

УДК 616.717 – 073.73 – 092:539.3/4:577.118:004.358

3D-МОДЕЛЬ ПРОЧНОСТНЫХ СВОЙСТВ ПЛЕЧЕВЫХ КОСТЕЙ КРЫС ПРИ РАЗНЫХ ВИДАХ ДЕФОРМАЦИИ

Буштрук А. Н., Ткач Г. Ф., Погорелов М. В., Сикора В. З.
Сумский государственный университет,
ул. Римского-Корсакова, 2, Сумы, Украина, 40007
(получено 21.09.2013, опубликовано 15.12.2013)*

Работа посвящена изучению прочностных свойств плечевых костей лабораторных животных при нагрузке на сжатие, изгиб и растяжение и созданию 3D-модели длинной трубчатой кости крыс различных возрастных периодов, позволяющей проводить многократные испытания прочностных свойств для различных исходных параметров эксперимента. Для испытания плечевых костей на прочность использовали переносную экспериментальную установку с точностью измерительной шкалы 0,25 кг. Прочностный расчет производили с помощью программного комплекса Pro/Engineer (PTC, USA) и входящего в него расчетного модуля Pro/Mechanica.

Для всех видов нагрузки минимальное значение предела прочности наблюдалось у крыс подсосного возраста. Для растяжения в отличие от изгиба и сжатия получили прямо пропорциональную зависимость предела прочности костей от возраста крыс. После сравнения экспериментальных и расчетных данных значения разрушающей силы и разница в показаниях составили не более 7%. Полученная 3D-модель трубчатой кости животных разного возраста позволяет проводить многократные расчеты показателей прочности с различными исходными параметрами костной ткани.

Ключевые слова: прочность, плечевая кость, деформация, 3D-модель.

*buzina77@mail.ru

Введение

Кость как орган выполняет множество функций, таких как депо минералов, регулятор минерального состава крови, вместилище для костного мозга и пр. При этом основными функциями кости являются опорная и защитная, которые реализуются через наличие высоких прочностных свойств костной ткани [1]. Большое количество заболеваний, как системных, так и локальных, способны изменять механические свойства костной ткани, приводя к развитию микротравм и переломов кости. Механическое тестирование костной ткани нашло широкое применение в экспериментах на модельных животных при изучении влияния различной патологии на состояние организма. Основные параметры, которые учитываются большинством авторов при изучении прочности костной ткани, – это жесткость, прочность и ударная вязкость [2; 3]. Также достаточно много работ, показывающих преимущества определения «работы разрушения» [4] и стойкость к трещинам [5] при изучении прочности кости. В экспериментах изучена механическая прочность костной ткани как в норме [5; 6; 7; 8], так и при наличии

системной патологии, воздействии лекарственных препаратов и в различные возрастные периоды [9; 10; 11; 12; 13; 14]. В литературе описаны изменения прочности как целой кости [2], так и костной ткани в зависимости от ее расположения и функциональной нагрузки [4; 15]. При этом, исследование прочностных свойств кости требует ее разрушения, а изменения условий нагрузки и эксперимента вызывают необходимость использования новых лабораторных животных. В связи с этим создание экспериментальной модели, позволяющей многократно изменять исходные параметры прочностных испытаний, является актуальной задачей биомеханики. С другой стороны, проведение экспериментов на модельных животных вызывает некоторые трудности в тестировании прочности малых по размеру участков кости.

На данный момент разработаны компьютерные модели, позволяющие оценить качество костной ткани пациентов и прогнозировать риск развития переломов. Так, Li и соавторы показали преимущество моделирования микроструктуры костной ткани,

основанной на рентгеновской абсорбциометрии, а также прогнозирование риска развития переломов у пациентов с остеопорозом на основе данной модели [16]. Широкое распространение получил метод конечных элементов для оценки прочности костной ткани пациентов [17; 18; 19]. В то же время есть данные об использовании магнитно-резонансной томографии для оптимизации моделирования методом конечных элементов большеберцовой кости, которое позволяет оценить осевую жесткость кости пациента [20]. Harrison N. M. и соавторы провели моделирование прочностных свойств трабекулярной кости позвонка крупного рогатого скота. Они провели экспериментальное тестирование кости на полное разрушение, оценили асимметричность критического разрушения кости и работу разрушения [21]. Метод конечных элементов используется также для изучения прочностных свойств костей таких животных, как крысы [22; 23]. При этом данные модели не учитывают возрастные особенности костной ткани, которые могут существенно влиять на механические параметры органа.

Поэтому **цель** данной работы: на основании экспериментальных расчетов предела прочности плечевой кости для различных видов деформации создать 3D-модель длинной трубчатой кости крыс различных возрастных периодов, позволяющую проводить многократные испытания прочностных свойств для различных исходных параметров эксперимента.

