



DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2021.1.05

УДК 539.3, 621.762

РАСЧЕТНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ ЭНДОПРОТЕЗА ИЗ МАТЕРИАЛА С ГРАДИЕНТНОЙ ЯЧЕИСТОЙ СТРУКТУРОЙ

**В.Ш. Суфияров¹, А.В. Орлов¹, А.А. Попович¹, М.О. Чуковенкова², А.В. Соклаков²,
Д.С. Михалюк²**

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Российская Федерация, 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, 29

² Центр инженерно-физических расчетов и анализа, Российская Федерация, 195197, Санкт-Петербург, Кондратьевский проспект, 15, кор. 2, e-mail: maria.chukovenkova@multiphysics.ru

Аннотация. Наиболее частыми причинами ревизионной хирургии после операции по замене тазобедренного сустава являются асептическое расшатывание (асептическая нестабильность) эндопротеза, разрушение кости в результате взаимодействия с эндопротезом, а также перипротезный перелом. Причины подобных явлений вызваны перераспределением нагрузки на костную ткань при эндопротезировании, которое возникает из-за различия жесткости эндопротеза и кости. При производстве эндопротезов широко применяется титановый сплав, который имеет хорошую биосовместимость, обладает высокой износостойкостью и коррозионной стойкостью, но такие эндопротезы являются более жесткими по сравнению с бедренной костью. Эти проблемы стимулировали рост интереса к поиску оптимальных материалов и топологии бедренного имплантата. В настоящее время большую популярность набирают аддитивные технологии, позволяющие создавать материалы с градиентной плотностью. Подобные материалы представляют собой множество ячеистых структур, имеющих различные параметры и топологию, управляя которыми можно создавать конструкции с заданными механическими характеристиками. Такие материалы находят свое применение в производстве эндопротезов бедренного сустава, позволяя создавать эндопротезы, механические свойства которых приближены к механическим свойствам бедренной кости, а их пористая структура, в свою очередь, способствует врастанию живой ткани в глубь эндопротеза. Авторами выполнено проектирование и моделирование эндопротеза из градиентного материала, механические свойства которого соответствуют механическим свойствам бедренной кости человека. С помощью инструмента численного моделирования *ANSYS Mechanical* определено влияние топологии эндопротеза на напряженно-деформированное состояние кости и их совместную работу при различных видах активности человека.

Ключевые слова: эндопротез, аддитивные технологии, метод конечных элементов, градиентный материал, ВТБ.

© Суфияров В.Ш., Орлов А.В., Попович А.А., Чуковенкова М.О., Соклаков А.В., Михалюк Д.С., 2021
Суфияров Вадим Шамилович, к.т.н., в.н.с. Института машиностроения, материалов и транспорта, Санкт-Петербург

Орлов Алексей Валерьевич, н.с. Института машиностроения, материалов и транспорта, Санкт-Петербург
Попович Анатолий Анатольевич, д.т.н., профессор, директор Института машиностроения, материалов и транспорта, Санкт-Петербург

Чуковенкова Мария Олеговна, инженер, Санкт-Петербург

Соклаков Александр Викторович, руководитель группы, Санкт-Петербург

Михалюк Дмитрий Сергеевич, генеральный директор, Санкт-Петербург

ВВЕДЕНИЕ

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава – это замена элементов сустава эндопротезом. Целью эндопротезирования является возвращение привычного образа жизни пациента: восстановление функции сустава, восстановление мышечной силы и исчезновение болевого синдрома. Несмотря на то, что тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава является одной из наиболее клинически успешных операций, с удовлетворительными клиническими результатами при 15–20-летнем наблюдении [18, 19], 10–20% операций подвергается ревизионной хирургии [17]. Распространенными причинами для ревизионной хирургии являются асептическое расшатывание (асептическая нестабильность) эндопротеза [40, 13], разрушение кости в результате взаимодействия с эндопротезом [13, 26], а также перипротезный перелом [13, 22, 33]. Такие последствия обусловлены перераспределением нагрузки на костную ткань при эндопротезировании из-за разницы в жесткости эндопротеза и кости [16]. Большинство эндопротезов тазобедренного сустава изготовлены из твердого металла, например из титанового сплава, который широко применяется в производстве эндопротезов из-за его хорошей биосовместимости, высокой износостойкости и коррозионной стойкости [23], но такие эндопротезы являются более жесткими по сравнению с бедренной костью [5, 32]. Вышеперечисленные проблемы стимулировали рост интереса к поиску оптимальных материалов и топологии бедренного имплантата. В статье [2] авторы оптимизировали топологию эндопротеза путем уменьшения его первоначального объема и получили геометрию эндопротеза, которая представляет собой полую деталь с закрытыми границами. Но изготовление полученной конструкции эндопротеза как единой детали является затруднительным. Также попытки уменьшить разницу в жесткости эндопротеза и кости предпринимались путем изготовления эндопротезов с композитными и изоэластичными ножками [15, 34, 35, 41]. В настоящее время большую популярность в совершенствовании топологии эндопротезов набирают аддитивные технологии, которые позволяют создавать материалы с градиентной плотностью. Подобные материалы представляют собой множество ячеистых структур, имеющих различные параметры и топологию, используя которые можно создавать конструкции с заданными механическими характеристиками. Варьируя топологией ячеистых структур, можно управлять механическими характеристиками изготавливаемого изделия. Периодическая структура таких материалов подходит для изготовления эндопротезов, а пористая структура, в свою очередь, обеспечивает врастание костной ткани в эндопротез [4, 20, 31, 38]. В работах [22, 23, 25] изучается поведение эндопротезов из градиентных материалов при различных условиях нагружения. Одним из эффективных инструментов проектирования градиентных материалов является численное моделирование. Цель данной работы – с помощью инструментов численного моделирования определить, как влияет топология эндопротеза на напряженно-деформированное состояние кости и их совместную работу.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для моделирования в работе использовался пакет конечно-элементного анализа ANSYS 19.1. Подготовка геометрических моделей ячеистых структур произведена в CAD-модуле ANSYS SpaceClaim. Построение конечно-элементной сетки выполнено при помощи ANSYS Meshing. Постановка задачи, выполнение расчетов и обработка полученных результатов проведены в модуле ANSYS Mechanical.

Авторами рассмотрены следующие варианты расчетных моделей: бедренная кость без эндопротеза, бедренная кость с эндопротезом из сплошного материала и бедренная кость с эндопротезом из градиентного материала.

Анализ бедренной кости без эндопротеза проведен с целью использовать результаты как эталонные данные для оценки изменения распределения нагрузки внутри кости после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. Для анализа напряженно-деформированного состояния кости без эндопротеза использована трехмерная подробная анатомическая модель бедренной кости, полученная путем компьютерной томографии [24]. Компьютерная томография позволяет создавать трехмерные модели органов с высокой точностью формы и свойств мягких и костных тканей. В бедренной кости человека выделяется три характерных участка, имеющих различную структуру, а следовательно, и различные механические свойства: кортикальная (компактная), трабекулярная (губчатая) кость и костный мозг (рис. 1) [9].

