

УДК 620.22:620.17; 538.951-405

ЧИСЛЕННЫЙ РАСЧЕТ МОДУЛЯ ЮНГА БИОКОМПОЗИТА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ**¹Рубштейн А.П., ¹Яковенкова Л.И., ²Медведева Д.С., ¹Владимиров А.Б.,
¹Плотников С.А., ³Макарова Э.Б.**¹*ФГБУН институт физики металлов имени М.Н. Михеева Уральского отделения
Российской академии наук, Екатеринбург, e-mail: rubshtein@imp.uran.ru;*²*ГОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России
Б.Н. Ельцина», Екатеринбург;*³*ФГБУ «УНИИТО им. В.Д. Чаклина», Екатеринбург*

Проведен численный расчет эффективных упругих модулей биокomпозитов, состоящих из титановой матрицы различной пористости (0,3, 0,4 и 0,5) и костной ткани. Для расчетов использованы полидисперсная модель частиц и трехфазная модель. Зависимость упругих характеристик биологической компоненты от времени формирования композита представлена через кинетику изменения ее прочности (экспериментальные данные). Для расчетных модулей титановой матрицы введены поправочные коэффициенты с учетом экспериментально измеренных. Проведен сравнительный анализ расчетных и экспериментальных временных зависимостей модуля Юнга биокomпозитов. Расчетные значения коррелируют с экспериментально полученными величинами при изменении модуля Юнга биологической компоненты от 5 до 20 ГПа. Показано, что численные расчеты с использованием трехфазной модели можно использовать для прогнозирования свойств биокomпозитов на основе пористого металла.

Ключевые слова: численный расчет, модуль Юнга, биокomпозит, пористый титан, костная ткань**NUMERICAL CALCULATION OF YOUNG'S MODULUS OF BIOCOMPOSITES USING EXPERIMENTAL DATA****¹Rubshtein A.P., ¹Yakovenkova L.I., ²Medvedeva D.S., ¹Vladimirov A.B.,
¹Plotnikov S.A., ³Makarova E.B.**¹*M.N. Mikheev Institute of Metal Physics Ural Branch of Russian Academy of Sciences,
Ekaterinburg, e-mail: rubshtein@imp.uran.ru;*²*Ural Federal University named after the first President of Russia Boris Yeltsin, Ekaterinburg;*³*V.D. Chaklin Ural Scientific & Research Institute of Traumatology and Orthopaedics, Ekaterinburg*

The numerical calculation of effective elastic modulus of biocomposites consisting of titanium matrix of varying porosity (0.3, 0.4 and 0.5) and bone was conducted. The model of composite particles and the three-phase model were used for numerical calculations. The time dependence of the elastic properties of biological component is represented through the kinetic of the bone strength change (experimental data). Correction factors were applied for the calculated values of modulus. Correction factors were calculated using experimental data. A comparative analysis of the calculated and experimental time dependences of the Young's modulus of biocomposites was carried out. The calculated values are in a good agreement with the experimentally obtained values when changing the Young's modulus of the biological component from 5 to 20 GPa. It is shown that the numerical calculation using the three-phase model can be used for predicting properties of biocomposites based on porous metal.

Keywords: numerical calculations, Young's modulus, biocomposite, porous titanium, bone

В качестве материалов для имплантатов ортопедического профиля традиционно используют металлы и их сплавы. Наибольшее распространение получили чистый титан и его сплавы, т.к. наряду с превосходной биосовместимостью, они имеют высокое соотношение прочность-вес, низкий модуль упругости, менее подвержены усталостному разрушению [4]. Однако имплантаты ортопедического профиля из монолитных сплавов по механическим характеристикам не соответствуют окружающей костной ткани. Это несоответствие нарушает нормальное функционирование прилегающей ткани, что может вызвать ее резорбцию, инфицирование. Кроме того, для хорошей свя-

зи между костью и имплантатом его поверхность должна иметь вполне определенную геометрию. Поэтому открыто – ячеистые пористые металлы являются перспективным материалом для травматологии и ортопедии [5]. Их модуль упругости может приближаться к модулю упругости кости, а поверхность имеет открытые каналы для врастания костной ткани. Кроме того, такие материалы можно рассматривать как трехмерные скэффолды, которые могут быть носителями стимуляторов остеогенеза и антибиотиков.

