

УПРУГО-ПЛАСТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ТРАБЕКУЛЯРНОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ

© 2019

Г.П. Панфилов, магистрант кафедры «Физика конденсированного состояния и наноразмерных систем»
Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, Екатеринбург (Россия)

М.В. Гилев, кандидат медицинских наук, доцент,
доцент кафедры «Оперативная хирургия и топографическая анатомия»,
заведующий лабораторией «Медицинское материаловедение и биокерамика»
Уральский государственный медицинский университет, Екатеринбург (Россия)
Институт высокотемпературной электрохимии
Уральского отделения Российской академии наук, Екатеринбург (Россия)

М.Ю. Измоденова, студент педиатрического факультета
Уральский государственный медицинский университет, Екатеринбург (Россия)

Д.В. Зайцев, доктор физико-математических наук,
доцент кафедры «Физика конденсированного состояния и наноразмерных систем»,
ведущий научный сотрудник лаборатории «Медицинское материаловедение и биокерамика»
Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, Екатеринбург (Россия)
Институт высокотемпературной электрохимии
Уральского отделения Российской академии наук, Екатеринбург (Россия)

Ключевые слова: трабекулярная костная ткань; деформационное поведение; одноосное сжатие; необратимая деформация.

Аннотация: Трабекулярная костная ткань представляет собой природный композитный материал с развитой иерархической структурой. Детальное изучение ее механических свойств важно как для понимания механизма возникновения травм, так и для разработки оптимальных конструкций для остеосинтеза, протезирования и замещения костных дефектов. Изучение механического поведения трабекулярной кости при циклической нагрузке является основополагающим для формирования современных подходов к профилактике, а также консервативному и хирургическому лечению переломов, так как в различных участках скелета костная ткань имеет разный запас прочности.

Деформационное поведение при одноосном сжатии исследовалось на 5 цилиндрических образцах, изготовленных из фрагментов трабекулярной костной ткани латерального мыщелка большеберцовой кости человека. Изучено соотношение упругой и необратимой деформаций в трабекулярной костной ткани субхондральной области большеберцовой кости при одноосном сжатии в зависимости от величин прикладываемой нагрузки и общей деформации. Поэтапное нагружение осуществлялось с шагом 0,5 % до 10 % деформации, далее с шагом 1 % до 15 % деформации. Показано, что трабекулярная кость способна как к упругой, так и к пластической деформации. Упругие свойства костной ткани незначительно снижаются только при появлении макроскопических трещин в образце. Благодаря высокой пористости (30–90 %) и органическим компонентам, трабекулярная кость способна значительно деформироваться. Деформация менее ~3 % является упругой и, следовательно, не приводит к необратимым изменениям в трабекулярной костной ткани. При деформациях, превышающих 3 %, происходят необратимые изменения микроструктуры костной ткани, которые приводят к импрессионному перелому костей конечностей.

ВВЕДЕНИЕ

Трабекулярная костная ткань представляет собой уникальный природный композит, в микроструктуре которого можно выделить три уровня иерархии. Первый уровень – это минерализованные коллагеновые волокна (диаметром ≈ 100 нм). На втором уровне волокна, располагающиеся в несколько слоев, образуют пластинки толщиной около 7 мкм. В пределах каждого слоя волокна лежат в одном направлении, но по отношению к соседним слоям/плоскостям они образуют угол в зависимости от направления нагрузки в данной анатомической области. Группы костных пластин, располагаясь по линиям наибольших нагрузок, формируют костные перекладины, или трабекулы губчатого вещества, – третий уровень [1–3].

Губчатое вещество – неоднородный и анизотропный материал [4–6]. Благодаря высокой пористости (30–90 %) и органическим компонентам, трабекулярная кость способна значительно деформироваться [7]. Детальное изучение ее механических свойств важно как

для понимания механизма возникновения травм, так и для разработки оптимальных конструкций для остеосинтеза, протезирования и замещения костных дефектов [8]. В физиологических условиях в костной ткани постоянно возникают деформации, вызванные сокращениями мышц при выполнении локомоторных функций, которые индуцируют механические сигналы, запускающие процессы адаптивной реорганизации скелета. Превышающая адаптационные возможности ткани циклическая нагрузка способна вызвать усталостный перелом, поэтому моделирование поведения кости при циклическом нагружении имеет практическое значение [9; 10].

