

ОПЫТ ИССЛЕДОВАНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ СОБАК

Н.Ю. Анисимова¹, А.В. Максимкин², А.Н. Копылов¹, Е.А. Корнюшенков¹, Д.Е. Митрушкин¹, М.В. Киселевский¹

¹ Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина РАМН, г. Москва

² Национальный исследовательский технологический университет «МИСиС» (НИТУ «МИСиС»)

Ключевые слова: механическое измерение сопротивления давления кости, лучевая и плечевая кости собак, одинаковое сопротивление

В работе описаны методики подготовки образцов костей и проведения их испытаний на сжатие, представлены результаты и анализ механических параметров плечевой и лучевой костей взрослых собак на сжатие с кратким разъяснением основных определяемых механических свойств. Прочностные свойства двух видов костных тканей практически идентичны: предел прочности соответствует в среднем 93 МПа, предел текучести 80 МПа, а модуль упругости – 1900 МПа. Относительная деформация к моменту разрушения тестируемых образцов соответствовала 6–6,7%. По результатам проведенных исследований можно сделать вывод, что лучевая и плечевая кости обладают очень близкими механическими свойствами, с той разницей, что при критических нагрузках лучевая кость проявляет несколько большую сопротивляемость.

Введение

Необходимость замещения костной ткани является чрезвычайно актуальной проблемой всей медицины и онкологии в частности. Несмотря на природную способность кости к регенерации, в ряде случаев (при обширных травмах, резекциях костей при онкологических заболеваниях) естественной регенерации оказывается недостаточно для восстановления повреждения. В этом случае возникает необходимость в реконструктивных хирургических вмешательствах с использованием имплантатов как синтетического, так и биологического происхождения.

Главной функцией костей является обеспечение механической опоры для тела, поэтому создаваемые имплантаты должны иметь прежде всего адекватные механические характеристики. Механические свойства костей человека описаны в целом ряде работ, особенности костной ткани в зависимости от локализации в организме, а также возрастных и патофизиологических особенностей, тогда как исследований аналогичных характеристик трубчатых костей животных и, в частности, собак очень немного [1–3]. По свидетельству Donnelly E. и соавторов, к настоящему времени не опубликовано детальных данных, описывающих степень анизотропии и эластический модуль упругости костей собак [4]. Последний параметр особенно важен для моделирования тазобедренного сустава.

Адрес для корреспонденции

Анисимова Н.Ю.
E-mail: n_anisimova@list.ru

Основными параметрами, которые необходимо учитывать при оценке механических характеристик костной ткани, являются предел текучести, модуль упругости и деформация, которые зависят от направления и места приложения нагрузки [5]. Подобные исследования представляют определенные трудности, поскольку данные различных исследователей получены с использованием различного оборудования и методических подходов. К настоящему времени не выработан четкий перечень критериев, характеризующих механические свойства биологических тканей и условий методов стандартизации их оценки. В этой связи сравнение результатов, полученных различными исследователями, представляет значительные трудности.

В настоящей работе описан наш опыт исследования механических свойств плечевых и лучевых костей собак на сжатие с использованием современного высокотехнологичного специализированного оборудования. При подборе технических условий данных исследований был использован как опыт изучения свойств синтетических материалов, так и биологических тканей.

Материалы и методы

Забор материала. Для исследования использовались лучевые и плечевые кости взрослых собак (n=5), подвергнутых эвтаназии вследствие получения травм, несовместимых с жизнью. Средний возраст животных – 9±1,2 года. Забор костей для исследования проводили сразу после диагностирования смерти животных, после чего кости очищали от мягких тканей.

Подготовка образцов. Для исследования использовались диафизарные участки костей, имеющие геометрические размеры, наиболее близкие к форме прямого цилиндра. Из одной кости получали от 3 до 5 образцов цилиндрической формы, высотой 20 мм. Таким образом, каждая кость была охарактеризована по результатам 3–5 измерений. Перед началом исследований из костномозгового канала удаляли остатки костного мозга. На рис. 1 представлена фотография образца, подготовленного к проведению механических испытаний.

