



Научная статья

DOI 10.15593/RZhBiomeh/2024.2.02

УДК 531/534: [57+61]

## МОДЕЛИРОВАНИЕ *IN VITRO* НАГРУЖЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ИЗ УГЛЕРОД-УГЛЕРОДНЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ С ПОВРЕЖДЕННЫМИ ОБЛАСТЯМИ

Е.С. Разумовский, В.Е. Шавшуков

Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Российская Федерация

### О СТАТЬЕ

Получена: 10 октября 2023  
Одобрена: 16 мая 2024  
Принята к публикации: 05 июня 2024

### Ключевые слова:

эндопротез, тазобедренный сустав, остеообласты, пироуглеродная матрица, углерод-углеродный композиционный материал, упругие модули, повреждаемость, биокомпозит

### АННОТАЦИЯ

Исследовано влияние биологического процесса остеоинтеграции на изменение упругих модулей материала ножки эндопротеза тазобедренного сустава (углерод-углеродного композиционного материала) в областях с повреждениями кристаллитов пироуглерода. Повреждения возникают в результате предельных нагрузок, совершаемых человеком, что приводит к снижению несущей способности ножки эндопротеза. В результате повреждений пироуглеродная матрица становится аналогичной сыпучей гранулированной среде, что существенно снижает упругие свойства материала в целом. Положительное изменение упругих модулей материала ножки эндопротеза в процессе остеоинтеграции может привести к блокировке распространения областей повреждения и к увеличению несущей способности эндопротеза. Прогнозирование упругих модулей в поврежденных областях эндопротеза производится в два этапа. На первом этапе вычисляются упругие свойства новой матрицы в поврежденных областях, которая представляет собой сочетание остеообластов и пироуглеродной матрицы углерод-углеродного композиционного материала. На следующем этапе вычисляются эффективные свойства однонаправленного углерод – углеродного композиционного материала с модифицированной матрицей. При прогнозировании упругих модулей используется прямой метод гомогенизации, реализованный в модуле *Ansys Material Designer*. Прогнозирование эффективных свойств трехмерно-армированного углерод-углеродного композиционного материала, в поры которого внедрены остеообласты, производится по модели Тарнопольского. При моделировании нагружения используются пространственные модели костей человека, полученные при помощи компьютерной томографии и преобразованные в твердотельные модели. Величина нагрузки на биомеханическую систему определяется несущей способностью ножки эндопротеза при повреждениях в 4 областях без учета внедрения остеообластов. В исследовании приведены результаты расчетов полей напряжений и деформаций для конструкции эндопротеза тазобедренного сустава, представлена диаграмма деформирования ножки эндопротеза в координатах «нагрузка – перемещение», показывающая измененную несущую способность эндопротеза. Численные результаты наглядно демонстрируют влияние биологического процесса остеоинтеграции на изменение несущей способности эндопротеза и упругих свойств в поврежденных областях материала.

© Разумовский Егор Сергеевич – аспирант, младший научный сотрудник e-mail: [erazumovskij@yandex.ru](mailto:erazumovskij@yandex.ru)

ID 0009-0007-0439-590X

© Шавшуков Вячеслав Евгеньевич – к.ф.-м.н., доцент, e-mail: [shavshukov@pstu.ru](mailto:shavshukov@pstu.ru) ID 0000-0003-3755-6507



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)

## Введение

Углерод-углеродные композиционные материалы (УУКМ) с пироуглеродной (ПУ) матрицей являются перспективными материалами и успешно используются в различных отраслях промышленности [1–4].

Благодаря таким свойствам, как биогенность, биоинертность в сочетании с высокой удельной прочностью, УУКМ применяются в медицинских целях в качестве имплантатов [5–7]. Высокая поверхностная энергия, адсорбционные свойства УУКМ повышают адгезию тромбоцитов, способствуют адсорбции фибриногенов и впоследствии ускоряют процесс образования кровяного тромба и остеоинтеграции [8, 9].

Наиболее важной и перспективной областью применения УУКМ является использование в производстве составных частей эндопротеза тазобедренного сустава (ТБС): вертлюжного компонента, ножки эндопротеза и суставной головки. Составные части эндопротеза ТБС необходимы при тотальном эндопротезировании ТБС, при котором происходит полная замена вертлюжной впадины тазовой кости, головки и шейки бедренной кости [10, 11].

Конструктивные особенности (толщина, геометрия и пр.) составных частей эндопротеза из УУКМ определяются на этапе исследования напряженно-деформированного состояния конструкции с последующим анализом полей распределения деформаций и напряжений применительно к выбранному варианту конструкции.

Задачи исследования полей напряжений и деформаций являются актуальными при проектировании биомеханических изделий и оценке их работоспособности при заданных условиях эксплуатации [1–3, 6, 12–29]. Материалы, используемые в протезировании, чаще всего, являются многокомпонентными поликристаллическими агрегатами, состоящими из макроскопически большого числа зерен (кристаллитов). Для упрощения расчетов не учитывается анализ сложных процессов взаимодействия внутри кристаллитов (мезоуровень). Материал принимается макроскопически однородным, изотропным по причине случайной ориентации кристаллографических осей кристаллитов. Расчет НДС при использовании известных эффективных свойств однородной среды упрощает задачу.

В случае УУКМ такой подход некорректен в силу стохастической структуры ПУ-матрицы и сложных процессов повреждаемости, протекающих в процессе деформирования материала, приводящих к нелинейному псевдопластическому поведению. Процессы повреждаемости ПУ-матрицы заключаются в деградации упругих свойств в процессе нагружения. В математической постановке повреждаемость

описывается редуцированием свойств тензоров модулей упругости кристаллитов. В неповрежденном первоначальном состоянии тензор модулей упругости кристаллита  $C_{mn}^{\alpha(0)}$  пироуглерода в кристаллографической системе координат в матричном представлении имеет вид:

$$C_{mn}^{\alpha(0)} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{13} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{pmatrix}. \quad (1)$$

В работах [26, 30] проведены исследования процессов повреждаемости ПУ-матрицы. Повреждения матрицы реализовывались при выполнении простейших критериев в форме Кулона – Мора. В кристаллографической системе координат:

$$\sigma_{33} \geq \sigma_3^+, \quad (2)$$

$$\sqrt{\sigma_{13}^2 + \sigma_{23}^2} \geq \tau_{13}, \quad (3)$$

$$\frac{\sigma_{11} + \sigma_{22}}{2} + \sqrt{\frac{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2}{4} + \sigma_{12}^2} \geq \sigma_1^+, \quad (4)$$

$$\sqrt{\frac{(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2}{4} + \sigma_{12}^2} \geq \tau_{12}, \quad (5)$$

где  $\sigma_3^+$ ,  $\sigma_1^+$  – пределы прочности при растяжении вдоль осей  $x_3$  и  $x_1$ ;  $\tau_{13}$  и  $\tau_{12}$  – пределы прочности при сдвиге в плоскостях  $x_1 - x_3$  и  $x_1 - x_2$  соответственно.

В определенных зернах при взаимодействии с зернами-соседями, находящимися в экстремальных конфигурациях, которым соответствовали максимальные значения напряжений, реализовывались критерии (2)–(5). Реализации критериев соответствовало редуцирование тензора модулей упругости кристаллитов. При реализации всех критериев кристаллиты полностью теряют возможность механического сопротивления. Выполнение критериев может происходить не поочередно, так как ориентации кристаллографических осей кристаллитов относительно глобальной системы координат поликристалла и направления приложения нагрузки различны. Различие ориентации кристаллографических осей кристаллитов влияет на напряженное состояние каждого отдельного кристаллита. Так, при растяжении нетекстурированного поликристалла ПУ вдоль оси  $x_3$  глобальной системы координат центральное зерно, кристаллографическая ось симметрии которого соответствует направлению оси глобальной системы координат, будет повреждаться по критерию (2).

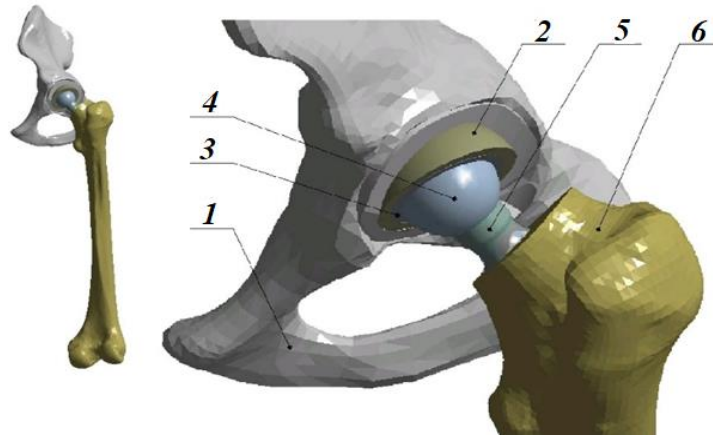


Рис. 1. Расчетная модель биомеханической системы «скелет – эндопротез»:  
 1 – тазовая кость; 2 – чашка эндопротеза ТБС; 3 – вкладыш (материал – СВМПЭ РЕ–1000);  
 4 – суставная головка (материал – нержавеющая сталь горячейковки  $FeCrNiMo$ );  
 5 – ножка эндопротеза ТБС, 6 – бедренная кость

Для зерна, находящегося в зените и повернутого под некоторыми углами, могут быть реализованы состояния (2)–(5), в зависимости от величин напряжений, входящих в состав критериев.

