05

Анализ механических характеристик бедренных костей кроликов породы советская шиншилла

© Ю.А. Новосад,[1,2] К.Н. Родионова,[1] Е.А. Виговская,[1,3] А.Н. Скворцов,[2] С.В. Виссарионов[1]

[1]Национальный медицинский исследовательский центр детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера Министерства здравоохранения Российской Федерации,
196603 Пушкин, Санкт-Петербург, Россия
[2]Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,
195251 Санкт-Петербург, Россия
[3]Национальный исследовательский университет ИТМО,
197101 Санкт-Петербург, Россия
e-mail: rkn0306@mail.ru

Поступило в Редакцию 2 февраля 2026 г.
В окончательной редакции 26 марта 2026 г.
Принято к публикации 1 апреля 2026 г.

Цель исследования — количественное сравнение прочностных характеристик кортикальной кости (бедренной кости) кроликов при одноосном сжатии в различных условиях, а также оценка вариативности формы кривых сила-смещение. В ходе исследования были изготовлены цилиндрические образцы кортикальной кости, полученные из диафизов бедренных костей половозрелых самцов кроликов породы советская шиншилла. Испытания образцов на сжатие проводились в сухом состоянии при комнатной температуре и в условиях погружения в физиологический раствор при 20 °C и 37 °C. По данным испытаний образцов вычислялись модуль Юнга, максимальное напряжение, деформация и энергия до разрушения образца костной ткани. Для анализа формы кривых использовали алгоритм динамической трансформации временной шкалы (DTW), что позволило выявить воспроизводимые паттерны в анализируемых кривых. На основании полученных результатов установлено, что гидратация образцов влияет на упругие характеристики: модуль Юнга в группе исследования в сухом состоянии был выше, чем в условиях погружения в жидкость ($p\text{-}value < 0.01$), тогда как остальные механические характеристики не демонстрировали статистически значимых различий. При этом температура жидкой среды, в которой проводили испытание, не оказывала влияния на получаемые механические характеристики костной ткани ($p\text{-}value > 0.05$).

Ключевые слова: кортикальная кость, одноосное сжатие, модуль Юнга.

DOI: 10.61011/JTF.2026.08.63364.18-26

Введение

В травматологии и ортопедии к костнопластическим материалам, кроме стандартных для медицинских изделий, предъявляется ряд специфических требований. Костнопластические материалы должны быть биосовместимыми и, по возможности, биорезорбируемыми, остеокондуктивными и остеоиндуктивными, а также способствовать стимуляции ангиогенеза с целью увеличения скорости ремоделирования тканей в области дефекта. Несмотря на множество материалов, используемых для разработки костных скаффолдов, золотым стандартом остаются аутотрансплантаты, так как именно они обладают всеми указанными характеристиками [1]. Кроме того, аутотрансплантаты обеспечивают оптимальное сочетание механической прочности и биологической активности. Несмотря на множество разработок по созданию синтетических композиционных матриц с упомянутыми свойствами, в клинической практике отсутствуют примеры использования таких скаффолдов.

Следует отметить, что при имплантации различных материалов в область дефекта костной ткани наблюдается явление экранирования напряжения. Этот эффект объясняется недостаточной прочностью применяемого синтетического материала, что приводит к неспособности выдерживать физиологическую нагрузку в зоне имплантации. В дальнейшем это является причиной возникновения деформации и приводит к разрушению костной структуры. С другой стороны, если материал чрезмерно прочен, то он берет на себя всю нагрузку вместо нативной кости — такое перераспределение нагрузки приводит к резорбции костной ткани пациента и ее последующему разрушению [2]. Соответствие механических характеристик имплантируемого материала свойствам нативной костной ткани целевой зоны является ключевым фактором его успешного функционирования.

Прочностные характеристики различных костей человека подробно описаны в литературе [3,4], при этом имеется информация о влиянии на прочность костной ткани различных заболеваний [5] и возраста человека [6]. Одновременно с этим необходимо подчеркнуть, что число исследований, посвященных влиянию условий испытаний на получаемые механические характеристики, ограничено. Значительная часть доступных данных пред-

ставлена обзорами литературы, включающими различные методики пробоподготовки и тестирования. Режим нагружения, скорость деформации, условия гидратации, температура среды — все эти факторы могут существенно влиять на результаты, что затрудняет сопоставление данных между собой.

При разработке костнопластических скаффолдов, которые должны выполнять опорную функцию, многие работы ориентируются именно на упругие характеристики костной ткани человека, так как в итоге скаффолды разрабатываются именно для пациентов. При этом все разрабатываемые материалы предварительно проходят этап исследований in vivo в различных моделях дефектов костной ткани. К наиболее часто используемым моделям экспериментальных животных стоит отнести крыс и мышей. Однако следует отметить, что малые размеры данных лабораторных животных не позволяют оценить эффективность материала под нагрузками. Кроме того, в литературе имеются данные, полученные на других видах животных, в том числе лошадях, собаках, свиньях, коровах [7], но содержание и работа с этими животными являются более трудоемкими в результате чего такие исследования встречаются крайне редко.

Лабораторный кролик является оптимальной моделью для исследования эффективности костных материалов *in vivo*, что связано с простотой ухода за животным, легкостью в проведении хирургических манипуляций, а также возможностью использовать модели дефектов большего размера для оценки остеоиндуктивности и остекондуктивности материалов в условиях физиологической нагрузки. Одновременно с этим необходимо отметить, что упругие характеристики костной ткани человека [8] и кролика [9] имеют значительные отличия, что подтверждает нерелевантность результатов, получаемых при *in vivo* апробации костнопластических скаффолдов. Упругие характеристики нативной костной ткани кроликов значительно ниже, чем у человека, а значит, при имплантации материала, разрабатываемого для человека, он возьмет нагрузку на себя, что, в итоге, приведет к резорбированию костной структуры.

