

Моделирование прочности протеза из градиентного материала, изготовленного с помощью аддитивных технологий

©2020 АО «ЦИФРА»

Инженеры АО «ЦИФРА», работая в составе научной группы специалистов ИММиТ СПбПУ, разработали подход к проектированию, опирающемуся на данные численного моделирования ячеистых структур эндопротеза с требуемыми механическими характеристиками, изготавливаемого из градиентного материала.

Каждое человеческое тело уникально: генетический код, размеры органов, структура костей – всё в нашем организме индивидуально. Тем не менее, современное здравоохранение в значительной степени основано на подходе «один размер подходит всем». Однако, по мере совершенствования технологий в области медицины, всё большее распространение получают персонализированные методы. В будущем диагностика, лечение и принятие клинических решений будут основываться на персональных данных пациента и математическом моделировании.

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава (ТЭТС) – это полная замена головки и шейки бедра и вертлужной впадины на искусственные, то есть, природный сустав целиком замещается эндопротезом. Целью эндопротезирования является возвращение пациенту привычного образа жизни, что подразумевает восстановление функции сустава, восстановление мышечной силы и исчезновение болевого синдрома. В наше время ТЭТС является одной из наиболее клинически успешных операций, с удовлетворительными клиническими результатами. Тем не менее, в 10÷20% случаев пациенты нуждаются в ревизионной хирургии.

Причины, приводящие к ревизионной хирургии, вызваны перераспределением нагрузки на костную ткань при эндопротезировании, которое возникает из-за различия жесткости протеза и кости. При изготовлении эндопротезов широко применяется титановый сплав, который характеризуется хорошей биосовместимостью, обладает высокой износостойкостью и коррозионной стойкостью. Однако, по сравнению с естественной бедренной костью, такие эндопротезы являются более жесткими.

Стремление уменьшить количество случаев ревизионной хирургии после ТЭТС стимулирует интерес к поиску новых материалов и оптимальной топологии бедренного имплантата.

Грядущая персонализация здравоохранения

Благодаря компьютерному моделированию пациенты в будущем получат доступ к протезам, которые

в полной мере отвечают всем индивидуальным требованиям, а также уменьшают вероятность постоперационного вмешательства, затраты на медицинские услуги и улучшают качество жизни.

Широкое применение компьютерного моделирования позволит врачам, производителям медицинских изделий и инженерам лучше понять, как поведет себя протез в процессе эксплуатации – и это еще до того, как он будет изготовлен. Компьютерное моделирование может применяться как для предоперационного планирования, так и для клинических исследований протезов перед их имплантацией. Вместо плана лечения, основанного на клинических испытаниях ограниченного круга пациентов, инструменты компьютерного моделирования позволят врачам разработать сотни, даже тысячи вариантов лечения, используя цифровых двойников пациентов.

С позиции врачей, преимущество предоперационного планирования состоит в том, что оно дает информацию о лечении конкретного пациента. Пациенты, в свою очередь, получают персонализированный подход, что снижает риск ревизионной хирургии и сокращает сроки реабилитации.

Применение аддитивных технологий

Одну из ключевых ролей в деле развития персонализированного здравоохранения играет возможность применения инновационных материалов и производственных технологий. В настоящее время всё большую популярность набирают аддитивные технологии, позволяющие создавать материалы, механические свойства которых, вследствие градиентной плотности, являются пространственно переменными. Подобные материалы представляют собой совокупность ячеистых структур, имеющих различные параметры и топологию, управляя которыми можно создавать конструкции с заданными механическими характеристиками. Использование таких материалов позволит создать персонализированные эндопротезы, механические свойства которых приближены к механическим свойствам бедренной кости, а их пористая структура, в свою очередь, способствует прорастанию живой ткани вглубь протеза.

Для того чтобы спроектировать эндопротез с механическими свойствами, приближенными к механическим свойствам кости, необходимо выявить такие варианты топологий ячеистых структур, которые по характеристикам соответствуют бедренной кости. Разработанный вариант эндопротеза должен отвечать требованиям нормативных документов по испытанию готовых эндопротезов, а также

выдерживать нагрузки всех типов, возникающие в результате различных видов активности человека.