Поликристаллический агрегат ПУ-матрицы, состоящий из поврежденных (разрушенных) по всем критериям зерен, становится подобным сыпучей гранулированной среде [31, 32]. В результате процессов разрушения закрытая пористость ПУ-матрицы суммировалась с высокой открытой пористостью (размер пор 0,05...2 мм в исходном состоянии до разрушения).

Предполагается, что при нахождении в теле человека ножки эндопротеза ТБС с поврежденной (разрушенной) ПУ-матрицей по алгоритму, описанному выше (в полном объеме в работе [26]), мезенхимальные клетки и остеобласты будут мигрировать в поврежденные области имплантата, где выполнены критерии (2)–(5). В результате проникновения в поврежденные области будет происходить формирование подобия дисперсно-упрочненного композиционного материала (костно-углеродный каркас). Прочность такого каркаса обеспечивается отложением минеральных солей в новом костном матриксе. Данный процесс косвенно можно уподобить процессу остеоинтеграции, а именно первой стадии – остеокондукции. Результатом такого биологического процесса будет изменение величины упругих свойств УУКМ в областях с повреждениями, что приведет к изменению несущей способности эндопротеза ТБС из УУКМ.

Целью работы является оценка влияния измененных упругих свойств УУКМ с ПУ-матрицей в областях с повреждениями по окончании процесса остеоинтеграции на НДС и несущую способность ножки эндопротеза ТБС.

Для визуализации изменения несущей способности построена новая ветвь диаграммы нагружения эндопротеза ТБС в координатах: сила реакции  $P$  (Н) – перемещение суставной головки  $u$  (мм).

Результаты исследования являются актуальными по причине того, что области повреждения могут продолжать расти в процессе нагружения, что приводит к потере несущей способности эндопротеза ТБС из УУКМ. Рост и движение области могут быть мгновенными, так как ПУ-матрица является упруго-хрупкой. Влияние процесса остеоинтеграции может привести к повышению упругих свойств в областях с повреждениями ножки эндопротеза ТБС, к возможной блокировке распространения областей повреждения.

## Материалы и методы

### Геометрия

Моделирование нагружения биомеханической системы «скелет – эндопротез» осуществлялось в пакете конечно-элементного анализа *Ansys*. Для проведения расчетного эксперимента была создана расчетная модель, изображенная на рис. 1.

Основной задачей проведения расчетного эксперимента являлось определение НДС ножки эндопротеза ТБС при наличии областей с поврежденными кристаллитами до начала процесса остеоинтеграции и по его окончании, в результате которого происходит изменение упругих модулей материала ножки эндопротеза ТБС. На этапе оценки НДС ножки эндопротеза ТБС по окончании процесса остеоинтеграции была произведена оценка несущей способности путем вывода результата силы реакции ножки эндопротеза ТБС. Задача прогнозирования упругих свойств материала ножки эндопротеза в областях с повреждениями описана далее.

Расчетная модель представляет собой совокупность континуальных твердотельных моделей, полученных путем прямого проектирования в САПР *SolidWorks* (см. рис. 1, позиции 2, 3, 4, 5) и путем преобразования данных компьютерной томографии (КТ) по алгоритму, изложенному в работе [16] (см. рис. 1, позиции 1, 6). Модель тазовой кости

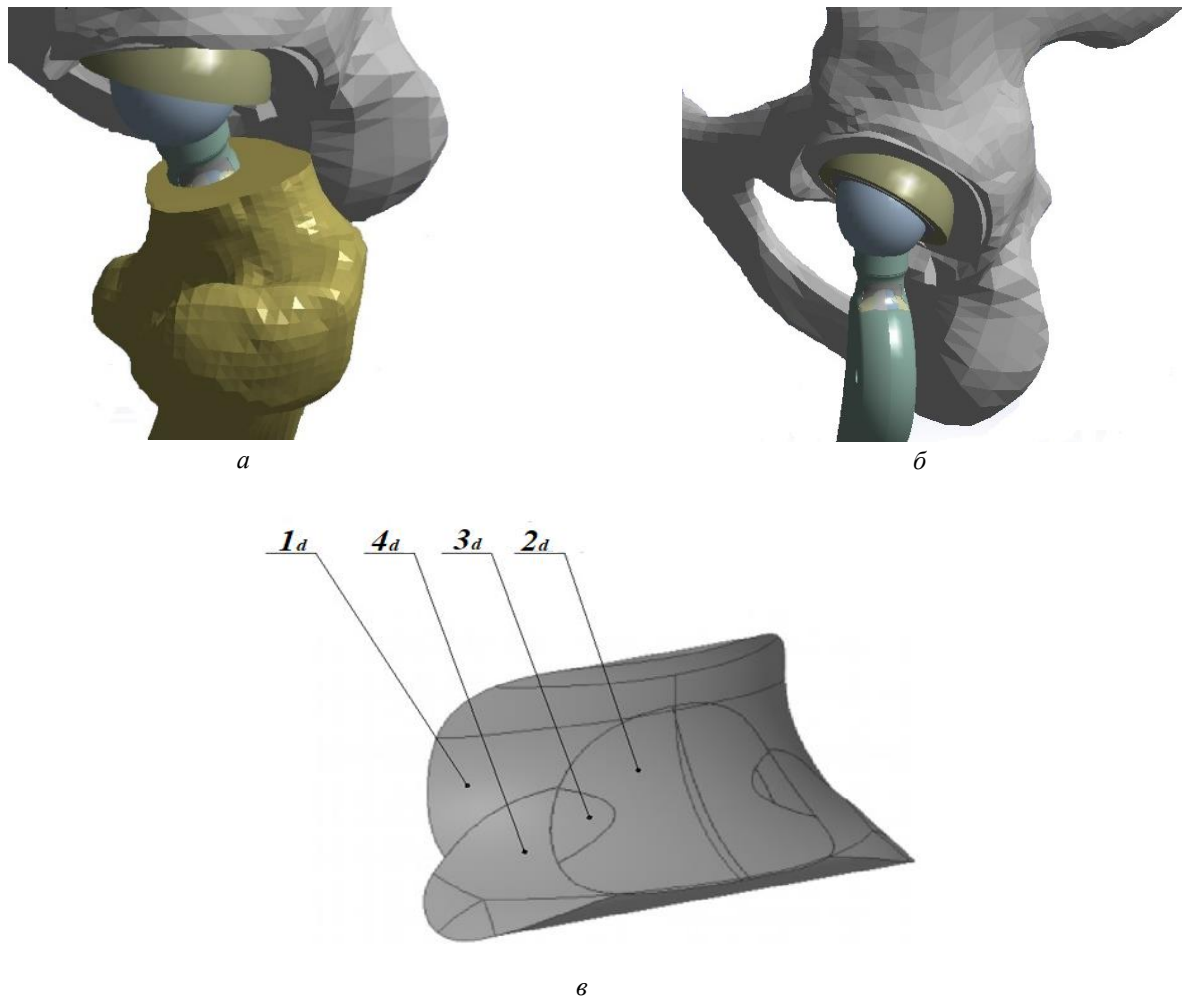


Рис. 2. Цифровая модель биомеханической системы «скелет – эндопротез» с областями повреждений в ножке эндопротеза ТБС:

*a* – аксонометрическая проекция с указанием области расположения повреждений;

*б* – аксонометрическая проекция с исключенной бедренной костью;

*в* – форма и размеры областей с повреждениями

(апертура таза) наклонена к горизонтальной плоскости под углом  $50^\circ$ , вертлюжная впадина тазовой кости наклонена медиально вниз.

В силу симметрии задачи рассматривается только правая половина тазовой кости. Данное упрощение является допустимым. Для учета анизотропии упругих свойств компактного вещества (кортикальный слой) для каждой кости были построены эквидистантные оболочечные тела постоянной толщины, равной 2,5 мм. Наличие эквидистантного тела необходимо для того, чтобы на этапе подготовки расчетной модели была возможность ввести и сориентировать под необходимыми углами (углы Эйлера) локальную систему координат (ЛСК) относительно глобальной для задания эффективных упругих свойств компактного вещества.

Модель ножки эндопротеза ТБС является многосвязной областью объемом  $V$  с внешней поверхностью  $A$ , состоящая из подобластей (области с повреждениями кристаллитов ПУ, рис. 2) объемами  $v_k$  и границами  $a_k$ . Объем ножки эндопротеза ТБС

представляет собой сумму подобластей  $V = \sum_{k=1}^5 v_k$ ,

индекс нумерует область с повреждениями согласно рис. 2.

Область с номером 5 является неповрежденной областью и составляет часть объема ножки эндопротеза ТБС. Данные области, обозначенные арабскими цифрами с индексами  $d$  (*damaged*)  $1_d$ ,  $2_d$ ,  $3_d$ ,  $4_d$  и представленные на рис. 2, *в*, были обнаружены авторами [26] при мезомеханическом анализе эндопротеза ТБС. Образование областей является следствием повреждения кристаллитов по критериям (2)–(5). Разрушение кристаллитов именно в данных областях ножки эндопротеза ТБС обусловлено следствием концентрации напряжений в области посадочного конуса ножки.

