

Разумовский, Е.С. Прогнозирование несущей способности эндопротеза тазобедренного сустава из углерод-углеродного композиционного материала / Е.С. Разумовский, В.Е. Шавшуков, А.Н. Аношкин // Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2022. – № 4. – С. 80–89. DOI: 10.15593/perm.mech/2022.4.08

Abashev D.R. Razumovskii E.S., Shavshukov V.E., Anoshkin A.N. Prediction of the bearing capacity of the hip joint endoprosthesis from the C/C composites. *PNRPU Mechanics Bulletin*, 2022, no. 4, pp. 80-89. DOI: 10.15593/perm.mech/2022.4.08



ВЕСТНИК ПНИПУ. МЕХАНИКА

№ 4, 2022

PNRPU MECHANICS BULLETIN

<https://ered.pstu.ru/index.php/mechanics/index>



Научная статья

DOI: 10.15593/perm.mech/2022.4.08

УДК 539.4

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ НЕСУЩЕЙ СПОСОБНОСТИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ИЗ УГЛЕРОД-УГЛЕРОДНОГО КОМПОЗИЦИОННОГО МАТЕРИАЛА

Е.С. Разумовский, В.Е. Шавшуков, А.Н. Аношкин

Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 11 ноября 2022 г.
Одобрена: 08 декабря 2022 г.
Принята к публикации:
12 декабря 2022 г.

Ключевые слова:

эндопротез, тазобедренный сустав, резорбция, анизотропия костной ткани, остеон, биоинертность, углерод-углеродный композиционный материал, пироуглерод, эффективные характеристики.

АННОТАЦИЯ

В статье выполнена оценка несущей способности эндопротеза тазобедренного сустава, изготовленного из углерод-углеродного композиционного материала (УУКМ), при анатомической нагрузке. УУКМ изготовлен на основе нити углеродной «Урал Н/400-22» и фенолоформальдегидного связующего новолачного типа СФ-010. Существенной сложностью при моделировании эндопротеза является прогнозирование свойств УУКМ. Сложность математического моделирования на основе механики композиционных материалов состоит в невозможности экспериментального определения механических характеристик пироуглеродной матрицы. Пироуглеродная матрица не существует в чистом виде отдельно от композиционного материала.

Вычислены механические характеристики УУКМ, построены математические модели костной ткани и эндопротеза, учитывающие сложную составную структуру. Бедренная кость представлена сочетанием кортикальной и губчатой ткани. Бедренная кость в исследовании закреплялась по латеральному и медиальному мышечкам бедренной кости. Данное закрепление соответствует пятну контакта мышечка с латеральным и медиальным менисками. Подтверждена гипотеза о том, что наиболее слабым компонентом в УУКМ является пироуглеродная матрица. Выявлены места наибольших значений нормальных и касательных напряжений. Места концентрации касательных напряжений совпадают с областями разрушения эндопротеза при испытании на сжатие, выявленные ранее визуально. Определены новые конструктивные и технологические требования к конструкции, которые будут способствовать увеличению надежности эндопротеза.

© ПНИПУ

© Разумовский Егор Сергеевич – асп., e-mail: erazumovskij@yandex.ru, ID: 0009-0007-0439-590X.

Шавшуков Вячеслав Евгеньевич – к.ф.-м.н., доц., e-mail: shavshukov@pstu.ru, ID: 0000-0003-3755-6507.

Аношкин Александр Николаевич – д.т.н., проф., зав. каф., e-mail: anoshkin@pstu.ru, ID: 0000-0002-3972-9902.

Egor S. Razumovsky – PhD student of, e-mail: erazumovskij@yandex.ru, ID: 0009-0007-0439-590X.

Vyacheslav E. Shavshukov- CSc of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor,

e-mail: shavshukov@pstu.ru, ID: 0000-0003-3755-6507.

Alexander N. Anoshkin – Doctor of Technical Sciences, Professor, Head of the Department, e-mail: anoshkin@pstu.ru,

ID: 0000-0002-3972-9902.



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

PREDICTION OF THE BEARING CAPACITY OF THE HIP JOINT ENDOPROSTHESIS FROM THE C/C COMPOSITES

E.S. Razumovskii, V.E. Shavshukov, A.N. Anoshkin

Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russia

ARTICLE INFO

Received: 11 November 2022
Approved: 08 December 2022
Accepted for publication:
12 December 2022

Keywords:

endoprosthesis, hip joint, resorption, bone anisotropy, osteone, bioinertness, carbon/carbon composites, pyrocarbon, effective characteristics.

ABSTRACT

The article evaluates the bearing capacity of the hip joint endoprosthesis made of carbon/carbon (C/C) composites under anatomical load. C/C is made on the basis of carbon fiber Ural N/400-22 and phenolformaldehyde resin novolachny type RP-010. A significant complexity in modeling an endoprosthesis is the prediction of the properties of C/C. The complexity of mathematical modeling based on the mechanics of composite materials consists in the impossibility of experimentally determining the mechanical characteristics of a pyrocarbon matrix. The pyrocarbon matrix does not exist in its pure form separately from the composite material.

The mechanical characteristics of the C/C are calculated, mathematical models of bone tissue and endoprosthesis are constructed, taking into account the complex composite structure. The femur is represented by a combination of cortical and spongy tissue. The femur in the study was fixed along the lateral and medial condyles of the femur. This fixation corresponds to the contact spot of the condyle with the lateral and medial menisci. The hypothesis is confirmed that the weakest component in the C/C is the pyrocarbon matrix. The position of the highest values of normal and tangential stresses are revealed. The position of concentration of tangential stresses coincide with the areas of destruction of the endoprosthesis during compression testing, which were previously visually identified. New design and technological requirements for the structure have been identified, which will contribute to increasing the reliability of the endoprosthesis.

© PNRPU

Введение

Эндопротезирование тазобедренного сустава является эффективным способом лечения опорно-двигательного аппарата, когда консервативное лечение перестает давать положительные результаты и не может выполнять часть основных функций. Операция по эндопротезированию тазобедренного сустава заключается в замене подвижного соединения бедренной и тазовой кости аналогом из биоинертного материала.