Определить топологию ячеистых структур материала, а также провести прочностной анализ эндопротеза можно с помощью инструментов численного моделирования компании ANSYS. Работа в составе научной группы ИММиТ СПбПУ, инженеры АО «ЦИФРА» разработали подход к моделированию градиентного материала с требуемыми механическими характеристиками. На основе полученных данных был спроектирован эндопротез с механическими свойствами, приближенными к механическим свойствам кости, и определено, как его топология влияет на напряженно-деформированные состояния (НДС) кости, возникающие при наиболее частых видах активности человека.

Моделирование механического поведения ячеистого материала

Параметры упругопластической модели материала для моделирования механических свойств ячеистых структур были получены на основании обработки экспериментальных данных по растяжению образцов круглого сечения из титанового сплава ВТ6, изготовленных селективным лазерным плавлением с последующей термической обработкой.

На основе имеющихся экспериментальных данных по сжатию образцов из градиентного материала была выполнена валидация математических моделей образцов. Рассматривались эксперименты для образцов из градиентного материала, состоящего из одинаковых ячеистых структур в пределах одного образца.

Важно отметить, что деформирование образцов из градиентного материала зависит от плотности конфигурации. Образцы из градиентного материала более плотной структуры при сжатии деформируются подобно образцам сплошного сечения; графически это выражается диаграммой деформирования упругопластического материала с упрочнением.

На **рис. 1** мы видим совпадение результатов эксперимента и моделирования в виде диаграммы деформирования для сжимаемого образца из ячеистых структур при толщине прутка 0.8 мм.

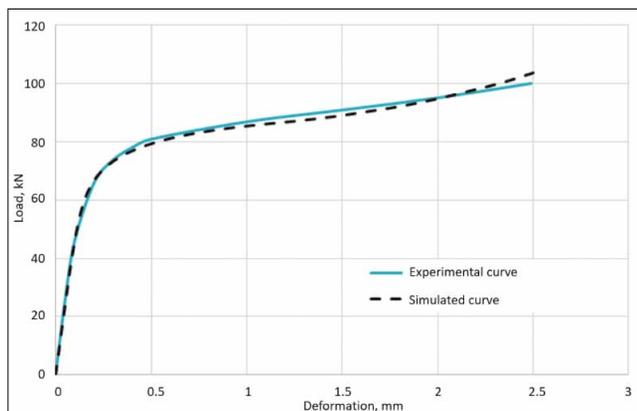


Рис. 1

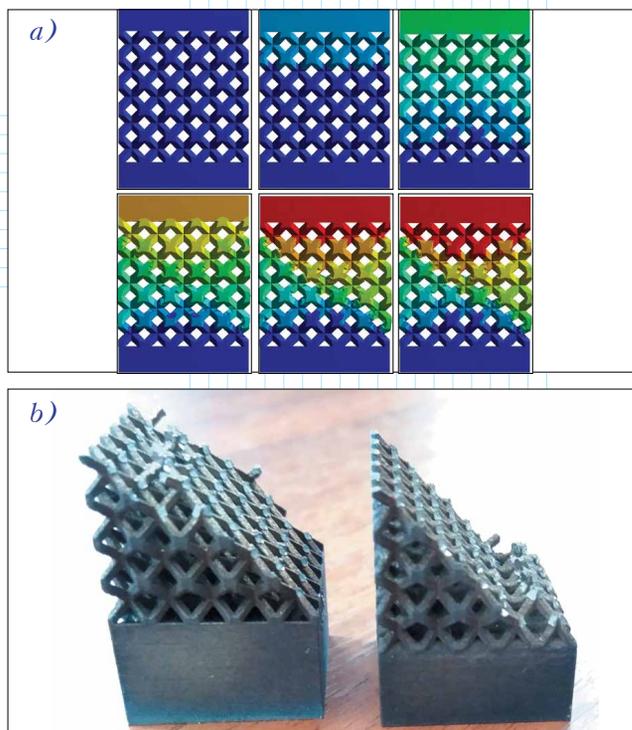


Рис. 2. Хрупкое разрушение:
а) моделирование процесса;
б) образец после испытания

С уменьшением плотности конфигурации деформирование начинает характеризоваться упругим поведением на начальной стадии и последующим хрупким разрушением, что иллюстрируют **рис. 2** и **рис. 3** (толщина прутка – 0.65 мм).