Поэтапное нагружение при одноосном сжатии позволит оценить вклад упругой и пластической деформации в деформационное поведение кости, а также определить величину деформации, которую кость способна выдержать без разрушения и необратимой деформации, что важно для прогнозирования ее взаимодействия с различными устройствами, применяемыми в оперативной травматологии и ортопедии [11].

Цель работы – изучение соотношения упругой деформации и необратимой деформации в трабекулярной кости субхондральной области при одноосном сжатии в зависимости от величин прикладываемой нагрузки и общей деформации.

МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ

Исследование деформационного поведения при одноосном сжатии проводилось на 5 цилиндрических образцах, изготовленных из фрагментов трабекулярной костной ткани латерального мыщелка большеберцовой кости человека. Диаметр и высота образцов – 6 мм. Забор материала для исследования осуществлялся согласно протоколу экспериментального исследования, который был одобрен локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО УГМУ, Екатеринбург. Из костных фрагментов при помощи корончатого полого алмазного сверла были высверлены заготовки цилиндрической формы. С учетом того, что микроструктура трабекулярной костной ткани анизотропна, все образцы были высверлены в одном направлении. Главная ось цилиндра, соответствующая направлению сжатия, совпадала с вектором осевой нагрузки на бедренную кость при хождении человека. При сверлении костный фрагмент был полностью погружен в воду для предотвращения его нагрева и повреждения органических компонент. После сверления торцы цилиндрической заготовки отрезали при помощи высокоскоростной пилы с алмазным диском. Во время резки на место реза также подавалась вода. Для достижения плоскопараллельности торцов и нужной высоты образца торцы цилиндрической заготовки полировали на алмазной чашке с водным охлаждением.

Испытания на одноосное сжатие проводили на испытательной машине Shimadzu AG-X 50kN (Япония) со скоростью нагружения 0,5 мм/мин. Образец нагружали до достижения заданной величины деформации, далее следовала разгрузка образца. При поэтапном нагруже-

нии следующее нагружение образца выполняли с большей величиной деформации. При последующих нагружениях величина заданной деформации возрастала. Поэтапное нагружение осуществлялось с шагом 0,5 % до 10 % деформации, далее с шагом 1 % до 15 % деформации. Деформация рассчитывалась исходя из исходной высоты образца. При достижении предела упругости после каждого последующего этапа нагружения образец испытывал необратимую деформацию, и его высота изменялась, поэтому для определения достоверной величины деформации после каждого этапа нагружения образец фотографировали и измеряли его высоту. После завершения испытаний на каждом этапе нагружения заносили данные о высоте образца в стандартное программное обеспечение для машин серии Shimadzu AG-X и пересчитывали полученные результаты.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Трабекулярная костная ткань при сжатии представляет собой упруго-пластичный материал. Типичная деформационная кривая при нагружении до деформации 3 % и разгрузке образца трабекулярной костной ткани представлена на рис. 1. На деформационной кривой на этапе нагружения можно выделить три характерных участка. На первом участке (от 0 до $\varepsilon=0,4-0,5$ % при $\sigma=0,3$ МПа) зависимость деформации от приложенного напряжения нелинейная, что обычно связано с качеством подготовки поверхностей образца. Далее наблюдается участок, который можно аппроксимировать прямой линией. Протяженность второго участка – от 0,5 до 2,2 % при 0,3 и 4,2 МПа соответственно. После этого зависимость деформации от приложенного напряжения перестает быть линейной. Протяженность третьего участка – от 2,2 до 25–30 % при 4,2 и 5,7 МПа соответственно. Полная деформация образца составила $\varepsilon=3$ %. При разгрузке зависимость деформации от напряжения нелинейная. Величина деформации падает до $\approx 0,9$ %.

