

БЕЛОРУССКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ

Объект авторского права
УДК 616.728:51

НИКИТИН
Андрей Викторович

**КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЕ И МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ
БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ «КОСТЬ – ИМПЛАНТАТ»
ПРИ БЕСЦЕМЕНТНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ**

Автореферат диссертации
на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук
по специальности 01.02.08 – биомеханика

Минск, 2023

Научная работа выполнена в Белорусском государственном университете.

Научный руководитель **МИХАСЕВ Геннадий Иванович,**
доктор физико-математических наук, профессор

Официальные оппоненты: **БАУЭР Светлана Михайловна,**
доктор физико-математических наук, профессор,
профессор кафедры теоретической и прикладной
механики федерального государственного бюд-
жетного образовательного учреждения высшего
образования «Санкт-Петербургского государст-
венного университета»;

СТАРОДУБЦЕВА Мария Николаевна,
доктор биологических наук, профессор, профессор
кафедры медицинской и биологической физики
учреждения образования «Гомельского государст-
венного медицинского университета»

Оппонирующая Государственное научное учреждение «Объеди-
организация ненный институт проблем информатики Нацио-
нальной академии наук Беларуси»

Защита состоится 1 декабря 2023 г. в 14⁰⁰ на заседании совета по защите дис-
сертаций Д 02.05.07 при Белорусском национальном техническом университете
по адресу: 220013, г. Минск, проспект Независимости, 65, корпус 1, аудитория 202.
Телефон ученого секретаря: +375 17 275 74 26, e-mail: Pavel.Shirvel@bntu.by.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Белорусского национально-
го технического университета.

Автореферат разослан «30» октября 2023 г.

Ученый секретарь
совета по защите диссертаций Д 02.05.07
кандидат физико-математических наук, доцент



П. И. Ширвель

© Никитин А. В., 2023

© Белорусский национальный
технический университет, 2023

ВВЕДЕНИЕ

На данный момент существует множество эндопротезов тазобедренного сустава бесцементной фиксации, отличающихся друг от друга своими размерами и формами. Протезы данного типа наиболее часто применяются при эндопротезировании пациентов молодого возраста, предполагающих более интенсивную физическую активность. Как правило, данная группа людей имеет хорошее качество кости, что позволяет создать надежную фиксацию эндопротеза. Бесцементная фиксация имплантата на ранних этапах послеоперационного периода обеспечивается первичной стабильностью (геометрическим замыканием). Вторичная стабильность эндопротеза происходит за счет его биологической интеграции (врастанием костных тканей). В силу вязкоупругих свойств кости, длительность и эффективность первичного зацепления ограничены и со временем происходит его ослабление. Увеличение амплитуды микродвижений снижает возможность остеоинтеграции и провоцирует формирование слоя фиброзных тканей на границе «кость – имплантат», что в результате приводит к расшатыванию ножки эндопротеза и провалу операции эндопротезирования. Для улучшения стабильности и быстроты остеоинтеграции на поверхности имплантата формируют пористую структуру, которая создает плотный контакт и стимулирует врастание костной ткани в микрожелобки и поры материала.

Вопросы, связанные с биомеханическим моделированием структур на основе титана, их функционированием и протезированием материалов, применяемых для частичного замещения костных тканей, рассматриваются в работах белорусских и зарубежных ученых, в частности, Чижика С. А., Журавкова М. А., Михасева Г. И., Няшина Ю. И., Чигарева А. В., Босякова С. М., Щербакowa С. С., Тверье В. М., Бегуна М. С., Gibson L. J., Ashby M. F., Uhlirова T., Helgason B., Tozzi G., Zhang Y., и др. В тоже время, задачи моделирования биокомпозита «пористый титан – костная ткань» не рассматривались. Поэтому, выполнение исследований, связанных с изучением механизма остеоинтеграции и его влияния на физико-прочностные характеристики имплантата, а также изучение механизма передачи напряжений окружающим костным тканям, является на сегодня особо актуальной и важной задачей в биомеханике.

Целью работы являются разработка моделей для решения задач напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «кость – имплантат», основанные на данных компьютерно-томографического исследования и позволяющий проводить анализ стабильности эндопротеза бесцементной фиксации в зависимости от размеров области врастания. Разработаны конечно-элементные и математические модели трехмерных пористых структур для расчета эффективного модуля Юнга вставок пористого титана до и после завершения процесса остеоинтеграции имплантата для определения деформационно-прочностных характеристик образованного биокомпозита «пористый титан – костная ткань» как изотропного материала.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Связь работы с научными программами, проектами и темами

Тема диссертации соответствует приоритетным направлениям научных исследований Республики Беларусь на 2011–2015 гг. (пункты 21, 22, 27, 36), утвержденных Указом Президента Республики Беларусь № 378 от 22 июля 2010 г.,

приоритетным направлениям научно-технической деятельности в Республике Беларусь на 2016–2020 гг., утвержденных Указом Президента Республики Беларусь № 166 от 22 апреля 2015 г. (пункт 4), приоритетным направлениям научной, научно-технической и инновационной деятельности на 2021–2025 гг., утвержденных Указом Президента Республики Беларусь № 156 от 07.05.2020 г. (пункты 2, 4).

Работа выполнялась в рамках задания 1.19 «Математическое моделирование био-, нано- и геопроцессов в механике» в рамках ГПНИ «Конвергенция» (сроки исполнения 2016–2020 гг., номер государственной регистрации 20161714 от 19.05.2016).

Цели, задачи, объект и предмет исследования

Цель исследования – установление закономерностей поведения биокompозита «пористый титан – костная ткань», образованного в результате процесса остеointegrации, и биомеханической системы человека при бесцементном эндопротезировании тазобедренной кости на основании математических и численно-аналитических моделей, позволяющих прогнозировать вероятность выживаемости и долговечности эндопротеза, а также в определении эффективного модуля Юнга биокompозитной вставки как изотропного материала, зависящего от размера и показателя пористости.

Задачи исследования:

– разработка конечно-элементной модели пористых структур с целью изучения их прочностных свойств, а также механизма деформации;

– выполнение конечно-элементного анализа влияния процесса остеointegrации имплантата на механические свойства пористого титана;

– разработка конечно-элементной модели эндопротезированной бедренной кости для нахождения напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «кость – эндопротез»;

– выполнение конечно-элементного анализа биомеханической системы «эндопротез – костная ткань» для определения степени влияния размеров области врастания эндопротеза бесцементной фиксации на амплитуду взаимных микродвижений имплантата и кости;

– разработка механико-математической модели для трехмерных пористых структур, позволяющих рассчитывать значения эффективного модуля юнга образцов пористого титана любой размерности в форме параллелепипеда и показателем пористости;

– выполнение построения механико-математической модели биокompозита на основе пористого титана, учитывающей реакцию горизонтальных ребер ячеек со стороны костной ткани, определяемых с помощью теории балок на упругом основании для подтверждения предположения о повышении деформационно-прочностных свойств.

Объектом исследования являются биомеханические системы, состоящие из металлических имплантатов и контактирующих с ними костных тканей, образованных в результате процесса остеointegrации.

