



УДК 616.728:51

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ЭФФЕКТА ВРАСТАНИЯ КОСТНЫХ ТКАНЕЙ В ПРОЦЕССЕ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ БЕСЦЕМЕНТНОГО ЭНДОПРОТЕЗА

А. В. Никитин

Аспирант кафедры био- и наномеханики, Белорусский государственный университет, Минск, andy.nik@tut.by

Конечно-элементная модель пористого титана, используемого в качестве вставок эндопротеза бесцементной фиксации, реконструирована с помощью метода компьютерной томографии. Напряженно-деформируемое состояние рассчитано для модели с открытыми порами и композита кость/титан. Результаты исследований объясняют механизм разрушения пористой структуры и положительное влияние эффекта остеоинтеграции на прочностные характеристики. Численные расчеты подтверждаются экспериментальными данными тестирования пористых образцов на сжатие. Показано что кинетика деформационно-прочностных свойств пористого титана в процессе остеогенеза является актуальной областью биомеханических исследований.

Ключевые слова: конечно-элементный анализ, напряженно-деформированное состояние, остеоинтеграция, компьютерная томография.

ВВЕДЕНИЕ

Пористые структуры на основе титана сохраняют превосходные механические и биологические свойства присущие титану или его сплавам, а также обладают большим потенциалом применения этих структур в различных областях стоматологии и ортопедии для замещения костных тканей пористыми имплантатами [1]. Благодаря высокой статической и усталостной прочности, низкому модулю упругости, легкому весу и превосходной биосовместимости пористый титан становится наиболее используемым материалом, который позволяет достичь стабильного контакта между костной тканью и имплантатом [2]. 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. В свою очередь, открытые поры материала обеспечивают благоприятные условия для остеоинтеграции имплантата. Наличие взаимосвязанных пор в объеме пористого титана позволяет кровеносным сосудам образовать остеогенную ткань в толще материала и в последующем формирует костную ткань. Вращение полноценной кости в объемную пористую структуру имплантата обеспечивает не только прочную связь протеза с костной тканью, но и создает биомеханическую систему передачи напряжений, возникающих под воздействием внешних нагрузок, от имплантата к кости. Присутствие пористого титана в конструкции эндопротеза как передающей напряжения среды между костью и имплантатом позволяет снизить эффект «экранирования напряжений», достигая стабильной фиксации и длительного срока эксплуатации имплантата [3–5]. Чтобы обеспечить достаточное пространство для закрепления и распространения костных тканей, а также транспортировки жидкостей организма, структура должна обладать высокой пористостью [5, 6]. Исследования показывают, что оптимальный размер пор, необходимый для прочной фиксации имплантата, пока остается не определенным, но для оптимального вращающегося минерализованной кости требуется размер пор от 100 до 500 мкм [7].

Под воздействием внешних нагрузок решетчатая морфология пористого титана является причиной образования концентраторов напряжений в отдельных его областях, что ухудшает прочностные характеристики имплантата в целом и, как следствие, ограничивает применение пористых структур. Степень пористости материала, распределение и ориентация пор оказывают существенное влияние на механические и биологические свойства имплантата. Поскольку внутреннее строение пористой структуры определяет место возникновения концентраторов напряжений, возможность изучения морфологии пор на микроуровне, является необходимым для понимания и прогнозирования реакции материала на механические нагрузки, а также позволяет оптимизировать внутреннюю структуру для лучшего вращающегося костных тканей. Существующие аналитические модели способны предсказывать



общее поведение материала при довольно идеализированных условиях. В отличие от этого, конечно-элементное (КЭ) моделирование позволяет обеспечить наиболее полное соответствие микроструктуры исследуемого материала и математической модели.