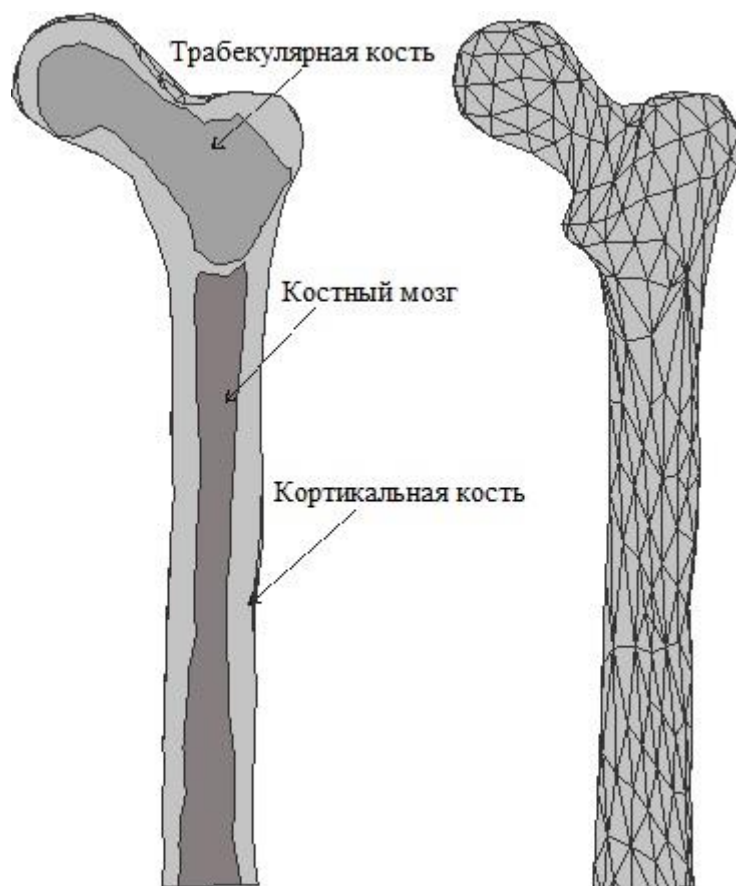


Рис. 1. Анатомическая компьютерная модель бедренной кости

Постановка задачи

Разработанные варианты новых эндопротезов должны проходить доклинические испытания, чтобы предотвратить возможность их повреждения в процессе эксплуатации. С помощью конечно-элементного моделирования возможно спрогнозировать поведение исследуемого эндопротеза под нагрузкой и улучшить его топологию, чтобы предотвратить нежелательные эффекты.

Критериями сравнения эндопротеза из сплошного материала и эндопротеза из градиентного материала выбраны жесткость системы «кость–эндопротез», прочность кости и прочность эндопротезов.

Эксперимент по испытанию эндопротезов на прочность проводится в соответствии со стандартом ГОСТ Р ИСО 7206-4-2012 [1]. На головку эндопротеза воздействует циклическая нагрузка для создания осевого сжатия, изгиба в двух плоскостях и вращения до разрушения или до отработки заданного числа циклов. Нагрузки, возникающие в реальности, отличаются от нагрузок, предусмотренных стандартом [6]. Поэтому в данной работе исследованы основные случаи нагружения, которые являются наиболее частыми в стандартных условиях жизнедеятельности человека, а именно: принятие вертикального положения, вертикальное спокойное положение человека, подъем по лестнице. Авторами исследован случай легкого бега со скоростью 7 км/ч из-за востребованности пациентами подобного вида физической нагрузки после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. Также рассмотрен комбинированный случай нагружения, в котором для оценки влияния силы реакции сустава на общее распределение нагрузки сила действует на головку сустава под углом в 20° в поперечной плоскости и учтено действие трех основных групп мышц: аддукторов, латеральной и подвздошной мышц бедра [6].

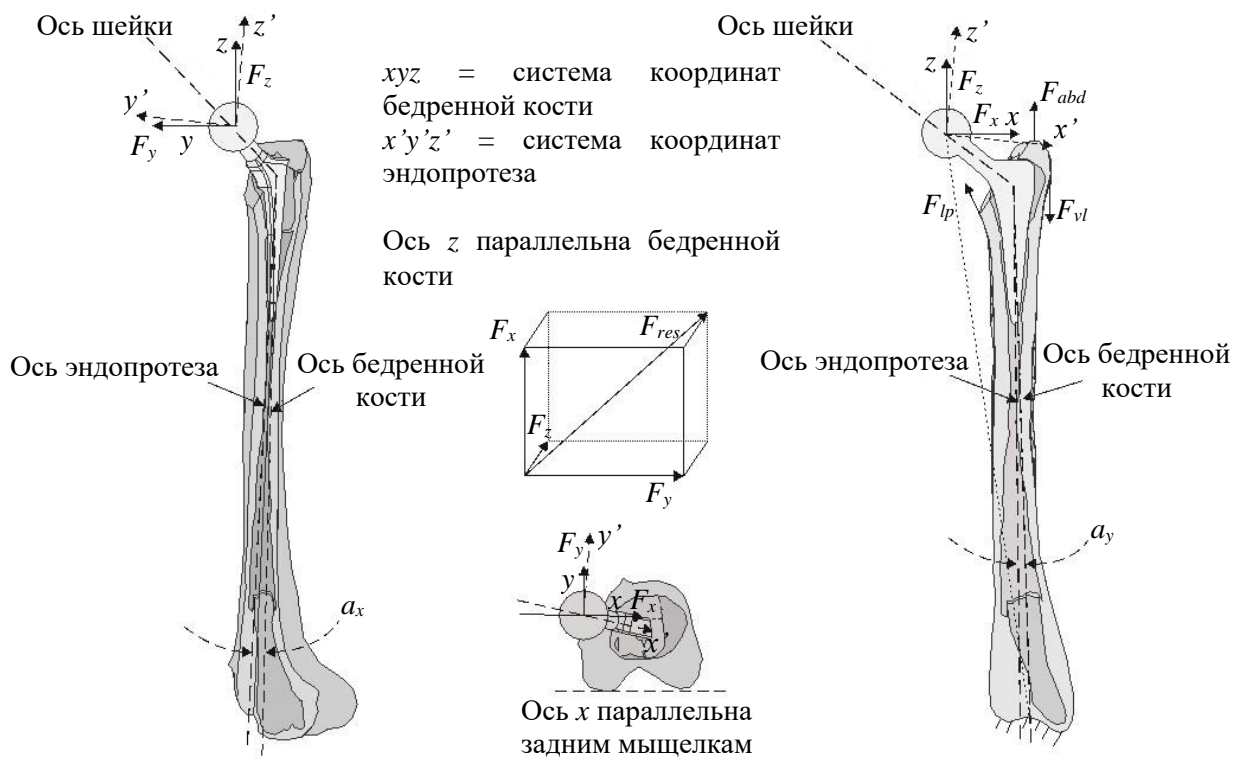


Рис. 2. Модель системы «кость–эндопротез» и ее схема нагружения

Разработанная модель системы «кость–эндопротез» и ее схема нагружения показаны на рис. 2. Для имитации стандартной резекции модель бедренной кости была разрезана рядом с большим вертелом, и внутрь неё была помещена модель эндопротеза. Нагружение эндопротеза рассматривается в системе координат правой бедренной кости. Начало системы координат находится в центре головки бедренной кости. Также учтены мышечные нагрузки, действующие на бедренную кость. Данные о нагрузках, возникающих в результате рассматриваемых видах активности, взяты из исследования [30] (табл. 1). Система «кость–эндопротез» закреплена за нижнюю поверхность кости во всех направлениях, связка головки бедренной кости осуществлена путем задания ограничения движения узла в головке бедренной кости по направлению к вертлужной впадине [36].