Предмет исследования – напряженно-деформированное состояние биомеханических систем «кость – имплантат», эффективный модуль Юнга биокompозита «пористый титан – костная ткань».

Научная новизна

Научная новизна диссертационной работы заключается в разработке конечно-элементной модели эндопротезированной бедренной кости после завершения

процесса остеоинтеграции, позволяющей рассчитать внутренние усилия в кости с учетом образованного биокомпозита «пористый титан – костная ткань» для нахождения оптимального расположения и типоразмера имплантата; разработке математических моделей трехмерных металлических пористых структур, созданных методом порошковой металлургии, на основе ячеистых массивов Гибсона – Эшби позволяющих прогнозировать значения эффективного модуля Юнга имплантата в форме параллелепипеда любой размерности и показателя пористости; разработке механико-математических моделей деформирования биокомпозита «пористый титан – костная ткань» на основе ячеистых массивов Гибсона – Эшби с учетом реакции горизонтальных ребер ячеек со стороны костной ткани, определяемой в рамках теории балок на упругом основании Винклера.

Положения, выносимые на защиту

1. Конечно-элементные модели трехмерных структур биокомпозита «пористый титан – костная ткань», образующегося в процессе остеоинтеграции имплантата, отличающиеся заполнением пор титана костной тканью различного типа, позволяющие определить физико-механические свойства биокомпозита и показать увеличение несущей нагрузки на 28 % для формулировки рекомендаций по предупреждению разрушения остеоинтегрированной пористой структуры, замещающей костную ткань, в результате повседневной деятельности пациентов.

2. Закономерности распределения эквивалентных напряжений и перемещений имплантата внутри костного ложа на основании биомеханической модели «кость – эндопротез» под действием суставной и мышечной нагрузки на бедренную кость, отличающейся учетом физиологической неоднородности костной ткани и физико-механических характеристик биокомпозитной структуры, позволившие установить снижение амплитуды взаимных микродвижений эндопротеза и костной ткани на 38,8 % за счет увеличения площади врастания эндопротеза бесцементной фиксации для выработки рекомендаций по определению оптимального расположения и типоразмера протеза.

3. Механико-математические модели трехмерных структур с открытыми порами и с порами, заполненными костной тканью, на основе теории Гибсона – Эшби для пористых тел, учитывающих реакцию горизонтальных ребер ячеек со стороны костной ткани, позволяющих установить зависимости эффективного модуля Юнга пористых структур от геометрических размеров, а также от показателя пористости в диапазоне от 15 % до 95 % и диаметра пор для определения несущей способности костнозамещающих имплантатов, устанавливаемых пациентам с костными дефектами.

Личный вклад соискателя ученой степени

Представленные в работе новые научные результаты получены автором лично. Часть результатов опубликована в соавторстве. Научный руководитель Г. И. Михасев принимал участие в постановке задач, в обсуждении направлений исследований и интерпретации полученных результатов [1; 4; 6; 9]; соавтор С. В. Шилько принимал участие в организации натуральных экспериментов [2]; соавторы S. Bonaretti, N. Reimers, M. Reyes, A. Joensson, L. Nolte принимали участие в обсуждении алгоритма автоматической установки имплантата [10]; соавторы А. П. Маслов, А. В. Рущкий принимали участие в обсуждении полученных результатов с точки зрения клинической практики [1; 6; 7]. Результаты, полученные соавторами, не входят в настоящую диссертационную работу.

Апробация диссертации и информация об использовании ее результатов

Материалы диссертации докладывались на следующих международных и республиканских научных конференциях: MICCAI Workshop – computational biomechanics for medicine (New York, USA, 2008); XLII Республиканский научно-методический семинар «Применение методов компьютерной механики в инженерии, науке, образовании» (Минск, Республика Беларусь, 2011); XLIV Международный научно-методический семинар-коллоквиум «Моделирование и компьютеринг в механических и мехатронных системах» (Минск, Республика Беларусь, 2013); Международная конференция «Теории оболочек и мембран в механике и биологии: от макро- до нано-размерных структур» (Минск, Республика Беларусь, 2013); XX Международной научно-практической конференции «Advances in Science and Technology» (Москва, Россия, 2019); VIII Белорусский конгресс по теоретической и прикладной механике «Механика – 2019» (Минск, Республика Беларусь, 2019); Международная научная конференция «XIII Белорусская математическая конференция» (Минск, Республика Беларусь, 2021); IX Международная научно-техническая конференция – «Теоретическая и прикладная механика» (Минск, Республика Беларусь, 2023); Межвузовский международный конгресс – «Высшая школа: научные исследования» (Москва, Россия, 2023).

Полученные результаты также докладывались на семинарах кафедры био- и наномеханики механико-математического факультета Белорусского государственного университета.

Результаты, представленные в диссертационной работе, использовались при проведении фундаментальных исследований в рамках государственных программ научных исследований. Кроме того, полученные результаты используются в учебном процессе кафедры био- и наномеханики механико-математического факультета Белорусского государственного университета при написании курсовых и дипломных работ, а также при чтении специальных курсов для студентов и магистрантов специальности «Механика и математическое моделирование».

Опубликованность результатов диссертации

Основные результаты диссертации опубликованы в 13 научных работах, в том числе 3 статьях в рецензируемых научных журналах в соответствии с пунктом 19 Положения о присуждении ученых степеней и присвоении ученых званий в Республики Беларусь (общим объемом 2,5 авторского листа), 6 статьях в других рецензируемых научных изданиях, 4 статьях в сборнике материалов конференции и 1 тезисе докладов конференций. Из 9 статей 2 статьи опубликованы в научных изданиях, индексируемых международными базами данных Scopus. Общий объем публикаций по теме диссертации составляет 3,2 авторских листа.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из перечня условных обозначений, введения, общей характеристики работы, 4 глав основного текста, заключения и библиографического списка. Она изложена на 102 страницах, из которых 81 страница содержит основной текст с рисунками, 8 страниц содержат список использованных источников и 5 страниц содержат приложения. В приложениях к диссертации, помимо прочего, приведены документы об использовании результатов исследований.

ОСНОВНАЯ ЧАСТЬ

В первой главе выполнен аналитический обзор литературы, посвященной вопросам прочности и разрушения костных тканей. Описываются проблемы, которые могут возникнуть при переломах бедренной кости, а также дегенеративно-возрастных изменений. В зависимости от типа повреждений и степени тяжести, основными методами лечения является остеосинтез или эндопротезирование. Рассматриваются методы предоперационного планирования, позволяющие прогнозировать заранее исход лечения и тем самым повышать выживаемость эндопротеза. При этом для моделирования внутренней структуры кости часто используют неоднородные изотропные свойства, полученные при анализе томографических снимков.

Показано сходство трехмерной структуры пористого титана, изготовленного методом порошковой металлургии, с костной тканью губчатого типа. Благодаря хорошей биосовместимости титана и наличию взаимосвязанных пор в его объеме, кровеносные сосуды способны образовать остеогенную ткань в толще материала и в последующем формировать костную ткань. За счет врастания полноценной кости в объемную пористую структуру имплантата обеспечивается не только прочная связь протеза с костной тканью, но и создается биомеханическая система передачи напряжений от имплантата к кости. Обоснована актуальность исследований, направленных на изучение механизма остеointegrации и его влияния на физико-прочностные характеристики имплантата.

