ТЕЗИСЫ ДОКЛАДОВ

МЕЖДУНАРОДНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
«Физическая мезомеханика. Материалы с многоуровневой иерархически организованной структурой и интеллектуальные производственные технологии»

6–10 сентября 2021 г.
Томск, Россия

Томск – 2021
Издательство ТГУ

DOI: 10.17223/978-5-907442-03-0-2021-382

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ МОДЕЛЬНЫХ ОБРАЗЦОВ СУСТАВА ЭЛЕМЕНТАРНОЙ ФОРМЫ ПРИ УДАРНО-ВОЛНОВОМ НАГРУЖЕНИИ

[1]Чирков А.О., [2]Еремина Г.М., [2]Смолин А.Ю., [2]Еремин М.О.
[1]Томский государственный университет, Томск
[2]Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск

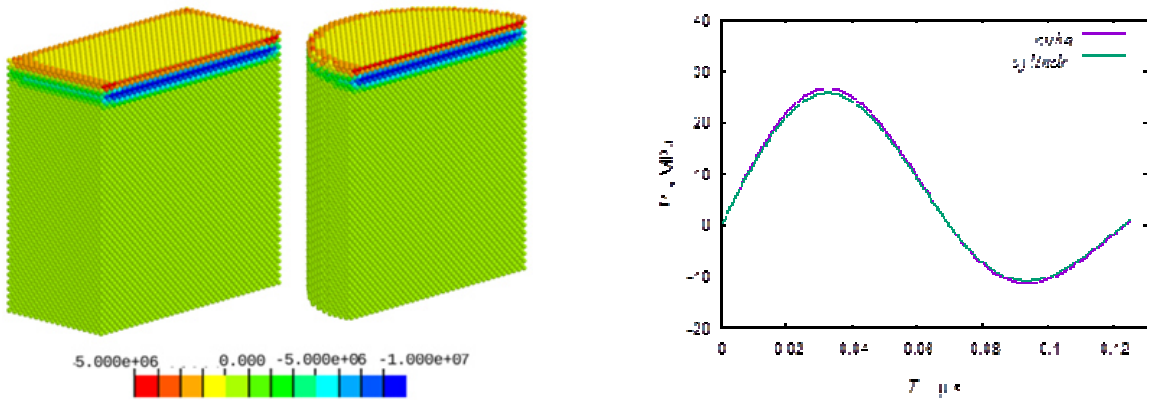
Ударно-волновая терапия стала применятся для лечения несращиваемых переломов и ускорения процессов заживления переломов с конца 20 века [1]. Главной характеристикой ударно-волнового процесса в биомедициннских целях является плотность потока энергии (EFD- energy fleux density). Нагружение задается через металлические и керамические пластины (апликаторы) различной формы с определённым уровнем плотности потока энергии, который рассчитывается по параметрам пластин. В настоящее время ведутся активные исследования по определению оптимальных параметров нагружения способствующих регенерации костных и хрящевых тканей. По данным [2] низкоэнергетической считается нагрузка до EFD = 0.08 мДж/мм^2, среднеэнергетической до 0.2 мДж/мм^2, и высокоэнергетической применяемой для регенерации биологических тканей до 0.9 мДж/мм^2. Большинство авторов приводят практически одинаковое диапазоны напряженно-деформируемого состояния способствующего регенеративным процессам в костных и хрящевых тканях [3]. Так гидростатическое давление амплитудой до 0.15 МПа и уровнем деформации до 5% способствует формированию мембранозного окостенения. А при значении сжимающих напряжений выше 0.15МПа и значениями деформации до 15% происходит процесс эндохондриального окостенения. При растягивающих напряжениях выше 0.15МПа и деформацией до 15% происходят процессы формирования фиброзной ткани. В работе [4] было показано, что поровое давление флюида в пределах от 20кПа до 2МПа (68 кПа –наиболее благоприятное значения) считается оптимальным для развития отстеобластов отвечающих за дифференцировку костного матрикса.