Ежегодно в мире выполняют более 1 млн операций по эндопротезированию [1–12]. Увеличение операций по протезированию тазобедренного сустава (ТБС) к 2030 г. составит 572 тыс., что на 174 % больше в сравнении с 2005 г. [1–4; 12]. Тенденция к росту числа операций по эндопротезированию ТБС связана с увеличением средней продолжительности жизни населения, так как после 40 лет процесс роста мышечной и костной тканей снижается, уменьшается уровень выработки половых гормонов, что приводит к нарушению равновесия между процессами образования и резорбции костной ткани, а также к профициту процессов резорбции.

Так как тазобедренный сустав является одним из самых нагруженных подвижных соединений в теле человека, то к требованиям биологической совместимости добавляется важнейшее требование – обеспечение несущей способности в течение длительного промежутка времени.

Большое количество работ посвящено оценке напряженно-деформированного состояния (НДС) эндо-

протезов ТБС [5–12]. В работах импланты изготовлены из металлических материалов. Металлические материалы имеют более высокие упругие и прочностные характеристики, что приводит к расшатыванию импланта в силу большой разницы в модулях упругости костной ткани и импланта. Существенная разница в упругих характеристиках ограничивает распределение нагрузки от импланта к кости.

УУКМ имеет близкие упругие характеристики к нативной кости человека, что исключает возможную резорбцию костной ткани. В работах [5–12] исследовались импланты, механические характеристики которых известны, а сами материалы являлись изотропными, что не представляло сложности при моделировании. Экспериментальное определение механических свойств однонаправленных УУКМ представляет большую сложность. Матрица УУКМ создается в процессе формования конструкции и не существует отдельно от УУКМ, поэтому нет возможности экспериментально измерить свойства. Свойства матрицы УУКМ необходимо моделировать. Данное обстоятельство затрудняет прогнозирование свойств с помощью механики композиционных материалов.

Исследование несущей способности эндопротеза и оценка верности гипотезы о первичном разрушении пироуглеродной матрицы в УУКМ вызвано проведенным авторами экспериментом (рис. 1). Эксперимент состоял в нагружении эндопротеза вертикальной силой до момента разрушения (рис. 2, 3). Далее нагрузка снижалась, и протез нагружался вторично.



Рис. 1. Эксперимент по нагружению эндопротеза

Fig. 1. Experimental loading of the endoprosthesis

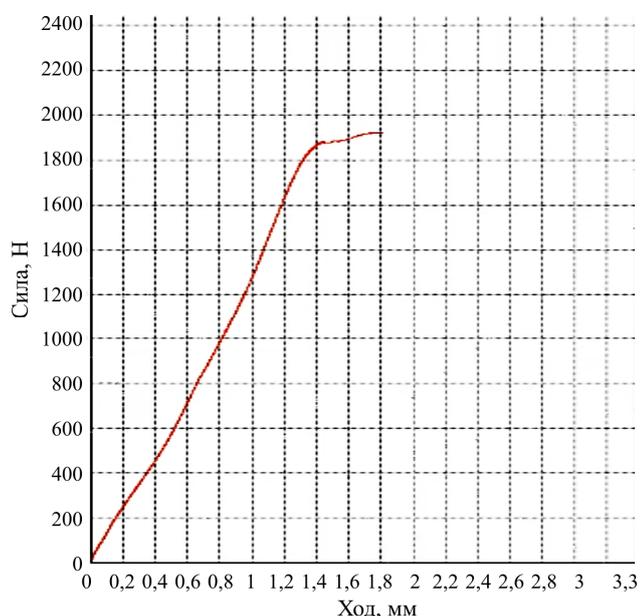


Рис. 2. Диаграмма нагружения эндопротеза

Fig. 2. Experimental loading of the endoprosthesis

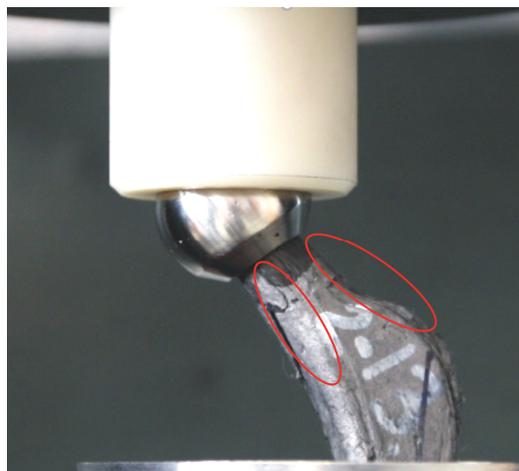


Рис. 3. Вид конструкции после проведения первого нагружения (красным цветом выделены места разрушения)

Fig. 3. View of the structure after the first loading (points of destruction are highlighted in red)

Визуальный осмотр места разрушения выявил (см. рис. 3), что разрушение происходит от межволоконных сдвигов, пироуглеродная матрица разрушается, а волокна нет. При вторичном нагружении эндопротез продолжает сохранять несущую способность.

Нагружение на разрывной машине не является анатомической нагрузкой, так как результирующая мышечных и массовых сил направлена под некоторым углом к фронтальной оси. Для точного определения несущей способности эндопротеза необходимо моделировать биомеханическую систему «эндопротез – кость», учитывая сложную структуру УУКМ.

1. Описание расчетной модели в пакете ANSYS

Предметом данного исследования является эндопротез (рис. 4), изготовленный из УУКМ на основе углеродной нити «Урал Н/400-22» (1) А ТУ ВУ 40003289.140-210 и связующего СФ-010 ГОСТ 18694-2017. Выбор связующего был обусловлен высоким процентом выхода углерода из фенолоформальдегидного связующего новолачного типа СФ-010 на этапе карбонизации. Углеродная нить «Урал Н/400-22» была выбрана исходя из близкого значения модуля упругости к кортикальной костной ткани. На рис. 5 представлена схема укладки армирующих волокон. УУКМ является однонаправленным. Нить в эндопротезе повторяет геометрическую форму протеза.

Технологический процесс изготовления эндопротеза начинается с этапа удаления излишков аппарата и замасливателя с углеродной нити при помощи органического растворителя. Далее нить пропитывается связующим и укладывается в формообразующую оснастку. Формообразующая оснастка состоит из двух полуматриц, которые устанавливаются в деталь корпуса, и пуансона, устанавливаемого в зазор между полуматрицами. После процесса формования проводится термохимическая обработка (ТХО). На финальной стадии ТХО происходит осаждение пироуглерода из газовой фазы на изделие [13; 14].