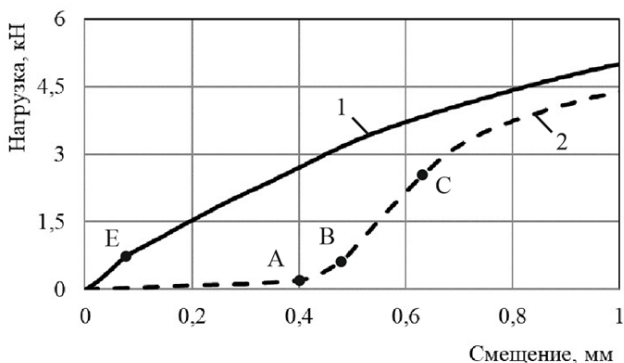
Во второй главе описывается методика построения изотропной конечно-элементной модели на основании снимков КТ для изучения эффекта врастания костных тканей в свободные поры материала и его влияния на механические свойства пористого титана, применяемого в бесцементном эндопротезировании. В целом, саму методологию можно разделить на несколько этапов: измерение прочностных характеристик пористого титана в результате механических испытаний образцов на статическое сжатие; трехмерное моделирование внутренней архитектуры пористого титана как упругопластического материала на основании снимков компьютерной томографии; сравнительный анализ расчета напряженно-деформированного состояния пористого титана и биокомпозита «пористый титан – костная ткань».

В качестве объектов исследования использовали две ножки эндопротеза бесцементной фиксации (ЗАО «Алтимед», Беларусь, Минск) разных типоразмеров со вставками из пористого титана (Grade 4, ISO5832-2) до и после процесса остеointegrации в течении одного года. Из каждого имплантата были вырезаны образцы в виде параллелепипеда с общими размерами 33,5 мм на 14 мм и толщиной 4 мм. Тестирование производилось со скоростью движения деформирующей плиты 10 мм/мин при комнатной температуре, считая первоначальной высоту образца 14 мм. Модуль упругости рассчитывался исходя из поперечного сечения образца в недеформированном состоянии по формуле:

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

где E – модуль Юнга, МПа; ΔF – приращение усилия сжатия, Н; ΔU – приращение перемещений сжатия, мм; S – площадь поперечного сечения, мм²; H – высота образца, мм.

В результате проведенных механических испытаний, были получены две типичные диаграммы сжатия пористых образцов в координатах нагрузка – смещение. В начале кривой деформации биокомпозита «пористый титан – костная ткань» присутствует пологий участок ОА, который исключался из дальнейшего рассмотрения, поскольку представляет собой искажение формы образца в виде неплоскостности и шероховатости граней (рисунок 1). В обоих случаях на графиках наблюдаются прямолинейные участки ОЕ и ВС, соответствующие упругой деформации, после которого следует пластическая деформация. Испытания останавливали, когда величина деформации превышала 1/3 первоначальной высоты образца. Нагрузка в этот момент условно считается разрушающей.

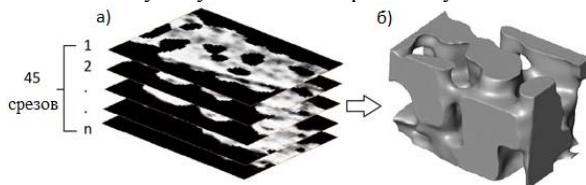


1 – пористый титан; 2 – биокомпозит «пористый титан – костная ткань»

Рисунок 1 – Кривые зависимости нагрузки от смещения

Согласно данным механических испытаний, различие между двумя материалами составляло 25 % (пористый титан – 1,06 ГПа, биокомпозит – 1,33 ГПа).

На рисунке 2 показана схема создания трехмерной модели пористой структуры с использованием аппарата КТ Siemens Somatom Sensation 64 (Siemens, Эрланген, Германия). Помещенный в рабочую область томографа титановый образец подвергался рентгеновскому излучению эмиттера с поступательным шагом 0,4 мм.



а – срезы компьютерной томографии; б – поверхность модели

Рисунок 2 – Схема построения поверхности образца пористого титана

Для данных исследований созданы две конечно-элементные модели: первая описывает образец пористого титана с открытыми порами, состоящего из 284 955 деятиузловых тетраэдров (C3D10), а вторая дополнительно включает в себя образец костной ткани, состоящий из 179 098 элементов. 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.

История нагружения была разделена на 20 отдельных шагов за счет временного приращения 0,05 (time increment). Это позволило 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), исключаящее смещение узлов взаимодействующих сеток. Для моделирования упругопластических характеристик титана в качестве входных данных использовались значение модуля упругости (110 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. Расчеты двух моделей методом конечных элементов проводились с помощью пакета для моделирования *Abaqus 6.12 Student Edition*.

Полученные диаграммы напряжений, показали увеличение несущей способности пористого титана на 28 % за счет материала, имитирующего костную ткань. Модуль упругости металлического образца увеличился на 29 % после заполнения свободных пор и составил 67,3 МПа при начальном значении 51,9 МПа. Анализ кривых зависимости деформации от напряжения показал увеличение условного предела текучести биокompозита в 2 раза – с 190 до 360 МПа. Несмотря на то, что рассчитанные значения меньше экспериментальных, сравнительный анализ подтверждает приемлемость конечно-элементного моделирования.

Добавление материала, имитирующего вращение костных тканей в поровое пространство титана, позволяет снизить эквивалентные пластические деформации перемычек после одноосного сжатия образцов на 0,1 мм (рисунок 3).

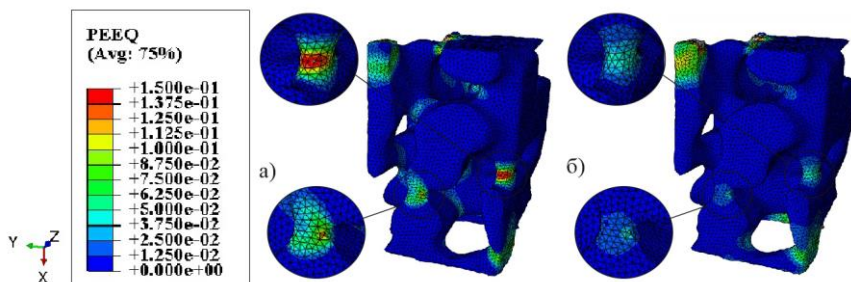


Рисунок 3 – Эквивалентные пластические деформации образцов

Кривые зависимости деформации от напряжений, полученные за счет разбиения истории нагружения на 20 шагов, в дальнейшем были использованы для

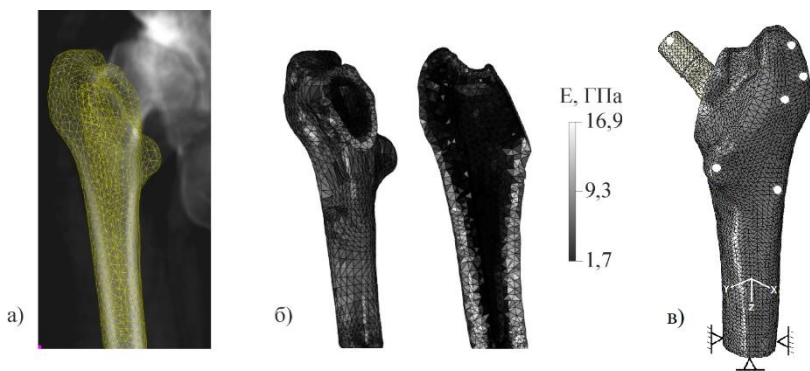
задания свойств пористого титана и биокompозита «пористый титан – костная ткань» как однородного изотропного материала.