Достаточно подробно изучено и влияние скорости деформации при исследовании образцов для получения значений вязкоупругих и механических характеристик. Кость как орган функционирует в статических и динамических условиях, но при этом значительная часть травм и переломов происходит при высоких скоростях воздействия. Тем не менее после имплантации скаффолдов в область дефекта пациенты проходят курс реабилитации, который подразумевает отсутствие активного движения. В работе [10] показано, что при низких скоростях деформации на графике напряжение-деформация имеется значительный линейный участок, а при скоростях, превышающих 100 mm/s, наблюдается три выраженных участка: линейной упругости, пластической деформации, а также зона упрочнения, что является типичным для поведения пористых материалов. Соответственно выбор режима испытаний должен соответствовать физиологическим условиям функционирования имплантатов на ранних этапах заживления.

Большее внимание в литературных источниках уделяется исследованию трабекулярных костных структур по сравнению с кортикальными. Самыми популярными образцами для исследования прочности трабекулярных костей являются тела позвонков [11], что обусловлено большим объемом материала, и головки бедренной кости, что обусловлено высокой частотой эндопротезирования тазобедренного сустава [12].

При исследовании костных структур в качестве биологического объекта важная роль отводится гидратации тканей. Для исследования влияния смачивания на механику образцов было проведено исследование [13]. Образцы костной ткани были предварительно заморожены, после оттаивания часть из них выдерживали при комнатной температуре, а другую часть помещали в дистиллированную воду на ночь. Во всех случаях наблюдались отличия в значениях механических характеристик между влажными и сухими образцами. При этом все образцы в ходе испытаний находились на воздухе при комнатной температуре, а не исследовались напрямую в жидкости. Аналогичные результаты были получены в работе [14], а в исследовании [15] было продемонстрировано изменение вязко-эластических свойств тканей. Кроме того, в литературных источниках не было найдено статей, в которых было бы проведено сравнение механических характеристик костной ткани лабораторных животных в сухом и влажном виде.

Таким образом, целью настоящей работы было исследование прочностных характеристик костной ткани лабораторных кроликов породы советская шиншилла в сухом виде, а также в физиологическом растворе при температуре 20 °C и 37 °C в условиях квазистатического нагружения. Для этого осуществляли забор бедренных костей с их дальнейшей пробоподготовкой, после чего измеряли механические характеристики (модуль Юнга, максимальное напряжение, максимальное относительное удлинение, жесткость и поглощенную энергию до разрушения) в условиях сухой и влажной среды. На основании полученных кривых напряжение-деформация проведен кластерный анализ.

1. Материалы и методы

1.1. Получение образцов костной ткани

Образцы костной ткани были получены от половозрелых самцов кроликов массой 3.0−3.5 kg в возрасте 12 месяцев, выращенных в условиях вивария (Рапполово, Санкт-Петербург). Содержание экспериментальных животных полностью соответствовало ГОСТам 33215-2014 и 33216-2014. Все животные ($N = 17$) прошли период карантина, адаптации и содержались в индивидуальных клетках в условиях свободного доступа к еде и воде в течение 1 месяца.

Эвтаназию лабораторных животных осуществляли интракардиальной инъекцией лидокаина (Гротеск, Россия) в дозировке 20 mg/kg с предварительным введением в наркоз парами 3 % севофлурана с потоком 2.5 l/min (Р-ФАРМ, Россия). Наступление наркоза фиксировали по угнетению роговичного и педального рефлексов. У всех лабораторных животных немедленно забирали обе бедренные кости, распатором отделяли остатки мышц от кости и помещали в физиологический раствор при температуре 37 °C (Солофарм, Россия). Выбор бедренных костей обусловлен тем, что данные кости являются самыми большими кортикальными костями в скелете животного. Все манипуляции с животными выполнялись квалифицированными специалистами. Исследование было одобрено локальным этическим комитетом ФГБУ „НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера“ Минздрава России, протокол No 26/01-1.

Циркулярной пилой у всех образцов удаляли проксимальный и дистальный эпифизы, после чего выполняли срезы на высокоскоростном отрезном станке Accutom 50 (Struers, Дания) с подачей холодной поды при резке для снижения температуры образца и предотвращения гибели тканей с целью получения цилиндрических секций с параллельными торцами. Для достижения большей параллельности выполняли ручную шлифовку торцов. После подготовки образцов определяли их геометрические характеристики. Высоту измеряли штангенциркулем в трех точках и рассчитывали среднее значение. Параллельность торцов контролировали аналогичным образом, измеряя высоту, допустимое отклонение не превышало 0.1 mm. Для более точной притирки использовали зажимы универсальной испытательной машины.

Все образцы были разделены на три группы:

• Исследование в условиях сухой среды при комнатной температуре (группа 1). Образцы предварительно высушивали в воздухе в течение 24 h при комнатной температуре, после чего проводили исследование;

• Исследование в биологической камере с добавлением физиологического раствора при температуре 20 °C (группа 2) и при температуре 37 °C (группа 3). Образцы помещали в биологическую камеру и термостатировали в течение 2 h для достижения температуры жидкости;

1.2. Исследование механических характеристик при одноосном сжатии

Исследование характеристик образцов костной ткани проводили в условиях квазистатического одноосного сжатия при скорости деформации 2 mm/min на установке СМАРТЕСТ, модель ST-U110 (ООО „Интелтест“, Россия). Испытания проводили при постоянной температуре лаборатории 20 °C–22 °C и относительной влажности воздуха около 55 %.