Компьютерная томография с недавнего времени доказала свою эффективность в качестве действенного инструмента, позволяющего определить характеристики внутренней микроструктуры пористых материалов и изучить их сложную архитектуру неинвазивным и неразрушающим способом. С помощью данного метода осуществляется реконструкция трехмерного изображения микроструктуры исследуемого материала и изучение его прочностных характеристик методом конечных элементов [8]. Несмотря на сложности, связанные с триангуляцией поверхности и созданием правильной сетки конечных элементов, прямое моделирование пористой структуры вызывает все больший интерес у исследователей, так как сохраняет полную информацию о реальной морфологии имплантата и помогает выявлять наиболее слабые участки решетчатой структуры с целью усовершенствования конструкции. Результаты исследований, проведенных различными авторами, показывают, что вставание костных тканей может снизить концентрацию напряжений, возникающих из-за особенностей пористой морфологии имплантата [2]. Таким образом, чтобы оптимизировать конструкцию эндопротезов и прогнозировать их работоспособность, необходимо оценить кинетику изменения деформационно-прочностных свойств пористого титана в процессе остеогенеза и образования композита кость/титан. Весьма информативными представляются экспериментальные и теоретические методы механики композитов, в частности, анализ диаграмм деформирования, получаемых при механических испытаниях образцов имплантируемого пористого материала в различных фазах остеогенеза [9].

В приведенных ниже исследованиях описывается процесс построения КЭ моделей и оценка свойств пористого титана с открытыми порами, а также при завершеном процессе остеогенеза как упругопластического материала. Метод компьютерной томографии был применен для получения серии срезов испытуемых структур и создания трехмерных моделей. КЭ моделирование механической реакции при сжатии пористого титана производилось экспериментально-вычислительным методом. Для количественной оценки прогнозируемых изменений прочностных характеристик пористого титана проводились испытания на статическое сжатие, и полученные результаты сравнивались с результатами численных расчетов КЭ моделирования.

1. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

В качестве объекта исследования использовали ножку эндопротеза бесцементной фиксации со вставками из пористого титана производства ЗАО «Алтимед» (Беларусь, Минск). Геометрия имплантата спроектирована таким образом, что пористая структура находится в его верхней части и соответствует проксимальному отделу бедренной кости, состоящей в большей степени из губчатой костной ткани, которая хорошо снабжается кровью. Благодаря такому расположению обеспечивается высокая степень адгезионного соединения развитой поверхности вставок эндопротеза с костью в зоне максимальных растягивающих напряжений. Вставки размерами 300×200 мм, толщиной около 4 мм и величиной пор от 150 до 350 микрон, изготовленные из коммерческого титана (Grade 4, ISO5832-2) методом порошковой металлургии, использовались в этих исследованиях. Перед проведением механических испытаний на сжатие образцы были дополнительно обработаны для придания им правильной формы и выравнивания поверхностей, расположенных перпендикулярно направлению сжимающей нагрузки. Нагрузению подвергались две пластинки пористой структуры: одна изготовлена из титановой вставки эндопротеза до имплантации и имела первоначальную морфологию пористого материала с открытыми порами, а вторая пластинка вырезана из эндопротеза после его имплантации на срок, при котором завершился процесс остеогенеза, в результате чего поры образца были заполнены костной тканью. Тестирование производилось на машине Instron 5567 (ИММС НАНБ, Беларусь, Гомель) со скоростью 10 мм/мин при комнатной температуре. Напряжения рассчитывались исходя из поперечного сечения образца в недеформированном состоянии.

Аппарат компьютерной томографии применяли при создании трехмерного образа пористой структуры. При этом использовали неразрушающий метод лучевой диагностики для визуализации объектов со сложной внутренней геометрией. Помещенный в рабочую область томографа титановый образец подвергался рентгеновскому излучению вращающегося на 360° эмиттера с поступательным



шагом 0.1 мм. Полученные таким образом рентгенограммы были обработаны с помощью специального программного обеспечения, которое в результате сгенерировало серию аксиальных срезов исследуемой пористой структуры. Конечное трехмерное изображение численно реконструируется на основании двумерных изображений и может воспроизводиться в виде серии сечений или в виде объемного образа, состоящего из множества вокселей (трехмерных пикселей). В дальнейшем эти данные использовались для построения КЭ модели, геометрия которой представляет собой морфологию пористой структуры исследуемой титановой вставки.

Так как объемные цифровые изображения, полученные в результате компьютерной томографии, не могут напрямую использоваться для трехмерного моделирования, поверхность отсканированного образца изначально была представлена в виде множества точек (так называемое облако точек), которые, соединяясь между собой отрезками, формировали сетку треугольников. Образованный трехмерный каркас состоит из множества треугольных граней и может рассматриваться как искусственная поверхность для визуального и качественного анализа (рис. 1). Файлы формата *.stl (стереолитографии), полученные в результате конвертации объемного изображения пористой структуры, были вручную обработаны средствами САПР с целью уменьшения размера файла и снижения времени расчетов последующего КЭ анализа. Для упрощения численных расчетов модели производилась реконструкция не всего объема аксиальных срезов образца пористого титана, а только его отдельного сегмента размерами $3 \times 3 \times 4.5$ мм, состоящего из серии 45 срезов.

