

## СРАВНЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ КОСТЕЙ РАЗЛИЧНЫХ ОТДЕЛОВ СКЕЛЕТА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТРЕХТОЧЕЧНОЙ МОДЕЛИ НАГРУЖЕНИЯ

<sup>1</sup>Мосягина Н.А., <sup>1</sup>Бибик В.В., <sup>1</sup>Нижельский В.Е., <sup>1</sup>Труфанова М.С.

<sup>1</sup>ФГБОУ ВО «Луганский государственный медицинский университет им. Святителя Луки» Минздрава России, Луганск, e-mail: mosyaginan@bk.ru

Целью исследования стало сравнение результатов исследования прочностных характеристик костей различных отделов скелета с использованием трехточечной модели нагружения при изгибающей деформации. В исследовании проведены прочностные испытания плечевой кости, комплекса «нижний резец – нижняя челюсть» и верхней челюсти интактных половозрелых животных с различными сроками наблюдения. Также приведены методики расчета основных прочностных характеристик при изгибающей деформации и представлены обоснования методик нагружения различных костей скелета. По результатам проведенного исследования прочностных характеристик плечевой кости, комплекса «нижний резец – нижняя челюсть» и верхней челюсти было выявлено, что возрастная динамика изменений прочности исследуемых костей имеет сходные черты независимо от сроков наблюдения, однако существуют отличия, обусловленные строением исследуемых костей. Во всех случаях отмечается тенденция к улучшению прочностных характеристик костей с незначительными негативными изменениями, не влияющими на общий показатель прочности. Прочностные испытания костей скелета являются важной частью комплекса исследований системы скелета, поскольку позволяют оценить прочность костей как на органном, так и на тканевом уровне, а также оценить влияние минерального и органического компонентов на прочность. Прочностные испытания костей скелета с использованием трехточечной модели нагружения являются адекватным методом в комплексе исследования костей скелета.

Ключевые слова: кость, прочность, лабораторные животные, биомеханика.

## COMPARISON OF THE RESULTS OF BIOMECHANICAL TESTING OF THE BONES TAKEN FROM DIFFERENT PARTS OF THE SKELETON

<sup>1</sup>Mosyagina N.A., <sup>1</sup>Bibik V.V., <sup>1</sup>Nizhelskii V.E., <sup>1</sup>Trufanova M.S.

*Lugansk State Medical University named after St. Luke of the Ministry of Health of the Russian Federation, Lugansk, e-mail: mosyaginan@bk.ru*

The aim of the study is to compare the results of strength testing of different skeletal bones employing three-point bending loading model. In the study we carried out strength testing of the humerus, the lower incisor/mandible complex and the maxilla of intact mature animals at different observation terms. Also, we presented calculation methods for main strength characteristics at bending and provided basics for loading of different skeletal bones. Strength testing of the humerus, the lower incisor/mandible complex and the maxilla showed that age dynamics of strength possesses similar features regardless of observation terms yet bone specific differences still exist. All testing results show tendency to improvement of strength with minute negative changes that do not influence strength in general. Strength testing of the skeletal bones is an important part of bones studies because it allows investigations on both organ and tissue level and assess influence of organic and mineral components on bone strength. Strength testing employing three-point bending model is an adequate method in bone studying complex.

Keywords: bone, strength, laboratory animals, biomechanics.

### Введение

Костная ткань представляет собой композитный материал, образованный эластическим материалом в совокупности с кристаллами гидроксиапатита. В последние десятилетия отмечен повышенный интерес к проведению комплексных исследований биомеханических свойств костной ткани и ее адаптации к изменениям в ее физиологической и механической

среде [1]. Характеристика реакции кости на метаболические заболевания и лечение, переломы, дегенеративные заболевания суставов и другие патологии костной ткани является неотъемлемой частью фундаментальных и клинических исследований [2]. Существует ряд известных методик определения биомеханических характеристик костей, которые можно разделить на исследования *in vivo* и *in vitro*. Исследования *in vivo* представляют собой преимущественно неинвазивные методы, такие как количественная компьютерная томография, одно- или двухлучевая фотонная абсорбциометрия и несколько типов ультразвуковой сонографии, в частности денситометрия. За исключением ультразвуковых методов, эти методы измеряют содержание минералов в костях и его распределение [3]. Таким образом, они способны оценить только зависящие от пористости и минералов компоненты механических свойств, а не те, которые связаны с органической частью костной матрицы, например сшивание коллагена, ориентацию волокон или степень ремоделирования. Кроме того, они не могут отличить остеопороз от остеомалации. Однако, поскольку последнее состояние встречается гораздо реже, чем первое, это не ставит под сомнение их применимость в клинической практике.