Сжатие проводили в продольном направлении кости между двумя жесткими стальными платформами. Образец помещали в центр платформы, после чего создавали предварительную нагрузку 50 N. Применение предварительной нагрузки позволяло обеспечить плотный контакт между торцами цилиндра и платформами, исключив начальные зазоры и неровности поверхности. После этого винты шарнирной головки фиксировали, что позволяло нивелировать погрешность в параллельности торцов, возникающую при подготовке образцов, и предотвратить локальные концентрации напряжений и сдвиги. При исследовании образцов в группе 1 предварительно наносили несколько капель физиологического раствора на поверхность платформ, чтобы исключить влияние сухого трения при сжатии в сравнении с образцами групп 2 и 3. В группах с применением биологической камеры исследование проводили без дополнительного нанесения капель.

Данные о перемещении регистрировались с частотой 100 Hz при разрешении датчика силы 0.5 N и датчика перемещения 0.01 mm. Концом испытания считали визуальное разрушение образца, определяемое появлением трещины или раскола.

1.3. Расчет площади образцов

С учетом того что образцы костной структуры являлись не строго цилиндрическими, что обусловливается физиологическими особенностями строения костной ткани, площадь сечения образцов рассчитывали с применением оригинальной программы на языке Python.

Для анализа использовали библиотеку OpenCV, позволяющую проводить обработку изображений с высоким разрешением. На вход программа получала фотографию отпечатка поперечного среза кости, конвертировала его в формат RGB, после чего проводилось преобразование в оттенки серого для бинаризации. Бинаризацию осуществляли методом Otsu, который автоматически определяет пороговое значение для выделения контура отпечатка образца. Далее осуществляли поиск контуров бинарного изображения. Для каждого найденного контура рассчитывалась площадь, при этом контуры менее 100 и более 3 500 000 пикселей отбрасывались как артефакты.

На выходе программа формировала визуализацию: исходное изображение с наложенными контурами и подписями площадей в пикселях (рис. 1), которую затем пересчитывали в cm^2. Эталонным образцом считался квадрат на миллиметровой бумаге, площадь которого принималась равной 1 cm^2. Площадь образца рассчитывали как среднее значение между площадями верхнего и нижнего срезов кости. Итоговая формула расчета площади среза:

$$S_{sample} = S_{standard} \frac{N_{external} - N_{internal}}{NS_{internal}}, \qquad (1)$$

где S_{sample} — площадь исследуемого образца, $S_{standard}$ — площадь эталона (1 cm^2), $N_{internal}$ — число пикселей соответствующих контуров образца, $NS_{internal}$ — число пикселей внутреннего конутра эталона.

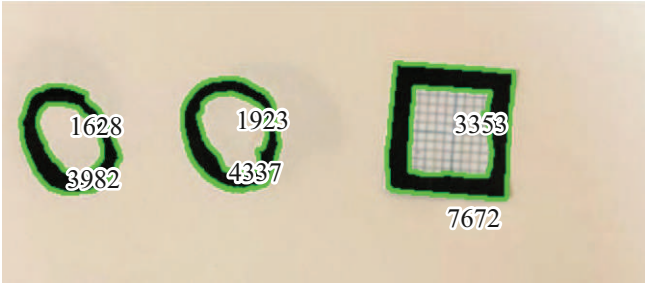

Рис. 1. Выходные данные, получаемые при обработке фотографии. Черный цвет — контуры срезов и стандартного образца. Зеленый цвет — выделение границ контуров при обработке. Числами указаны площади внешнего и внутреннего контуров в пикселях.

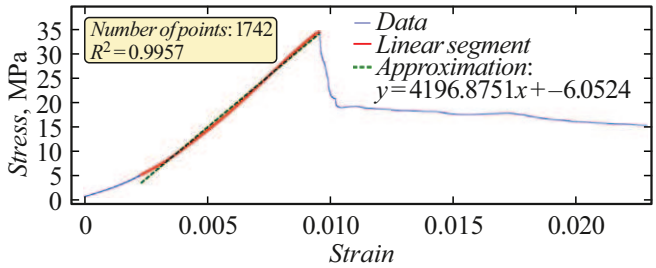

Рис. 2. Пример графика напряжение-деформация с выделенным линейным участком и аппроксимирующей прямой.

1.4. Обработка результатов

Полученные экспериментальные данные исследования механических свойств образцов кости в формате .csv обрабатывали оригинальной программой на языке Python. Из файлов удаляли неинформативные строки, пропуски, а также пустые значения. Первичные данные представляли собой пары значений силы и соответствующего смещения траверсы. Для дальнейшего исследования рассчитывали инженерное напряжение (2) как отношение силы к площади поперечного сечения образца, и деформацию (3), как отношение смещения траверсы к первоначальной длине кости:

$$\sigma = \frac{F}{S}, \tag{2}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}. \tag{3}$$

На основании полученных значений вычисляли максимальные значения напряжения и деформации до разрушения образца. Кроме того, была рассчитана работа до разрушения материала, определяемая как площадь под экспериментальной кривой сила-смещение до достижения максимальной силы, что позволяет оценить энергию, поглощенную образцом в процессе деформации. Для количественного определения модуля Юнга использовали разработанный метод поиска наиболее продолжительного линейного участка диаграммы напряжение-деформация до момента разрушения образца (рис. 2).