Материалы и методы

Моделирование эксперимента

Все процедуры на животных были проведены в соответствии с требованиями Европейской конвенции по защите позвоночных животных (Страсбург, 18.03.1986 г.), Директивы Европейского парламента и Совета ЕС от 22.09.2010 года и «Общими этическими принципами экспериментов на животных», принятыми Первым национальным конгрессом по биоэтике (Киев, 2001). 63 лабораторных животных были распределены на 7 групп соответственно возрасту – подсосный (15 дней), инфантильный (30 дней), ювенильный (80 дней), молодой (210 дней), зрелый (435 дней), предстарческий (630 дней), старческий (810 дней). До момента достижения животными соответствующего возраста они находились в стандартных клетках, на стандартном пищевом

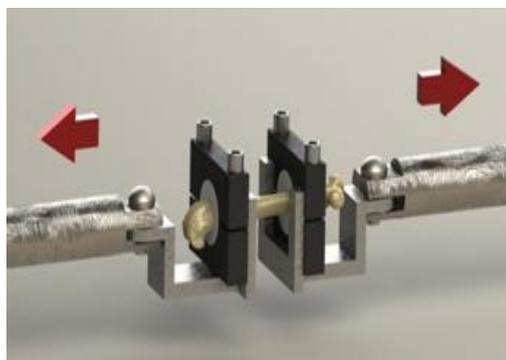
рационе в режиме свободного потребления жидкости. Животных выводили из эксперимента методом передозировки наркоза (кетамин в дозе 70 мг/кг), проводили выделение плечевых костей с двух сторон с очищением их от мышц. До момента проведения испытаний на прочность кости находились в 0,9 % растворе NaCl.

Экспериментальное определение прочности Растяжение

Для испытания плечевых костей на растяжение использовали переносную экспериментальную установку, которая является модификацией разрывной машины РМ-05 (рис. 1А), с точностью измерительной шкалы 0,25 кг. В местах закрепления испытываемого образца установка имеет форму тисков, позволяющих жестко закрепить кость. Так как при зажатии кости происходило ее разрушение (растрескивание), то для ее закрепления для каждой возрастной группы был разработан обхватывающий хомут из стали 20 К. В месте обхвата кости на хомуте наклеено резиновое уплотнение толщиной 1 мм, позволяющее достичь 100 % соприкосновение кости с хомутом, тем самым исключить возможность перемещения кости во время растяжения (рис 1 В).



А



В

Рис. 1. Установка для определения прочности кости (А) и схема закрепления кости при испытании на растяжение в данной установке (В)

Для определения предела прочности на растяжение σ_{δ} использовали следующую формулу:

$$\sigma_{\delta} = \frac{P}{F},$$

где P - сила, при которой разрушается кость;
F - площадь поперечного сечения образца.

Разрушающую силу (P) находили с помощью разрывной машины. Для нахождения площади сечения кости в месте разрушения (F) применяли векторную компьютерную графику. Измерения проводили по следующему алгоритму:

1. Штангенинструментом с точностью 0,1 мм производили замер максимального диаметра кости в сечении разрушения или сечении, максимально приближенном к нему.

2. Производили фотографирование сечения образца, при этом матричный сенсор фотоаппарата располагали в плоскости, расположенной строго перпендикулярно по отношению к оси разрушенного образца (рис. 2).



Рис. 2. Получение цифрового изображения поперечного сечения диафиза плечевой кости после ее разрушения при разрыве

3. С помощью программного обеспечения AutoCAD (АСКОН, Россия) на полученном изображении точно прорисовывали внутренний и наружный контуры разрушенного участка, после чего масштабировали по значению максимального диаметра кости и производили расчет площади сечения кости с помощью этой же программы.

Сжатие. Для определения прочностных характеристик плечевой кости для сжатия использовали ту же установку, что и для растяжения. Подготовку испытываемого участка кости производили следующим

образом: резецировали проксимальный и дистальный эпифизы кости, после чего с каждой стороны затачивали все образцы до необходимой длины 15 мм с помощью электроточила с алмазным кругом. При этом плоскости заточенных концов были строго параллельными между собой и перпендикулярные оси кости. Измерения длины образца проводили штангенинструментом. В местах соприкосновения подготовленных параллельных плоскостей кости с элементами экспериментальной установки подкладывали резиновую прокладку толщиной 1мм, что позволило исключить возможность сосредоточенного усилия сжатия. Следовательно, приложенная сила имела распределенный характер по заточенным поверхностям сечения кости, что исключило возможность внецентренного сжатия (рис. 3).

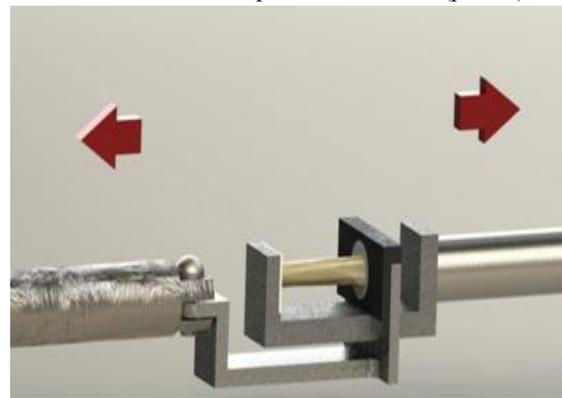


Рис. 3. Схема закрепления плечевой кости при испытании на сжатие

Предел прочности кости при сжатии $\sigma_{\text{сж}}$ находили по формуле $\sigma_{\text{сж}} = \frac{P}{F}$, где силу разрушения фиксировали с помощью экспериментальной установки, а площадь поперечного сечения кости в месте разрушения находили согласно алгоритму, приведенному для эксперимента на растяжение.