В третьей главе представлена методология сравнительного анализа поведения биомеханической системы «эндопротез – костная ткань» в зависимости от размеров области врастания бедренного компонента бесцементной фиксации. Конечно-элементные модели эндопротезированной бедренной кости, приближенные к реалистичным физиологическим аспектам, были созданы с целью расчета напряженно-деформированного состояния для получения ориентировочной информации о микро-движениях на границе между костью и имплантатом, а также изучения степени влияния размеров области врастания на распределение усилий внутри кости. Компьютерное моделирование этапов операции эндопротезирования, представленное в этой главе, выполнено на примере конкретного пациента, страдающего коксартрозом левого тазобедренного сустава. Методику проведения сравнительного анализа ножек бесцементного эндопротеза можно разделить на три этапа: обработка медицинских изображений компьютерной томографии; создание конечно элементной модели эндопротезированной бедренной кости; анализ расчета напряженно-деформированного состояния.

Трехмерная модель бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS производства компании «Алтимед» была создана и разделена на 18 000 конечных элементов (десяти узловых тетраэдров) при помощи средств компьютерного проектирования (SolidWorks). Создание трехмерной модели бедренной кости было выполнено на основании данных томографического исследования проксимального отдела бедра. Геометрия бедренной кости представляет собой сетку из 98 000 десяти узловых тетраэдров. Титановый сплав (Ti6Al4V) был выбран для описания физических свойств эндопротеза, имеющего модуль упругости $E = 110$ ГПа и коэффициент Пуассона 0,3. Программное обеспечение BoneMat было применено для автоматического задания модуля упругости E каждому элементу. Данный алгоритм использует координаты узлов каждого элемента, находя соответствующий этому узлу пиксель компьютерной томографии (рисунок 4, а). Среднее значение числа Хаунсфилда (Haunsfield Unit), рассчитанное для всех узлов тетраэдра, используется при определении видимой плотности кости ρ (apparent density, г/см³). Для определения значений модуля Юнга была выбрана зависимость Моргана, экспериментально рассчитанная для шейки бедра [12]:

$$E = 6,85\rho^{1,49}. \quad (2)$$

В результате расчета было установлено 150 различных модулей упругости в диапазоне значений от 1,7 ГПа до 16,9 ГПа. Коэффициент Пуассона для каждого элемента был принят равным 0,3. Такой метод задания свойств материала выделяет кортикальный и губчатый слои (рисунок 4, б).



***a* – регистрация конечно – элементной модели и снимков компьютерной томографии; *б* – распределение материала; *в* – размещение ножки эндопротеза внутри кости и точки приложения сил (обозначены белым)**

Рисунок 4 – Схема конечно-элементного моделирования механических испытаний на сжатие исследуемых образцов

Эндопротез был виртуально размещен внутри кости с выравниванием вдоль анатомической продольной оси диафиза бедра и приближенно выровнен вдоль оси шейки бедра. Для имитации переноса всего веса на одну ногу во время ходьбы к отдельным узлам сетки были приложены силы различной величины и направленности (рисунок 4, в). Коэффициент трения между костью и имплантатом был принят равным 0,4, между пористым титаном и костной тканью – 0,6. Для имитации процесса остеоинтеграции, узлы конечных элементов пористого титана жестко соединялись с соответствующими узлами поверхности костного ложа. При этом модули упругости для элементов пористого титана и биокompозита «кость – титан» были заданы как 0,51 ГПа и 0,67 ГПа, соответственно. Коэффициент Пуассона для всех вставок был назначен 0,3. Пластические свойства биокompозита описывались диаграммами зависимости напряжений от деформации, полученными во второй главе. Для создания граничных условий в модели все узлы, находящиеся в пределах 10 мм от дистальной части кости, были жестко зафиксированы. В результате были созданы четыре конечно-элементные модели с различным типом соединения контактных поверхностей имплантата с костью:

- 1) гладкая поверхность;
- 2) жестко соединенные призматические вставки биокompозита;
- 3) жестко соединенная увеличенная поверхность биокompозита;
- 4) увеличенная поверхность пористой структуры с коэффициентом трения 0,6.

Расчет напряженно-деформированного состояния четырех биомеханических систем был выполнен с помощью программного пакета для конечно-элементного моделирования *Abaqus 6.12 Student Edition* на 4-х ядерном персональном компьютере, работающем с частотой процессора 2.7 ГГц и оперативной памятью 8 Гб. В среднем время, необходимое для расчета каждой модели, составляло от 40 до 60 минут.

Расчеты показали зависимость стабильности биомеханической системы «кость – имплантат» от величины области врастания. В таблице отображены

основные параметры, влияющие на процесс остеоинтеграции эндопротеза: CSLIP1 – максимальные поперечные микродвижения, CSLIP2 – максимальные продольные микродвижения, CPRESS – контактное давление, SHEAR1 – поперечные напряжения сдвига, SHEAR2 – продольные напряжения сдвига.

Таблица – Расчетные параметры для четырех конечно-элементных моделей

Параметр	Модель № 1	Модель № 2	Модель № 3	Модель № 4
CSLIP1, мкм	67,04	49,23	41,02	45,47
CSLIP2, мкм	42,84	42,60	41,04	42,26
CPRESS, МПа	40,24	46,28	20,69	3,57
SHEAR1, МПа	6,8	6,2	1,3	2,9
SHEAR2, МПа	13,42	16,54	5,59	13,99