Для каждого потенциального сегмента выполнялась двуступенчатая проверка линейности. Быстрая проверка включала оценку квадрата коэффициента детерминации R^2, вычисленного напрямую. Если значение R^2 не превышало заданный минимальный порог (0.995), данный сегмент отбрасывался без проведения регрессионного анализа, что ускоряло процедуру. Если участок удовлетворял заданному значению, то для него проводили одномерную линейную регрессию методом наименьших квадратов, определяя наклон прямой, свободный член и R^2. Модуль Юнга вычисляли как наклон аппроксимирующей прямой, полученной по результатам линейной регрессии.

Также вычисляли жесткость образцов по описанному ранее алгоритму, при этом анализ ограничивали диапазоном до 50 % максимальной приложенной к образцу силы, что соответствовало упругой области деформации и ограничивало влияние пластических изменений на оценку жесткости.

1.5. Кластерный анализ

Для анализа форм кривых сила-смещение и выявления типичных паттернов поведения образцов был выполнен многоэтапный кластерный анализ, основанный на нормализации длины кривых, вычислении матрицы расстояний алгоритмом динамической трансформации временной шкалы (Dynamic Time Warping, DTW) и последующей кластеризации с использованием HDBSCAN [16] после снижения размерности методом UMAP [17]. Поскольку отдельные экспериментальные кривые существенно отличались по длине, смещению и силе, предварительно все они были приведены к единой сетке. Для этого значения силы интерполировали линейным методом на общую сетку из 1500 равномерно распределенных точек на оси. Такой подход позволяет сохранить ключевые особенности формы кривой при устранении различий в количестве исходных измерений. Также было проведено тестирование альтернативных разрешений (1000, 1500, 2000 точек).

Полученная матрица DTW-расстояний была преобразована в двумерное пространство методом uniform approximation and projection (UMAP) со следующими параметрами: число ближайших соседей 5 — (для увеличения чувствительности метода); минимальная допустимая дистанция 0.1 (является оптимальной для кластеризации). Все параметры были выбраны эмпирическим путем.

1.6. Статистический анализ данных

Статистический анализ был направлен на оценку влияния условий проведения механических испытаний

кортикальной костной ткани и проводился в двух группах сравнения:

• Dry-wet — исследование в условиях сухой среды — dry (группа 1, $N = 17$) и исследование в условиях влажной среды — wet (объединенные группы 2 и 3, $N = 16$).

• 20 °C–37 °C — исследование в условиях влажной среды при температуре 20 °C (группа 2, $N = 8$) и при температуре 37 °C (группа 3, $N = 8$).

Все измерения механических свойств включали модуль Юнга (E), максимальное напряжение (sigma_max), максимальное относительное удлинение (epsilon_max), жесткость (K) и поглощенную энергию до разрушения (W). Также регистрировали геометрические параметры: площадь поперечного сечения и длину образца. Эти значения определяют корректность сравнения механических характеристик и позволяют исключить влияние систематических ошибок пробоподготовки.

Для каждой группы была проведена проверка на нормальность распределения с использованием теста Шапиро-Уилка. Группы 2 и 3 характеризуются малым объемом выборки, что ограничивает статистическую мощность критериев проверки нормальности распределения. В связи с этим предположение о нормальности распределения в данных группах не проверялось, а при анализе использовались непараметрические методы. Однородность дисперсий между группами dry-wet проверяли с помощью теста Левена. Для выборок, где дисперсии оказывались равными, использовали t-тест для независимых выборок с предположением о равенстве дисперсий для сравнения средних значений между группами, в ином случае применяли t-тест Уэлча. Результаты визуализировали графически в виде: среднее значение и 95 % доверительный интервал, рассчитанный на основе ошибки среднего.

Для групп 20 °C–37 °C использовали непараметрический тест Манна-Уитни для оценки различий между группами по каждой переменной. Графическое отображение включало медиану и 1.5 межквартильный размах, рассчитанный с использованием бутстреп-анализа (5000 итераций), что позволяло корректно оценить вариативность при малых размерах выборки.

2. Результаты

2.1. Сравнение геометрических параметров

Для всех образцов в группах 1–3 были измерены длина, а также площадь поперечного сечения. Полученные значения использовались для проверки однородности групп. В группе dry-wet все данные имели нормальное распределение ($p\text{-}value > 0.05$), тест Левена показал гомогенность дисперсий при $p\text{-}value > 0.05$. При статистическом сравнении было показано, что значения площади значимо различаются ($p\text{-}value = 0.008$), а значения длины статистически неразличимы ($p\text{-}value = 0.173$). Площадь в группах 1 и wet составила (53 ± 5)и $(59 \pm 8)\,\text{mm}^2$, длина (51 ± 2)и (52 ± 1) mm соответственно (рис. 3).

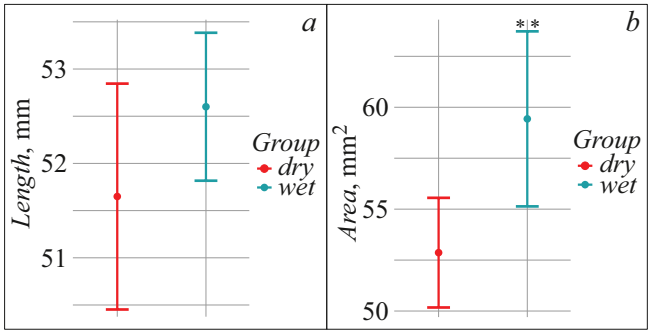

Рис. 3. Среднее значение и 95 % доверительный интервал для длины (a) и площади поперечного сечения образцов костной ткани (b).