При длительном контакте пористых металлов с костной тканью образуется биокomпозит, эффективные механические

свойства которого зависят от свойств его компонент – пористой матрицы и костной ткани. При этом свойства костной ткани меняются со временем: чем дольше пористый металлический имплантат находится в контакте с костью реципиента, тем более зрелая костная ткань заполняет его поры [2]. Соответственно и механические свойства биокомпозита будут претерпевать изменения до тех пор, пока поры имплантата не будут заполнены наиболее твердой компактной костью. Однако, экспериментальное исследование прочностных характеристик биокомпозитов является сложным, дорогостоящим и длительным процессом. Поэтому развитие численных методов моделирования упругого поведения гетерогенных структур актуальной задачей.

Цель настоящей работы заключалась в численной оценке модуля Юнга биокомпозитов с использованием известных моделей и экспериментальных данных по кинетике изменения биологической компоненты. Рассмотрены биокомпозиты, в состав которых входит титан с объемной долей пор 0,3, 0,4 и 0,5 и костная ткань с модулем Юнга от 5 до 20 ГПа. Оценка применимости предложенной методики расчетов для прогнозирования свойств биокомпозитов сделана на основе сравнительного анализа расчетных и экспериментальных зависимостей модуля Юнга биокомпозитов от времени их формирования.

Материалы и методы исследования

Титановые имплантаты с пористостью 0,3, 0,4 и 0,5 (доля общего объема имплантата) получены методом прессования гранул титана губчатого с последующим вакуумным отжигом и нанесением на их поверхность пленки алмазоподобного углерода толщиной 30-50 нм. Открытые взаимосвязанные поры размером от нескольких до нескольких сотен микрон *in vitro* насыщались аутологичными клетка-

ми костного мозга [6-7, 9]. Клиновидные имплантаты внедряли в мышелки большеберцовой и бедренной кости овец сроком на 8, 24 и 52 недели. Клиновидная форма имплантатов позволила избежать применения дополнительных пластин для их фиксации в костном дефекте. По истечении каждого срока имплантаты с вросшей костной тканью (биокомпозиты) вырезались из кости, и подвергались испытанию на сжатие на универсальной испытательной машине INSTRON. По диаграммам напряжение-деформация вычислялся модуль Юнга биокомпозита.

Расчет упругих характеристик биокомпозита проведен с использованием метода конечных элементов. Для описания напряженно-деформированного состояния биокомпозита использованы модули объемной деформации и сдвига, которые между собой однозначно функционально связаны [3].

Объемный модуль k , модуль сдвига μ , модуль Юнга E и коэффициент Пуассона ν в линейной теории упругости связаны между собой соотношениями:

$$k = \frac{E}{3(1-2\nu)}, \quad (1)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}, \quad (2)$$

$$E = \frac{9k\mu}{3k + \mu}. \quad (3)$$

Ранее авторами был проведен расчет упругих характеристик биокомпозита пористый титан (пористость 0,4) – костная ткань с использованием полидисперсной модели составных частиц [1, 6], в которой гетерогенная структура рассматривается как непрерывная среда, образованная составными частицами различного размера (рис. 1, а). Для каждой составной частицы независимо от ее абсолютного размера отношение радиусов включения и внешней сферы принимается постоянным ($a/b = \text{const}$). Решение уравнения равновесия, при условиях непрерывности $r = b$ $u_{rl} = u_{rm}$ $\sigma_{rl} = \sigma_{rm}$ (где u – перемещение, σ – напряжение, индекс l относится к включению, индекс M – матрице) вместе с граничными условиями $r = b$, $\sigma_{rr} = p$, позволяет найти эффективный объемный модуль k^* (Ур.4) и эффективный модуль сдвига μ^* (Ур.5) композита.

$$k_{BK}^* = k_{ПТ}^* + \frac{C(k_{КТ} - k_{ПТ}^*)}{1 + (1-C) \left[(k_{КТ} - k_{ПТ}^*) / (k_{ПТ}^* + \frac{4}{3}\mu_{ПТ}^*) \right]} \quad (4)$$

$$\mu_{BK}^* = \mu_{КТ} - \frac{(1 - \mu_{ПТ}^* / \mu_{КТ}) \left[7 - 5\nu_{ПТ} + 2(4 - 5\nu_{ПТ})\mu_{КТ} / \mu_{ПТ}^* \right]}{15(1 - \nu_{ПТ})} (1-C)\mu_{КТ} \quad (5)$$

где C – объемная доля включений или пористость, индекс БК означает биокомпозит, ПТ – пористый титан, КТ – костная ткань.

