

УДК. 539.3:612.76:616.001

В.М.ШИМОН, д.мед.н., проф., зав. каф. общей хирургии с курсами травматологии, оперативной хирургии и судовой медицины мед. факультета ГВУЗ "Ужгородский национальный университет", Ужгород;

О.В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, мл. науч. сотр. каф. ТММиСАПР НТУ „ХПИ“;

А.А. ШЕРЕГИЙ, к.мед.н., доц. каф. общей хирургии с курсами травматологии, оперативной хирургии и судовой медицины мед. факультета ГВУЗ "Ужгородский национальный университет", Ужгород;

М.В. ШИМОН, к.мед.н., доц. каф. общей хирургии с курсами травматологии, оперативной хирургии и судовой медицины мед. факультета ГВУЗ "Ужгородский национальный университет", Ужгород

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА, ПОРАЖЕННОЙ ЗАБОЛЕВАНИЕМ – ОСТЕОМИЕЛИТ

В данной работе предлагаются результаты исследования напряженно-деформированного состояния человеческой ноги при поражении заболеванием бедренной кости. В ходе исследования рассматривались модели, описывающие различное состояние бедренной кости: интактное состояние бедренной кости, пораженная остеомиелитом и пораженная остеомиелитом с применением внешней фиксирующей конструкции. По итогам исследований были получены поля эквивалентных напряжений и проведено сравнение максимальных значений эквивалентных напряжений и полных перемещений для компонент моделей

Ключевые слова: бедренная кость человека, остеомиелит, метод конечных элементов, напряженно-деформированное состояние, полные перемещения

© В.М.Шимон, О.В. Веретельник,
А.А. Шерегий, М.В. Шимон, 2015

Введение. Остеомиелит – гнойно-воспалительный процесс, который поражает все элементы кости. В результате происходит структурное изменение кости, которое приводит к изменению ее физико-механических свойств тканей.

На сегодняшний день внедрение инженерии в медицину позволяет понять сущность нестабильности элементов человеческого скелета. При этом построение и исследование геометрических моделей, описывающих различные травмы и патологические заболевания элементов человеческого скелета, позволят выбрать и обосновать методику лечения пациента. Также прибегая к компьютерному моделированию, можно определить напряженно-деформированное состояние (НДС) элементов биомеханической системы (БМС), образованной сочетанием элементов человеческого скелета и разнообразных конструктивных решений по стабилизации или иммобилизации пораженных патологическим заболеванием или травмированных сегментов человеческого скелета.

Для определения напряженно-деформированного состояния исследуемых элементов биомеханической системы был использован метод конечных элементов (МКЭ) [1], который обладает широкими и мощными возможностями и наилучшим образом подходит для решения задач такого класса, так как элементы биомеханической системы имеют сложную геометрическую форму и структуру, и при этом позволяет проводить учет материалов с резко различающимися физико-механическими свойствами.

Исследования в данном направлении еще долго останутся актуальными. Их актуальность обусловлена тем, что внедрение компьютерной инженерии в медицинскую практику позволит спрогнозировать механическое поведение элементов человеческого скелета в результате действия патологических заболеваний или травм, а также, прибегая к трехмерному моделированию можно спрогнозировать и выбрать методику лечения, равно как и произвести выбор той или иной разновидности фиксирующей конструкции.

Цель работы – создание моделей для исследования напряженно-деформированного состояния бедренной кости человека, подверженной заболеванию – остеомиелиту, а также результатов применения внешней фиксирующей конструкции, используемой для разгрузки пораженной заболеванием кости во время лечения.

Материалы и методы. Данное исследование элементов человеческой ноги состояло из исследований трех конструкций: первая – интактная (без патологических изменений и заболеваний с исходными свойствами материалов соответствующих частей исследуемой конструкции), вторая – модель с моделированием заболевания остеомиелита, третья – модель, описывающая ногу при остеомиелите и с внешней фиксирующей конструкцией.

