

УДК 616.718.41+612.76

ОСОБЕННОСТИ ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ГУБЧАТОЙ КОСТИ ПРИ ЗАБОЛЕВАНИЯХ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Кукин И.А., Кирпичёв И.В., Маслов Л.Б., Вихрев С.В.

ОБУЗ «Ивановский областной госпиталь для ветеранов войн»,
Иваново, e-mail: Vanyok-forever@yandex.ru

Проведена экспериментальная оценка прочностных характеристик губчатой кости головки бедра, поражённой коксартрозом и асептическим некрозом, не подвергнутой высушиванию и с учётом анизотропных свойств костной ткани. Для эксперимента использовался материал, полученный в результате операции тотального эндопротезирования тазобедренного сустава (головка бедренной кости), который от момента получения и до эксперимента находился в жидкой физиологической среде. Из полученного материала брались образцы костной ткани, испытание которых проводилось методом сжатия. По полученным результатам рассчитывались модуль Юнга и предел прочности, а также определялся характер деформации (способ разрушения) образца. В результате работы было обнаружено, что при таких заболеваниях тазобедренных суставов, как коксартроз и асептический некроз головки бедренной кости, происходит снижение прочностных характеристик в разной степени для каждого из заболеваний. Кроме того, при коксартрозе происходит изменение анизотропных свойств костной ткани (изменение направления линий напряжённости кости), а при асептическом некрозе головки бедра происходит потеря её анизотропных свойств.

Ключевые слова: коксартроз, асептический некроз головки бедра, механические свойства, прочность, модуль Юнга, предел прочности, анизотропия

CHARACTERISTICS OF THE TRABECULAR BONE STRENGTH PROPERTIES OF PEOPLE WITH HIP DISEASES

Kukin I.A., Kirpichev I.V., Maslov L.B., Vikhrev S.V.

ОБУЗ «Ivanovo Regional Hospital for War Veterans», Ivanovo, e-mail: Vanyok-forever@yandex.r

The objective of this research is to evaluate strength properties of the wet proximal femur (femoral head) trabecular bone of people with hip diseases, taking into account the anisotropic properties of the bone tissue. The material (femoral head) used in the experiment was received from the patients aged from 49 to 79 with hip osteoarthritis and avascular necrosis of the femoral head. All the time from receiving to testing the material was in liquid medium (0,9% NaCl). We tested the material by compressing it. Based on the received data we have determined deformation characteristics, calculated (если имеется ввиду математический расчет, а не оценочный, то лучше моё слово) the Young's modulus and the breaking point. It was found that trabecular bone properties of patients with hip diseases differed from the healthy bone. The Young's modulus of the bone tissue of patients with hip osteoarthritis along bone trabeculae (fibre) я бы оставила второе was ($E = 330 \pm 88 \text{ MPa}$) less, than across ($E = 421 \pm 105 \text{ MPa}$). The breaking point had a similar significance: $[\sigma] = 27,7 \pm 4 \text{ MPa}$ along and $[\sigma] = 36,2 \pm 4 \text{ MPa}$ across bone trabeculae (fibre) ($p < 0,05$). For the femoral head with avascular necrosis the breaking point across the trabeculae ($[\sigma] = 46,9 \pm 11,1 \text{ MPa}$) was more than along it ($[\sigma] = 34,1 \pm 8,3 \text{ MPa}$). But the Young's modulus was approximately equal ($E = 140 \pm 31 \text{ MPa}$ against $E = 155 \pm 30 \text{ MPa}$, $p < 0,05$). Thus it was found that destruction of specimens was similar to brittle material in all cases. Anisotropic properties of the femoral head with avascular necrosis and with hip osteoarthritis differed from each other and from a healthy bone. Bone tissue with osteoarthritis had the Young's modulus and the breaking point along trabeculae higher than across. In case of femoral head with avascular necrosis we have found that there was no anisotropy of bone tissue.