Эта модель дает разумные результаты для реальных систем. Однако рассчитанные из Ур.5 модули сдвига композитов не совпадают с экспериментально измеренными, за исключением очень малых и очень больших долей включений. Кроме того, применение этой модели ограничено для композитов, в которых модули сдвига матрицы и включения имеют сильно отличающиеся модули сдвига [1]. Наши расчеты мо-

дуля Юнга биокомпозита, состоящего из пористого титана ($C = 0,4$) и костной ткани, модули сдвига которых отличаются в 4-5 раз, также показали некоторое расхождение с экспериментальными данными [6].

Для более точной оценки модуля сдвига необходим другой подход. Разумное приближение к решению этой проблемы найдено в трехфазной модели [6]. В трехфазной модели рассматривается одна составная сферическая частица, которая окружена эквивалентной гомогенной средой (рис. 1б). Включение образовано двумя фазами, поэтому в отличие от

полидисперсной модели однородное деформированное состояние не реализуется. В трехфазной модели эффективные свойства композита определяются через равенство энергии, а именно, энергия деформирования составной частицы и эффективной гомогенной среды одинакова при равенстве осредненных деформаций. При этом эффективные объемные модули упругости k^* для полидисперсной и трехфазной моделей идентичны. Модуль сдвига биокompозита в трехфазной модели находится из Ур.(6):

$$A \left(\frac{\mu_{\text{БК}}^*}{\mu_{\text{ПТ}}} \right)^2 + 2B \left(\frac{\mu_{\text{БК}}^*}{\mu_{\text{ПТ}}} \right) + D = 0 \quad (6)$$

где коэффициенты А, В и D зависят от $\mu_{\text{ТР}}$, $\nu_{\text{ПТ}}$, $\mu_{\text{КТ}}$, $\nu_{\text{КТ}}$ и объемной доли включений С [1].

Эффективные модули пористого титана $k_{\text{ПТ}}^*$ и $\mu_{\text{ПТ}}^*$ могут быть найдены из Ур. (4-5) при условии, что

в его порах отсутствуют какие-либо включения. Из Ур. (3) можно найти эффективный модуль Юнга $E_{\text{ПТ}}^*$. Значения $E_{\text{ПТ}}^{0,3*}$, $E_{\text{ПТ}}^{0,4*}$ и $E_{\text{ПТ}}^{0,5*}$ (где верхние индексы 0,3, 0,4 и 0,5 означают пористость) превысили экспериментально полученные $E_{\text{ПТ}}^{0,3 \text{ эксп}}$, $E_{\text{ПТ}}^{0,4 \text{ эксп}}$ и $E_{\text{ПТ}}^{0,5 \text{ эксп}}$ более чем на порядок. Анализ литературных данных показал, что независимо от способа получения пористого титана, значения $E_{\text{ПТ}}^{\text{эксп}}$ существенно ниже расчетных с использованием различных моделей [8]. Следовательно, для расчета эффективных характеристик биокompозита на основе пористого металла необходимо вводить поправочные коэффициенты.

Поправочные коэффициенты λ и γ вычисляются из следующих соотношений: $\lambda = k_{\text{ПТ}}^* / k_{\text{ПТ}}^{\text{эксп}}$ и $\gamma = \mu_{\text{ПТ}}^* / \mu_{\text{ПТ}}^{\text{эксп}}$. Коэффициент Пуассона ν определяется из соотношения:

$$\nu_{\text{ПТ}} = 0,5 - \frac{(1 - C^{2/3})^{1,21}}{4 \left((1-s) \frac{(3-5C)(1-C)}{2(3-5C)(1-2\nu_{\text{ПТ}}) + 3C(1-\nu_{\text{ПТ}})} + s \frac{1-C}{3(1-\nu_{\text{ПТ}})} \right)} \quad (6)$$

где С – пористость, $s = \frac{1}{1 + e^{-100(C-0,4)}}$.

