит кость – титан

Fig. 1. Load and boundary condition finite element (FE) simulation of mechanical compressive test of investigated specimens:
а – porous titanium; б – bone – titanium biocomposite

История нагружения была разбита на 20 отдельных шагов с помощью максимального временного приращения 0,05 (*time increment*). Это позволило для 20 точек произвести расчет, в котором начальными условиями для каждого шага являлось состояние модели в конце предыдущего шага. Контакт между титаном и костной тканью моделировался как связанное ограничение (*tie constraint*), исключающее смещение узлов взаимодействующих сеток. Для моделирования упругопластических характеристик титана в качестве входных данных использовались значение модуля упругости (112 ГПа) и коэффициент Пуассона (0,34), а также кривая зависимости деформации от напряжения [2]. Значение модуля упругости костной ткани составило 17 ГПа с коэффициентом Пуассона 0,3 [3]. Расчеты двух моделей методом конечных элементов проводились с помощью пакета для моделирования *Abaqus 6.12 Student Edition*.

Результаты исследований

Выходные данные конечно-элементного анализа использовались для построения кривой зависимости смещения от нагрузки, аналогичной диаграмме, которая была получена в результате механических испытаний на сжатие образцов пористого титана. Программное обеспечение для конечно-элементного моделирования позволяет считывать силу реакции всех фиксированных узлов нижней грани модели, а также пошаговое перемещение узлов верхней грани. Величина нагрузки определялась как суммарное значение для всех узлов, принадлежащих плоскости основания. Совмещение данных двух изменяющихся величин в единой системе координат используется для создания зависимости смещения от нагрузки (рис. 2).

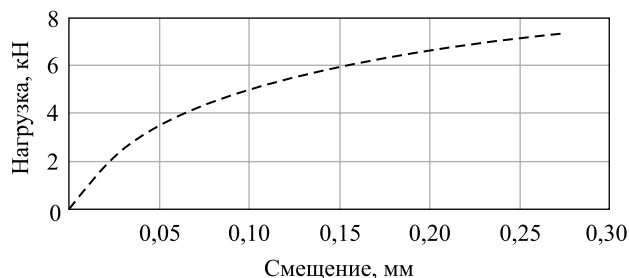


Рис. 2. Кривая зависимости смещения биокompозита от нагрузки при конечно-элементном моделировании испытаний на сжатие

Fig. 2. Stress-displacement curves in FEA

Для определения предела текучести двух исследуемых материалов на основании расчетов методом конечных элементов были построены диаграммы напряжений. Координатные оси графиков представлены относительной деформацией образца высотой 4,5 мм и напряжением, равным отношению силы сжатия к площади зафиксированных узлов нижней грани 4,7 мм². Поскольку на диаграммах сложно выделить площадку текучести материала, был найден условный предел текучести. Этот параметр отображает величину напряжений, при которых относительные остаточные деформации равны 0,2 % [12]. Для пористого титана условный предел текучести составил около 387 МПа. Заполнение свободных пор костной тканью в результате завершённого процесса остеогенеза позволило увеличить значение данного параметра до 732 МПа.

Для приближённого определения модуля упругости двух материалов по диаграммам напряжений были использованы последние точки начальных прямолинейных участков диаграмм. Для кривой пористого титана это была вторая точка с координатами (0,56; 288,29), а для биокompозита – третья с координатами (1,11; 746,97). Модули упругости, рассчитанные как отношение напряжений и относительных деформаций, составили 0,51 и 0,67 ГПа соответственно. Значения характеристик отличаются на 31 %, что сопоставимо с данными механических испытаний на сжатие, когда различие между двумя материалами составляло 25 % (пористый титан – 1,06 ГПа, биокompозит – 1,33 ГПа). Несмотря на то что модули упругости, рассчитанные математически, меньше экспериментальных значений характеристик, сравнительный анализ подтверждает приемлемость конечно-элементного моделирования. Вертикальное расположение перемычек способствовало возникновению напряжений сжатия, в то время как горизонтальные перемычки в большей степени испытывали напряжения растяжения.

