

Научная статья

УДК 531.2

doi: 10.17223/19988621/89/12

Эффективные механические параметры костных тканей для подбора индивидуальных остеоимплантатов

Татьяна Витальевна Чайковская

Томский государственный университет, Томск, Россия, kolmakova@ftf.tsu.ru

Аннотация. Определены нетрадиционные эффективные механические параметры, являющиеся относительной мерой проявления деформационного отклика рассматриваемых мезо- или микрообъемов кости в трех перпендикулярных направлениях, и эффективный модуль упругости при осевом сжатии. Установлено, что образцы костных тканей, имеющие разные строение и состав, могут отличаться характером распределения напряжений и деформаций, но иметь близкие модули упругости, и наоборот. Показано, что введенные параметры отражают характер распределения напряжений и деформаций. Предлагается использовать рассмотренные характеристики при подборе индивидуальных остеоимплантатов.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, эффективные механические параметры, кортикальная костная ткань, губчатая костная ткань, компьютерное моделирование, остеоимплантаты

Для цитирования: Чайковская Т.В. Эффективные механические параметры костных тканей для подбора индивидуальных остеоимплантатов // Вестник Томского государственного университета. Математика и механика. 2024. № 89. С. 162–175. doi: 10.17223/19988621/89/12

Original article

Effective mechanical parameters of bone tissue samples for the selection of individual osteoimplants

Tat'yana V. Chaykovskaya

Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation, kolmakova@ftf.tsu.ru

Abstract. The results of the stress-strain state of model bone meso-volumes containing cancellous and cortical bone tissue together and micro-volumes of cortical and cancellous bone tissue separately under uniaxial compression are presented. Unconventional effective mechanical parameters, serving as a relative measure of the deformation response manifestation for the considered meso- or micro-volume of bone in three perpendicular directions, and the effective modulus of elasticity under axial compression are determined. It has been revealed that the micro- and meso-volumes of bone tissue with different structures and compositions may differ in the pattern of stress and strain distribution, but have similar elastic moduli, and vice versa. It has been shown that the micro- and meso-

volumes of bone tissue samples with different structures and compositions, having the same distribution of stresses and strains, are characterized by the same values of the introduced effective mechanical parameters. It is proposed to use effective mechanical characteristics and longitudinal modulus of elasticity during the selection and development of individual osteoimplants. When installing an implant into the bone, it is suggested to coordinate the orthotropic axes of the implant and the replaced bone site to maintain a favorable mechanical state of the bone consistent with that before implant installation.

Keywords: stress-strain state, effective mechanical parameters, cortical bone tissue, cancellous bone tissue, computer modeling, osteoimplants

For citation: Chaykovskaya, T.V. (2024) Effective mechanical parameters of bone tissue samples for the selection of individual osteoimplants. *Vestnik Tomskogo gosudarstvennogo universiteta. Matematika i mekhanika – Tomsk State University Journal of Mathematics and Mechanics*. 89. pp. 162–175. doi: 10.17223/19988621/89/12

Введение

Многолетний опыт использования остеоимплантатов показывает, что биохимическая совместимость – необходимое, но недостаточное условие поведения системы кость–имплантат как единого целого. Важным условием является также их биомеханическая совместимость. Неправильный выбор остеоимплантата с точки зрения механической совместимости может привести к резорбции (рассасыванию) костной ткани на границе кость–имплантат и расшатыванию протеза (имплантата) [1], что влечет за собой повторные операционные вмешательства. Костные клетки подстраивают структуру и состав кости под изменяющиеся механические условия и обеспечивают благоприятное ее механическое состояние посредством резорбирования и восстановления костной ткани в многочисленных микроскопических участках. Состав и структура костных тканей варьируют в пределах одной кости и отличаются для разных людей [2–6], в связи с чем один и тот же имплантат может у одного пациента прижиться, а у другого нет. Поэтому возникает вопрос: какие механические параметры остеоимплантатов должны обеспечить их механическую совместимость с костной тканью для исключения приграничной резорбции кости? Существующие в настоящее время исследования механики костных тканей [7–14] посвящены в основном определению таких эффективных механических характеристик, как модуль упругости и предел прочности. В данной работе наряду с модулем упругости оцениваются нетрадиционные эффективные механические параметры, определяемые на основе исследования механического поведения костных тканей с разным составом и структурой с использованием методов компьютерного моделирования.

Модели костных тканей

Разработаны следующие модели: модель кости на мезоуровне (мезообъем) [15], модель кортикальной костной ткани и модель губчатой костной ткани на микроуровне (микрообъемы) [16–18].

Модели костей на мезоуровне содержат губчатую и кортикальную костные ткани разного объема (V_s , V_c соответственно), учитывающиеся в явном виде (рис. 1). Материал кортикальной и губчатой костных тканей является изотропным. Эффек-

тивный модуль упругости кортикальной и губчатой ткани рассчитывался по модели Эрнандеса в зависимости от плотности и массовой доли минералов двух типов костной ткани.

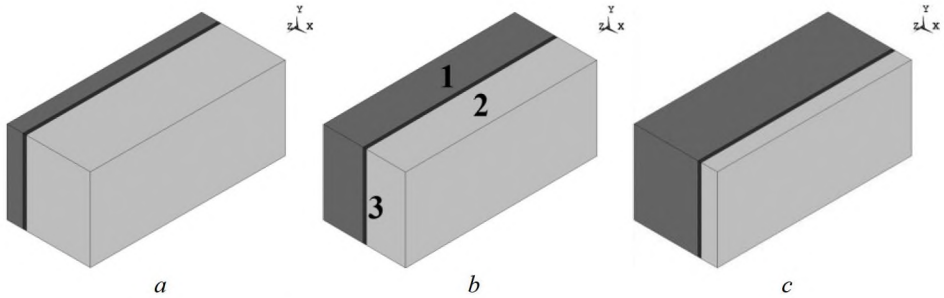


Рис. 1. Модели фрагментов кости на мезоуровне (1 – кортикальная костная ткань, 2 – губчатая костная ткань, 3 – промежуточный слой) с разным соотношением объемов V_c/V_s : *a* – 0.25, *b* – 1.0, *c* – 4.0

Fig. 1. Models of bone fragments (1, cortical bone tissue; 2, cancellous bone tissue; and 3, intermediate layer) at the meso-level with different volume ratios V_c/V_s : (*a*) 0.25, (*b*) 1.0, and (*c*) 4.0

Модель кортикальной костной ткани построена на основе изображения структуры природной кости (рис. 2). Явным образом учтены остеоны и Гаверсовы каналы, цементная линия, окружающая остеоны, и матрица, в реальности представляющая собой остатки остеонов после ремоделирования. Материал всех структурных составляющих микрообъема кортикальной костной ткани принимался трансверсально изотропным. Эффективные механические параметры матрицы и остеонов определяются, учитывая угол направления коллагено-минеральных волокон, значения объемных долей коллагеновой и минеральной составляющих, пористости за счет наличия каналов Фолькмана и лакунарно-канальцевой системы. Пористость, формируемая Гаверсовыми каналами, учитывается в явном виде.