В данных областях кристаллиты ПУ могут сопротивляться только всестороннему сжатию. Именно модификация упругих свойств в поврежденных областях в результате миграции

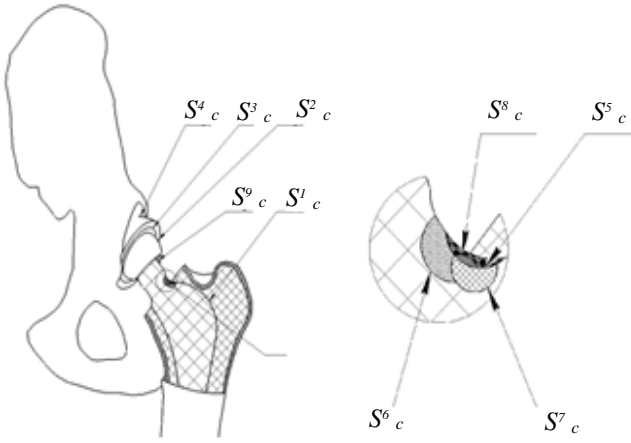


Рис. 3. Расположение контактных поверхностей в расчетной модели

мезенхимальных клеток и остеобластов в данной области может привести к возрастанию эффективных свойств и блокировке распространения повреждений на соседние области при тех же нагрузках. В пространственных моделях ножки и чашки эндопротеза ТБС отсутствует внутренняя структура. Внутренняя структура описывается эффективными гомогенизированными средами с трансверсальной и ортотропной изотропией. Учет анизотропии свойств осуществляется посредством ввода ЛСК для каждой модели и задание через ЛСК эффективных свойств. Трансверсальная изотропия и ортотропия обусловлены видами материалов ножки и чашки эндопротеза ТБС.

### Математическая постановка

Расчетная контактная задача в рамках теории упругости включает следующие соотношения [33, 34]: уравнения равновесия в напряжениях (три уравнения), кинематические граничные условия, силовые граничные условия, геометрические соотношения Коши (шесть уравнений), обобщенный закон Гука (шесть уравнений), кинематические контактные условия, силовые контактные условия. Математически в трехмерном пространстве с декартовой системой координат  $Ox_1x_2x_3$  данные соотношения имеют следующий вид для каждого компонента расчетной модели объемом  $V_t$ , где  $t$  – номер компонента расчетной модели ( $t = 1, 2 \dots 12$ ):

$$\sigma_{ij,j}(u) = 0, \quad i, j = 1, 2, 3, \quad x \in V_t, \quad (6)$$

$$u(x_i) = u_0(x), \quad x \in (S_1 \cup S_2 \cup S_3 \cup S_4), \quad (7)$$

$$\sigma_{ij}(u)n_j = T_i(x), \quad i, j = 1, 2, 3, \quad x \in S_3, \quad (8)$$

$$\varepsilon_{ij}(x) = \frac{1}{2} [U_{i,j}(x) + U_{j,i}(x)], \quad i, j = 1, 2, 3, \quad (9)$$

$$\sigma_{ij}(x) = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}(x) = C_{ijkl} U_{k,l}(x), \quad (10)$$

$$i, j, k, l = 1, 2, 3, x \in V_t;$$

• кинематические и силовые контактные условия для двустороннего контакта типа *bonded* описываются следующими формулами:

$$u_n^r(x) = -u_n^h(x), \quad i = 1, 2, 3, \quad (11)$$

$$r, h = 1, 2, \dots, 8, \quad x \in S_{Cunion},$$

$$\sigma_n^r(x) = \sigma_n^h(x) \leq 0, \quad r, h = 1, 2, \dots, 8, \quad x \in S_{Cunion}; \quad (12)$$

• кинематические и силовые контактные условия для одностороннего контакта типа *frictional*

$$u_n^1(x) \leq \delta_n^1(x), \quad x \in S_c^9, \quad (13)$$

$$\sigma_n^1(x) \leq 0, \quad x \in S_c^9 \quad (14)$$

$$|\sigma_\tau^1(x)| = \mu |\sigma_n^1(x)|, \quad x \in S_c^9, \quad (15)$$

где  $\sigma_{ij}$  – компоненты тензора напряжений;

$u_i$  – компоненты вектора перемещений;

$x_i$  – координаты вектора  $x^T = \{x_1 \ x_2 \ x_3\}$ ;

$S_1, S_2$  – поверхности латерального и медиального мышечка бедренной кости;

$S_3$  – поверхность крестцово-подвздошного сустава;

$S_4$  – поверхность тазовой кости, используемая для задания ограничения по всем степеням свободы, за исключением поступательного перемещения вдоль вертикальной оси (ось, образуемая пересечением фронтальной и сагиттальной плоскостей тела человека);

$T_i$  – компоненты вектора поверхностных сил;

$\varepsilon_{ij}$  – компоненты тензора деформаций;

$\mu$  – коэффициент трения.

$C_{ijkl}$  – компоненты тензора упругих постоянных;

$u_n^r, u_n^h$  – проекции векторов перемещений граничащих точек на направление нормали  $n$  к границе компонента расчетной модели  $r, h$ ;

$S_{Cunion} = S_c^1 \cup S_c^2 \cup S_c^3 \cup S_c^4 \cup S_c^5 \cup S_c^6 \cup S_c^7 \cup S_c^8$  – поверхности контакта (рис. 3);

$\sigma_n^r, \sigma_n^h$  – проекции векторов напряжений на направления внешних нормалей  $n_r, n_h$ ;

$u_n^1$  – проекция вектора перемещений точки контакта на направлении внешней нормали  $n_1$ ;

$\delta_n^1$  – исходное, первоначальное расстояние по нормали  $n_1$ ;

$\sigma_n^1$  – проекция вектора на направлении внешней нормали  $n_1$ ;

$\sigma_\tau^1$  – проекция вектора на направлении вектора  $\tau$  тангенциального направления.

Цепочка уравнений (6)–(15) формирует математическую постановку контактной задачи теории упругости. Для численного решения исследовательской задачи используется метод конечных элементов (МКЭ). В соответствии с формулировкой МКЭ уравнения переписываются в матричном виде.

Решение цепочки уравнений (6)–(15) соответствует минимизации функционала полной потенциальной энергии  $\Pi = U - W$ , где  $U = \frac{1}{2} \int_V \sigma \varepsilon dV$  – работа внутренних сил,  $W = \int_V q u dV$  – работа внешних сил,  $\sigma, \varepsilon$  – векторные функции напряжений и деформации,  $q$  – внешняя нагрузка,  $u$  – векторная функция перемещений,  $V$  – область пространства, занимаемая телом.

Помимо решения контактной задачи в рамках исследования по определению несущей способности и НДС конструкции эндопротеза проводится прогнозирование эффективных упругих свойств поврежденных областей ножки эндопротеза ТБС и чашки эндопротеза ТБС. Описание методов прогнозирования эффективных свойств приведены далее.

#### Физико-механические свойства материалов расчетной модели

Материал ножки эндопротеза ТБС (рис. 1, позиция 5) – однонаправленный УУКМ с ПУ-матрицей. Углеродные волокна в массиве материала располагаются вдоль образующей ножки эндопротеза ТБС. Материал является трансверсально-изотропным. Ось трансверсальной симметрии направлена по касательной к продольной оси волокна. Волокно при выкладке повторяет контур ножки эндопротеза ТБС.

В областях с повреждениями (см. рис. 2 в) проницаемость ПУ-матрицы увеличивается (в результате разрушения), закрытые поры становятся открытыми. Пористость ПУ-матрицы в областях с повреждениями принята равной 40 % согласно данным работы [35]. В образовавшиеся поры проникают мезенхимальные клетки и остеобласты, тем самым изменяя упругие свойства как матрицы, так и композита в целом. Упругие модули остеобластов имеют величину, меньшую на порядок, чем ПУ-матрица, соответственно податливость протеза увеличится.

Для вычисления упругих модулей УУКМ в поврежденных областях необходимо отметить следующее: углеродные волокна сохраняют несущую способность, а ПУ-матрица представляет собой сыпучую гранулированную среду. Соответственно, процесс остеоинтеграции будет касаться изменения

свойств ПУ-матрицы, восстановления адгезионной связи разрушенных кристаллитов пироуглерода с волокном посредством внедрения в структуру мезенхимальных клеток и остеобластов. При прогнозировании упругих модулей УУКМ в поврежденных областях с модифицированной матрицей использован прямой метод гомогенизации, который основан на решении упругой задачи на ячейке периодичности, реализованный в модуле *Ansys Material Designer*. Прогнозирование эффективных упругих модулей УУКМ с модифицированной матрицей (далее – биокompозит) в областях с повреждениями в ножке эндопротеза ТБС производится в два этапа. На первом этапе вычисляются упругие свойства модифицированной матрицы, которая представляет собой сочетание остеобластов и кристаллитов пироуглерода. Остеобласты представляют собой однородную изотропную среду, свойства которой определяются двумя независимыми упругими постоянными [36–39]. Эффективные свойства пироуглеродной матрицы вычислены авторами работ [30, 35, 39]. На втором этапе вычисляются эффективные упругие свойства биокompозита. На рис. 4 представлена схема вычисления эффективных свойств биокompозита в модуле *Ansys Material Designer*. Прогнозирование эффективных упругих свойств в *Ansys* обосновано тем, что при решении задачи прогнозирования в *COMSOL* достигается меньшая точность результатов (завышение величин). Однако и реализация в *Ansys Material Designer* имеет неточности при вычислении модуля сдвига в плоскости трансверсальной изотропии при объемной доле волокна  $v_f \geq 0,6$ . Математическая постановка вычисления эффективных свойств на ячейке периодичности состоит из следующих соотношений: уравнения равновесия, соотношения Коши, обобщенный закон Гука, кинематические и силовые граничные условия, условия нормировки. Данные соотношения составляют задачу на ячейке периодичности. Средние напряжения находят посредством интегрирования областей в композите, занятом компонентами (матрица, волокно). Исходя из линейности задачи (линейная зависимость напряжения от деформации), находятся компоненты тензора эффективных упругих модулей.