Таблица 1

Значения и направления действия сил и моментов

Случай нагружения	Место возникновения нагрузки	F_x , Н	F_y , Н	F_z , Н	F_{res} , Н
Комбинированный (LC1)	Головка эндопротеза (кости)	262	-36	-681	730
	<i>Abductor</i> (отводящая мышца)	-103	0	282	300
	<i>Iliopsoas</i> (подвздошная мышца)	-29	136	127	188
	<i>Vastus Lateralis</i> (латеральная широкая мышца)	0	0	-292	292
Принятие вертикального положения (LC2)	Головка эндопротеза (кости)	650	204	-1428	1582
Вертикальное положение (LC3)	Головка эндопротеза (кости)	576	121	-1947	2034
Подъем по лестнице (LC4)	Головка эндопротеза (кости)	712	657	-2000	3054
Бег (LC5)	Головка эндопротеза (кости)	774	771	-2852	3054

Для передачи усилий между эндопротезом и костью использованы линейные контактные элементы, которые не меняют статус разомкнут-сомкнут в течение расчета, поскольку в реальных условиях относительные движения между эндопротезом и костью должны быть исключены. Для моделирования эндопротеза использован сплав ВТ6, механические свойства которого приведены в табл. 2 [39].

Таблица 2

Физико-механические свойства участков кости

Параметр	Кортикальная кость	Трабекулярная кость	Костный мозг
Модуль упругости, ГПа	20,0	2,0	0,3
Коэффициент Пуассона	0,3	0,3	0,45

Проектирование эндопротеза из градиентного материала

Для того чтобы изготовить эндопротез, имеющий механические характеристики, приближенные к механическим характеристикам кости, необходимо определить подходящие ячеистые структуры, эффективные свойства которых будут соответствовать механическим свойствам кости. Это позволит обеспечить прочность кости в сочленении с эндопротезом. Отбор подходящих ячеистых структур произведен по следующим параметрам: модуль упругости, размер пор, предел прочности. Для исследования авторами выбрано шесть представительных вариантов топологий ячеистых структур: *N*, *MN*, *CoRN*, *CrMN*, *CoCrRN* и *CoCrRMN* (рис. 3). Система названий конфигураций ячеек определена авторами в соответствии с направлениями присутствующих в ячейке прутков: *N* – прутки направлены по диагоналям; *R* – центральный вертикальный пруток; *Co* – прутки, расположенные на четырех вертикальных ребрах ячейки; *Cr* – прутки, проходящие по диагоналям вертикальных граней ячейки; *M* – прутки проходят из центра ячейки к серединам горизонтальных ребер. Топологии рассматриваемых структур образованы сочетанием различных вариантов направлений прутков при постоянной образующей топологии *N*. Параметры ячейки $2,5 \times 2,5 \times 2,5$ мм при толщинах прутка 0,3; 0,4; 0,6; 0,8; 1 мм.

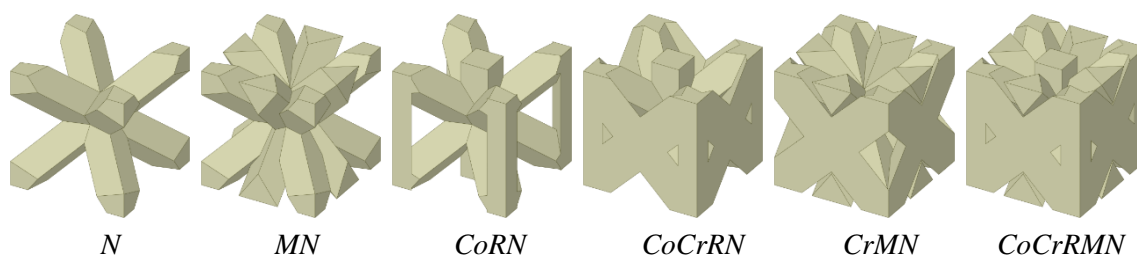


Рис. 3. Конфигурации ячеистых структур

Эффективные механические свойства ячеистых структур определялись с помощью численного моделирования эксперимента на сжатие [39]. Исследуется широкий диапазон кривой нагружения в упругой и пластической зонах, вплоть до достижения предела прочности ячеистой структуры.

Модель пластичности, использованная для моделирования одноосного растяжения, – мультилинейная. Для мультилинейной модели пластичности исходными данными являются: модуль Юнга E , коэффициент Пуассона μ и зависимость напряжения σ от относительной пластической деформации ε . Учет пластического деформирования при моделировании механических свойств обусловлен стремлением учесть реальную модель материала прутков и получить эффективные механические свойства структур в широком диапазоне. Материал, используемый для производства прутков эндопротеза, – титановый сплав ВТ6. Механические свойства сплава ВТ6 определены путем обработки результатов проведенного авторами эксперимента на растяжение образцов круглого сечения, изготовленных селективным лазерным плавлением и последующей термической обработкой [28, 29]. Механические свойства ВТ6 приведены в табл. 3 и 4.

Таблица 3

Параметры линейно-упругой модели материала ВТ6

Модуль Юнга, ГПа	113
Коэффициент Пуассона	0,36

Таблица 4

Параметры линейно-упругой модели материала ВТ6

ε , мм/мм	0	0,00096	0,00349	0,00620	0,00894	0,011729	0,01738	0,02025	0,06296
σ , МПа	684,5	915,1	970,4	1006,8	1034,0	1054,3	1084,5	1096,1	1177,6

Размер пор для кортикальной части кости соответствует диапазону 0,4–0,8 мм, для трабекулярной – 0,8–1,2 мм [21, 37]. Крупные поры (0,8–1,2 мм) выполняют в эндопротезе функцию дренажа (обеспечивают подачу органического вещества в глубь эндопротеза), малые (0,4–0,8 мм) служат для срастания эндопротеза с костными тканями. На данном этапе исследования необходимо провести выбор топологии и размера прутка, для которых размеры пор попадают в установленные условия. Размер пор в исследуемых моделях определяется размером вписанной сферы в ячеистую структуру, такой подход уже использовался ранее [8].