В основу геометрической модели, используемой в исследовании, была положена интактная трехмерная геометрическая модель правой ноги человека, построенная по компьютерной томографии (КТ) снимкам [2]. Геометрическая модель включала подвздошную, бедренную, малоберцовую и большеберцовую кости, и соединительные хрящи соответствующих суставов. Также геометрическая модель была дополнена двумя элементами: "верхняя опора" и "нижняя опора", которые

использовались для корректного приложения нагрузки и закрепления. При этом структура костей имела четкое разделение на кортикальную и губчатую составляющие. Исследуемые конечно-элементные модели (КЭМ) были построены в расчетном программном комплексе Ansys Workbench [3]. Также были назначены соответствующие физико-механические свойства материалов, приложены нагрузки и закрепления и проведены расчеты по определению напряженно-деформированного состояния.

Таблица 1 – Физико-механические характеристики материалов

Материал	E, МПа	ν
Кортикальная кость	10 000	0,3
Губчатая кость	450	0,2
Суставной хрящ	10,6	0,49
Сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ)	1 000	0,2
Цементный раствор	3 500	0,3
Титан	102 000	0,3

разброса, тем самым создавая биомеханическую систему, содержащую материалы с резко различающимися свойствами. Используемые в исследовании физико-механические свойства материалов приведены в таблице 1 (здесь E – модуль Юнга, ν – коэффициент Пуассона [5-13]).

Комбинированная конечно-элементная модель включала элементы двух различных типов, один из которых был 20-тиузловой кубический элемент (SOLID186). Второй – 10-тиузловой тетраэдр (SOLID187). Использование различных типов элементов при построении КЭМ позволяет разбить сложную форму элементов биомеханической системы и тем самым получить высокоточную аппроксимацию НДС при расчетах.

Исследование напряженно-деформированного состояния элементов ноги человека при остеомиелите бедренной кости. В рамках проведенного исследования трехмерная геометрическая модель была перестроена следующим образом. Для моделирования заболевания остеомиелитом были выделены часть бедренной кости и два переходных слоя. Данное разделение геометрии было сделано для того, чтобы назначить соответствующие свойства материалов (так как остеомиелит сопровождается изменением свойств материалов кости). Переходные слои были введены для уменьшения градиента изменения физико-механических свойств материалов. Таким образом, было построено три расчетные схемы: 1-я расчетная схема соответствует интактной модели ноги человека, 2-я расчетная схема – моделированию заболевания остеомиелитом части бедренной кости, 3-я расчетная схема – модель, описывающая ногу при остеомиелите с внешней фиксирующей конструкцией. На рисунке 1 представлена геометрическая модель человеческой ноги

КЭМ послужили геометрические модели, построенные в программном пакете SolidWorks [4].

Свойства материалов человеческих тканей имеют значительный диапазон разброса в зависимости от возраста, пола, индивидуальных особенностей и т.п. При этом использование различных конструкций небиологического происхождения, например, фиксирующей конструкции, увеличивает диапазон

для 3-й расчетной схемы. На рисунке 2 представлена геометрическая модель бедренной кости с внешней фиксирующей конструкцией, используемая в 3-й расчетной схеме с выделенными участками (здесь введены следующие обозначения для выделенных участков: – 1 – "остеомиелит", 2 – 1-й переходный слой, 3 – 2-й переходный слой, 4 – основная часть кости, "интактная"). Внешний вид исследуемой области конечно-элементной модели представлен на рисунке 3.

Схема нагружения и закрепления представлена на рисунке 4, в качестве нагрузки прикладывалась сила (действующая на одну ногу человека в вертикальном положении вдоль оси Y, см. рисунок 4), прикладываемая нагрузка была равной 500 Н. Определенная нагрузка будет соответствовать нагрузке, при которой произойдет разрушение кости. Начальная величина 500 Н соответствует 50 кг – весу человека. При этом на элемент "верхняя опора" были наложены дополнительные ограничения: выбранной опоре были разрешены только осевые перемещения вдоль прикладываемой нагрузки. "Нижняя опора" была закреплена на нижней поверхности.