Изгиб. При поперечном изгибе наибольшие нормальные напряжения возникают в наиболее удаленных от нейтральной оси точках сечения, а на самой этой оси нормальные напряжения равны нулю, тогда как зона действия наибольших касательных напряжений расположена, наоборот, вблизи нейтральной оси. Кроме того, величина касательных

напряжений τ_{max} мала по сравнению с величиной нормальных напряжений σ_{max} , если длина образца существенно больше высоты

сечения. Все это позволяет не принимать во внимание касательные напряжения и проводить расчет на прочность только по нормальным напряжениям.

Экспериментальные исследования на изгиб проводили следующим образом: образец устанавливали на две опоры с расстоянием между ними $l = 20 \text{ mm}$, после чего на образец прилагали нагрузку P (рис. 4 А).

Точка приложения нагрузки находится посередине между опорами. При достижении нагрузки определенной величины образец разрушался, а значение приложенной нагрузки регистрировали.

Для нахождения предела прочности при изгибе $\sigma_{\text{сг}}$ использовали следующую зависимость:

$$\sigma_{\text{сг}} = \frac{M}{I_x} \cdot y_{\text{max}}$$

где M – изгибающий момент в рассматриваемом сечении;

I_x – главный центральный момент инерции сечения;

y_{max} – расстояние от рассматриваемой точки до главной центральной оси, перпендикулярной плоскости действия изгибающего момента (рис. 4 В).

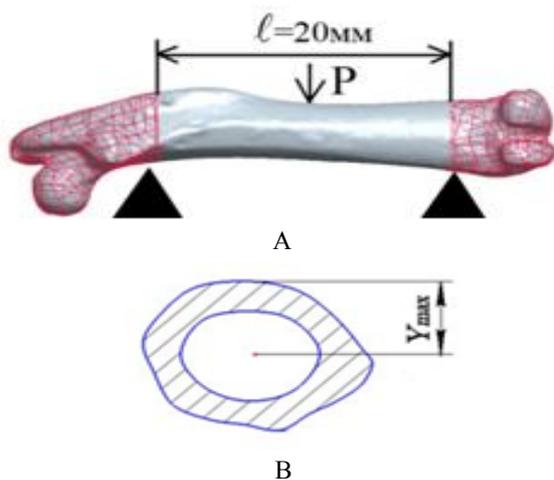


Рис. 4. Схема приложения изгибающей нагрузки к диафизу плечевой кости (А) и измерение y_{max} по очерченному контуру (В)

Контур поперечного сечения кости в месте излома был получен путем фотографирования разрушенного участка кости согласно алгоритму, описанному выше, при проведении экспериментальных исследований на растяжение.

Как известно, отношение главного центрального момента инерции сечения I_x к значению y_{max} равно моменту сопротивления поперечного сечения W . Следовательно, формула для нахождения предела прочности

примет вид:
$$\sigma_{\text{сг}} = \frac{M}{W}, \text{ где } M = \frac{P \cdot l}{4}.$$

Значение момента сопротивления находили по контуру прочерченного сечения с помощью программы Компас 3D (АСКОН, Россия).

3D-моделирование

Для моделирования прочностных свойств кости нам необходимы точные сканированные 3D-модели плечевых костей крыс разных возрастов с минимальными отклонениями их размеров. Сканирование проводили при помощи установки для 3D-сканирования компании «Рифтэк» (Республика Беларусь) (рис. 5).

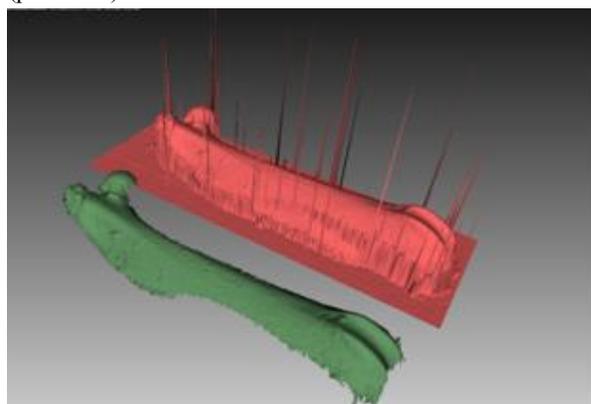


Рис. 5. Установка 3D-сканирования компании «Рифтэк»

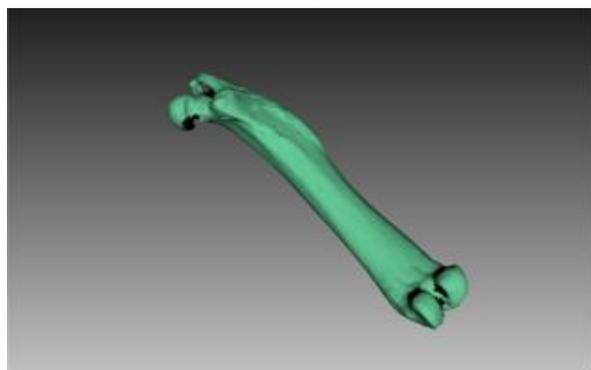
Обработка сигнала осуществляется с помощью специального ПО «RFScanner» (Рифтэк, Республика Беларусь). В программе задаются прямоугольная область сканирования, скорость и величина дискретного перемещения (шаг) по осям X и Y. После этого начинается процесс сканирования. Механика перемещает лазерный датчик в пределах заданной области, данные передаются на компьютер, где формируется 3D-модель считанной датчиком поверхности.