Топология ячеистых структур

Для того чтобы спроектировать эндопротез, соответствующий по механическим свойствам бедренной кости человека, необходимо определить топологию ячеистых структур, составляющих градиентный материал.

В бедренной кости человека можно выделить два характерных участка, имеющих различную структуру, а, следовательно, и различные механические свойства:

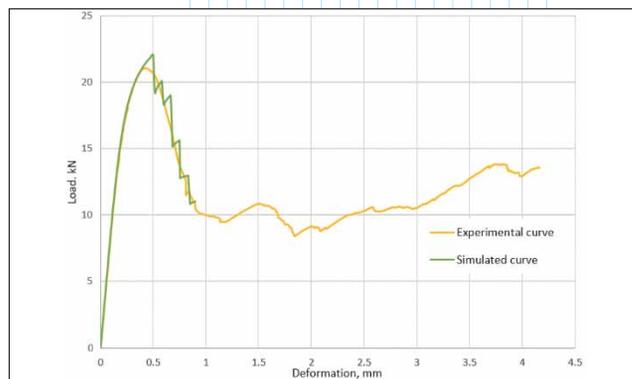


Рис. 3. Зависимость усилия от перемещения для образца из ячеистых структур при толщине прутка 0.65 мм

кортикальная (компактная) и трабекулярная (губчатая) кость (рис. 4).

Для исследования авторы выбрали шесть вариантов топологий ячеистых структур с различным коэффициентом объемного заполнения. На практике диапазон изменения толщин прутков ячеистой структуры ограничен технологическими возможностями аддитивного производства.

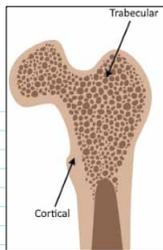


Рис. 4

Отбор ячеистых структур был проведен по следующим параметрам:

- модуль упругости;
- размер пор;
- предел прочности.

Эффективные механические свойства ячеистых структур определялись с помощью численного моделирования эксперимента на сжатие. Исследовался широкий диапазон кривой нагружения в упругой и пластической зонах, вплоть до достижения предела прочности ячеистой структуры.

Размер пор для кортикальной части кости соответствует диапазону $0.4 \div 0.8$ мкм, для трабекулярной – $0.8 \div 1.2$ мкм. В протезе крупные поры ($0.8 \div 1.2$ мкм) выполняют функцию дренажа, обеспечивая подачу органического вещества вглубь эндопротеза, в то время как малые ($0.4 \div 0.8$ мкм) необходимы для сращения протеза с костными тканями.

На данном этапе исследования были отобраны такие варианты топологий и размера прутка, для которых размеры пор попадают в установленные границы (рис. 5). Размер пор в исследуемых моделях определяется размером вписанной в ячеистую структуру сферы.

По значению эффективного модуля упругости были отобраны ячеистые структуры, эффективный модуль которых для кортикальной части кости находится в диапазоне $14 \div 28$ ГПа, а для трабекулярной части – $0.1 \div 4$ ГПа.