Рисунок 1 – Исследуемая геометрическая модель человеческой ноги (3-я расчетная схема)

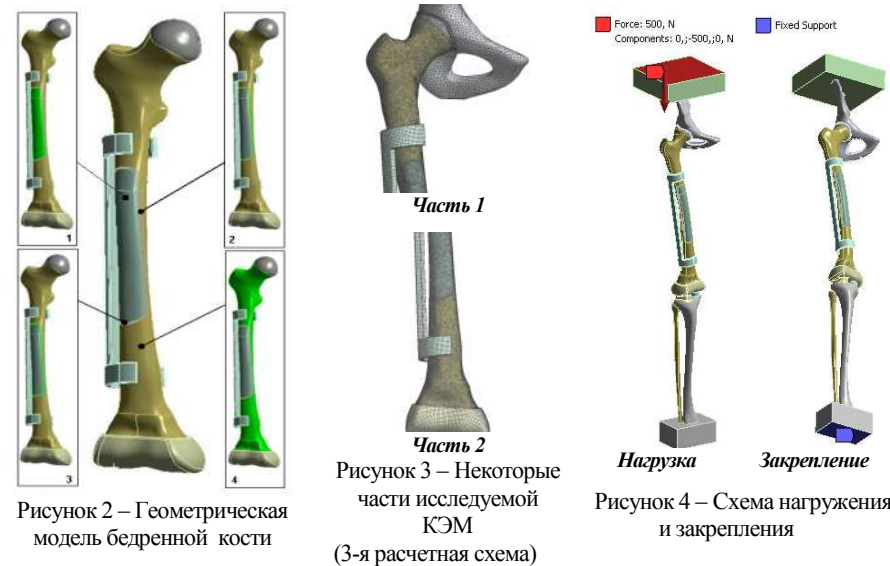


Рисунок 2 – Геометрическая модель бедренной кости

Рисунок 3 – Некоторые части исследуемой КЭМ (3-я расчетная схема)



Рисунок 4 – Схема нагружения и закрепления

Как было изложено выше, были построены модели для трех расчетных схем. Варьируемыми параметрами были свойства материалов для участка, пораженного

заболеванием остеомиелитом, и двух переходных слоев. В процессе исследования требовалось определить максимальную нагрузку, после которой произойдет разрушение бедренной кости. Таким образом, величина прикладываемой нагрузки также является варьируемым параметром. В таблице 2 представлены соответствующие процентные составляющие модуля упругости, назначаемые для кортикальной и губчатой составляющих бедренной кости.

Таблица 2 – Процентное отношение назначаемого модуля упругости

Расчетная схема	"Остеомиелит"	1-й переходный слой	2-й переходный слой	Основная часть, "интактная"
1-я	100%	100%	100%	100%
2-я	70%	80%	90%	100%
3-я	60%	70%	80%	100%

Результаты численных исследований напряженно-деформированного состояния элементов ноги человека при остеомиелите бедренной кости. По итогам проведенных расчетов по всем расчетным схемам были определены компоненты НДС элементов исследуемой модели, максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу для элементов бедренной кости (участок, пораженный заболеванием – остеомиелитом, два переходных слоя и основная часть), а также полные перемещения для элемента "верхняя опора". Полученные результаты рассмотрены были для различных составляющих бедренной кости (кортикальной и губчатой тканей). Полученные числовые показатели соответствовали нагрузке 500 Н. Было проведено сравнение между собой полученных числовых показателей искомых величин для всех расчетных схем, результаты представлены в ниже приведенных диаграммах.

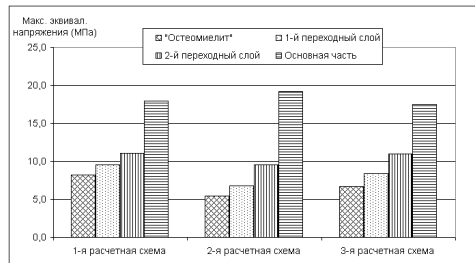


Рисунок 5 – Максимальные эквивалентные напряжения для различных участков кортикальной части бедренной кости (МПа)

На рисунках 5 и 6 представлены диаграммы, описывающие числовые показатели максимальных эквивалентных напряжений (МПа) по Мизесу, для кортикальных и губчатых составляющих различных участков (участок, пораженный заболе-

ванием остеомиелитом, два переходных слоя и основная часть) бедренной кости, соответственно. На рисунке 7 представлена диаграмма с максимальными полными перемещениями элемента "верхняя опора" для всех расчетов.