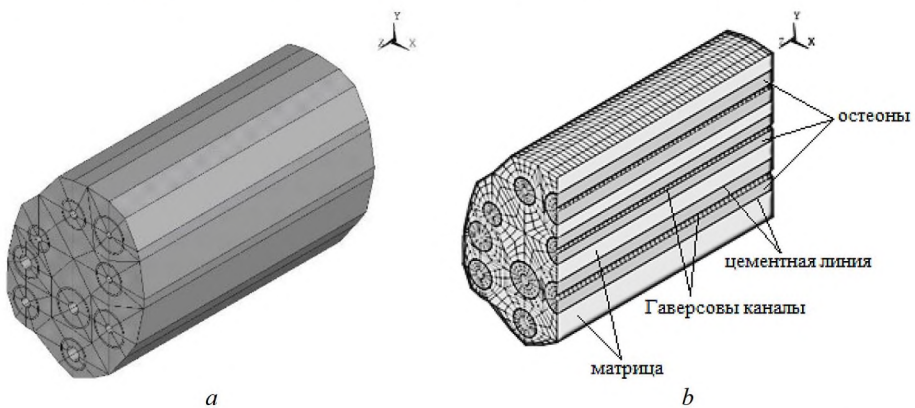


Рис. 2. Геометрическая модель кортикальной костной ткани на микроуровне (*a*); сечение конечно-элементной модели плоскостью YZ (*b*)

Fig. 2. (*a*) Geometric model of cortical bone tissue at the micro-level and (*b*) YZ-plane section of the finite element model

Структурной единицей модельного микрообъема губчатой костной ткани является трабекулярный узел (рис. 3, *a*), который включает центр, представляющий собой сферу, и 1/2 часть трабекул, расположенных взаимно перпендикулярно.

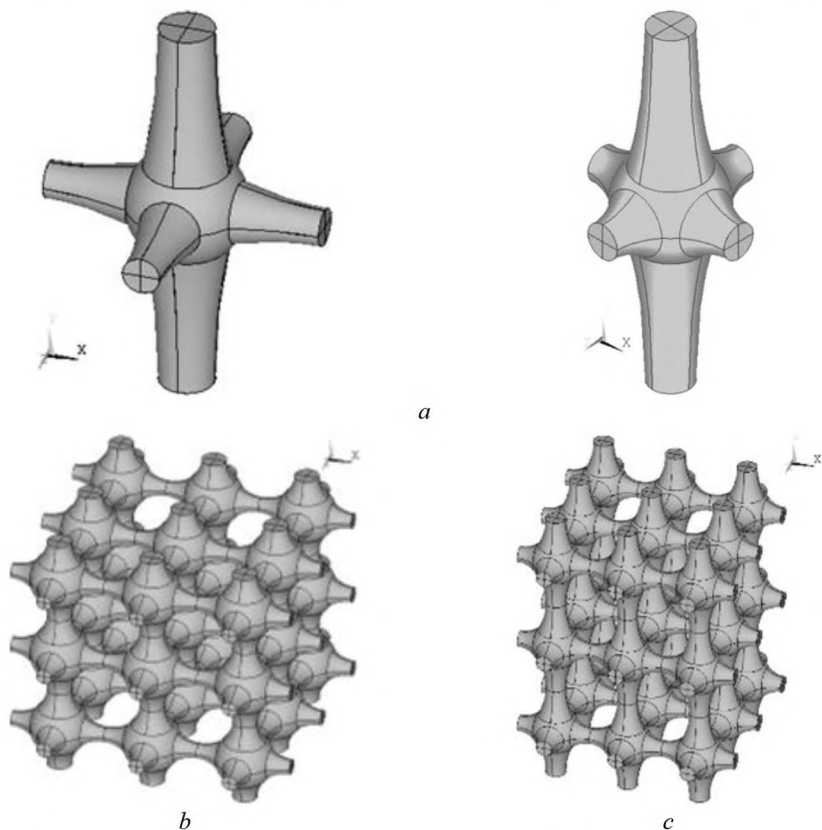


Рис. 3. Примеры трабекулярных узлов (*a*) и модели губчатой костной ткани (*b*), (*c*)
Fig. 3. (*a*) Examples of trabecular nodes and (*b*), (*c*) model samples of cancellous bone tissue

Модельный фрагмент губчатой кости строится как совокупность трабекулярных узлов (рис. 3, *b*, *c*). Материал костных балок (трабекул) и центрального элемента считается изотропным. Эффективный модуль упругости структурных составляющих губчатой костной ткани рассчитывался по выражению механики композиционных материалов для случая произвольно ориентированных гидроксиапатитовых волокон в коллагеновой матрице [19].

Результаты и обсуждение

Модельные образцы костных тканей с разными структурой и составом подвергались одноосному сжатию. Микрообъемы кортикальной костной ткани и мезообъемы кости сжимались вдоль оси *z*, микрообъемы губчатой костной ткани – вдоль оси *y*. Для расчетов использовался метод конечных элементов программного комплекса ANSYS Mechanical APDL. Для модельного мезообъема варьировали

отношение объемов компактной и губчатой костной ткани (V_c/V_s), их плотность (ρ_c , ρ_s) и массовую долю минералов (α_c , α_s). Для микрообъема кортикальной костной ткани варьировали такие параметры, как пористость за счет лакунарно-канальцевой системы, Фолькмановских и Гаверсовых и каналов (P), массовая доля минералов (α); изменялась ориентация коллагено-минеральных волокон в остеонах (тип $I_{\pm 45^\circ}$ – волокна под углами $\pm 45^\circ$ к оси остеона; тип I – волокна под углом 90° к оси остеона; тип III – волокна параллельно оси остеона; тип II – волокна меняют свою ориентацию с перпендикулярной на параллельную к оси остеона). Для модельных микрообъемов губчатой костной ткани изменялись средняя толщина (t_1 , t_2) и длина (l_1 , l_2) продольной (главной) и поперечной (второстепенной) трабекулы, массовая доля минералов (α). Все параметры варьировали в соответствии с экспериментальными литературными данными.

