



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.4.13

УДК 531/534: [57+61]

## ОЦЕНКА УСТАЛОСТНОГО РЕСУРСА И ПАРАМЕТРОВ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ УГЛЕРОД-УГЛЕРОДНОГО КОМПОЗИЦИОННОГО МАТЕРИАЛА МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Н.Б. Асташина<sup>1</sup>, Н.П. Логинова<sup>1</sup>, А.А. Роготнев<sup>2</sup>, С.В. Уваров<sup>2</sup>, М.В. Банников<sup>2</sup>,  
С.И. Рапекта<sup>1</sup>, С.М. Никулин<sup>3</sup>, О.Б. Наймарк<sup>2</sup>, А.М. Игнатова<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Пермский государственный медицинский университет им. академика Е.А. Вагнера, Пермь, Россия

<sup>2</sup> Пермский федеральный исследовательский центр Уро РАН, Пермь, Россия

<sup>3</sup> АО «Уральский научно-исследовательский институт композиционных материалов», Пермь, Россия

<sup>4</sup> Федеральный научный центр медико-профилактических технологий управления рисками здоровью населения, Пермь, Россия

### О СТАТЬЕ

Получена: 18 ноября 2023

Одобрена: 07 декабря 2023

Принята к публикации: 08 декабря 2023

#### Ключевые слова:

углерод-углеродный композиционный материал, акустическая эмиссия, усталостный ресурс, остеоинтеграция, поврежденность, имплантационно-костный блок, математическая модель

### АННОТАЦИЯ

Целью настоящей работы является изучение прочностных характеристик углерод-углеродного композиционного материала в качестве остеоимплантата при его ступенчатом нагружении и оценка параметров остеоинтеграции на границе костно-имплантационного блока с позиции гистологического анализа и математического моделирования. Оценка усталостного ресурса материалов для имплантации и эндопротезирования основывается на изучении его поведения и определении степени трансформации микроструктуры при разных типах циклических нагружений с использованием системы для анализа акустической эмиссии при нагружении. Ключевым параметром при изучении прочности образцов из УУКМ при их ступенчатом нагружении является определение момента перехода объекта мониторинга в предразрушающее состояние. В качестве такого параметра в работе предлагается использовать показатель степени в уравнении, задающем связь количества событий акустической эмиссии в зависимости от условий и параметров нагружения. При оценке свойств имплантационных материалов помимо изучения параметров прочности важным аспектом является опреде-

© Асташина Наталья Борисовна – д.м.н., заведующий кафедрой ортопедической стоматологии, e-mail: [caddis@mail.ru](mailto:caddis@mail.ru) ID: 0000-0003-1135-7833

© Логинова Наталья Павловна – д.м.н., заведующий кафедрой гистологии, цитологии и эмбриологии ID 0000-0001-8597-2682

© Роготнев Александр Александрович – м.н.с., e-mail: [rogotnev.a@icmm.ru](mailto:rogotnev.a@icmm.ru) ID 0000-0002-8568-686X

© Уваров Сергей Витальевич – к.ф.-м.н., с.н.с., e-mail: [usv@icmm.ru](mailto:usv@icmm.ru) ID 0000-0002-7538-0971

© Банников Михаил Владимирович – к.ф.-м.н., н.с., e-mail: [mbannikov@icmm.ru](mailto:mbannikov@icmm.ru) ID 0000-0002-5737-1422

© Рапекта Светлана Ивановна – к.м.н., заведующий кафедрой хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии ID 0009-0005-9643-8473

© Никулин Сергей Михайлович – начальник научно-тематического отдела, e-mail: [nikulin\\_sm@uniikm.ru](mailto:nikulin_sm@uniikm.ru) ID 0009-0007-9306-081X

© Наймарк Олег Борисович – д.ф.-м.н., заведующий лабораторией физических основ прочности, e-mail: [naimark@icmm.ru](mailto:naimark@icmm.ru) ID 0000-0001-6537-1177

© Игнатова Анна Михайловна – д.т.н., с.н.с., e-mail: [iampstu@yandex.ru](mailto:iampstu@yandex.ru) ID 0000-0001-9075-3257



ление основных медико-биологических характеристик, в частности, изучение процессов регенерации костной ткани на границе имплантационно-костного блока. Остеоиндуктивная активность материала для пластики дефектов костных тканей и эндопротезирования является одним из параметров успешности реконструктивных мероприятий. В связи с этим использование современных методов гистологического анализа и математического моделирования процессов остеинтеграции образцов из УУКМ позволит прогнозировать эффективность их применения в клинической практике при замещении дефектов костной ткани различной локализации и при лечении пациентов с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями, требующими эндопротезирования.

© ПНИПУ

## Введение

Актуальными задачами медицинско-материаловедения на протяжении последних десятилетий являются разработка, модификация и изучение свойств конструкционных материалов для изготовления имплантационных систем и эндопротезов. При замещении дефектов костной ткани различной локализации достаточно широко используются металлы и сплавы [8, 16, 29, 31–33], керамика [11, 12, 17], полимеры [27, 19, 6], однако не все типы указанных материалов по своим свойствам близки к параметрам нативной костной ткани. В связи с этим продолжают активные исследования, направленные на создание и усовершенствование материалов, отвечающих требованиям биологической инертности и прочности, сопоставимых с характеристиками реципиентной кости. К указанной группе материалов относится углерод-углеродный композиционный материал Углекон – М (УУКМ), обладающий высокими пластическими свойствами, стойкостью к усталостным нагрузкам, низкими показателями износа в условиях трения, отсутствием токсичности, канцерогенности и коррозии [1, 2, 7, 13, 10, 23]. Его модуль упругости и электропроводность приближены к подобным свойствам костной ткани. По химическому составу углерод-углеродные композиционные материалы являются практически чистым углеродом и представляют собой композицию углеродного волокна и пироуглерода [28]. Указанные материалы привлекают возможностью воспроизведения параметров костной ткани, включая архитектуру и модуль упругости [3]. При этом, важной задачей является изучение особенностей «поведения» имплантационных материалов при воздействии различных типов функциональных нагрузок и прогнозирование остеинтеграционных процессов в динамике консолидации костной ткани и замещающей конструкции.

Целью работы является изучение прочностных характеристик углерод-углеродного композиционного материала при его ступенчатом нагружении и оценка параметров остеинтеграции на границе костно-имплантационного блока с позиции гистологического анализа и математического моделирования.

Оценка усталостного ресурса материалов для имплантации и эндопротезирования основывается на изучении его «поведения» и определении степени трансформации микроструктуры при разных типах циклических нагрузок. Представление о

взаимодействии дефектов в деформируемом материале как механизме формирования очага макроразрушения является в настоящее время общепризнанным и лежит в основе ряда моделей деформирования и разрушения хрупких и квазипластичных материалов [25, 32, 39]. При исследовании прочностных характеристик материалов различной природы, в том числе УУКМ, и закономерностей образования и взаимодействия в них дефектов активно применяются методы акустической эмиссии (АЭ) [36, 37, 41, 43, 44] и рентгеновской томографии [34, 42]. Для количественного описания степени взаимодействия дефектов в работах вводится концентрационный параметр, представляющий собой отношение двух характерных пространственных масштабов в ансамбле дефектов: среднего размера дефектов и среднего расстояния между ними. Использование данных акустической эмиссии для оценки концентрационного параметра при деформировании различных материалов и конструкций позволило предложить новый подход для прогнозирования стадийности поврежденности и перехода к разрушению.