Сходимость результатов

Для оценки сходимости результатов, полученных при конечно-элементном моделировании механических испытаний на сжатие биокompозита пористый титан – костная ткань, были построены два дополнительных биокompозитных образца высотой 4,0 и 3,5 мм (рис. 3). Первая конечно-элементная модель состояла из 452 565 элементов, относящихся к пористому титану, и 223 909 элементов, относящихся к костной ткани. Второй образец высотой 3,5 мм имел сетки конечных элементов с 226 479 и 198 106 тетраэдрами для металлической и костной составляющих соответственно. Несмотря на усечение трехмерных моделей, пористость, определяемая как отношение массы титана к общему объёму, оставалась практически одинаковой. Геометрические характеристики титановой составляющей для каждой модели представлены в таблице.

Аналогично первоначальной модели граничные условия для двух дополнительных моделей были определены через фиксацию узлов сетки опорной грани пористого титана по всем степеням свободы. Условия нагруженности задавались как смещение узлов верхней грани на расстояние, равное 6 % от высоты образцов. Для моделей высотой 4,0 мм величина смещения составила 0,24 мм, а для моделей высотой 3,5 мм достигала 0,21 мм.

Физико-геометрические характеристики титановой составляющей
конечно-элементных моделей биокompозита кость – титан
Physical and geometric characteristics of the titanium component
of FE-models of the bone – titanium biocomposite

Высота, мм	Объем, мм ³	Масса, г	Пористость, %
4,5	24,10	0,109	40
4,0	21,44	0,097	40
3,5	19,14	0,087	39

В результате математических расчетов были получены данные для построения трех диаграмм зависимости относительной деформации от напряжений, возникающих в узлах нижней грани модели пористого титана под воздействием силы сжатия (рис. 4). Три кривые, принадлежащие образцам различной высоты, имеют схожую форму и практически совпадают на начальном и конечном прямолинейных участках.

Если для усеченных образцов высотой 3,5 и 4,0 мм диаграммы сжатия практически совпадали с небольшим отклонением друг от друга в области фазы уплотнения материала, то кривая зависимости деформации от напряжения для первоначального образца высотой 4,5 мм имела заметное отклонение на участке пластических деформаций. Несмотря на практически одинаковую пористость титана для трех моделей, условный предел текучести, рассчитанный для модели большей высоты, равнялся 720 МПа, а для двух других образцов составил 878 МПа. Поскольку пористость исследуемых образцов была почти одинаковой, то можно предположить, что различие прочностных свойств в рассчитанных моделях является следствием геометрической особенности распределения узлов верхних граней, к которым были применены условия нагруженности (рис. 5).

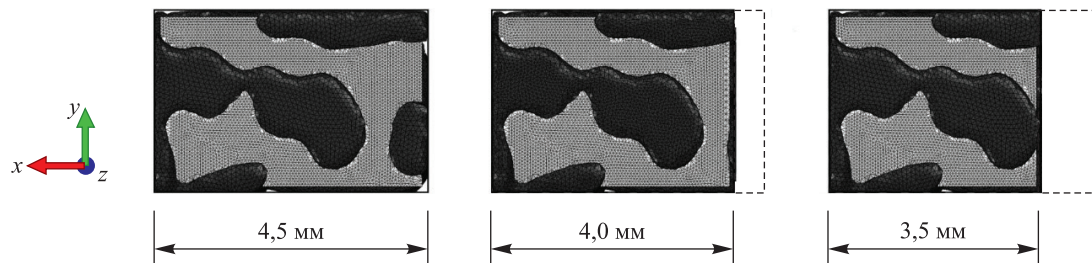


Рис. 3. Конечно-элементные модели биокompозита кость – титан различной высоты.
Черный цвет – пористый титан, белый цвет – кость

Fig. 3. FE-models of the bone – titanium biocomposite of different heights.
Black color – porous titanium, white color – bone

