

МЕХАНИЗМЫ ДЕФОРМАЦИИ И РАЗРУШЕНИЯ ТРЕБЕКУЛЯРНОЙ КОСТИ ОКОЛОСУСТАВНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ ПРИ ОДНООСНОМ СЖАТИИ

Зайцев Д.В.^{1,2}, Гилев М.В.¹⁻³, Измоденова М.Ю.³

¹Уральский Федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, Россия, 620002, Екатеринбург, ул. Мира, 19, dmitry.zaytsev@urfu.ru

² Институт высокотемпературной электрохимии Уральского отделения Российской академии наук, Россия, 620137, Екатеринбург, ул. Академическая, 20, gilevmikhail@gmail.com

³ Уральский государственный медицинский университет Минздрава Российской Федерации, Россия, 620028, Екатеринбург, ул. Репина, 3, izmodenova96@gmail.com

Особым видом перелома трабекулярной кости является внутрисуставной импрессионный перелом. Для него характерен механизм, предусматривающий приложение травмирующей силы через смежный сустав. При этом, происходит импакция одной части суставной поверхности в другую, что приводит к тяжелым повреждениям костной ткани. Поэтому одноосное сжатие является предпочтительной схемой нагружения для моделирования внутрисуставного импрессионного перелома. В ходе хирургического лечения внутрисуставных импрессионных переломов костей конечностей наравне с аутологичной костью для аугментации дефекта используются современные биокompозитные материалы. Совместимость остеозамещающего материала и костной ткани по механическим характеристикам является одним из условий, определяющим благоприятные функциональные результаты. Понимание взаимосвязи между микроструктурой трабекулярной кости и ее микроструктурой, позволит создать тканеэквивалентные материалы для функционального замещения дефекта костной ткани. Целью работы было изучение механических свойств трабекулярной кости субхондральной области при одноосном сжатии в зависимости от её особенностей микроструктуры для определения физических механизмов образования импрессионных внутрисуставных переломов костей конечностей. Трабекулярная кость человека является сложноорганизованным иерархическим композитом природного происхождения. Первый уровень (≈ 100 нм) – это минерализованные коллагеновые волокна. На втором уровне (1- 10 мкм) волокна образуют тонкие пластинки толщиной около 7 мкм, в которых они лежат в несколько слоев. В пределах одного слоя волокна лежат в одном направлении, но по отношению к соседним слоям/плоскостям, они повернуты. Группы костных пластин, располагаясь по линиям наибольших нагрузок, формируют костные перекладины или трабекулы губчатого вещества. Губчатое вещество неоднородный и анизотропный материал. Высокая деформируемость губчатого вещества связана с его пористостью. Пористость губчатого вещества составляет 30- 90%. Поэтому подобного рода исследование должно включать в себя описание механизмов деформации костной ткани на всех структурных уровнях.

Анатомические исследования были проведены на фрагментах костной ткани 20 трупах людей мужского (12) и женского пола (8), умерших в возрасте от 34 до 71 лет (среднее значение показателя $42,3 \pm 8,6$ лет). Для исследования забирались фрагменты трабекулярной костной ткани околосуставной области из пяточной кости в области задней таранной поверхности, проксимального отдела большеберцовой кости в области латерального мыщелка и лучевой кости в дистальной ее части. Критерием исключения являлись видимые не вооруженным глазом заболевания сустава. Забор материала для исследования осуществлялся согласно протоколу экспериментального исследования, который был одобрен локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО УГМУ,

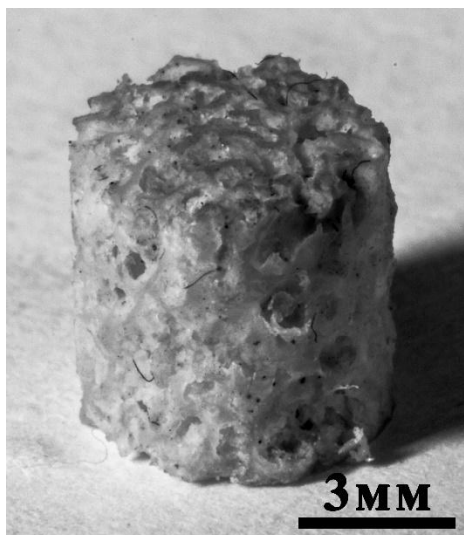


Рисунок 1 - Образец, изготовленный из трабекулярной кости для испытаний на одноосное сжатие.