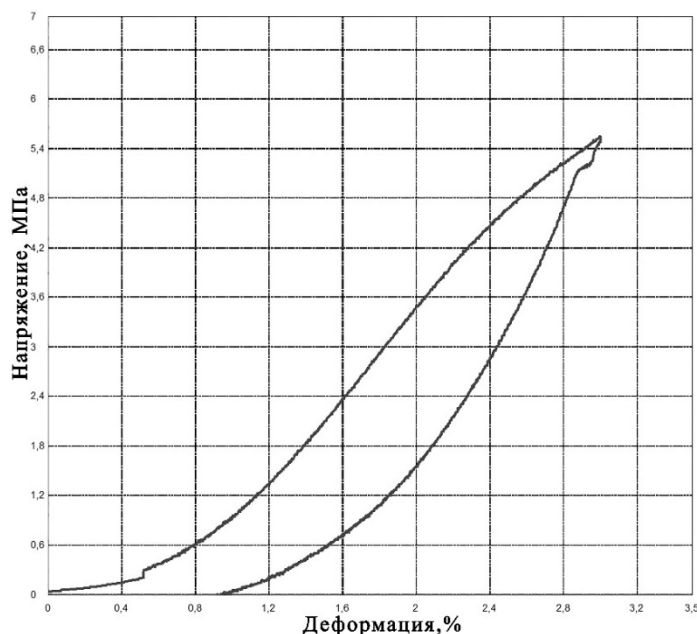


Рис. 1. Типичная деформационная кривая трабекулярной костной ткани при сжатии «нагрузка – разгрузка»

При поэтапных сжатиях форма деформационных кривых и, как следствие, деформационное поведение кости качественно не изменялись (рис. 2). Показано, что трабекулярная кость способна к значительной пластической деформации без разрушения. Появление видимых трещин на поверхностях образца наблюдалось только после достижения общей деформации ~15 % (рис. 3). В некоторых случаях, при больших деформациях, отмечался небольшой наклон образца, что связано с его неоднородной микроструктурой. Несмотря на возникновение макроscopicких (длина трещины со-

поставима с размером образца) трещин в образце, при дальнейшем нагружении распада на части не происходило вплоть до деформации, превышающей 20 %, а с учетом накопленной деформации при пошаговом нагружении – 40 %. Форма деформационной кривой не изменилась с появлением трещин в образце (рис. 2). При каждом шаге нагружения величина упругой деформации возрастала до 15 % деформации, затем начинала снижаться. Пластическая деформация достоверно появлялась с ~3 % и монотонно увеличивалась с каждым этапом нагружения (рис. 4).

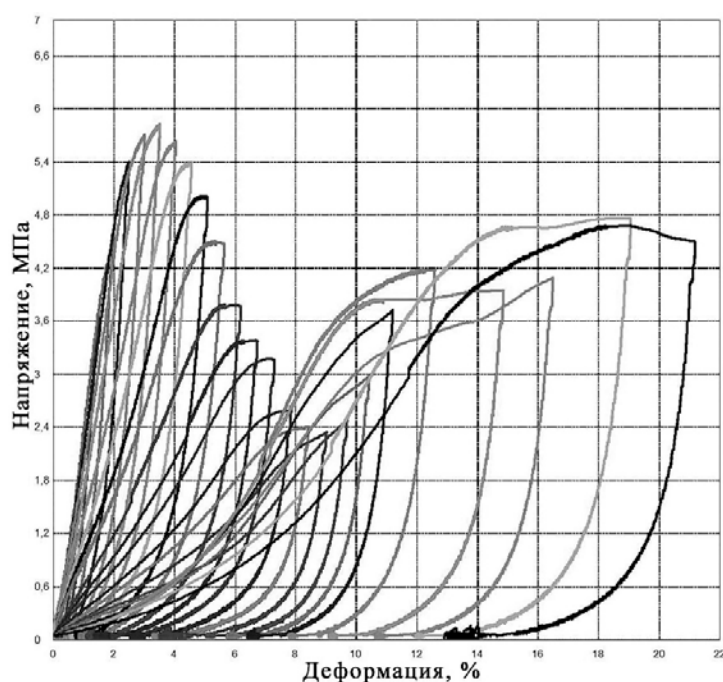
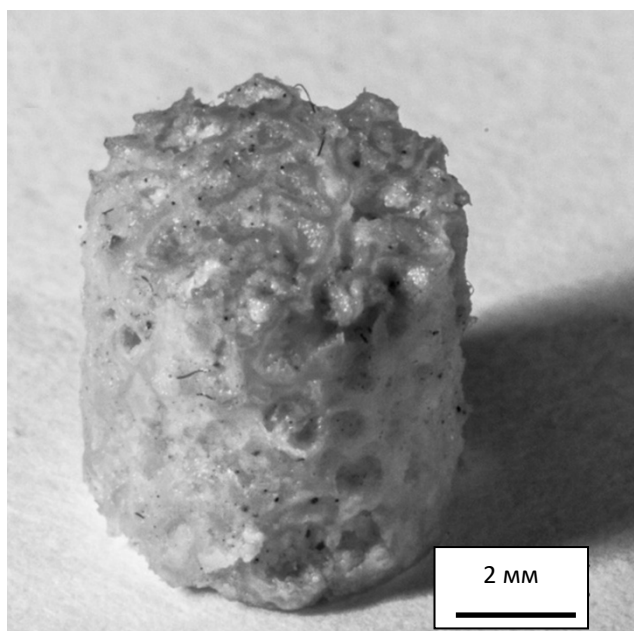
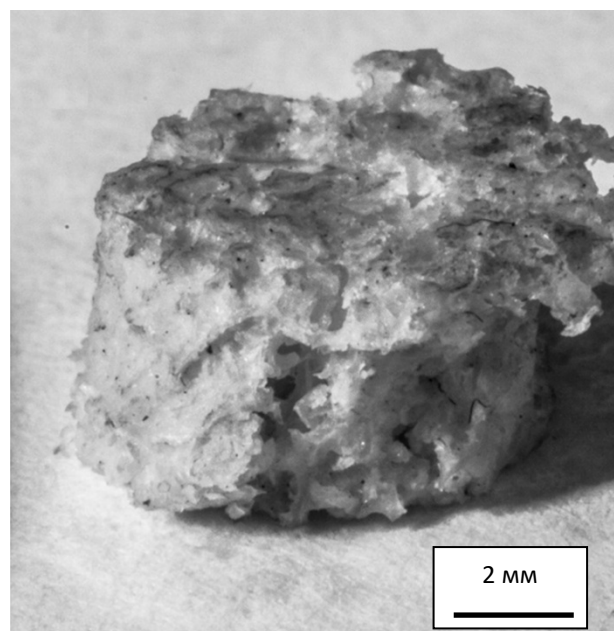