Несмотря на значительные успехи в использовании концентрационного параметра для задач прогнозирования разрушения [9], данный подход имеет ограниченное применение, связанное с тем, что результат оценки величины концентрационного параметра зависит от чувствительности используемой системы регистрации акустической эмиссии, уровня шумов в измерительных каналах, степени исходной неоднородности материала. Влияние обозначенных факторов проявляется в существенной вариации критической величины концентрационного параметра в зависимости от материала и размеров объекта мониторинга, в виде отсутствия явно выраженного порога на зависимости концентрационного параметра от времени деформирования. Таким образом, ключевым параметром при изучении прочности образцов из УУКМ является определение момента перехода объекта мониторинга в предразрушающее состояние.

При оценке свойств имплантационных материалов, помимо изучения параметров прочности и устойчивости к разрушению, важным аспектом является определение основных медико-биологических характеристик, в частности изучение процессов регенерации костной ткани на границе имплантационно-костного блока [18, 26]. Остеоиндуктивная активность материала для

эндопротезирования является одним из параметров успешности реконструктивных мероприятий [4]. В связи с этим использование современных методов гистологического анализа и математического моделирования процессов остеоинтеграции образцов из УУКМ позволит прогнозировать эффективность их применения в клинической практике при замещении дефектов костной ткани различной локализации и при лечении пациентов с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями, требующими эндопротезирования.

## Материалы и методы

В основе проведенных исследований по определению усталостного ресурса образцов из УУКМ лежит гипотеза о том, что коррелированное поведение ансамбля микротрещин (их взаимодействие) в материалах при их деформировании проявляется в виде корреляции данных акустической эмиссии (АЭ), зарегистрированной в различных частях образца. При этом чем сильнее степень взаимодействия микротрещин и больше масштаб их коррелированного поведения, тем выше степень корреляции данных АЭ [38]. Отличительной особенностью настоящего исследования являлось использование непрерывной (беспороговой) регистрации акустической эмиссии. Такой подход, в отличие от использования порога дискриминации, позволяет анализировать весь полезный сигнал, включая сигнал, слабо отличающийся по уровню от шума.

Одним из ключевых моментов при оценке стадийности поврежденности в композитах является определение закона суммирования поврежденности. Основные соотношения для оценки суммарного ресурса можно получить при физически обоснованных законах изменения меры повреждений во времени, которая может быть введена с учетом данных синхронизации статистических свойств акустической эмиссии. Важным признаком автомодельности является увеличение частотных интервалов, на которых наблюдается синхронизация статических свойств акустической эмиссии. Введем предположение, что для меры повреждений  $\psi$ , которая при базовых испытаниях зависит от времени нелинейно:  $\psi = \Psi(t, q)$ , ( $q = \text{const}$ , некоторый параметр нагружения) возможно введение безразмерной (автомодельной [30]) переменной  $t/T_b(q)$ . Смысл данной переменной – приведение зависимости для поврежденности к виду

$$\psi_b = g \left[ t / T_b(q) \right]. \quad (1)$$

Это означает, что число переменных при описании процесса накопления повреждений уменьшается до единицы. Формула (1) представляет собой определяющее соотношение для модели накопления повреждений, основанной на гипотезе автомодельности кинетики поврежденности. Аргументом в этом случае является величина  $t/T_b(q)$ , имеющая смысл некоторой

характеристики процесса на рассматриваемом отрезке времени.

Гипотеза автомодельности позволяет предложить методологию оценки ресурса и надежности материалов и конструкций по данным косвенных измерений кинетики поврежденности – акустической эмиссии на основе введения автомодельных переменных.

Предлагается методика, позволяющая классификацию сигналов АЭ по степени когерентности, связанной с характером нелинейности кинетики поврежденности при приближении к критической стадии. Приближение к критическим условиям поврежденности, с использованием в качестве меры поврежденности количества импульсов акустоэмиссии  $N_i$ , может быть описано степенным соотношением [5]

$$N_i = A \Pi_i^{n_i}, \quad (2)$$

где  $A$  – коэффициент пропорциональности;  $\Pi$  – параметр нагружения (например, интегральное усилие на образце);  $n_i$  – показатель степени.

Для установления границ классов опасности в соответствии с характерной нелинейностью процесса поврежденности (2) может быть реализована процедура ступенчатого нагружения с регистрацией для каждого уровня нагрузки суммарной АЭ. Значение показателя степени  $n_i$  для каждого класса опасности, определяемого параметром когерентности, может быть определено по соотношению

$$n_i = \frac{\Delta N_i \Pi_i}{\Delta \Pi N_i}. \quad (3)$$

где  $\Pi_i$  – значение нагружающего параметра на  $i$ -м цикле ступенчатого нагружения;  $N_i$  – суммарная АЭ, соответствующая значению нагружающего параметра  $\Pi_i$ ;  $\Delta \Pi$  – постоянная величина приращения нагружающего параметра;  $\Delta N_i$  – регистрируемое значение приращения суммарной АЭ. Предположение об автомодельности процесса накопления поврежденности позволяет связать приближение к критической стадии поврежденности с критическими условиями когерентного поведения поврежденных областей, которые определяются критическими значениями степенного показателя  $n_i$ . Определение прочностных характеристик образцов из углерод-углеродного композитного материала осуществлялось на основании предварительных испытаний эталонных образцов по соответствующим стандартам для каждого вида нагружения (растяжение, сжатие, изгиб).

Для оценки соответствия контрольных образцов нормативным показателям предлагается деформировать образец с постепенным увеличением нагрузки и одновременным анализом сигналов акустической эмиссии. Появление «предвестников» критичности на ранних стадиях нагружения может быть положено в основу мониторинга состояния конструкций из композитных материалов по данным регистрации АЭ при ступенчатом нагружении. Принципиальное значение при этом имеет определение минимального

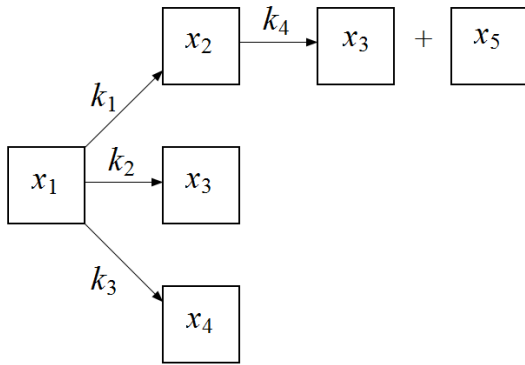


Рис. 1. Схематическое изображение процесса остеointеграции (остеогенеза)

уровня нагрузок, обеспечивающих критически опасную кинетику поврежденности в условиях снижения несущей способности конструкции в целом.

При изучении процессов остеointеграции имплантатов из УУКМ оценивалось морфологическое состояние тканей на границе имплантационно-костного блока при пластике дефектов нижней челюсти. Экспериментальное исследование проведено на 10 свиньях-самцах породы *Landras*, в возрасте 50–55 сут., массой 17–18,5 кг. На этапах проведения эксперимента животные находились в одинаковых условиях содержания и кормления. Эксперимент проведен в соответствии с Европейской конвенцией о защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных или иных научных целей, и утвержден решением этического комитета ПГМУ им. академика Е. А. Вагнера. Дефект нижней челюсти у животного формировали под комбинированной анестезией (внутривенная нейролептаналгезия и местная анестезия) алмазным диском, на малых оборотах микромотора с постоянным водным охлаждением, имплантат фиксировали с помощью костных швов. Для гистологического изучения динамики репаративной регенерации тканей животных выводили из эксперимента через 90, 180 и 270 суток. Для подготовки препаратов иссекали имплантационно-костный блок, который фиксировали в 10% нейтральном формалине на фосфатном буфере ( $pH\ 7,2$ ), затем на протяжении 3,5 мес проводили декальцинацию раствором Трилона Б (с ежедневной сменой раствора). Блоки заливали в парафин по общепринятой методике. Срезы окрашивали гематоксилином — эозином и по Ван-Гизону. После чего препараты изучали на микроскопическом уровне при увеличении 400 ед.