Екатеринбург. Из костных фрагментов при помощи корончатой алмазной фрезы были изготовлены образцы цилиндрической формы, при этом ось цилиндра, соответствующая направлению сжатия, совпадала с вектором осевой нагрузки кости. При сверлении, костный фрагмент был полностью погружен в воду для предотвращения его нагрева и, как следствие, повреждения органического матрикса. После сверления края цилиндрической заготовки отрезались алмазным диском. Во время резки, на место реза также подавалась вода. Стоит отметить, что рез производился на максимально близком расстоянии от хряща. Далее, торцы цилиндрической заготовки обрабатывали на алмазном диске с водным охлаждением, до достижения плоскопараллельности торцов и нужной толщины образца. Окончательно, образцы были 6 мм в диаметре и 6 мм в высоту (рис. 1). Перед проведением механических испытаний, для оценки влияния плотности костной ткани на ее

физические свойства измеряли физическую плотность костной ткани образцов путем их взвешивания на электронных весах VIBRA AJ-420CE и измерения линейных размеров с помощью микрометра МКЦ-25. Испытания на одноосное сжатие выполняли на установке Shimadzu AG-X 50kN со скоростью нагружения 0,5 мм/мин. Микроструктуру костной ткани аттестовывали на сканирующем электронном микроскопе JSM-6390 LV. Для определения относительной плотности костной ткани, до испытания, была проведена компьютерная томография образцов на томографе Toshiba Aquilion 64.

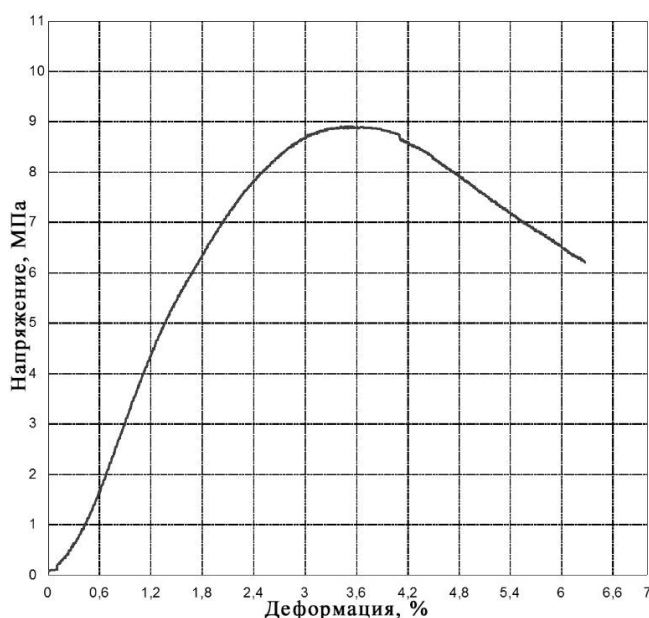


Рисунок 2 - Деформационная кривая образца из трабекулярной кости при одноосном сжатии.

Деформационное поведение образцов из трабекулярной кости при одноосном сжатии было подобно поведению упруго-пластичных тел. Образцы были способны выдержать значительную деформацию без разрушения их на части. Образцы линейно деформировались практически до максимального значения напряжения (рис. 2). Затем напряжение снижалось, и образец далее мог деформироваться без разрушения до деформации более 30%. Аттестация образца после испытания показала, что образец не разрушился, несмотря на то, что претерпел значительную необратимую деформацию. Было видно, что на боковых поверхностях образцов отсутствовали трещины.