Keywords: coxarthrosis, hip osteoarthritis, avascular necrosis of the femoral head, Young's modulus, breaking point, strength properties, wet trabecular bone, anisotropy

На протяжении многих лет механические свойства костной ткани, а также механизмы, лежащие в основе их изменений при различных заболеваниях, представляют значительный научный и медицинский интерес [5, 10, 11]. Знание этих механизмов позволяет детальнее углубиться в процессы патогенеза заболеваний опорно-двигательной системы человека, что открывает новые перспективы в вопросах профилактики и лечения такой патологии, как остеоартроз крупных и мелких суставов, асептический некроз костей и многих других [5, 10, 3]. Кроме того, исследование механических свойств костей необходимо для улучшения качества материалов, применяемых при оперативном лечении травм

и заболеваний опорно-двигательного аппарата. Все внутренние фиксаторы и эндопротезы, используемые в остеосинтезе и при ортопедических операциях, должны обладать свойствами, максимально близкими по своим характеристикам человеческим костям [2, 5].

Значительная часть исследований направлена на изучение зависимости механических свойств костной ткани от состояния её на микроструктурном уровне [2, 4, 6, 9, 13]. Учитывая увеличение количества пожилого населения во всем мире, большое внимание уделяется вопросам изменения внутренней структуры кортикальной и губчатой кости в зависимости от возраста и при различных заболеваниях, таких как остеоартроз,

ревматоидный артрит, остеопороз и т.п. [3, 10, 15].

Большая часть прямых (разрушающих) исследований, проводимых в области биомеханики костей, используют в качестве материала образцы, взятые у животных. Как правило, это бычки [15], свиньи, мышьи [7, 9], обезьяны кости и т.д. Часть опытов проводится на биопсийном материале, взятом у человека. Однако чаще всего в таком случае образцы тканей берутся из гребня подвздошной кости, которая не является нагружаемой частью скелета, поэтому полученные в результате подобных исследований данные не в полной мере отражают состояние свойств костей из нагружаемых зон [6]. Также существенным недостатком значительной части аналогичных исследований является то, что материал, используемый в эксперименте, являлся высушенным. Однако известно, что характеристики сухого костного материала существенно отличаются от кости, не подвергавшейся высушиванию. Так, Dempster W.T. и Liddicoat R.T. в 1952 году экспериментально доказали, что высушивание кости увеличивает её прочность и модуль упругости при сжатии и растяжении на 25–30% [8]. Проводимые в последние годы исследования также подтверждают высокую значимость гидратного слоя костной ткани в механизмах, определяющих механические свойства кости в физиологических условиях [3]. Эти данные показывают необходимость исследования образцов костной ткани, не подвергнутых высушиванию.

В [12] приведен обзор различных источников и отмечено, что здоровая губчатая ткань имеет следующие средние значения механических свойств при сжатии: модуль Юнга вдоль волокон составляет 600–1050 МПа, поперек волокон 375–600 МПа; предел прочности вдоль волокон 16–22 МПа, поперек волокон 7–13 МПа. Однако эти данные достоверны лишь при условии достаточной высокой условной плотности материала. В зарубежной литературе часто используют понятие «apparent density» (условная плотность), в зависимости от которой значения упругих и прочностных характеристик костной ткани рассчитываются математически. Данные о прочности костной ткани, полученные экспериментальным путём, имеются лишь в отношении высушенной компактной кости и относительно модуля Юнга имеют довольно широкий разброс значений в пределах от 427 МПа до 22 ГПа [1, 2, 3], а предела прочности 60–80 МПа [2]. При этом в эксперименте на высушенной компактной кости доказана разница значений поперёк (4,2–9,9 ГПа) и вдоль (8,7–16,5 ГПа)

костных трабекул [2]. Это подтверждает данные об анизотропии костной ткани и, как следствие, предполагает аналогичные свойства для губчатой костной ткани, также имеющей в основе строения костную балку, пространственно ориентированную, как и в компактной кости, вдоль линий напряжённости.

Принимая во внимание всё вышесказанное, становится очевидным, что при проведении эксперимента необходимо учитывать анизотропию костной ткани и проводить испытания относительно оси нагрузки (вдоль её и поперёк) данного сегмента кости [1, 2, 15].