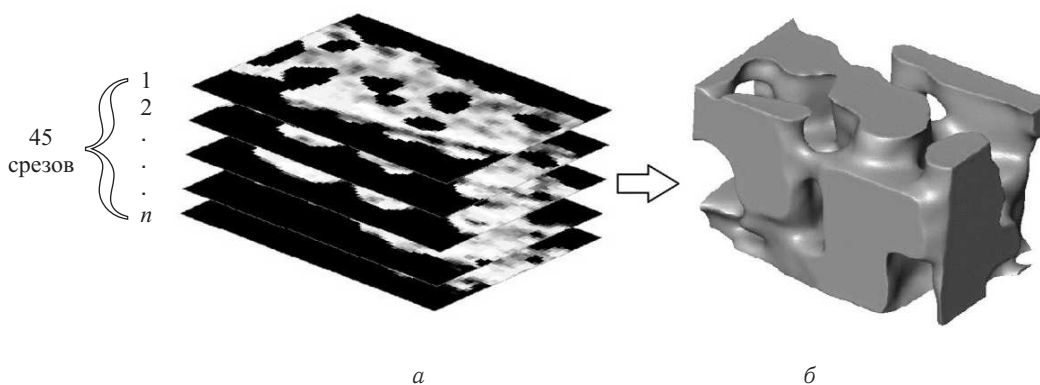


Рис. 1. Схема построения искусственной поверхности образца пористого титана: а — компьютерная томография образца пористого титана; б — создание искусственной поверхности формата STL

Чтобы повысить точность расчетов, поверхность модели, представленная множеством разносторонних треугольников, была заново триангулирована. Новая поверхность имела максимальное отклонение от исходной геометрии не более 0.015 мм и состояла из 31 000 равнобедренных треугольников (длина ребра 0.1 мм). Созданная модель титанового образца была экспортирована в формате *.inp (Abaqus input file) для дальнейшей обработки и расчета методом конечных элементов в пакете программного обеспечения ABAQUS. Таким же методом была создана и экспортирована модель костной ткани, заполняющей свободный объем пористой структуры.

Сетка конечных элементов высокого качества, состоящая из квадратичных 10 узловых тетраэдров (C3D10), была создана в результате дискретизации объемов двух моделей. Всего 284 955 элементов сгенерированы для модели пористого титана и 179 098 элементов — для модели костной ткани. Для данных исследований созданы две КЭ задачи: первая задача описывает реакцию на сжатие титанового образца с открытыми порами, а вторая дополнительно включает в модель материал, имитирующий костную ткань и заполняющий поровое пространство. Граничные условия, примененные к двум КЭ моделям, были идентичны в обоих случаях. Узлы модели пористого титана, принадлежащие нижней плоскости, жестко фиксировались (ENCASTRE), в то время как узлы противоположной грани одноосно смещались относительно оси X на 0,5мм, создавая усилие сжатия (рис. 2). Контакт между титаном и костной тканью осуществлялся по средствам связанного ограничения (tie constraint), исключающего относительное движение соприкасающихся поверхностей.

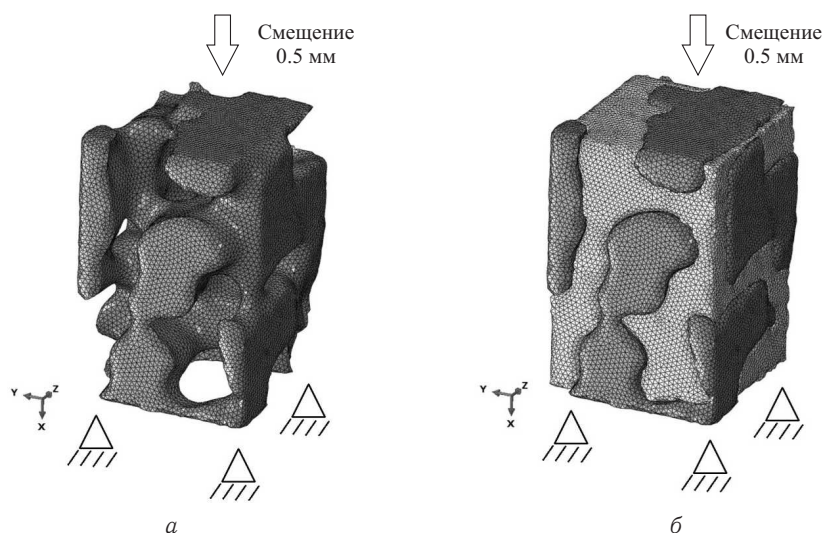


Рис. 2. Схема КЭ моделирования механических испытаний на сжатие образцов пористого титана: а — пористый титан; б — композит кость/титан