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 акустической (механической) нагрузки различной интенсивности остаются недостаточно понятыми 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.

Целью работы было исследование механического поведения модельных образцов элементарной геометрической формы с различными структурными свойствами костных тканей при ударно-волновом воздействии различной интенсивности.

Для исследования высоко- и низкоэнергетического акустического воздействия на биологические ткани были рассмотрены следующие виды модельных образцов: однослойный материал (соответствующих субхондриальной костной ткани), имеющий усредненные механические характеристики кортикальной и губчатой ткани, в дальнейшем будем называть его тип I; двухслойный образец, состоящий из губчатой и кортикальной костной ткани в дальнейшем будем называть его тип II; двухслойный модельный образец, состоящий из хрящевой и кортикальной ткани, в дальнейшем будем называть его тип III [6].

Рассматривались модельные образцы цилиндрической и кубической формы. Результаты моделирования показали, что для интерпретации полей распределения с точки зрения механобиологических принципов различная геометрия существенно не влияет на паттерн напряженно-деформируемого состояния (рис. 1а) и механический отклик (рис. 1б) модельных образцов на примере УВ нагружения.



а б

Рис. 1. Результаты моделирования ударно-волнового нагружения для кубического и цилиндрического модельного образца: поле распределения гидростатического давления (Па) (а), Расчетный график зависимости давления на поверхности от времени расчета для кубического и цилиндрического модельного образца (б)

Для модельных образцов тип I и II при прохождении ударной волны в нагружаемой области и под ней наблюдаются высокие значения гидростатического давления (выше 0.15 МПа) в области под нагружаемой поверхности, остальная область модельного образца находится под действием пренебрежимо малых значений гиростатического давления (менее чем 0.002 МПа). Максимальные значения гидростатического давления после ударно-волнового нагружения модельного образца тип III локализованы на границе раздела хрящ-кость и нижнем кортикальном слое и достигают значений выше 0.15 МПа. Однако для всех типов модельных образцов величина деформации при этом не достигает 5%. Следовательно, в соответствии с механобиологическими принципами, в этих областях реализуются условия для регенерации костной ткани. Для модельных образцов тип I и II характерно, что давление флюида в порах (для всех скоростей нагружения) в области под нагружаемой поверхностью достигает значений 68 кПа. В случае модельного образца третьего типа давления флюида в порах достигает значений 68 кПа и локализованы в области границы и нижней части модельного образца. Поэтому предположительно в данных областях реализуются условия для возникновения процесса остеогенеза.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что, как и в случае ультразвукового нагружения, при УВ воздействии необходимо учитывать послойное расположение костной ткани, а осреднение механических свойств биологических тканей, примененное во многих работах, приводит к некорректному паттерну распределения, что в дальнейшем может негативно сказаться на подборе параметров нагружения и прогнозирования зон регенерации костной ткани. Было установлено, что преобладают процессы остеогнеза для всех типов модельных образцов, процессы хондрогинеза и развитию фиброзной ткани не происходит вследствие низкого уровня деформаций.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-08-00818.

1. Willems A., van der Jagt O.P., Meuffels D.E. Extracorporeal Shock Wave Treatment for Delayed Union and Nonunion Fractures: A Systematic Review. J Orthop Trauma. 2019. № 33(2). pp. 97–103.
2. Simplicio C.L., Purita J., Murrell W., Santos G.S., Dos Santos R.G., Lana J.F.S.D.. Extracorporeal shock wave therapy mechanisms in musculoskeletal regenerative medicine. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma. 2020. № 11(3). pp. 309-S318.
3. Wang M., Yang N., Wang X. A review of computational models of bone fracture healing. Medical & Biological Engineering & Computing. 2017. № 55(11). pp. 1895-1914.
4. Gardinier J.D., Majumdar S., Duncan R.L., Wang L. Cyclic Hydraulic Pressure and Fluid Flow Differentially Modulate Cytoskeleton Re-Organization in MC3T3 Osteoblasts Cellular and molecular bioengineering. 2009. № 2(1), 133-143.