Рис. 2. Деформационные кривые образца костной ткани при поэтапном нагружении



а



б

Рис. 3. Образец на сжатие, изготовленный из трабекулярной кости:
а – исходный; б – после испытания

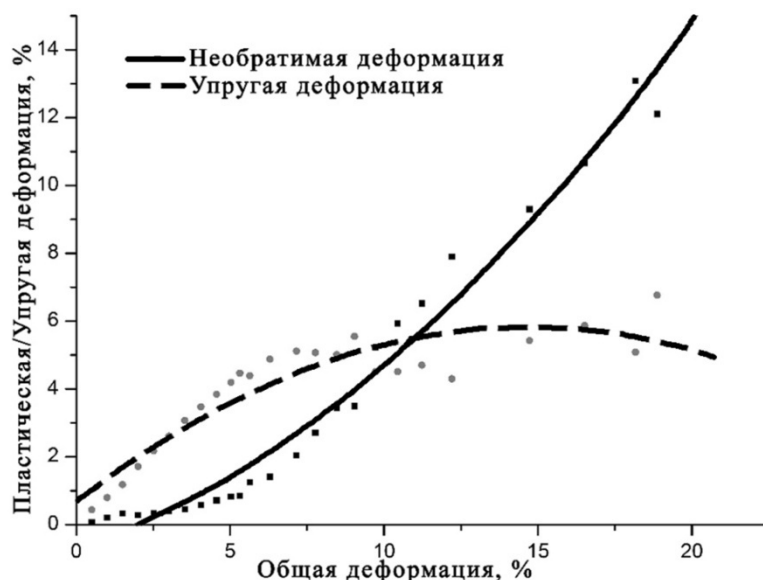


Рис. 4. Соотношение упругой и пластической деформации образца трабекулярной костной ткани при увеличении числа циклов нагружения – разгрузки

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Исследование механического поведения кости при циклической нагрузке в областях с высоким риском переломов является основополагающим для формирования современных подходов к профилактике, а также консервативному и хирургическому лечению травм. В различных участках скелета костная ткань имеет разный запас прочности. В одном из исследований механики костной ткани было показано, что фрагменты темных костей способны противостоять деформациям, более чем в 40 раз превышающим обычную физиологическую величину [12]. Однако в длинных трубчатых костях конечностей обычные физиологические деформации только в 3–4 раза меньше критических величин, при которых возникает перелом.