Алгоритм прогнозирования упругих свойств в модуле *Ansys Material Designer*:

1. вычисляются эффективные свойства модифицированной матрицы на основе модели *RVE (Random Particle)*;

2. прогнозируются эффективные свойства биокompозита (для матрицы используются свойства, вычисленные на первом этапе). Вычисленные значения эффективных упругих свойств сведены в табл. 1.

Чашка эндопротеза ТБС (см. рис. 1, позиция 2) изготовлена из УУКМ с ПУ-матрицей, армированного

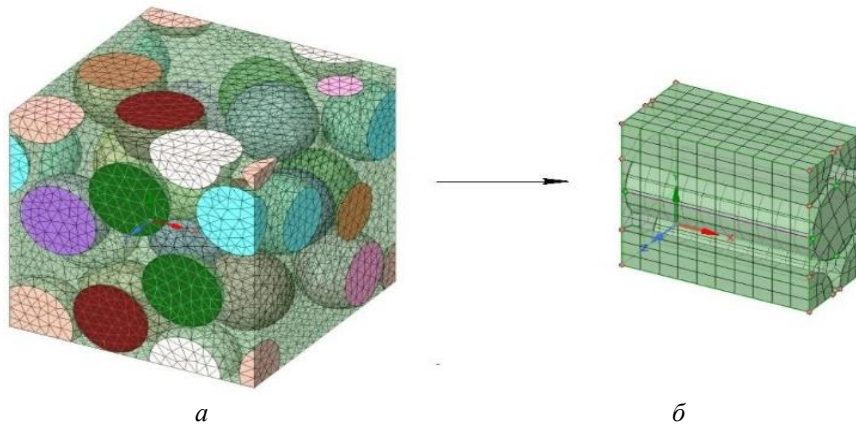


Рис. 4. Схема прогнозирования эффективных свойств в модуле *Ansys Material Designer*:

*a* – модель для вычисления упругих свойств модифицированной матрицы (кристаллиты пироуглерода и остеобласты);

*б* – модель для вычисления однонаправленного УУКМ с модифицированной матрицей в области с повреждениями

Таблица 1

**Упругие свойства материала ножки эндопротеза ТБС в областях с повреждениями**

Наименование и обозначение материала	<i>E</i> , ГПа		$\nu_{13}$	<i>G</i> , ГПа	
	<i>E</i> <sub>1</sub>	<i>E</i> <sub>3</sub>		<i>G</i> <sub>23</sub>	<i>G</i> <sub>13</sub>
Биоккомпозит (УУКМ+мезенхимальные клетки и остеобласты)	29,06	6,64	0,246	6,508	5,222

системой трех углеродных нитей «Урал Н/400-22» (трехмерно-армированный материал). Значения упругих модулей волокон, необходимых для вычисления эффективных свойств УУКМ, определены в работах [36, 39].

Чашка эндопротеза ТБС является менее нагруженным элементом, чем ножка эндопротеза ТБС, поэтому при тех же внешних нагрузках кристаллиты пироуглерода не повреждаются. Так как открытая пористость материала чашки эндопротеза ТБС имеет высокую открытую пористость порядка 17–18 % [35] в сравнении с пористостью ножки, открытые поры в процессе остеоинтеграции будут заполнены мезенхимальными клетками и остеобластами с объемной долей 0,175. Соответственно, учет данного процесса также необходим для объективной оценки эффективных свойств. Для прогнозирования эффективных упругих свойств используется подход, при котором упругие модули двумерно-армированной среды с трансверсально изотропной матрицей сводятся к расчету однонаправленной среды с ортотропной матрицей [27].

Прогнозирование эффективных свойств материала чашки эндопротеза ТБС (далее – 3D УУКМ + остеобласты) производится в два этапа. На первом этапе вычисляются эффективные свойства однонаправленного УУКМ на основе модели Хашина – Розена – Кристенсена [40, 41]. Алгоритм прогнозирования эффективных упругих свойств на первом этапе по модели Хашина – Розена и Кристенсена вычисляет эффективные упругие характеристики однонаправленного УУКМ со свойствами ПУ-матрицы как изотропной среды с

эффективными модулями:  $E = 15110$  МПа,  $G = 5901$  МПа,  $\nu = 0,2805$  и свойствами углеродного волокна:  $E_{33} = 40000$  МПа,  $E_{11} = 26600$  МПа,  $\nu_{12} = 0,275$ ,  $\nu_{23} = 0,0158$ ,  $\nu_{13} = 0,385$ . Свойства углеродного

волокна как анизотропного вычислялись по модели Чамиса. Модули сдвига вычисляются по формуле  $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$ . Объемная доля волокна  $\nu_f = 0,68$ ,

пористость  $\Pi = 0,175$ . Данные эффективные упругие свойства материал имеет до начала процесса остеоинтеграции по модели Хашина – Розена и Кристенсена вычисляются эффективные упругие характеристики однонаправленного УУКМ по окончании процесса остеоинтеграции. Модификация свойств заключается в изменении свойств ПУ-матрицы при прогнозировании: открытая пористость матрицы рассматривается как область, которая заполняется остеобластами с объемной долей, равной объемной доли пористости до момента начала остеоинтеграции. Изменение упругих свойств ПУ-матрицы оценивается по правилу смесей (*Rule of Mixture*):

$$E_{biomatrix}^* = E_{pc} \mu_{pc} + E_{ost} (1 - \mu_{pc}),$$

$$\nu_{biomatrix}^* = \nu_{pc} \mu_{pc} + \nu_{ost} (1 - \mu_{pc}), \quad \text{где } E_{biomatrix}^*,$$

$\nu_{biomatrix}^*$  модуль Юнга и коэффициент Пуассона ПУ-матрицы, поры которой заполнены остеобластами,  $\mu_{pc}$

– объемная доля ПУ-матрицы, равная 0,825,  $E_{ost}$ ,  $\nu_{ost}$  – модуль Юнга и коэффициент Пуассона остеобластов.

Величины эффективных модулей ПУ-матрицы,

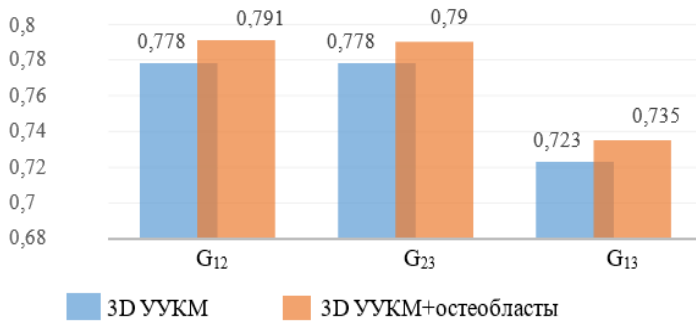


Рис. 5. Эффективные упругие модули материала чашки эндопротеза ТБС до начала и по окончании процесса остеоинтеграции

вычисленные по правилу смесей, вводятся в модель Хашина – Розена при прогнозировании эффективных упругих модулей однонаправленного УУКМ по окончании процесса остеоинтеграции. На втором этапе на основе величин упругих модулей, полученных на первом этапе, по известным формулам [28] вычисляются эффективные упругие модули материала чашки эндопротеза ТБС – 3ДУУКМ + остеообласты по окончании процесса остеоинтеграции. Уравнения для вычисления эффективных упругих характеристик не приводятся в силу громоздкости. Вычисленные упругие модули УУКМ, армированного системой трех нитей, сведены в табл. 2.

Сопоставление спрогнозированных эффективных упругих модулей материала чашки эндопротеза ТБС – ортогонально армированного УУКМ с ПУ-матрицей – до и после процесса остеоинтеграции представлены на рис. 5. Величины модулей сдвига материала чашки эндопротеза ТБС:  $G_{12}$ ,  $G_{23}$ ,  $G_{13}$  выросли на 1,67, 1,54 и 1,66 % соответственно. Величины модулей упругости  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$  практически не изменились (изменения меньше 0,5 %).

Очевидно, что даже при повреждении кристаллитов ПУ-матрицы влияние на упругие свойства будет несущественным для трехмерно-армированного УУКМ, в отличие от однонаправленного УУКМ, в котором нагрузки в плоскостях 1–2, 2–3, 1–3 напрямую зависят от упругих характеристик ПУ-матрицы, степени ее поврежденности и адгезии ПУ-матрицы к волокну.