На рис. 6 представлена схема эксперимента по нагружению системы «эндопротез – кость» сосредоточенной силой $P = 1850$ Н. Цифровая расчетная модель состоит из сферы, которая имитирует суставную головку бедренной кости (1), эндопротеза (2) и бедренной кости (3).

Направление равнодействующей силы, действующей на суставную головку, было определено в работе [15]. Равнодействующая сила P направлена под углом $15,4^{\circ}$ к вертикали (за вертикаль принята фронтальная ось в теле человека). Равнодействующая сила состоит из двух составляющих: массы тела человека за вычетом массы опорной ноги и силы, которая определяется мышечными усилиями мышечных групп, прикрепленных в областях малого и большого вертелов бедренной кости [5; 15–17].



Рис. 4. Цифровая модель эндопротеза ТБС

Fig. 4. The digital model of the endoprosthesis

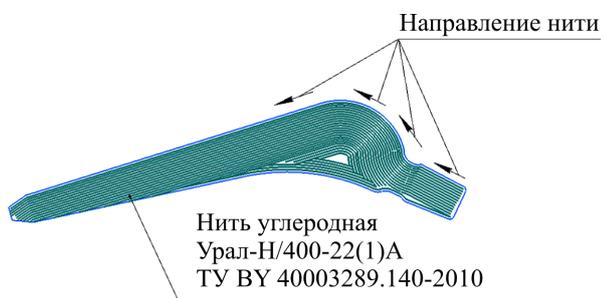


Рис. 5. Схема направления армирующих волокон в конструкции эндопротеза ТБС

Fig. 5. Scheme of the direction of reinforcing fibers in the design of the hip joint endoprosthesis

Во время активной фазы ходьбы мышелки оказывают давление на мениски коленного сустава. Поэтому в качестве поверхностей, для которых заданы граничные условия в перемещениях ($u = 0$), выбраны латеральные и медиальные мышелки бедренной кости (рис. 7, выделение красным цветом). Пятна суставного контакта на плато большеберцовой кости во время фазы походки представлены в работе [18]. В работе [19] при определении НДС эндопротеза ТБС выполнили закрепление ножки эндопротеза в виде бискользящей заделки, а бедренная кость была исключена из расчета.

Так как модель является основой для построения расчетной сетки, важна точность геометрии кости. Реальная форма кости весьма сложна для моделирования, поэтому модель была получена при помощи компьютерной томографии (КТ). Модель кости учитывает анатомическую форму нативной кости (рис. 8). Так как результатом КТ являются геометрические примитивы (точки), использовались такие программные продукты, как Salome, Para View, ANSISTLtoSALOMEру и FreeCAD, для получения твердотельной модели формата .stp.

При моделировании эксперимента используется 0,85 длины кости. Модель бедренной кости состоит из

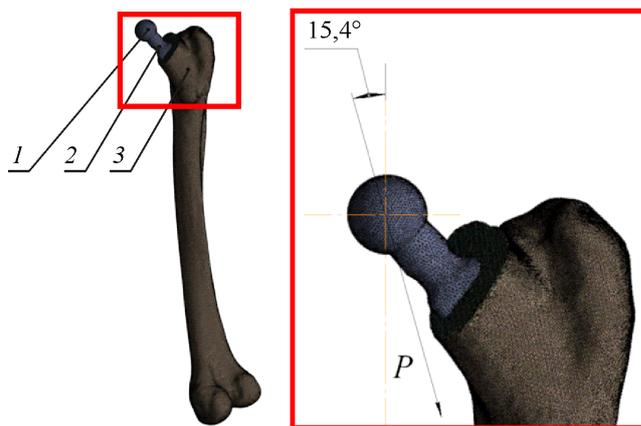


Рис. 6. Схема нагружения биомеханической системы «эндопротез – кость»

Fig. 6. Scheme of loading the biomechanical system endoprosthesis-bone

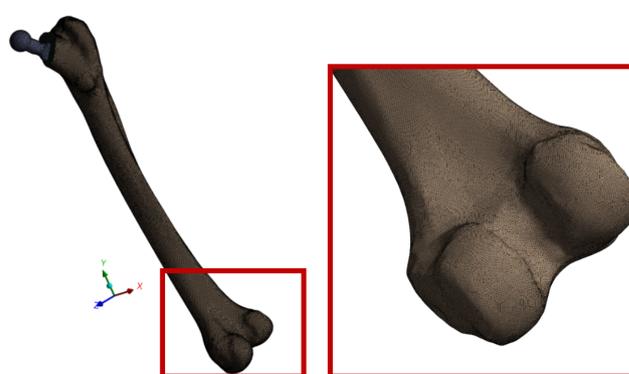


Рис. 7. Конечно-элементная модель и места закрепления

Fig. 7. Finite element model and fixing points



Рис. 8. Пространственная модель бедренной кости

Fig.8. The spacial model of the femur



Рис. 9. Пространственная модель бедренной кости с удаленной суставной головкой и шейкой: *a* – кортикальная костная ткань; *b* – губчатая костная ткань

Fig. 9. Spatial model of the femur with removed articular head and neck: (a) cortical bone tissue, (b) spongy bone tissue

двух фаз: кортикальной и губчатой костной ткани. Кортикальный слой геометрически смоделирован как эквидистантная поверхность к губчатой кости постоянной толщины (рис. 9).

2. Механические характеристики костной ткани и УУКМ

Костная ткань состоит из структурных малых элементов: остеобластов (osteoblasts), остеоцитов, остеокластов (osteoclasts) [21–25]. Структурно функциональной единицей кортикальной (компактной) костной ткани является остеон. Остеон представляет собой совокупность концентрично расположенных пластинок вокруг центрального канала Гаверса [23–25]. Размеры остеона не превышают 0,3–0,4 мм [20; 24]. В работе [5] костная ткань представлена как композит, в котором матрицей являются интерстициальные ламеллы, а армирующим компонентом – остеоны. Поскольку в данной статье исследуется эндопротез, костная ткань не моделируется детально, не учитывается анизотропия свойств. Костная ткань сформирована из двух фаз. Необходимость разделения на фазы связана с существенной разницей в механических характеристиках обеих фаз. Первая фаза – кортикальная костная ткань. Вторая фаза – губчатая костная ткань. Материалы обеих фаз приняты изотропными. В работе [26] по исследованию НДС модульного протеза бедренной кости с зубчатым механизмом костная ткань определена как изотропный материал. Физико-механические свойства костной ткани были представлены в работах [19; 20; 26–28; 33]. Свойства материалов костной ткани сведены в табл. 1.