При отборе по значению эффективного модуля упругости отобраны ячеистые структуры, эффективный модуль которых для кортикальной части кости находится в диапазоне 14–28 ГПа, модуль упругости трабекулярной части 0,1–4 ГПа [11, 12, 14].

Значения диапазона эффективного предела прочности для трабекулярной части соответствует диапазону 10–130 МПа, для кортикальной 100–200 МПа [11, 21, 37].

На данном этапе исследования необходимо провести выбор топологии и размера прутка, для которых предел прочности попадает в установленные диапазоны.

В табл. 5 приведены значения модуля упругости и предела прочности для ВТ6, кортикальной кости, трабекулярной кости и отобранных ячеистых структур.

Таблица 5

Механические свойства отобранных ячеистых структур

Параметр	ВТ6	Кортикальная кость	$CoCrRN(0,45)+CoCrRMN(0,40)$	$CoCrRN(0,40)+CoCrRMN(0,45)$	Трабекулярная кость	$N(0,48)$	$MN(0,30)$	$CrMN(0,35)$
Модуль упругости, ГПа	113,2	14,0–27,0	14,5	14,6	0,1–4,0	2,5	0,92	4,0
Предел прочности, МПа	1177,6	100,0–200,0	167,0	185,0	10,0–130,0	86,4	35,2	102,2

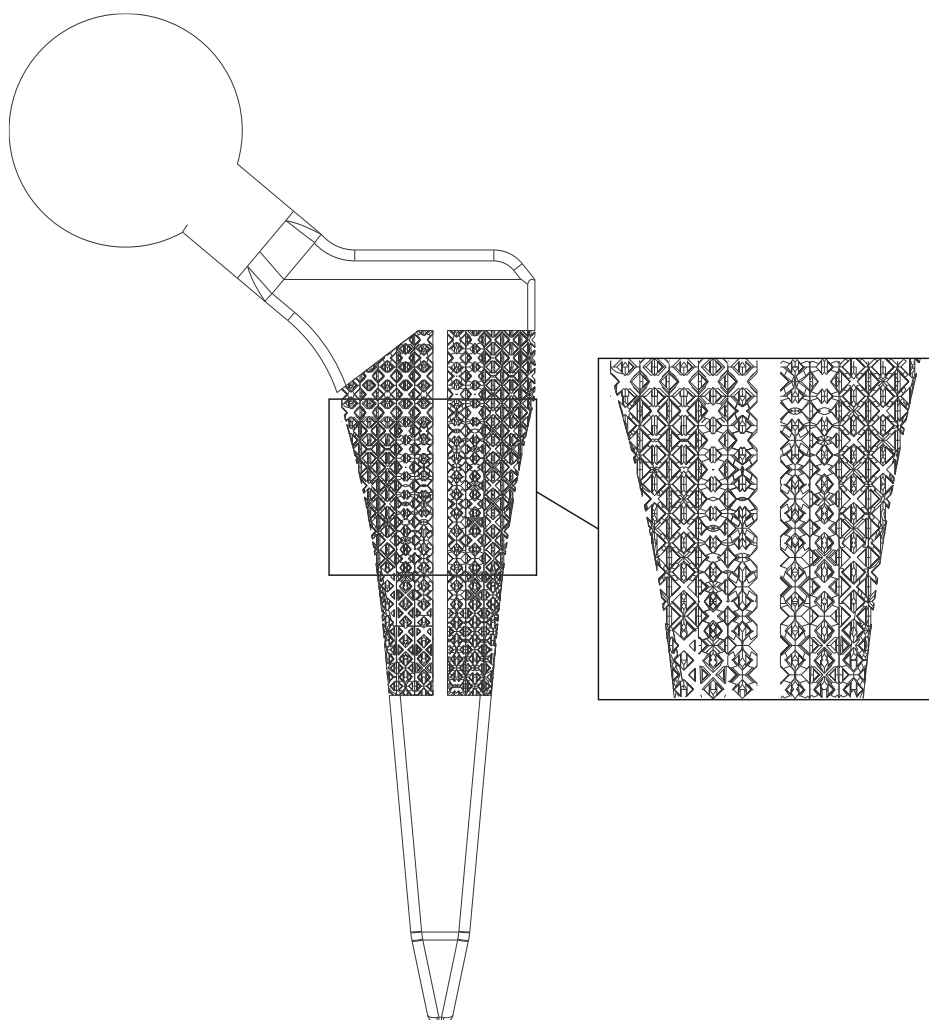


Рис. 4. Модель эндопротеза из материала с градиентной плотностью

На рис. 4 показана разработанная модель эндопротеза из градиентного материала и системы «кость–эндопротез из градиентного материала». Для моделирования градиентного материала, отвечающего механическим свойствам кортикальной кости, использованы ячеистые структуры $CoCrRMN$ с толщиной прутка

0,4 мм и *CoCrRN* с толщиной прутка 0,45 мм; *CoCrRN* с толщиной прутка 0,4 мм и *CoCrRMN* с толщиной прутка 0,45 мм; *CoCrRN* с толщиной прутка 0,4 мм и *CoCrRMN* с толщиной прутка 0,48 мм, для трабекулярной: *N* с толщиной прутка 0,48 мм и *MN* с толщиной прутка 0,3 мм; *MN* с толщиной прутка 0,3 мм и *CrMN* с толщиной прутка 0,35 мм.

РЕЗУЛЬТАТЫ

С помощью метода конечных элементов проведен анализ влияния моделей эндопротезов различного типа на напряженно-деформированное состояние кости при различных видах активности человека, таких как ходьба, вертикальное положение стоя, подъем в вертикальное положение, подъем по лестнице, бег. Исследование выполнено для кости без эндопротеза, кости со сплошным эндопротезом и кости с эндопротезом из градиентного материала.