### Конечно-элементная модель и дискретизация расчетной области

Создание конечно-элементной сетки и численное решение производилось в программном комплексе *Ansys*. Характерный размер конечного элемента в зависимости от геометрических особенностей составных частей расчетной модели составил: 1,1 и 2,0 мм для компактного и губчатого вещества бедренной и тазовой кости соответственно, 0,4 мм – для неповрежденной части ножки эндопротеза ТБС и

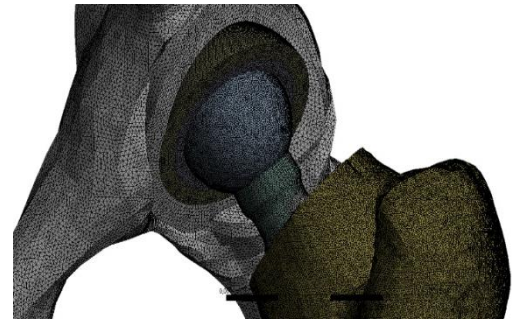


Рис. 6. Конечно-элементная модель биомеханической системы «скелет – эндопротез»

суставной головки, 0,25 мм – для чашки эндопротеза ТБС и вкладыша, 0,1 мм – для четырех поврежденных областей ножки эндопротеза ТБС.

Все составные части расчетной модели, за исключением кортикальной костной ткани в виде эквидистантного оболочечного тела и вкладыша, разбивались двадцатиузловыми объемными элементами *SOLID* 186. Дискретизация областей кортикальной костной ткани и вкладыша разбивалась оболочечными четырехузловыми элементами с шестью степенями свободы *SHELL* 181. Количество конечных элементов в расчетной модели составило 3 526 505. Сходимость и рациональность выбора типов конечных элементов определялись путем выполнения нескольких итераций нагружения расчетной модели при различной дискретизации областей модели, сгущения и разряжения областей, в которых подозревалось наличие экстремальных значений напряжений. По результатам 22 итераций строился график зависимости конечного элемента. Далее было проведено вычисление значений напряжений от размера аппроксимации при стремлении размера конечного элемента к нулю (экстраполяция). Данная логика определения сходимости результата должна обеспечивать минимум функционала полной потенциальной энергии упругого тела. Минимум функционала соответствует устойчивому равновесию и действительному НДС. На рис. 6 показана полученная конечно-элементная модель.

### Нагружение и граничные условия

Нагружение расчетной модели задается по поверхности крестцово-подвздошного сустава. Данный амфиартроз соединяет тазовую кость с крестцом; от данного сустава передается нагрузка на нижние конечности [42, 43]. Нагружение задается вертикальной силой, равной 1976 Н. Величина силы нагружения обусловлена несущей способностью эндопротеза при повреждении УУКМ в четырех областях [26]. Для возможности корректного приложения силы введены ограничения по 5 степеням



Таблица 2

Упругие свойства материала чашки эндопротеза ТБС и кортикальной костной ткани

Наименование и обозначение материала	E, ГПа			ν			G, ГПа		
	E <sub>1</sub>	E <sub>2</sub>	E <sub>3</sub>	ν <sub>12</sub>	ν <sub>23</sub>	ν <sub>13</sub>	G <sub>12</sub>	G <sub>23</sub>	G <sub>13</sub>
3D УУКМ	28,75	24,32	10,6	0,097	0,17	0,18	0,78	0,78	0,72
Кортикальная костная ткань	17,1	8,7	8,7	0,25	0,50	0,05	4,15	4,15	4,5

Таблица 3

Механические свойства материалов биомеханической системы «скелет–эндопротез»

Наименование и обозначение материала	E, ГПа	ν
Губчатая костная ткань	0,25	0,32
СВМПЭ PE-1000	0,69	0,44
FeCrNiMo	2090	0,26

свободы (3 вращательных и 2 поступательных) с возможностью перемещения вдоль вертикальной оси. Бедренная кость закреплена за нижнюю часть по поверхностям латерального и медиального мыщелка. Закрепление данной части состоит в ограничении всех степеней свободы.

Граничные условия и условия нагружения математически определяются уравнениями (7), (8).

**Численная реализация**

Для численной реализации используется расчетная биомеханическая модель ««скелет – эндопротез». Модель является нелинейной, так как составные части модели являются контактирующими.

В модели есть два типа контактных условий (взаимодействий) между контактирующими элементами:

1) *bonded* – двусторонний контакт со сцепленными контактной (*contact*) и целевой (*target*) поверхностями, обеспечивающий работу сопряженных элементов как единого целого (является линейным);

2) *frictional* – односторонний контакт с учетом силы трения скольжения (является нелинейным).

Контакт типа *bonded* использован для всех контактирующих деталей за исключением пары «суставная головка – вкладыш». Для данной пары используется контакт *frictional* с коэффициентом трения, равным 0,15.

На первом этапе расчета была произведена оценка НДС до момента изменения упругих модулей в областях с повреждениями кристаллитов ПУ (области 1d, 2d, 3d, 4d, на рис. 2, в) ножки эндопротеза ТБС. В результате определялись поля распределения касательных, нормальных и эквивалентных напряжений. Распределения эквивалентных напряжений были определены только для изотропных материалов.

На втором этапе производилась оценка НДС расчетной модели с граничными условиями и условиями нагружения, как на первом этапе. Определение НДС было произведено с учетом перерасчитанных эффективных упругих свойств в областях с повреждениями ПУ-матрицы ножки и

чашки эндопротеза ТБС. Модификация свойств углеродных материалов эндопротеза основана на гипотезе миграции остеобластов и мезенхимальных клеток в открытые поры чашки и в гранулированную среду поврежденных областей ножки эндопротеза ТБС с последующим частичным восстановлением упругих свойств. Вывод результатов был идентичен первому этапу. В дополнение к данным результатам была определена сила реакции ножки эндопротеза ТБС. Данные по силе реакции в результате модификации свойств были отражены на диаграмме нагружения ножки эндопротеза ТБС, полученной в работе [23], новой веткой.

**Результаты**

Понимание изменения величин упругих модулей УУКМ в областях с повреждениями в процессе остеоинтеграции необходимо для прогнозирования дальнейшей работоспособности конструкции эндопротеза ТБС. Для определения областей с повреждениями использовались их расположения, решалась стохастическая краевая задача методом интегральных уравнения для деформаций, изложенным в работах [44, 45]. Решениями являлись плотности распределения вероятностей распределения мезонапряжений в кристаллитах. По плотностям распределения вероятностей вычислялись вероятности повреждения, а после – объемные доли поврежденных кристаллитов [26]. Математическая модель деформирования ПУ-матрицы разработана в виде кода. Модули упругости ПУ-матрицы в поврежденных областях, в которых кристаллиты ПУ представляли собой гранулированную среду, пересчитывались методами и инструментами, описанными выше. Результатом пересчета упругих свойств при повторном нагружении являлось изменение картин распределения напряжений и деформаций. Для оценки изменения полей распределения напряжений и деформаций в результате изменения упругих свойств в поврежденных областях ножки эндопротеза ТБС на рис. 7, 8 представлены распределения касательных напряжений при нагрузке в 1976 Н с областями повреждений до начала процесса остеоинтеграции (ПУ-матрица представляет собой сыпучую среду).

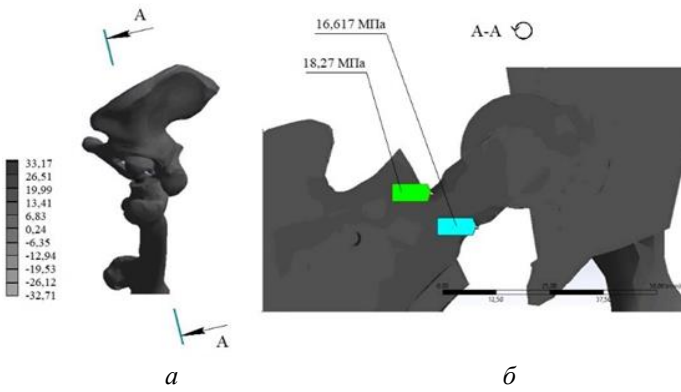


Рис. 7. Картины распределения касательных напряжений,  $\sigma_{12}$ , МПа: *a* – в аксонометрической проекции; *б* – в плоскости А–А

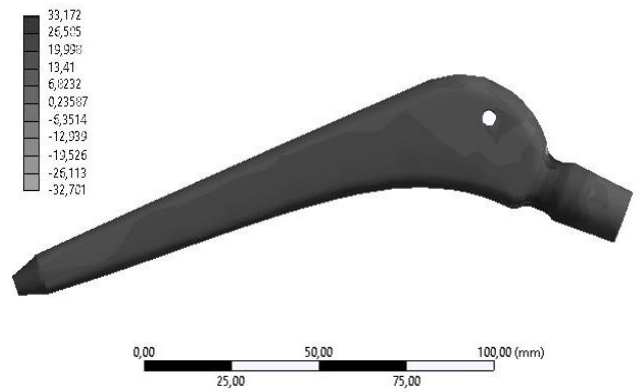


Рис. 8. Картина распределения касательных напряжений в ножке эндопротеза ТБС,  $\sigma_{12}$ , МПа