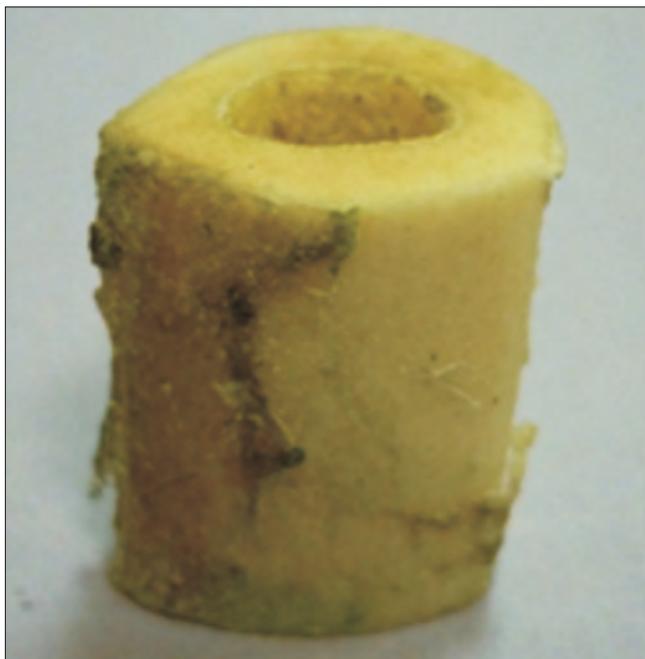


Рис. 1. Типовой образец для проведения испытаний

Методика проведения испытаний. Испытания на сжатие проводились на универсальной испытательной машине Zwick/Roell z020. На рис. 2 представлена фотография рабочей части испытательной машины с установленным образцом. Нижняя плита является неподвижной, а сжимающее напряжение создается за счет движения верхней плиты. В процессе проведения испытания образец испытывает нагрузку, направленную вдоль своей оси, при скорости нагружения 10 мм/мин до момента разрушения кости.

В процессе проведения всего испытания записывается диаграмма сжатия в координатах «напряжение-деформация», на основании которой осуществляется расчет ряда показателей, отражающих биомеханические свойства костей. На рис. 3 приведена типичная деформационная кривая сжатия с обозначенными на ней основными определяемыми механическими характеристиками. В результате проведения испытаний были получены следующие характеристики костной ткани: предел прочности, предел текучести, модуль упругости и относительная деформация.



Рис. 2. Рабочая часть универсальной рабочей машины Zwick/Roell с установленным образцом

Модуль упругости определялся на участке деформационной кривой от 10 до 30 МПа.

Обработку первичных данных и статистический анализ проводили с использованием специализированной аналитической программы testXpert II. Результаты механических испытаний на сжатие двух видов костей представлены как среднее арифметическое \pm среднеквадратичное отклонение.

Результаты и обсуждение

Механические свойства костных тканей были проанализированы в соответствии с общепринятыми требованиями исследования свойств материалов [5]. Следует учитывать, что при испытании материалов обычно используются образцы правильной геометрической формы, не имеющие элементов жесткости по объему (как имеет место в реальности для кости), с постоянным модулем Юнга, что позволяет точно определять механические свойства. Однако кость является природным объектом, сечение и геометрия которого различны по его длине, что определило относительно большое среднеквадратичное отклонение полученных значений при статистическом анализе первичных данных. В соответствии с рекомендациями, изложенными в работе В.Е. Чернилевского с соавторами [6], при проведении расчетов было принято, что образец трубчатой кости можно рассматривать как трубу

кольцевого сечения с внутренним диаметром d , постоянным модулем Юнга и плотностью материала по объему.

Результаты механических испытаний образцов лучевых и плечевых костей на сжатие представлены на рис. 3.

Предел прочности — это максимальная нагрузка, которую может выдержать образец до его

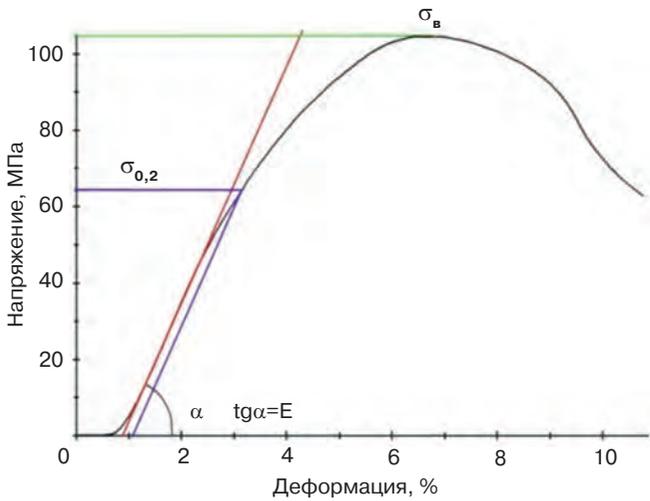


Рис. 3. Деформационная кривая костной ткани, где σ_b — предел прочности, $\sigma_{0,2}$ — предел текучести, E — модуль упругости