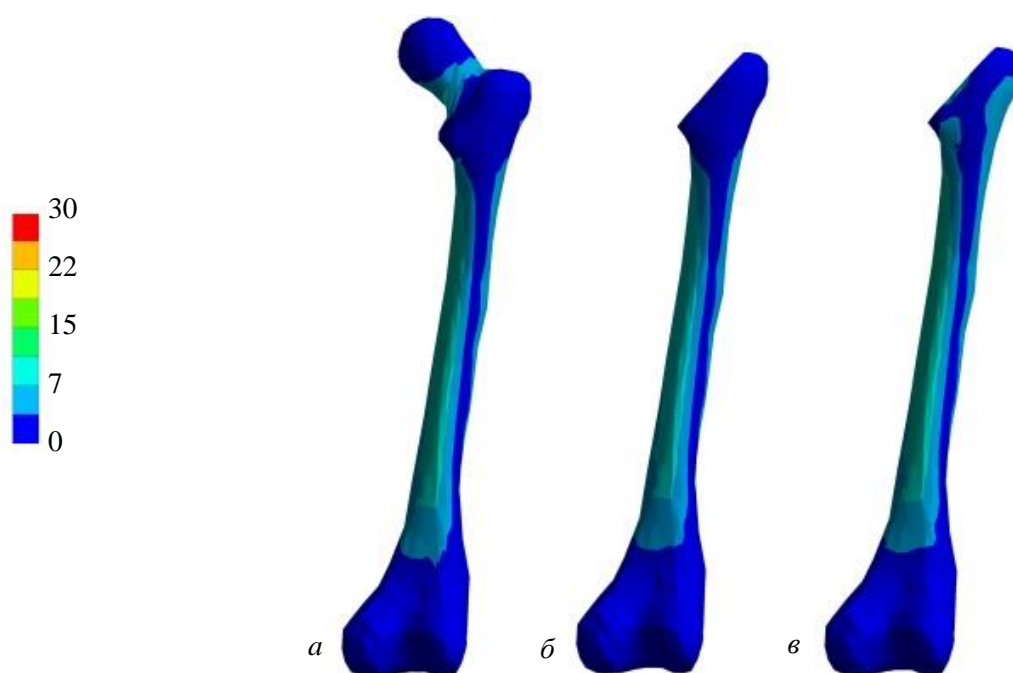


Рис. 5. Поля эквивалентных напряжений (МПа) для кости без эндопротеза (а); с эндопротезом из сплошного материала (б); с эндопротезом из градиентного материала (в) при действии комбинированной нагрузки

На рис. 5 представлены поля эквивалентных по Мизесу напряжений в кости со сплошным эндопротезом и кости с эндопротезом из градиентного материала при действии комбинированной нагрузки. При нагружении системы «кость–эндопротез» влияния топологии эндопротеза на общее напряженное состояние кости не наблюдается, однако в местах сочленения эндопротеза из сплошного материала и поверхности кости происходит локальное уменьшение напряжений в верхней части кортикальной кости. Такая реакция возникает, когда из-за своей высокой жесткости эндопротез воспринимает на себя основную нагрузку и не передает ее на кортикальную часть кости, уменьшая в ней напряжения (рис. б). Это явление носит название “*stress shielding*” [10, 27] и является нежелательным. Согласно закону Вольфа [42], изменение функциональной нагрузки на кость вызывает её адаптивное ремоделирование, которое в случае уменьшения действующей нагрузки приводит к ослаблению и дальнейшему разрушению костной ткани.

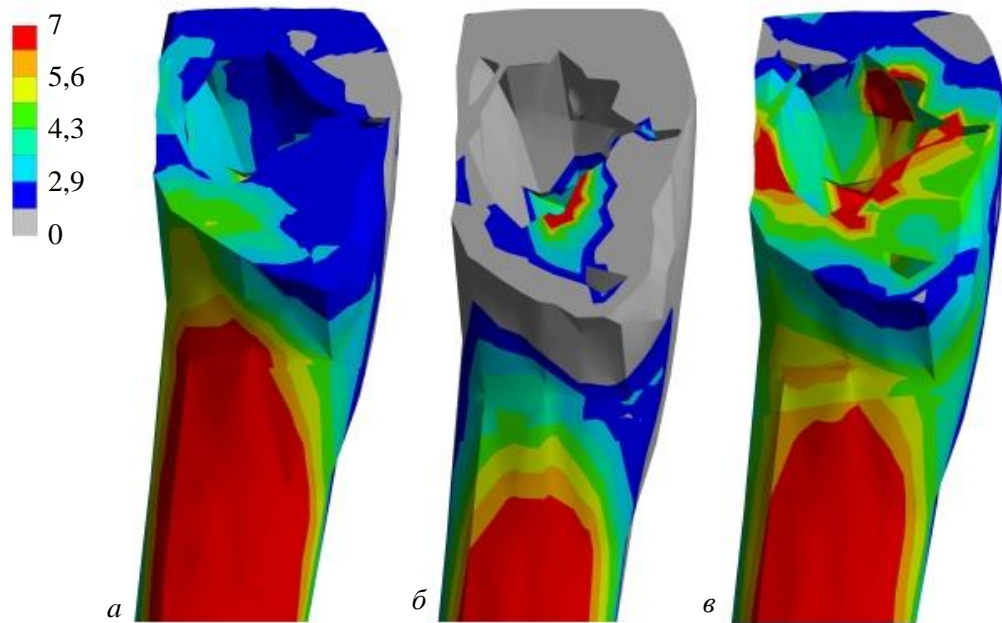


Рис. 6. Поля эквивалентных напряжений (МПа) для верхней части кортикальной кости без эндопротеза (*a*); кости с эндопротезом из сплошного материала (*б*) и кости с эндопротезом из градиентного материала (*в*) при действии комбинированной нагрузки

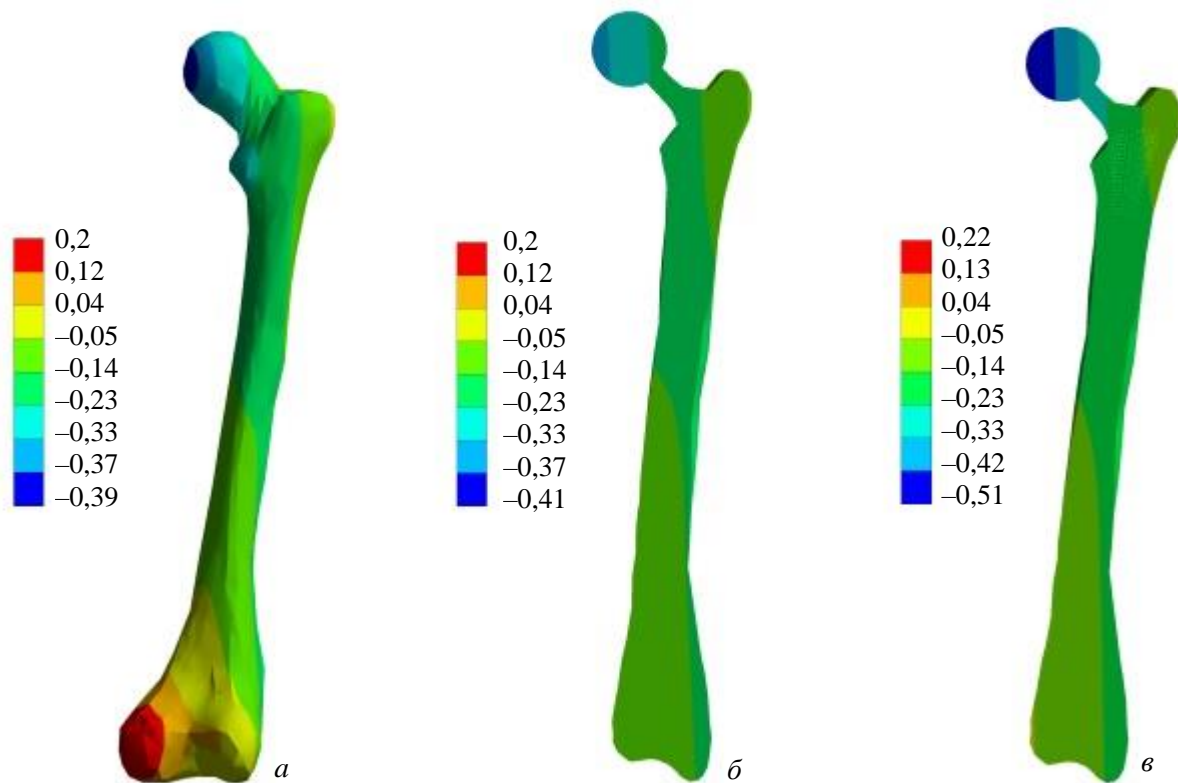


Рис. 7. Поля перемещений (мм) для кости без эндопротеза (*a*); кости с эндопротезом из сплошного материала (*б*) и кости с эндопротезом из градиентного материала (*в*) при действии комбинированной нагрузки

На рис. 6 представлены поля эквивалентных напряжений для верхней части кортикальной кости для случая бедренной кости без эндопротеза, с эндопротезом из сплошного материала и с эндопротезом из градиентного материала.