Деформационное поведение всех рассматриваемых микро- и мезообъемов костных тканей с разным составом и структурой показывает, что в каждом образце при осевом сжатии реализуется три вида деформации в трех взаимно перпендикулярных направлениях, которые проявляются в разной мере, что показывают распределения перемещений (рис. 4). Для мезообъема кости реализуются сжатие в направлении приложения нагрузки (в направлении оси z), растяжение и изгиб в двух других перпендикулярных направлениях (в направлениях y и x соответственно), для микрообъемов кортикальной и губчатой костной ткани – сжатие в направлении приложения нагрузки (в направлении оси z для кортикальной костной ткани, в направлении оси y для губчатой костной ткани) и растяжение в двух взаимно перпендикулярных направлениях.

Введены параметры для оценки меры проявления отмеченных выше деформационных откликов мезо- и микрообъемов кости mU_x , mU_y , mU_z , равные отношению максимального по абсолютной величине значения перемещения в направлении оси x , y или z к сумме максимальных по абсолютной величине значений перемещений в трех перпендикулярных направлениях [20]:

$$mU_x = \frac{\max |U_x|}{(\max |U_x| + \max |U_y| + \max |U_z|)};$$

$$mU_y = \frac{\max |U_y|}{(\max |U_x| + \max |U_y| + \max |U_z|)};$$

$$mU_z = \frac{\max |U_z|}{(\max |U_x| + \max |U_y| + \max |U_z|)}.$$

При этом для мезообъема кости mU_z – относительная мера проявления его сжатия, mU_x – относительная мера проявления изгиба, mU_y – относительная мера проявления растяжения. Для микрообъема кортикальной костной ткани mU_x и mU_y отвечают за меры проявления растяжения микрообъема в направлениях осей X и Y соответственно, mU_z отвечает за относительную меру проявления его сжатия. Для микрообъема губчатой костной ткани mU_y отвечает за меру проявления его сжатия, mU_x , mU_z – за меры проявления растяжения микрообъема в направлениях осей X и Z соответственно.

Распределения осевых нормальных напряжений и деформаций в модельных мезообъемах костей, микрообъемах компактной костной ткани и губчатой костной ткани разного строения и состава представлены на рис. 5–7.

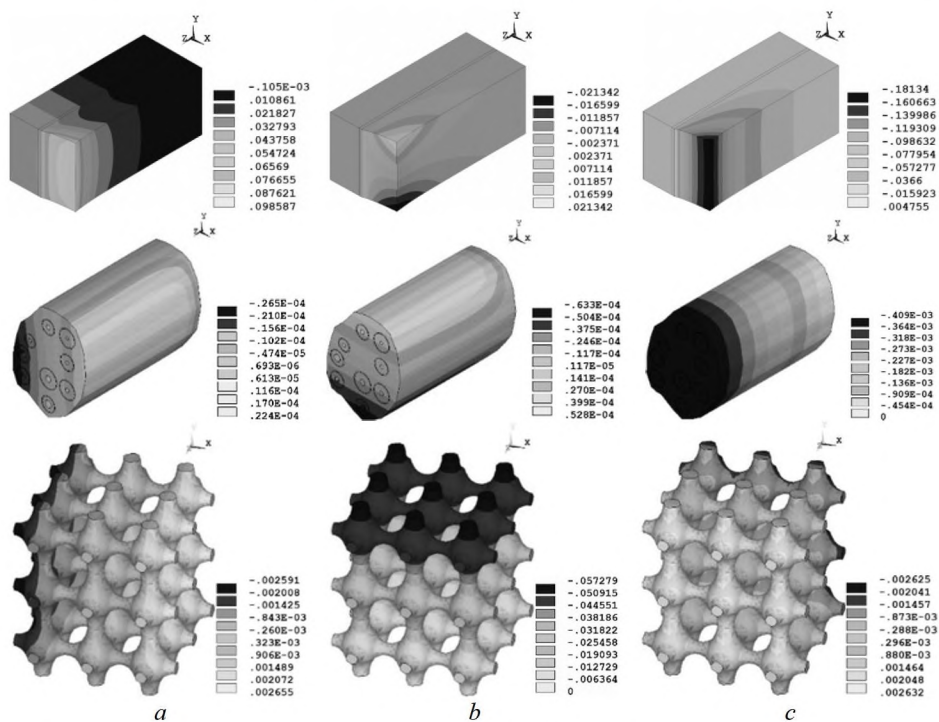


Рис. 4. Распределение перемещений (*a* – U_x ; *b* – U_y ; *c* – U_z), мм: в мезообъеме кости с параметрами $V_c/V_s = 1.0$, $\rho_c = 1.6 \text{ г/см}^3$, $\rho_s = 0.2 \text{ г/см}^3$, $\alpha_c = 0.6$, $\alpha_s = 0.53$ при сжимающем напряжении $\sigma_0 = 1.2 \text{ МПа}$; в микрообъеме компактной костной ткани с параметрами $P = 0.05$, $\alpha = 0.6$, I тип при напряжении сжатия $\sigma_0 = 6.5 \text{ МПа}$; в микрообъеме губчатой костной ткани с параметрами $t_1 = 0.22 \text{ мм}$, $t_2 = 0.16 \text{ мм}$, $l_1 = 0.38 \text{ мм}$, $l_2 = 0.22 \text{ мм}$, $\alpha = 0.1$ при сжимающем напряжении $\sigma_0 = 15 \text{ МПа}$

Fig. 4. Distribution of displacements (*a*) U_x , (*b*) U_y , and (*c*) U_z (mm) in the meso-volume of the bone with parameters $V_c/V_s = 1.0$, $\rho_c = 1.6 \text{ g/cm}^3$, $\rho_s = 0.2 \text{ g/cm}^3$, $\alpha_c = 0.6$, $\alpha_s = 0.53$ under compression stress $\sigma_0 = 1.2 \text{ МПа}$, in the micro-volume of the compact bone tissue with parameters $P = 0.05$, $\alpha = 0.6$, I type under compression stress $\sigma_0 = 6.5 \text{ МПа}$, in the micro-volume of the cancellous bone tissue with parameters $t_1 = 0.22 \text{ мм}$, $t_2 = 0.16 \text{ мм}$, $l_1 = 0.38 \text{ мм}$, $l_2 = 0.22 \text{ мм}$, $\alpha = 0.1$ under compression stress $\sigma_0 = 15 \text{ МПа}$

Рисунки показывают, что микро- и мезообъемы костной ткани, имеющие разное строение и состав, могут иметь как одинаковый, так и разный характер распределения деформаций и напряжений. Одинаковый характер распределения деформаций и напряжений обусловлен одинаковой мерой проявления деформационного отклика микро- и мезообъемов костной ткани в трех взаимно перпендикулярных направлениях при одноосном сжатии, т.е. такие образцы имеют одинаковые параметры mU_x , mU_y и mU_z (таблица). Результаты, представленные в таблице и на рис. 5–7 показывают, что мезо- и микрообъемы могут отличаться характером распределения деформаций и напряжений, но иметь близкие модули упругости, и наоборот – могут иметь идентичный характер распределения деформаций и напряжений, т.е. одинаковые параметры mU_x , mU_y и mU_z , и разные модули упругости (см. таблицу).