Для обеспечения упругопластических свойств КЭ модели пористого титана в качестве входных данных использовалась кривая зависимости деформации от напряжения (рис. 3).

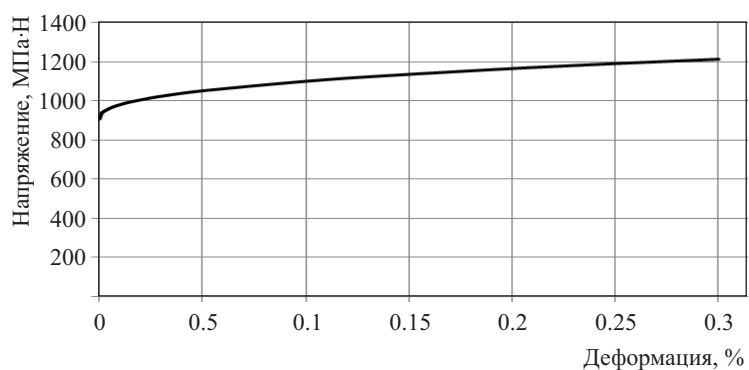


Рис. 3. Кривая зависимости деформации от напряжения

Значение модуля упругости и коэффициента Пуассона для титана и костной ткани были взяты из литературы и представлены в следующей таблице.

Входные характеристики материала для КЭ анализа

Материал	Коэффициент Пуассона	Модуль Юнга, ГПа
Титан (Grade 4)	0,34	112
Костная ткань	0,3	17

Расчет напряженно-деформированного состояния двух моделей методом конечных элементов проводили на четырех ядерном персональном компьютере, работающем на частоте 2.7 ГГц и оперативной памятью 8 Гб.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Результаты механических испытаний на сжатие образцов пористого титана со скоростью 10мм/мин представлены в виде диаграмм на рис. 4. На графике зависимости смещения от нагрузки для композита кость/титан выделяются 3 линейных участка. Искажения формы образцов в виде неплоскостности и шероховатости граней проявляются на начальном участке графика, который в дальнейшем исключался из рассмотрения. Из-за возрастающей погрешности расчета модуля упругости вследствие увеличения коэффициента Пуассона по мере вставления костных тканей, напряжения рассчитывались исходя из поперечного сечения образца в недеформированном состоянии по формуле

$$E = \frac{\Delta F}{\Delta U} \times \frac{H}{S}, \quad (1)$$



где E — модуль Юнга; ΔF — приращение усилия сжатия; ΔU — приращение перемещений сжатия; S , H — площадь поперечного сечения и высота образца соответственно.

Согласно вышесказанному модуль Юнга для композита кость/титан рассчитывался на втором линейном участке диаграммы в интервале сжимающего усилия 1000...2500 Н и составил 1.3 ГПа. Расчет модуля Юнга для пористого титана с открытыми порами производился на основании данных первого линейного участка диаграммы сжатия в интервале 0...850 Н и составил 1.06 ГПа.

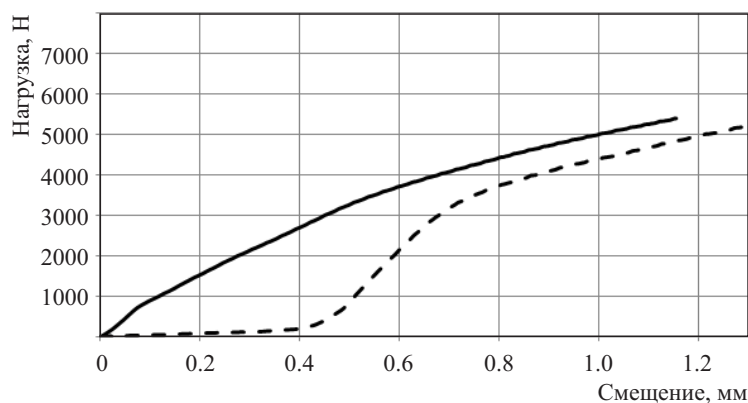


Рис. 4. Зависимость нагрузки от смещения: сплошная линия — пористый титан; пунктирная линия — композит кость/титан