Для объективного анализа результатов гистологического исследования и прогнозирования процессов остеointеграции была создана математическая модель, позволяющая дать объективную оценку динамики тканевых взаимоотношений на границе имплантационно-костного блока.

Для разработки математической модели, описывающей характер остеointеграции УУКМ, использованы данные, полученные при оптической

микроскопии гистологических срезов границы имплантационно-костного блока. Изображения сегментировались с помощью программного обеспечения *ImageJ-FiJi* на различные составляющие: волокнистую соединительную ткань, минерализованную костную ткань, ядра клеток и области, не использованные в анализе. В ходе исследования проанализировано процентное содержание указанных структур, образующих гистологическую картину в целом. При построении математической модели учитывалось, что в начальный момент времени на срезах присутствуют только области, не использованные в анализе. Также известно, что при остеointеграции на микроскопическом уровне костная ткань напрямую контактирует с имплантатом в отсутствие между ними соединительной волокнистой ткани [20]. Значит, можно предположить, что процентное содержание костной ткани увеличивается со временем, в том числе и за счет снижения количества волокнистой ткани путем ее минерализации [22]. Такое изменение процентного содержания составляющих гистологической картины аналогично изменению концентрации веществ в ходе последовательных и параллельных химических реакций или изменению количества живых организмов в моделях популяционной динамики [14, 15].

На рис. 1 схематично показан процесс остеointеграции (остеогенеза) на границе имплантационно-костного блока. Здесь  $x_2$  – процентное содержание волокнистой ткани,  $x_3$  – процентное содержание костной ткани,  $x_4$  – процентное содержание ядер, а  $x_1$  и  $x_5$  – процентное содержание областей, не использованных в анализе. Исходя из вышеперечисленного можно записать следующую систему уравнений:

$$\dot{x}_1 = -(k_1 + k_2 + k_3)x_1, \quad (4)$$

$$\dot{x}_2 = k_1x_1 - k_4x_2, \quad (5)$$

$$\dot{x}_3 = k_2x_1 + \beta k_4x_2, \quad (6)$$

$$\dot{x}_4 = k_3x_1, \quad (7)$$

$$\dot{x}_5 = k_4(1 - \beta)x_2, \quad (8)$$

$$x_1(0) = 100, \quad (9)$$

$$x_2(0) = 0, \quad (10)$$

$$x_3(0) = 0, \quad (11)$$

$$x_4(0) = 0, \quad (12)$$

$$x_5(0) = 0. \quad (13)$$

Здесь  $k_i$ , где  $i = \overline{1, 4}$ , являются аналогами констант скорости химических реакций [14];  $\beta$  – аналог весового коэффициента, учитывающего образование двух веще-

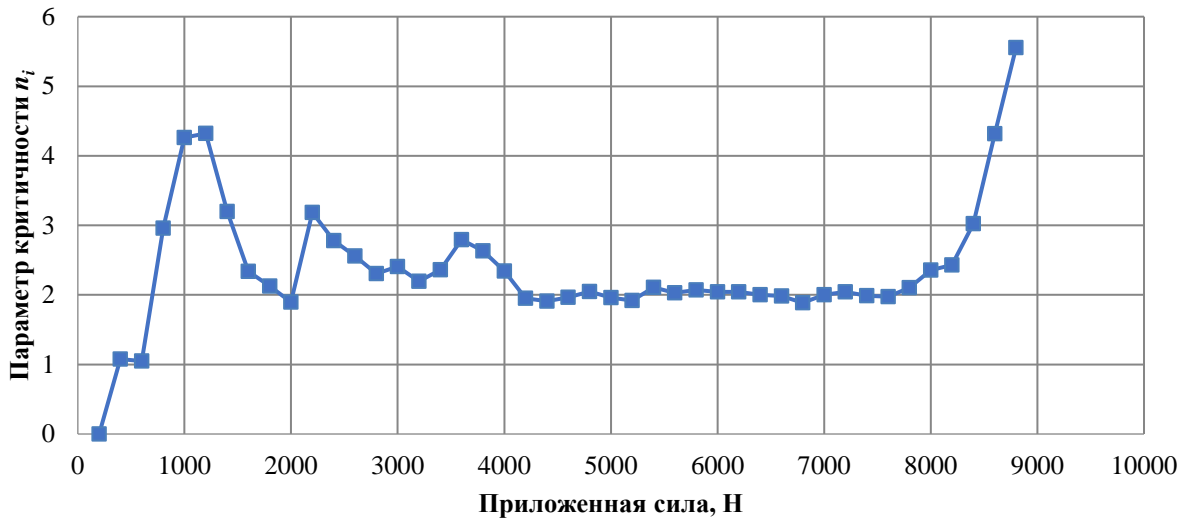


Рис. 2. Значения параметра критичности  $n_i$  однонаправленного УУКМ при испытаниях на одноосное растяжение (образец № 34)

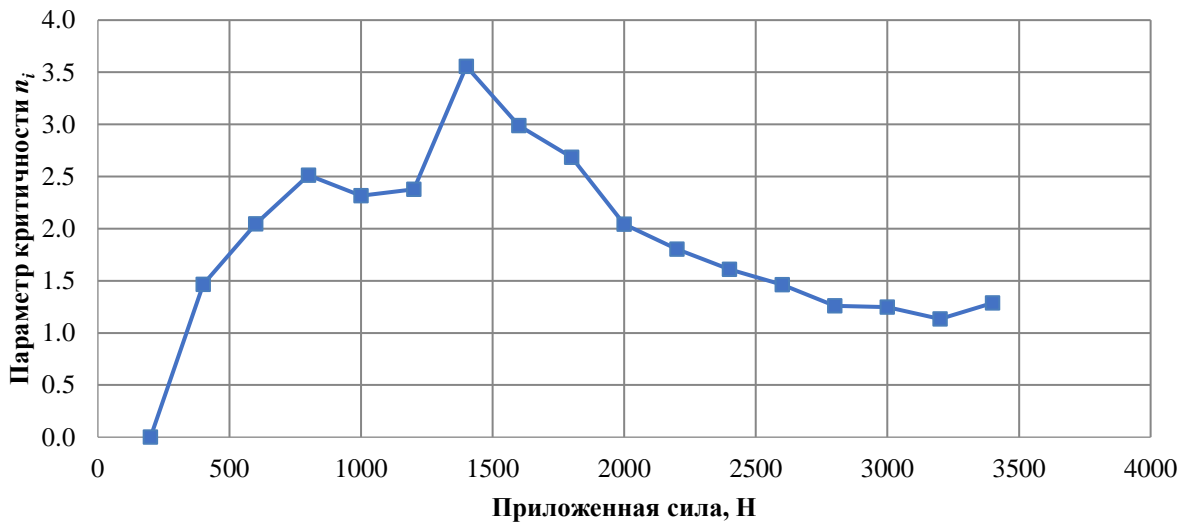


Рис. 3. Значения параметра критичности  $n_i$  тканого УУКМ при испытаниях на одноосное растяжение (образец № 4)