Свойства УУКМ моделировались. УУКМ является трансверсально-изотропным материалом. Тензор модулей упругости (C_{ijmn}) имеет 5 независимых компонент. Плоскостью изотропии в системе координат элементов является плоскость XZ . В [29; 30] вычислены физико-механические свойства пироуглеродной матрицы. Зерна пироуглерода рассматривались как анизотропные кристаллы с гексагональной симметрией. Эффективные свойства пироуглеродной матрицы вычислялись с учетом пористости. В работе [31] спрогнозирована прочность однонаправленного УУКМ при межслойном сдвиге, которая составила 19,3 МПа. Механические характеристики низко модульного углеродного волокна «Урал Н/400-22» на основе вискозной нити, необходимые для прогнозирования свойств УУКМ, взяты из технических условий [32] производителя волокна. Характеристики однонаправленного УУКМ сведены в табл. 2.

Таблица 1/Table 1

Физико-механические свойства материалов моделей
Physical and mechanical properties of model materials

Материал	ρ , кг/м ³	E , МПа	ν	$[\sigma]$, МПа
Кортикальная костная ткань	1170	18 000	0,25	100...150
Губчатая костная ткань	650	800	0,3	10
Керамика (сфера)	5600	172 000	0,21	140

Таблица 2/Table 2

Механические характеристики однонаправленного УУКМ
Mechanical characteristics of unidirectional carbon / carbon composites

Характеристика	Величина
E_{11} , МПа	31 000
E_{33} , МПа	10 500
G_{23} , МПа	15 500
G_{13} , МПа	2300
μ_{13}	0,2521
σ_{11} , МПа	180
τ_{13} , МПа	19,3

Для учета геометрии выкладки нитей с целью получения точных результатов расчета НДС эндопротеза ТБС ось Y системы координат элементов ориентировалась по касательной к продольной оси волокна (рис. 10).

3. Оценка несущей способности системы «эндопротез – кость»

На рис. 11 показано распределение эквивалентных напряжений в кортикальной и губчатой костной тканях. Кортикальная костная ткань выполняет роль несущей части кости [33], поэтому важно оценить НДС именно кортикального слоя. Наибольшие значения эквивалентных

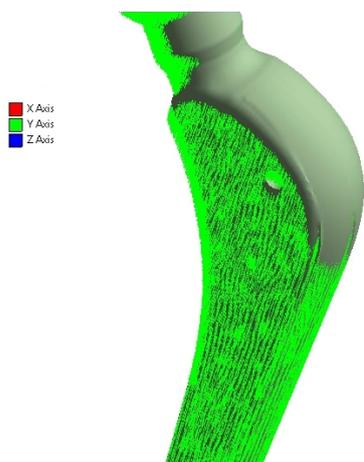


Рис. 10. Ориентация системы координат элементов
Fig. 10. Orientation of the coordinate system of elements

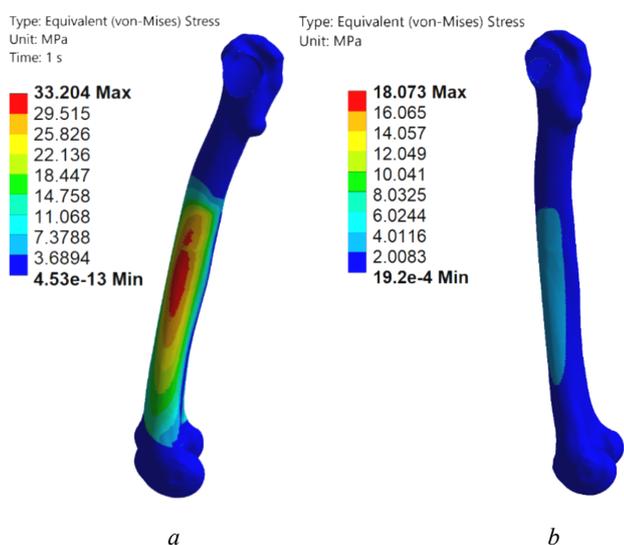


Рис. 11. Картина распределения эквивалентных напряжений, МПа: *a* – в массиве кортикальной костной ткани; *b* – в массиве губчатой костной ткани

Fig. 11. Distribution pattern of equivalent stresses, MPa: *a* – in an array of cortical bone tissue; *b* – in an array of spongy bone tissue

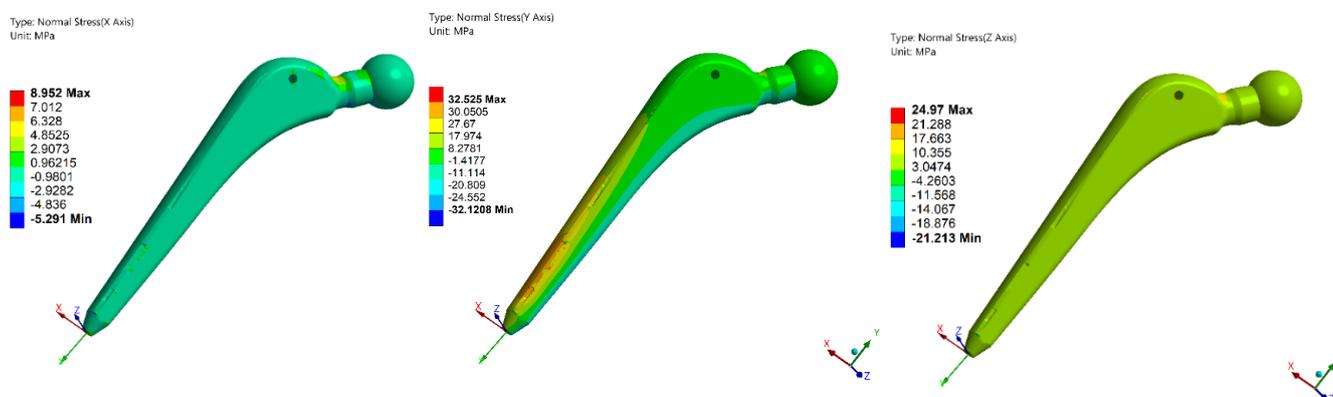


Рис. 12. Картины распределения нормальных напряжений в конструкции эндопротеза ТБС, МПа
Fig. 12. Patterns of distribution of normal stresses in the design of the hip joint endoprosthesis, MPa

напряжений сосредоточены в области диафиза (средняя часть). Коэффициент запаса прочности по пределу временного сопротивления кортикальной костной ткани $n_{bone} = 3,011$.