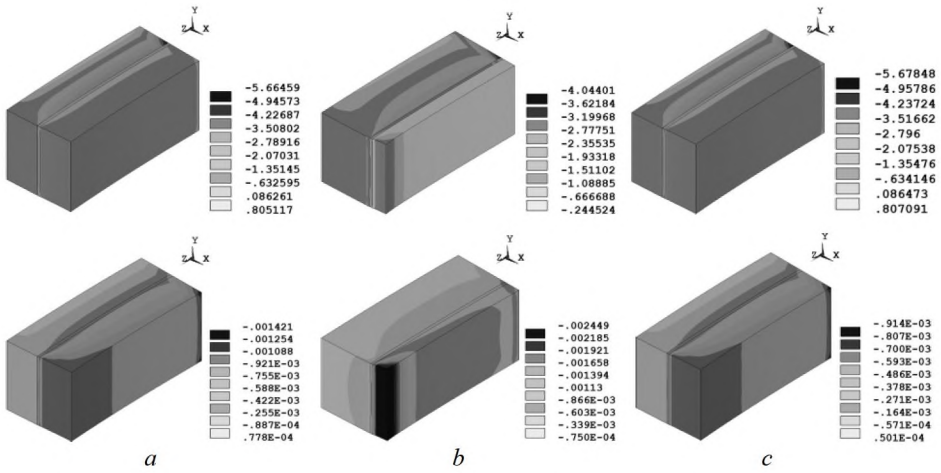


Рис. 5. Распределение нормальных напряжений, МПа, и деформаций (σ_x, σ_y) в модельных мезообъемах кости с разной структурой и составом (a – $V_c/V_s = 1.0, \rho_c = 1.6 \text{ г/см}^3, \rho_s = 0.8 \text{ г/см}^3, \alpha_c = 0.6, \alpha_s = 0.53$; b – $V_c/V_s = 4.0, \rho_c = 1.6 \text{ г/см}^3, \rho_s = 0.8 \text{ г/см}^3, \alpha_c = 0.4, \alpha_s = 0.35$; c – $V_c/V_s = 1.0, \rho_c = 1.9 \text{ г/см}^3, \rho_s = 0.95 \text{ г/см}^3, \alpha_c = 0.6, \alpha_s = 0.53$) при сжимающем напряжении $\sigma_0 = 1.2$ МПа

Fig. 5. Distribution of normal stresses (MPa) and strains (σ_x, σ_y) in model bone meso-volumes with different structures and compositions under compression stress $\sigma_0 = 1.2$ MPa: (a) $V_c/V_s = 1.0, \rho_c = 1.6 \text{ g/cm}^3, \rho_s = 0.8 \text{ g/cm}^3, \alpha_c = 0.6, \alpha_s = 0.53$; (b) $V_c/V_s = 4.0, \rho_c = 1.6 \text{ g/cm}^3, \rho_s = 0.8 \text{ g/cm}^3, \alpha_c = 0.4, \alpha_s = 0.35$; and (c) $V_c/V_s = 1.0, \rho_c = 1.9 \text{ g/cm}^3, \rho_s = 0.95 \text{ g/cm}^3, \alpha_c = 0.6, \alpha_s = 0.53$

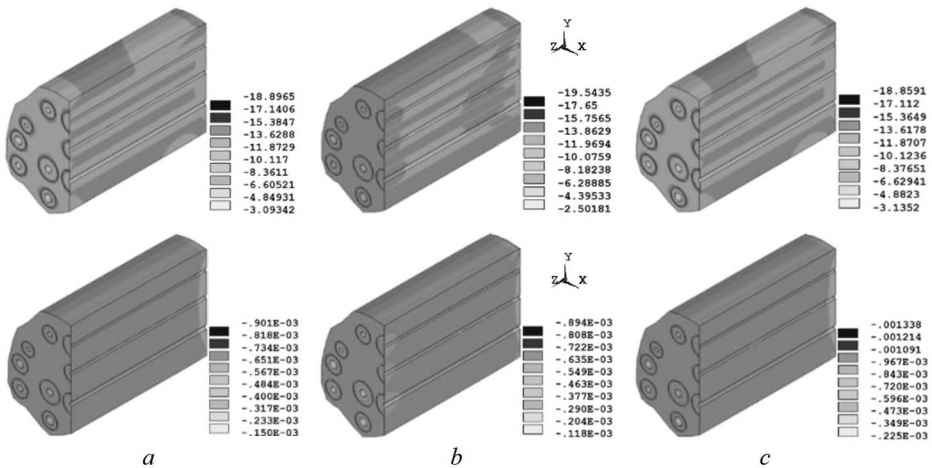


Рис. 6. Распределение нормальных напряжений, МПа, и деформаций (σ_x, σ_y) в модельных микрообъемах кортикальной костной ткани с разной структурой и составом (a – $P = 0.027, \alpha = 0.6, \text{I}_{45^\circ}$ тип; b – $P = 0.027, \alpha = 0.6, \text{II}$ тип; c – $P = 0.1, \alpha = 0.4, \text{I}_{45^\circ}$ тип) при сжимающем напряжении $\sigma_0 = 6.5$ МПа

Fig. 6. Distribution of normal stresses (MPa) and strains (σ_x, σ_y) in model micro-volumes of cortical bone tissue with different structures and compositions under compression stress $\sigma_0 = 6.5$ MPa: (a) $P = 0.027, \alpha = 0.6, \text{I}_{45^\circ}$ type; (b) $P = 0.027, \alpha = 0.6, \text{II}$ type; and (c) $P = 0.1, \alpha = 0.4, \text{I}_{45^\circ}$ type