Числовые значения искомых величин, максимальные полные перемещения элемента "верхняя опора" (мм) и максимальные эквивалентные напряжения (МПа) по Мизесу в элементах бедренной кости представлены в таблицах 3 и 4 соответственно. На рисунке 8 представлены поля распределения эквивалентных напряжений в бедренной кости и внешней фиксирующей конструкции (для 3-й расчетной схемы), для всех расчетных схем, соответственно.

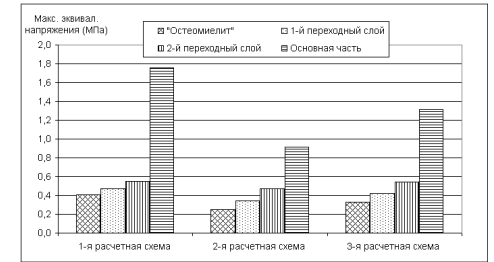


Рисунок 6 – Максимальные эквивалентные напряжения для различных участков губчатой части бедренной кости (МПа)

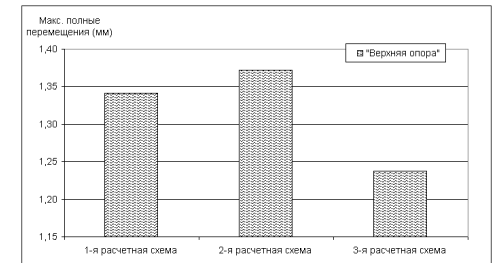


Рисунок 7 – Максимальные полные перемещения элемента "верхняя опора"

Таблица 3 – Максимальные полные перемещения элемента "верхняя опора" (мм) при нагрузке, равной 500 Н

Элемент модели	Расчетная схема		
	1	2	3
Элемент "верхняя опора"	1,34	1,37	1,24

Рисунок 8 – Поля распределений эквивалентных напряжений в исследуемых областях моделей (Па)

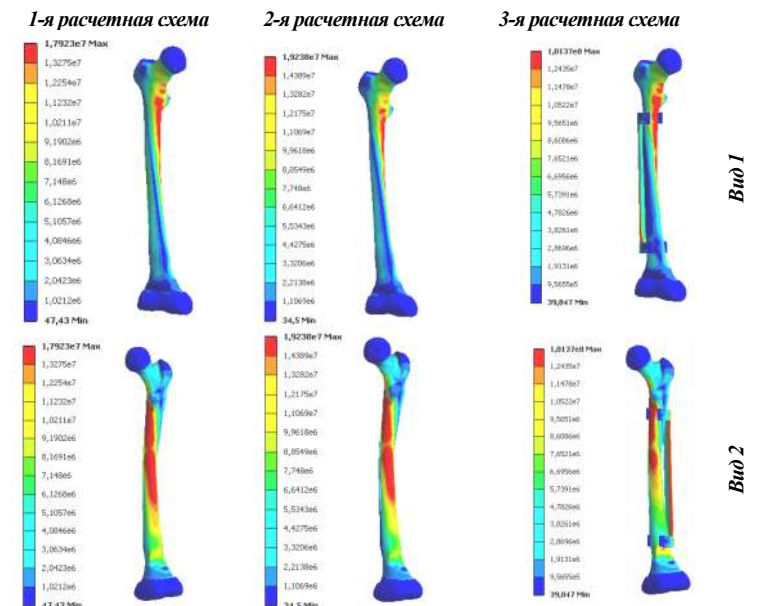


Таблица 4 – Максимальные эквивалентные напряжения в бедренной кости (МПа) при нагрузке, равной 500Н

Элемент модели		Расчетная схема		
		1-я	2-я	3-я
"Остеомиелит"	Кортикальная кость	8,21	5,49	6,67
1-й переходный слой		9,52	6,8	8,39
2-й переходный слой		11,1	9,53	11,0
Основная часть, "интактная"		17,9	19,2	17,5
"Остеомиелит"	Губчатая кость	0,404	0,247	0,326
1-й переходный слой		0,469	0,344	0,419
2-й переходный слой		0,553	0,472	0,54
Основная часть, "интактная"		1,76	0,916	1,31

Выводы. По итогам проведенных исследований можно сделать следующие выводы.

1. Было определено, что максимальный числовой показатель эквивалентных напряжений по Мизесу соответствует основной части бедренной кости для 2-й расчетной схемы (учет заболевания остеомиелитом без внешней фиксирующей конструкции).