Расчетные значения λ , γ и ν представлены в табл. 1.

Таблица 1
Поправочные коэффициенты
для $k_{\text{ПТ}}^*$, $\mu_{\text{ПТ}}^*$ и коэффициент Пуассона

Пористость	λ	γ	ν
0,3	0,062	0,119	0,30
0,4	0,054	0,107	0,23
0,5	0,011	0,021	0,16

Биологическая компонента, заполняя все поры, с течением времени претерпевает изменения [2]. За-

висимость относительного предела прочности костной ткани от времени ее формирования (t) описывается полиномом второй степени [6]:

$$\sigma_{\text{КТ}}^{\text{отн}} = 0,56 + 0,014t - 0,0001t^2 \quad (7)$$

В биокompозите костная ткань является включением. Кинетику изменения ее модуля Юнга можно представить как $E_{\text{КТ}}(t) = B \cdot \sigma_{\text{КТ}}^{\text{отн}}(t)$, где В – модуль Юнга кости. Решение системы Ур. (1-3) дает зависимости $k_{\text{КТ}}(t)$ и $\mu_{\text{КТ}}(t)$.

Временные зависимости эффективных модулей биокompозита $k_{\text{БК}}^*(t)$ и $\mu_{\text{БК}}^*(t)$ в модели составных частиц рассчитываются из Ур. (4-5), в трехфазной – из Ур. (4, 6). Матрица в биокompозите – пористый титан с эффективными модулями $\lambda k_{\text{ПТ}}^*$, $\gamma \mu_{\text{ПТ}}^*$, включение – костная ткань с модулями $k_{\text{КТ}}(t)$, $\mu_{\text{КТ}}(t)$. Зависимость $E_{\text{БК}}^*(t)$ получают из Ур. (3).

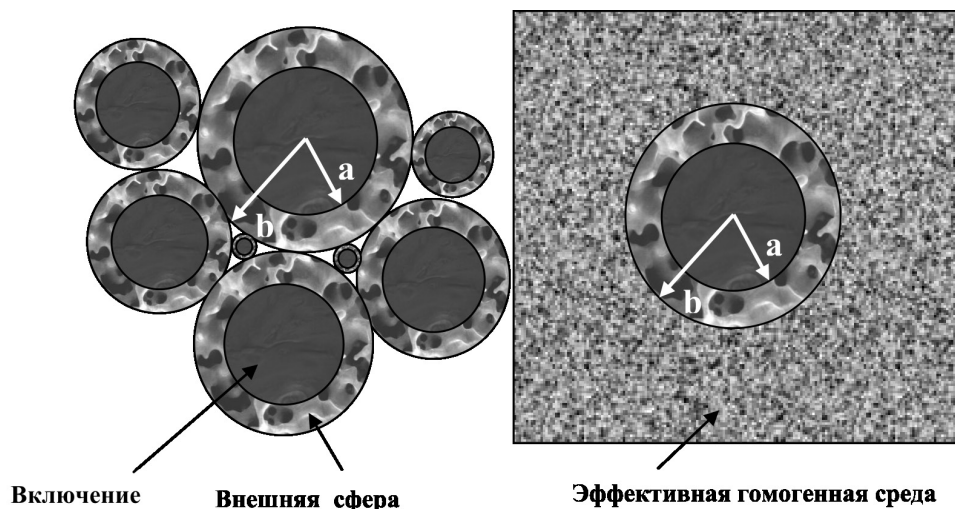


Рис. 1. Полидисперсная модель (а) и трехфазная модель (б)

Результаты исследования и их обсуждение

Экспериментальные зависимости модуля Юнга биокompозитов от времени их формирования представлены на рис. 2. Биокompозиты формировались при остеоинтеграции пористого титана с объемной долей пор 0,3 (рис. 2, а), 0,4 (рис. 2, б) и 0,5 (рис. 2, в). Значения при $t = 0$ ($E_{ПТ}^{0,3 \text{ эксп}}$, $E_{ПТ}^{0,4 \text{ эксп}}$ и $E_{ПТ}^{0,5 \text{ эксп}}$) соответствуют модулю Юнга пористого титана, не содержащего включения. Через четыре недели формирования биокompозита его модуль Юнга не отличаются от модуля Юнга исходного пористого титана. К восьми неделям происходит незначительное увеличение $E_{БК}^{0,4 \text{ эксп}}$ (рис. 2, б) и $E_{БК}^{0,5 \text{ эксп}}$ (рис. 2, в). В то же время $E_{БК}^{0,3 \text{ эксп}}$ возрастает в $\sim 1,5$ раза по сравнению с $E_{ПТ}^{0,3 \text{ эксп}}$ (рис. 2, а). Аналогичная тенденция наблюдается до 24 недель остеоинтеграции:

$$\Delta E_{БК}^{0,3 \text{ эксп}} > \Delta E_{БК}^{0,5 \text{ эксп}} > \Delta E_{БК}^{0,4 \text{ эксп}},$$

где $\Delta E_{БК}^{С \text{ эксп}} = \frac{E_{БК}^{С \text{ эксп}} - E_{ПТ}^{С \text{ эксп}}}{E_{ПТ}^{С \text{ эксп}}}$, C – пористость.

В интервале от 24 до 52 недель меньше всего прирастает $E_{БК}^{0,3 \text{ эксп}}$: $\Delta E_{БК}^{0,5 \text{ эксп}} > \Delta E_{БК}^{0,4 \text{ эксп}} > \Delta E_{БК}^{0,3 \text{ эксп}}$, т.е. наблюдается прямая зависимость изменения модуля Юнга от объема вросшей ткани.

Изменение механических свойств биокompозита при остеоинтеграции является следствием трансформации биологической

компоненты, т.к. титановая матрица стационарна. Биологическая компонента – это образующаяся в имплантате костная ткань, прочность которой определяется, в основном, минеральной фазой, входящей в ее структуру [2]. Т.е. механические свойства биокompозита должны определяться как качеством (зрелостью) новообразованной костной ткани, так и ее объемом. В численных расчетах упругих модулей биокompозита качество костной ткани выражено через зависимость $E_{КТ}(t) = B \cdot \sigma_{КТ}^{\text{отн}}(t)$, где B изменяется в интервале от 5 до 20 ГПа, а ее объем – через пористость C в Ур. (4-6).

Экспериментальные ($E_{БК}^{С \text{ эксп}}(t)$) и расчетные ($E_{БК}^{С*}(t)$) зависимости для биокompозитов на основе пористого титана с $C = 0,3, 0,4$ и $0,5$ показаны на рис. 3. Расчеты были выполнены с использованием модели I (полидисперсная модель МI) и модели II (трехфазная модель МII) при значениях модуля Юнга костной ткани: $B = 5, 10, 15$ и 20 ГПа. До 24 недель расчеты по модели I согласуются с экспериментальными данными при условии формирования костной ткани с модулем Юнга от 5 до 15 ГПа. При $t > 24$ наблюдается довольно большое отличие между расчетными и экспериментальными значениями ($E_{БК}^{* \text{ МI}} < E_{БК}^{\text{эксп}}$) даже при формировании компактной костной ткани. Расчет модуля Юнга биокompозитов по модели II дает более хорошую корреляцию расчетных и экспериментальных зависимостей.

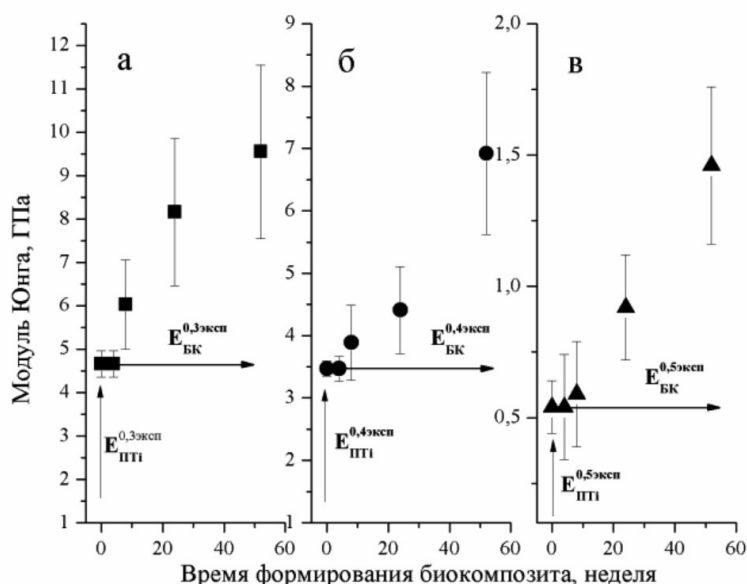


Рис. 2. Зависимости модуля Юнга биокompозита от времени его формирования.
а – биокompозит на основе титана пористостью 0,3; б – пористостью 0,4; в – пористостью 0,5