2.2. Кластерный анализ

В настоящей работе был проведен анализ прочностных характеристик костной ткани (бедренных костей — правых и левых), полученных от 20 половозрелых самцов кроликов.

При проведении исследования образцы помещали между двумя жесткими стальными пластинами и сжимали до разрушения. При таком методе исследования было установлено, что разрушение некоторых образцов (7 из 40) происходило посредством их скалывания по краю, несмотря на отсутствие значимых неровностей краев (рис. 4, a). Одной из возможных причин могли стать скрытые дефекты края, возникшие при распиловке.

В связи с этим для всех образцов были разработаны концевые наконечники из стали. Образец помещали внутрь наконечника (рис. 4, b) и фиксировали с помощью поликапролактона, после чего производили исследование образца при одноосном сжатии. Результаты, полученные без применения наконечников, в итоговом анализе не учитывали.

При проведении анализа полученных кривых было выделено три типичных графика, которые имели визу-

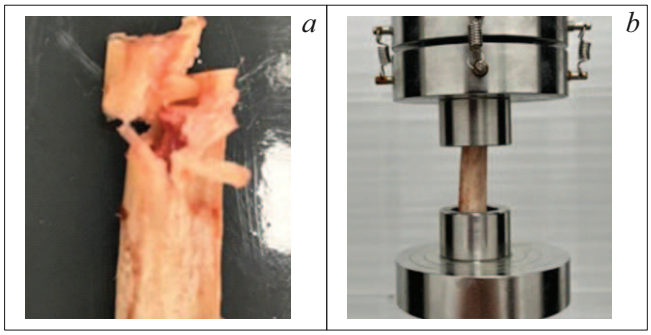

Рис. 4. Разрушение образца при сжатии без наконечника (a) и при наличии концевых наконечников из стали (b).

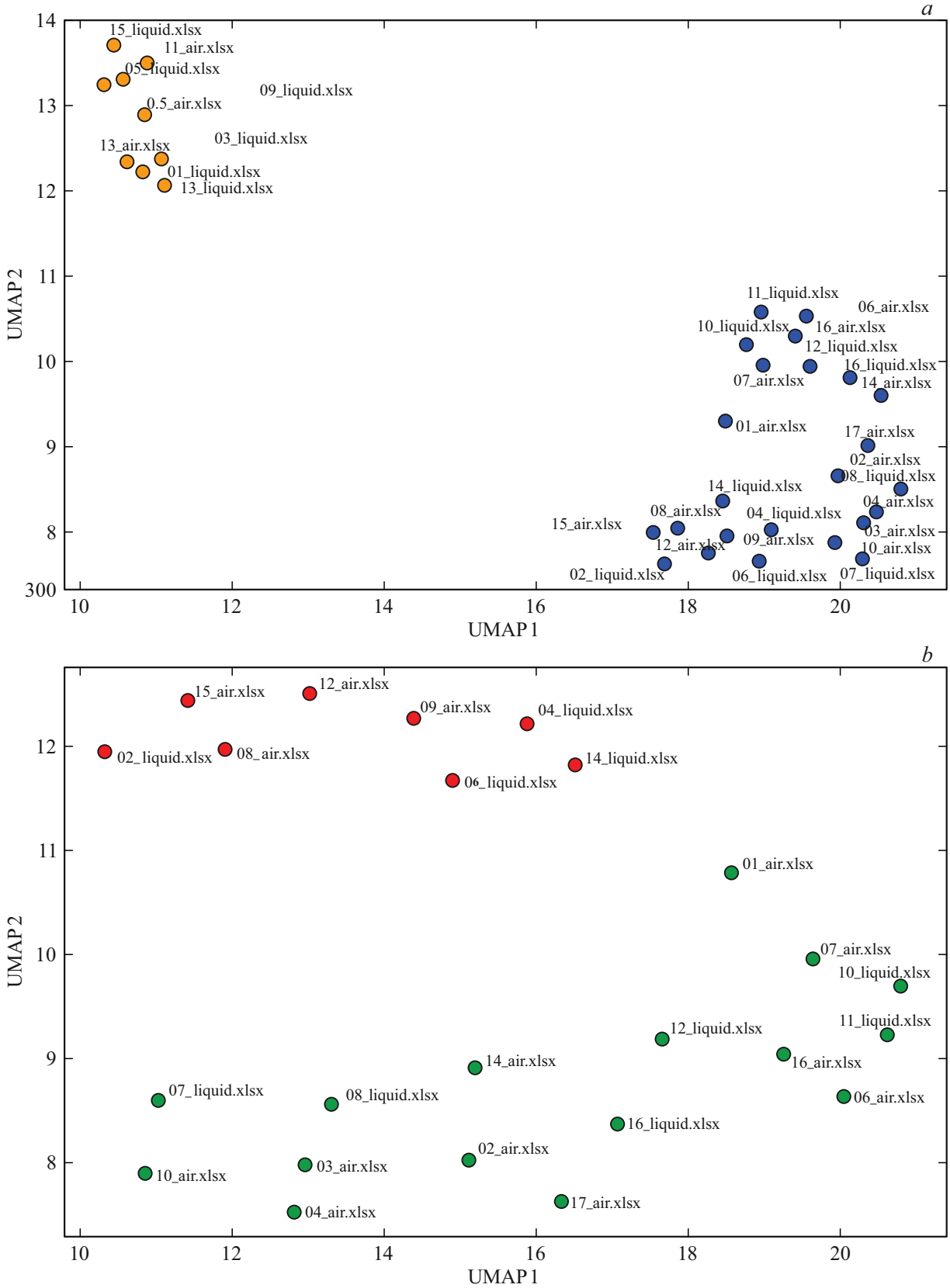

Рис. 5. Кластеризация кривых методом HDBSCAN. *a* — для всех кривых, *b* — детальный анализ кластера 1 с исключением кривых, включенных в кластер 2.