Биомеханические исследования *in vitro* подразумевают под собой забор материала интраоперационно или посмертно. К таким методам относятся исследования прочностных характеристик при изгибающей деформации, различные виды индентаций, в частности наноиндентометрия по методике Oliver и Pharr [4]. Метод Oliver и Pharr представляет собой экспериментальный метод анализа индентирования, основанный на теории упругого контакта, предложенной авторами в 1992 году. Он наиболее широко используется в различных коммерческих приборах для наноиндентирования и может эффективно характеризовать механические свойства, такие как модуль упругости и твердость материалов.

Также существуют методы измерения сил межклеточной адгезии в клеточных культурах на светооптическом уровне при помощи микроманипуляторов. Данные методики обладают рядом особенностей применения, при этом могут использоваться как средство оценки различных клинических состояний. Технологические достижения как в экспериментальных, так и в аналитических методах обещают направить будущие исследования к более точным прогнозам риска переломов, детальному пониманию реакции кости на ее механическую среду и, возможно, выяснению фундаментальных механизмов, контролирующих резорбцию или формирование кости.

При этом для исследований костей скелета на органном уровне одним из наиболее предпочтительных методов изучения является анализ прочностных характеристик костей при изгибающей деформации с использованием трехточечной модели нагружения [5].

Трехточечная модель нагружения при изгибающей деформации представляется наиболее обоснованной с точки зрения биомеханических исследований кости как органа в эксперименте, несмотря на преобладание компрессионных нагрузок при нормальном функционировании кости, которые имеют преимущественно продольное направление. Однако при исследованиях, связанных с изучением влияния экзогенных и эндогенных факторов на кости скелета, биомеханическое исследование направлено на воспроизведение нагрузок, приводящих к перелому как результату нарушений, вызванных изучаемыми факторами. В механизмах образования переломов трубчатых костей преобладают поперечные нагрузки, приводящие к изгибу или скручиванию органа [6].

Данная методика широко применяется в исследованиях костей скелета [7, 8, 9] в различных экспериментальных условиях, однако сравнение результатов прочностных испытаний различных костей скелета у интактных лабораторных животных ранее не проводилось.

#### **Цель исследования**

Сравнение результатов исследования прочностных характеристик костей различных отделов скелета у интактных лабораторных животных с использованием трехточечной модели нагружения при изгибающей деформации.

#### **Материал и методы исследования**

В данном исследовании представлено сравнение результатов биомеханических испытаний различных отделов скелета интактных лабораторных животных репродуктивного возрастного периода.

Для исследования прочностных характеристик отдельных костей скелета крыс (большеберцовая и плечевая кости, тазовая кость, а также нижняя и верхняя челюсти) авторами использована трехточечная модель нагрузки с фиксированным расстоянием между опорными клиньями, составляющим 10 мм. Нагружающий орган (подвижный клин) располагается сверху на половине расстояния между опорами и связан с индикатором микроперемещений непосредственно, что позволяет фиксировать минимальные изменения перемещения. Скорость нагружения составляет 0,1 мм в минуту. Нагружение производится до полного разрушения образца. Образцы, сместившиеся на опорных клиньях, исключаются из исследования, и нагрузка на них прекращается [10].