2. При моделировании заболевания остеомиелитом в бедренной кости человека происходит перераспределение возникающих напряжений, т.к. при заболевании происходит изменение физико-механических свойств тканей бедренной кости и наблюдается уменьшение прочностных характеристик тканей. При распределении нагрузки наиболее нагруженными областями оказываются здоровые участки кости, при этом происходит уменьшение напряжений на пораженном участке кости.

3. Кроме перераспределения напряжений на здоровые участки кости наблюдается увеличение податливости всей бедренной кости при заболевании остеомиелитом.

4. При анализе полученных максимальных величин эквивалентных напряжений группы исследований (при нагрузке 500 Н) они не превышают пределов прочности, которые составляют для кортикальной кости 160 МПа [14], для губчатой – 16-22 МПа [15], титана – 1000 МПа [16]. При этом наличие внешней фиксирующей конструкции способствует уменьшению напряжений и уменьшению податливости пораженной заболеванием кости.

Список литературы: 1. Zienkiewicz O. C., Taylor R. L., Zhu J.Z. The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals. - Amsterdam ; Heidelberg: Butterworth-Heinemann, 2006. – 631 p. 2. Шимон М. А., Лутвак В. В., Шерегий А. А., Веретельник О. В., Ткачук М. А. Моделирование оперативного лечения остеопороза у людей старшего віку після первинного ендо-протезування кульшового суглоба / Вісник НТУ"ХПІ". – Харьков: НТУ "ХПІ", 2014. – № 29. – С. 177-182. 3. ANSYS Workbench – <http://www.ansys.com/>. 4. Solidworks – <http://www.solidworks.com/>. 5. Барыш А.Е. Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов $C_{IV} - C_{VI}$ // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2005, №1:41-49. 6.

Natarajan R.N., Chen B.H., An H.S., Andersson G.B.J. Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including effect of osteoporosis //Spine.– 2000. – Vol. 25, № 8. – P.955-961. 7. Веретельник Ю.В., Веретельник О.В., Тимченко И.Б., Дынный А.А., Соснина Ю.К. К вопросу о построении параметрических моделей шейного отдела позвоночника. // Вестник НТУ "ХПИ". – Харьков: НТУ "ХПИ", 2007. – № 29. – С.16-20. 8. Nolan J.P.,Sherk H.H. Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical // Spine. – 1988. –Vol. 13, №– P. 9-11. 9. Panjabi M.M., Durenceau J., Goel V.,et.al. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions //Spine.–1991.– Vol.16, №8. – P. 861-869. 10. Веретельник О.В. Моделирование напряжений в шейном отделе позвоночника с ортезом // Вестник НТУ "ХПИ". – Харьков: НТУ "ХПИ", 2008. – № 9. – С. 22-29. 11. Веретельник О.В. Обзор конструктивных схем и решений по моделированию ШОП и ортезов // Вестник НТУ "ХПИ". – Харьков: НТУ "ХПИ", 2008. – № 42. – С. 3-8. 12. Heipplatz P., Hartle S.L. and Gentle C.R. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4-C7 spine unit // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering - 2, – 1998 Gordon and Breach Science, UK, p. 387-394. 13. Веретельник О.В. Моделирование реакций на силовое воздействие элемента шейного отдела позвоночника. // Вестник НТУ "ХПИ". – Харьков: НТУ "ХПИ", 2008. – № 2. – С. 14-26. 14. Бойко И.В. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния системы "кость-имплантат" при межvertebralном переломе бедренной кости / И.В. Бойко, А.В. Сабсай, В.В. Макаров, О.В. Раджабов // Вісник СевНТУ. Вип. 133/2012. Серія: Механіка, енергетика, екологія. – Севастополь, 2012. – С. 355-360. 15. С.В. Особенности прочностных характеристик губчатой кости при заболеваниях тазобедренного сустава / Кукин И.А., Кирпичев И.В., Маслов Л.Б., Вихрев // FUNDAMENTAL RESEARCH №7, 2013 – С. 328-333. 16. Нгуен Суан Тьук Изменение триботехнических и механических свойств СВМПЭ при наполнении полипропилена / Нгуен Суан Тьук, С.В. Панин // XIX Межд. науч.-практ. конф. "Современные техника и технологии", Секция 6: Материаловедение. С. 110-111.