Несмотря на это, ряд учёных принимает губчатую костную ткань за изотропный материал [14], что также показывает неоднозначность и недостаточную изученность механических свойств костной ткани в норме и особенно при различных заболеваниях опорно-двигательного аппарата.

Целью настоящей работы явилась экспериментальная оценка прочностных характеристик губчатой кости головки бедра (предел прочности и модуль упругости), поражённой коксартрозом или асептическим некрозом (АНГБ), с учетом ее анизотропных свойств.

Материалы и методы исследования

Для оценки прочностных характеристик губчатой кости мы использовали головки бедренных костей, полученные в результате операции тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с диагнозами «Идиопатический коксартроз 3 стадии», «Диспластический коксартроз 3 стадии» (по Н.С. Косинской), «АНГБ». Длительность заболеваний составляла в случае коксартроза 8 лет ± 3 года, а в случае АНГБ – 24 ± 6 месяцев.

Исследование выполнялось с соблюдением требований Хельсинской Декларации об экспериментах на материале, изъятом у человека.

Всего было отобрано 17 головок (табл. 1), которые сразу после удаления помещались в физиологический раствор, где находились в среднем 3 часа ± 45 минут, при комнатной температуре.

Головки распиливались фронтально на 2 части. Далее цилиндрической фрезой диаметром 9,5 мм из симметричных участков обеих частей головки вырезались образцы вдоль и поперёк предполагаемого хода костных трабекул (рис. 1).

Всего было получено 93 образца костной ткани (49 – поперёк костных трабекул и 44 – вдоль).

Для исследования они помещались в испытательную машину типа ИР 5057-50, предназначенную для проведения экспериментов на растяжение и сжатие материалов (рис. 2). Нагружение осуществлялось с помощью пресса путём приложения силы вдоль оси образца. Данные фиксировались при помощи блока измерения силы и блока измерения перемещений, что позволило определить величину, на которую возможно деформировать костный фрагмент до появления грубых изменений его структуры, и силу, которую необходимо для этого приложить.

Таблица 1

Характеристика экспериментального материала

Заболевания	Число головок бедра	Число образцов костной ткани	Средняя длительность течения заболевания (гг.)	Среднее время экспозиции в физ. растворе (ч)
Идиопатический коксартроз	10	64	8,7	3
Диспластический коксартроз	3	18	6	2,3
АНГБ	4	11	2	3,1

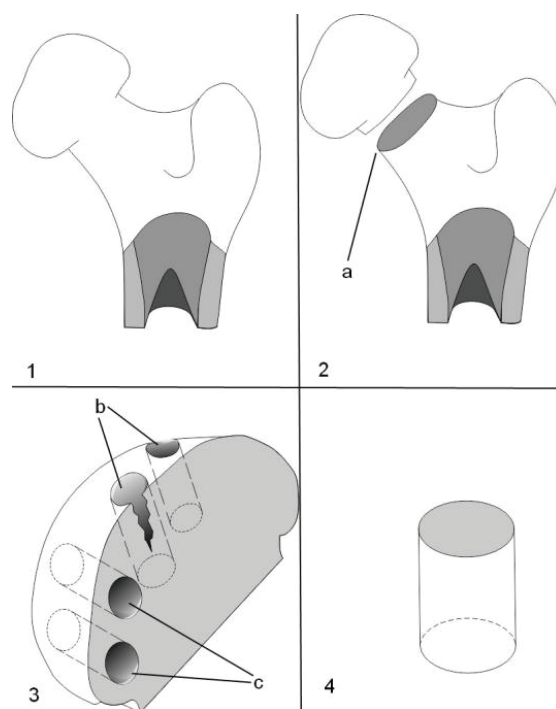


Рис. 1. Схема забора образца костной ткани:
1 – бедренная кость; 2 – удаление головки бедренной кости (a-линия среза);
3 – уровни забора образцов вдоль (b) и поперёк (c) костных трабекул; 4 – готовый образец