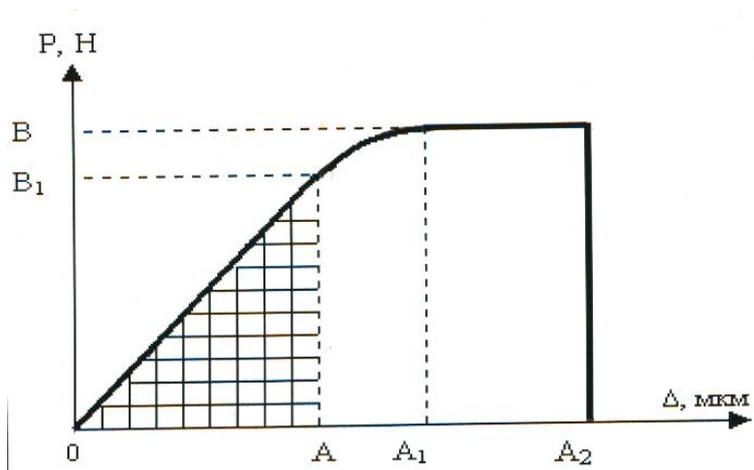


Рис. 1. Диаграмма нагружения образца при изгибе

Источник: составлен авторами на основании источника [10]

Из рисунка 1 следует, что диаграмма характеризует способность кости (то есть исследуемой конструкции) сопротивляться деформации и разрушению. Процесс деформации для любой из перечисленных костей подчиняется следующим закономерностям:

- отрезок ОВ характеризует упругую деформацию, как правило, обратимую, при которой диаграмма подчиняется линейной закономерности;
- отрезок ВВ<sub>1</sub> характеризуется как участок нелинейной деформации (перехода от обратимой деформации к необратимой);
- отрезок В<sub>1</sub>В<sub>2</sub> – участок текучести, на котором при прогрессирующем нарастании деформации нагрузка не изменяется до полного разрушения образца.

На основе деформационной кривой производится расчет следующих прочностных характеристик кости [6].

1. Удельная стрела прогиба,  $Y$  (мкМ/Н) – это показатель, который характеризует биомеханическую прочность кости при изгибающей деформации. Величина, обратная этому показателю, называется жесткостью.

Удельная стрела прогиба,  $Y$  (мкМ/Н) рассчитывается по формуле:

$$Y = \frac{\Delta}{P} \quad (1),$$

где  $\Delta$  – деформация кости при нагружении, мкМ;

$P$  – несущая способность, Н.

Поскольку нормальная анатомия исследует функциональные, то есть обратимые, отклонения морфологических показателей, расчет всех показателей проводится на отрезке линейно-упругой, или обратимой, деформации – ОВ<sub>1</sub> (рис. 1).

2. Предел прочности,  $\sigma$  (ГПа) – механическое напряжение, выше которого происходит разрушение материала. Иначе говоря, это пороговая величина, при превышении которой механическое напряжение разрушит некое тело из конкретного материала.

Предел прочности,  $\sigma$  (ГПа), рассчитывали по формуле:

$$\sigma = \frac{M}{W} \quad (2),$$

где разрушающий момент  $M$  – это:

$$M = \frac{Pl}{4} \quad (3),$$

(здесь  $P$  – несущая способность, а  $l$  – расстояние между опорами)

а момент сопротивления  $W$  – это:

$$W = \frac{\pi}{32a} (a^3b - a_1^3b_1) \quad (4) \text{ (рис. 2).}$$

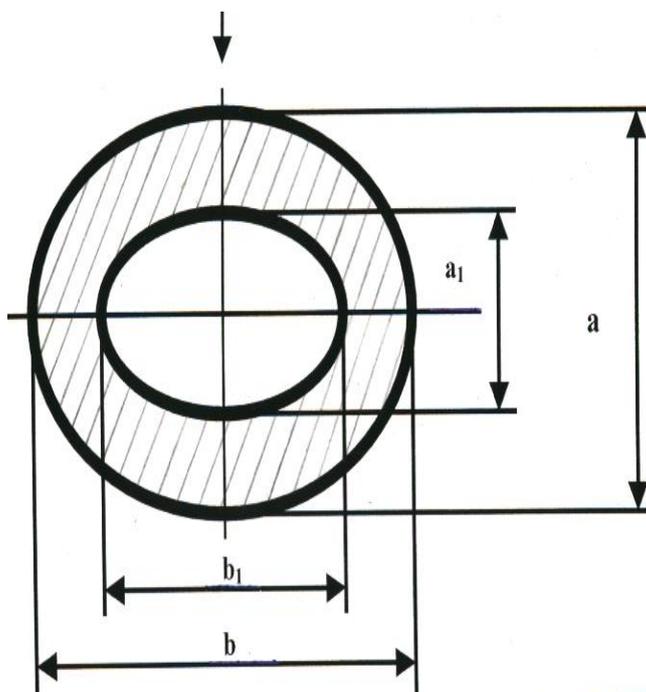


Рис. 2. Поперечное сечение кости:  $a$  – меньший наружный диаметр,  $b$  – больший наружный диаметр,  $a_1$  – меньший внутренний диаметр,  $b_1$  – больший внутренний диаметр