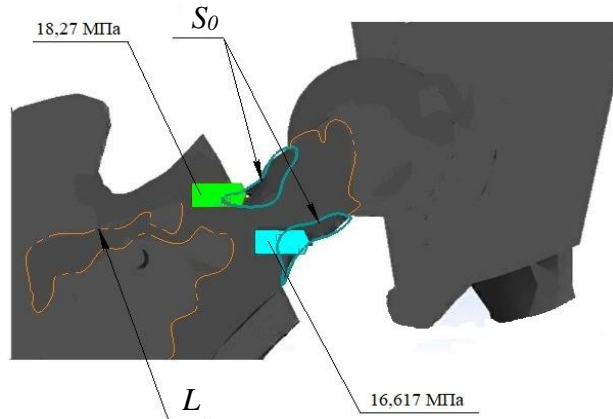


Рис. 9. Зоны распространения касательных напряжений в ножке эндопротеза ТБС

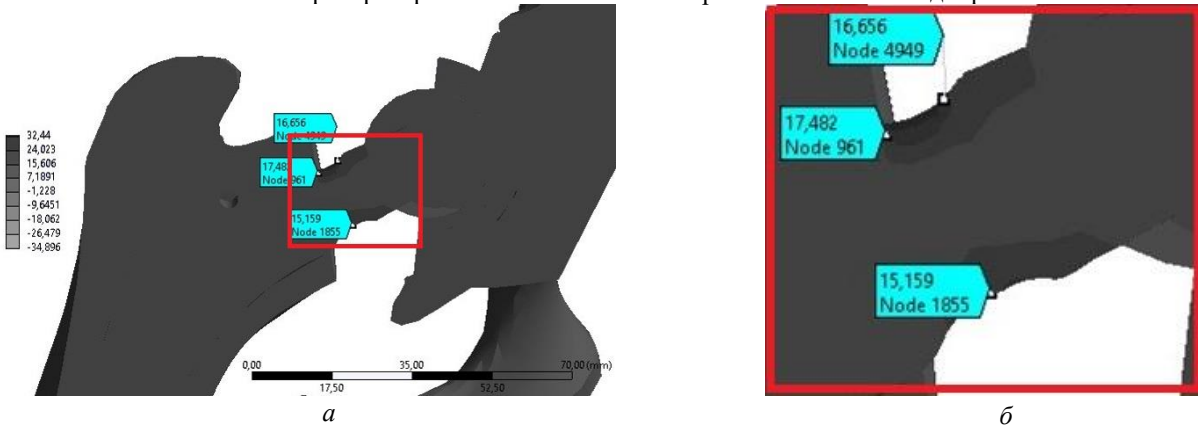


Рис. 10. Картина распределения касательных напряжений после перерасчета упругих свойств материала ножки эндопротеза ТБС в областях с повреждениями,  $\sigma_{12}$ , МПа: *a* – в плоскости А–А; *б* – в выносном элементе

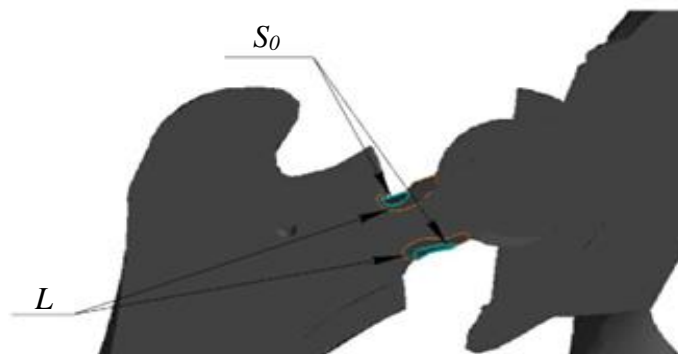


Рис. 11. Зоны распространения касательных напряжений после перерасчета упругих свойств материала ножки эндопротеза ТБС в областях с повреждениями

Причина рассмотрения только касательных напряжений  $\sigma_{12}$  связана с тем, что в исследовании [16] экспериментальным и расчетным методами было определено, что разрушение ножки эндопротеза ТБС происходит от межволоконных сдвигов, а наибольшие значения напряжений наблюдались именно для  $\sigma_{12}$ . Из рис. 7, 8 следует, что наиболее опасной и наименее прочной является область шейки ножки эндопротеза ТБС. Наибольшее значение касательных напряжений  $\sigma_{12}$  в области шейки равно 18,27 МПа. Значение  $\sigma_{12} = 18,27$  МПа практически достигает предела прочности кристаллита ПУ, величина которого принята за предел прочности на сдвиг для однонаправленного УУКМ и равна 19,3 МПа [30]. Площадь области (зоны) распространения повышенных значений касательных напряжений  $S_0$  в сечении А–А, представленной на рис. 9, приблизительно равна 105 мм<sup>2</sup>. Экстремальные значения касательных напряжений сосредоточены ближе к периферии шейки и убывают по мере удаления от наружной поверхности. Область, ограниченная кривой  $L$  (рис. 9), показывает зону возможного распространения повреждений ПУ-матрицы.

На рис. 10 представлена картина распределения касательных напряжений  $\sigma_{12}$  при той же нагрузке в 1976 Н для эндопротеза ТБС после пересчета эффективных упругих свойств в областях с повреждениями в ножке эндопротеза ТБС. Экстремальные значения напряжений упали на 4,313 % до величины 17,482 МПа. Наблюдается локализация (уменьшение) зоны распространения наибольших напряжений в области шейки. Приблизительная площадь распространения повышенных значений касательных напряжений равна 29 мм<sup>2</sup> (рис. 11). Площадь данной области в 5,5 раза меньше площади области в данном сечении до начала процесса остеоинтеграции и изменения упругих свойств в областях с повреждениями. Картина распределения на рис. 10 свидетельствует о перераспределении поля напряжений в результате пересчета эффективных упругих свойств. Упругие свойства материала чашки эндопротеза ТБС были рассчитаны с учетом заполнения открытых пор в материале. Данные упругие свойства были использованы при определении полей напряжений и деформаций для обоих случаев (упругие свойства в областях повреждения до и после процесса остеоинтеграции). Использование измененных эффективных упругих свойств материала чашки эндопротеза ТБС в первом и втором расчетных случаях связано с предположением, что повреждения в ножке эндопротеза возникают по прошествии определенного промежутка времени уже после операции по эндопротезированию, когда процессы остеоинтеграции для эндопротеза завершены. Картины распределения для вкладыша эндопротеза ТБС не рассматриваются по причине низких значений экстремальных значений касательных и нормальных напряжений. Для суставной головки эндопротеза ТБС

картины распределения эквивалентных и касательных напряжений представлены на рис. 12, 13. Для суставной головки максимальные значения эквивалентных напряжений расположены в области посадочного конуса под ножку эндопротеза ТБС. Максимальная величина эквивалентных напряжений имеет величину, равную 75,251 МПа. Коэффициент запаса по пределу прочности для суставной головки равен 7,31. Касательные напряжения в плоскостях 2–3 и 3–1 выведены отдельно для рассмотрения, так как именно компоненты  $\sigma_{23}$  и  $\sigma_{13}$  девиаторной части тензора напряжений вносят наибольший вклад в НДС суставной головки. Соответствующие наибольшие значения касательных напряжений  $\sigma_{13}$  и  $\sigma_{23}$  равны 46,234 и 60,834 МПа соответственно.

На рис. 14 представлена диаграмма нагружения ножки эндопротеза ТБС с учетом модификации (изменения) эффективных упругих свойств УУКМ в областях с повреждениями по завершении процесса остеоинтеграции. Данная диаграмма до точки  $B$  была получена в работе [23]. Участок  $BC$  диаграммы, представленный на рис. 14,  $b$ , демонстрирует увеличение несущей способности ножки эндопротеза ТБС при изменении упругих свойств в областях с повреждениями по окончании процесса остеоинтеграции.

Несущая способность (ордината) увеличилась на 1,113 % и составила 1998 Н при перемещении суставной головки на величину 1,816 мм. Один глобальный максимум и три локальных максимума (до точки  $B$  диаграммы) соответствуют областям с деградацией эффективных упругих свойств.

## Обсуждение

Рассмотренные в исследовании проблемы оценки несущей способности НДС конструкции эндопротеза ТБС и модификации эффективных упругих свойств композитных частей эндопротеза в процессе остеоинтеграции актуальны для любого аналога эндопротеза, изготовленного из другого материала. Фактор изменчивости связан напрямую с размерами кристаллитов материала (если материал поликристаллический), типа кристаллической решетки, величин упругих постоянных кристаллической решетки, степени разориентации кристаллографических осей кристаллитов (текстурированность). Если материал ножки эндопротеза – титановый сплав, который используется в работе авторов [12], упругие постоянные титана настолько велики, что влияние на изменение упругих модулей будет ничтожно малым. Соответственно, отсутствие изменения упругих модулей титана в процессе остеоинтеграции после повреждения кристаллитов приводит к отсутствию изменения НДС конструкции и несущей способности. В случае более податливого полимерного композиционного материала влияние на изменение упругих модулей будет иметь тенденцию к росту. Так как решение задач

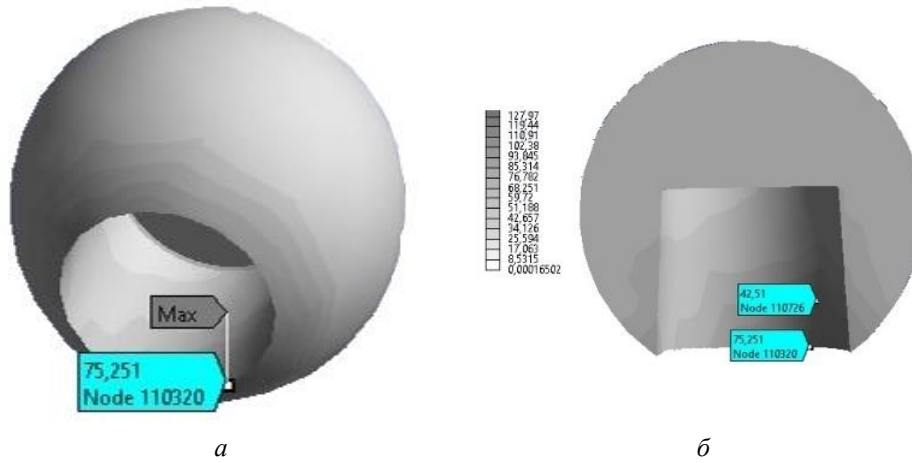


Рис. 12. Картины распределения эквивалентных напряжений в суставной головке эндопротеза ТБС,  $\sigma_{\text{ЭКВ}}$ , МПа:  
*a* – аксонометрическая проекция; *б* – фронтальный разрез

