

## АНАЛИЗ МЕХАНИЧЕСКИХ АСПЕКТОВ ПЛАСТИНЧАТОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ОСКОЛЬЧАТОМ ПЕРЕЛОМЕ БЕРЦОВОЙ КОСТИ

Сукиасов В. Г.

*Калининградский государственный технический университет, Калининград*

В настоящее время одним из наиболее эффективных способов фиксации переломов считается пластинчатый остеосинтез с несущим элементом в виде металлической планки [1]. В данной работе ставится задача сопоставления различных вариантов конструктивного исполнения ортопедических фиксаторов пластинчатого типа с точки зрения механических аспектов восприятия синтезированной костью физиологических нагрузок в ходе восстановительного периода. Основу исследования составляет конечноэлементный анализ статического деформирования объемной модели сломанной кости с установленным на ней фиксатором. Традиционным способом является полноконтактная фиксация, при которой планка непосредственно крепится на кость с помощью шурупов, расположенных в одной плоскости. Альтернативный способ (многоплоскостная фиксация) состоит в установке на кость фиксирующей планки посредством промежуточных элементов в виде полукольцевых захватов, при этом шурупы, скрепляющие с костью как захваты, так и собственно планку, располагаются в разных плоскостях. Полукольца крепятся к планке с помощью винтов. Объемные модели кости и фиксаторов двух типов представлены на рис. 1.

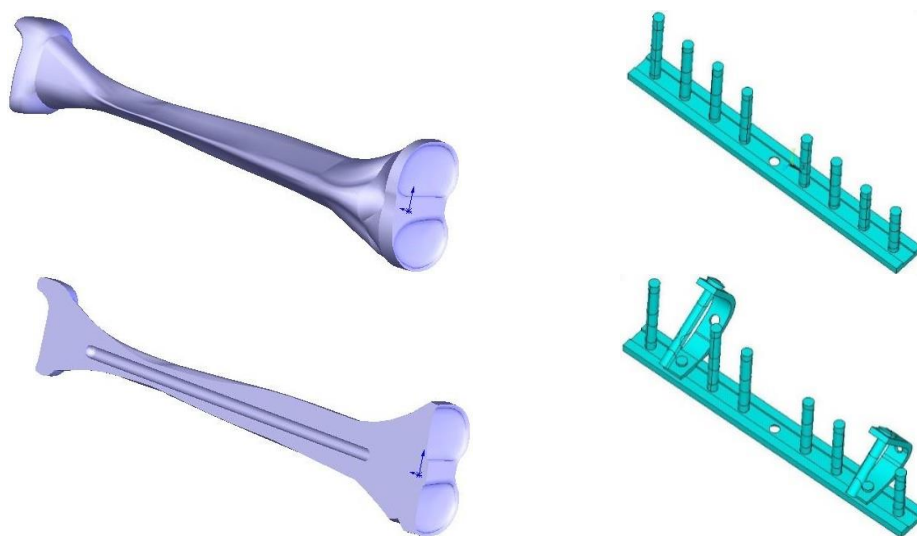


Рис. 1. Модели большой берцовой кости (целиком и в разрезе) и двух типов фиксаторов

Проблемы прочности и жесткости фиксации двумя указанными способами для случаев прямого и косого переломов изучены в [2]. В данном исследовании предполагается наличие оскольчатого (бамперного) перелома в центральной части кости, при этом плоскости разъемов образуют с осевой линией углы  $50^\circ$ . Осевой зазор между торцевыми поверхностями частей кости в месте перелома составляет 1,5 мм. Для каждого из двух сопоставляемых способов фиксации созданы модели трех вариантов: а) с восемью крепежными шурупами, два из которых соединяют планку, фрагмент кости и осколок; б) с девятью крепежными шурупами, отличающийся наличием добавочного шурупа для соединения осколка с верхним фрагментом; в) с восемью крепежными шурупами, два из

которых соединяют осколок с фрагментами кости. Соответствующие модели показаны на рис. 2 для случая многоплоскостной фиксации.