ств. Решая аналитически задачу (4)–(13) методами, описанными в [40], получаем следующие выражения для динамики компонент гистологической картины:

$$x_2 = -\frac{100k_1}{k_1 + k_2 + k_3 - k_4} \left( e^{-(k_1+k_2+k_3)t} - e^{-k_4 t} \right), \quad (14)$$

$$x_3 = \frac{100(\beta k_1 + k_2)}{k_1 + k_2 + k_3} - \frac{100\beta k_1}{k_1 + k_2 + k_3 - k_4} e^{-k_4 t} + \frac{100(k_1(\beta k_4 - k_2) - k_2(k_2 + k_3 - k_4))}{(k_1 + k_2 + k_3)(k_1 + k_2 + k_3 - k_4)} e^{-(k_1+k_2+k_3)t}, \quad (15)$$

$$x_4 = -\frac{100k_3 \left( e^{-(k_1+k_2+k_3)t} - 1 \right)}{k_1 + k_2 + k_3}, \quad (16)$$

$$x_6 = x_1 + x_5 = \left( 100 + \frac{100k_1 k_4 (1-\beta)}{(k_1 + k_2 + k_3 - k_4)(k_1 + k_2 + k_3)} \right) e^{-(k_1+k_2+k_3)t} - \frac{100k_1 (1-\beta)}{k_1 + k_2 + k_3 - k_4} e^{-k_4 t} + \frac{100k_1 (1-\beta)}{k_1 + k_2 + k_3}. \quad (17)$$

Значения параметров  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$ ,  $k_4$  и  $\beta$  определяются по данным средних значений на 6-й и 9-й месяцы процентного содержания волокнистой соединительной ткани, костной ткани, ядер и областей, неиспользованных в анализе.

## Результаты и обсуждение

Предположение об автомодельности процесса накопления поврежденности позволяет связать приближение к критической стадии поврежденности с

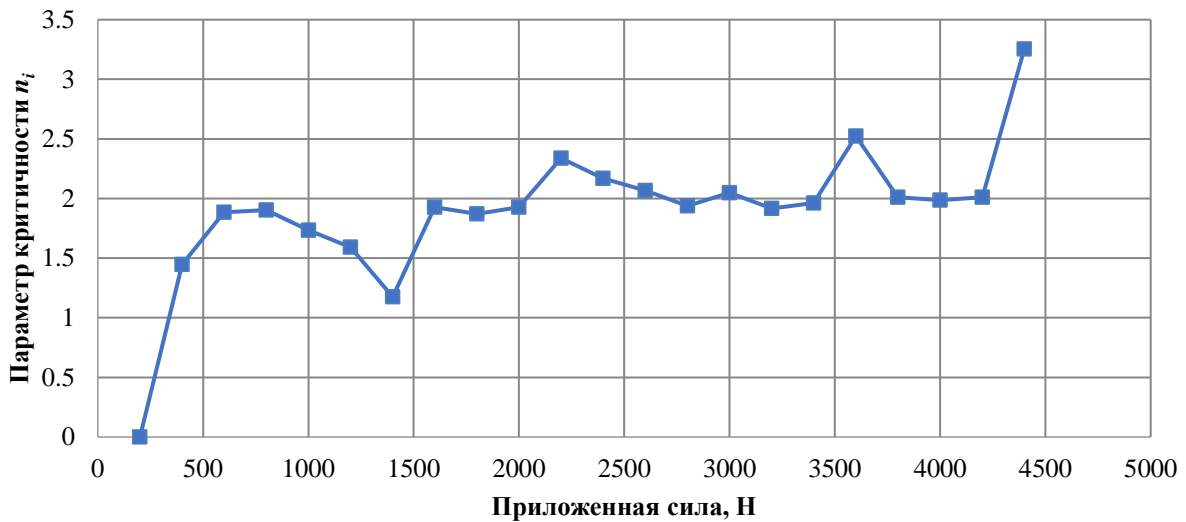


Рис. 4. Значения параметра критичности  $n_i$  тканого УУКМ при испытаниях на одноосное растяжение (образец № 3)



Рис. 5. Значения параметра критичности  $n_i$  тканого УУКМ при испытаниях на одноосное сжатие (образец № 6)

критическими условиями когерентного поведения поврежденных областей, которые определяются критическими значениями степенного показателя  $n_i$ . Значения показателя критичности для различных уровней ступенчатого нагружения композитных образцов различной геометрии и условий нагружения, рассчитанные по формуле (3) приведены на рис. 2–5.

Резкое увеличение параметра критичности  $n_i$  на начальном участке кривой на рис. 3 связано с непосредственным появлением первых сигналов акустической эмиссии в УУКМ, которые, не обладая признаками критичности в физическом смысле, несут информацию о начале локальных разрушений в объеме материала. Достижение параметром  $n_i$  значений  $n_i > 3$  отражает общую тенденцию перехода поврежденности в критическую стадию, предшествующую макроскопическому разрушению образцов. Переход в критическую стадию сопровождается увеличением степени нелинейности кинетики поврежденности,

обусловленной усилением когерентности (многомасштабного взаимодействия) дисперсно разрушенных областей, обнаруживающих синхронизацию статистических свойств непрерывной акустической эмиссии в выделенных частотных интервалах, ширина которых растет по мере приближения к моменту разрушения. Достижение параметра  $n_i$  значений  $n_i > 3$  при величинах нагрузки, составляющей  $\sim 0,8$  от макроскопической критической величины, соответствует традиционным оценкам и позволяет сделать заключение о достоверности оценки перехода к критической стадии поврежденности по величине критического показателя  $n_i$ . Зависимость, представленная на рис. 4, не обнаруживает данную тенденцию, но демонстрирует выраженные крупномасштабные флуктуации параметра  $n_i$  после достижения значений  $n_i \sim 3$  при значительно меньших напряжениях. Принципиально важным является возможность определения минимального уровня нагру-

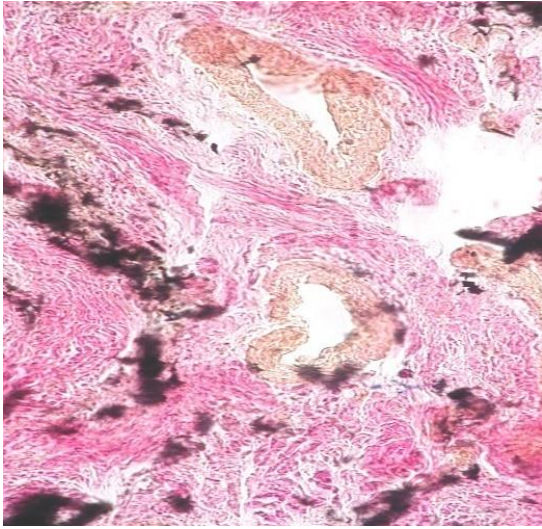


Рис. 6. Участок на границе «имплантат-костная ткань» через 90 суток после имплантации. Окраска гематоксилином-эозином. Ув.  $\times 400$

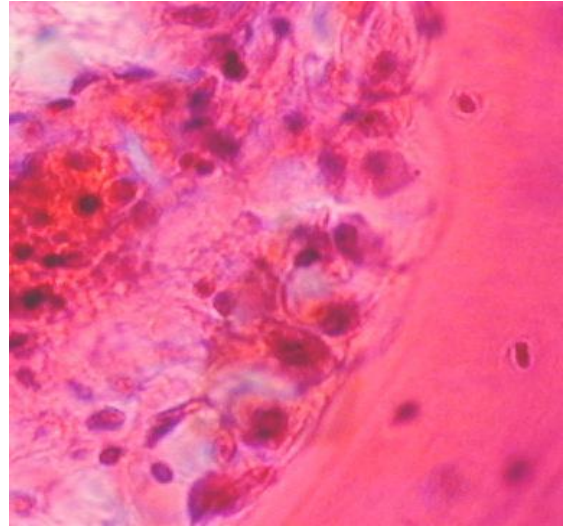


Рис. 7. Грубоволокнистая костная ткань: 180 суток после имплантации. Окраска гематоксилином-эозином. Ув.  $\times 400$