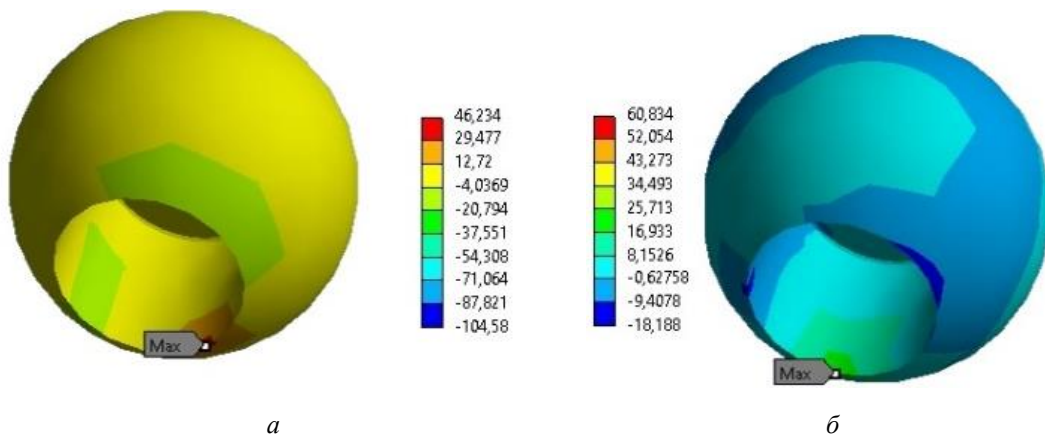


Рис. 13. Картины распределения касательных напряжений в суставной головке эндопротеза, МПа:  
*a* –  $\sigma_{13}$ , *б* –  $\sigma_{23}$

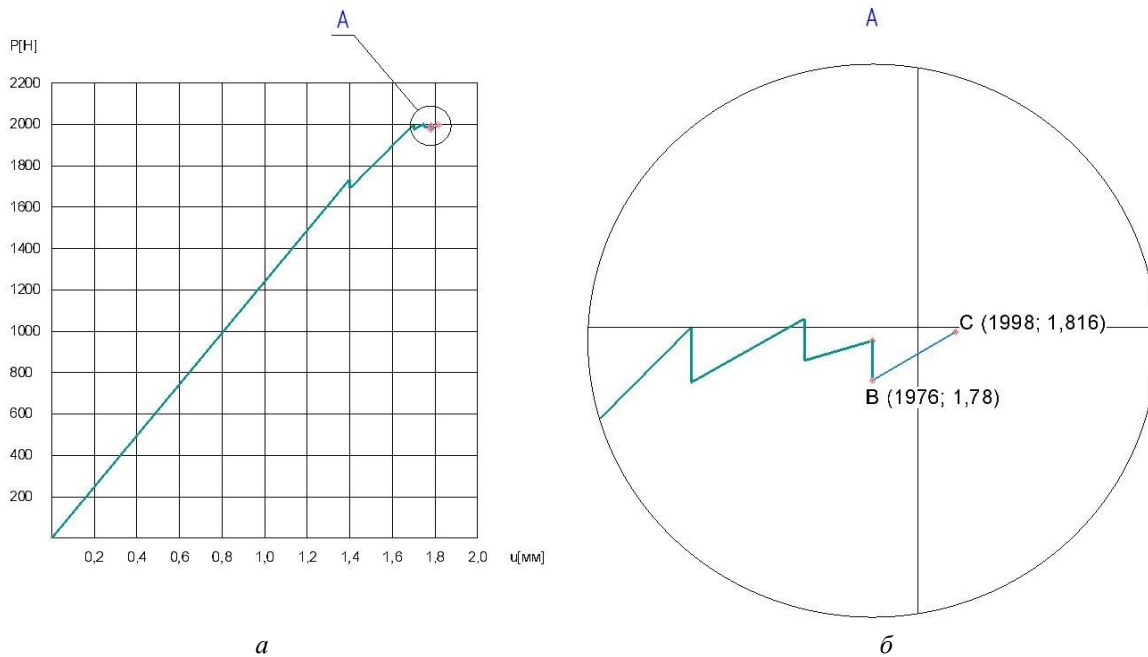


Рис. 14. Диаграмма нагружения ножки эндопротеза ТБС:  
*a* – полная ветвь диаграммы;  
*б* – выносовой элемент ветви диаграммы с участком BC

производится в линейной постановке, изменчивость полей напряжений и деформаций также будет линейной.

Выдвинутая гипотеза о модификации свойств поврежденных областей в процессе остеоинтеграции материалов не только эндопротезов ТБС, а остеозамещающих имплантатов в целом должна быть исследована отдельно для качественной оценки теоретических выводов. Однако эффекты, полученные в результате исследования, можно и нужно учитывать при подборе материала имплантата, исследовании несущей способности при различных движениях и нагрузках. Очевидно, что качественная математическая модель решения задачи об оценке несущей способности и оценке НДС складывается не только из качественной конечно-элементной модели, правильно установленных граничных условий, условий нагружения, контактных условий и верно подобранных и смоделированных свойств материалов, но и из дополнительного учета мезомеханической неоднородности материала, оценки реализации экстремальных кластеров и процессов повреждаемости. Суперпозиция данных условий дает качественную расчетную модель и результаты соответственно.

## Заключение

Успешная операция по эндопротезированию ТБС позволяет повысить качество жизни человека. Использование УУКМ в эндопротезировании позволяет избежать повторного оперативного вмешательства для замены эндопротеза. В процессе жизнедеятельности человеком могут совершаться различные действия, движения, приводящие к возникновению предельных нагрузок. По причине сложной стохастической структуры составного элемента УУКМ – ПУ-матрицы такие нагружения могут приводить к повреждениям кристаллитов ПУ-матрицы. Следствием является снижение упругих свойств УУКМ. Об образовании повреждений в материале эндопротеза человек может не подозревать. Однако в результате биологических процессов остеоинтеграции разрушенная (поврежденная) структура ПУ-матрицы «восстанавливается» за счет внедрения более податливой структуры – остеобластов. Результатом внедрения остеобластов является изменение упругих свойств материала эндопротеза в областях с повреждениями. Благодаря изменению упругих свойств материала в поврежденных областях несущая способность материала эндопротеза повышается, но незначительно.

## Список литературы

1. Гуняев, Г.М. Углерод-углеродные композиционные материалы / Г.М. Гуняев, М.Я. Гофин // *Авиационные материалы и технологии*. – 2013. – № 1. – С. 62 – 90.
2. Awasthi, S. Composite materials for aircraft brakes / S. Awasthi, J. Wood // *Advanced Ceramic Materials*. – 2008. – no. 3. – P. 553 – 559.
3. Carey, J.P. Handbook of advances in braided composite materials: theory, production, testing and applications / J.P. Carey // Woodhead Publishing. – 2016. – P. 496.
4. Effects of preform structures on the performance of carbon and carbon composites / H.C. Shao, Y.Y. Zhang, S. Hussain, X.C. Liu, L.J. Zhao, X.Z. Zhang, G.W. Liu, G.J. Qiao // *Science of Advanced Materials*. – 2019. – no. 11. – P. 1–9.
5. Березовский, В.А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. – Киев: Наукова думка, 1990. – 224 с.
6. Зуев, П.А. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава эндопротезом / П.А. Зуев // *Гений ортопедии*. – 2010. – № 1. – С. 83–87.
7. Modelling of pseudoplastic deformation of carbon/carbon composites with pyrocarbon / V. Shavshukov, A. Tashkinov, Y.M. Strzhemechny, D. Hui. // *Modelling Simul. Mater. Sci. Eng.* – 2008. – Vol. 16. – P. 18.
8. Современные представления об остеоинтеграции дентальных имплантатов (обзор литературы) / П.В. Иванов, Н.И. Макарова, Н.В. Булкина, Л.А. Зюлькина // *Медицинские науки. Обзор литературы*. – 2018. – № 4. – С. 191 – 202.
9. Исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала / Л.Б. Маслов, А.Ю. Дмитрюк, М.А. Жмайло, А.Н. Коваленко // *Российский журнал биомеханики*. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 19–33.
10. Загородний, Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава: основы и практика: руководство / Н.В. Загородний. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 704 с.
11. Соколкин, Ю.В. Прогнозирование физико-механических свойств пироуглеродной матрицы в углерод-углеродных композиционных материалах / Ю.В. Соколкин, А.А. Ташкинов, В.Е. Шавшуков // *Технология. Сер. Конструкции из композиционных материалов / ВИМИ; Конструкторское бюро машиностроения; Научно-производственное объединение прикладной механики*. – 1993. – Вып. 1. – С. 37–40.
12. Гайворонский, И.В. Анатомия соединений костей. Учебное пособие. Издание третье, переработанное и дополненное / И.В. Гайворонский, Г.И. Ничипорук. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2006. – 48 с.
13. Определение механических свойств костной ткани численно-цифровым методом на основе данных компьютерной томографии / О.В. Герасимов, Р.Р. Рахматулин, Т.В. Балтина, О.А. Саченков // *Российский журнал биомеханики*. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 53–66.
14. Численное исследование напряженно-деформированного состояния штифтовых культевых конструкций из диоксида циркония, изготовленных с использованием CAD/CAM-технологий / М.В. Джалалова, А.Г. Степанов, С.В. Апресян, А.И. Оганян // *Российский журнал биомеханики*. – 2023. – Т. 27, № 1. – С. 22–30.