Источник: составлен авторами на основании источника [10]

3. Модуль упругости (модуль Юнга),  $E$  (ГПа) – физическая величина, характеризующая способность материала (тела) сопротивляться растяжению или сжатию при упругой деформации.

Модуль упругости (модуль Юнга),  $E$  (ГПа), рассчитывали по формуле:

$$E = \frac{Pl^3}{48\Delta J} \quad (5);$$

где момент инерции  $J$  – это:

$$J = \frac{\pi}{64}(a^3b - a_1^3b_1) \quad (6) \text{ (рис. 2).}$$

При этом значение  $\Delta$  выбирается в средней части отрезка упругой деформации (рис. 2). Как правило, модуль упругости рассчитывался при  $\Delta=100$  мкМ, что подходило для деформационных кривых плечевых костей животных всех возрастных групп.

4. Минимальная работа разрушения,  $A$  (мДж), рассчитывается по формуле:

$$A = \frac{P}{\Delta} \quad (7).$$

Если более точно, минимальная работа разрушения равна площади заштрихованной фигуры  $OB_1A$  (рис. 1).

Такой способ можно считать универсальным для исследования как трубчатых костей, так и комплекса «челюсть – резец» у грызунов, имеющего трубчатое строение.

Различные кости, тем не менее, имеют особенности приложения нагрузки и размещения на аппарате, что является следствием особенностей их строения и функционирования. Так, нагружение плечевой кости производится в переднезаднем направлении, а нагружающий орган располагается ниже оконечности дельтовидной бугристости, где заканчивается силовая линия (рис. 3).

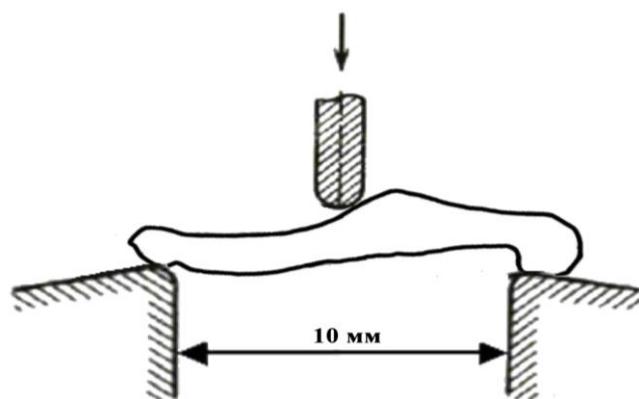
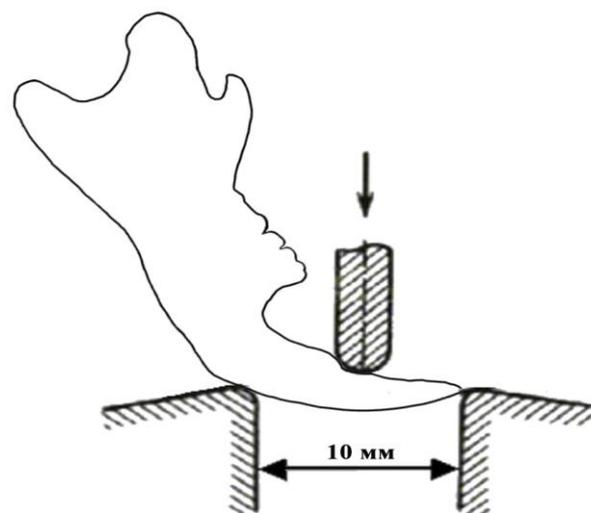


Рис. 3. Схема биомеханических испытаний на изгиб плечевой кости (трехточечная модель)

Источник: составлен авторами

В данном месте диафиз имеет сечение, близкое к круглому, а кость располагается на опорных клиньях без фиксирующих средств [11]. При этом хирургическую шейку плечевой кости не следует считать предпочтительным местом для нагружения, поскольку дельтовидная бугристость плечевой кости начинается непосредственно на ней, что может исказить результаты исследования [12].