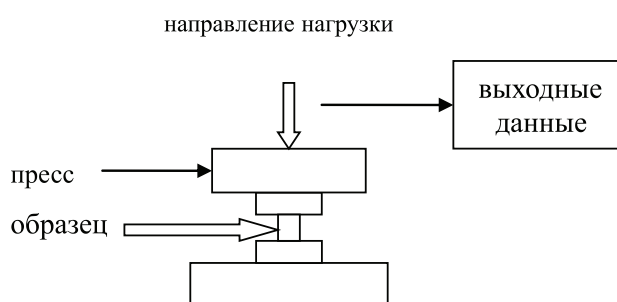


Рис. 2 Схема работы испытательной машины

В ходе исследования были получены следующие данные:

1. Максимальное изменение длины образца в зоне упругих деформаций (ΔL).
2. Значение максимальной нагрузки в зоне упругости ($P_{упр}$).
3. Значение максимальной нагрузки, которую способен выдержать образец без разрушения ($P_{пр}$).
4. Тип разрушения образца.

Рассмотренный подход позволил провести оценку прочностных характеристик губчатой кости человека с наиболее распространенными заболеваниями тазобедренного сустава с учётом анизотропии кости.

Результаты исследования и их обсуждение

Эксперименты показали, что значения нагрузки, соответствующей пределу упру-

гости и пределу прочности, практически одинаковые. При этом разрушение образцов костной ткани при сжатии во всех случаях сопровождалось образованием трещин под углом 45°, что соответствует характеристикам хрупких материалов. Наблюдаемый

характер разрушения, соответствующий характеристикам хрупкого материала, также соответствует данным литературы [2].

Ниже приведены таблицы (табл. 2, 3, 4), отражающие результаты проведённого эксперимента.

Таблица 2

Результаты исследования образцов костной ткани поперек костных трабекул при коксартрозе

№ п/п	L (мм)	P _{упр} (Н)	ΔL (мм)	E (МПа)	№ п/п	L (мм)	P _{упр} (Н)	ΔL (мм)	E (МПа)
1	13,0	60	1,0	11,0	23	16,3	400	0,8	115,0
2	8,5	110	1,2	11,0	24	17,2	860	0,2	1044,0
3	11,5	690	1,0	112,0	25	16,9	530	0,4	316,1
4	14,0	750	1,0	148,2	26	15,2	490	0,2	525,6
5	13,5	450	0,6	142,9	27	13,2	270	0,2	251,5
6	10,1	530	0,7	107,9	28	17,0	670	0,7	229,7
7	14,0	340	0,8	84,0	29	11,0	330	0,7	73,2
8	16,1	430	0,8	122,1	30	18,0	110	0,7	39,9
9	14,5	150	1,4	21,9	31	12,0	340	1,0	57,6
10	16,4	160	0,2	185,2	32	16,0	480	0,7	154,9
11	16,4	610	0,1	1412,1	33	11,0	20	0,2	15,5
12	16,1	420	0,2	477,2	34	17,0	190	0,5	91,2
13	16,7	250	1,2	49,1	35	13,5	80	0,8	19,1
14	16,9	450	0,4	268,4	36	9,0	220	0,4	69,9
15	18,5	1070	0,3	931,4	37	14,0	170	0,6	56,0
16	17,1	1520	0,2	1834,4	38	12,0	40	0,4	16,9
17	14,8	760	1,0	158,8	39	12,5	72	0,7	18,1
18	14,8	270	0,4	141,0	40	14,5	430	0,6	146,7
19	14,8	660	0,3	459,6	41	14,0	880	0,5	347,8
20	14,8	580	0,3	403,9	42	15,0	300	0,5	127,0
21	13,0	230	1,2	35,2	43	12,0	590	0,7	142,8
22	18,0	790	0,1	2007,2	44	11,0	990	0,9	170,8

Образцы, взятые у пациентов с коксартрозом, имели значение модуля упругости поперёк волокон $E = 421 \pm 105$ МПа больше, чем вдоль $E = 330 \pm 88$ МПа ($p < 0,05$). Аналогичная картина просматривается и для показателя предела прочности $[\sigma] = 36,2 \pm 4$ МПа поперёк волокон и $[\sigma] = 27,7 \pm 4$ МПа вдоль соответственно ($p < 0,05$).