На рис. 12 показаны распределения нормальных напряжений в эндопротезе. Наиболее нагруженными местами эндопротеза являются:

- переход от шейки протеза к наружной выпуклости – данные слои испытывают растягивающие напряжения, а слои в области нижней части протеза – сжимающие;
- нижняя (концевая) часть протеза;
- верхнее основание шейки импланта, где находится переходная галтель.

Максимальное значение нормальных напряжений вдоль направления волокон (ось Y) $\sigma_{yy} = 32,525$ МПа. Коэффициент запаса прочности по пределу временного сопротивления вдоль направления армирования $n_{yy} = 5,23$. Величина коэффициента запаса прочности (n_{yy}) достаточна для обеспечения прочности протеза.

Наиболее слабым компонентом УУКМ является пироуглеродная матрица, поэтому важно вычислить поля распределения касательных напряжений. На рис. 13 показаны распределения касательных напряжений. Максимальные значения касательных напряжений сконцентрированы в области оснований шейки и перехода к посадочному конусу. Места концентрации напряжений соответствуют областям, которые выявлены визуально при испытании эндопротеза (см. рис. 1–3). Коэффициент запаса прочности при межслойном сдвиге в плоскости YZ $n_{yz} = 1,1$. Величина коэффициента запаса прочности (n_{yz}) свидетельствует о предельном состоянии конструкции эндопротеза ТБС. Несмотря на предельное состояние, эндопротез ТБС сохраняет несущую способность при нагрузке в 1850 Н.

В случае физиологического нагружения протезированной конечности силой, величина которой превышает 1850 Н, произойдет разрушение пироуглеродной матрицы в области шейки протеза, а волокна продолжат сохранять несущую способность.



Рис. 13. Картины распределения касательных напряжений в конструкции эндопротеза ТБС, МПа

Fig. 13. Patterns of shear stress distribution in the design of the hip joint endoprosthesis, MPa

При повреждении УУКМ часть разрушенной пироуглеродной матрицы может оказаться за пределами протеза. В работе [34] исследовалась цитотоксичность медицинских материалов, в том числе углерода. В результате проведения опытов не было выявлено значительных изменений уровня гранулоцитов, моноцитов, общего количества лимфоцитов и их субпопуляций. Данные показатели свидетельствуют о хорошей биосовместимости углерода. Следовательно, разрушенная структура не будет вызывать всплеск уровня защитных клеток организма.

Связь между матрицей и волокном будет восстановлена в процессе остеоинтеграции.

Заключение

В исследовании рассмотрена важная проблема оценки несущей способности эндопротеза ТБС. Подтверждена гипотеза о наиболее слабом компоненте УУКМ – пироуглеродной матрице. Данная гипотеза была выдвинута при испытании конструкции на сжатие на разрывной машине и визуальном осмотре места разрушения. Места концентрации напряжений, полученные при биомеханическом расчете изделия,

совпадают с местами разрушения, выявленными визуально (см. рис. 3) при испытании.

Наиболее слабым местом в конструкции эндопротеза является переход от шейки к посадочному конусу (рис. 13, выделение красным цветом). В области шейки наибольшие значения касательных напряжений практически достигают предельных значений для УУКМ при межслойном сдвиге (коэффициент запаса прочности при межслойном сдвиге в плоскости YZ $n_{yz} = 1,1$). Для увеличения коэффициента запаса прочности при межслойном сдвиге необходимо увеличить радиус перехода от шейки эндопротеза к посадочному конусу. Требование увеличения радиуса перехода основано на анализе распределений напряжений (см. рис. 12, 13).

Бедренная кость имеет реальную геометрию нативной кости. Реалистичная модель получена при помощи компьютерной томографии и преобразована в расчетную модель. Вычисленные значения эквивалентных напряжений при сравнении с механическими характеристиками костной ткани, полученные авторами [19; 20; 26–28; 33], показали, что бедренная кость имеет трехкратный запас прочности.

Распределения напряжений в массиве костной ткани свидетельствуют об удачной конструкции эндопротеза.

Библиографический список

1. Родионова С.С., Колондаев А.Ф., Солод А.Ф. Комбинированное лечение переломов шейки бедренной кости на фоне остеопороза // Российский медицинский журнал. – 2004. – Т. 12, № 24. – С. 117–122.
2. А.П. Середа. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Ответы на все вопросы. – М.: Гранат, 2014. – 121 с., 110 илл.
3. Компьютерная томография проксимального отдела бедренной кости для определения показаний к профилактическому армированию с целью предупреждения переломов костей при остеопорозе / А.Л. Матвеев, В.Э. Дубров, Т.Б. Минасов, А.В. Нехожин [и др.] // Материалы конгресса. Конгресс российской ассоциации радиологов. Лучевая диагностика и терапия в реализации национальных проектов. – СПб., 2013. – С. 222–224.
4. Эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов: показания к операции / А.А. Вороков, П.И. Бортулев, В.М. Хайдаров [и др.] // Ортопедия, травматология и восста-

новительная хирургия детского возраста. – 2020. – Т. 8, вып. 3. – С. 355–364.

5. Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава / Ю.В. Акулич, Р.М. Подгаец, В.Л. Скрыбин, А.В. Сотин // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 9–35.

6. Применение метода конечных элементов при моделировании биологических систем в травматологии и ортопедии / В.Э. Дубров, Д.А. Зюзин, И.А. Кузькин, И.М. Щербаков, С.В. Донченко, К.А. Сапрыкина // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 140–152.

7. Akulich Y.V., Podgaets R.M., Sotin A.V. The calculation of loads acting on the femur during normal human walking // Russian Journal of Biomechanics. – 2000. – Vol. 4, № 1. – P. 49–61.

