

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ
РОССИЙСКИЙ ФОНД ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ
НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТОМСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
НИИ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ И МЕХАНИКИ ТОМСКОГО УНИВЕРСИТЕТА
ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ФАКУЛЬТЕТ
СОВЕТ МОЛОДЫХ УЧЁНЫХ ТГУ



**VI Международная молодежная научная конференция
«Актуальные проблемы современной механики
сплошных сред и небесной механики»**

16–18 ноября 2016 г., Томск



Издательство Томского университета
2017

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КЕРАМИЧЕСКОГО БИОКОМПОЗИТА НА ОСНОВЕ ЧИСЛЕННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ**В.А. Микушина, И.Ю. Смолин, Ю.Н. Сидоренко**

Проведено численное моделирование биокompозита «керамика на основе ZrO_2 – кортикальная костная ткань» с использованием многоуровневого подхода. Определены механические характеристики керамического биокompозита. Исследована эволюция законов распределения мезоскопических напряжений в компонентах биокompозита в процессе его деформирования с учетом накопления повреждений вплоть до выполнения критерия макропрочности.

PREDICTION OF MECHANICAL PROPERTIES OF CERAMIC BIOCOMPOSITE ON THE BASIS OF NUMERICAL MODELING**V.A. Mikushina, I.Yu. Smolin, Yu.N. Sidorenko**

Numerical simulation of biocomposite «ceramics based on ZrO_2 – cortical bone» using multilevel approach was performed. The mechanical properties of the ceramic biocomposite were determined. The evolution of the distributions of the mesoscopic stress in biocomposite components during the process of its deformation considering damage accumulation up to the fulfillment of the macrostrength criterion was investigated.

В настоящее время современная медицина использует новые материалы для производства более качественных изделий медицинской техники и разработки новых технологий. Например, в хирургической медицине могут использоваться изделия из керамических материалов для создания «заменителей» поврежденных или разрушенных тканей человеческого тела. Для создания костных протезов большой интерес проявляется к керамическим материалам на основе диоксида циркония, характеризующимся высокой прочностью, а также хорошей биосовместимостью с живыми тканями организма человека [1–3]. Успешность применения таких материалов в медицине, как и в других приложениях, во многом определяется полнотой информации об их механических и биологических свойствах. Для получения такой информации в настоящее время широко применяются методы компьютерного моделирования, корректность которых непосредственно зависит от качества компьютерных моделей биоматериалов.

Целью работы является численное изучение особенностей изменения параметров напряженно-деформированного состояния и поврежденности на мезоуровне в керамическом пористом биокompозите при механическом нагружении. Для достижения поставленной цели было проведено численное моделирование механического поведения биокompозита с учетом накопления повреждений.

Биокompозит представляет собой пористую керамику на основе диоксида циркония, заполненную кортикальной костной тканью. Пористая структура керамического имплантата описывается явным образом. При построении двухмерной геометрической модели поры были представлены круговыми включениями (рис. 1), которые хаотично размещены в пределах моделируемого объема с полидисперсным распределением по размерам. Считается, что поры заполнены костной тканью. В качестве представительного объема рассматривался объем, размеры которого в 15 раз превышали размеры наибольшей поры. Такой

размер соответствует обычным требованиям, предъявляемым к методикам исследования параметров структуры материала.

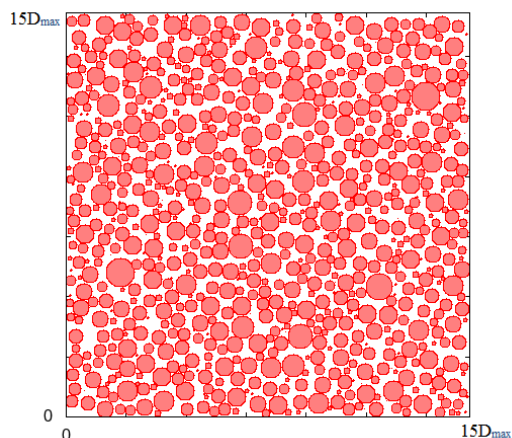


Рис. 1. Схематическое изображение модельной структуры биокompозита

Исследования проводились в рамках многоуровневого подхода к описанию механических свойств материалов. Расчет параметров напряженно-деформированного состояния объема биокompозита на мезоскопическом уровне производился с помощью метода конечных элементов [4] в двумерной постановке. Рассматривался случай статического одноосного нагружения и упругохрупкая модель материала. При выполнении критерия разрушения в элементарных объемах рассчитывался параметр поврежденности мезообъема для каждой компоненты композита [5].