После окончания сканирования кости с одной стороны ее переворачивали и сканировали с другой. И так до тех пор, пока объект не будет отсканирован со всех сторон, причем таким образом, чтобы предыдущий скан и последующий имели сопрягающиеся поверхности (для простоты совмещения сканов). После чего полученные результаты импортируем в ПО «Artec Studio™» (Artec,

Люксембург) для дальнейшей обработки (рис. 6 А).



А



В

Рис. 6. Процесс обработки (А) (резкие выбросы – отдельные полигоны большой длины неизбежны и особо не влияют на качество получаемой модели) и окончательный вид сканирования плечевой кости крысы в программе «Artec Studio™» (Artec, Люксембург)



Рис. 7. Схема нагружения и закрепления кости при моделировании растяжения в программе Pro/Engineer. Зона красного цвета – область жесткого закрепления по всем степеням свободы (слева) и область приложения распределенной нагрузки Р (справа)

Таким образом совмещаются все сканы, после чего средствами ПО «Artec Studio™» (Artec, Люксембург) производится формирование изображения, которое экспортируется в файл типа *.STL, с которым дальше можно работать в CAD-приложениях (рис. 6 В).

Прочностный расчет производили с помощью программного комплекса Pro/Engineer

(PTC, USA) и входящего в него расчетного модуля Pro/Mechanica. В расчетном модуле Pro/Mechanica для получения прочностных расчетных данных для растяжения производили жесткое закрепление на одном конце кости по всем степеням свободы, а с другого конца приложили растягивающее усилие Р, направление которого строго совпадает с осью кости (рис. 7).

Для точного расчета прочностных характеристик кости необходимо правильно задать свойства расчетного материала. Коэффициент Пуассона был выбран как для губчатой кости и равен 0,3 [24; 25]. Поскольку плотность кости равна $1,8 \cdot 10^3 - 2,0 \cdot 10^3$ кг/м³ [26], то нами было выбрано среднее ее значение – $1,9 \cdot 10^3$ кг/м³. Значения модуля Е и значения относительной продольной деформации ϵ были получены экспериментально [27].

Результаты и их обсуждение

Экспериментальные данные

Полученные экспериментальные данные прочности плечевых костей для всех возрастных групп крыс при разных видах деформации обработаны методами вариационной статистики с применением коэффициента Стьюдента. Полученные результаты прочностных свойств кости представлены в табл. 1.

Для более наглядного анализа исследуемых параметров построим график зависимости предела прочности от возраста крыс для разных видов нагрузки. Как видно из графика (рис. 8), для всех видов нагрузки минимальное значение предела прочности у костей крыс подсосного возраста. Для растяжения в отличие от изгиба и сжатия получили практически прямо пропорциональную зависимость предела прочности костей от возраста крыс. Предел прочности костей при растяжении до молодого возраста резко увеличивался от $(5,8 \pm 0,16)$ МПа до $(31,7 \pm 0,18)$ МПа, а потом до старческого с меньшей интенсивностью уменьшался и достиг значения $(25,8 \pm 0,19)$ МПа, что практически равно пределу прочности в ювенильном возрасте. Для растяжения и сжатия максимальное значение предела прочности достигает в молодом возрасте, но для изгиба явно выраженный максимум предела прочности наблюдаем в зрелом возрасте. Из исследуемых видов деформации максимальное значение предела прочности получили для сжатия, которое равно $(41,67 \pm 0,28)$ МПа. Промежуточное значение максимального

значения предела прочности имеем при изгибе, которое равно $(35,17 \pm 0,17)$ МПа, что на 15,6 % ($p \leq 0,05$) меньше предела прочности для сжатия. Максимальное значение предела прочности для растяжения меньше максимальных значений пределов прочности как для сжатия, так и для изгиба и равно $(31,7 \pm 0,18)$ Мпа.

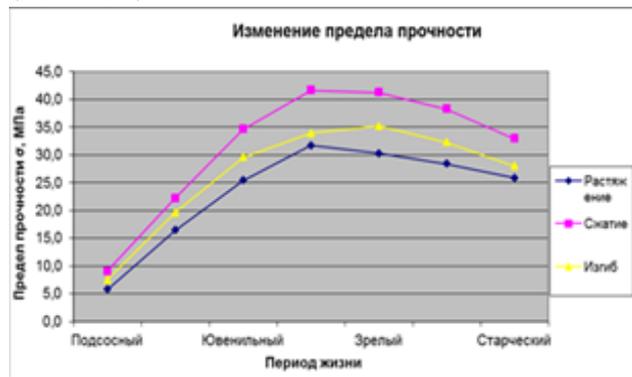


Рис. 8. Зависимость предела прочности кости для различных видов деформации от возраста животных