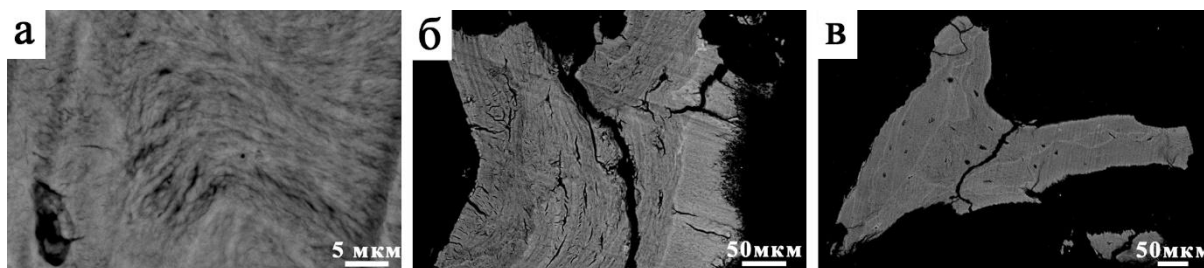


Рисунок 3 - Микроструктура трабекулярной костной ткани после механического нагружения:
а – область расслоения органического матрикса в трабекуле;
б – множественное растрескивание трабекулы;
в – перелом трабекулы

Максимальное напряжение, которое достигалось при сжатии образцов лежало в диапазоне 5-10 МПа. Деформация при максимальном напряжении была примерно 2-3%. Предполагается, что точка максимального напряжения является характеристикой, определяющей максимальную нагрузку, которую кость способна выдержать без необратимой деформации. В клинической практике это приводит к возникновению импрессионных переломов. Проведенные исследования, показали, что наблюдается значительный разброс механических характеристик, как между группами, так и внутри каждой группы. Данное обстоятельство связано с большим возрастным интервалом выбранных объектов для исследования. Также некоторый разброс может быть вызван различным выбором места забора образцов из костных фрагментов, так как известно, что плотность костной ткани и, как следствие, их механические свойства неодинаковы в различных участках субхондральной области. Для подтверждения зависимости механических свойств от содержания в кости минеральных веществ перед испытаниями была измерена физическая и денситометрическая плотности. При проведении денситометрии средняя плотность латерального мыщелка большеберцовой кости составила $218 \pm 39 \text{ NU}$, дистального эпиметафиза лучевой кости $319 \pm 45 \text{ NU}$, пяточной кости $328 \pm 36 \text{ NU}$. При измерении физической плотности $0,93 \pm 0,03 \text{ г/мм}^3 \cdot 10^{-3}$; $0,96 \pm 0,02 \text{ г/мм}^3 \cdot 10^{-3}$ и $1,0 \pm 0,02 \text{ г/мм}^3 \cdot 10^{-3}$, соответственно. Показано, что наблюдается повышение механических свойств костной ткани с увеличением ее плотности, как физической, так и денситометрической. При этом денситометрическая плотность находится в прямой зависимости от физической плотности.

Исследование микроструктуры костной ткани после нагружения выявило повреждения трабекул (рис.3). Их можно разделить на три типа: область расслоения органического матрикса в трабекуле (рис. 3а); множественное растрескивание или появление большого количества микротрещин в трабекуле (рис. 3б) и перелом трабекулы (рис. 3в). На основании полученных микрофотографий можно предположить, что под нагрузкой, после достижения предела упругости, вначале происходит расслоение органического матрикса и образование микропор между коллагеновыми волокнами. Далее, в области расслоения формируется микротрещина. Количество микротрещин начинает увеличиваться с нагрузкой. По достижению критической концентрации микротрещин, они начинают объединяться, что приводит к зарождению и росту основной трещины, из-за которой происходит разрушение трабекулы. При увеличении массы образцы увеличивается количество трабекул и, как следствие, увеличивается его прочность. Разрушение образца не происходит, даже при больших деформациях благодаря сложному распределению трабекул и высокой пористости, когда разрушение отдельных трабекул не приводит к росту макроскопических трещин.

Работа выполнена при поддержке РФФИ №18-38-20097.