КЭ анализ напряженно-деформируемого состояния пористого титана с открытыми порами показал, что под действием сжимающего усилия наибольшее напряжение испытывают перемычки структуры, расположенные параллельно оси нагружения. Такое распределение нагрузки является причиной пластических деформаций спаек материала и ведет к образованию в них микротрещин. Разрушение всего объема пористого образца представляется как прогрессирующее событие, при котором образование трещины происходит в одной наиболее слабой перемычке и, распространяясь от одной перемычке к другой, формируется общая линия разлома. В зоне разлома небольшие трещины отдельных спаек сливаются, образуя основную трещину, которая распространяется через всю пористую структуру и в которой концентрируется все пластические деформации. Максимальные напряжения по Мизесу, рассчитанные для пористого титана, относятся к конечным элементам, которые принадлежат перемычкам структуры (рис. 5, а) и составили 1.21 ГПа. Во второй модели, когда поры были заполнены костью, максимальные напряжения рассчитаны для элементов, находящихся вблизи граничных узлов (рис. 5, б).

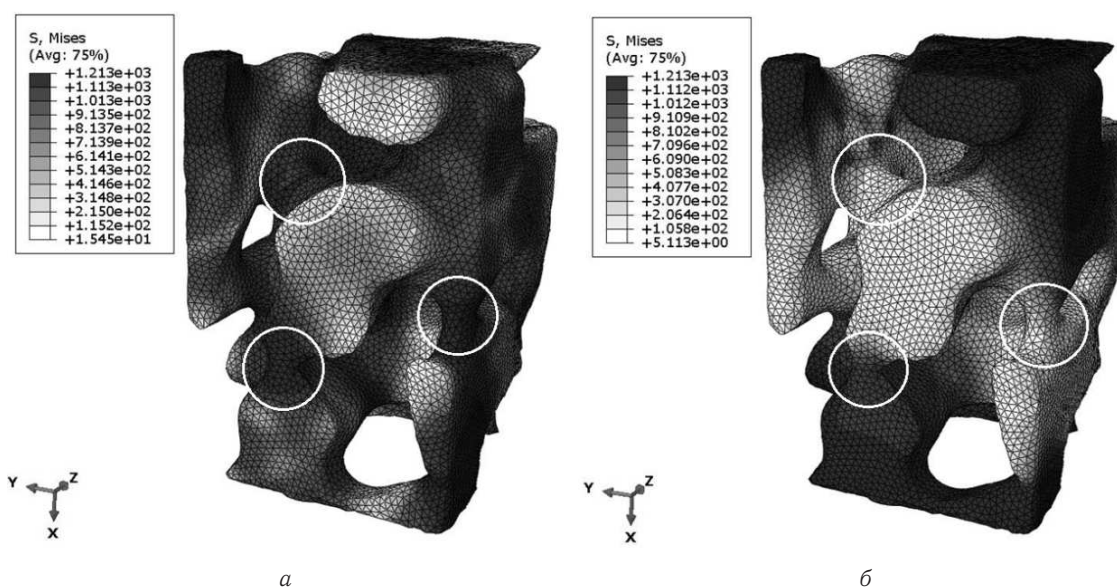


Рис. 5. Распределение напряжений по Мизесу при смещении узлов верхней грани относительно оси X на 0.5 мм: а — пористый титан; б — композит кость/титан



Как видно, титановые спайки испытывают меньшее напряжение, так как полости вокруг заполнены костной тканью. Можно предположить, что при небольшой площади сечения перемычки относительно объема окружающей полости напряжение передается посредством костной ткани, что, в свою очередь, объясняет повышенный модуль упругости, полученный в результате экспериментальных исследований на сжатие композита кость/титан.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложенная в этой статье методология КЭ моделирования, основанная на данных компьютерной томографии, позволяет проводить исследования сложных пористых структур с целью изучения их прочностных свойств, а также механизма деформации и разрушения. Этот неразрушающий метод применяется для исследований внутренней морфологии образцов, полученных способом порошковой металлургии. Описание титанового материала как упругопластического, делает расчеты напряженно-деформируемого состояния наиболее точными, так как учитывает пластические деформации на микроуровне.