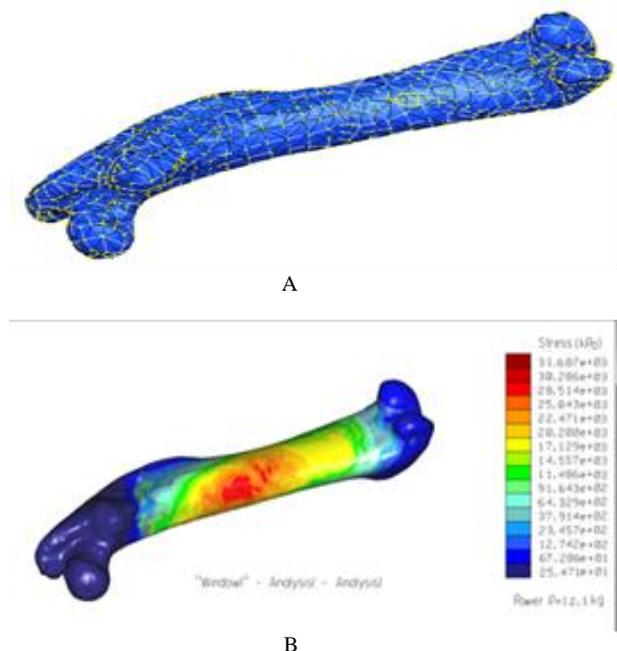


Рис. 9. Создание расчетной сетки и расчет прочности плечевой кости крысы молодого возраста на растяжение с помощью программы Pro/Engineer. А – расчетная сетка конечных элементов кости; В – распределение нагрузки по поверхности кости крысы молодого возраста при растяжении

3D-моделирование

При расчете модуль Pro/Mechanica использует метод конечных элементов. Область, в которой находится решение дифференциальных уравнений, разбивается на конечное количество элементов. В каждом из элементов произвольно выбирается вид аппроксимирующей функции (полином первой

степени). Вне своего элемента аппроксимирующая функция равна нулю. Значения функций на границах элементов являются решением поставленной задачи. Для этого необходимо создать расчетную сетку конечных элементов кости (рис. 9 А).

Следующим этапом является статический расчет кости методом конечных элементов. Программный расчетный комплекс позволяет определять значение растягивающего усилия, при котором возникают критические напряжения (предел прочности) в кости, полученные экспериментально. При сравнении экспериментального значения нагрузки с расчетным значением, при котором возникают предельные напряжения, можно судить о точности проведенного расчета. Распределение нагрузки в кости происходит неравномерно, а по сложной зависимости. Модуль Pro/Mechanica программного комплекса Pro/Engineer позволяет получать наглядное распределение нагрузки в кости, где конкретному цвету соответствует свое напряжение. В качестве примера приведем прочностный расчет на растяжение кости молодой крысы с наглядным распределением нагрузки по поверхности кости (рис. 9 В).

По результатам расчета программного комплекса Pro/Engineer на растяжение видим что предел прочности кости $\sigma = 31,7 \cdot 10^3$ кПа (рис. 9 В – область красного цвета) наступает при растягивающем усилии $P = 12,1$ кг. При экспериментальном исследовании для предела прочности $\sigma = 31,7 \cdot 10^3$ кПа получили значение растягивающего равное $P = 11,4$ кг. Как мы видим, экспериментальные значения очень близки к расчетным, что свидетельствует о точности проведения эксперимента.

Расчет на сжатие производили тем же образом, что и для растяжения, менялось только направление приложенной силы в противоположную сторону.

Распределение нагрузки при расчете кости на сжатие методом конечных элементов отличается от расчета на растяжение и имеет более разбросанную область, что свидетельствует о том, что плоскость излома не перпендикулярна оси кости, как при опытах на растяжение, а смещенная на определенный угол ($\sim 45^\circ$).

По результатам расчета программного комплекса Pro/Engineer на сжатие предел прочности кости $\sigma = 41,7 \cdot 10^3$ кПа возникает при растягивающем усилии $P = 15,4$ кг. Разница

между экспериментальным и расчетным значениями лежит в пределах погрешности эксперимента и составляет 0,4 кг.

При расчете кости молодой крысы на изгиб изменили схему нагружения и закрепления кости. Расстояние между областями закрепления по всем степеням свободы составляло 20 мм, где строго по центру между областями закрепления была приложена сосредоточенная сила нагружения (рис. 10 А).

По результатам расчета мы видим что предельные напряжения возникают в месте приложенной нагрузки, и место излома в отличии от растяжения и сжатия имеет выраженный характер (рис. 10 В).