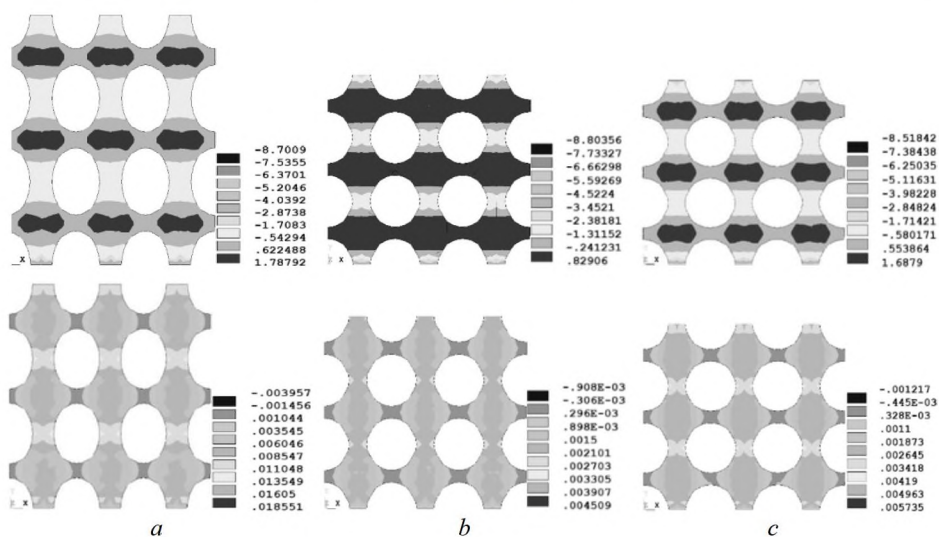


Рис. 7. Распределение нормальных напряжений, МПа, и деформаций (σ_z , ϵ_z) в сечениях модельных микрообъемов губчатой костной ткани с разным составом и структурой ($a - t_1 = 0.22$ мм, $t_2 = 0.16$ мм, $l_1 = 0.38$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.1$; $b - t_1 = 0.16$ мм, $t_2 = 0.11$ мм, $l_1 = 0.22$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.34$; $c - t_1 = 0.15$ мм, $t_2 = 0.11$ мм, $l_1 = 0.22$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.3$) при сжимающем напряжении $\sigma_0 = 15$ МПа

Fig. 7. Distribution of normal stresses (MPa) and strains (σ_z , ϵ_z) in sections of model microvolumes of cancellous bone tissue with different structures and compositions under compression stress $\sigma_0 = 15$ MPa: (a) $t_1 = 0.22$ mm, $t_2 = 0.16$ mm, $l_1 = 0.38$ mm, $l_2 = 0.22$ mm, $\alpha = 0.1$; (b) $t_1 = 0.16$ mm, $t_2 = 0.11$ mm, $l_1 = 0.22$ mm, $l_2 = 0.22$ mm, $\alpha = 0.34$; and (c) $t_1 = 0.15$ mm, $t_2 = 0.11$ mm, $l_1 = 0.22$ mm, $l_2 = 0.22$ mm, $\alpha = 0.3$

Например, образцы кости с параметрами $V_d/V_s = 1.0$, $\rho_c = 1.6$ г/см³, $\rho_s = 0.8$ г/см³, $\alpha_c = 0.6$, $\alpha_s = 0.53$ и образцы кости с параметрами $V_d/V_s = 4.0$, $\rho_c = 1.6$ г/см³, $\rho_s = 0.8$ г/см³, $\alpha_c = 0.4$, $\alpha_s = 0.35$ имеют разный характер распределения деформаций и напряжений (см. рис. 5, *a*, *b*), т.е. разные параметры mU_x , mU_y и mU_z (см. таблицу), но близкие модули упругости (см. таблицу). Параметры mU_x , mU_y и mU_z первого упомянутого мезообъема показывают, что преобладает изгиб в направлении оси X , а для второго преобладает сжатие в направлении оси Z . Характер распределения деформаций и напряжений третьего представленного мезообъема с параметрами структуры и состава $V_d/V_s = 1.0$, $\rho_c = 1.9$ г/см³, $\rho_s = 0.95$ г/см³, $\alpha_c = 0.6$, $\alpha_s = 0.53$ аналогичен характеру распределения напряжений и деформаций первого мезообъема (см. рис. 5, *a*, *c*). Эти мезообъемы отличаются значениями модуля упругости (см. таблицу), но имеют одинаковые параметры mU_x , mU_y , mU_z .

Аналогичная картина наблюдается для микрообъемов компактной и губчатой костной ткани. Например, представленные микрообъемы компактной костной ткани с параметрами структуры и состава $P = 0.027$, $\alpha = 0.6$, $I_{\pm 45^\circ}$ тип (см. таблицу, № 1) и $P = 0.1$, $\alpha = 0.4$, $I_{\pm 45^\circ}$ тип (см. таблицу, № 3) имеют одинаковые параметры относительной меры проявления деформационного отклика mU_x , mU_y , mU_z , соответственно, одинаковый характер распределения деформаций и напряжений (см. рис. 6, *a*, *c*), но отличаются величиной модуля упругости. Микрообъ-

ем же компактной костной ткани с параметрами $P = 0.027$, $\alpha = 0.6$, II тип имеет близкий модуль упругости к рассматриваемому микрообъему № 1, но отличные от него значения параметров mU_x , mU_y и mU_z (см. таблицу, № 2, №1), а значит, и характер распределения деформаций и напряжений (см. рис. 6, *a*, *b*).

Эффективные механические параметры мезо- и микрообъемов костной ткани с разной структурой и составом

Тип образцов костных тканей	№ образца	Параметры структуры и состава	Изображение характера распределения напряжений и деформаций	Эффективный модуль упругости E , ГПа	mU_i		
					mU_x	mU_y	mU_z
Мезообъемы кости	1	$V_c/V_s = 1.0$, $\rho_c = 1.6 \text{ г/см}^3$, $\rho_s = 0.8 \text{ г/см}^3$, $\alpha_c = 0.6$, $\alpha_s = 0.53$	рис. 5, <i>a</i>	2.7	0.54	0.02	0.44
	2	$V_c/V_s = 4.0$, $\rho_c = 1.6 \text{ г/см}^3$, $\rho_s = 0.8 \text{ г/см}^3$, $\alpha_c = 0.4$, $\alpha_s = 0.35$	рис. 5, <i>b</i>	2.6	0.44	0.04	0.52
	3	$V_c/V_s = 1.0$, $\rho_c = 1.9 \text{ г/см}^3$, $\rho_s = 0.95 \text{ г/см}^3$, $\alpha_c = 0.6$, $\alpha_s = 0.53$	рис. 5, <i>c</i>	4.2	0.54	0.02	0.44
Микрообъемы компактной (кортикальной) костной ткани	1	$P = 0.027$, $\alpha = 0.6$, I±45° тип	рис. 6, <i>a</i>	16.5	0.09	0.09	0.82
	2	$P = 0.027$, $\alpha = 0.6$, II тип	рис. 6, <i>b</i>	17.0	0.07	0.12	0.81
	3	$P = 0.1$, $\alpha = 0.4$, I±45° тип	рис. 6, <i>c</i>	11.0	0.09	0.09	0.82
Микрообъемы губчатой костной ткани	1	$t_1 = 0.22 \text{ мм}$, $t_2 = 0.16 \text{ мм}$, $l_1 = 0.38 \text{ мм}$, $l_2 = 0.22 \text{ мм}$, $\alpha = 0.1$	рис. 7, <i>a</i>	0.5	0.04	0.92	0.04
	2	$t_1 = 0.16 \text{ мм}$, $t_2 = 0.11 \text{ мм}$, $l_1 = 0.22 \text{ мм}$, $l_2 = 0.22 \text{ мм}$, $\alpha = 0.34$	рис. 7, <i>b</i>	2.2	0.05	0.90	0.05
	3	$t_1 = 0.15 \text{ мм}$, $t_2 = 0.11 \text{ мм}$, $l_1 = 0.22 \text{ мм}$, $l_2 = 0.22 \text{ мм}$, $\alpha = 0.3$	рис. 7, <i>c</i>	1.9	0.04	0.92	0.04
	4	$t_1 = 0.16 \text{ мм}$, $t_2 = 0.14 \text{ мм}$, $l_1 = 0.38 \text{ мм}$, $l_2 = 0.22 \text{ мм}$, $\alpha = 0.36$	—	2.2	0.03	0.94	0.03