Испытания на сжатие и КЭ моделирование проведены с целью изучения эффекта остеоинтеграции костных тканей и его влияния на механические свойства пористого титана, применяемого в бесцементном эндопротезировании. Расчет напряженно-деформируемого состояния титановой структуры с открытыми порами показал, что наибольшее напряжение испытывают перемычки спеченного порошка, пластическая деформация которых приводит к разрушению образцов. После завершения процесса остеогенеза костная ткань, образующаяся вокруг спаек, служит для передачи усилий в обход этих элементов структуры, что в итоге улучшает прочностные характеристики пористого титана. Результаты расчетов подтверждаются экспериментальными данными, в результате которых величина модуля Юнга для пористого титана была на 30% меньше по своей величине, чем для композита кость/титан (1.06 ГПа и 1.3 ГПа соответственно).

Дальнейшие исследования будут направлены на изучение напряжений, возникающих в объеме бедренной кости при имплантации бесцементного эндопротеза, и понимание механизмов передачи усилий от имплантата к костной ткани посредством сформировавшегося биокомпозита кость/титан в результате законченного процесса остеогенеза.

Библиографический список

1. Shen H., Brinson L. C. Finite element modelling of porous titanium // Intern. J. of Solids and Structures, 2007. Vol. 44. P. 320-335.
2. Huanlong Li., Oppenheimer S. M., Stupp S. I., Dunand D. C., Brinson L. C. Effects of Pore Morphology and Bone Ingrowth on Mechanical Properties of Microporous Titanium as an Orthopaedic Implant Material // Materials Transactions. 2004. Vol. 45. P. 1124-1131.
3. Маслов А. П., Руцкий А. В., Никитин А. В. Переломы бедренного компонента эндопротезов тазобедренного сустава системы SLPS // Медицина. 2013. Т. 80. С. 7-13.
4. Никитин А. В., Михасев Г. И., Маслов А. П. Конечно-элементный анализ влияния области вставания на стабильность эндопротеза тазобедренного сустава // Механика машин механизмов и материалов. 2012. Т. 18. С. 86-90.
5. Esen Z., Tarhan Bor E., Bor E. Characterization of loose powder sintered porous titanium and Ti6Al4V alloy // Turkish J. Eng. Env. Science. 2009. Vol. 33. P. 207-219.
6. Thelen S., Barthelat F., Brinson L.C. Mechanics considerations for micro-porous titanium as an orthopaedic implant material // J. Biomed Mater Res A, 2004. Vol. 69. P. 601-610.
7. Vasconcellos L., Leite D., Nascimento F., Graca M., Carvalho Y., Cairo C. Porous titanium for biomedical applications : An experimental study on rabbits // Med. Oral. patol. Oral. Cir. Bucal. 2010. Vol. 2. P. 407-412.
8. Michailidis N., Stergioudi F., Omar H., Papadopoulou D., Tsiapas D. N. Experimental and FEM analysis of the material response of porous metals imposed to mechanical loading // J. Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects. 2011. Vol. 382. P. 124-131.
9. Никитин А. В., Шилько С. В. Оценка влияния остеогенеза на механические свойства пористого титана при сжатии // Теоретическая и прикладная механика, 2013. Т. 28. С. 127-129.
10. Michailidis N., Stergioudi F., Omar H., Tsiapas D. N. Investigation of the mechanical behaviour of open-cell Ni foams by experimental and FEM procedures // Advanced Engineering Materials, 2009. Vol. 10, № 12. P. 1122-1126.



Biomechanical Assessment of the Bone Ingrowth Effect During Cementless Endoprosthesis Osteointegration

A. V. Nikitsin

Belarusian State University, Republic of Belarus, 220030, Minsk, Nezavisimosti avenue, 4, andy.nik@tut.by

Finite element model of porous titanium inserts for cementless endoprosthesis was reconstructed using X-ray tomography. The stress distribution is calculated for a model with open-cell foam and composite bone / titanium. The results explain the mechanism of the porous structure destruction and positive influence of the osteointegration effect on the strength properties. Numerical calculations are confirmed by experimental data of the porous samples during compression testing. It is shown that changes in mechanical properties of porous titanium due to process of bone ingrowth is a topical area for biomechanical research.