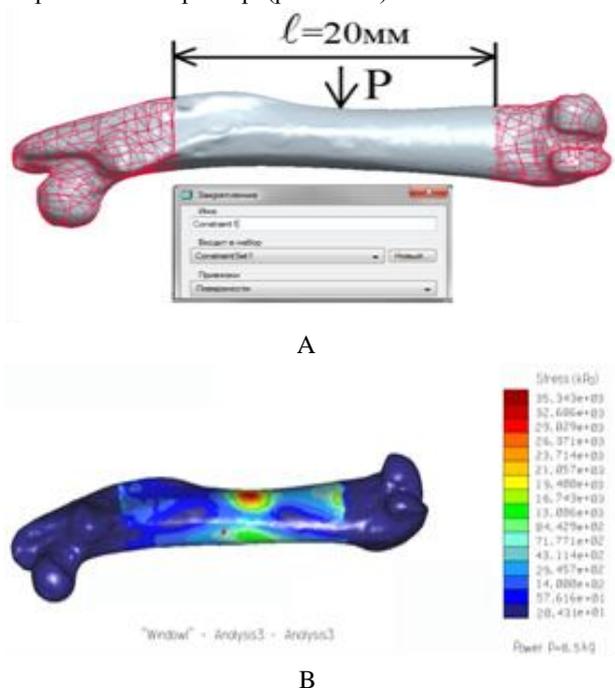


Рис. 10. Схема загрузки (А) и расчет прочности плечевой кости крысы молодого возраста (В) на сжатие с помощью программы Pro/Engineer

Общие экспериментальные и расчетные данные значений максимальной разрушающей

силы при различных видах деформации представлены в табл. 2.

После сравнения экспериментальных и расчетных данных значения разрушающей силы видим, что разница в показаниях не более 7%. В процессе проведения эксперимента применяли измерительные приборы, которые имеют определенную погрешность. В расчетных формулах допускали некоторые приближения, а метод конечных элементов производит расчет с некоторыми допущениями, имея определенную погрешность. Поэтому отклонение расчетных и экспериментальных значений разрушающей силы в 7% – это максимально точное решение поставленной задачи, так как это отклонение лежит в пределах погрешности эксперимента.

Выводы

Таким образом, нами получены результаты испытаний плечевых костей на различные виды деформаций, что позволило установить наиболее чувствительные возрастные точки предела прочности, которые соответствуют подсосному, а также предстарческому и старческому возрастам. Была разработана методика расчета прочностных характеристик костей крыс, позволяющая проводить широкомасштабные исследования в области прочности скелета. Сравнение расчетных и экспериментальных прочностных характеристик плечевых костей показало наличие разности в 7%, что подтверждает достоверность проведенного эксперимента. Впервые с помощью установки 3D-сканирования получили точную модель кости крысы 7 возрастных периодов в трехмерном изображении, которую многократно можно испытывать на любые виды деформации с различными исходными параметрами костной ткани.

Таблиця 1

Експериментальні данні прочностних свойств костей крыс різного віку при різних видах деформації

Показатель	Обозначение	Ед.изм.	Подсосный	Инфантильный	Ювенильный	Молодой	Зрелый	Предстарческий	Старческий
РАСТЯЖЕНИЕ									
Продольная сила	P	H	9,5 ± 0,12	37 ± 0,24	66 ± 0,37	114 ± 0,43	121 ± 0,63	115 ± 0,39	102 ± 0,45
Площадь поперечного сечения	F	мм кв.	1,65 ± 0,03	2,25 ± 0,04	2,6 ± 0,03	3,6 ± 0,10	4 ± 0,10	4,05 ± 0,05	3,95 ± 0,08
Предел прочности на растяжение	σ	МПа	5,8 ± 0,16	16,4 ± 0,18	25,4 ± 0,22	31,7 ± 0,18	30,3 ± 0,44	28,4 ± 0,32	25,8 ± 0,19
СЖАТИЕ									
Продольная сила	N	H	15 ± 0,23	50 ± 0,31	90 ± 0,62	150 ± 0,37	165 ± 0,46	155 ± 0,52	130 ± 0,43
Площадь поперечного сечения	F	мм кв.	1,65 ± 0,03	2,25 ± 0,04	2,6 ± 0,03	3,6 ± 0,10	4 ± 0,10	4,05 ± 0,05	3,95 ± 0,08
Предел прочности на сжатие	σ	МПа	9,09 ± 0,11	22,22 ± 0,39	34,62 ± 0,21	41,67 ± 0,28	41,25 ± 0,21	38,27 ± 0,20	32,91 ± 0,17
ИЗГИБ									
Приложенная нагрузка	P	H	9,5 ± 0,15	33 ± 0,41	60 ± 0,26	85 ± 0,45	93 ± 0,49	86 ± 0,31	81 ± 0,51
Расстояние между опорами	l	мм	20,0 ± 0,02	20,0 ± 0,02	20,0 ± 0,02	20,0 ± 0,02	20,0 ± 0,02	20,0 ± 0,02	20,0 ± 0,02
Момент сопротивления поперечного сечения	W	мм куб.	6,32 ± 0,07	8,42 ± 0,10	10,16 ± 0,24	12,53 ± 0,09	13,22 ± 0,12	13,31 ± 0,09	14,48 ± 0,06
Изгибающий момент	M	H*мм	47,50 ± 0,38	165,00 ± 0,48	300,0 ± 0,64	425,0 ± 0,58	465,00 ± 0,71	430,0 ± 0,54	405,00 ± 0,65
Предел прочности на изгиб	σ	МПа	7,52 ± 0,08	19,60 ± 0,06	29,53 ± 0,13	33,92 ± 0,27	35,17 ± 0,17	32,31 ± 0,13	27,97 ± 0,23