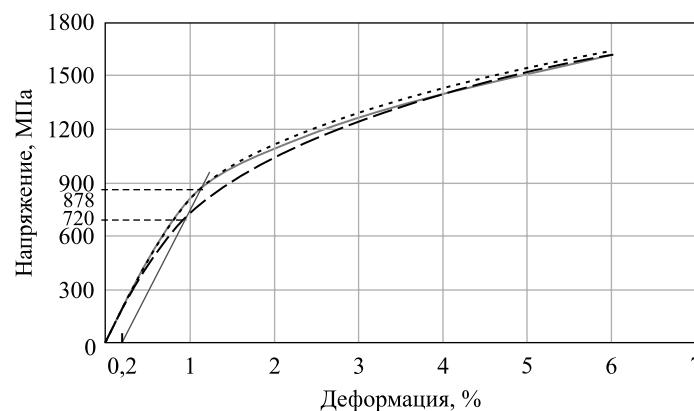


Рис. 4. Кривые зависимости деформации от напряжения для трех образцов биокompозита различной высоты:
пунктирная линия – 4,5 мм; сплошная линия – 4,0 мм; точечная линия – 3,5 мм

Fig. 4. Stress-strain curves for three specimens of different heights:
dash line – 4.5 mm; continuous line – 4.0 mm; points – 3.5 mm

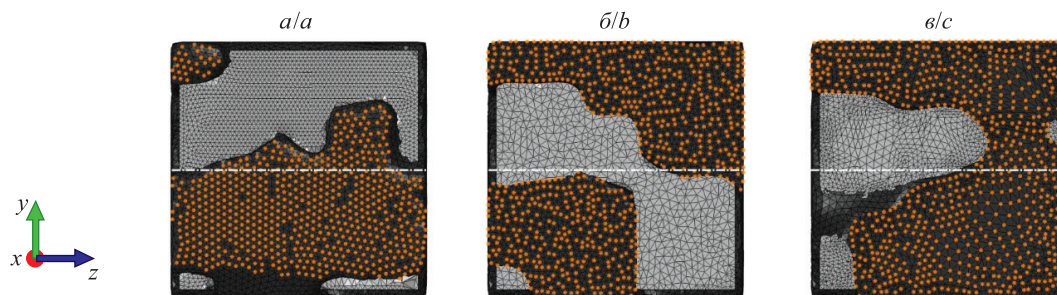


Рис. 5. Смещенные узлы сетки конечных элементов металлической составляющей трех образцов биокompозита кость – титан различной высоты (вид сверху): *a* – 4,5 мм; *b* – 4,0 мм; *c* – 3,5 мм

Fig. 5. Nodal displacement of the titanium porous structure of three specimens of different heights (top view): *a* – 4.5 mm; *b* – 4.0 mm; *c* – 3.5 mm

К образцу высотой 4,5 мм усилие сжатия прилагалось с одной стороны в большей степени, чем с другой, относительно центральной горизонтальной плоскости (обозначена на рис. 5 белой пунктирной линией). В процентном соотношении нагрузка на верхнюю плоскость распределялась как 22 и 78 % от общего числа смещенных узлов. В двух других случаях усилие сжатия было практически равномерным с обеих сторон с небольшим отклонением: 55 и 45 % – для образца высотой 4,0 мм, 52 и 48 % – для образца высотой 3,5 мм. Такое улучшение условий нагруженности при определении входных данных для конечно-элементного моделирования механических испытаний на сжатие образцов биокompозита кость – титан, возможно, является причиной увеличения значений условного предела текучести с 720 до 878 МПа. Поскольку неравномерность распределения смещенных узлов наблюдается в модели только относительно горизонтальной плоскости (относительно вертикальной плоскости узлы расположены более равномерно), то для дальнейших расчетов было использовано среднее арифметическое значение данного параметра (825 МПа).

Выводы

В описанных выше исследованиях была продемонстрирована методика построения изотропной микроКТ-модели в целях изучения эффекта врастания костной ткани в свободные поры материала имплантата и его влияния на механические свойства пористого титана, применяемого в бесцементном эндопротезировании. Поверхностное взаимодействие металлической структуры и кости в условиях сжимающей нагрузки изучалось посредством механических испытаний и конечно-элементного моделирования. Предложенная методика конечно-элементного моделирования, основанная на данных КТ, позволила получить кривую зависимости деформации от напряжения биокompозита кость – титан. Описание титанового материала как упругопластического делает расчеты напряженно-деформированного состояния наиболее точными, так как учитывает пластические деформации на микроуровне.