Образцы, взятые у пациентов с асептическим некрозом, имели значение предела прочности поперёк ($[\sigma] = 46,9 \pm 11,1$ МПа) волокон также больше, чем вдоль ($[\sigma] = 34,1 \pm 8,3$ МПа), а значение модуля упругости приблизительно одинаковым ($E = 140 \pm 31$ МПа против $E = 155 \pm 30$ МПа, $p < 0,05$).

Полученные характеристики губчатой кости во всех образцах отличались от свойств нормальной кости и были различны при коксартрозе и АНГБ. При изучении анизотропных свойств кости мы ожидали получить более высокие прочностные характеристики вдоль оси предполагаемого хода трабекул, однако в результате эксперимента этого не обнаружено. В случае коксартроза данные результаты могли получиться, на наш взгляд, в результате структурной дезорганизации костной ткани и перестройки костной архитектоники. Длительность течения коксартроза во всех случаях превосходила время естественной адаптивной перестройки костной ткани, которая проходила в условиях длительного

существования фиксированной сгибательно-приводящей контрактуры. Это, в свою очередь, изменяло нормальное распределение линий напряженности в головке бедра, приближая их к горизонтальной плоскости,

одновременно с этим происходила структурная дезорганизация губчатой кости из-за образования кист, формирования экзостозов и прочих процессов естественного течения дегенеративного заболевания.

Таблица 3

Результаты исследования образцов костной ткани вдоль костных трабекул при коксартрозе

№ п/п	L (мм)	P _{впр} (Н)	ΔL (мм)	E (МПа)	№ п/п	L (мм)	P _{впр} (Н)	ΔL (мм)	E (МПа)
1	14,1	120	0,7	34,1	20	16,9	210	0,1	500,9
2	1,7	250	0,6	10,0	21	17,2	730	0,2	886,1
3	16,5	410	0,8	119,4	22	16,9	270	0,3	214,7
4	19,0	830	0,7	318,0	23	18,0	340	1,0	86,4
5	11,5	840	0,6	227,3	24	16,0	540	0,7	174,2
6	8,5	800	0,9	106,6	25	18,0	550	0,7	199,6
7	17,8	280	0,7	100,5	26	17,0	180	0,9	48,0
8	12,0	570	0,7	137,9	27	17,5	360	0,9	98,8
9	13,8	190	0,3	123,4	28	15,5	220	0,4	120,3
10	14,2	90	0,2	90,2	29	18,0	390	0,5	198,2
11	13,0	110	1,0	20,2	30	18,5	500	0,5	261,1
12	17,5	270	0,7	95,3	31	16,0	210	0,6	79,0
13	15,1	880	0,1	1875,6	32	16,0	350	0,6	131,7
14	16,3	180	0,2	207,1	33	16,0	1360	0,6	511,9
15	13,1	520	0,2	480,8	34	18,0	1050	0,6	444,6
16	15,0	300	0,1	635,2	35	16,0	370	0,5	167,1
17	13,9	390	0,2	382,6	36	16,0	220	0,6	82,8
18	11,7	210	0,4	86,7	37	13,0	320	0,7	83,9
19	17,0	170	0,2	204,0	38	15,0	210	0,6	74,1

Таблица 4

Результаты исследования образцов костной ткани при АНГБ

поперек					вдоль				
№ п/п	L (мм)	P _{впр} (Н)	ΔL (мм)	E (МПа)	№ п/п	L (мм)	P _{впр} (Н)	ΔL (мм)	E (МПа)
1	14,9	620	0,6	217,3	1	18,0	270	0,5	137,2
2	10,8	1030	1,5	104,7	2	17,8	190	0,8	59,7
3	10,0	600	1,0	84,7	3	12,0	950	0,7	229,9
4	11,5	1270	0,8	257,7	4	12,8	380	0,7	98,1
5	10,0	220	0,5	62,1	5	19,0	390	0,7	149,4
					6	20,5	710	0,8	256,8