Значения механических характеристик костной ткани

Механические характеристики	Группа 1 (сухой)	Группа 2 (20 °C)	Группа 3 (37 °C)
Модуль Юнга, Gpa	3.7 ± 0.9	2.8 ± 1.5	2.5 ± 1.1
Максимальное напряжение до разрушения, MPa	31 ± 6	30 ± 10	20 ± 10
Деформация при максимальном напряжении, %	1.3 ± 1.0	1.9 ± 0.8	1.6 ± 0.7
Жесткость, kN/mm	3.5 ± 0.9	3.7 ± 1.6	3.4 ± 1.7
Поглощенная энергия, J	0.5 ± 0.1	0.4 ± 0.3	0.3 ± 0.2

альные различия, включающие угол наклона участка до пика, ширину пика и характер постпикового поведения. В связи с этим была проведена кластеризация графиков методом DTW. Для анализа данные интерполировали до единого числа точек (1500), что обеспечило сопоставимость кривых при дальнейшем использовании DTW. Проверка количества опорных точек показала, что использование 1000 и 2000 точек приводит к увеличению вариабельности DTW-расстояний, и, как следствие, к сильному разбросу значений внутри кластеров в случае 2000 точек и большому числу артефактов в случае 1000 точек. При обработке всех полученных кривых было выделено два изолированных кластера (рис. 5, *a*), при этом, как видно на рисунке, плотность кластера 1 (отмеченного оранжевым цветом) ниже, чем у кластера 2 (отмеченного синим), поэтому была выполнена повторная кластеризация внутри первого кластера с исключением значений второго. Полученные значения представлены на рис. 5, *b* в виде двух размытых кластеров.

2.3. Исследование механических характеристик

Для каждого образца были определены: упругий отклик (модуль Юнга), максимальное напряжение до разрушения, деформация при максимальном напряжении, жесткость и энергия, поглощенная образцом до разрушения. Вычисленные значения представлены в таблице. Для группы 1 (группа исследования в условиях сухой среды) тест Шапиро-Уилка показал, что значения всех представленных характеристик, кроме деформации при максимальном напряжении ($p\text{-}value < 0.001$), имеют нормальное распределение ($p\text{-}value > 0.05$). Значения для нормального распределения представлены в виде среднее±стандартное отклонение, для данных без предположения нормальности — в виде медиана±межквартильный размах.

2.4. Статистический анализ

Для проверки влияния среды, где проводится испытание, на получаемые значения механических характеристик все образцы были разделены на две группы: dry (группа 1) и wet (группа $2 + 3$).

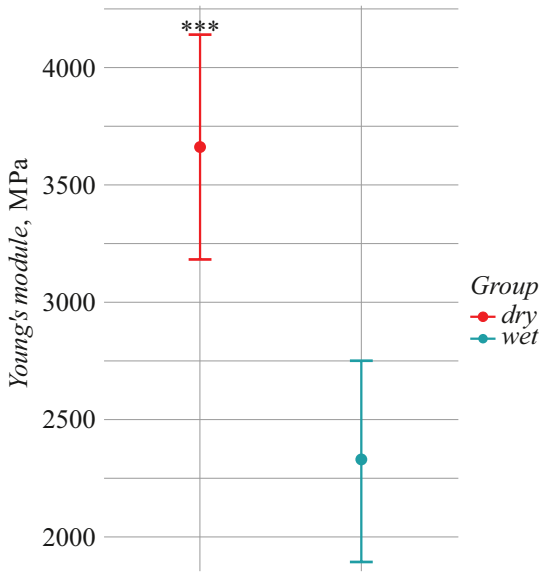

Рис. 6. Модуль Юнга образцов в сухом и влажном виде (данные представлены в виде среднего и 95 % доверительного интервала). ***-$p < 0.001$.

Так как все данные, кроме деформации при максимальном напряжении, имели нормальное распределение, тестом Левена было показано, что они также имеют неразличимые дисперсии, следовательно, выборки анализировали с помощью *t*-теста для равных дисперсий. Значения для деформации при максимальном напряжении оценивали тестом Манна-Уитни. В ходе анализа полученных значений было установлено, что все полученные физические характеристики, кроме модуля Юнга, не имеют статистически значимых различий ($p\text{-}value > 0.05$). На модуль Юнга условия среды оказали значительное влияние ($p\text{-}value = 0.00012$) (рис. 6).