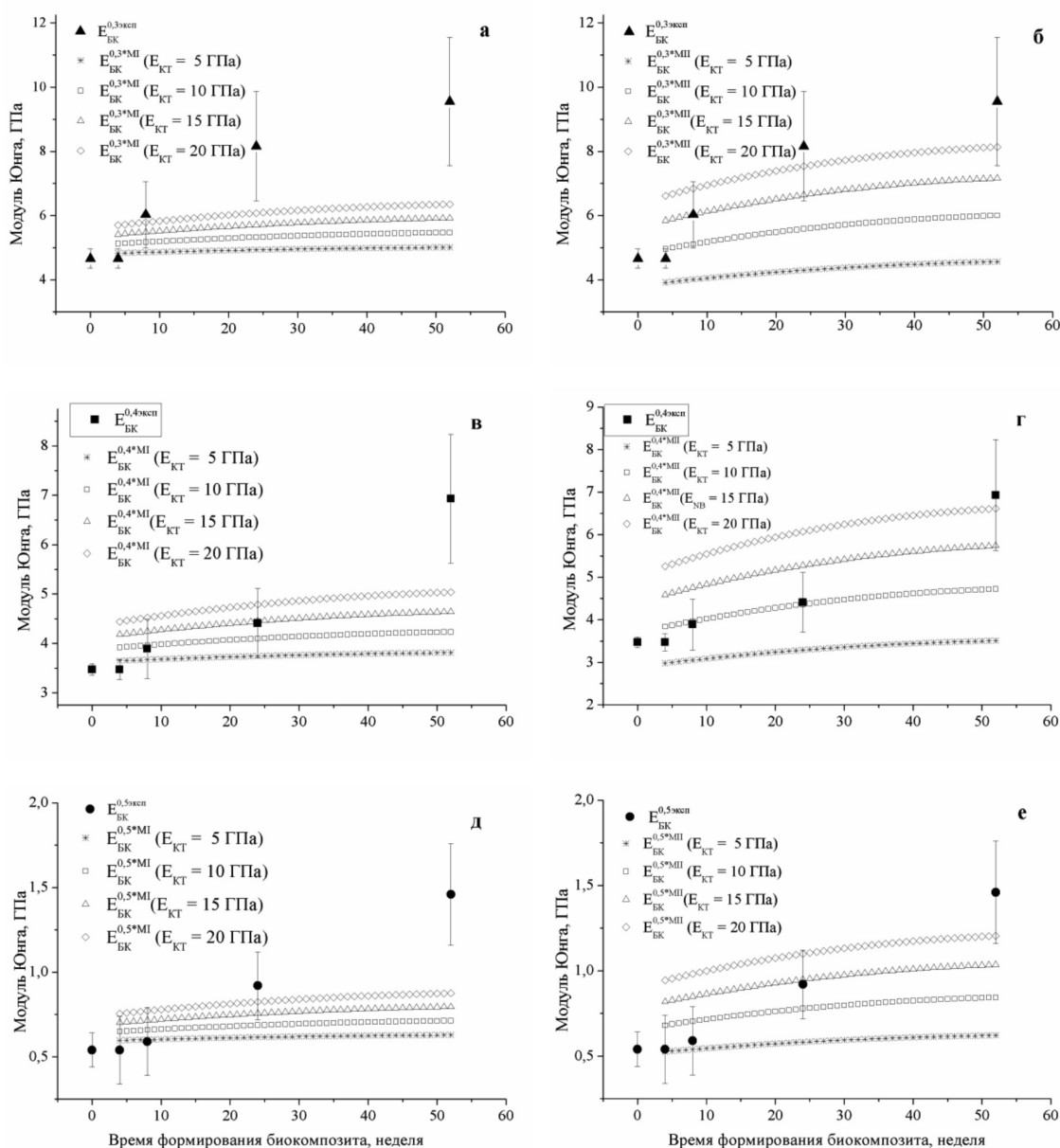


Рис. 3. Экспериментальные и расчетные зависимости модуля Юнга биокомпозита на основе титана пористостью 0,3 (а,б), 0,4 (в,г) и 0,5 (д,е). МП означает, что расчеты сделаны по модели I, МП – по модели II