Дискретизация объемов выполнена 10-узловыми тетраэдральными элементами. Достоверность полученных решений обоснована сопоставлением результатов, полученных с применением сеток различной густоты.

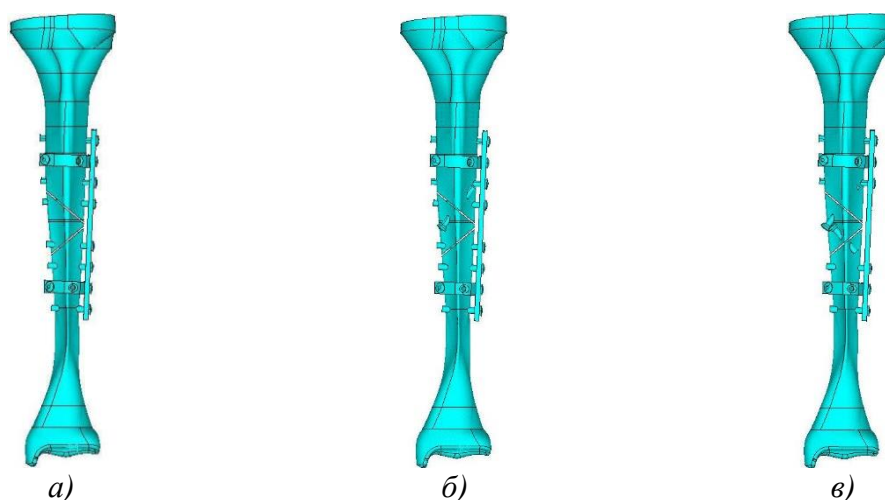


Рис. 2. Модели многоплоскостной фиксации оскольчатого перелома: а – без репозиционных шурупов; б – с одним репозиционным шурупом; в – с двумя репозиционными шурупами

Рассматриваемые модели рассчитывались при действии осевого сжатия, имитирующего физиологическую нагрузку на синтезированную кость. Количественно оценивалась подвижность фрагментов сломанной кости, а также уровень напряженного состояния всей модели.

Материал фиксатора и крепежных деталей – сталь с модулем упругости  $E = 2 \cdot 10^{11}$  Па и коэффициентом Пуассона  $\nu = 0,3$ . Имеющиеся в настоящее время сведения о механических характеристиках костной ткани носят довольно отрывочный характер, при этом неоспоримым фактом является значительный разброс экспериментальных данных и их существенная зависимость от возрастных особенностей и других факторов [3–6]. На основе изучения публикаций для большой берцовой кости приняты значения упругих свойств  $E = 1 \cdot 10^{10}$  Па,  $\nu = 0,36$  в центральной части, а в области суставов –  $E = 9 \cdot 10^9$  Па,  $\nu = 0,38$ . Величина сжимающей силы составляет 800 Н.

Для количественной оценки степени подвижности фиксации в зоне перелома подсчитываются относительные перемещения характерных точек на торцевых поверхностях скрепляемых частей кости. При оскольчатом переломе таких частей три: верхний фрагмент, осколок и нижний фрагмент. Поэтому, в отличие от случаев прямого и косого переломов, приходится учитывать как взаимное смещение верхнего фрагмента и осколка в зоне верхнего разъема, так и взаимное смещение осколка и нижнего фрагмента в зоне нижнего разъема. В качестве характерных выбраны 4 точки, лежащие на контуре сечения и наиболее удаленные от осевой линии кости. Их положение показано на рис. 3, где изображены две торцевые поверхности обломка в проекции на плоскость поперечного сечения кости (вид со стороны коленного сустава вместе с торцевым сечением планки для варианта «а» полноконтактной фиксации).