Для проверки влияния температуры жидкости, в которой проводили исследования, сравнивали группы 2 и 3. Так как размер данных выборок мал ($N = 8$), их оценивали тестом Манна-Уитни. Было установлено, что выбор температуры физиологического раствора, в котором проводили сжатие образцов, не влияет на значения получаемых механических характеристик костной ткани

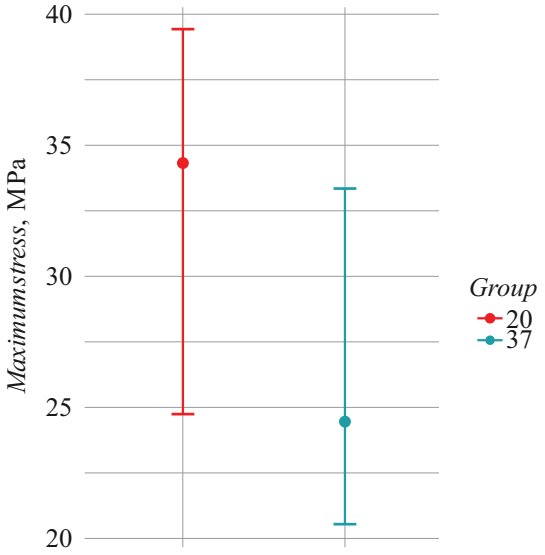

Рис. 7. Максимальное напряжение образцов в жидкой среде при температуре 20 °C и 37 °C (данные представлены в виде медианы и 1.5 межквартильного размаха).

(для всех физических характеристик $p\text{-}value > 0.05$) (рис. 7).

3. Обсуждение

Основным результатом работы является определение различий между характеристиками костной ткани в условиях сухой и влажной среды. Высушивание кости приводит к увеличению модуля Юнга по сравнению с физиологическими условиями, при этом наблюдается увеличение и других механических характеристик, в том числе максимального напряжения и соответствующей деформации, а также поглощенной до разрушения энергии, при этом статистически значимые различия были установлены только для модуля упругости образцов. Эти изменения согласуются с представлением о кости как о композитном материале, механические свойства которого определяются состоянием коллаген-минеральной матрицы [18]. Жидкость играет роль пластификатора, снижая жесткость композита и способствуя более выраженным вязкоупругим деформациям нативной костной ткани. В результате сухие образцы демонстрируют более хрупкое поведение с резким разрушением, в то время как влажные образцы проявляют большие деформации до разрушения, что также соответствует результатам, представленным в работе [19].

Сравнение механических характеристик образцов, испытанных в условиях влажной среды при 20 °C и 37 °C, показало отсутствие статистически значимых различий для всех параметров. Это указывает на то, что в условиях данного исследования при квазистатическом одноосном сжатии влияние температуры в заданном диапазоне оказывает менее выраженный эффект по сравнению с гидратацией. При этом следует заметить, что размер выборки является недостаточным, что также могло помешать выявить значимые различия. Известно, что такой температурный диапазон является значительным для коллагеновой фракции костной ткани и, как показано в работе [20], может сказываться на упругих характеристиках коллагеновых скаффолдов. Однако в костной ткани преобладает не органическая, а минеральная составляющая, в основном представленная гидроксиапатитом. Механические характеристики минеральной составляющей зависят от температуры значительно слабее, чем у полимеров, поэтому изученное изменение может быть несущественным [21].

Анализ форм экспериментальных кривых сила-смещение показал, что помимо количественных параметров, существенную информацию о поведении костной ткани несет сама структура нагружения, отличающаяся постпиковым участком. Для части образцов характерно резкое падение силы после достижения максимального значения, тогда как для других наблюдается постепенное снижение нагрузки с формированием протяженной зоны постпикового разрушения. Такое разнообразие форм отражает различия в механизмах повреждения, включая откалывание фрагмента, прогрессирующее формирование микротрещин и сдвиговые механизмы. Использование кластерного анализа позволило объективно выделить две группы кривых, схожих по паттернам деформации, при этом один из кластеров также может быть разделен на два подкластера. При этом HDBSCAN выделяет кластеры автоматически и не требует предварительного задания числа групп. В работе [22] приводится аналогичная классификация поведения кортикальной кости при сжатии. Авторы выделяют три характерных типа разрушения, различающихся формой кривых. При этом отмечается, что кость может разрушаться либо сразу (тип 1), либо через образование множества крупных (тип 2) и небольших трещин (тип 3). При этом типы 2 и 3 можно отнести к единому обобщенному типу разрушения. Также было установлено, что при проведении кластерного анализа не наблюдается зависимости распределения кривых от условий проведения испытаний. В каждый кластер были включены кривые из всех трех групп.

Полученные данные имеют важное методологическое значение для исследования костнопластических материалов и биомеханики костной ткани. Использование механических характеристик, полученных на сухих образцах или при несоответствующих температурных условиях, может приводить к систематическим ошибкам при оценке эффективности скаффолдов. Результаты настоящей работы подтверждают, что испытания во влажной среде и температуре, близкой к физиологической, могут обеспечить получение более релевантных данных о прочностных характеристиках скаффолдов.

Заключение

При проведении прочностного анализа бедренных костей кроликов породы советская шиншилла в различных условиях (в сухом виде, во влажной среде при температуре 20 °C и 37 °C) было установлено, что средние значения упругого отклика составили 3500, 2700 и 2500 Мра соответственно.

Также были вычислены значения максимального напряжения и деформации до разрушения, жесткость костной ткани лабораторных кроликов и поглощенная до разрушения энергия.