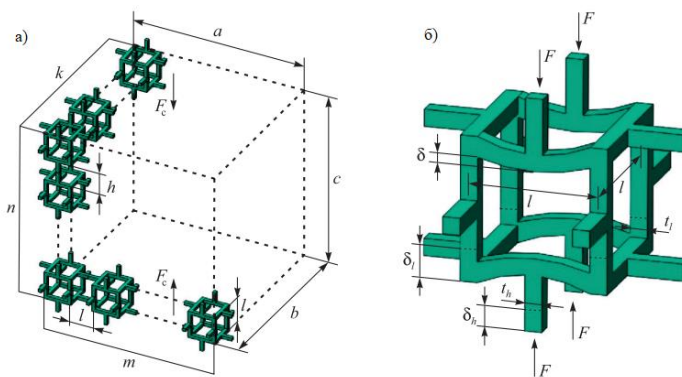
Тангенциальные микродвижения имплантата в двух направлениях достигли наибольших величин для первой модели. Однако поскольку значение этих величин не превышало 100 мкм вероятность его расшатывания и потере относительно мала. Включение в конечно-элементную модель пористых вставок и пористой структуры позволило снизить амплитуду микродвижений на 27,6 % и 38,8 %, соответственно. Расчет напряженно-деформированного состояния показал, что напряжения, возникающие в костном ложе, а особенно в его дистальной части, напрямую связаны с размерами области врастания эндопротеза. Так, максимальное напряжение по Мизесу в 66,9 МПа было рассчитано для модели с увеличенной областью врастания и составило 38 % от значения параметра 177 МПа, рассчитанного для модели с обычной областью врастания и 27 % модели, не имеющей пористой структуры (243 МПа). Также с увеличением площади пористой структуры снижалось и контактное давление на границе имплантата с костью. Максимальное значение этого параметра было найдено для конечных элементов в верхней части костного ложа, принадлежащих модели протеза с гладкой поверхностью и пористыми вставками. Создание вокруг эндопротеза пористой структуры, позволило в проксимальной части костного ложа снизить значение в два раза, а в случае образования биокомпозита «пористый титан – костная ткань» данный параметр был практически исключен в этой области. Еще одним показателем, позволяющим прогнозировать степень резорбции кости и вероятность асептического расшатывания, является значение напряжения сдвига. Фиксация эндопротеза за счет вставок позволило понизить верхний предел напряжений относительно гладкой поверхности. Формирование пористой структуры снизило величину данного параметра вдвое, а эффект врастания костных тканей – втрое.

Результаты исследований показали, что геометрические размеры пористой структуры и показатель пористости напрямую связаны со стабильностью эндопротеза и его остеоинтеграцией. Поскольку прямое конечно-элементное моделирование внутренней архитектуры всего объема пористой структуры является слишком трудозатратным, для прогнозирования эффективного модуля Юнга пористых вставок целесообразней использовать математические модели на основе ячеистых массивов, позволяющие рассматривать пористые вставки любой размерности в виде параллелепипеда.

В четвертой главе методика построения многоячеистых моделей продемонстрирована применительно к металлическим структурам, изготовленным

по технологии порошковой металлургии. На данный момент для прогнозирования эффективных свойств пористых материалов наиболее удачной считается модель Гибсона – Эшби, которая представляет собой ячейку в виде куба, ребрами которой являются одномерные конечные элементы типа балка. Однако применение такой модели ограничено геометрической формой и пористостью (более 70 %). Расчет пористых структур, имеющих форму трехстороннего параллелепипеда, возможен если представить его объем в виде трехмерного массива ячеек. Регулируя количество ячеек можно контролировать и размерность (диаметр) пор. Теория балок на упругом основании используется для расчета прогиба горизонтальных ребер ячеек, заполненных костной тканью.

Первая задача представляет собой создание математической модели в виде параллелепипеда со сторонами a , b , c (мм), состоящей из массива ячеек Гибсона – Эшби размерностью $m \times k \times n$ (рисунок 5, а)



а – модель, состоящая из n вертикально и $m \times k$ горизонтально расположенных ячеек;
б – моделирование линейно – упругой деформации отдельной ячейки
Рисунок 5 – Математическая модель и линейно-упругая деформация

Каждая такая модель состоит из двенадцати одномерных балок равной длины l (мм) и поперечным сечением $t \times t$ (мм²). Ячейки соединяются между собой в столбце двумя жесткими балками высотой h (мм), которые передают напряжение, возникающее под действием силы F (Н) от верхней грани модели к нижней. Помимо этого, сами столбцы соединяются между собой балками длиной l , прикрепленные к серединным точкам ребер боковых граней каждой ячейки.

На рисунке 1, б показана классическая линейно-упругая деформация ячейки Гибсона – Эшби для пористых структур с высокой пористостью больше 70 %, происходящая за счет изгиба горизонтальных балок. Поскольку уменьшение пористости образца происходит за счет увеличения поперечного сечения балок, то при расчете эффективного модуля Юнга необходимо также учитывать деформацию вертикальных стоек. В этом случае укорачивание вертикальных балочных элементов l и h можно выразить через их деформации: $\delta_l = \varepsilon_l l$ и $\delta_h = \varepsilon_h h$.

Если суммарную силу, действующую на верхнюю грань параллелепипеда, принять равной $2Fmk$, то прогиб горизонтальной балки рассчитываются по формуле:

$$\delta = C \frac{Fl^3}{E_s I} = C \frac{F_c l^3}{2mkE_s I}, \quad (3)$$

где E_s – модуль Юнга сплошного титана, МПа; C – поправочный коэффициент, зависящий от типа закрепления балки: $C = 1/48$ – шарнирно-опертые концы, $C = 1/192$ заземленные концы; $I = t^4 / 12$ – осевой момент инерции квадратного сечения.

Относительные деформации вертикальных балок ε_l и ε_h найдем через закон Гука, предполагая линейность напряженного состояния:

$$\varepsilon_l = \frac{\sigma_l}{E_s} = \frac{F}{2S_l E_s} = \frac{F_c}{4mkt_l^2 E_s}, \quad (4)$$

$$\varepsilon_h = \frac{\sigma_h}{E_s} = \frac{F}{2S_h E_s} = \frac{F_c}{4mkt_h^2 E_s}, \quad (5)$$

где σ_f – напряжение, МПа; $S_l = t_l^2$, $S_h = t_h^2$ – площади поперечных сечений балочных элементов.

Напряжение, возникающее в общем объеме пористого титана σ_f в следствии приложенной суммарной силы F_c находится по следующей формуле:

$$\sigma_f = \frac{F_c}{ab} = \frac{F_c}{(2m-1)(2k-1)l^2}, \quad (6)$$

где a, b – стороны основания параллелепипеда.

Обозначив первоначальную длину параллелепипеда L_0 равной $nl + (n-1)h$, а длину после деформации L_1 равной $n(l - 2\delta - \delta_l) + (n-1)(h - \delta_h)$, можно найти деформацию образца пористого титана как

$$\varepsilon_f = \frac{L_0 - L_1}{L_0} = \frac{nCF_c l^3}{mkE_s I} + \frac{nFl}{4mkt_l^2 E_s} + \frac{(n-1)F_c h}{2mkt_h^2 E_s}. \quad (7)$$

Далее находим эффективный модуль Юнга

$$E_f = \frac{\sigma_f}{\varepsilon_f} = \frac{F_c}{(2m-1)(2k-1)l^2 \varepsilon_f} = \frac{(nl + (n-1)h)mkE_s}{(2m-1)(2k-1)l^2 \left(\frac{12Cnl^3}{t_l^4} + \frac{nl}{4t_l^2} + \frac{(n-1)h}{2t_h^2} \right)}. \quad (8)$$

Если принять, что $t_l = t_h = l$ и рассмотреть образец в виде куба, когда $m = k = n$ и $h = l$, а толщину балки t выразить через пористость и длину как $t = l\sqrt{1-\varphi}$, то в случае шарнирного опирания балок ($C=1/48$) и жесткого защемления ($C=1/192$) формула (8) принимает вид (9) и (10), соответственно:

$$E_f = (1-\varphi)^2 E_s \frac{4n}{(2n-1)\left(1 + \frac{3n-2}{n}(1-\varphi)\right)}, \quad (9)$$

$$E_f = (1-\varphi)^2 E_s \frac{16n}{(2n-1)\left(1 + \frac{4(3n-2)}{n}(1-\varphi)\right)}. \quad (10)$$

Вторая задача посвящена изучению эффекта вставания костной ткани в пористую структуру титанового имплантата. Для этого внутри ячейки Гибсона – Эшби, создан дополнительный объем, как показано на рисунке 6.