Относительные смещения смежных частей кости подсчитываются для каждой из упомянутых точек в трех направлениях как разности соответствующих компонент перемещений:

$$\Delta u_x = u_x^{(\text{верх})} - u_x^{(\text{низ})}; \quad \Delta u_y = u_y^{(\text{верх})} - u_y^{(\text{низ})}; \quad \Delta u_z = u_z^{(\text{верх})} - u_z^{(\text{низ})}. \quad (1)$$

Эти величины характеризуют сближение (положительные значения) либо удаление друг от друга (отрицательные значения) соответствующих точек в данном направлении

в результате действия внешней нагрузки. Для более полной оценки жесткости фиксации перелома можно также использовать значение суммарного взаимного смещения, которое подсчитывается в характерных точках по формуле

$$\Delta u = \sqrt{\Delta u_x^2 + \Delta u_y^2 + \Delta u_z^2}. \quad (2)$$

Полученные результаты приведены в таблицах 1–6. Жирным шрифтом выделены значения, соответствующие более жесткой фиксации одного из двух сопоставляемых способов.

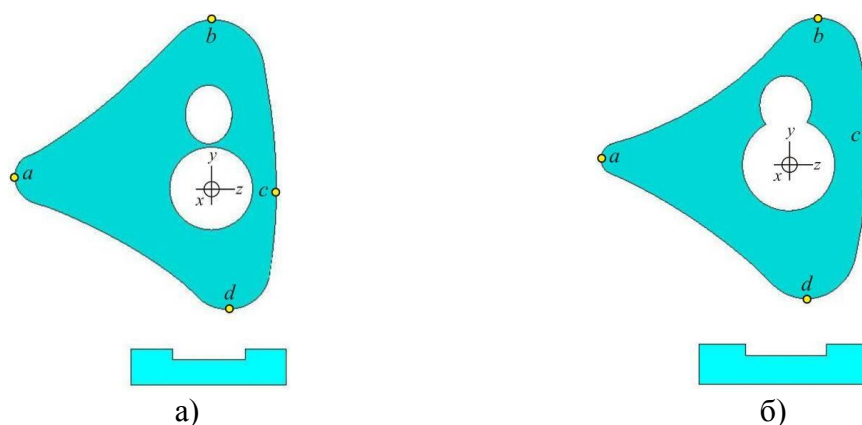


Рис. 3. Положение характерных точек в верхнем разрезе (а) и в нижнем разрезе (б)

Таблица 1 – Взаимное смещение фрагментов, вариант «а», верхний разрез

Точка	Многоплоскостная фиксация				Полноконтактная фиксация			
	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм
a	0,00253	<b>0,00304</b>	0,01435	0,01488	<b>0,00239</b>	0,00355	<b>0,01405</b>	<b>0,01468</b>
b	0,03502	<b>0,02200</b>	0,02056	0,04618	<b>0,03386</b>	0,02276	<b>0,02044</b>	<b>0,04563</b>
c	0,01632	<b>0,00156</b>	<b>0,00776</b>	<b>0,01814</b>	<b>0,01599</b>	0,00243	0,01026	0,01915
d	0,00875	<b>-0,00387</b>	<b>0,00733</b>	0,01205	<b>0,00424</b>	-0,00528	0,00764	<b>0,01021</b>

Таблица 2 – Взаимное смещение фрагментов, вариант «а», нижний разрез

Точка	Многоплоскостная фиксация				Полноконтактная фиксация			
	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм
a	0,00622	<b>0,01923</b>	<b>0,01385</b>	0,02450	<b>0,00527</b>	0,01924	0,01394	<b>0,02434</b>
b	0,04759	-0,01214	<b>0,00569</b>	0,04944	<b>0,04575</b>	<b>-0,01103</b>	0,00580	<b>0,04742</b>
c	0,02845	<b>0,00945</b>	0,01834	0,03514	<b>0,02703</b>	0,00948	<b>0,01806</b>	<b>0,03387</b>
d	0,00494	<b>0,02601</b>	0,01982	0,03307	<b>0,00292</b>	0,02626	<b>0,01953</b>	<b>0,03286</b>