Изменения, обнаруженные при исследовании образцов ткани, поражённой АНГБ, на наш взгляд, возникли в результате разрушения (спрессовывания) костных балок в поражённом участке кости. Такой механизм деструктуризации приводит к потере какой-либо организации костной ткани в данном участке кости, что, в свою очередь, приводит к утрате анизотропных свойств.

Выводы

Таким образом:

1) при исследовании изменения прочностных характеристик губчатой кости

головки бедренной кости при коксартрозе и АНГБ обнаружено, что тип разрушения образцов во всех случаях аналогичен типу разрушения хрупкого материала;

2) анизотропные свойства при коксартрозе и АНГБ отличаются друг от друга и от здоровой кости;

3) выявлено снижение прочности костной ткани во всех образцах по сравнению с непоражённой костью;

4) при коксартрозе модуль упругости и предел прочности поперёк волокон превышал значение данного параметра вдоль волокон;

5) при асептическом некрозе головки бедра выявлено отсутствие анизотропности кости.

В ходе дальнейших исследований планируется продолжение оценки прочностных характеристик костной ткани в жидкой среде по описанной методике, а также с вовлечением новых, не разрушающих экспериментальный материал методов.

Список литературы

1. Абросимов В.Г. Механические свойства костей, некоторые особенности обмена металлов с биологической средой, анализ конструктивных особенностей имплантов // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2008. – № 3(26). – С. 32–40;
2. Аврунин А.С. Механизм жесткости и прочности кости в норме и при старении организма. Наноразмерная модель // Гений Ортопедии. – 2008. – № 3. – С. 59–66.
3. Акулич Ю.В. Биомеханика адаптационных процессов в костной ткани нижней конечности человека: автореф. дис. ... д-ра физ.-мат. наук. – Саратов, 2011. – 37 с.
4. Арсеньев Д.Г., Зинковский А.В., Маслов Л.Б. Эффективные упругие характеристики анизотропной модели пористого биологического материала, насыщенного жидкостью // Научно-технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета. – 2008. – № 3 (59). – С. 230–236.
5. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика: учеб. для сред, и высш. учеб. заведений. – М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 171 с.
6. Путляев В.И. Современные биокерамические материалы // Соросовский образовательный журнал. – 2004. – т. 8, № 1. – С. 44–50.
7. Augat P. The role of cortical bone and its microstructure in bone strength / Augat P., Schorlemmer S. // Age and Ageing. – 2006. – 35-S2: ii27–ii31.
8. Buie H.R. Reduced bone mass accrual in swim-trained prepubertal mice / H.R. Buie, S.K. Boyd // Med Sci Sports Exerc. – 2010 Oct. – № 42 (10). – P. 1834–42.
9. Dempster W.T. Compact bone as a non-isotropic material / W.T. Dempster, R.T. Liddicoat // Am. J. Anat., 91, 1952.
10. Kristensen E. Microarchitecture, but Not Bone Mechanical Properties, Is Rescued with Growth Hormone Treatment in a Mouse Model of Growth Hormone Deficiency // International Journal of Endocrinology, vol. – 2012, Article ID 294965, 10 p., 2012. doi:10.1155/2012/294965.
11. Martel-Pelletier J. Is osteoarthritis a disease involving only cartilage or other articular tissues? / J. Martel-Pelletier, J.P. Pelletier // Eklem Hastalik Cerrahisi. – 2010. – № 21. – P. 2–14.
12. Olson S.A. Designing a biomechanics investigation: choosing the right model // J Orthop Trauma. – 2012 Dec. – № 26(12). – P. 672–7.
13. Van Duijn C.J. Analyses of Trabecular Bone Failure: PhD Theses. – 2006, Eindhoven, The Netherlands. – 97 p.
14. Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur / Journal of Biomechanics. – 2000. – Vol. 33. – № 3. – P. 1325–1330.
15. Wolff J. Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum // Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medizin, Virchows Archiv – 1870. – Vol. 50. – P. 389–453.