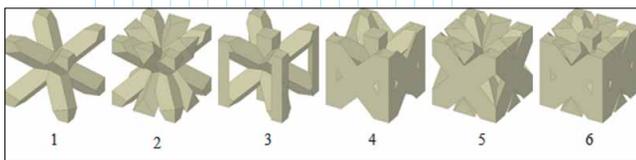


Рис. 5

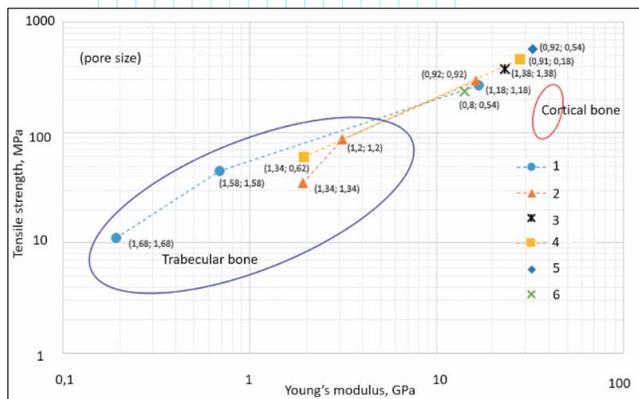


Рис. 6

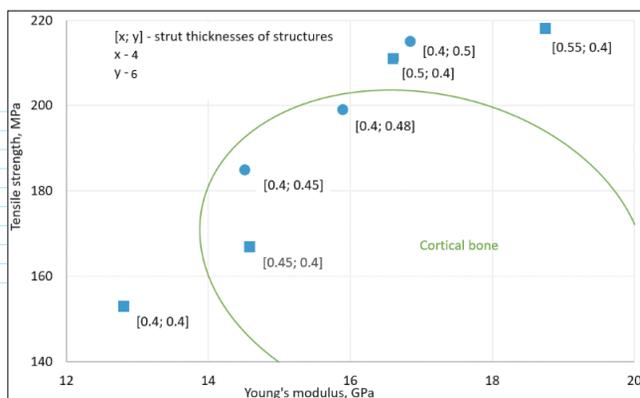


Рис. 7

Значения эффективного предела прочности для трабекулярной части соответствует диапазону $10 \div 130$ МПа, для кортикальной – $100 \div 200$ МПа. Требовалось выбрать топологии, для которых предел прочности попадает в установленные диапазоны.

Механические свойства конфигураций ячеистых структур отображает график (рис. 6), позволяющий выделить те из них, которые попадают в нужный диапазон. Как мы видим, ячеистых структур, отвечающих всем характеристикам кортикальной кости, не оказалось.

Для решения этой проблемы были рассмотрены комбинации структур, у которых эффективный модуль упругости и размер пор подходили по значению. Результаты расчетов приведены на рис. 7.

Расчет прочности эндопротеза

Из отобранных ячеистых структур и их конфигураций была спроектирована модель нового эндопротеза. Расположение отобранных ячеистых структур зависит от того, с какой частью кости взаимодействует эндопротез: с кортикальной или трабекулярной (рис. 8).

На следующем этапе исследовалось влияние топологии эндопротеза на напряженно-деформированное состояние кости при различных видах активности – таких, как ходьба, бег, подъем по лестнице, стояние в вертикальном положении, подъем в вертикальное положение. Анализ проводился с помощью метода конечных элементов, реализованного в программной системе *ANSYS Mechanical*. С целью дальнейшего

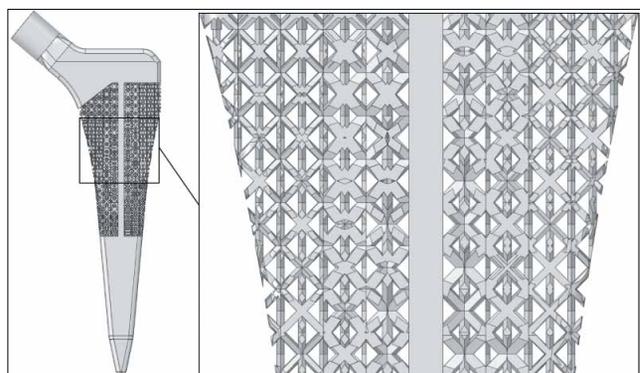


Рис. 8

сравнительного анализа исследование выполнялось для кости без протеза, кости со сплошным протезом и кости с протезом из градиентного материала.