8. Биомеханическое моделирование интраоперационного перелома проксимального отдела бедра / Ю.В. Акулич,

Р.М. Подгаец, В.Л. Скрыбин, А.В. Сотин // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10, № 3. – С. 63–71.

9. Вичнин Г.Г., Бэттерман С.К. Прогнозирование повреждения проксимальной части бедра до и после полной замены тазобедренного сустава // Конструирование и технология машиностроения. – 1986. – № 2. – С. 327–342.

10. Влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке / Г.И. Рогожников, С.Г. Конюхова, Ю.И. Няшин [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 1. – С. 54–60.

11. Huiskes R., Janssen J.D., Slooff T.J. A detailed comparison of experimental and theoretical stress analyses of a human femur // Mechanical Properties of Bone, ASME AMD. – 1981. – Vol. 45. – P. 211–234.

12. Безгодков Ю.А., Воронцова Т.Н., Ауди К. Использование биомеханических методов в системе комплексной оценки состояния пациентов после эндопротезирования тазобедренного // Ученые записки СПбГМУ им. акад. И.П. Павлова. – 2011. – Т. 28, № 3. – С. 5–14.

13. Бушуев В.М., Лямин Я.В., Синани И.Л. Кинетика объемного насыщения пироуглеродом пористой углеродной среды // Научно-технический вестник Поволжья. – 2012. – № 1. – С. 121–125.

14. Углерод-углеродные импланты для ортопедии и травматологии / И.Л. Синани, А.Г. Щурик, Ю.К. Осоргин, В.М. Бушуев // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 2. – С. 74–82.

15. Bombelli R. Structure and function in normal and abnormal hips. – Springer Berlin Heidelberg, 1993. – 211 p.

16. Степанов И.П., Монахов Ю.С. Исследование влияния механики движения тазобедренного сустава на ходьбу человека при разработке имитатора походки человека // Приволжский научный вестник. – 2014. – № 12. – С. 45–51.

17. Сапин М.Р., Билич Г.Л. Нормальная анатомия человека: учебник: в 2 кн. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2010. – Кн. 1. – 480 с.

18. The implications of non-anatomical positioning of a meniscus prosthesis on predicted human knee joint biomechanics / Hamid Naghibi, Dennis Jansse, Ton van den Boogaard, Tony van Tienen, Nico Verdonschot // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2020. – Vol. 58. – P. 1341–1355.

19. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при двухопорном стоянии / А.И. Боровков, Л.Б. Маслов, М.А. Жмайло, И.А. Зелинский, И.Б. Войнов, И.А. Керестень, Д.В. Мамчиц, Р.М. Тихилов, А.Н. Коваленко, С.С. Билык, А.О. Денисов // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 437–458.

20. Нехожин А.В. Разработка метода и программного обеспечения для моделирования реологического деформирования армированного биокомпозиционного материала: дис. ... канд. техн. наук: 05.13.18. – Самара, 2016. – 176 с.

21. Волотовский А.И. Регенерация костной ткани в норме и при патологии: метод. рекомендации. – Минск: БГМУ, 2010. – 24 с.

22. Каплан, А.В. Повреждения костей и суставов. – М.: Медицина, 1979. – 3-е изд. – 568 с.

23. Смирнов А.В., Румянцев А.Ш. Строение и функции костной ткани в норме и при патологии. Сообщение II // Нефрология. – 2015. – Т. 19, № 1. – С. 8–17.

24. Кирилова И.А. Костная ткань как основа остеопластических материалов для восстановления костной структуры // Хирургия позвоночника. – 2011. – Т. 1. – С. 68–74.

25. Фигурска М. Структура компактной костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 3. – С. 28–38.

26. 3D Finite Element Analysis of the Modular Prosthesis with Tooth Mechanism of the Femoral Shaft / Jian-feng Zhang, Yong-cheng Hu, Bao-cang Wang, Lei Wang, Hui Wang, Yong Li, Ming Yan, Hong-tao Liu // Orthopaedic surgery. – 2020. – Vol. 12, no. 3. – P. 946–956.

27. Basil Mathai, Sanjay Gupta. The influence of loading configurations on numerical evaluation of failure mechanisms in an uncemented femoral prosthesis // International journal for numerical methods in biomedical engineering. – 2020. – Vol. 36, iss. 8. – 16 p.

28. Исследование механических свойств костной ткани надацетабулярной области / М.Ю. Удинцева, Д.В. Зайцев, Е.А. Волокитина, И.П. Антропова, С.М. Кутепов // Гений ортопедии. – 2022. – Т. 28, № 4. – С. 559–564.

29. Соколкин Ю.В., Ташкинов А.А., Шавшуков В.Е. Прогнозирование физико-механических свойств пироуглеродной матрицы в углерод-углеродных композиционных материалах // Технология. Сер. Конструкции из композиционных материалов / ВИМИ; Конструкторское бюро машиностроения; Научно-производственное объединение прикладной механики. – 1993. – Вып. 1. – С. 37–40.

30. Ташкинов А.А., Шавшуков В.Е. Прогнозирование эффективных теплофизических характеристик пироуглеродных матриц // Математическое моделирование систем и процессов. – 2002. – № 10.

31. Modelling of pseudoplastic deformation of carbon/carbon composites with pyrocarbon matrix / V. Shavshukov, A. Tashkinov, Y.M. Strzhemchny and D. Hui // Modelling Simul. Mater. Sci. Eng. – 2008. – Vol. 16. – P. 18.

32. ТУ ВУ 400031289.140-2010. Нити углеродные Урал-Н. – М., 2010.

33. Mcnamara, Laoise. Bone as a Material // Comprehensive Biomaterials. – 2011. – Vol. 2. – P. 169–186.

34. Клеточные реакции и цитотоксичность медицинских материалов в отношении лейкоцитарной системы человека / С.В. Школкин, К.А. Бочарова, М.И. Коган, С.В. Иванов, Ю.Б. Идашкин, Е.Ф. Михайлова, Н.Г. Бахтина, О.В. Мирошниченко, А.В. Любушкин // Научные ведомости БелГУ. Сер. Медицина. Фармация. – 2014. – № 11, вып. 26/1. – С. 66–73.