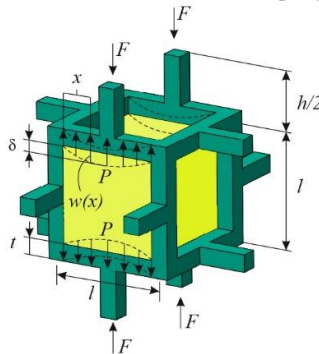


Рисунок 6 – Моделирование линейно-упругой деформации ячейки, внутренний объем которой представляет собой упругое основание и имитирует костную ткань

В этом случае деформацию горизонтальной балки можно рассчитывать, как лежащей на упругом винклеровском основании. Реактивные силы P (реакция упругого основания), действующие со стороны костной ткани, определяются как:

$$P(x) = kt\omega(x) = k_0\omega(x), \quad (11)$$

где t – ширина балки; k – коэффициент постели, $k_0 = kt$; $\omega(x)$ – прогиб горизонтальной балки как функция координаты $x \in [0, l]$. Если интенсивность нагрузки, действующей на балку, принять как сумму внешней и реактивной нагрузки, то можно использовать дифференциальное уравнение изгиба балки

$$\omega^{IV}(x) + 4\alpha^4\omega(x) = \frac{F(x)}{E_s I}, \quad (12)$$

где $\alpha = \sqrt[4]{kt / 4E_s I}$ – коэффициент изгиба. Заменив переменную x безразмерным параметром $\xi = \alpha x$, получим:

$$\frac{d^4\omega(\xi)}{d\xi^4} + 4\omega(\xi) = \frac{4F(\xi)}{k_0}. \quad (13)$$

Общее решение данного уравнения для случая сосредоточенной силы F , приложенной посередине балки, имеет вид:

$$w(\xi) = \omega_0 Y_1(\xi) + \varphi_0 \frac{Y_2(\xi)}{\alpha} - M_0 \frac{Y_3(\xi)}{E_s I \alpha^2} - Q_0 \frac{Y_4(\xi)}{E_s I \alpha^3} + \frac{4F\alpha}{k_0} Y_4 \left(\xi - \frac{\alpha l}{2} \right), \quad (14)$$

где $\omega_0, \varphi_0, M_0, Q_0$ – четыре начальных параметра: прогиб, угол поворота, изгибающий момент, поперечная сила; Y_1, Y_2, Y_3, Y_4 – функции Крылова. Поскольку упругое основание в виде костной ткани подразумевает малые перемещения при изгибе балки, используя граничные условия жестко заделанной балки лежащей на упругом основании $\omega_0 = 0$, $\varphi_0 = 0$, $\omega(\alpha l) = 0$, $\omega'(\alpha l) = 0$, определяем неизвестные константы M_0 , Q_0 и получаем формулу для расчета прогиба:

$$\delta_{fix} = \frac{4\alpha \left(Y_3^2 \left(\frac{\alpha l}{2} \right) Y_4(\alpha l) - 2Y_3(\alpha l) Y_3 \left(\frac{\alpha l}{2} \right) Y_4 \left(\frac{\alpha l}{2} \right) + Y_2(\alpha l) Y_4^2 \left(\frac{\alpha l}{2} \right) \right)}{k_0 (Y_3^2(\alpha l) - Y_2(\alpha l) Y_4(\alpha l))} F = C_{fix} F, \quad (15)$$

где C_{fix} – расчетный коэффициент, зависящий от коэффициента постели. Если в выражении (7) заменить переменную δ на переменную δ_{fix} , то для образца кубической формы выражение (8) примет следующий вид:

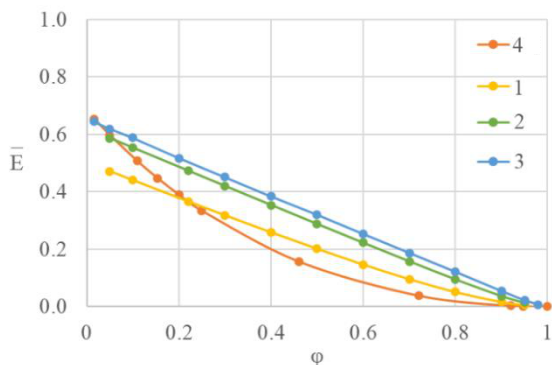
$$E_f = \frac{4n^2 t^2}{(2n-1)(4nC_{fix} E_s t^2 + (3n-2)l)} E_s. \quad (16)$$

Для балки, лежащей на упругом основании в виде костной ткани, коэффициент постели вычисляется по формуле для пластинки при $K = 1 \text{ мм}^{-1}$:

$$k = \frac{2E_k(1-\nu_k)K}{(1+\nu_k)(3-4\nu_k)} = 10,171 \text{ ГПа/мм} \quad (17)$$

Полученные формулы (9), (10), (16) применялись для расчета эффективного модуля Юнга пористых структур с открытыми порами для десяти математических моделей с различной пористостью (от 5 % до 95 %). В качестве исследуемой

геометрии был выбран массив ячеек в виде куба размером $200 \times 200 \times 200$. Модель такой же размерности описывалась в литературе при изучении деформации пористого титана с использованием цифровых микроструктур, рассчитанных с помощью программного пакета *GeoDict*® (*Math2Market*, Германия). Графики зависимости относительного модуля Юнга $\bar{E} = E_f / E_s$ от пористости образца ϕ отобраны на рисунке 7.



**1 – открытые поры (формула (9)); 2 – открытые поры (формула (10));
3 – поры заполнены костью (формула (16)); 4 – моделирование в GeoDict**
Рисунок 7 – Кривые зависимости относительного модуля Юнга от пористости

Полученные с помощью теории балок формулы показали относительно хорошее соответствие результатов расчета с литературными данными и подтвердили предположение, что деформация высокопористых образцов происходит в большей степени за счет прогиба горизонтальных перемычек, а при уменьшении пористости также имеет место деформация сжатия вертикальных стоек. Уравнения, полученные с помощью теории расчета балок на упругом винклеровском основании, доказали справедливость предположения о влиянии процесса остеоинтеграции имплантата за счет повышения его деформационно-прочностных свойств.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные научные результаты диссертации

1. Разработаны конечно-элементные модели трехмерных пористых титановых структур с открытыми порами и биокомпозита «пористый титан – костная ткань», образующегося в процессе остеоинтеграции имплантата для определения их физико-механических свойств, а также осуществления оценки несущей способности биокомпозита на основании расчета его напряженно-деформированного состояния при действии статической нагрузки [2; 3; 8; 11].

2. Разработана методика определения напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «кость – эндопротез», основанная на конечно-элементной модели эндопротезированной бедренной кости, учитывающей физио-

логическую неоднородность костной ткани, позволяющей определить степень влияния размеров области врастания эндопротеза бесцементной фиксации на амплитуду взаимных микродвижений имплантата и кости [1; 4; 5; 6; 10; 11; 12].