Bibliography (transliterated): 1. Zienkiewicz O. C., Taylor R. L., Zhu J.Z. The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals. – Amsterdam ; Heidelberg: Butterworth-Heinemann, 2006. – 631 p. 2. Shymon M. A., Lytvak V. V., Sherehiy A. A., Veretel'nyk O. V., Tkachuk M. A. Modelyuvannya operatyvnoho likuvannya osteoporozu u lyudey stazshoho viku pislya pervynnoho endo-prtezuvannya kul'shovooho sughloba / Visnyk NTU "KhPI". Seriya: Mashynoznavstvo ta SAPR. – Kharkov: NTU "KhPI", 2014. – No 29. – P. 177-182. 3. AN-SYS Workbench – <http://www.ansys.com/>. 4. Solidworks – <http://www.solidworks.com/>. 5. Barysh A.E. Konechno-jelementnoe bisegmentarnoe modelirovanie pozvonochnyh dvigatel'nyh segmentov // Ortopedija, travmatologija i protezirovanie. – 2005, No 1. P. 41–49. 6. Natarajan R.N., Chen B.H., An H.S., Andersson G.B.J. Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including effect of osteoporosis //Spine.– 2000. – Vol. 25, No 8. – P.955-961. 7. Veretel'nik Ju.V., Veretel'nik O.V., Timchenko I.B., Dynnik A.A., Sosnina Ju.K. K voprosu o postroenii parametricheskikh modelej shejnogo otdela pozvonochnika. // Vestnik NTU "KhPI". – Kharkov: NTU "KhPI", 2007. – No 29. – P.16-20. 8. Nolan J.P.,Sherk H.H. Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical // Spine. – 1988. – Vol. 13. – P. 9-11. 9. Panjabi M.M., Durenceau J., Goel V.,et.al. Cervical human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions // Spine.–1991.– Vol.16. – No 8. – P. 861-869. 10. Veretel'nik O.V. Modelirovanie naprjazhenij v shejnom otdelje pozvonochnika s ortezom // Vestnik NTU "KhPI". – Kharkov: NTU "KhPI", 2008. – No 9. – P. 22-29. 11. Veretel'nik O.V. Obzor konstruktivnyh shem i reshenij po modelirovaniju ShOP i ortezov // Vestnik NTU "KhPI". – Kharkov: NTU "KhPI", 2008. – No 42. – P. 3-8. 12. Heipplatz P., Hartle S.L. and Gentle C.R. A 3-dimensional large deformation FEA of a ligamentous C4-C7 spine unit // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering - 2, – 1998. – Gordon and Breach Science, UK. – P. 387-394. 13. Veretel'nik O.V. Modelirovanie reakcij na silovoe vozdejstvie jelementa shejnogo otdela pozvonochnika. // Vestnik NTU "KhPI". – Kharkov: NTU "KhPI", 2008. – No 2. – P. 14-26. 14. Bojko I.V. Matematicheskoe modelirovanie naprjazhenno-deformirovannogo sostojanija sistemy "kost'-implantat" pri mezhvertebral'nom perelome bedrennoj kosti / I.V. Bojko, A.V. Sabsaj, V.B. Makarov, O.V. Radzhabov // Visnik SevNTU. – Vol. 133/2012. Serija: Mehanika, energetika, ekologija. – Sevastopol', 2012. – P. 355-360. 15. Osobennosti prochnostnyh karakteristik gubchatoj kosti pri zaboljevanijah tazobedrennogo sustava / Kukin I.A., Kirpichjov I.V., Maslov L.B., Vihrev S.V. // Fundamental research. – 2013. – No 7. – P. 328-333. 16. Nguen Suan Tuk Izmenenie tribotekhnicheskikh i mehanicheskikh svojstv SVMPJe pri napolnenii polipropilena / Nguen Suan Tuk, S.V. Panin // XIX Mezhd. nach.-prakt. konf. "Sovremennye tehnika i tehnologii", Sekcija 6: Materialovedenie. P. 110-111.

Поступила (received) 04.06.2015