Нагружение нижней челюсти также проводится в переднезаднем направлении с учетом овальной формы сечения резца. Размещение челюсти в нагрузочной машине производится с учетом направления нагрузки перпендикулярно наружной конъюгате резца. Для достижения этой цели возможно использование любой оснастки. На опорах челюсть располагается таким образом, чтобы резец в альвеолярной кости находился на одном из клиньев, а конец резца не соскальзывал с противоположной опоры. При этом часть нагрузки передается на зубоальвеолярное соединение, что приближает нагрузку к физиологической (рис. 4).



*Рис. 4. Схема биомеханических испытаний на изгиб нижней челюсти (трехточечная модель)*

*Источник: составлено авторами*

Для испытаний плечевой кости были отобраны 30 половозрелых крыс-самцов с массой тела 130–150 г. Содержание животных и все необходимые манипуляции и воздействия проводились в соответствии с международными рекомендациями «Европейской конвенции о защите позвоночных животных, используемых для экспериментов или в иных научных целях» (1986 г.), с Директивой Совета Европейских сообществ от 22.09.2010 г. (2010/63/EU) по уходу за лабораторными животными, а также с правилами лабораторной практики при проведении

доклинических исследований в РФ согласно «Принципам надлежащей лабораторной практики» (ГОСТ Р 33044-2014, 2015) и приказу «Об утверждении правил надлежащей лабораторной практики» Минздрава РФ № 199-н от 01.04.2016 г. Сроки наблюдения составляли 7, 15, 30, 60 и 90 суток. По истечении сроков наблюдения животных выводили из эксперимента путем декапитации под общей анестезией, плечевые кости выделяли и немедленно фиксировали в 10%-ном растворе нейтрального формалина. Фиксация длилась 7 дней. Испытания проводили в условиях, описанных для плечевой кости, со скоростью нагружения 0,1 мм/мин, до полного разрушения образца. Для каждого смещения фиксировали нагрузку, вызвавшую его. Полученные данные использовали для расчетов удельной стрелы прогиба, предела прочности, модуля упругости и работы разрушения. Расчеты проводили для каждого наблюдения. Для каждого срока наблюдения рассчитывали среднее значение и стандартную ошибку. Для сравнения между сроками наблюдения использовали t-критерий Стьюдента при уровне значимости  $p < 0,05$ . Сравнение проводили между сроком наблюдения 7 дней и каждым последующим сроком отдельно.

При прочностных испытаниях комплекса «нижняя челюсть – нижний резец» использовали нижние челюсти животных, от которых были получены плечевые кости. Сроки наблюдения также составили 7, 15, 30, 60 и 90 суток. По истечении сроков наблюдения животных выводили из эксперимента путем декапитации под общей анестезией, и челюсти после выделения и фиксации в 10%-ном растворе нейтрального формалина направляли на испытания. Испытания проводили в условиях, определенных для нижней челюсти. Скорость нагружения, фиксация результатов, расчеты показателей, а также статистическая обработка данных не отличались от таковых для плечевой кости.

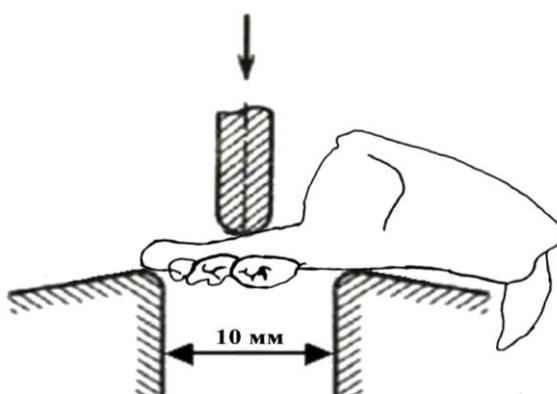


Рис. 5. Схема биомеханических испытаний на изгиб верхней челюсти (трехточечная модель)