References

1. Abrosimov V.G. Mechanicheskie svojstva kostej, nekotorye osobennosti obmena metallov s biologicheskoj sredoj, analiz

konstruktivnyh osobennostej implantov// Voprosy rekonstruktivnoj i plasticheskoj hirurgii. 2008. no. 3(26). pp. 32–40;

2. Avrunin A.S. Mehanizm zhestkosti i prochnosti kosti v norme i pri starenii organizma. Nanourovnevaja model'. //Genij Ortopedii no. 3, 2008. pp. 59–66.

3. Akulich Ju.V. Biomehanika adaptacionnyh processov v kostnoj tkani nizhnej konechnosti cheloveka: Avtoref. diss. dok. fiz.-mat. nauk. Saratov, 2011. 37 p.

4. Arsen'ev D.G., Zinkovskij A.V., Maslov L.B. Jefferktivnye uprugie harakteristiki anizotropnoj modeli poristogo biologicheskogo materiala, nasyshhennogo zhidkost'ju // Nauchno-tehnicheskie vedomosti Sankt-Peterburgskogo gosudarstvennogo politehnicheskogo universiteta. 2008. no. 3 (59). pp. 230–236.

5. Dubrovskij V.I., Fedorova V.N. Biomehanika: Ucheb. dlja sred, i vyssh. ucheb. zavedenij. M.: Izd-vo VLADOS-PRESS, 2003. 171 p.

6. Putljaev V.I. Sovremennye biokeramicheskie materialy Sorosovskij obrazovatel'nyj zhurnal, tom 8, no. 1, 2004 pp. 44–50.

7. Augat P The role of cortical bone and its microstructure in bone strength/ Augat P., Schorlemmer S // Age and Ageing 2006; 35–S2: ii27–ii31.

8. Buie H.R. Reduced bone mass accrual in swim-trained prepubertal mice/ Buie H.R., Boyd S.K. // Med Sci Sports Exerc. 2010 Oct; 42 (10): 1834–42.

9. Dempster W.T. Compact bone as a non-isotropic material/ Dempster W.T., Liddicoat R.T. // Am. J. Anat., 91, 1952.

10. Kristensen E. Microarchitecture, but Not Bone Mechanical Properties, Is Rescued with Growth Hormone Treatment in a Mouse Model of Growth Hormone Deficiency// International Journal of Endocrinology, vol. 2012, Article ID 294965, 10 pages, 2012. doi:10.1155/2012/294965.

11. Martel-Pelletier J. Is osteoarthritis a disease involving only cartilage or other articular tissues? / Martel-Pelletier J., Pelletier J.P.// Eklem Hastalik Cerrahisi.2010;21:2-14.

12. Olson S.A. Designing a biomechanics investigation: choosing the right model// J Orthop Trauma. 2012 Dec; 26(12):672–7.

13. Van Duijn C.J. Analyses of Trabecular Bone Failure: PhD Theses. 2006, Eindhoven, The Netherlands. 97 p.

14. Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur / Journal of Biomechanics. 2000. Vol. 33. no. 3. pp. 1325–1330.

15. Wolff, J. Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum// Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medizin, Virchows Archiv 1870. Vol. 50. pp. 389–453.

Рецензенты:

Гильфанов С.И., д.м.н., доцент кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ с курсом ИПДО, ГБОУ ВПО «Ярославская государственная медицинская академия» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Ярославль;

Королева С.В., д.м.н., профессор кафедры гражданской защиты и управления в чрезвычайных ситуациях, ФГБОУ ВПО «Ивановский институт государственной противопожарной службы» Министерства Российской Федерации по делам гражданской обороны, чрезвычайным ситуациям и ликвидации последствий стихийных бедствий, г. Иваново.

Работа поступила в редакцию 21.06.2013.