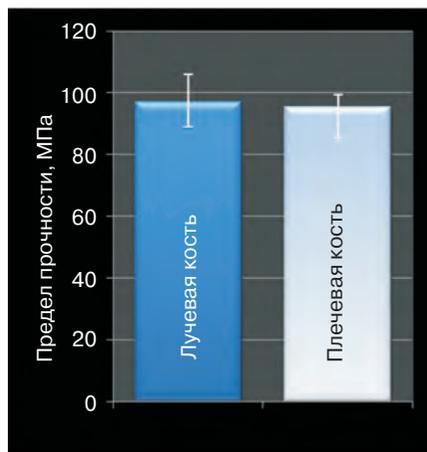
полного разрушения. Согласно представленным данным, предел прочности исследованных образцов трубчатых костей соответствует в среднем 93 МПа (рис. 4 а).

Предел текучести определяется как напряжение, при котором начинает развиваться пластическая де-

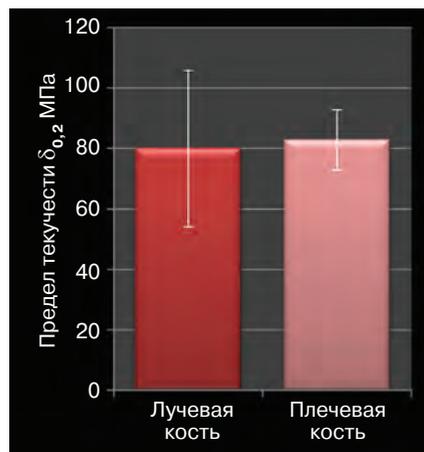
формационная кривая костной ткани, которое не приводит к появлению в материале образца необратимых изменений его структуры. С точки зрения физиологии, согласно мнению А.Н. Чуйко, предел текучести идентичен понятию травмирующего напряжения, воздействующего на кость [7]. Полученные нами данные свидетельствуют, что для исследованных образцов предел текучести соответствовал в среднем 80 МПа (рис. 4 б).

Модуль упругости (модуль Юнга) характеризует свойство материала сопротивляться нагрузке в области упругой деформации и вычисляется как отношение напряжения к деформации ($\text{tg}\alpha$ на деформационной кривой, рис. 3) на определенном участке кривой. Чем круче идет кривая нагружения, тем выше модуль и жестче материал. Согласно полученным нами данным, модуль упругости исследованных образцов на участке от 10 до 30 МПа в среднем соответствовал 1900 МПа (рис. 4 в). С ростом деформации кривая нагружения отклоняется от закона Гука, поэтому на разных участках нагружения модуль упругости различный. На рис. 5 приведены для сравнения две деформационные кривые лучевой и плечевой костей. Из этих кривых видно, что с ростом напряжения модуль упругости начинает сильно различаться между собой для двух видов костей. Лучевая кость при приближении к пределу прочности показывает лучшую сопротивляемость нагрузке, чем плечевая кость.

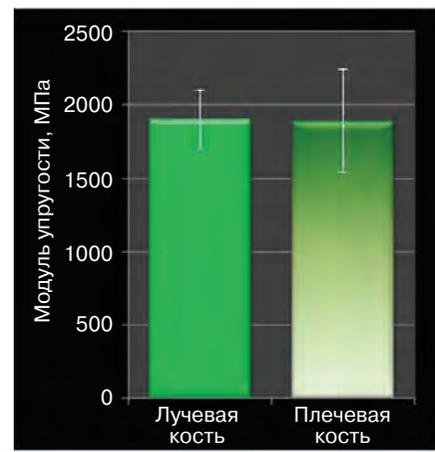
В целом в ходе наших исследований не было выявлено достоверных отличий по определяемым критериям, характеризующим свойства плечевой и лучевой костей собак ($p > 0,05$). Полученные