При этом, как было показано в работе, температура, при которой проводятся исследования в жидкой среде, не оказывает статистически значимого влияния на получаемые значения характеристик. При сравнении характеристик в сухом и влажном виде также не было выявлено статистически значимых отличий для физических величин, кроме Модуля Юнга. Установлено, что получаемые значения модуля Юнга в сухом виде оказываются значительно выше (на 29.6 %) в сравнении со значениями, получаемыми во влажном виде. Полученные результаты являются необходимыми для разработки новых скаффолдов для замещения дефектов костной ткани, так как кролики породы советская шиншилла являются наиболее востребованной животной моделью, а несоответствие целевых характеристик и прочности реальной костной ткани в области дефекта может приводить к возникновению эффекта экранирования напряжения, что не позволит дать точную оценку эффективности матриц *in vivo*.

Ограничения

В качестве ограничения работы следует отметить малый размер выборки, особенно для групп сравнения в физиологическом растворе при разной температуре, что ограничивает статистическую значимость работы. Исследование ограничено одним полом животных и одной возрастной группой, что не дает точного представления о зависимости механических характеристик от пола и возраста. Также в работе не проводился микроструктурный анализ, что не позволяет связать кластерный анализ и механизм разрушения костной ткани при одноосном сжатии. В работе предварительно сравнивались только площади и длины образцов, при этом отклонение образующей от нормали при сжатии образца не фиксировалось, хотя оно может оказывать влияние на получаемые результаты.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] V.A. Georgeanu, O. Gingu, I.V. Antoniac, H.O. Manolea. App. Sci., **13** (14), 8471 (2023). DOI: 10.3390/app13148471

[2] M.M. Shahzamanian, R. Banerjee, N.B. Dahotre, A.R. Srinivasa, J.N. Reddy. Composite Structures, **321**, 117262 (2023). DOI: 10.1016/j.compstruct.2023.117262

[3] J.-Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, P. Zioupos. Medical Engineering & Physics, **20**, 92 (1998). DOI: 10.1016/S1350-4533(98)00007-1

[4] E. Lefèvre, D. Farlay, Y. Bala, F. Subtil, U. Wolfram, S. Rizzo, C. Baron, P. Zysset, M. Pithioux, H. Follet. Scientific Reports, **9**, 17629 (2019). DOI: 10.1038/s41598-019-54016-1

[5] E.F. Morgan, G.U. Unnikrisnan, A.I. Hussein. Annual Review of Biomedical Engineering, **33**, 119 (2025). DOI: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139

[6] D.B. Burr. Bone, **120**, 85 (2019). DOI: 10.1016/j.bone.2018.10.010

[7] A.I. Pearce, R.G. Richards, S. Milz, E. Schneider, S.G. Pearce. European Cells and Materials, **13**, 1 (2007).

[8] P. Zioupos, J.D. Currey. Bone, **22** (1), 57 (1998). DOI: 10.1016/S8756-3282(97)00228-7

[9] Y. Li, S.K. Chen, L. Li, L. Qin, X.L. Wang, Y.X. Lai. J. Orthopaedic Translation, **3** (3), 95 (2015). DOI: 10.1016/j.jot.2015.05.002

[10] B. Yu, G.F. Zhao, J.I. Lim, Y.K. Lee. J. Engineering in Medicine, **225** (10), 941 (2011). DOI: 10.1177/0954411911415470

[11] D.A. Sidorenko, A.V. Dol, L.V. Bessonov, D.N. Kokushin, S.V. Vissarionov, D.V. Ivanov. Russ. J. Biomechanics, **29** (2), 49 (2025). DOI: 10.15593/RJBiomech/2025.2.04

[12] А.Ю. Акулич, Ю.В. Акулич, А.С. Денисов. Российский журн. биомеханики, **14** (4), 7 (2010).

[13] N. Rodriguez-Florez, M.L. Oyen, S.J. Shefelbine. J. Mechanical Behavior Biomedical Materials, **18**, 90 (2013). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2012.11.005

[14] J. Samuel, J.S. Park, J. Almer, X. Wang. J. Mechanical Behavior Biomedical Materials, **57**, 128 (2016). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.12.001

[15] S. Pathak, J.G. Swadener, S.R. Kalidindi, H.W. Courtland, K.J. Jepsen, H.M. Goldman. J. Mechanical Behavior Biomedical Materials, **4** (1), 34 (2011). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2010.09.002

[16] G. Stewart, M. Al-Khassaweneh. Appl. Sci., **12** (5), 2405 (2022). DOI: 10.3390/app12052405

[17] M.W. Dorrity, L.M. Saunders, C. Queitsch, S. Fields, C. Trapnell. Nature Commun., **11** (1), 1537 (2020). DOI: 10.1038/s41467-020-15351-4

[18] N. Rosa, M.F.S.F. Moura, S. Olhero, R. Simoes, F.D. Magalhães, A.T. Marques, J.P.S. Ferreira, A.R. Reis, M. Carvalho, M. Parente. Appl. Sci., **12** (7), 3381 (2022). DOI: 10.3390/app12073381

[19] M. Granke, M.D. Does, J.S. Nyman. Calcified Tissue International, **97** (3), 292 (2015). DOI: 10.1007/s00223-015-9977-5

[20] E.E. Antoine, P.P. Vlachos, M.N. Rylander. PloS One, **10** (3), e0122500 (2015). DOI: 10.1371/journal.pone.0122500

[21] C. Kothapalli, M. Wei, A. Vasiliev, M.T. Shaw. Acta Materialia, **52** (19), 5655 (2004). DOI: 10.1016/j.actamat.2004.08.027

[22] S. Li, E. Demirci, V.V. Silberschmidt. J. Mechanical Behavior Biomedical Materials, **21**, 109 (2013). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.02.021