Key words: FEA, stress-strain, osteointegration effect, X-ray tomography.

References

1. Shen H., Brinson L. C. Finite element modelling of porous titanium. *International Journal of Solids and Structures*, 2007, vol. 44, pp. 320–335.
2. Huanlong Li., Oppenheimer S. M., Stupp S. I., Dunand D. C., Brinson L. C. Effects of Pore Morphology and Bone Ingrowth on Mechanical Properties of Microporous Titanium as an Orthopaedic Implant Material. *Materials Transactions*, 2004, vol. 45, pp. 1124–1131.
3. Maslov A. P., Ruckij A. V., Nikitsin A. V. Perelomy bedrennogo komponenta jendoprotezov tazobedrennogo sustava sistemy SLPS [Fractures of the femoral component of the endoprosthesis hip joint system of SLPS]. *Medicina*, 2013, vol. 80, pp. 7–13. (in Russian)
4. Nikitsin A. V., Mikhasev G. I., Maslov A. P. Konechno-jelementnyj analiz vlijaniya oblasti vrastaniya na stabil'nost' jendoproteza tazobedrennogo sustava [Finite element analysis of the influence of the field ingrown on the stability of the hip joint endoprosthesis]. *Mehanika mashin mehanizmov i materialov*, 2012, vol. 18, pp. 86–90. (in Russian).
5. Esen Z., Tarhan Bor E., Bor E. Characterization of loose powder sintered porous titanium and Ti6Al4V alloy. *Turkish J.Eng.Env.Science*, 2009, vol. 33, pp. 207–219.
6. Thelen S., Barthelat F., Brinson L.C. Mechanics considerations for micro-porous titanium as an orthopedic implant material. *J. Biomed. Mater. Res. A*, 2004, vol. 69, pp. 601–610.
7. Vasconcellos L., Leite D., Nascimento F., Graca M., Carvalho Y., Cairo C. Porous titanium for biomedical applications: An experimental study on rabbits. *Med. Oral. patol. Oral. Cir. Bucal.*, 2010, vol. 2, pp. 407–412.
8. Michailidis N., Stergioudi F., Omar H., Papadopoulos D., Tsipas D. N. Experimental and FEM analysis of the material response of porous metals imposed to mechanical loading. *J. Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects*, 2011, vol. 382, pp. 124–131.
9. Nikitsin A. V., Shil'ko S. V. Ocenka vlijaniya osteogeneza na mehanicheskie svoystva poristogo titana pri szhatii [Estimation of influence of osteogenesis on mechanical properties porous titanium at compression]. *Teoreticheskaja i prikladnaja mehanika*, 2013, vol. 28, pp. 127–129. (in Russian).
10. Michailidis N., Stergioudi F., Omar H., Tsipas D. N. Investigation of the mechanical behaviour of open-cell Ni foams by experimental and FEM procedures. *Advanced Engineering Materials*, 2009, vol. 10, no. 12, pp. 1122–1126.

УДК 539.374

РОТАЦИОННАЯ ИНВАРИАНТНОСТЬ И ОБЪЕКТИВНЫЕ ФОРМЫ ЛАГРАНЖИАНОВ НЕЛИНЕЙНОГО МИКРОПОЛЯРНОГО ТЕРМОУПРУГОГО КОНТИНУУМА ВТОРОГО ТИПА

Ю. Н. Радаев¹, В. А. Ковалев²

¹Доктор физико-математических наук, профессор, ведущий научный сотрудник, Институт проблем механики им. А. Ю. Ишлинского РАН, Москва, radayev@ipmnet.ru, y.radayev@gmail.com

²Доктор физико-математических наук, зав. кафедрой прикладной математики и аналитической поддержки принятия решений, Московский городской университет управления Правительства Москвы, kovalev.kam@gmail.com

В работе излагаются новые результаты в области распространения лагранжева полевого формализма на нелинейные связанные микрополярные термоупругие среды. Рассматривается теоретико-полевая модель микрополярного (MP) термоупругого (TE) континуума второго типа (GNII). Приводятся формулировка принципа наименьшего термоупругого действия и вывод дифференциальных уравнений связанного микрополярного термоупругого поля в форме Эйлера–Лагранжа (EL). Обсуждаются вопросы, касающиеся инвариантности интегрального функционала действия относительно сдвигов эйлера-