Нагружение до 3 % деформации цилиндрического образца и последующее разгружение показало, что трабекулярная кость способна как к упругой, так и к необратимой, или пластической, деформации. Поэтапное нагружение подтвердило эти данные. На каждом этапе нагружения в образце наблюдались упругие и пластические деформации. Несмотря на наличие трещин в образцах и суммарной деформации ~40 %, образцы не распадались на части. Деформационное поведение образцов не изменялось с появлением в них трещин (рис. 2): происходило незначительное снижение упругих свойств образца, тогда как характер роста необратимой деформации не изменялся.

Согласно полученным данным, можно сказать, что деформация трабекулярной костной ткани субхондральной области до 3 % является обратимой. Незначительные пластические деформации в диапазоне 0–3 % полной деформации, скорее всего, появляются из-за факторов, связанных с приготовлением образцов для механических испытаний, поэтому в реальных условиях необратимых изменений до 3 % полной деформации быть не должно. Структурные изменения в трабекулярной кости при этом обратимы и являются физиологическими – безопасными. При нагружении бо-

лее 3 % в трабекулярной кости возникают необратимые деформации.

Морфологически костная ткань представляет собой систему сообщающихся между собой полостей и канальцев, внутри которых происходит перемещение костной жидкости, – так называемую лакунарно-канальцевую систему. Такая архитектура обуславливает высокую чувствительность клеток костной ткани к механическим нагрузкам. Основными транспортными механизмами являются диффузия и конвекционные потоки костной жидкости, которые инициируют циклические деформации костных структур, возникающие при выполнении локомоторных функций [13; 14], то есть циклическая нагрузка модулирует транспорт молекул. Следовательно, при снижении двигательной активности, вызванном, например, заболеванием или травмой, эффективность конвекционного механизма снижается. Описанные выше механизмы легли в основу механостатической теории, согласно которой морфологическая перестройка архитектуры скелета путем ремоделирования в ходе жизнедеятельности клеток костной ткани происходит при отклонении величины деформаций костной ткани под влиянием механической нагрузки за пределы физиологических порогов [15; 16]. Таким образом, в ходе эволюционных преобразований клетки костной ткани выработали способность чутко реагировать на изменение окружающей их механической среды, вызванное циклическим нагружением, и преобразовывать механические сигналы в химические. Следовательно, нормальное функционирование костной ткани определяется возникновением в ней деформаций. Однако важно, чтобы они не превышали пределов адаптации ткани, чтобы избежать перелома.

Появление необратимых изменений структуры при деформации более 3 % характеризуется опусканием субхондральной пластины, нарушением функции сустава и расценивается как перелом, требующий хирургического лечения. Принцип хирургического лечения заключается в поднятии вдавленной костной пластины

и заполнении структурного дефекта костной ткани с целью ускорения ее регенерации и предупреждения вторичного проседания пластины [17–19]. Детальное изучение механизмов повреждения трабекулярной костной ткани вносит вклад в разработку методов хирургического лечения повреждений субхондральной пластины. Научно обоснованный подход к технике операций и подбору остеозамещающих материалов позволит улучшить как ближайшие, так и отдаленные функциональные результаты больных данного профиля [20].

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Показано, что трабекулярная кость субхондральной области способна как к упругой, так и к пластической деформации, несмотря на появление в ней трещин. Упругие свойства начинают незначительно снижаться только при появлении макроскопических трещин в образце. Деформация до ~3 % является только упругой и, следовательно, не приводит к необратимым изменениям в трабекулярной костной ткани, поэтому ее можно расценивать как безопасную. При деформации, превышающей 3 %, в трабекулярной кости возникают необратимые деформации, что в реальных условиях приводит к импрессионному перелому костной ткани.