Таблиця 2

Експериментальні та розрахункові данні (Н) руйнуючої сили при різних видах деформації для крыс різного віку

Показатель	Обозначение	Возраст							
		Подсосный	Инфантильный	Ювенильный	Молодой	Зрелый	Предстарческий	Старческий	
РАСТЯЖЕНИЕ									
Продольная сила (экспериментальная)	P	9,5 ± 0,12	37 ± 0,24	66 ± 0,37	114 ± 0,43	121 ± 0,63	115 ± 0,39	102 ± 0,45	
Продольная сила (расчетная)	P	9,7 ± 0,24	46 ± 0,32	68 ± 0,21	121 ± 0,31	127 ± 0,54	122 ± 0,68	116 ± 0,39	
СЖАТИЕ									
Продольная сила (экспериментальная)	N	15 ± 0,23	50 ± 0,31	90 ± 0,62	150 ± 0,37	165 ± 0,46	155 ± 0,52	130 ± 0,43	
Продольная сила (расчетная)	N	13 ± 0,12	55 ± 0,27	94 ± 0,43	154 ± 0,58	170 ± 0,49	157 ± 0,71	133 ± 0,52	
ИЗГИБ									
Приложенная нагрузка (экспериментальная)	P	9,5 ± 0,15	33 ± 0,41	60 ± 0,26	85 ± 0,45	93 ± 0,49	86 ± 0,31	81 ± 0,51	
Приложенная нагрузка (расчетная)	P	10,3 ± 0,10	37 ± 0,29	65 ± 0,46	92 ± 0,50	98 ± 0,68	92 ± 0,49	86 ± 0,38	

Список литературы

1. Currey J. D. *Bones* / J. D. Currey // Princeton: Princeton University Press. – 2002.
2. Turner C. H., Burr D. B. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. / C. H. Turner, D. B. Burr // *Bone*. – 1993. – Vol. 14. P. 595–608.
3. Bone biomechanical properties in prostaglandin EP1 and EP2 knockout mice./ M. P. Akhter, D. M. Cullen, G. Gong [et al.] // *Bone*. – 2001. – Vol. 29. – P.121–5.
4. Currey J. D. Mechanical properties of bone tissues with greatly differing functions. / J. D. Currey // *J Biomech*. – 1979. – Vol. 12. – P. 313–9.
5. Behiri J. C., Bonfield W. Orientation dependence of the fracture mechanics of cortical bone. / J. C. Behiri, W. Bonfield // *J Biomech*. – 1989. – Vol. 22. – P. 863–7.
6. Vashishth D. Rising crack-growth-resistance behavior in cortical bone: implications for toughness measurements. / D. Vashishth // *J Biomech*. – 2004. – Vol. 37. – P. 943–6.
7. Mechanistic aspects of fracture and Rcurve behavior in human cortical bone./ R. K. Nalla, J. J. Kruzic, J. H. Kinney [et al.] // *Biomaterials*. – 2005. – Vol. 26. – P. 217–31.
8. Taylor D., Hazenberg J. G., Lee T. C. Living with cracks: damage and repair in human bone. / D. Taylor, J. G. Hazenberg, T. C. Lee // *Nature Mater*. – 2007. – Vol. 6. – P. 249–317.
9. The effect of calcium supplementation on bone density during lactation and after weaning. / H. J. Kalkwarf, B. L. Specker, D. C. Bianchi [et al.] // *New Engl J Med*. – 1997. – Vol. 337. – P. 523–8.
10. Zioupos P., Currey J. D. Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. / P. Zioupos, J. D. Currey // *Bone*. – 1998. – Vol. 22. – P. 57–66.
11. Alendronate versus calcitriol for the prevention of bone loss after cardiac transplantation. / E. Shane, V. Addezzo, P. Namerow [et al.] // *New Engl J Med*. – 2004. – Vol. 350. – P. 767–76.
12. Roodman G. D. Mechanisms of bonemetastasis. / G. D. Roodman // *New Engl J Med*. – 2004. – Vol. 350. – P. 1655–64.
13. Glucocorticoid-treated mice have localized changes in trabecular bone material properties and osteocyte lacunar size that are not observed in placebo-treated or estrogen-deficient mice. / N. E. Lane, W. Yao, M. Balooch [et al.] // *J Bone Miner Res*. – 2006. – Vol. 21. – P. 466–76.
14. Bone biomechanical properties in Irf5 mutant mice./ M. P. Akhter, D. J. Wells, S. J. Short [et al.] // *Bone*. – 2004. – Vol. 35. – P. 162–9.
15. Nanoindentation and whole-bone bending estimates of material properties in bones from the senescence accelerated mouse samp6. / M. J. Silva, M. D. Brodt, Z. Fan [et al.] // *J Biomech*. – 2004. – Vol. 37. – P. 1639–46.
16. 3D bone microarchitecture modeling and fracture risk prediction / H. Li, X. Li, L. Bone [et al.]// Conference on Bioinformatics, Computational Biology and Biomedicine, BCB. – 2012. – P. 361-368
17. Cristofolini L., Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models / L. Cristofolini, M. Viceconti // *Journal of Biomechanics*. – Vol. 33 (3). – P. 279–288.
18. Modelling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: Experimental and finite element methods / V. Waide, L. Cristofolini, J. Stolk [et al.] // *Journal of Biomechanics*. – 2004. – Vol. 37 (1). – P. 13–26.
19. Experimental validation of a finite element model of a human cadaveric tibia / H. A. Gray, F. Taddei, A. B. Zavatsky [et al.] // *Journal of Biomechanical Engineering*. – 2008. – Vol. 130 (3).
20. Computationally-optimized bone mechanical modeling from high-resolution structural images / J. F. Magland, N. Zhang, C. S. Rajapakse, [et al.]. – *PloS one*. – 2012. – Vol. 7 (4). – P. 35–25.
21. Harrison N. M. Failure modelling of trabecular bone using a non-linear combined damage and fracture voxel finite element approach / N. M. Harrison, P. McDonnell, L. Mullins // *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. – 2012. – P. 1-17.
22. Chennimalai Kumar N. Modeling of cortical bone adaptation in a rat ulna: Effect of frequency (2012) / N. Chennimalai Kumar, J. A. Dantzig, I. M. Jasiuk // *Bone*. – Vol. 50 (3). – P. 792–797.
23. Finite element modelling of squirrel, guinea pig and rat skulls: Using geometric morphometrics to assess sensitivity (2011) / Cox P. G.,