3. Разработаны механико-математические модели для трехмерных упругих пористых структур с открытыми порами на основе массивов ячеек Гибсона – Эшби, учитывающих реакцию горизонтальных ребер ячеек со стороны костной ткани в рамках теории балок на упругом винклеровском основании, позволяющих рассчитывать значения эффективного модуля Юнга образцов пористого титана любой размерности в форме параллелепипеда и при различном показателе пористости в диапазоне от 15 % до 95 % [3; 8; 9; 13].

Рекомендации по практическому использованию результатов диссертации

Результаты, представленные в диссертационной работе, могут быть использованы на практике травматологами-ортопедами для определения оптимального месторасположения и типоразмера эндопротеза исходя из анатомических особенностей пациента для увеличения степени вероятности выживаемости имплантата на ранних и поздних этапах послеоперационного периода, а также для повышения длительности функционирования имплантата. Результаты и выводы исследований могут быть использованы при разработке прикладных методик расчета и прогнозирования напряженно-деформированного состояния биомеханических систем «кость – имплантат» для любых видов эндопротезирования.

Полученные уравнения расчета эффективного модуля Юнга пористых структур могут быть использованы конструкторскими организациями, связанными с расчетами прочностных характеристик и численного моделирования механического поведения пористых металлов, изготовленных методом порошковой металлургии, для широкого диапазона исходных данных.

Использование результатов диссертации в прикладных исследованиях и проектных работах может значительно повысить надежность и точность расчетов, снизить затраты на лабораторные исследования и эксперименты, а также позволить проверить множество технических решений и выбрать наиболее подходящее.

Кроме того, результаты исследований могут использоваться в учебном процессе при чтении специальных курсов по биомеханике системы «эндопротез – костная ткань», биомеханическое моделирование состояния и разрушения костных тканей, а также компьютерному моделированию. Результаты исследований использованы при выполнении важных прикладных научно-исследовательских программ и тем.



СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ СОИСКАТЕЛЯ УЧЕНОЙ СТЕПЕНИ

Статьи в научных изданиях в соответствии с п. 19 Положения о присуждении ученых степеней и присвоении ученых званий в Республике Беларусь

1 Никитин А. В., Михасев Г. И., Маслов А. П. Конечно-элементный анализ влияния области вращаения на стабильность эндопротеза тазобедренного сустава // Механика машин, механизмов и материалов. – 2012. – № 18. – С. 86–90.

2 Никитин А. В., Шилько С. В. Оценка влияния остеогенеза на механические свойства пористого титана при сжатии // Теоретическая и прикладная механика. – 2013. – № 28. – С. 127–129.

3 Никитин А. В. Конечно-элементный анализ эффекта вращаения костных тканей в процессе остеоинтеграции бесцементного эндопротеза // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Математика. Механика. Информатика. – 2013. – Т. 13. – В. 4. – Ч. 1. – С. 90–96.

Статьи в других научных изданиях

4 Никитин А. В., Михасев Г. И. Применение конечно-элементных моделей для биомеханической оценки фиксации перелома с помощью пластины остеосинтеза // Теоретическая и прикладная механика. – 2011. – № 26. – С. 211–216.

5 Никитин А. В. Конечно-элементный анализ прочностных характеристик ножки эндопротеза тазобедренного сустава бесцементной фиксации согласно ИСО 7206 // Теоретическая и прикладная механика. – 2012. – № 27. – С. 211–215.

6 Никитин А. В., Михасев Г. И., Руцкий А. В., Маслов А. П. Влияние эффекта вращаения костных тканей на прочностные свойства вставок пористого титана в эндопротезах бесцементной фиксации // ARSmedica. – 2012. – Т. 4. – № 59. – С. 157–163.

7 Маслов А. П., Руцкий А. В., Никитин А. В. Переломы бедренного компонента эндопротезов тазобедренного сустава системы SLPS // Медицина. – 2013. – Т. 1. – № 80. – С. 7–13.

8 Никитин А. В. Определение механических характеристик биокompозита кость – титан на основании данных компьютерной томографии и конечно-элементного моделирования // Журнал Белорусского государственного университета. Математика. Информатика. – 2020. – № 2. – С. 79–85.

9 Никитин А. В., Михасев Г. И. Оценка эффективного модуля Юнга пористого титана с открытыми порами на основе трехмерного массива ячеек Гибсона – Эшби // Журнал Белорусского государственного университета. Математика. Информатика. – 2022. – № 1. – С. 75–82.

Статьи в сборниках материалов научных конференций

10 Bonaretti S., Reimers N., Reyes M., Nikitsin A., Joensson A, Nolte L. Assessment of peri-articular implant fitting based on statistical finite element modeling // MICCAI workshop – computational biomechanics for medicine, New York (USA). – 2008. – URL: <https://mauricioreyes.me/Publications/bonarettiMiccaiCB08.pdf>.

11 Никитин А. В. Конечно-элементный анализ прочностных характеристик пористого титана, применяемого для остеоинтеграции эндопротеза тазобедренного сустава // Научная конференция студентов и аспирантов БГУ : сб. раб. 69-й научной конференции студентов и аспирантов Белорусского государственного университета, Минск, 14–17 мая 2012 г. / Белорусский государственный университет. – Минск : Изд. Центр БГУ, 2013. – В. 3. – Ч. 1. – С. 111–113.

12 Никитин А. В. Конечно-элементный анализ внутренних напряжений биокompозита кость – титан при бесцементном эндопротезировании // *Advances in Science and Technology* : сб. ст. XX международной научно-практической конференции, Москва, 30 апреля 2019 г. / – М. : Научно-издательский центр «Актуальность», 2019. – Ч. 1. – С. 178–180.

13 Никитин А. В. Математическая модель остеоинтегрированного пористого титана, основанная на теории расчета балок на упругом основании // *Высшая школа : научные исследования. Материалы Межвузовского международного конгресса*, Москва, 27 апреля 2023 г. / – М. : Инфинити, 2023. – С. 141–147.

Тезисы докладов

14 Никитин А. В. Конечно-элементный анализ напряжено-деформируемого состояния поверхности костного ложа бедренной кости при эндопротезировании // *Теоретическая и прикладная механика – 2021: материалы XIII Белорусской математической конференции*, Минск, 22–25 ноября 2021 г. : в 2 ч. / ред. В. В. Лепин. – Минск : Белорусская наука, 2021. – Ч. 2. – С. 97.

РЭЗІЮМЭ

Нікіцін Андрэй Віктаравіч

Канчаткова-элементныя і матэматычныя мадэлі біямеханічных сістэм "костка – імплантат" пры бесцэментным эндапратэзаванні

Ключавыя словы: канчаткова-элементны аналіз, напружана-дэфармаваны стан, остеоінтэграцыя, кампутарная тамаграфія, сітаватая металічная структура, мадэль Гібсана – Эшбі, порысты тытан, адкрытыя поры, эфектыўны модуль Юнга, бэлька на пругкім заснаванні

Мэта працы: усталяванне заканамернасцяў паводзін, утвораннага ў выніку працэсу астэаінтэграцыі, біякампазіту “сітаваты тытан – касцяная тканіна” пры бесцэментным эндапратэзаванні. Вызначэнне эфектыўнага модуля Юнга біякампазіту як ізатропнага матэрыялу.