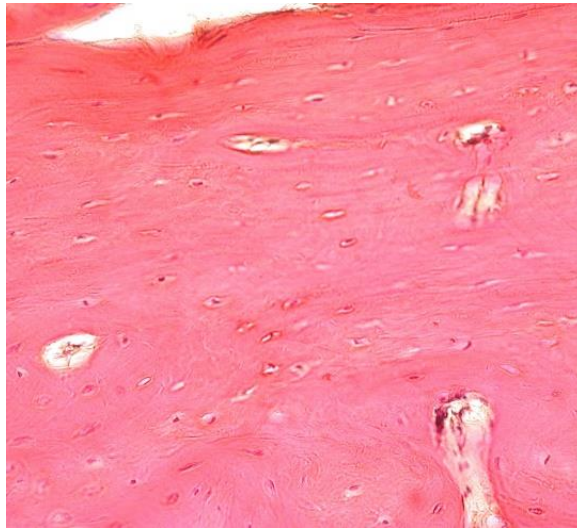
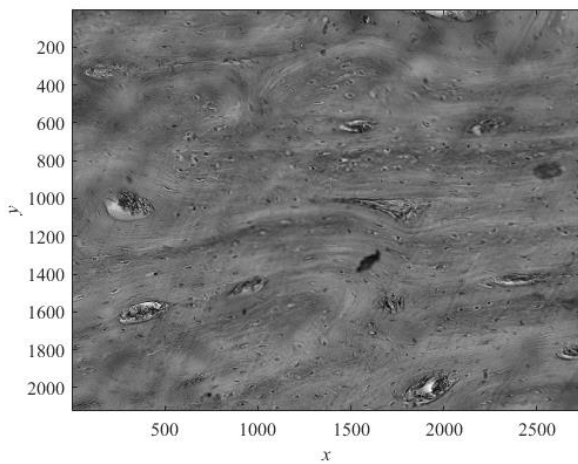
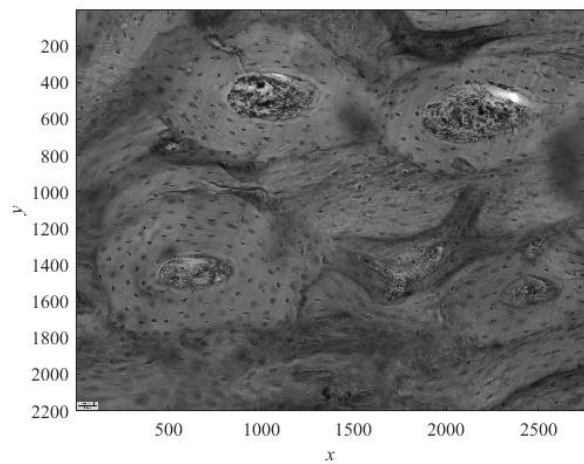


Рис. 8. Остеоны в сформированной пластинчатой кости. 270 суток после операции. Окраска гематоксилином-эозином. Ув.  $\times 400$



а



б

Рис. 9. Гистологические картины на границе имплантат-кость на 6-й (а) и 9-й месяцы (б) после операции

Значения параметров модели

$k_1$	$k_2$	$k_3$	$k_4$	$\beta$
0,690	0,419	0,064	0,112	0,612

зок, позволяющих оценить состояние структуры, обеспечивающей критически опасную кинетику поврежденности в условиях снижения несущей способности конструкции в целом [35].

Таким образом, полученные результаты можно интерпретировать как достижение критически опасной поврежденности образцов при существенно меньших напряжениях, что связано с наличием исходных структурных дефектов, например, технологической природы, инициирующих более ранний переход в критическую стадию. Появление «предвестников» критичности на ранних стадиях нагружения может быть положено в основу мониторинга состояния конструкций из композитных материалов по данным регистрации АЭ при ступенчатом нагружении.

При оценке параметров остеоинтеграции УУКМ на границе имплантационно-костного блока обнаружены процессы репаративного (заместительного) восстановления поврежденной костной ткани, проходящего через стадию образования волокнистой соединительной ткани с постепенным преобразованием в пластинчатую костную ткань.

При анализе гистологической картины границы имплантационно-костного блока патологических процессов в тканях, окружающих имплантат, не выявлено. Имеются обширные участки, состоящие из коллагеновых волокон, вокруг которых сформирована сеть кровеносных сосудов (рис.6). Наличие коллагеновых волокон и хорошее кровоснабжение обеспечивают образование грубоволокнистой кости (рис. 7).

Последняя после протеолитического действия остеокластов замещается пластинчатой костной тканью. Из кровеносных сосудов тканей, окружающих имплантат, и формирующейся надкостницы, а также сосудов грубоволокнистой кости в углеродный композиционный материал «Углекон М» проникают макрофаги, осуществляющие интенсивный фагоцитоз имплантационного материала. От периферии к центру соединительная ткань заменяется остеобластами с формированием грубоволокнистой кости. Со временем пластинчатая костная ткань замещает грубоволокнистую. В результате формируются типичные остеоны (рис. 8).

На основе анализа данных гистологического исследования для объективной оценки параметров остеоинтеграции образцов УУКМ была создана математическая модель. При ее формировании реальные гистологические изображения сегментировались на основе методики, описанной в [24], на четыре составляющие: волокнистая соединительная ткань, минерализованная костная ткань, ядра клеток и области, не использованные в анализе.

Процентное содержание данных составляющих и образует гистологическую картину [21]. На рис. 9 приведены изображения тканей на границе имплантационно-костного блока.

При сравнении показателей изображений, соответствующих двум временным периодам установлено, что средняя скорость прироста минерализованной ткани меньше скорости убыли волокнистой ткани. Разница в скорости убыли и прироста, по нашему мнению, является следствием того, что на этапах раннего заживления, до 6 месяцев после оперативного вмешательства, скорость образования волокнистой соединительной ткани достаточно высокая, вплоть до 17 мкм в день. На рис. 10 изображены средние значения для волокнистой ткани, костной ткани, ядер и областей, использованных в анализе на 6-й и 9-й месяцы после операции.

В таблице приведены значения параметров  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$ ,  $k_4$  и  $\beta$ , полученные с помощью метода наименьших квадратов по данным средних значений процентного содержания волокнистой соединительной ткани, костной ткани, ядер и областей, неиспользованных в анализе на 6 и 9 месяцы. На рис. 11 приведены решения задачи (4)–(13) со значениями параметров, взятыми из таблицы.

Представленные данные свидетельствуют о том, что «концентрация» волокнистой ткани сначала возрастает, достигая максимума примерно через 2 месяца после операции, а затем начинает уменьшаться. «Концентрация» костной ткани, напротив, только монотонно увеличивается в течение периода остеоинтеграции. Таким образом, анализ результатов математического моделирования подтверждает успешность процессов остеоинтеграции образцов УУКМ.

