

# **ТЕЗИСЫ ДОКЛАДОВ**

## **МЕЖДУНАРОДНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ**

**«Физическая мезомеханика.  
Материалы с многоуровневой иерархически  
организованной структурой и интеллектуальные  
производственные технологии»,**

посвященная 90-летию со дня рождения  
основателя и первого директора ИФПМ СО РАН  
**академика Виктора Евгеньевича Панина**

в рамках  
**Международного междисциплинарного симпозиума  
«Иерархические материалы: разработка и приложения  
для новых технологий и надежных конструкций»**

**5–9 октября 2020 года  
Томск, Россия**

Томск  
Издательство ТГУ  
2020

**ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ  
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПРИ ОДНООСНОМ СЖАТИИ/РАСТЯЖЕНИИ**

<sup>1,2</sup>Чирков А., <sup>1,2</sup>Еремина Г.М., <sup>1,2</sup>Смолин А.Ю., <sup>1</sup>Еремин М.О.

<sup>1</sup>*Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск*

<sup>2</sup>*НИ Томский государственный университет, Томск*

Дегенеративные заболевания и травмы опорно-двигательного аппарата, а также переломы существенно влияют на качество жизни человека. Наиболее распространенными заболеваниями в возрасте старше 45 лет являются остеоартрит и остеопороз, которые провоцируют повышение пористости, снижение прочности, изменение геометрической формы коленных тазобедренных и других суставов [1]. Данные заболевания способствуют образованию макродефектов (трещины) крупных элементов опорно-двигательного аппарата человека (таких как тазобедренный и коленный сустав). Было установлено, что механические стимулы способны вызывать дифференцировку и регенерацию костной и хрящевой ткани [2]. Механическую стимуляцию регенерации костных тканей проводят путем физических упражнений, внешнего низкоэнергетического воздействия посредством экстракорпоральной ударно-волновой терапии и ультразвуковой терапии. Кроме того, особенности физиологического состояния (возраст, болезни, травмы) пациента требует индивидуального подбора параметров низкоэнергетического акустического (механического) воздействия. Несмотря на имеющиеся результаты, локальные механические изменения в тканях вследствие низкоэнергетической акустической (механической) нагрузки остаются недостаточно понятными из-за ограничений экспериментальных исследований. Использование вычислительных (in-silico) методов может существенно помочь в выяснении механических основ регенерации костной и хрящевой ткани в условиях низкоэнергетического воздействия ударно-волнового и ультразвукового нагружения. Для численного исследования низкоэнергетического воздействия необходимо провести верификацию моделей материалов, применяемых для описания механического поведения биологических тканей.

В рамках проведенных исследований в данном проекте представлены результаты численного моделирования одноосного сжатия/растяжения модельного образца, состоящего из трехслойной композиции хрящевой, кортикальной и губчатой ткани. Для описания механического поведения биологических тканей применялась модель упругой среды, реализованной в ПКА, для описания механического поведения биологической ткани с учетом биологической жидкости применялась модель флюидонасыщенной среды, реализованной в методе подвижных (ПКА) [3] и гибридных клеточных автоматов (ГКА) [4]. В ПКА моделируемый материал рассматривается как ансамбль дискретных элементов (клеточных автоматов), взаимодействующих между собой по определенным правилам, позволяющим в рамках дискретного подхода описывать его деформационное поведение как изотропного упругопластического тела. Основу метода ГКА составляет декомпозиция решаемой задачи на две подзадачи: 1) описание механического поведения вмещающего твердого тела (каркаса) и 2) описание переноса жидкости в фильтрационном объеме, представленном системой взаимосвязанных каналов, пор, трещин и т.д.

Верификация моделей была выполнена методом изменения заданной дискретизации расчетной. На основе расчётных данных был проведён анализ сходимости упругих и прочностных свойств образцов с увеличением размера автомата при постоянном размере сторон модельного образца ( $n=l/d$ , где  $l$ -линейный размер сторон модельного образца,  $d$ -диаметр автомата). Для этого рассчитывались модули упругости на сжатие/растяжения и пределы текучести для каждого из образцов. Относительное отклонение расчётных пределов прочности  $\sigma_c$  всех образцов от заданного значения  $\sigma_0$  приведено на рис. 1. Относительное отклонение расчётных модулей упругости  $E_i$  всех образцов от модуля Юнга  $E$  приведено на рис. 2. Результаты анализа показали, что представительными (отклонение упругого модуля

### Секция 3. Компьютерное моделирование и дизайн материалов с иерархически организованной структурой

не превышало 5 %, отклонение предела текучести не превышало 4 %) можно считать образцы с размером основания не менее  $40l$ .

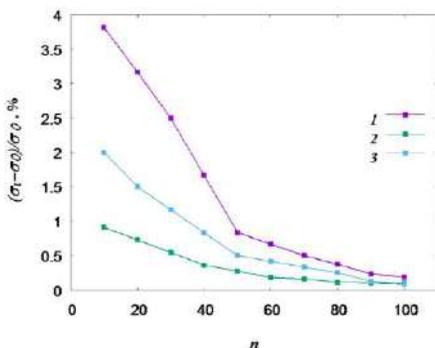


Рис. 1. Сходимость предела прочности для модельных образцов биологических тканей (1-губчатое вещество, 2-кортикальная ткань, 3-хрящ)

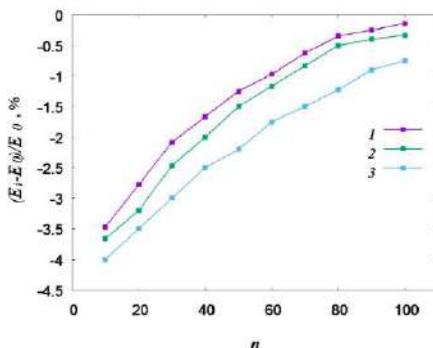


Рис. 2. Сходимость упругого модуля для модельных образцов биологических тканей (1-губчатое вещество, 2-кортикальная ткань, 3-хрящ)

В рамках упругой и пороупругой модели валидация моделей биологических тканей проводилась с данными полученные при моделировании континуальными методами. Далее на основе упругой и пороупругой модели исследовалась чувствительность модельных образцов к скорости нагружения.

Результаты моделирования показали, что зависимость извлекаемых эффективных характеристик от скорости нагружения имеет линейный монотонный характер (рис.2а), зависимость эффективных характеристик флюидонасыщенных модельных образцов биологических тканей имеет нелинейную зависимость.

По результатам численных исследований по верификации и валидации было установлено, что используемые для описания механического поведения модели упругой и пороупругой среды позволяют корректно описывать механическое поведения материалов в условиях внешнего динамического воздействия.

**Благодарность.** Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-08-00818.

1. Kruger M.J., Nell T.A. Bone mineral density in people living with HIV: a narrative review of the literature// AIDS Research and Therapy. 2017.V. 14(1). p. 35.
2. Rosa N., Simoes R., Magalhães F.D., Torres Marques A. From mechanical stimulus to bone formation: A review // Medical Engineering & Physics. 2015. V. 37 (8). P. 719-728.
3. Shilko E.V., Psakhie S.G., Schmauder S., Popov V.L., Astafurov S.V., Smolin A.Yu. Overcoming the limitations of distinct element method for multiscale modeling of materials with multimodal internal structure Computational Materials Science. 2015. V. 102. P. 267-285.
4. Shilko E.V., Dimaki A.V., Smolin A. Yu., Psakhie S.G. The determining influence of the competition between pore volume change and fluid filtration on the strength of permeable brittle solids. Procedia Structural Integrity. 2018. V. 13. P. 1508-1513.