Учитывая нелинейный характер задачи определения параметров напряженно-деформированного состояния на мезоуровне, она решалась при помощи метода пошагового нагружения, который позволяет свести решение нелинейной задачи к решению последовательности линейных задач. На каждом шаге задавалось приращение макроскопической деформации, равное 0,003 %. Полагалось, что при таком приращении допустимо решение задачи в линейной постановке. На каждом шаге по нагрузке в каждом объеме вычислялись поля мезоуровневых значений напряжений и деформаций, а также значения параметров повреждаемости керамики и кости.

В результате проведенных расчетов определялись параметры законов распределения эффективных значений напряжений и деформаций на мезоуровне в процессе нагружения материала, строилась диаграмма деформирования биокompозита. Исследована эволюция законов распределения мезоскопических напряжений в компонентах биокompозита в процессе деформирования композита с учетом накопления повреждений вплоть до выполнения критерия макропрочности.

На рис. 2 изображена диаграмма деформирования биокompозита «высокопористая керамика на основе ZrO_2 – кортикальная костная ткань». Как видно из рисунка, на начальном участке диаграммы имеется линейная связь между эффективными значениями напряжений и эффективными значениями деформации.

Начиная с деформации, равной 0,6 %, наблюдается нарушение линейной зависимости между значениями эффективных напряжений и значениями эффективных деформаций. Это объясняется тем, что при данном значении деформации в отдельных объемах мезоскопического уровня начинают выполняться условия локального повреждения. С ростом деформации эффект накопления повреждений

усиливается, в связи с этим наблюдается уменьшение угла наклона кривой деформирования, что означает снижение эффективного модуля упругости.

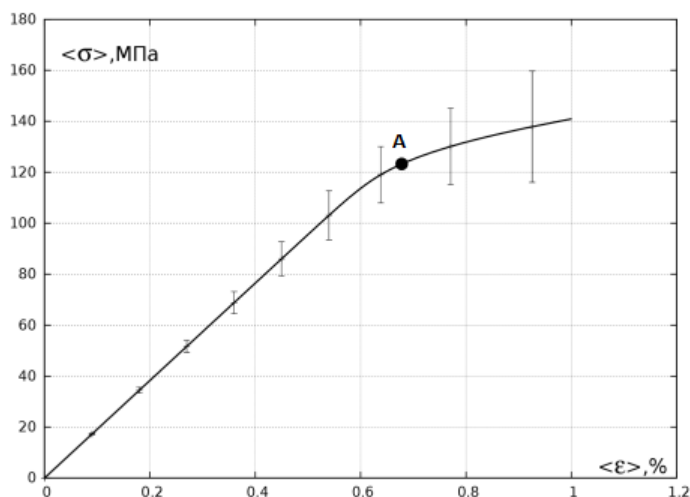


Рис. 2. Диаграмма деформирования биокompозита «керамика на основе ZrO_2 – кортикальная костная ткань»

Точка *A* на кривой деформирования соответствует значениям эффективных напряжений и деформаций, при которых отмечено выполнение перколяционного критерия макропрочности. При выбранных параметрах модели выполнение перколяционного критерия наблюдается при следующих значениях эффективных напряжений и деформаций: $\sigma_{eff}=124$ МПа, $\epsilon_{eff}=0,68$ %.

Исследовалась эволюция распределения компоненты тензора напряжений σ_y в пределах мезообъема. Результаты моделирования показали, что при макродеформациях, не превышающих значение 0,66 %, отсутствуют повреждения в материале, а при деформации, равной 0,7 %, отмечено образование соединительного кластера повреждений. В качестве характерных значений деформаций были выбраны следующие: 0,06; 0,3 % – упругая деформация, 0,66 % – начало процесса накопления повреждений, 0,72 % – образование соединительного кластера повреждений, 0,84 % – развитые повреждения по всем мезообъемам. Для данных значений деформации на рис. 3 показаны функции плотности распределения Вейбулла средних по мезообъему значений компоненты σ_y тензора напряжений для керамики и кортикальной кости.