Экспериментально измеренные значения $E_{\text{БК}}^{\text{Сэксп}}$, где С – пористость, лежат в области, заключенной между расчетными кривыми $E_{\text{БК}}^{\text{СМП}}(t)$ ($E_{\text{КТ}} = 5$ ГПа) и $E_{\text{БК}}^{\text{СМП}}(t)$ ($E_{\text{КТ}} = 20$ ГПа) (рис. 3). При этом в интервале от 4 до 24 недель экспериментальные значения Модуля Юнга хорошо согласуются с расчетными при условии заполнения пор костной тканью, имеющей модуль Юнга от 5 до 15 ГПа, в интервале от 24 до 52 недель – при условии заполнения пор костной тканью, имеющей модуль Юнга от 10 до 20 ГПа.

До 24 недель формирования биокомпозита костная ткань, заполняющая поры, близка по составу к губчатой, т.е. $E_{\text{КТ}} = (3-5)$ ГПа, что сравнимо с $E_{\text{ПТИ}}^{0,3\text{эксп}}$ и $E_{\text{ПТИ}}^{0,4\text{эксп}}$. После 24 недель костная ткань в порах по свойствам начинает приближаться к компактной с модулем Юнга до 20 ГПа, что в несколько раз превышает $E_{\text{ПТИ}}^{0,3\text{эксп}}$, $E_{\text{ПТИ}}^{0,4\text{эксп}}$ и $E_{\text{ПТИ}}^{0,5\text{эксп}}$. При большом отличии модуля сдвига матрицы и включения расчеты по модели II лучше согласуются с экспериментом.

Расчетные ($\Delta E_{\text{БК}}^*$) и экспериментальные ($\Delta E_{\text{БК}}^{\text{эксп}}$) значения относительного изменения

модуля Юнга биокompозитов представлены в табл. 2. ΔE_{BK}^* и $\Delta E_{BK}^{эксп}$ при $t = 8$ недель сопоставимы по величине при использовании обеих моделей. Однако для биокompозита с $C = 0,3$ $\Delta E_{BK}^{0,3*}$ и $\Delta E_{BK}^{0,3эксп}$ имеют близкие значения только при $B = 15$ ГПа (модель II) и $B = 20$ ГПа (модель I). Маловероятно, что к 8 неделям в порах имплантата образуется костная ткань близкая к компактной [2]. Можно предположить, что увеличение модуля Юнга на 28% при $C = 0,3$ связано с заполнением каналов в структурообразующих губчатых гранулах. С одной стороны, при $C = 0,3$ мы имеем матрицу с максимальным содержанием титановой фракции, с другой стороны, эта матрица не имеет протяженных сквозных каналов как при $C = 0,4$ и $0,5$. Вероятно, такая структура создает наиболее благоприятные условия для формирования кости не только в порах между гранулами, но и каналах, уходящих вглубь гранул. При $t = 24$ и 52 недели во всех случаях хороший результат получен при расчетах с использованием модели II.