При нагружении системы “кость-протез” влияние топологии протеза на общее напряженное состояние кости не наблюдается, однако в местах сочленения протеза из сплошного материала и поверхности кости происходит локальное уменьшение напряжений в верхней части кортикальной кости. Такая реакция возникает, когда протез, ввиду своей высокой жесткости, принимает основную нагрузку на себя и не передает её на кортикальную часть кости. Это явление, которое носит название *Stress Shielding*, является нежелательным. Согласно закону Вольфа, изменение функциональной нагрузки на кость вызывает её адаптивное ремоделирование, которое в случае уменьшения действующей нагрузки приводит к ослаблению и дальнейшему разрушению костной ткани.

Из результатов расчета видно, что, при использовании протеза из градиентного материала, напряжения, возникающие в кости, увеличиваются по сравнению со сплошным протезом, не превышая при этом напряжения в кости без протеза. Таким образом, вероятность возникновения *Stress Shielding* снижается и обеспечивается прочность кости на будущее.

На **рис. 9** представлены поля эквивалентных напряжений в верхней части кортикальной кости при действии комбинированной нагрузки для случая максимального нагружения (картину в динамике можно увидеть на сайте www.multiphysics.ru).

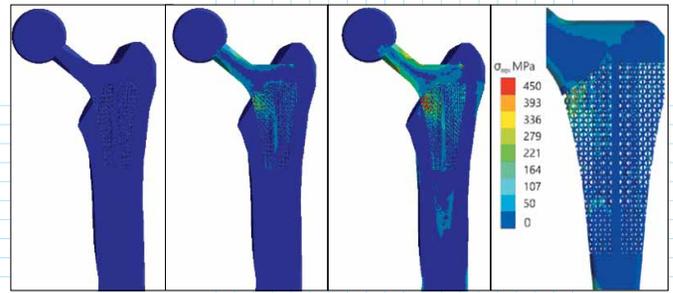


Рис. 9. Поля эквивалентных напряжений (МПа) для случая максимального нагружения

Таким образом, в результате проведения серии расчетов было определено, что протезы, изготовленные из материала с градиентной плотностью, имеют меньшую жесткость, чем протезы из сплошного материала. При совместной работе системы “протез – кость” перемещения, возникающие в системе с протезом из материала с градиентной плотностью, ближе к перемещениям, возникающим в кости без протеза.

Напряжения, возникающие в протезе из градиентного материала, ниже предела текучести для ВТ6. Коэффициент запаса прочности для максимального случая нагружения составляет 2. Следовательно, достаточная прочность ячеистой структуры протеза, изготовленного из градиентного материала, обеспечивается при всех рассмотренных видах активности.

◆ Выставки ◆ Конференции ◆ Семинары ◆

ПРИ ПОДДЕРЖКЕ И УЧАСТИИ:

Министерство промышленности, связи, цифрового и научно-технического развития Омской области

Администрация города Омска

Межрегиональная ассоциация «Сибирское соглашение»

Омская ТПП

НП «Сибирское машиностроение»

Союз машиностроителей России

24 - 27 МАРТА 2020 Г.

ОМСК

СИБИРСКИЙ ПРОМЫШЛЕННО-ИННОВАЦИОННЫЙ ФОРУМ



ПРОМТЕХЭКСПО

В экспозиции форума:

- АВТОМАТИЗАЦИЯ. ЭЛЕКТРОНИКА. ИЗМЕРЕНИЯ
- СВЯЗЬ
- IT-ТЕХНОЛОГИИ
- ОМСКГАЗНЕФТЕХИМ
- МАШИНОСТРОЕНИЕ. МЕТАЛООБРАБОТКА. СВАРКА
- ЭНЕРГОСИБ. СИБМАШТЭК · ИНЭКСПО

Тел/факс: +7 (3812) 22-04-59
23-23-30; 22-01-59

МВЦ «ИНТЕРСИБ»
ВК «ОМСК-ЭКСПО»

E-mail: expo@intersib.ru
www.intersib.ru