## Выводы

При исследовании образцов УУКМ с целью установления параметров критичности изделия обнаружены следующие закономерности:

1. Количество импульсов акустической эмиссии при ступенчатом растяжении образцов УУКМ до нагрузки 20% от разрушающей не должно превышать 2000 импульсов и иметь локальный максимум (отсутствие максимума, например, в случае постоянно нарастающего количества импульсов от ступени к ступени также указывает на активный дефект).

2. Переход в критическую стадию сопровождается увеличением степени нелинейности кинетики поврежденности, обусловленной усилением когерентности (многомасштабного взаимодействия) дисперсно разрушенных областей, обнаруживающих синхронизацию статистических свойств непрерывной акустической эмиссии в выделенных частотных интервалах, ширина которых растет по мере приближения к моменту разрушения.

3. Достижение параметра критичности  $n_i$ , рассчи-



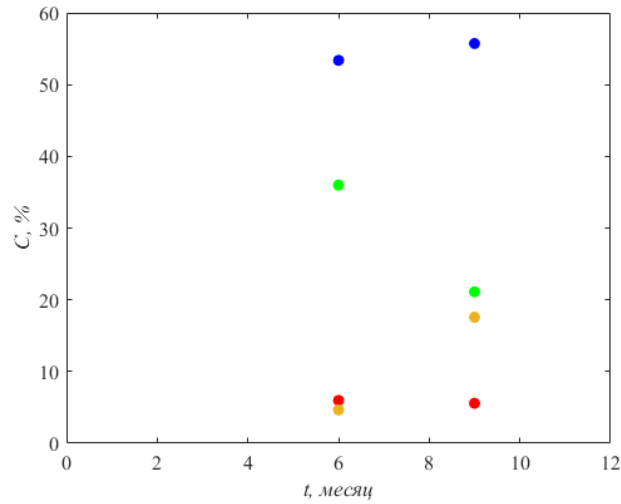


Рис. 10. Результаты обработки изображений гистологии, взятой на 6-й и 9-й месяцы после операции. Представлены средние значения содержания волокнистой ткани (зеленые маркеры), костной ткани (синие маркеры), ядер (красные маркеры) и областей, не использованных в анализе (желтые маркеры)

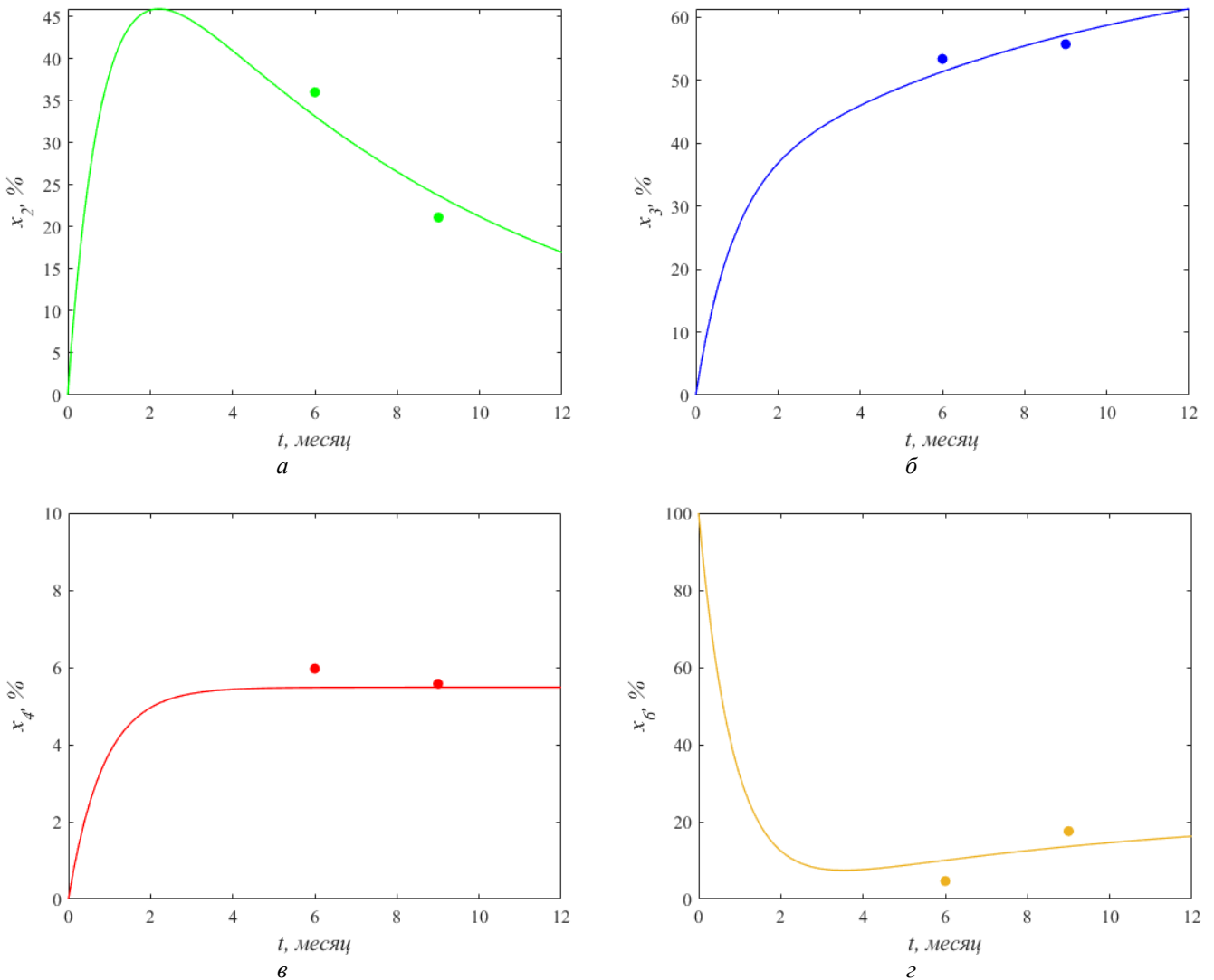


Рис. 11. Кинетика компонент, составляющих гистологическую картину: волокнистая соединительная ткань *а*; костная ткань *б*; ядра *в*; области, неиспользованные в анализе *г*. Сплошными линиями обозначены результаты решения задачи (4) – (13) со значениями параметров, взятыми из таблицы. Маркерами показаны средние значения каждой из компонент на 6-й и 9-й месяцы после операции

танного по формуле (3), значений  $n_i > 3$  при величинах нагрузки, составляющей  $\sim 80\%$  от макроскопической критической величины, соответствует переходу к критической стадии поврежденности по величине критического показателя  $n_i$ .

4. Зависимости, не обнаруживающие данную тенденцию, демонстрируют выраженные крупномасштабные флуктуации параметра  $n_i$  после достижения значений  $n_i \sim 3$  при значительно меньших напряжениях. Этот результат можно интерпретировать как достижение критически опасной поврежденности образцов при существенно меньших напряжениях, что связано с наличием исходных структурных дефектов, например, технологической природы, инициирующих более ранний переход в критическую стадию.

5. При анализе параметров остеинтеграции на границе имплантационно-костного блока обнаружены

процессы репаративного (заместительного) восстановления поврежденной костной ткани. При этом «концентрация» волокнистой ткани сначала возрастает, достигая максимума примерно через 2 месяца после операции, а затем начинает уменьшаться. «Концентрация» костной ткани, напротив, только монотонно увеличивается в течение периода остеинтеграции. Таким образом, анализ результатов математического моделирования подтверждает успешность процессов остеинтеграции образцов УУКМ.