35. Соколкин, Ю.В. Технология и проектирование углерод-углеродных композитов и конструкций. – М.: Наука. Физматлит, 1996. – 239 с.

References

1. Rodionova S.S., Kolondaev A.F., Solod A.F. Kombinirovannoe lechenie perelomov sheiki bedrennoi kosti na fone osteoporozha [Combined treatment of femoral neck fractures on the background of osteoporosis]. *Russian Medical Journal*, 2004, Vol. 12, № 24, pp. 117–122.

2. A.P. Sereda. Endoprotezirovanie tazobedrennogo sustava. Otveti na vse voprosy [Hip replacement. Answers to all questions]. *Moscow, "Garnet"*, 2014, 121 p., 110 fig.

3. Matveev A.L., Dubrov V.E., Minasov T.B., Nekhozhin A.V., etc. Komp'uternaiia tomografiia proksimal'nogo otdela

bedrennoi kosti dlia opredeleniia pokazanii k profilakticheskomu armirovaniu s tsel'iu preduprezhdeniia perelomov kostei pri osteoporoze [Computed tomography of the proximal femur to determine indications for preventive reinforcement in order to prevent bone fractures in osteoporosis]. *Materials of the Congress. Congress of the Russian Association of Radiologists. Radiation diagnostics and therapy in the implementation of national projects. St. Petersburg*, 2013, P. 222–224.

4. Vorokov A.A., Bortulev P.I., Khaidarov V.M., et al. Endoprotezirovaniie tazobedrennogo i kolennogo sustavov: pokazaniia k operatsii [Hip and knee joint replacement: indications for surgery]. *Orthopedics, traumatology and reconstructive surgery of childhood*, 2020, Vol. 8, Issue 3, P. 355–364.

5. Akulich Yu.V., Podgaets R.M., Scriabin V.L., Sotin A.V. Issledovanie napriazhenno-deformirovannogo sostoiianiia endoprotezirovannogo tazobedrennogo sustava [Investigation of the stress-strain state of the endoprosthesis hip joint]. *Russian Journal of Biomechanics*. - 2007, Vol. 11, № 4, P. 9–35.

6. Dubrov V.E., Zyuzin D.A., Kuzkin I.A., Shcherbakov I.M., Donchenko S.V., Saprykina K.A. Primenenie metoda konechnykh elementov pri modelirovani biologicheskikh sistem v travmatologii i ortopedii [Application of the finite element method in modeling biological systems in traumatology and orthopedics]. *Russian Journal of Biomechanics*, 2019, Vol. 23, № 1, P. 140–152.

7. Akulich, Yu.V. The calculation of loads acting on the femur during normal human walking / Yu.V. Akulich, R.M. Podgaets, A.V. Sotin. *Russian Journal of Biomechanics*. – 2000. – Vol. 4, № 1, P. 49-61.

8. Akulich Yu.V., Podgaets R.M., Scriabin V.L., Sotin A.V. Biomekhanicheskoe modelirovanie intraoperatsionnogo pereloma proksimal'nogo otdela bedra [Biomechanical modeling of intraoperative fracture of the proximal femur]. *Russian Journal of Biomechanics*. - 2006, Vol. 10, № 3, P. 63 - 71.

9. Vesnin G.G., Bettermann S.K. Prognozirovaniie povrezhdeniia proksimal'noi chasti bedra do i posle polnoi zameny tazobedrennogo sustava [Predicting damage to the proximal part of the hip before and after a complete hip replacement]. *Design and technology of mechanical engineering*. - 1986, № 2, P. 327–342.

10. Rogozhnikov G.I., Konyukhova S.G., Nyashin Yu.I. et al. Vliianie modulia uprugosti gubchatoi i kortikal'noi kosti na napriazhennoe sostoiianie v oblasti plastinchatogo implantata pri okkluzionnoi nagruzke [The influence of the elastic modulus of the spongy and cortical bone on the stress state in the area of the lamellar implant under occlusal loading]. *Russian Journal of Biomechanics*. - 2004, Vol. 8, № 1, P. 54–60.

11. Huiskes R., Janssen J.D., Slooff T.J. A detailed comparison of experimental and theoretical stress analyses of a human femur. *Mechanical Properties of Bone*, ASME AMD. 1981, Vol. 45, P. 211–234.

12. Yu.A. Bezgodkov, T.N. Vorontsova, K. Audi. Ispol'zovanie biomekhanicheskikh metodov v sisteme kompleksnoi otsenki sostoiianiia patsientov posle endoprotezirovaniia tazobedrennogo [The use of biomechanical methods in the system of comprehensive assessment of the condition of patients after hip replacement]. *Scientific notes of St. Petersburg State Medical University. Academician I.P. Pavlov*, 2011, Vol. 28, № 3, P. 5–14.

13. Bushuev V.M., Lyamin Ya.V., Sinani I.L. Kinetika ob"emnogo nasyshcheniia pirouglerodom poristoi uglerodnoi sredy [Kinetics of volumetric saturation of a porous carbon medium with pyrocarbon]. *Scientific and Technical Bulletin of the Volga region*, 2012, № 1, P. 121–125.

14. Sinani I.L., Shchurik A.G., Osorgin Yu.K., Bushuev V.M. Uglerod-uglerodnye implanty dlia ortopedii i travmatologii [Carbon-carbon implants for orthopedics and traumatology]. *Russian Journal of Biomechanics*. - 2012, Vol. 16, № 2, P. 74–82.

15. Bombelli R. Structure and function in normal and abnormal hips. *Springer Berlin Heidelberg*, 1993, 211 p.

16. Stepanov I.P., Monakhov Yu.S. Issledovanie vliianiia mekhaniki dvizheniia tazobedrennogo sustava na khod'bu cheloveka pri razrabotke imitatora pokhodki cheloveka [Investigation of the influence of the mechanics of hip joint movement on human walking when developing a human gait simulator]. *Privolzhsky Scientific Bulletin*, 2014, no. 12, pp. 45-51.

17. Sapin M.R., Bilich G.L. Normal'naiia anatomiia cheloveka: Uchebnik. V 2 kn. Kn. 1. [Normal human anatomy: Textbook. In 2 V. V. 1]. *Moscow, LLC "Medical Information Agency"*, 2010. – 480 p.: fig.