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

Статья подготовлена по материалам докладов участников IX Международной школы «Физическое материаловедение» (ШФМ-2019) с элементами научной школы для молодежи, Тольятти, 9–13 сентября 2019 года.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Damm N.B., Morlock M.M., Bishop N.E. Influence of trabecular bone quality and implantation direction on press-fit mechanics // *Journal of Orthopaedic Research*. 2017. Vol. 35. № 2. P. 224–233.
- De Bakker C.M.J., Tseng W.J., Li Y., Zhao H., Liu X.S. Clinical Evaluation of Bone Strength and Fracture Risk // *Current Osteoporosis Reports*. 2017. Vol. 15. № 1. P. 32–42.
- Georgiou L., Kivell T.L., Pahr D.H., Skinner M.M. Trabecular bone patterning in the hominoid distal femur // *PeerJ*. 2018. № 7. P. 5156.
- Chang G., Boone S., Martel D., Rajapakse C.S., Hallyburton R.S., Valko M., Honig S., Regatte R.R. MRI assessment of bone structure and microarchitecture // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2017. Vol. 46. № 2. P. 323–337.
- Rudäng R., Darelid A., Nilsson M., Mellström D., Ohlsson C., Lorentzon M. X-ray-verified fractures are associated with finite element analysis-derived bone strength and trabecular microstructure in young adult men // *Journal of Bone and Mineral Research*. 2013. Vol. 28. № 11. P. 2305–2316.
- De Bakker C.M., Li Y., Zhao H., Leavitt L., Tseng W.J., Lin T., Tong W., Qin L., Liu X.S. Structural Adaptations in the Rat Tibia Bone Induced by Pregnancy and Lactation Confer Protective Effects Against Future Estrogen Deficiency // *Journal of Bone and Mineral Research*. 2018. Vol. 33. № 12. P. 2165–2176.
- De Bakker C.M.J., Tseng W.J., Li Y., Zhao H., Altman-Singles A.R., Jeong Y., Robberts J., Han L., Kim D.G., Sherry Liu X. Reproduction Differentially Affects Trabecular Bone Depending on Its Mechanical Versus Metabolic Role // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2017. Vol. 139. № 11. P. 111006.
- De Bakker C.M., Altman-Singles A.R., Li Y., Tseng W.J., Li C., Liu X.S. Adaptations in the Microarchitecture and Load Distribution of Maternal Cortical and Trabecular Bone in Response to Multiple Reproductive Cycles in Rats // *Journal of Bone and Mineral Research*. 2017. Vol. 32. № 5. P. 1014–1026.
- Edd S.N., Omoumi P., Andriacchi T.P., Jolles B.M., Favre J. Modeling knee osteoarthritis pathophysiology using an integrated joint system (IJS): a systematic review of relationships among cartilage thickness, gait mechanics, and subchondral bone mineral density // *Osteoarthritis and Cartilage*. 2018. Vol. 26. № 11. P. 1425–1437.
- Hammond M.A., Wallace J.M., Allen M.R., Siegmund T. Mechanics of linear microcracking in trabecular bone // *Journal of Biomechanics*. 2019. Vol. 83. P. 34–42.
- Bakalova L.P., Andreasen C.M., Thomsen J.S., Brüel A., Hauge E.M., Kiil B.J., Delaisse J.M., Andersen T.L., Kersh M.E. Intracortical Bone Mechanics Are Related to Pore Morphology and Remodeling in Human Bone // *Journal of Bone and Mineral Research*. 2018. Vol. 33. № 12. P. 2177–2185.
- Currey J. The mechanical adaptations of bones. New Jersey: Princeton University Press, 1984. 306 p.
- Milovanovic P., Djonic D., Hahn M., Amling M., Busse B., Djuric M. Region-dependent patterns of trabecular bone growth in the human proximal femur: A study of 3D bone microarchitecture from early postnatal to late childhood period // *American Journal of Physical Anthropology*. 2017. Vol. 164. № 2. P. 281–291.
- Cui W.Q., Won Y.Y., Baek M.H., Lee D.H., Chung Y.S., Hur J.H., Ma Y.Z. Age- and region-dependent changes in three-dimensional microstructural properties of proximal femoral trabeculae // *Osteoporosis International*. 2008. Vol. 19. № 11. P. 1579–1587.
- Hsu P.Y., Tsai M.T., Wang S.P., Chen Y.J., Wu J., Hsu J.T. Cortical Bone Morphological and Trabecular Bone Microarchitectural Changes in the Mandible and Femoral Neck of Ovariectomized Rats // *PLoS ONE*. 2016. Vol. 11. № 4. P. 0154367.
- Ryan T.M., Krovitz G.E. Trabecular bone ontogeny in the human proximal femur // *Journal of Human Evolution*. 2006. Vol. 51. № 6. P. 591–602.
- Аврунин А.С., Докторов А.А. Биологически целесообразные пути профилактики и лечения потери костной массы // *Травматология и ортопедия России*. 2015. № 4. С. 131–143.
- Якимов Л.А., Слиняков Л.Ю., Бобров Д.С., Калинин Е.Б., Ляхов Е.В. Биодegradируемые импланты. Становление и развитие. Преимущества и недостатки // *Кафедра травматологии и ортопедии*. 2017. № 1. С. 44–49.
- Сидоров С.В. Эластично-стабильный остеосинтез в лечении переломов бедренной кости у детей младшего возраста // *Детская хирургия*. 2012. № 4. С. 19–20.
- Мищенко О.Н., Копчак А.В., Кришук Н.Г., Скиба И.А., Черногорский Д.М. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния систем «кость-имплантат» при применении

имплантатов из циркониевых сплавов // Современная стоматология. 2017. № 2. С. 62–68.