6. Результаты, полученные в ходе оценки усталостного ресурса и процессов остеинтеграции, могут быть учтены в клинической практике при разработке и использовании новых конструкций имплантационных систем и эндопротезов.

## Список литературы

1. Анциферов В.Н., Рогожников Г.И., Кислых Ф.И., Асташина Н.Б., Сметкин А.А., Рапекта С.И. Применение современных конструкционных материалов при комплексном лечении больных с дефектами челюстно-лицевой области // Перспективные материалы. – 2009. – № 3. – С. 46–51.
2. Анциферов В.Н., Асташина Н.Б., Людаговский А.В., Рогожников Г.И., Четвертных В.А. Новые имплантационные системы в программе комплексного лечения больных с дефектами нижней челюсти // Вестник Пермского научного центра УрО РАН. – 2011. – № 2 – С. 62–68.
3. Анциферов В.Н., Асташина Н.Б., Рогожников Г.И., Каченюк М.Н., Рапекта С.И. Оценка основных характеристик новой комбинированной имплантационной системы для эндопротезирования височно-нижнечелюстного сустава // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 2. – С. 20–23.
4. Ардашев И.П., Черницов С.В., Веретельникова И.Ю., Гришанов А.А., Шпаковский М.С. Современное состояние вопроса о костнопластических материалах, стимулирующих остеогенез // Вестник новых медицинских технологий. – 2011. – Т. 18, № 4. – С. 161–165.
5. Башков О.В., Проценко А.Е., Брянский А.А., Ромашко Р.В. Диагностика полимерных композитных материалов и анализ технологий их изготовления с использованием метода акустической эмиссии // Механика композитных материалов. – 2017. – № 4. – С.765–774.
6. Брель А.К., Лисина С.В., Бавлакова В.В., Фоменко И.В. Полисульфоны в качестве имплантатов и покрытий на их основе // Известия Волгоградского государственного технического университета. – 2020. – № 12. – С. 39–42.
7. Вагнер Е.А., Денисов А.С., Скрыбин В.Л. Углеродный материал нового поколения в эндопротезировании костей и суставов. – Пермь, 1993. – 64 с.
8. Вишневский А.А., Казбанов В.В., Баталов М.С. Титановые имплантаты в вертебрологии: перспективные направления // Хирургия позвоночника. – 2015. – Т. 12, № 4. – С. 49–55.
9. Грушецкий И.В. Разрушение конструкций из композитных материалов / под ред. В.П. Тамуж, В.Д. Протасова.– Рига: Зинатне, 1986. – 264 с.
10. Денисов А.С., Скрыбин В.Л., Булатов С.Б., Тихомиров Д.А., Камаева Е.С. Хирургическое лечение доброкачественных опухолей костной ткани с применением пористого углерода // Гений ортопедии. – 2009. – № 3. – С. 94–97.
11. Джалалова М.В., Оганян А.И., Цаликова Н.А. Численно-экспериментальное исследование прочностных свойств премоляров с штифтовыми циркониевыми вкладками при разных углах нагрузки // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 3. – С. 273–284.
12. Джалалова М.В., Степанов А.Г., Апресян С.В., Оганян А.И. Численное исследование напряженно-деформированного состояния штифтовых культевых конструкций из диоксида циркония, изготовленных с использованием CAD/CAM-технологий // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 1. – С. 22–30.
13. Еловиков А.М., Егоров В.Н. Применение углерод-углеродного материала Углекон-М при облитерирующих операциях на лобных пазухах. // Искусственные материалы и новые технологии в клинической медицине: сб. научных трудов. Пермь. 2002. – С. 20–21.
14. Замараев К.И. Химическая кинетика: курс лекций: В 3 ч / под ред. А.Г. Окунева, К.П. Брылякова. – Новосибирск: Изд-во. НГУ, 2004. – Ч.1. – 108 с.
15. Зарипов Ш.Х., Никоненкова Т.В., Толмачева С.А. Модели динамики популяций на основе дифференциальных уравнений: реализация в среде R: учебно-метод. пособие. – Казань: Изд-во. КФУ, 2017. – 30 с.
16. Коллеров М.Ю., Давыдов Е.А., Завгородняя Е.В., Афонина М.Б. Особенности изготовления и клинического применения пористых имплантатов из титана для лечения травм и заболеваний позвоночника // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 73–84.
17. Кульбакин Д.Е., Чойнзонов Е.Л., Кульков С.Н., Буяков А.С., Буякова С.П., Мухамедов М.Р., Суркова П.В., Фролова И.Г. Использование персонализированных