18. Hamid Naghibi, Dennis Jansse, Ton van den Boogaard, Tony van Tienen, Nico Verdonshot. The implications of non-anatomical positioning of a meniscus prosthesis on predicted human knee joint biomechanics. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2020, Vol. 58, P. 1341–1355.

19. A.I. Borovkov, L.B. Maslov, M.A. Zhmailo, I.A. Zelinitsky, I.B. Voynov, I.A. Keresten, D.V. Mamchits, R.M. Tikhilov, A.N. Kovalenko, S.S. Bilyk, A.O. Denisov. Konechno-elementnyi analiz napriazhenno-deformirovannogo sostoiianiia endoproteza tazobedrennogo sustava pri dvukhopornom stoianii [Finite element analysis of the stress-strain state of the hip joint endoprosthesis in two-support standing]. *Russian Journal of Biomechanics*, 2018, Vol. 22, № 4, P. 437-458.

20. Nekhozhin A.V. Razrabotka metoda i programmogo obespecheniia dlia modelirovaniia reologicheskogo deformirovaniia armirovannogo biokompozitsionnogo materiala: dis. ... kand. tekhn. nauk: 05.13.18 [Development of a method and software for modeling rheological deformation of reinforced biocomposite material: dis. ... Candidate of Technical Sciences: 05.13.18] / A.V. Nekhozhin; SamSTU, Samara, 2016, 176 p.

21. Volotovskiy A.I. Regeneratsiia kostnoi tkani v norme i pri patologii: metod. Rekomendatsii [Bone tissue regeneration in normal and pathological conditions: method. Recommendations]. *Minsk: BSMU*, 2010. – 24 p.

22. Kaplan, A.V. Povrezhdeniia kostei i sustavov [Injuries of bones and joints] / A.V. KAPLAN. *M.: Medicine*, 1979. - 3rd ed. - 568 p. fig.

23. A.V. Smirnov, A.S. Rummyantsev. Stroenie i funktsii kostnoi tkani v norme i pri patologii. Soobshchenie II [The structure and functions of bone tissue are normal and pathological. Message II]. *Nephrology*. - 2015, Volume 19, № 1, P. 8–17.

24. I.A. Kirillova. Kostnaia tkan' kak osnova osteoplasticheskikh materialov dlia vosstanovleniia kostnoi struktury [Bone tissue as the basis of osteoplastic materials for the restoration of bone structure]. *Spinal surgery*, 2011, Vol. 1, P. 68–74.

25. M. Figurine. Struktura kompaktnoi kostnoi tkani [Structure of compact bone tissue]. *Russian Journal of Biomechanics*. 2007, Volume 11, № 3, P. 28–38.

26. Jian-feng Zhang, Yong-cheng Hu, Bao-cang Wang, Lei Wang, Hui Wang, Yong Li, Ming Yan, Hong-tao Liu. 3D Finite Element Analysis of the Modular Prosthesis with Tooth Mechanism of the Femoral Shaft. *Orthopaedic surgery*, 2020, Vol. 12, NUMBER 3, pp. 946–956.

27. Basil Mathai, Sanjay Gupta. The influence of loading configurations on numerical evaluation of failure mechanisms in an uncemented femoral prosthesis. *International journal for nu-*

merical methods in biomedical engineering, 2020, Vol. 36, Issue 8, 16 p.

28. Udintseva M.Yu., Zaitsev D.V., Volokitina E.A., Antropova I.P., Kutepov S.M. Issledovanie mekhanicheskikh svoystv kostnoi tkani nadatsetabularnoi oblasti [Investigation of mechanical properties of bone tissue of the supraacetabular region]. *Genius of Orthopedics*, 2022, Vol. 28, № 4, P. 559–564.

29. Sokolkin Yu.V., Tashkinov A.A., Shavshukov V.E. Prognozirovaniye fiziko-mekhanicheskikh svoystv pirouglernoi matritsy v uglernod-uglernodnykh kompozitsionnykh materialakh [Prediction of physico-mechanical properties of a pyrocarbon matrix in carbon-carbon composite materials]. *Technology. Ser. Structures made of composite materials/ VIMI; Engineering Design Bureau; Scientific and Production Association of Applied Mechanics*, 1993, Issue 1, P. 37–40.

30. Tashkinov A.A., Shavshukov V.E. Prognozirovaniye effektivnykh teplofizicheskikh kharakteristik pirouglernodnykh matrits [Forecasting of effective thermophysical characteristics of pyrocarbon matrices]. *Mathematical modeling of systems and processes*, 2002. - № 10.

31. V. Shavshukov, A. Tashkinov, Y.M. Strzhemechny and D. Hui. Modelling of pseudoplastic deformation of carbon/carbon composites with pyrocarbon matrix / V. Shavshukov, A. Tashkinov, Y.M. Strzhemechny and D. Hui. *Modelling Simul. Mater. Sci. Eng*, 2008, Vol. 16, 18 p.

32. ТУ BY 400031289.140-2010 Carbon fiber Ural-N.

33. Mcnamara, Laoise. Bone as a Material // *Comprehensive Biomaterials*, 2011, Vol. 2, P. 169–186.

34. Shkodkin S.V., Bocharova K.A., Kogan M.I., Ivanov S.V., Idashkin Yu.B., Mikhailova E.F., Bakhtina N.G., Miroshnichenko O.V., Lyubushkin A.V. Kletochnye reaktsii i tsitotoksichnost' meditsinskikh materialov v otnoshenii leukovzvesi cheloveka [Cellular reactions and cytotoxicity of medical materials in relation to human leukemia]. *Scientific Vedomosti BelSU. Ser. Medicine. Pharmacy*, 2014, № 11, issue 26/1, P. 66-73.

35. Sokolkin, Yu.V. Tekhnologiya i proektirovaniye uglernod-uglernodnykh kompozitov i konstruktivnykh [Technology and design of carbon-carbon composites and structures], *Moscow, Nauka. Fizmatlit*, 1996, 239 p, ISBN 5-02-015201-3 (orig.).

Финансирование. Работа выполнена в рамках государственного задания Министерства науки и высшего образования Российской Федерации на выполнение фундаментальных научных исследований (проект № FSNM-2020-0027).

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Financing. The results were obtained within the framework of the state assignment of the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation for basic scientific research (project no. FSNM-2020-0027).

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.