Микрообъемы губчатой костной ткани № 1 ($t_1 = 0.22$ мм, $t_2 = 0.16$ мм, $l_1 = 0.38$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.1$) и № 3 ($t_1 = 0.15$ мм, $t_2 = 0.11$ мм, $l_1 = 0.22$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.3$) имеют идентичный характер распределения деформаций и напряжений (см. рис. 7, а, с), одинаковые значения параметров mUx , mUy и mUz , отличаются модулем упругости (см. таблицу, № 1, № 3). Микрообъемы губчатой костной ткани № 2 ($t_1 = 0.16$ мм, $t_2 = 0.11$ мм, $l_1 = 0.22$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.34$), № 3 ($t_1 = 0.15$ мм, $t_2 = 0.11$ мм, $l_1 = 0.22$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.3$), № 4 ($t_1 = 0.16$ мм, $t_2 = 0.14$ мм, $l_1 = 0.38$ мм, $l_2 = 0.22$ мм, $\alpha = 0.36$) имеют близкие модули упругости, но отличаются характером распределения деформаций и напряжений (см. рис. 7, б, с), имеют разные параметры mUx , mUy и mUz .

Величины и характер распределения напряжений и деформаций играют важную роль при ремоделировании (перестройке) костной ткани, определяя области расположения костных клеток, остеокластов и остеобластов, для выполнения своих функций, заключающихся в рассасывании и создании костной ткани соответственно для восстановления благоприятного механического состояния [21].

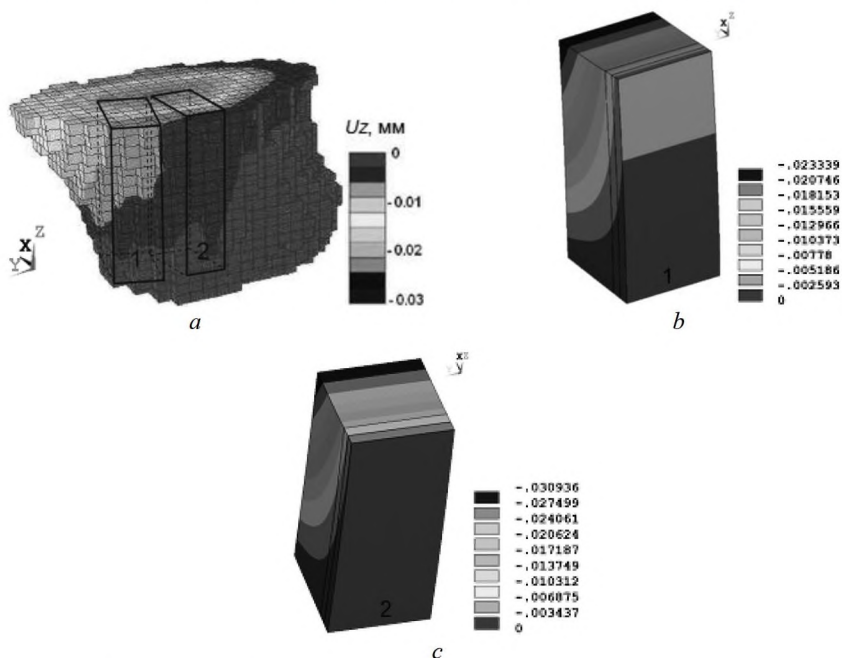


Рис. 8. Соответствие распределения перемещений Uz , мм, модели проксимального отдела бедренной кости работы [22] (а) и модельных мезообъемов кости (б, с)

Fig. 8. Correspondence of the distribution of displacements Uz (mm) in the (a) model of the proximal femur in [22] and (b), (c) model bone meso-volumes

В связи с вышесказанным предлагается осуществлять подбор остеоимплантатов по эффективному модулю упругости замещающего участка костной ткани, который определяет величину реализующихся деформаций и напряжений, и по параметрам mUx , mUy , mUz , определяющим характер распределения деформаций и напряжений, например, по выражениям, представленным в работе [20]. Для со-

хранения благоприятного механического состояния кости при установке в нее имплантата важным также является совмещение их осей ортотропии. При замене фрагмента, содержащего компактный и губчатый слой, значение параметра mUz имплантата должно соответствовать значению параметра mUz мезообъема кости в осевом направлении макрообъема кости, значение параметра mUx имплантата должно соответствовать значению того же параметра мезообъема в радиальном направлении макрообъема кости, значение mUy – по касательной к макрообъему кости. Соответствие направлений осей ортотропии мезообъемов и макрообъема кости определено из сопоставления полученных автором результатов распределения перемещений в модельных мезообъемах и в проксимальном отделе бедренной кости работы [22] (рис. 8).

Заключение

Описаны модели костных тканей на мезо- и микроуровнях, представлены распределения напряжений и деформаций и определены нетрадиционные эффективные параметры mUx , mUy , mUz , являющиеся относительной мерой проявления деформационного отклика костных тканей при осевом сжатии. Выявлено и показано, что микро- и мезообъемы костных тканей, имеющие разное строение и состав, могут отличаться характером распределения деформаций и напряжений, но иметь близкие модули упругости, и наоборот – могут иметь одинаковый характер распределения деформаций и напряжений и отличаться модулем упругости. Одинаковый характер распределения деформаций и напряжений обусловлен одинаковой мерой проявления деформационных откликов микро- и мезообъемов кости в трех перпендикулярных направлениях. Показано, что введенные эффективные параметры образцов кости mUx , mUy и mUz отражают характер распределения деформаций и напряжений, а эффективный модуль упругости отражает величины реализующихся напряжений и деформаций. Предлагается использовать рассмотренные эффективные характеристики при подборе и разработке индивидуальных остеоимплантатов. Необходимым условием при установке имплантата вместо замещаемого микро- или мезообъема кости является совмещение их осей ортотропии для сохранения существующего до установки благоприятного механического состояния кости, что, предположительно, позволит избежать резорбции кости на границе кость–имплантат.