REFERENCES

1. Damm N.B., Morlock M.M., Bishop N.E. Influence of trabecular bone quality and implantation direction on press-fit mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 2017, vol. 35, no. 2, pp. 224–233.
2. De Bakker C.M.J., Tseng W.J., Li Y., Zhao H., Liu X.S. Clinical Evaluation of Bone Strength and Fracture Risk. *Current Osteoporosis Reports*, 2017, vol. 15, no. 1, pp. 32–42.
3. Georgiou L., Kivell T.L., Pahr D.H., Skinner M.M. Trabecular bone patterning in the hominoid distal femur. *PeerJ*, 2018, no. 7, pp. 5156.
4. Chang G., Boone S., Martel D., Rajapakse C.S., Hallyburton R.S., Valko M., Honig S., Regatte R.R. MRI assessment of bone structure and microarchitecture. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2017, vol. 46, no. 2, pp. 323–337.
5. Rudäng R., Darelid A., Nilsson M., Mellström D., Ohlsson C., Lorentzon M. X-ray-verified fractures are associated with finite element analysis-derived bone strength and trabecular microstructure in young adult men. *Journal of Bone and Mineral Research*, 2013, vol. 28, no. 11, pp. 2305–2316.
6. De Bakker C.M., Li Y., Zhao H., Leavitt L., Tseng W.J., Lin T., Tong W., Qin L., Liu X.S. Structural Adaptations in the Rat Tibia Bone Induced by Pregnancy and Lactation Confer Protective Effects Against Future Estrogen Deficiency. *Journal of Bone and Mineral Research*, 2018, vol. 33, no. 12, pp. 2165–2176.
7. De Bakker C.M.J., Tseng W.J., Li Y., Zhao H., Altman-Singles A.R., Jeong Y., Robberts J., Han L., Kim D.G., Sherry Liu X. Reproduction Differentially Affects Trabecular Bone Depending on Its Mechanical Versus Metabolic Role. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2017, vol. 139, no. 11, p. 111006.
8. De Bakker C.M., Altman-Singles A.R., Li Y., Tseng W.J., Li C., Liu X.S. Adaptations in the Microarchitecture and Load Distribution of Maternal Cortical and Trabecular Bone in Response to Multiple Reproductive Cycles in Rats. *Journal of Bone and Mineral Research*, 2017, vol. 32, no. 5, pp. 1014–1026.
9. Edd S.N., Omoumi P., Andriacchi T.P., Jolles B.M., Favre J. Modeling knee osteoarthritis pathophysiology using an integrated joint system (IJS): a systematic review of relationships among cartilage thickness, gait mechanics, and subchondral bone mineral density. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2018, vol. 26, no. 11, pp. 1425–1437.
10. Hammond M.A., Wallace J.M., Allen M.R., Siegmund T. Mechanics of linear microcracking in trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 2019, vol. 83, pp. 34–42.
11. Bakalova L.P., Andreasen C.M., Thomsen J.S., Brüel A., Hauge E.M., Kiil B.J., Delaisse J.M., Andersen T.L., Kersh M.E. Intracortical Bone Mechanics Are Related to Pore Morphology and Remodeling in Human Bone. *Journal of Bone and Mineral Research*, 2018, vol. 33, no. 12, pp. 2177–2185.
12. Currey J. *The mechanical adaptations of bones*. New Jersey, Princeton University Press, 1984. 306 p.
13. Milovanovic P., Djonic D., Hahn M., Amling M., Busse B., Djuric M. Region-dependent patterns of trabecular bone growth in the human proximal femur: A study of 3D bone microarchitecture from early postnatal to late childhood period. *American Journal of Physical Anthropology*, 2017, vol. 164, no. 2, pp. 281–291.
14. Cui W.Q., Won Y.Y., Baek M.H., Lee D.H., Chung Y.S., Hur J.H., Ma Y.Z. Age- and region-dependent changes in three-dimensional microstructural properties of proximal femoral trabeculae. *Osteoporosis International*, 2008, vol. 19, no. 11, pp. 1579–1587.
15. Hsu P.Y., Tsai M.T., Wang S.P., Chen Y.J., Wu J., Hsu J.T. Cortical Bone Morphological and Trabecular Bone Microarchitectural Changes in the Mandible and Femoral Neck of Ovariectomized Rats. *PLoS ONE*, 2016, vol. 11, no. 4, pp. 0154367.
16. Ryan T.M., Krovitz G.E. Trabecular bone ontogeny in the human proximal femur. *Journal of Human Evolution*, 2006, vol. 51, no. 6, pp. 591–602.
17. Avrunin A.S., Doktorov A.A. Biologically rational ways of bone loss prophylaxis and treatment. *Travmatologiya i ortopediya Rossii*, 2015, no. 4, pp. 131–143.
18. Yakimov L.A., Slinyakov L.Yu., Bobrov D.S., Kalinskiy E.B., Lyakhov E.V. Biodegradable implants. Formation and development. Advantages and drawbacks (Review of literature). *Kafedra travmatologii i ortopedii*, 2017, no. 1, pp. 44–49.
19. Sidorov S.V. Elastic stable femoral osteosynthesis in young children. *Detskaya khirurgiya*, 2012, no. 4, pp. 19–20.
20. Mishchenko O.N., Kopchak A.V., Krishchuk N.G., Skiba I.A., Chernogorky D.M. Computer simulation of the stress-strain state of the “bone-implant” system when the implants made from zirconium alloys. *Sovremennaya stomatologiya*, 2017, no. 2, pp. 62–68.