Из результатов расчета видно, что при использовании эндопротеза из градиентного материала напряжения, возникающие в кости, выше, чем в случае эндопротеза из сплошного материала, и не превышают напряжения в кости без эндопротеза. Таким образом, снижена вероятность возникновения явления “*stress shielding*”, а прочность кости обеспечивается.

На рис. 7 показаны поля перемещений для кости без эндопротеза, кости с эндопротезом из сплошного материала и кости с эндопротезом из градиентного материала при действии комбинированной нагрузки. Значение вертикальных перемещений в верхней точке головки для кости без эндопротеза равно 0,39 мм, для системы «кость–протез из сплошного материала» 0,41 мм, для системы «кость–эндопротез из градиентного материала» 0,51 мм.

Таблица 6

Значения максимальных перемещений головки кости (протеза) в направлениях X, Y и Z (мм)

Случай нагружения	Ось	Кость без эндопротеза	Кость с эндопротезом из сплошного материала	Кость с эндопротезом из градиентного материала
LC1	Ox	0,58	0,63	0,68
	Oy	0,36	0,37	0,36
	Oz	0,39	0,41	0,51
LC2	Ox	1,26	1,35	1,47
	Oy	0,77	0,80	0,78
	Oz	0,84	0,89	1,11
LC3	Ox	1,62	1,73	1,90
	Oy	1,00	1,03	1,01
	Oz	1,08	1,15	1,42
LC4	Ox	1,76	1,90	2,07
	Oy	1,11	1,15	1,12
	Oz	1,18	1,27	1,56
LC5	Ox	2,44	2,62	2,86
	Oy	1,50	1,55	1,51
	Oz	1,62	1,75	2,14

В табл. 6 приведены значения максимальных перемещений для всех случаев нагружения.

Порядок величин перемещений, полученных в данной работе, соответствует другим исследованиям [3, 7]. Расхождения могут быть вызваны отличиями в граничных условиях и механических свойствах кости.

На рис. 8 показаны поля эквивалентных напряжений, максимальных растягивающих и максимальных сжимающих напряжений для эндопротеза из градиентного материала для случая максимального нагружения – бега.

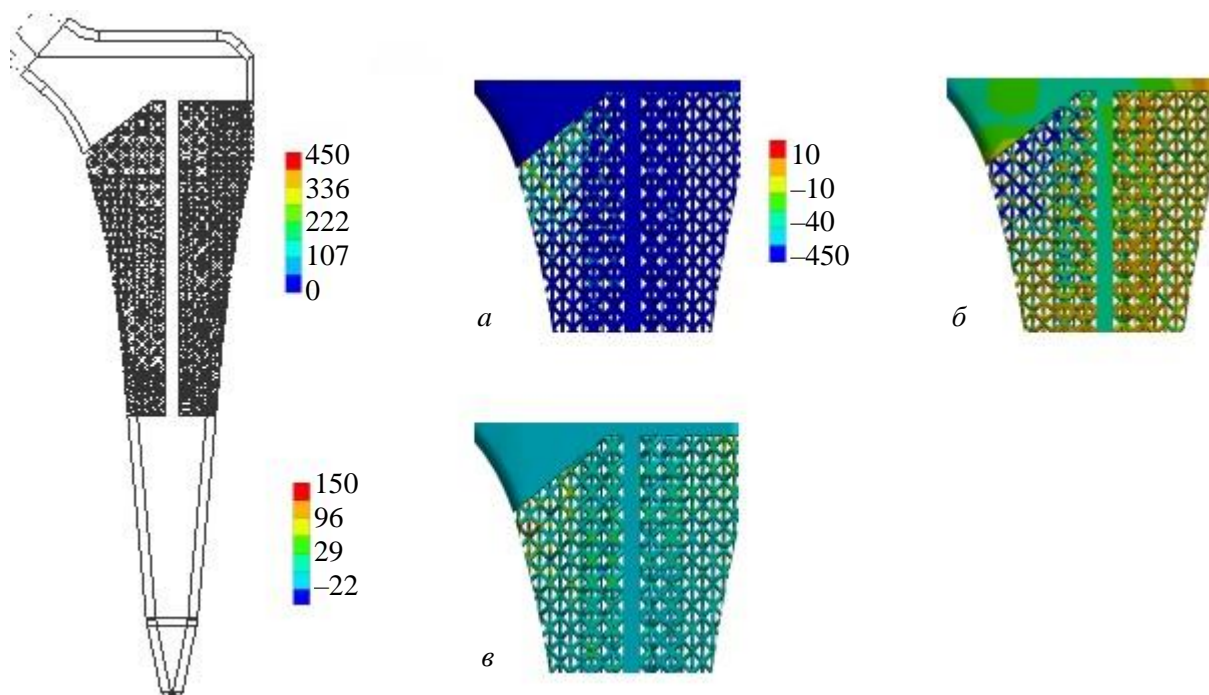


Рис. 8. Поля эквивалентных (а), максимальных растягивающих (б) и максимальных сжимающих (в) напряжений (МПа) для эндопротеза из градиентного материала для случая максимального нагружения

По результатам моделирования напряжения, возникающие в эндопротезе из градиентного материала, ниже предела текучести для ВТ6. Коэффициент запаса прочности для максимального случая нагружения составляет 2. Следовательно, прочность ячеистой структуры эндопротеза, изготовленного из градиентного материала, обеспечена при всех рассмотренных видах активности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Целью данной работы являлось исследование влияния топологии эндопротеза на напряженно-деформированное состояние бедренной кости. Исследованы два варианта топологии эндопротеза: эндопротез из сплошного материала и эндопротез из материала с градиентной плотностью.

Разработана модель эндопротеза из градиентного материала. В целях обеспечения прочности кости при ее взаимодействии с эндопротезом эффективные свойства ячеистых структур, составляющие материал с градиентной плотностью, соответствуют механическим свойствам кости. Отбор подходящих ячеистых структур произведен по следующим параметрам: модуль упругости, размер пор, предел прочности. Пористая структура эндопротеза из материала с градиентной плотностью позволяет кости врастать в него.