а



б



в

Рис. 4. Механические свойства на сжатие лучевой и плечевой кости

формация ткани образца. При превышении предела текучести упругая деформация, исчезающая после снятия напряжения, переходит в пластическую (геометрия тела полностью не восстанавливается после снятия напряжения). Следовательно, физиологическим смыслом данного критерия является оценка

данные свидетельствуют о том, что лучевая кость несет на себе основную функцию обеспечения прочности области предплечья при нагрузке, направленной вдоль оси кости, тогда как роль локтевой кости при выполнении данной функции, вероятно, вторична.

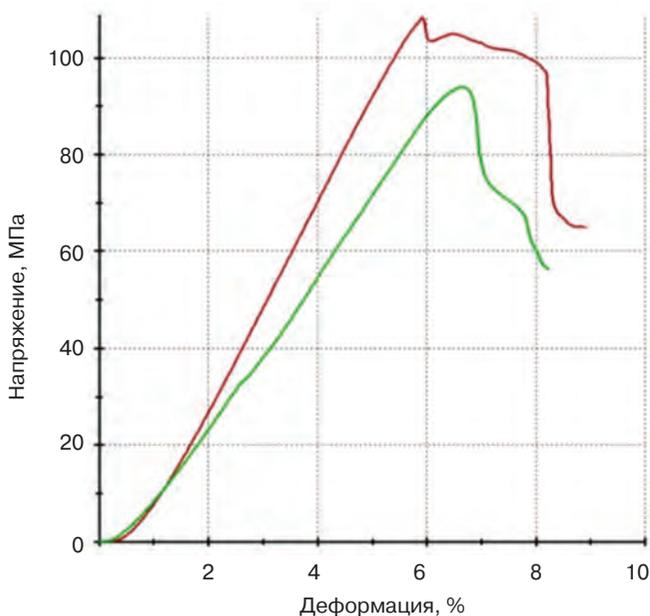


Рис. 5. Деформационные кривые двух видов костей при сжатии. Красным цветом выделена лучевая кость, зеленым — плечевая кость

Как отмечено в ранее опубликованных работах [8], в результате того, что все живые ткани, включая костную, имеют специфическую эластичность, они обладают способностью не разрушаться при существенных деформациях (более 10%) при многократном нагружении и восстанавливать свою исходную форму после снятия нагрузки, в то время как большинство металлических и керамических материалов не выдерживают деформации более

1–2%. Полученные нами данные свидетельствуют о том, что для обоих исследованных типов костей относительная деформация к моменту разрушения образца лежит в диапазоне от 6 до 6,7%.

На рис. 6 представлены фотографии костей после испытаний. Анализ вида излома конструкции тестируемых образцов свидетельствует о преобладании хрупкого характера разрушения трубчатых костей при сжатии. Об этом свидетельствует отсутствие признаков пластической деформации и кристаллический вид излома фрагментов образцов. Приведенные фотографии демонстрируют принципиальный характер разрушения кости в том случае, когда продольная осевая нагрузка достигает предела прочности.

Известно, что собака в качестве модели для ортопедических исследований является одним из наиболее часто используемых крупных животных: по данным Neyt J.G. и соавторов и Martini L. и соавторов, от 9 до 11% исследований в этой области было проведено на собаках с 1970 по 2001 г. [9, 10]. По результатам сравнительных исследований физических свойств костей, проведенных на людях, собаках, свиньях, коровах и курицах, было установлено, что наибольшее сходство с человеком по содержанию минералов, гидроксипролина, белков и IGF-1 (инсулиноподобного фактора роста) имеют собаки [11, 12]. Однако, несмотря на схожий органический состав, кости собак имеют гораздо более высокую минеральную плотность, чем человеческие. Кроме того, имеются значительные различия в микроструктуре. В то время как кость взрослого



Рис. 6. Образцы лучевой (а) и плечевой кости (б) после испытаний

человека имеет вторичную остеонную структуру, остеоны больше чем 100 мкм и содержат кровеносные сосуды и связывающие линии, формирующие связь с прилежащими пластинами, кость собаки имеет смешанную структуру, включающую в себя преимущественно остеонную кость в центре кортикальной кости с так называемой плексиформной костью в местах контакта с периостом и эндоостом, что обеспечивает сравнительно лучшую механическую поддержку [13, 14].