Диаграммы напряжений, построенные на основании данных математических расчетов, доказали улучшение прочностных свойств пористого титана за счет материала, имитирующего костную ткань. Модуль упругости металлического образца увеличился на 29 % после заполнения свободных пор костью и составил 67,3 ГПа при начальном значении 51,9 ГПа. Анализ кривых зависимости деформации от напряжения показал увеличение условного предела текучести биокompозита в 2 раза – с 387 до 825 МПа. За счет разбиения истории нагружения на 20 шагов получены значения 20 точек кривой зависимости деформации от напряжения, описывающие пластические свойства биокompозита пористый титан – костная ткань.

В заключение отметим, что в работе [13] были выполнены механические испытания тонкой пористой титановой пластинки с проросшей костной тканью. Однако значительные различия в форме, размерах и пористости образцов, подвергнутых эксперименту и конечно-элементному моделированию, не позволяют количественно сравнить эффективные модули упругости и предел текучести исследованных образцов.

Дальнейшие исследования будут направлены на изучение напряжений, возникающих в бедренной кости при имплантации бесцементного эндопротеза, и механизма передачи усилий от имплантата к костной ткани посредством сформировавшегося биокompозита.

Библиографические ссылки

1. Tozzi G, Zhang Q-H, Lupton C, Tong J, Guillen T, Ohrndorf A, et al. Characterisation of a metallic foam – cement composite under selected loading conditions. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*. 2013;24(11):2509–2518. DOI: 10.1007/s10856-013-5000-8.

2. Никитин АВ. Конечно-элементный анализ эффекта врастания костных тканей в процессе остеоинтеграции бесцементного эндопротеза. *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика.* 2013;13(4-1):90–96.
3. Никитин АВ, Михасев ГИ, Маслов АП. Конечно-элементный анализ влияния области врастания на стабильность эндопротеза тазобедренного сустава. *Механика машин, механизмов и материалов.* 2012;1:86–89.
4. Li H, Oppenheimer SM, Stupp SI, Dunand DC, Brinson LC. Effects of pore morphology and bone ingrowth on mechanical properties of microporous titanium as an orthopaedic implant material. *Materials Transactions.* 2004;45(4):1124–1131. DOI: 10.2320/matertrans.45.1124.
5. Маслов АП, Рущкий АВ, Никитин АВ. Переломы бедренного компонента эндопротезов тазобедренного сустава системы SLPS. *Медицина.* 2013;1:7–13.
6. Esen Z, Tarhan Bor E, Bor S. Characterization of loose powder sintered porous titanium and Ti6Al4V alloy. *Turkish Journal of Engineering and Environmental Sciences.* 2009;33(3):207–219. DOI: 10.3906/muh-0906-41.
7. Thelen S, Barthelat F, Brinson LC. Mechanics considerations for microporous titanium as an orthopedic implant material. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A.* 2004;69A(4):601–610. DOI: 10.1002/jbm.a.20100.
8. de Vasconcellos L-M-R, Leite D-de O, Nascimento F-O, de Vasconcellos L-G-O, Graça M-L-de A, Carvalho Y-R, et al. Porous titanium for biomedical applications: an experimental study on rabbits. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugía Bucal.* 2010;15(2):407–412.
9. Singh R, Lee PD, Lindley TC, Kohlhauser C, Hellmich C, Bram M, et al. Characterization of the deformation behavior of intermediate porosity interconnected Ti foams using micro-computed tomography and direct finite element modeling. *Acta Biomaterialia.* 2010;6(6):2342–2351. DOI: 10.1016/j.actbio.2009.11.032.
10. Michailidis N, Stergioudi F, Omar H, Papadopoulos D, Tsipas DN. Experimental and FEM analysis of the material response of porous metals imposed to mechanical loading. *Colloids and Surfaces A. Physicochemical and Engineering Aspects.* 2011;382(1–3):124–131. DOI: 10.1016/j.colsurfa.2010.12.017.
11. Michailidis N, Stergioudi F, Omar H, Tsipas DN. Investigation of the mechanical behavior of open-cell Ni foams by experimental and FEM procedures. *Advanced Engineering Materials.* 2008;10(12):1122–1126. DOI: 10.1002/adem.200800152.
12. Жуковец ИИ. *Механические испытания металлов.* 2-е издание, переработанное и дополненное. Москва: Высшая школа; 1986. 199 с. (Профтехобразование).
13. Никитин АВ, Шилько СВ. Оценка влияния остеогенеза на механические свойства пористого титана при сжатии. В: *Теоретическая и прикладная механика. Выпуск 28.* Минск: БНТУ; 2013. с. 127–129.