Источник: составлено авторами

Прочностные испытания верхней челюсти были проведены на костях, взятых также от животных, отобранных для эксперимента. Сроки наблюдения составили 7, 15, 30, 60 и 90 суток. По истечении сроков наблюдения животных выводили из эксперимента путем декапитации под общей анестезией, верхние челюсти выделяли и немедленно фиксировали в 10%-ном растворе нейтрального формалина. Челюсть располагали в нагружающем устройстве таким образом, чтобы нагрузка приходилась на промежуток между 1-м и 2-м коренными зубами (рис. 5). Скорость нагружения, фиксация результатов, расчеты показателей, а также статистическая обработка данных не отличались от таковых для плечевой кости и нижней челюсти.

### Результаты

Результаты испытаний плечевой кости представлены в таблице 1. Удельная стрела прогиба достоверно уменьшалась по сравнению с 7-ми сутками в период с 15-х по 90-е сутки на 8,05%, 13,14%, 18,01% и 24,36%. Предел прочности в период с 30-е по 90-е сутки увеличился на 8,18%, 21,11% и 35,11%. Модуль упругости в также в период с 30-е по 90-е сутки увеличился на 4,18%, 6,18% и 7,97%, а работа разрушения в период с 15-х по 90-х сутки увеличилась на 5,78%, 12,24%, 24,37% и 35,90%. Такие изменения являются проявлением возрастной динамики вне экспериментальных воздействий. В частности, следует отметить увеличение как конструкционной прочности, так и прочности костной ткани. При этом прочность увеличивалась как за счет минерального, так и за счет органического компонентов костной ткани [14].

Таблица 1

Биомеханические характеристики плечевых костей интактных половозрелых белых крыс в зависимости от длительности наблюдения ( $X \pm Sx$ )

Сроки, сут.	Удельная стрела прогиба, мкМ/Н	Предел прочности, ГПа	Модуль упругости, ГПа	Работа разрушения, мДж
7	4,72±0,07	114,82±1,61	5,02±0,07	68,57±0,89
15	4,34±0,06*	117,59±1,92	5,17±0,07	72,53±1,01*
30	4,10±0,06*	124,21±1,58*	5,23±0,06*	76,96±1,13*
60	3,87±0,06*	139,06±2,05*	5,33±0,07*	85,28±1,22*
90	3,57±0,05*	155,13±2,32*	5,42±0,09*	93,19±1,49*

Примечание. Символами обозначены статистически значимые отличия:

\* – по сравнению с показателями животных на 7-е сутки,  $p \leq 0,05$

Источник: составлено авторами

Результаты испытаний комплекса «нижний резец – нижняя челюсть» представлены в таблице 2. Здесь удельная стрела прогиба недостоверно уменьшалась в период с 15-х по 90-е сутки, однако тенденция к уменьшению сохранялась на протяжении всего периода наблюдения. Предел прочности также снижался на 60-е и 90-е сутки на 5,51% и 8,49% соответственно. Также отмечалось снижение модуля упругости в период с 15-х по 90-е сутки на 5,76% 5,81%, 6,37% и 9,51%. Работа разрушения при этом увеличилась на 60-е и 90-е сутки на 5,92% и 10,83% соответственно. Снижение модуля упругости и предела прочности может быть следствием более высокой минерализации ткани нижнего резца, что, в свою очередь, приводит к повышению твердости и хрупкости ткани. Конструкционная прочность при этом возрастает. В целом, также отмечается тенденция к улучшению прочностных характеристик.

Таблица 2

Биомеханические характеристики комплекса «нижняя челюсть – нижний резец» интактных половозрелых белых крыс в зависимости от длительности наблюдения ( $X \pm Sx$ )

Сроки, сут.	Удельная стрела прогиба, мкМ/Н	Предел прочности, ГПа	Модуль упругости, ГПа	Работа разрушения, мДж
7	6,35±0,09	471,70±7,10	21,34±0,26	77,85±0,94
15	6,28±0,10	463,91±6,84*	20,11±0,33	78,26±1,10
30	6,21±0,10	458,30±5,42*	20,10±0,30	80,30±1,14
60	6,18±0,10*	445,69±5,80*	19,98±0,30*	82,46±1,61*
90	6,05±0,10*	431,63±6,27*	19,31±0,30*	86,28±1,47*