- Fagan M. J., Rayfield E. J. [et al.] // Journal of Anatomy. – Vol. 219 (6). – P. 696–709.
24. Bernard S. Accurate measurement of cortical bone elasticity tensor with resonant ultrasound spectroscopy /, Q. Grimal, P. Laugier // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2013. – Vol. 18. – P. 12–19.
25. A computational method for determining tissue material properties in ovine fracture calluses using electronic speckle pattern interferometry and finite element analysis / M. Steiner, L. Claes, U. Simon [et al.] // Medical Engineering and Physics. – 2012. – Vol. 34 (10). – P. 1521–1525.
26. Sacco S. M. Phytonutrients for bone health during ageing / S. M. Sacco, M.-N. Horcajada, E. Offord // British Journal of Clinical Pharmacology. – 2013. – Vol. 75 (3). – P. 697–707.
27. Inactivation of Lrp5 in osteocytes reduces Young's modulus and responsiveness to the mechanical loading 2013 / L. Zhao, J. W. Shim, T. R. Dodge [et al.] // Bone. – Vol. 54 (1). – P. 35–43.

3D-МОДЕЛЬ МІЦНОСТІ ПЛЕЧОВИХ КІСТОК ЩУРІВ ПІД ВПЛИВОМ РІЗНИХ ВИДІВ ДЕФОРМАЦІЇ

*Буштрук А. Н., Ткач Г. Ф., Погорелов М. В., Сікора В. З.
Сумський державний університет,
вул. Римського-Корсакова, 2, Суми, Україна, 40007*

Робота присвячена вивченню міцності плечових кісток лабораторних тварин під час навантаження на стиснення, згин і розтягнення та створенню 3D-моделі довгої трубчастої кістки щурів різних вікових груп. Ця модель дозволить проводити багатократне дослідження міцності за різних вихідних параметрів експерименту. Для випробовування міцності плечових кісток використовували переносну експериментальну установку із точною вимірювальною шкали 0,25 кг. Розрахунок міцності виконували за допомогою програмного комплексу Pro/Engineer (PTC, USA) і розрахункового модуля Pro/Mechanica. Встановлено, що для всіх видів навантаження мінімальне значення межі міцності кісток було у щурів підсосного віку. Для розтягнення, на відміну від згину та стиснення, отримали практично прямо пропорційну залежність межі міцності кісток від віку тварини. Після порівняння експериментальних та розрахункових даних значення сили руйнування і різниця показників становили не більше 7%. Отримана 3D-модель трубчастої кістки тварин різного віку дозволяє проводити багатократні розрахунки показників міцності за різними вихідними параметрами кісткової тканини.

Ключові слова: міцність, плечова кістка, деформація, 3D-модель.

THE 3D-MODEL OF RAT'S HUMERI TESTING TOUGHNESS PROPERTIES FOR VARIOUS DEFORMATION

*Bushtruk A. N., Tkach G. F., Pogorielov M. V., Sikora V. Z.
Sumy State University,
2, Rymskogo-Korsakova St., Sumy, Ukraine, 40007*

The article is devoted to study toughness of rat's humeri testing them for stiffness, strength and stretching. Our aim is to create a 3D-model of the long bone for rats of different age. This model will allow conducting numerous toughness tests by changing the initial parameters. The portable experimental unit was used to test humeri stretching, with the measuring scale accurate to 0.25 kg. Evaluation of toughness was carried by Pro/Engineer software package (PTC, USA) and included Pro/Mechanica modulus. The minimal value of critical toughness was measured in the bones of sucking rats. Value of stretching showed almost directly proportional dependence between critical bone toughness and rat's age. Having compared experimental data and calculations of crack load values, we pointed that value deviation is less than 7%. The 3-D image of the long bone for rats of different age can be frequently used for various deformation influences and with different initial parameters of the bone tissue.

Key words: toughness, humerus, deformation, 3D-model.