15. 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.
16. Зарубин, В.С. Математические модели механики и электродинамики сплошной среды: учебное пособие / В.С. Зарубин, Г.Н. Кувыркин. – М.: МГТУ им. Баумана, 2008. – 512 с.
17. Оценка напряженно-деформированного состояния бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава с нестандартным размером конуса и с переходником для его стандартизации / К.П. Зверева, Д.А. Марков, А.А. Голядкина, А.В. Полиенко // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 4. – С. 549–556.
18. Мусалатов, Х.А. Углеродные имплантаты в травматологии и ортопедии. Диссертация доктора медицинских наук / Х.А. Мусалатов. – М., 1990. – 402 с.
19. Нехлопочин, А.С. Анализ в системе «кортикальный винт – тело позвонка» при фиксации имплантатов для шейного соединения / А.С. Нехлопочин, С.Н. Нехлопочин, Г.В. Сыровой // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 1. – С. 88–101.
20. 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.
21. Соколкин, Ю.В. Технология и проектирование углерод-углеродных композитов и конструкций / Ю.В. Соколкин. – М.: Наука. Физматлит. – 1996. – 239 с.
22. Экспериментальное изучение распределения упругих напряжений в перимплантатной кости при зубном протезировании / В.Н. Трезубов, М.Л. Мишнев, Ю.В. Паршин, В.С. Модестов, Д.И. Яреха // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 10–23.
23. Исследование механических свойств костной ткани / М.Ю. Удинцева, Д.В. Зайцев, Е.А. Волокитина, И.П. Антропова, С.М. Кутепов // Гений ортопедии. – 2022. – Т. 28, № 4. – С. 559–564.
24. Шмурак, М.И. Течение каловых масс в толстом кишечнике: биомеханика, реология, моделирование / М.И. Шмурак // Российский журнал биомеханики. – 2022. – № 4. – С. 74–88.
25. Polyetheretherketone implants with hierarchical porous structure for boosted osseointegration / Z. Chen, Y. Chen, Y. Wang, J. Deng, X. Wang, Q. Wang, Y. Liu, J. Ding, L. Yu // Biomaterials Research. – 2023. – Vol. 27, no. 1. – P. 61.
26. Christensen, R. Mechanics of composite materials / R. Christensen. – New York: John Wiley & Sons, 1979. – P. 336.
27. Manocha, L.M. Carbon Fibers. Encyclopedia of materials: science and technology / L.M. Manocha. – 2001. – P. 906–916.
28. Revuzhenko, A.F. Mechanics of granular media / A.F. Revuzhenko. – Springer-Verlag: Berlin, 2006.
29. Usovich, A.K. Human anatomy: Part 1: Introduction of anatomy & skeletal system / A.K. Usovich, T.A. Ostrovskaya, A.V. Shrashschuk. – Vitebsk: VSMU, 2006. – P. 131.
30. Углеродные материалы в медицине / Е.П. Маянов, П.И. Золкин, Х.М. Аберяхимов, О.Г. Романова // Вестник Российской академии естественных наук. – 2016. – № 2. – С. 26–30.
31. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при ходьбе / Л.Б. Маслов, А.Ю. Дмитрюк, М.А. Жмайло, А.Н. Коваленко // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 4. – С. 414–433.
32. Razumovskii, E. Simplified computer simulation and analysis of the stress–strain state of a hip joint endoprosthesis made of carbon–carbon composite material in an elastic medium / E. Razumovskii, S. Ponomareva // Journal of Machinery Manufacture and Reliability. – 2021. – Vol. 3. – P. 622–629.
33. Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава / Ю.В. Акулич, Р.М. Подгасец, В.Л. Скрябин, А.В. Сотин // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 9–35.
34. Большаков, П.В. Моделирование разрушения неоднородного тела методом конечных элементов с использованием данных компьютерной томографии / П.В. Большаков, О.А. Саченков // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 2. – С. 248–258.
35. Джеббар, Н. Трехмерный конечно-элементный анализ влияния ударной нагрузки от импактора переменной массы на распределение напряжений на поверхности «кость – имплант» / Н. Джеббар, А. Башири, Б. Бутабут // Российский журнал биомеханики. – 2023. – № 1. – С. 10–21.
36. 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. Бильяк, А.О. Денисов // Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 437–458.
37. Ташкинов, А.А. Упругость анизотропных материалов. Конспект лекций / А.А. Ташкинов. – 2010. – 49 с.
38. Nijssen, R.P.L., Composite materials / RPLN. – 1st English edition, based on 3rd Dutch edition. – In Holland University of Applied Sciences, 2015. – 150 p.
39. Mustansar, Z. Effect of using different types of methods for the derivation of elastic modulus of bone - A critical survey / Z. Mustansar, A. Shaukat, L. Margetts // MATEC Web of Conferences. – 2017. – Vol. 108. – P. 13002.
40. Ташкинов, А.А. Неоднородности полей деформаций в зернах поликристаллических материалов и задача Эшелби / А.А. Ташкинов, В.Е. Шавшуков // Вестник Пермского национального исследовательского университета. Механика. – 2018. – № 1. – С. 58–72.
41. Nabrđalik, M. The finite element method in the analysis of the stress and strain distribution in polyethylene elements of hip and knee joints endoprotheses / M. Nabrđalik, Mi. Sobociński // MATEC Web of Conferences. – 2019. Vol. 254. – P. 02025.
42. Федорова, Н.В. Моделирование нагрузок, создаваемых мостовидным зубным протезом с опорой на имплантаты верхней челюсти / Н.В. Федорова, А.Ю. Ларичкин, А.А. Шевела // Российский журнал биомеханики. – 2022. – № 2. – С. 56–66.
43. Stress-strain analysis of the femoral component of ZIREMA total hip endoprosthesis / M. Žitňanský, L. Reháč, M. Nad, R. Ďuriš // Journal of Achievement in Materials and Manufacturing Engineering. – 2010. – Vol. 43. – P. 379–384.

44. Разумовский, Е.С. Локальные повреждения в эндопротезе тазобедренного сустава из УУКМ при перегрузках / Е.С. Разумовский, В.Е. Шавшуков // Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2023. – № 6. – С. 104–114.
45. Shavshukov, V. Quantum field theory approach to mechanics of polycrystals / V. Shavshukov, A. Tashkinov // Solid State Phenom. – 2016. – Vol. 243. – P. 131–138.

**Финансирование.** Работа выполнена в рамках государственного задания Министерства науки и высшего образования Российской Федерации на проведение фундаментальных научных исследований (проект FSNM-2023-0006).

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

# IN VITRO MODELING OF THE LOADING OF A HIP JOINT ENDOPROSTHESIS FROM C/C COMPOSITE WITH DAMAGED AREAS

E.S. Razumovskii, V.E. Shavshukov

Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

---

## ARTICLE INFO

Received: 10 October 2023  
Approved: 16 May 2024  
Accepted for publication: 05 June 2024

---

### Key words:

endoprosthesis, hip joint, osteoblasts,  
pyrocarbon matrix, c/c composite,  
elastic modules, damage, biocomposite

---

## ABSTRACT

The influence of the biological process of osteointegration on the change of elastic modules of the material of the leg of the hip joint (c/c composite) in areas with damage to pyrocarbon crystallites has been studied. Damage occurs as a result of extreme loads performed by a person, which leads to a decrease in the bearing capacity of the endoprosthesis leg. As a result of damage, the pyrocarbon matrix becomes similar to a loose granular medium, which significantly reduces the elastic properties of the material as a whole. A positive change in the elastic modules of the endoprosthesis leg material during osseointegration can lead to blocking the spread of damaged areas and an increase in the bearing capacity of the endoprosthesis. The prediction of elastic modules in the damaged areas of the endoprosthesis is performed in two stages. At the first stage, the elastic properties of the new matrix in the damaged areas are calculated, which is a combination of osteoblasts and a pyrocarbon matrix of a c/c composite. At the next stage, the effective properties of a unidirectional c/c composite with a modified matrix are calculated. When predicting elastic modules, the direct homogenization method implemented in the Ansys Material Designer module is used. The prediction of the effective properties of a three-dimensional reinforced c/c composite, in the pores of which osteoblasts are embedded, is performed according to the Tarnopolsky model. When modeling loading, spatial models of human bones are used, obtained using computed tomography and converted into solid-state models. The magnitude of the load on the biomechanical system is determined by the bearing capacity of the endoprosthesis leg in case of damage in four areas without taking into account the introduction of osteoblasts. The study presents the results of calculations of stress and strain fields for the hip joint endoprosthesis structure and presents a diagram of the deformation of the endoprosthesis leg in load-displacement coordinates, showing the altered bearing capacity of the endoprosthesis. The numerical results clearly demonstrate the influence of the biological process of osteointegration on the change in the bearing capacity of the endoprosthesis and elastic properties in the damaged areas of the material.

---