Из представленных на рис. 3 данных видно, что для керамики и для костной ткани при увеличении деформации распределения Вейбулла смещаются в область более высоких напряжений. На начальном этапе нагружения размах распределения крайне мал, как видно из рисунка, что говорит об однородности полей напряжений. С ростом нагрузки размах увеличивается, что свидетельствует о возрастании неоднородности полей напряжений, и это объясняется накоплением повреждений и разными локальными значениями модуля упругости. При накоплении повреждений в левой части законов распределения напряжений в костной ткани появляются пороговые значения, отличные от нуля. До начала процесса накопления повреждений наблюдается подобие законов распределения напряжений для каждой компоненты композита. Подобие законов можно объяснить тем, что в отсутствие

накопления повреждений модули упругости компонент сохраняют свои значения и все напряжения с ростом деформации возрастают пропорционально друг другу.

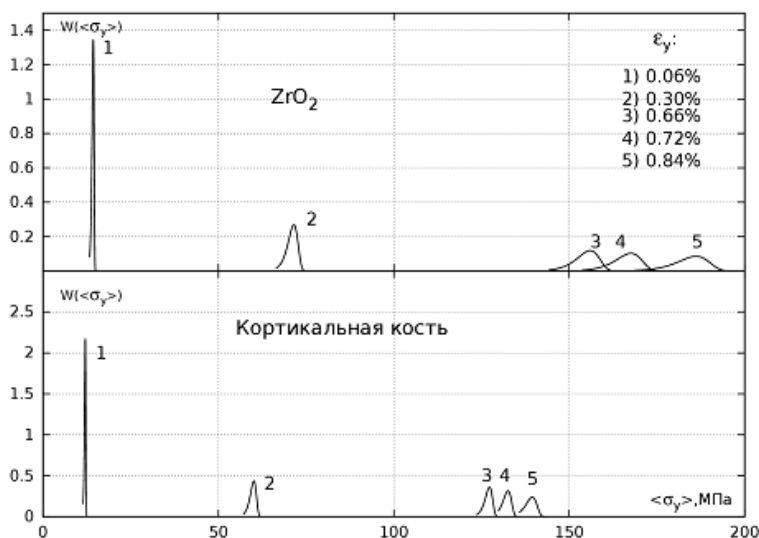


Рис. 3. Функции плотности распределения Вейбулла средних значений напряжений σ_y для керамики и кортикальной кости для разных значений эффективной деформации

Результаты исследования позволяют сделать следующие выводы:

- 1) распределения напряжений для разных значений деформаций в отсутствие повреждений являются подобными друг другу, но при этом с увеличением деформации растет размах распределения и уменьшается его амплитуда;
- 2) накопление повреждений оказывает влияние на вид законов распределения напряжений на мезоскопическом уровне, что проявляется в появлении порогового значения распределения напряжений, а также в существенном увеличении размаха распределения;
- 3) найдены предельные значения эффективных напряжений и деформаций, соответствующие перколяционному критерию прочности: $\sigma_{eff}=124$ МПа, $\epsilon_{eff}=0,68$ %.

Литература

1. Канюков В.Н., Стрекаловская А.Д., Килькинов В.И. Материалы для современной медицины: учеб. пособие. Оренбург: ГОУОГУ, 2004. 113 с.
2. Дубок В.А., Проценко В.В., Шинкарук А.В. и др. Новое поколение биоактивных керамик – особенности свойств и клинические результаты // Ортопед. травматол. и протезир. 2008. № 3. С. 91–95.
3. Михайлина Н.А., Подзорова Л.И., Румянцева М.Н. и др. Керамика на основе тетрагонального диоксида циркония для реставрационной стоматологии // Перспективные материалы. 2010. № 3. С. 44–48.
4. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов. М.: Мир, 1979. 392 с.
5. Советова Ю.В., Сидоренко Ю.Н., Скрипняк В.А. Многоуровневый подход к определению эффективных свойств композита с учетом повреждаемости // Физ. мезомех. 2013. Т. 16, № 5. С. 59–65.