Примечание. Символами обозначены статистически значимые отличия:

\* – по сравнению с показателями животных на 7-е сутки,  $p \leq 0,05$

Источник: составлено авторами

Результаты испытаний верхней челюсти представлены в таблице 3. При данных испытаниях отмечалось снижение удельной стрелы прогиба на 60-е по 90-е сутки на 4,81% и 6,54% соответственно. Предел прочности в период с 15-х по 60-е сутки увеличивался недостоверно при сохраненной тенденции к увеличению. Также отмечалось увеличение модуля упругости на 90-е сутки на 5,97%. Работа разрушения увеличилась в период с 30-е по 90-е сутки на 4,88%, 6,18% и 7,11%. Незначительное снижение конструкционной прочности может являться результатом возрастных изменений геометрии кости [15]. Здесь, как и в предыдущем случае, отмечается улучшение прочностных характеристик.

Таблица 3

Биомеханические характеристики верхней челюсти интактных половозрелых белых крыс в зависимости от длительности наблюдения ( $X \pm Sx$ )

Сроки, сут.	Удельная стрела прогиба, мкМ/Н	Предел прочности, ГПа	Модуль упругости, ГПа	Работа разрушения, мДж
7	5,20±0,08	440,02±6,25	19,27±0,25	87,43±1,20
15	5,16±0,07	440,70±6,68	19,57±0,27	88,99±1,22
30	5,07±0,06	447,85±6,86	19,75±0,29	91,70±1,17*
60	4,95±0,06*	454,72±6,70	20,03±0,30	92,83±1,29*
90	4,86±0,06*	445,12±5,87	20,42±0,23*	93,65±1,20*

Примечание. Символами обозначены статистически значимые отличия:

\* – по сравнению с показателями животных на 7-е сутки,  $p \leq 0,05$

Источник: составлено авторами

### Заклучение

Прочностные испытания костей лабораторных животных в норме и при экспериментальных воздействиях являются неотъемлемой частью комплексного исследования наряду с гистологическим, биохимическим и другими методами исследования, поскольку прочность костей, являясь их главной характеристикой, может нарушаться в различных патологических условиях. Прочностное исследование позволяет определить состояние кости как на органном, так и на тканевом уровне. При этом такое исследование дает возможность оценить состояние органического и минерального компонентов костной ткани по отдельности. Трехточечная модель нагрузки при таком исследовании является предпочтительной, поскольку она проста в использовании, соответствует нагрузкам, приводящим к перелому, а также результаты исследования возможно адекватно интерпретировать. Испытания различных костей требуют условий, которые определяются строением кости, особенностями ее функционирования и нагрузками, которые она испытывает. При испытаниях костей у интактных животных следует отметить различную динамику у животных разных возрастов. Так, при исследовании плечевых костей, комплекса «нижняя челюсть – нижний резец», а также верхней челюсти у половозрелых животных отмечается улучшение прочностных характеристик костей, которое, однако, не является интенсивным. Некоторые прочностные характеристики костей могут ухудшаться, что, однако, не влияет на общий показатель. Динамика изменений прочности различных костей у животных одного возраста сходна независимо от сроков наблюдения, что свидетельствует об адекватности применяемой методики.