Список источников

1. Сагаловски С., Шенерт М. Клеточно-молекулярные механизмы развития асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава // Травма. 2012. Т. 13, № 1. С. 153–160.
2. Goldman H.M., Bromage T.G. Preferred collagen fiber orientation in the human mid-shaft femur // The Anatomical Record Part A. 2003. V. 272A (1). P. 434–445. doi: 10.1002/ar.a.10055
3. Avrunin A.S., Tses E.A. The birth of a new scientific field – biomechanics of the skeleton. Julius Wolff and his work “Das Gesetz der Transformation der Knochen” // History of Medicine. 2016. V. 3 (4). P. 447–461. doi: 10.17720/2409-5834.v3.4.2016.36q
4. Mellon S.J., Tanner K.E. Bone and its adaptation to mechanical loading: a review // International Materials Reviews. 2012. V. 57 (5). P. 235–255.
5. Keaveny T.M., Morgan E.F., Yeh O.C. Biomedical Engineering and Design Handbook / ed. by M. Kutz. New York : McGraw-Hill, 2009.

6. Cowin S.C. Bone Mechanics Handbook. 2nd ed. New York : CRC Press, 2001. 978 p.
7. Rosa N., Moura M.F.S.F., Olhero S., Simoes R., Magalhães F.D., Marques A.T., Ferreira J.P.S., Reis A.R., Carvalho M., Parente M. Bone: An Outstanding Composite Material // Applied Sciences. 2022. V. 12 (7). Art. 3381. P. 1–15. doi: 10.3390/app12073381
8. Novitskaya E., Chen P.Y., Hamed E., Li J., Lubarda V.A., Jasiuk I., Mckittrick J. Recent advances on the measurement and calculation of the elastic moduli of cortical and trabecular bone: a review // Theoretical and Applied Mechanics. 2011. V. 38 (3). P. 209–297. doi: 10.2298/TAM1103209N
9. Orava H., Huang L., Ojanen S.P., Mäkelä J.T.A., Finnilä M.A.J., Saarakkala S., Herzog W., Korhonen R.K., Töyräs J., Tanska P. Changes in subchondral bone structure and mechanical properties do not substantially affect cartilage mechanical responses – a finite element study // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2022. V. 128. Art. 105129. P. 1–15. doi: 10.1016/j.jmbbm.2022.105129
10. Lee T., Garlapati R.R., Lam K., Lee P.V., Chung Y.S., Choi J.B., Vincent T.B., Das De S. Fast tool evaluation of iliac crest tissue elastic properties using the reduced-basis methods // Journal of Biomechanical Engineering. 2010. V. 132. Art. 121009. P. 1–8. doi: 10.1115/1.4001254
11. Xi L., Barbieri E., Wang P., Wu W., Gupta H. Separating effects of bone-quality changes at multiple scales in steroid-induced osteoporosis: Combining multiscale experimental and modelling approaches // Mechanics of Materials. 2021. V. 157. Art. 103821. P. 1–15. doi: 10.1016/j.mechmat.2021.103821
12. Lovrenić-Jugović M., Tonković Z., Skozrit I. Experimental and numerical investigation of cyclic creep and recovery behavior of bovine cortical bone // Mechanics of Materials. 2020. V. 146. Art. 103407. P. 1–14. doi: 10.1016/j.mechmat.2020.103407
13. Lubarda V.A., Novitskaya E.E., Kittrick J.Mc., Bodde S.G., Chen P.Y. Elastic properties of cancellous bone in terms of elastic properties of its mineral and protein phases with application to their osteoporotic degradation // Mechanics of Materials. 2012. V. 44. P. 139–150. doi: 10.1016/j.mechmat.2011.06.005
14. Белов Н.Н., Югов Н.Т., Ищенко А.Н., Афанасьева С.А., Хабибуллин М.В., Югов А.А., Стуканов А.И. Математическое моделирование разрушения костной ткани при динамическом нагружении // Вестник Томского государственного университета. Математика и механика. 2010. № 2 (10). С. 28–37.
15. Kolmakova T.V. Computer-aided study of the mechanical behavior of the jaw bone fragments under uniaxial compression // AIP Conference Proceedings. 2016. V. 1760. Art. 020030. P. 1–4. doi: 10.1063/1.4960249
16. Kolmakova T. Computer modeling of the structure of the cortical and trabecular bone tissue // AIP Conference Proceedings. 2015. V. 1683. Art. 020087. P. 1–4. doi: 10.1063/1.4932777
17. Lastovkina Y.N., Kolmakova T.V. Computer modelling of the microstructure of the trabecular bone fragments for the study of stress-strain state // IOP Publishing: Journal of Physics: Conference Series. 2016. V. 769. Art. 012020. P. 1–4. doi: 10.1088/1742-6596/769/1/012020
18. Марченко Е.С., Чайковская Т.В. Исследование напряженно-деформированного состояния губчатой костной ткани при одноосном сжатии // Вестник Томского государственного университета. Математика и механика. 2023. № 83. С. 127–142. doi: 10.17223/19988621/83/11
19. Кристенсен Р. Введение в механику композитов / пер. с англ. А.И. Бейля, Н.П. Жмудя; под ред. Ю.М. Тарнопольского. М. : Мир, 1982. 334 с.
20. Колмакова Т.В. Моделирование структуры, расчет напряженно-деформированного состояния, механических свойств костных тканей и управление характеристиками остеомплантатов : дис. ... д-ра физ.-мат. наук. Томск, 2013. 273 с.
21. Фигурска М. Структура компактной костной ткани // Российский журнал биомеханики. 2007. Т. 11, № 3. С. 28–38.
22. Fedida R., Yosibash Z., Milgrom C., Joskowicz L. Femur mechanical simulation using high-order FE analysis with continuous mechanical properties // 2nd International Conference on Computational Bioengineering; Lisbon, Portugal, 2005.