Метады даследавання: метад канчатковых элементаў, матэматычныя мадэлі Гібсана – Эшбі з выкарыстаннем тэорыі бэлеў на пругкім заснаванні, параўнальны аналіз.

Атрыманая вынікі:

1. Распрацавана канчаткова-элементная мадэль біякампазіту «сітаваты тытан – касцяная тканіна», утвораная ў выніку завяршанага працэсу астэагенезу.

2. Распрацавана канчаткова-элементная мадэль эндапратэзаванай сцэгнавой косткі, набліжаная да рэалістычных фізіялагічных аспектаў з улікам біякампазіту.

3. Пабудавана механіка-матэматычная мадэль біякампазіту на аснове сітавага тытану, якая ўлічвае рэакцыю гарызантальных рэбраў з боку касцяной тканіны.

Навуковая навізна складаецца ў распрацоўцы канчаткова-элементнай мадэлі эндапратэзаванай сцэгнавой косткі пасля завяршанага працэсу астэаінтэграцыі, якая дазваляе разлічыць унутраныя намаганні ў косткі з улікам створанага біякампазіту “сітаваты тытан – касцяная тканіна”; распрацоўцы матэматычных мадэляў металічных сітавых структур, створаных метадам парашковай металургіі, на аснове ячэйстых масіваў Гібсана – Эшбі; распрацоўцы механіка-матэматычных мадэляў дэфармавання біокомпозита “сітаваты тытан – касцяная тканіна” на аснове ячэйстых масіваў Гібсана – Эшбі з улікам рэакцыі гарызантальных рэбраў вочак з боку касцяной тканіны, якая вызначаецца ў рамках тэорыі бэлеў на пругкай падставе Вінклера.

Рэкамендацыі па выкарыстанні і вобласць ужывання: распрацаваныя мадэлі могуць быць выкарыстаны на практыцы траўматолагамі-артапэдамі для вызначэння аптымальнага месцазнаходжання і тыпаразмеру эндопротеза зыходзячы з анатамічных асаблівасцяў пацыента для павышэння працягласці функцыянавання імплантата.

РЕЗЮМЕ

Никитин Андрей Викторович

Конечно-элементные и математические модели биомеханических систем «кость – имплантат» при бесцементном эндопротезировании

Ключевые слова: конечно-элементный анализ, напряженно-деформированное состояние, остеointеграция, компьютерная томография, пористая металлическая структура, модель Гибсона – Эшби, пористый титан, открытые поры, эффективный модуль Юнга, балка на упругом основании

Цель работы: установление закономерностей поведения, образованного в результате процесса остеointеграции, биокомпозита «пористый титан – костная ткань» при бесцементном эндопротезировании. Определение эффективного модуля Юнга биокомпозитной вставки как изотропного материала.

Методы исследования: метод конечных элементов, математические модели Гибсона – Эшби с использованием теории расчета балок на упругом основании, сравнительный анализ.

Полученные результаты:

1. Разработана конечно-элементная модель биокомпозита «пористый титан – костная ткань, образованного в результате заверщенного процесса остеогенеза.
2. Разработана конечно-элементная модель эндопротезированной бедренной кости, приближенная к реалистичным физиологическим аспектам с учетом образованного биокомпозита.
3. Построена механико-математическая модель биокомпозита на основе пористого титана, учитывающей реакцию горизонтальных ребер ячеек со стороны костной ткани.

Научная новизна заключается в разработке конечно-элементной модели эндопротезированной бедренной кости после заверщенного процесса остеointеграции, позволяющей рассчитать внутренние усилия в кости с учетом образованного биокомпозита «пористый титан – костная ткань»; разработке математических моделей трехмерных металлических пористых структур, созданных методом порошковой металлургии, на основе ячеистых массивов Гибсона – Эшби; разработке механико-математических моделей деформирования биокомпозита «пористый титан – костная ткань» на основе ячеистых массивов Гибсона – Эшби с учетом реакции горизонтальных ребер ячеек со стороны костной ткани, определяемой в рамках теории балок на упругом основании Винклера.

Рекомендации по использованию и область применения: разработанные модели могут быть использованы на практике травматологами-ортопедами для определения оптимального месторасположения и типоразмера эндопротеза исходя из анатомических особенностей пациента для повышения длительности функционирования имплантата.

SUMMARY

Nikitsin Andrei Viktorovich

Finite element and mathematical models of biomechanical "bone – implant" systems in cementless endoprosthesis

Keywords: finite element analysis, stress-strain state, osseointegration, computed tomography, porous metal structure, Gibson – Ashby model, porous titanium, open pores, Gibson – Ashby model, effective Young's modulus, beam on elastic foundation

Purpose of work: Determination of regularities of behavior of "porous titanium – bone tissue" biocomposite formed as a result of the process of osteointegration during cementless endoprosthesis. Determination of effective Young's modulus of biocomposite insert as isotropic material.

Research methods: finite element method, Gibson – Ashby models based on theory of beams on elastic foundation, comparative analysis.

Obtained results:

1. A finite element model of "porous titanium – bone tissue" biocomposite formed as a result of the completed process of osteogenesis was developed.

2. A finite element model of an endoprosthetic femur approximating realistic physiological aspects was developed, taking into account the formed biocomposite.

3. A mechanics and mathematics models of a biocomposite based on porous titanium, taking into account the response of horizontal cell ribs from the bone tissue, is constructed.

Scientific novelty is to develop a finite element model of the endoprosthetic femur after the completed process of osseointegration, allowing to calculate the internal forces within the bone, taking into account the formed biocomposite "porous titanium – bone tissue"; to develop mathematical models of three-dimensional metal porous structures created by powder metallurgy, based on Gibson – Ashby array; to develop mathematical models of deformation of biocomposite "porous titanium – bone tissue" based on Gibson – Ashby arrays, taking into account the response of horizontal ribs of cells from the bone tissue, defined in the framework of Winkler elastic beam theory.

Recommendations for using the results and scope of applications: the developed models can be used in practice by orthopedic traumatologists to determine the optimal location and size of the endoprosthesis based on the anatomical features of the patient to increase the duration of the implant functioning.

Научное издание

НИКИТИН
Андрей Викторович

**КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЕ И МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ
БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ «КОСТЬ – ИМПЛАНТАТ»
ПРИ БЕСЦЕМЕНТНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ**

Автореферат диссертации
на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук
по специальности 01.02.08 – биомеханика

Подписано в печать 27.10.2023. Формат 60×84¹/₁₆. Бумага офсетная. Цифровая печать.
Усл. печ. л. 1,28. Уч.-изд. л. 1,33. Тираж 60. Заказ 930.

Издатель и полиграфическое исполнение: Белорусский национальный технический университет.
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя, распространителя
печатных изданий № 1/173 от 12.02.2014. Пр. Независимости, 65. 220013, г. Минск.