### Список литературы

1. Nikolenko V.N., Strizhkov A.E., Nurimanov R.Z., Nasyrov R.V., Minasov T.B., Kruzhkov A.S. Biomechanical methods in a complex assessment of the morpho-functional state of the human skeleton in normal and pathological conditions // *Morphology*. 2018. Vol. 153. Suppl. 3-1. P. 81-82. DOI: 10.17816/morph.103398.  
URL: <https://j-morphology.com/1026-3543/article/view/103398> (дата обращения: 15.03.2025).
2. Нагорнов М.Н., Осипенкова-Вичтомова Т.К. Судебно-медицинские аспекты травмы и патологии костной ткани // *Судебно-медицинская экспертиза*. 2012. Т. 55. №1. С.41-44.  
URL: <https://www.mediasphera.ru/issues/sudebno-meditsinskaya-ekspertiza/2012/1/030039-45212012110> (дата обращения: 15.03.2025).
3. Герасимов О.В., Рахматулин Р.Р., Балтина Т.В., Саченков О.А. Определение эффективных механических параметров на основе данных цифрового прототипа // *Российский журнал биомеханики*. 2023. Т. 27. № 3. С.53-66. DOI:10.15593/RZhBiomech/2023.3.04.
4. Oliver W., Pharr G. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments // *Journal of Materials Research*. 1992. Vol. 7, Is. 6. P. 1564-1583. DOI:10.1557/JMR.1992.1564.
5. Крюков В.Н. Механизмы переломов костей. М.: Издательство «Медицина», 1971. 107 с.  
URL: <https://www.forens-med.ru/book.php?id=206> (дата обращения: 15.03.2025).
6. Mujika F., Arrese A., Adarraga I., Osés U. New correction terms concerning three-point and four-point bending tests // *Polymer Testing*. 2016. Vol. 55. P. 25-37. DOI: 10.1016/j.polymertesting.2016.07.025.  
URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0142941816305232> (дата обращения: 15.03.2025).
7. Нижельский В.Е., Лузин В.И. Прочность костей скелета белых крыс при воздействии паров формальдегида в разные возрастные периоды // *Проблемы экологической и медицинской генетики и клинической иммунологии: сборник научных трудов*. Луганск, 2020. Выпуск 5 (161). С.24-29. URL: [https://ecoproblemlug.ucoz.ua/5\\_161\\_v\\_tipogr.pdf](https://ecoproblemlug.ucoz.ua/5_161_v_tipogr.pdf) (дата обращения: 15.03.2025).
8. Бибик В.В., Лузин В.И. Влияние нанесения дефекта в большеберцовой кости после 60-суточного введения бензоата натрия на прочность комплекса нижний резец/нижняя челюсть у белых крыс // *Университетская клиника*. 2023. № 2(47). С.14-19.  
URL: <http://journal.dnmu.ru/index.php/UC/article/view/925> (дата обращения: 15.03.2025).
9. Соловьёва И.В., Пилавов А.М., Рябков В.С., Труфанова М.С. Влияние имплантации в дефект большеберцовых костей гидроксилapatитного материала ОК-015 на прочность верхней челюсти белых крыс // *Морфологический альманах имени В.Г. Ковешникова*. 2023. Т. 21, № 2. С. 79-84.

10. Ковешников В.Г., Лузин В.И. Биомеханические методы исследования в функциональной морфологии трубчатых костей // Український морфологічний альманах. 2003. Т. 1. №2. С.46-52.
11. Лузин В.И., Прочан В.Н. Прочностные характеристики плечевой кости белых крыс различного возраста при нанесении дырчатого дефекта большеберцовых костей // Український медичний альманах. 2009. №12(2). С.102-106.
12. Mosyagina N.A., Luzin V.I., Bugakova O.V., Lebed D.I. Effects of quercetin on strength features of the humerus in rats of different ages after surgical perforation of the tibia // Aging: Clinical and Experimental Research. 2024. Vol. 36, Is. 174. P. 965. DOI: 10.1007/s40520-024-02766-y.
13. Mosyagina N., Astrakhantsev D. Strength features of the tibia in diabetic rats after repeated fracture // Bone Reports. 2022. Vol. 16. P. 101347. DOI: 10.1016/j.bonr.2022.101347.  
URL: [https://www.1spbgmu.ru/images/home/universitet/izdatelstvo/uchenie\\_zapiski/2\\_11.pdf](https://www.1spbgmu.ru/images/home/universitet/izdatelstvo/uchenie_zapiski/2_11.pdf) (дата обращения: 15.03.2025).
14. Mosyagina N.A. Bone matrix dependent strength features of the tibia in diabetic rats with repeated fracture after systemic and local calcium administration // JBMR Plus. 2024. Vol. 8. Is. S1. P. i109. DOI:10.1093/jbmrpl/ziae063.
15. Беляев А.М., Прохоров Г.Г., Сушников В.А., Артемьева А.С., Архицкая А.А., Чуглова Д.А. Изменения структуры и механической прочности кости после пункционной криодеструкции в эксперименте // Травматология и ортопедия России. 2019. Т. 25. № 2. С.123-133. DOI:10.21823/2311-2905-2019-25-2-123-133.