References

1. Sagalovski S., Shenert M. (2012) Kletочно-molekulyarnye mekhanizmy razvitiya asepticheskoy nestabil'nosti endoproteza tazobedrennogo sustava [Cellular and molecular mechanisms of development of aseptic instability of hip implant]. *Travma – Trauma*. 13(1). pp. 153–160.
2. Goldman H.M., Bromage T.G. (2003) Preferred collagen fiber orientation in the human mid-shaft femur. *The Anatomical Record Part A*. 272A(1). pp. 434–445. doi: 10.1002/ar.a.10055
3. Avrunin A.S., Tses E.A. (2016) The birth of a new scientific field – biomechanics of the skeleton. Julius Wolff and his work “Das Gesetz der Transformation der Knochen”. *History of Medicine*. 3(4). pp. 447–461. doi: 10.17720/2409-5834.v3.4.2016.36q
4. Mellon S.J., Tanner K.E. (2012) Bone and its adaptation to mechanical loading: A review. *International Materials Reviews*. 57(5). pp. 235–255. doi: 10.1179/1743280412Y.0000000008
5. Keaveny T.M., Morgan E.F., Yeh O.C. (2009) *Biomedical Engineering and Design Handbook*. New York: McGraw-Hill.
6. Cowin S.C. (2001) *Bone Mechanics Handbook*. New York: CRC Press.
7. Rosa N., Moura M.F.S.F., Olhero S., Simoes R., Magalhães F.D., Marques A.T., Ferreira J.P.S., Reis A.R., Carvalho M., Parente M. (2022) Bone: An outstanding composite material. *Applied Sciences*. 12(7). Article 3381. pp. 1–15. doi: 10.3390/app12073381
8. Novitskaya E., Chen P.Y., Hamed E., Li J., Lubarda V.A., Jasiuk I., Mckittrick J. (2011) Recent advances on the measurement and calculation of the elastic moduli of cortical and trabecular bone: A review. *Theoretical and Applied Mechanics*. 38(3). pp. 209–297. doi: 10.2298/TAM1103209N
9. Orava H., Huang L., Ojanen S.P., Mäkelä J.T.A., Finnilä M.A.J., Saarakkala S., Herzog W., Korhonen R.K., Töyräs J., Tanska P. (2022) Changes in subchondral bone structure and mechanical properties do not substantially affect cartilage mechanical responses – A finite element study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 128. Article 105129. pp. 1–15. doi: 10.1016/j.jmbbm.2022.105129
10. Lee T., Garlapati R.R., Lam K., Lee P.V., Chung Y.S., Choi J.B., Vincent T.B., Das De S. (2010) Fast tool evaluation of iliac crest tissue elastic properties using the reduced-basis methods. *Journal of Biomechanical Engineering*. 132. Article 121009. pp. 1–8. doi: 10.1115/1.4001254
11. Xi L., Barbieri E., Wang P., Wu W., Gupta H. (2021) Separating effects of bone-quality changes at multiple scales in steroid-induced osteoporosis: Combining multiscale experimental and modelling approaches. *Mechanics of Materials*. 157. Article 103821. pp. 1–15. doi: 10.1016/j.mechmat.2021.103821
12. Lovrenić-Jugović M., Tonković Z., Skozrit I. (2020) Experimental and numerical investigation of cyclic creep and recovery behavior of bovine cortical bone. *Mechanics of Materials*. 146. Article 103407. pp. 1–14. doi: 10.1016/j.mechmat.2020.103407
13. Lubarda V.A., Novitskaya E.E., Kittrick J.Mc., Bodde S.G., Chen P.Y. (2012) Elastic properties of cancellous bone in terms of elastic properties of its mineral and protein phases with application to their osteoporotic degradation. *Mechanics of Materials*. 44. pp. 139–150. doi: 10.1016/j.mechmat.2011.06.005
14. Belov N.N., Yugov N.T., Ishchenko A.N., Afanas'eva S.A., Habibulin M.V., Yugov A.A., Stukanov A.L. (2010) Matematicheskoe modelirovanie razrusheniya kostnoy tkani pri dinamicheskom nagruzenii [Mathematical modeling of bone tissue destruction under dynamic loading]. *Vestnik Tomskogo gosudarstvennogo universiteta. Matematika i mekhanika – Tomsk State University Journal of Mathematics and Mechanics*. 2(10). pp. 28–37.
15. Kolmakova T.V. (2016) Computer-aided study of the mechanical behavior of the jaw bone fragments under uniaxial compression. *AIP Conference Proceedings*. 1760. Article 020030. pp. 1–4. doi: 10.1063/1.4960249
16. Kolmakova T. (2015) Computer modeling of the structure of the cortical and trabecular bone tissue. *AIP Conference Proceedings*. 1683. Article 020087. pp. 1–4. doi: 10.1063/1.4932777

17. Lastovkina Y.N., Kolmakova T.V. (2016) Computer modelling of the microstructure of the trabecular bone fragments for the study of stress-strain state. *Journal of Physics: Conference Series*. 769. Article 012020. pp. 1–4. doi: 10.1088/1742-6596/769/1/012020
18. Marchenko E.S., Chaykovskaya T.V. (2023) Issledovanie napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya gubchatoy kostnoy tkani pri odnoosnom szhatii [A study of the stress–strain state of cancellous bone tissue under uniaxial compression]. *Vestnik Tomskogo gosudarstvennogo universiteta. Matematika i mekhanika – Tomsk State University Journal of Mathematics and Mechanics*. 83. pp. 127–142. doi: 10.17223/19988621/83/11
19. Christensen R.M. (1979) *Mechanics of Composite Materials*. New York: Wiley.
20. Kolmakova T.V. (2013) *Modelirovanie struktury, raschyot napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya, mekhanicheskikh svoystv kostnykh tkaney i upravlenie kharakteristikami osteo-implantatov* [Modeling of the structure, calculation of the stress–strain state and mechanical properties of bone tissue samples, and controlling of characteristics of osteoimplants]. Dissertation. Tomsk State University. Tomsk.
21. Figurska M. (2007) Struktura kompaktnoy kostnoy tkani [The structure of compact bone tissue]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki – Russian Journal of Biomechanics*. 11(3). pp. 28–38.
22. Fedida R., Yosibash Z., Milgrom C., Joskowicz L. (2005) Femur mechanical simulation using high-order FE analysis with continuous mechanical properties. *Proceedings of the 2nd International Conference on Computational Bioengineering; Lisbon, Portugal*.

Сведения об авторе:

Чайковская Татьяна Витальевна – доктор физико-математических наук, профессор кафедры прочности и проектирования физико-технического факультета Томского государственного университета (Томск, Россия). E-mail: kolmakova@ftf.tsu.ru

Information about the author:

Chaykovskaya Tat'yana V. (Doctor of Physics and Mathematics, Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation). E-mail: kolmakova@ftf.tsu.ru

Статья поступила в редакцию 30.01.2024; принята к публикации 03.06.2024

The article was submitted 30.01.2024; accepted for publication 03.06.2024