Таблица 2

Расчетные и экспериментальные изменения модуля Юнга биокompозитов

Срок, неделя		Мо- дель	ΔE* _{БК} , %				ΔE _{ЭКСП} БК, %
			В, ГПа				
			5	10	15	20	
8	ΔE ^{0,3} _{БК}	I	3	10	17	23	28
	ΔE ^{0,3} _{БК}	II	2	10	30	48	
	ΔE ^{0,4} _{БК}	I	9	28	37	46	12
	ΔE ^{0,4} _{БК}	II	5	15	38	58	
	ΔE ^{0,5} _{БК}	I	7	18	28	38	9
	ΔE ^{0,5} _{БК}	II	4	26	52	75	
24	ΔE ^{0,3} _{БК}	I	5	13	22	29	74
	ΔE ^{0,3} _{БК}	II	7	21	43	63	
	ΔE ^{0,4} _{БК}	I	12	34	45	57	27
	ΔE ^{0,4} _{БК}	II	5	26	52	75	
	ΔE ^{0,5} _{БК}	I	10	23	35	47	70
52	ΔE ^{0,5} _{БК}	II	4	39	69	96	
	ΔE ^{0,3} _{БК}	I	7	17	26	35	104
	ΔE ^{0,3} _{БК}	II	17	30	55	76	
	ΔE ^{0,4} _{БК}	I	10	23	37	48	99
	ΔE ^{0,4} _{БК}	II	11	36	65	91	
	ΔE ^{0,5} _{БК}	I	12	27	42	56	170
	ΔE ^{0,5} _{БК}	II	11	51	85	115	

Таким образом, использование экспериментальных данных по свойствам отдельных составляющих композита (металличе-

ской матрицы и биологической компоненты) в модельных расчетах модуля Юнга, дает возможность прогнозировать кинетику изменения свойств биокompозитов.

Заключение

Предложен алгоритм расчета зависимости модуля Юнга биокompозита от времени его формирования (4 – 52 недели). В расчеты заложено использование упругих характеристик металлической матрицы и кинетики изменения прочностных свойств костной ткани. Расчеты проведены для композитов на базе пористого титана с объемной долей пор 0,3, 0,4 и 0,5 с использованием двух моделей (полидисперсной и трехфазной). Расчетные зависимости сопоставлены с экспериментальными. Показано, что расчетные значения модуля Юнга биокompозитов коррелируют с экспериментально полученными величинами при варьировании модуля Юнга биологической компоненты от 5 до 20 ГПа. Это отражает реальный процесс остеointеграции пористых металлов, когда качество новообразованной костной ткани определяется временем контакта имплантата с мате-ринским ложем. Подтверждено, что трехфазная модель более пригодна для композитов, фазовые составляющие которых сильно отличаются по упругим свойствам. Расчеты по этой модели могут быть использованы для прогнозирования свойств биокompозитов.

Работа выполнена в рамках государственного задания ФАНО России (тема «Спин», № 01201463330 и Деформация, № 01201463327) и при частичной поддержке УрО РАН, проект № 15-9-2-12.

Список литературы

1. Кристенсен Р. Введение в механику композитов. – М.: Мир, 1982. – 334 с.
2. Рубштейн А.П., Макарова Э.Б., Трахтенберг И.Ш., Захаров Ю.М. Биоимплантаты на основе пористого титана с алмазоподобными пленками для замещения костной ткани. – Екатеринбург: РИО УрО РАН, 2012. – 137 с.
3. Рудской А.И., Рыбин Ю.И., Цеменко В.Н. Теория и моделирование процессов деформирования порошковых и пористых материалов. – СПб.: Наука, 2012. – 416 с.
4. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. – М.: Техносфера, 2007. – 304 с.
5. Lewis G. Properties of open-cell porous metals and alloys for orthopaedic applications // J. of Materials Science: Medical Materials, 2013. – V. 24. – P. 2293–2325.
6. Rubshtein A.P., Makarova E.B., Rinkevich A.B., Medvedeva D.S., Yakovenkova L.I., Vladimirov A.B. Elastic properties of a porous titanium-bone tissue composite // Materials Science and Engineering C, 2015. – V. 52. – P. 54–60.
7. Rubshtein A.P., Trakhtenberg I.Sh., Makarova E.B., Triphonova E.B., Bliznets D.G., Yakovenkova L.I., Vladimirov A.B. Porous material based on spongy titanium granules: structure, mechanical properties and osseointegration // Materials Science and Engineering C, 2014. – V. 35. – P. 363–369.
8. Shen H., Brinston L.C. A numerical investigation of porous titanium as orthopedic implant material // Mechanics of Materials, 2011. – V. 43. – P. 420–430.
9. Trakhtenberg I.Sh., Borisov A.B., Novozhonov V.I., Rubshtein A.P., Vladimirov A.B., Osipenko A.V., Mukhachev V.A., Makarova E.B. Mechanical properties and the structure of porous titanium obtained by sintering compacted titanium sponge // Physics of Metals and Metallography, 2007. – V. 105. – P. 92–97.