References

1. Tozzi G, Zhang Q-H, Lupton C, Tong J, Guillen T, Ohrndorf A, et al. Characterisation of a metallic foam – cement composite under selected loading conditions. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine.* 2013;24(11):2509–2518. DOI: 10.1007/s10856-013-5000-8.
2. Nikitsin AV. Biomechanical assessment of the bone ingrowth effect during cementless endoprosthesis osteointegration. *Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Mathematics. Mechanics. Informatics.* 2013;13(4-1):90–96. Russian.
3. Nikitsin AV, Mikhasev GI, Maslov AP. Finite element analysis of the porous coating in hip-joint prosthesis. *Mechanics of Machines, Mechanisms and Materials.* 2012;1:86–89. Russian.
4. Li H, Oppenheimer SM, Stupp SI, Dunand DC, Brinson LC. Effects of pore morphology and bone ingrowth on mechanical properties of microporous titanium as an orthopaedic implant material. *Materials Transactions.* 2004;45(4):1124–1131. DOI: 10.2320/matertrans.45.1124.
5. Maslov AP, Rutsikii AV, Nikitin AV. [Periprosthetic fracture of the stem in cementless hip-joint replacement system SLPS]. *Meditsina.* 2013;1:7–13. Russian.
6. Esen Z, Tarhan Bor E, Bor S. Characterization of loose powder sintered porous titanium and Ti6Al4V alloy. *Turkish Journal of Engineering and Environmental Sciences.* 2009;33(3):207–219. DOI: 10.3906/muh-0906-41.
7. Thelen S, Barthelat F, Brinson LC. Mechanics considerations for microporous titanium as an orthopedic implant material. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A.* 2004;69A(4):601–610. DOI: 10.1002/jbm.a.20100.
8. de Vasconcellos L-M-R, Leite D-de O, Nascimento F-O, de Vasconcellos L-G-O, Graça M-L-de A, Carvalho Y-R, et al. Porous titanium for biomedical applications: an experimental study on rabbits. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugía Bucal.* 2010;15(2):407–412.
9. Singh R, Lee PD, Lindley TC, Kohlhauser C, Hellmich C, Bram M, et al. Characterization of the deformation behavior of intermediate porosity interconnected Ti foams using micro-computed tomography and direct finite element modeling. *Acta Biomaterialia.* 2010;6(6):2342–2351. DOI: 10.1016/j.actbio.2009.11.032.
10. Michailidis N, Stergioudi F, Omar H, Papadopoulos D, Tsipas DN. Experimental and FEM analysis of the material response of porous metals imposed to mechanical loading. *Colloids and Surfaces A. Physicochemical and Engineering Aspects.* 2011;382(1–3):124–131. DOI: 10.1016/j.colsurfa.2010.12.017.
11. Michailidis N, Stergioudi F, Omar H, Tsipas DN. Investigation of the mechanical behavior of open-cell Ni foams by experimental and FEM procedures. *Advanced Engineering Materials.* 2008;10(12):1122–1126. DOI: 10.1002/adem.200800152.
12. Zhukovets II. *Mekhanicheskie ispytaniya metallov* [Mechanical testing of metals]. 2nd edition, revised and expanded. Moscow: Vysshaya shkola; 1986. 199 p. (Proftekhobrazovanie). Russian.
13. Nikitin AV, Shilko SV. Improvement of functional characteristics of endoprostheses. In: *Theoretical and applied mechanics. Issue 28.* Minsk: Belarusian National Technical University; 2013. p. 127–129. Russian.