Следует отметить, что, с теоретических позиций, синтетические материалы, используемые в качестве основы имплантатов для замещения дефектов костей, должны по своим свойствам приближаться к упругим и механическим свойствам костной ткани. Модуль упругости большинства конструкционных сплавов (110–230 ГПа) значительно выше, чем у кости, а тем более хрящевых структур [15]. При совместной работе «кость-имплантат» происходит неравномерное распределение деформаций и напряжений, которые максимальны, как правило, в местах крепления имплантата к кости, что вызывает опасность их разрушения. Поэтому проводятся попытки использования сплавов с низким модулем упругости (80–70 ГПа) или изменения конструкций имплантатов путем ввода в них различных вырезов в стремлении снизить жесткость имплантата. Однако при этом повышается риск его разрушения вследствие концентрации напряжений при нагружении. По мнению Карлова А.В. и Шахова В.П., в какой-то мере этим требованиям отвечает ряд полимеров и материалов с памятью формы [16]. Поскольку, по мнению этих авторов, кость может рассматриваться как двухфазный вязкотекучий композитный материал, в котором одна фаза представлена минералом, а другая — коллагеном и основным веществом, то, вероятно, наиболее перспективным можно считать разработку синтетических композитных материалов. В частности, значительный интерес представляют работы, проводимые в НИТУ «МИСИС» по синтезу композиционных материалов на основе сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ), который обладает высокой биоинертностью к живым тканям, высокими механическими свойствами, низким коэффициентом трения и высокой износостойкостью [17, 18]. Имплантаты на основе СВМПЭ могут использоваться в качестве ацетабулярного компонента в эндопротезировании тазобедренных суставов [19] и в качестве каркаса (пористой основы) имплантата для замещения дефектов костной ткани [20, 21]. Также значительный интерес представляют сплавы на основе никелида титана или, по-другому, s «нитинол» [22]. При определенной температуре, которая может быть равна температуре человеческого тела, эти сплавы проявляют сверхупругое поведение, а деформации до 12%, возникающие при нагружении, устраняются

при разгрузке материала. При этом механическое поведение сплавов приближается к поведению костных структур [23].

Таким образом, в результате выполнения настоящей работы был исследован один из важнейших аспектов изучения механических свойств костной ткани — прочность на сжатие. Полученные данные могут стать необходимым ориентиром для скрининга перспективных синтетических материалов и методов обработки тканей естественного происхождения. Кроме того, изучение механических особенностей костей необходимо для лучшего понимания механики переломов, изменений, происходящих при таких патологиях, как остеоартроз и остеонекроз, а также является основой для компьютерного моделирования.

Настоящая работа выполнена в рамках ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009–2013 годы (Государственный контракт № 14 740 11 1227 от 15.06.2011).

ЛИТЕРАТУРА

1. Kemp T.J., Bachus K.N., Nairn J.A., Carrier D.R. Functional trade-offs in the limb bones of dogs selected for running versus fighting. *J. Exp. Biology*. 2005, v. 208, p. 3475-3482.
2. Pressel T., Bouguecha A., Vogt U., Meyer-Lindenberg A., Behrens B., Nolte I., Windhagen H. Mechanical properties of femoral trabecular bone in dogs. *Biomed. Eng. Online*. 2005, v. 4, p. 17.
3. Pearce A., Richards R., Milz S., Schneider E., Pearce S., Pearce A. et al. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *European Cells and Materials*. 2007, v. 13, p. 1-10.
4. Donnelly E., Chen D., Boskey A., Baker S., Meulen M. Contribution of mineral to bone structural behavior and tissue mechanical properties. *Calcif Tissue Int*. 2010, v. 87 (5), p. 450-460.
5. Currey J. Measurement of the Mechanical Properties of Bone: a recent history. *Clin. Orthop. Relat. Res*. 2009, v. 467, p. 1948-1954.
6. Чернилевский В.Е., Донцов В.И., Глушков М.В. Методы оценки возрастного остеопороза у старых мышей. Доклады МОИП, т. 41. Секция геронтологии. 2008, с. 142-144.
7. Чуйко А.Н. Еще раз о биомеханике пародонта. Часть I. *Пародонтология*. 2007, № 3, с. 54-60.
8. Wald M., Magland J., Rajapakse C., Bhagat Y., Wehrli F. Predicting trabecular bone elastic properties from measures of bone volume fraction and fabric on the basis of micromagnetic resonance images. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2011.
9. Martini L., Fini M., Giavaresi G., Giardino R. Sheep model in orthopedic research: a literature review. *Comp. Med*. 2001, v. 51, p. 292-299.
10. Neyt J., Buckwalter J., Carroll N. Use of animal models in musculoskeletal research. *Iowa Orthop. J*. 1998, v. 18, p. 118-123.
11. Aerssens J., Boonen S., Joly J., Dequeker J. Variations in trabecular bone composition with anatomical site and age: potential implications for bone quality assessment. *J. Endocrinol*. 1997, v. 155, p. 411-421.
12. Aerssens J., Boonen S., Lowet G., Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for *in vivo* bone research. *Endocrinology*. 1998, v. 139, p. 663-670.