Исследованы варианты нагружений, возникающих в результате ходьбы, спокойного вертикального положения, принятия вертикального положения, подъема по лестнице, бега. Для более точного моделирования вышеперечисленных случаев нагружения учтены силы, возникающие в результате действия основных мышц на бедренную кость.

В результате численного моделирования определено, что эндопротез из градиентного материала способен выдерживать нагрузки, возникающие в результате видов активности, присущих стандартной жизнедеятельности человека. Также определено, что эндопротез из градиентного материала имеет меньшую жесткость,

по сравнению с эндопротезом из сплошного материала, что позволяет уменьшить вероятность асептического расшатывания и предотвратить возможность ревизионной хирургии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. ГОСТ Р ИСО 7206-4-2012. Имплантаты для хирургии. Эндопротезы тазобедренного сустава частичные и тотальные. Часть 4. Определение прочности и эксплуатационных качеств бедренных компонентов с ножкой. – М.: Стандартинформ, 2013.
2. Adam F., Hammer D.S., Pfautsch S., Westermann K. Early failure of a press-fit carbon fiber hip prosthesis with a smooth surface // *Journal of Arthroplasty*. – 2002. – Vol. 7. – P. 217–223. DOI: 10.1054/arth.2002.30285
3. Andreaus U., Colloca M., Toscano A. Mechanical behaviour of physiological and prosthesized human femurs during stair climbing: A comparative analysis via 3D numerical simulation. // *Minerva Ortopedica Traumatologica*. – 2008. – Vol. 59, no. 4. – P. 213–220.
4. Arabnejad Khanoki S., Pasini D. Multiscale design and multiobjective optimization of orthopedic hip implants with functionally graded cellular material // *Journal of Biomechanical Engineering*. – 2012. – Vol. 134, no. 3. – P. 1–45. DOI: 10.1115/1.4006115
5. Behrens B., Wirth C.J., Windhagen H., Nolte I., Meyer-Lindenberg A., Bouguecha A. Numerical investigations of stress shielding in total hip prostheses // *Journal of Engineering in Medicine*. – 2008. – Vol. 222. – P. 593–600. DOI: 10.1243/09544119JEIM139
6. Bergmann G., Bender A., Dymke J., Duda G. Damm standardized loads acting in hip implants // *PLoS ONE*. – 2016. – Vol. 22. – P. 462–471. DOI: 10.1371/journal.pone.0155612
7. Björnsdóttir M. Influence of muscle forces on stresses in the human femur, available at: <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:839895/FULLTEXT01.pdf> (accessed: 5 March 2021).
8. Chappard C. et al. 3D characterization of pores in the cortical bone of human femur in the elderly at different locations as determined by synchrotron micro-computed tomography images // *Osteoporosis International*. – 2013. – Vol. 24. – P. 1023–1033. DOI: 10.1007/s00198-012-2044-4
9. Currey J.D. *Bones structure and mechanics*. – Princeton University Press, 2002. – 436 p.
10. Dammak M., Shirazi-Adl A., Zukor D.J. Analysis of cementless implants using interface nonlinear friction-experimental and finite element studies // *Journal of Biomechanics*. – 1997. – Vol. 30. – P. 121–129. DOI: 10.1016/S0021-9290(96)00110-8
11. Dumas M., Terriault P., Brailovski V. Modelling and characterization of a porosity graded lattice structure for additively manufactured biomaterials // *Material Design*. – 2017. – Vol. 121. – P. 383–392. DOI: 10.1016/j.matdes.2017.02.021
12. Goldstein S.A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function // *Journal of Biomechanics*. – 1987. – Vol. 20. – P. 1055–1061. DOI: 10.1016/0021-9290(87)90023-6
13. Goodnough L.H., Finlay A.K., Huddleston J.I., Goodman S.B., Maloney W.J., Amanatullah D.F. Obesity is independently associated with early aseptic loosening in primary total hip arthroplasty // *Journal of Arthroplasty*. – 2018. – Vol. 33. – P. 882–886. DOI: 10.1016/j.arth.2017.09.069
14. Hollister S.J., Lin C.Y., Saito E., Lin C.Y., Schek R.D., Taboas J.M., Williams J.M., Partee B., Flanagan C.L., Diggs A., Wilke E.N., Van Lenthe G.H., Müller R., Wirtz T., Das S., Feinberg S.E., Krebsbach P.H. Engineering craniofacial scaffolds // *Orthodontics Craniofacial Research*. – 2005. – Vol. 8. – P. 162–173. DOI: 10.1111/j.1601-6343.2005.00329.x
15. Jetté B., Brailovski V., Dumas M., Simoneau C., Terriault P. Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure: Design, manufacture and testing // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2018. – Vol. 77. – P. 58–72. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.08.034
16. Katoozian H., Davy D.T., Arshi A., Saadati U. Material optimization of femoral component of total hip prosthesis using fiber reinforced polymeric composites // *Medical Engineering & Physics*. – 2001. – Vol. 23. – P. 505–511. DOI: 10.1016/S1350-4533(01)00079-0
17. Kurtz S., Ong K., Lau E., Mowat F., Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030 // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2007. – Vol. 89. – P. 780–785. DOI: 10.2106/JBJS.F.00222
18. Laupacis A., Bourne R., Rorabeck C., Feeny D., Wong C., Tugwell P., Leslie K., Bullas R. The effect of elective total hip replacement on health-related quality of life // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1993. – Vol. 75. – P. 1619–1626. DOI: 10.2106/00004623-199311000-00006
19. Learmonth I.D., Young C., Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement // *Lancet*. – 2007. – Vol. 370. – P. 1508–1519. DOI: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7