- биокерамических имплантатов в реконструкции челюстно-лицевой области // Физическая мезомеханика. Материалы с многоуровневой иерархически организованной структурой и интеллектуальные производственные технологии: тезисы докладов международной конференции, 5-9 октября 2020. – Томск, 2020. – С. 402–403.
18. Ликиби Ф., Шарретт С., Ассад М., Коиллард Ч., Шабо Г., Ривард Ч.-Х. Гистологическое и гистоморфометрическое исследование костной интеграции пористого NiTi, используемого в качестве имплантата для межтелового спондилодеза // Хирургия позвоночника. – 2004. – № 1. – С. 121–127.
19. Маслов Л.Б., Дмитриук А.Ю., Жмайло М.А., Коваленко А.Н. Исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 19–33.
20. Рерих В.В., Аветисян А.Р., Зайдман А.М., Ластевский А.Д., Батаев В.А., Никулина А.А. Остеоинтеграция гидроксипатитовых гранул в телах поясничных позвонков в эксперименте // Хирургия позвоночника. – 2013. – № 4. – С. 43–51.
21. Роготнев А.А., Игнатова А.М. Наймарк О.Б. Моделирование гистологической картины в процессе постимплантационного остеогенеза на границе имплантационно-костного блока // Тез. докл. XXIII Зимней школы по механике сплошных сред, 13-17 февраля 2023. – Пермь, 2023. – С. 289.
22. Роготнев А.А., Игнатова А.М., Асташина Н.Б., Логинова Н.П., Рапекта С.И., Наймарк О.Б. Математическая модель гистологической картины в процессе остеоинтеграции на границе кость-имплантат // Математическое моделирование в естественных науках: сборник материалов XXXII Всероссийской конференции, 4–7 октября 2023 – Пермь, 2023. – С. 274–276.
23. Скрыбин В.Л., Ладейщиков В.М., Денисов А.С., Фукалов А.Ю. Особенности взаимодействия губчатой кости и углерода // Здоровье семьи – 21 век. – 2012. – Т. 1, № 1. – С. 21.
24. Соколова Н.А., Орел В.Э., Гусынин А.В., Селезнева А.А., Колесник С.В. Алгоритм компьютеризированного анализа изображений гистологических препаратов // Проблемы информационных технологий. – 2012. – № 11. – С. 121–127.
25. Тамуж В.П., Азарова М.Т., Бондаренко В.М., Гутанс Ю.А., Корабельников Ю.Г., Пикше П.Э., Силуянов О.Ф. Разрушение однонаправленных углепластиков и реализация в них прочностных свойств волокон // Механика композит. материалов. – 1982. – № 1. – С. 34–41.
26. Четвертных В.А., Логинова Н.П., Асташина Н.Б., Рогожников Г.И., Рапекта С.И. Регенерация костной ткани нижней челюсти при введении имплантационной системы, выполненной на основе углеродного композиционного материала // Морфология. – 2013. – Т. 143, № 1. – С. 069–072.
27. Шанидзе З.Л., Муслов С.А., Арутюнов А.С., Асташина Н.Б., Арутюнов С.Д. Биомеханический подход к стоматологическому ортопедическому лечению пациентов с послеоперационным дефектом верхней челюсти // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 1. – С. 28–38.
28. Шурик А.Г. Искусственные углеродные материалы. – Пермь: Изд-во Перм. гос. ун-та, 2009.
29. Assad M., Jarzem P., Leroux M.A., Coillard C., Chernyshov A.V., Charette S., Rivard C.–H. Porous titanium-nickel for intervertebral fusion in a sheep model: Part 1. Histomorphometric and radiological analysis I // Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. – 2003. – Vol. 64, No. 2. – P. 107–120.
30. Barenblatt, G. I. Scaling phenomena in fatigue and fracture // International Journal of Fracture. – 2004. – Vol. 138, No. 1. – P. 19–35.
31. Button G., Gupta M., Barrett C., Cammack P., Benson D. Three-to six-year follow-up of stand-alone BAK cages implanted by a single surgeon // The Spine Journal. – 2005. – Vol. 5, No. 2. – P. 155–160.
32. Davydova M, Plekhov O.A, Uvarov S.V., Naimark O.B. Nonlinear and structural aspects of transitions from damage to fracture in composites and structures // Computers & Structures. – 2000. – Vol. 76, No. 1–3. – P. 47–58.
33. Gorbach E.N., Yemanov A.A., Ovchinnikov E.N., Kuznetsov V.P., Fefelov A.S., Gorgots V.G., Borzunov D.Y., Gubin A.V. Osseointegration of innovative customized implants in the tubular bone (Experimental Study) // Modern technologies in medicine – 2017. – Vol. 9, No. 1. – P. 78–83.
34. Ignatova A.M., Bannikov M.V., Bayandin Yu.V., Balakhnin A.N., Kuper K.E., Naimark O.B. Integral macrostructural characteristics of carbon composite based on microtomographic data // Procedia Structural Integrity. – 2023. – Vol. 47. – P. 820–825.
35. Ivanov D.S., Lomov S.V., Verpoest I., Wevers M. Identification of damage initiation and development in textile composite materials using acoustic emission // J. of Acoustic Emission. – 2008. – Vol. 26. – P. 240–247.
36. Morokov E., Levin V., Ryzhova T., Dubovikov E., Petronyuk Yu., Gulevsky I. Bending damage evolution from micro to macro level in CFRP laminates studied by high-frequency acoustic microscopy and acoustic emission // Composite Structures. – 2022. – Vol. 288. – P. 115427.
37. Morokov E., Titov S., Levin V. In situ high-resolution ultrasonic visualization of damage evolution in the volume of quasi-isotropic CFRP laminates under tension // Composites Part B: Engineering. – 2022. – Vol. 247. – P. 110360.
38. Naimark O., Gladky I., Uvarov S., Shipunov G., Agletdinov E., Bannikov M. Staging analysis of damage-failure transition in composite materials by optic acoustic sensors // Procedia Structural Integrity. – 2023. – Vol. 47. – P. 782–788.
39. Naimark O.B. Uvarov, S.V. Bannikov M.V., Bayandin Yu.V., Nikityuk A.S. Critical dynamics of damage to composites and two-parameter fracture criteria // Journal of Engineering Physics and Thermophysics. – 2022. – Vol. 95, No. 7. – P. 1652–1658.
40. Polyanin A.D., Zaitsev V.F. Handbook of exact solutions for ordinary differential equations. 2nd edn. - Chapman & Hall/CRC (A CRC Press Company), 2003.
41. Saedifar M., Zarouchas D. Damage characterization of laminated composites using acoustic emission: a review // Composites Part B: Engineering. – 2020. – Vol. 195. – P. 108039.

42. Stamopoulos A.G., Tserpes K.I., Prucha P., Vavrik D. Evaluation of porosity effects on the mechanical properties of carbon fiber-reinforced plastic unidirectional laminates by X-ray computed tomography and mechanical testing // Journal of Composite Materials. – 2016. – Vol. 50, No. 15. – P. 2087–2098.
43. Tanvir F., Sattar T., Mba D., Edwards G. Identification of fatigue damage evaluation using entropy of acoustic emission waveform // Applied Sciences. – 2020. – Vol. 2. – P. 1–15.
44. Zhou W., Zhang P., Zhang Y. Acoustic emission based on cluster and sentry function to monitor tensile progressive damage of carbon fiber woven composites // Applied Sciences. – 2018. – Vol. 8, No. 11. – P. 2265.

**Финансирование.** Исследование выполнено при финансовой поддержке Пермского научно-образовательного центра «Рациональное недропользование» (2023г.), проект «Новые материалы и технологии для медицины» (эксперименты по остеоинтеграции УУКМ), Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (государственный контракт № АААА-А19-119013090021-5 – проведение экспериментов по акустической эмиссии УУКМ и государственное задание № 122031400671-1 – построение математической модели остеоинтеграции УУКМ).

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

## EVALUATION OF FATIGUE LIFE AND OSSEOINTEGRATION PARAMETERS OF CARBON-CARBON COMPOSITE MATERIAL FOR MEDICAL APPLICATIONS

N.B. Astashina<sup>1</sup>, N.P. Loginova<sup>1</sup>, A.A. Rogotnev<sup>2</sup>, S.V. Uvarov<sup>2</sup>, M.V. Bannikov<sup>2</sup>, S.I. Rapekta<sup>1</sup>, S.M. Nikulin<sup>3</sup>, O.B. Naimark<sup>2</sup>, A.M. Ignatova<sup>4</sup>

<sup>1</sup> E.A. Wagner Perm State Medical University, Perm, Russian Federation

<sup>2</sup> Perm Federal Research Center UB RAS, Perm, Russian Federation

<sup>3</sup> JSC "Ural Research Institute of Composite Materials", Perm, Russian Federation

<sup>4</sup> Federal Scientific Center for Medical and Preventive Health Risk Management Technologies, Perm, Russian Federation

---

### ARTICLE INFO

Received: 18 November 2023  
Approved: 07 December 2023  
Accepted for publication: 08 December 2023

#### Key words:

carbon fibre-reinforced Carbon, acoustic emission, fatigue life, osseointegration, damage, bone-implant interface, mathematical model

### ABSTRACT

The aim of the present work is to study the strength characteristics Carbon fibre-reinforced Carbon (CFRC) material as an osteoimplant under its stepwise loading and to estimate the parameters of osseointegration at the bone-implant interface from the position of histological analysis and mathematical modeling. Fatigue life estimation of materials for implantation and endoprosthesis is based on the study of its "behavior" and determination of the degree of microstructure transformation under different types of cyclic loading using a system for the analysis of acoustic emission under loading. The key parameter in studying the strength of samples from carbon fiber reinforced composite materials under stepwise loading is the determination of the moment of transition of the controlled object into a pre-destructive state. We propose to use the ratio of degree in the equation defining the relationship between the number of acoustic emission events depending on the loading conditions as a key factor in studying the strength of samples made of CFRC under staged loading. When assessing the properties of implant materials, in addition to the study of strength parameters, an important aspect is the determination of the major biomedical characteristics, in particular, the study of bone tissue regeneration processes at the border of the implant-bone block. The osteoinductive activity of materials for plasty of bone tissue defects and endoprosthetics is one of the parameters of the success of reconstructive measures. In this regard, the use of modern methods of histological analysis and mathematical modeling of osseointegration processes of CFRC specimens will allow to predict the effectiveness of their application in clinical practice when replacing bone tissue defects of different localization and in therapy of patients with degenerative-dystrophic diseases requiring endoprosthesis.

© PNRPU