13. Kuhn J., Goldstein S., Ciarelli M., Matthews L. The limitations of canine trabecular bone as a model for human: a biomechanical study. *J. Biomech.* 1989, v. 22, p. 95-107.
14. Wang X., Mabrey J., Agrawal C. An interspecies comparison of bone fracture properties. *Biomed. Mater. Eng.* 1998, v. 8, p. 1-9.
15. Понтер В.Э., Итин В.И., Монасевич Л.А и соавт. Эффекты памяти формы и их применение в медицине. Новосибирск, «Наука». 1992, 742 с.
16. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск, «СТТ». 2001, 480 с.
17. Xiong L., Xiong D., Jin J. Study on tribological properties of irradiated crosslinking UHMWPE nano-composite. *Journal of bionic engineering.* 2009, v. 6, p. 7-13.
18. Wang A., Stark C., Dumbleton J. Wear mechanisms of UHMWPE in total joint replacements. *Proc. Inst. Mech. Eng.* 1996, v. 210, p. 141-155.
19. Максимкин А.В., Калошкин С.Д., Чердынцев В.В., Сенатов Ф.С., Данилов В.Д. Структура и свойства наполненного дисперсным гидроксиапатитом сверхвысокомолекулярного полиэтилена. *Материаловедение.* 2011, № 11, с. 13-21.
20. King R.S., Hanes M.D. Medical implant or medical implant part comprising porous UHMWPE and process for producing the same. Patent US 7781526.
21. Pal K., Bag S., Pal S. Development of porous ultra high molecular weight polyethylene scaffolds for the fabrication of orbital implant. *J. Porous Mater.* 2008, v. 15, p. 53-59.
22. Понтер В.Э., Дамбаев Г.Ц., Сысолятин П.Г. и соавт. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. Томск, Изд-во Томск. ун-та. 1998, 487 с.
23. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Давыдов Е.А. Биологически и механически совместимые имплантаты из никелида титана для лечения позвоночно-спинальных травм и дегенеративно-дистрофических заболеваний. [www.implants.ru /texn-inf/2-st.shtml](http://www.implants.ru/texn-inf/2-st.shtml).

Статья поступила 15.11.2012 г., принята к печати 10.01.2013 г.
Рекомендована к публикации Э.Р. Мусаевым

EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF LONG CANINE BONES

Anisimova N.U.¹, Maximkin A.V.², Kopilov A.N.¹, Kornushenkov E.A.¹, Mitrushkin D.E.¹, Kisilevskiy M.V.¹

¹ N.N. Blokhin Russian Cancer Research Center, Russian Academy of Medical Science, Moscow, Russian Federation

² National University of Science and Technology «MISIS»

Key words: mechanical testing of pressure resistance of bone, dog radius and humerus, humerus and radius are similar

Methods of preparation and mechanical testing of pressure resistance of bone samples are described in the following research. Results and analysis of mechanical characteristics of dog radius and humerus with brief explanation of main determined mechanical features are represented. Strength characteristics of 2 samples are identical. Maximum strength is about 1900 MPa. Yield stress is about 80 MPa. Elasticity modulus is about 1900 MPa. Relative strain at the moment of destruction is 6–6,7%. We can make a conclusion that mechanical characteristics of humerus and radius are similar, but radius has better resistance at critical stress.