20. Limmahakhun S., Oloyede A., Sitthiseripratip K., Xiao Y., Yan C. 3D-printed cellular structures for bone biomimetic implants // *Additive Manufacturing*. – 2017. – Vol. 15. – P. 93–101. DOI: 10.1016/j.addma.2017.03.010
21. Liu F., Zhang D.Z., Zhang P., Zhao M., Jafar S. Mechanical properties of optimized diamond lattice structure for bone scaffolds fabricated via selective laser melting // *Materials (Basel)*. – 2018. – Vol. 11 – P. 383–392. DOI: 10.3390/ma11030374
22. Long M., Rack H. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective // *Biomaterials*. – 1998. – Vol. 19. – P. 1621–1639. DOI: 10.1016/s0142-9612(97)00146-4
23. Lynch M.E., Mordasky M., Cheng L., To A., Design, testing, and mechanical behavior of additively manufactured casing with optimized lattice structure // *Additive Manufacturing*. – 2018. – Vol. 22. – P. 462–471. DOI: 10.1016/j.addma.2018.05.021
24. Makarov S.N., Noetscher G.M., Yanamadala J., Piazza M.W., Louie S., Prokop A., Nazarian A., Nummenmaa A. Virtual human models for electromagnetic studies and their applications // *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. – 2017. – Vol. 10. – P. 95–121. DOI: 10.1109/RBME.2017.2722420
25. Mehboob H., Tarlochan F., Mehboob A., Chang S.-H. Finite element modelling and characterization of 3D cellular microstructures for the design of a cementless biomimetic porous hip stem // *Materials & Design*. – 2018. – Vol. 149. – P. 101–112. DOI: 10.1016/j.matdes.2018.04.002
26. Miettinen S.S.A., Mäkinen T.J., Kostensalo I., Mäkelä K., Huhtala H., Kettunen J.S., Remes V. Risk factors for intraoperative calcar fracture in cementless total hip arthroplasty // *Acta Orthopaedica*. – 2016. – Vol. 87. – P. 113–119. DOI: 10.3109/17453674.2015.1112712
27. Noyama Y., Miura T., Ishimoto T., Itaya T., Niinomi M., Nakano T. Bone loss and reduced bone quality of the human femur after total hip arthroplasty under stress-shielding effects by titanium-based implant // *Materials Transactions*. – 2012. – Vol. 53. – P. 565–570. DOI: 10.2320/jinstmet.76.468
28. Orlov A.V., Sufiiarov V.S., Borisov E.V., Polozov I.A., Masaylo D.V., Popovich A.A., Chukovenkova M.O., Soklakov A.V., Mikhaluk D.S. Numerical simulation of the inelastic behavior of a structurally graded material // *Letters on Materials*. – 2019. – Vol. 9. – P. 97–102. DOI: 10.22226/2410-3535-2019-1-97-102
29. Popovich A., Sufiiarov V., Borisov E., Polozov I. Microstructure and mechanical properties of Ti-6AL-4V manufactured by SLM // *Key Engineering Materials*. – 2015. – Vol. 651–653. – P. 677–682. DOI: 10.1016/S1003-6326(17)60121-3
30. Popovich A., Sufiiarov V., Polozov I., Borisov E., Masaylo D. Producing hip implants of titanium alloys by additive manufacturing // *Journal of Bioprinting*. – 2016. – Vol. 2. – P. 78–84. DOI: 10.18063/IJB.2016.02.004
31. Popovich A.A., Sufiiarov V.S., Polozov I.A., Borisov E.V., Masaylo D.V., Vopilovskiy P.N., Sharonov A.A., Tikhilov R.M., Tsybin A.V., Kovalenko A.N., Bilyk S.S. Use of additive techniques for preparing individual components of titanium alloy joint endoprostheses // *Biomedical Engineering*. – 2016. – Vol. 50. – P. 202–205. DOI: 10.1007/s10527-016-9619-x
32. Ridzwan M., Shuib S., Hassan A., Shokri A., Ibrahim M. Optimization in implant topology to reduce stress shielding problem // *Journal of Applied Sciences*. – 2006. – Vol. 6. – P. 2768–2773. DOI: 10.3923/jas.2006.2768.2773
33. Sidler-Maier C.C., Waddell J.P. Incidence and predisposing factors of periprosthetic proximal femoral fractures: a literature review // *International Orthopaedics*. – 2015. – Vol. 39. – P. 1673–1682. DOI: 10.1007/s00264-015-2721-y
34. Simoes J.A., Marques A.T. Design of a composite hip femoral prosthesis // *Materials and Design*. – 2005. – Vol. 26. – P. 391–401. DOI: 10.1016/j.matdes.2004.07.024
35. Simoes J.A., Marques A.T. Determination of stiffness properties of braided composites for the design of a hip prosthesis // *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*. – 2001. – Vol. 32. – P. 655–662. DOI: 10.1016/S1359-835X(00)00157-3
36. Speirs A.D., Heller M.O., Duda G.N., Taylor W.R. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – Vol. 40, no. 10. – P. 2318–2323. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.038
37. Stein M.S. et al. An automated analysis of intracortical porosity in human femoral bone across age // *Journal of Bone and Mineral Research*. – 1999. – Vol. 14 – P. 624–632. DOI: 10.1359/jbmr.1999.14.4.624
38. Sufiiarov V.Sh., Borisov E.V., Polozov I.A., Masailo D.V. Control of structure formation in selective laser melting process // *Tsvetnye Metally*. – 2018. – Vol. 7. – P. 68–74. DOI: 10.17580/tsm.2018.07.11
39. Sufiiarov V.S., Borisov E.V. Effect of heat treatment modes on the structure and properties of alloy VT6 after selective laser melting // *Metal Science and Heat Treatment*. – 2019. – Vol. 60. – P.745–748. DOI: 10.1007/s11041-019-00350-0
40. Traina F., De Fine M., Bordini B., Toni A. Risk factors for ceramic liner fracture after total hip arthroplasty // *HIP International*. – 2012. – Vol. 22. – P. 607–614. DOI: 10.5301/HIP.2012.10339

41. Trebse R., Milosev L., Kovac S., Mikek M., Pisot V. Poor results from the isoelastic total hip replacement // Acta Orthopaedica. – 2005. – Vol. 76. – P. 169–176. DOI: 10.1080/00016470510030535
42. Wolff J. Berdieinnere architectur der knochenundihre bedeutung fur die fragevom knochenwachstum // Virchow's Archive. – 1870. – Vol. 50 – P. 389–450. DOI: 10.1007/BF01944490

DESIGNING A GRADED-MATERIAL ENDOPROSTHESIS AND ITS STRUCTURAL CHARACTERISTICS MODELLING

**V.Sh. Sufiiarov, A.V. Orlov, A.A. Popovich, M.O. Chukovenkova, A.V. Soklakov,
D.S. Mikhaluk (Saint-Petersburg, Russian Federation)**

The most common causes of conducting a hip revision surgery after total hip replacement are aseptic loosening (aseptic instability) of the endoprosthesis, bone destruction as a result of contact with the endoprosthesis, and a periprosthetic fracture. These are the effects of load transfer to the bone tissue in arthroplasty resulting due to the difference in stiffness of the endoprosthesis and the bone. Titanium alloy is widely used in endoprostheses manufacturing because of its high biocompatibility, good wear properties, and corrosion resistance, but such endoprostheses are stiffer than the femur. These problems have aroused interest in searching for the best materials and topology for a femoral implant. Nowadays, additive technology is of great interest as it enables to create materials with graded density. These materials consist of multiple lattice structures with variable parameters and topology. By varying the parameters of lattice structures, one can adjust the mechanical properties of the material as required. These materials find their application in hip endoprostheses manufacturing, allowing adjust the parameters of the lattice structures and deliver a product with femur-like mechanical properties. The porous structure also ensures bone tissue ingrowth into the prosthesis. The authors designed and simulated an endoprosthesis made of graded density lattice structures with femur-like mechanical properties. Using numerical simulation software ANSYS Mechanical, authors determined the effect of the topology on the structural behavior of the femur and defined the endoprosthesis-femur combined performance under various load cases.

Key words: endoprosthesis, additive manufacturing, finite element methods, graded material, Ti-6Al-4V.

Получено 30 сентября 2019