THE ELASTOPLASTIC PROPERTIES OF THE TRABECULAR BONE TISSUE

© 2019

G.P. Panfilov, graduate student of Chair “Physics of Condensed Matter and Nanosized Systems”
Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, Yekaterinburg (Russia)

M.V. Gilev, PhD (Medicine), Associate Professor,
assistant professor of Chair “Operative Surgery and Topographic Anatomy”,
Head of laboratory “Medical Materials Science and Bioceramics”

Ural State Medical University, Yekaterinburg (Russia)
Institute of High Temperature Electrochemistry
of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences, Yekaterinburg (Russia)

M.Yu. Izmodenova, student of Pediatrics Faculty

Ural State Medical University, Yekaterinburg (Russia)

D.V. Zaytsev, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics),
assistant professor of Chair “Physics of Condensed Matter and Nanosized Systems”,
leading researcher of laboratory “Medical Materials Science and Bioceramics”

Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, Yekaterinburg (Russia)
Institute of High Temperature Electrochemistry
of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences, Yekaterinburg (Russia)

Keywords: trabecular bone tissue; deformation behavior; uniaxial compression; nonreversible deformation.

Abstract: The trabecular bone tissue is a natural composite material with the developed hierarchical structure. The detailed study of its mechanical properties is important both for understanding the mechanism of injury production and for developing the optimal designs for osteosynthesis, prosthetics, and replacement of bone defects. The study of mechanical behavior of the trabecular bone under the cyclic loading is fundamental for the formation of current approaches to the prevention, as well as to the conservative and surgical treatment of fractures, as the bone tissue has different strength in different parts of the skeleton.

The authors studied the uniaxial compression deformation behavior using five cylindrical specimens made from fragments of the trabecular bone tissue of lateral condyle of the tibia. The ratios of elastic and nonreversible deformations in the trabecular bone tissue of the subchondral area of the tibia under the uniaxial compression were investigated depending on the magnitude of the applied load and the total deformation. The authors carried out phased loading with the step of 0.5 % to 10 % of deformation and then with the step of 1 % to 15 % of deformation. The study showed that the trabecular bone is deformable both elastically and plastically. The elastic properties of bone tissue slightly decrease only with the appearance of macroscopic cracks in the sample. Thanks to the high porosity (30–90 %) and organic components, the trabecular bone is significantly deformable. The deformation of less than ~3 % is elastic and, therefore, does not lead to nonreversible changes in the trabecular bone tissue. With deformations exceeding 3 %, the nonreversible changes in the microstructure causing a depressed fracture of the limb bones take place in the bone tissue.