Таблица 3 – Взаимное смещение фрагментов, вариант «б», верхний разрез

Точка	Многоплоскостная фиксация				Полноконтактная фиксация			
	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм
a	-0,01075	<b>0,00382</b>	0,01449	0,01845	<b>-0,00945</b>	0,00463	<b>0,01438</b>	<b>0,01782</b>
b	0,03007	<b>0,02008</b>	0,02548	0,04423	<b>0,02891</b>	0,02052	<b>0,02507</b>	<b>0,04342</b>
c	0,01536	<b>0,00268</b>	<b>0,00844</b>	<b>0,01773</b>	<b>0,01512</b>	0,00361	0,01093	0,01900
d	0,00424	<b>-0,00256</b>	<b>0,00290</b>	0,00574	<b>0,00067</b>	-0,00350	0,00373	<b>0,00516</b>

Таблица 4 – Взаимное смещение фрагментов, вариант «б», нижний разрез

Точка	Многоплоскостная фиксация				Полноконтактная фиксация			
	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм
a	0,01399	<b>0,01268</b>	<b>0,01432</b>	0,02370	<b>0,01215</b>	0,01278	0,01466	<b>0,02293</b>
b	0,04571	-0,01081	0,00601	0,04736	<b>0,04405</b>	<b>-0,00980</b>	<b>0,00601</b>	<b>0,04553</b>
c	0,02672	0,01124	0,01856	0,03442	<b>0,02548</b>	<b>0,01122</b>	<b>0,01841</b>	<b>0,03338</b>
d	0,00869	<b>0,02379</b>	<b>0,02168</b>	0,03334	<b>0,00615</b>	0,02432	0,02190	<b>0,03330</b>

Таблица 5 – Взаимное смещение фрагментов, вариант «в», верхний разъем

Точка	Многоплоскостная фиксация				Полноконтактная фиксация			
	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм
a	0,02662	0,02991	0,02130	0,04535	<b>0,02376</b>	<b>0,02909</b>	<b>0,02014</b>	<b>0,04262</b>
b	<b>0,02773</b>	<b>0,00795</b>	<b>0,04288</b>	<b>0,05168</b>	0,04071	0,01574	0,04318	0,06140
c	<b>0,00665</b>	-0,01825	<b>0,01355</b>	<b>0,02368</b>	0,00975	<b>-0,01629</b>	0,01911	0,02694
d	0,01556	<b>-0,00567</b>	<b>-0,00195</b>	0,01667	<b>0,00458</b>	-0,01488	-0,00374	<b>0,01601</b>

Таблица 6 – Взаимное смещение фрагментов, вариант «в», нижний разъем

Точка	Многоплоскостная фиксация				Полноконтактная фиксация			
	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u$ , мм
a	-0,02829	0,02691	0,01836	0,04314	<b>-0,02563</b>	<b>0,02568</b>	<b>0,01769</b>	<b>0,04036</b>
b	0,21434	-0,06099	-0,05022	0,22844	<b>0,20005</b>	<b>-0,05650</b>	<b>-0,04503</b>	<b>0,21269</b>
c	0,16881	-0,00316	0,00946	0,16910	<b>0,15684</b>	<b>-0,00270</b>	<b>0,00934</b>	<b>0,15714</b>
d	0,02955	0,07491	0,09163	0,12198	<b>0,02720</b>	<b>0,07046</b>	<b>0,08522</b>	<b>0,11387</b>

Как показали расчеты, при осевом нагружении полноконтактная фиксация вдоль оси сжатия однозначно жестче для вариантов «а» и «б» и преимущественно жестче для варианта «в»; суммарно полноконтактная фиксация также в основном жестче. При этом в поперечных направлениях для вариантов «а» и «б» большую жесткость обнаруживает в основном многоплоскостная фиксация. Сопоставление вариантов «а» и «б» обнаруживает повышение жесткости фиксации обоими способами за счет дополнительного шурупа, что выглядит вполне закономерным.

Уровень напряженного состояния фиксатора и фрагментов кости оценивался по величине интенсивности напряжений, подсчитываемой по координатным компонентам согласно выражению

$$\sigma_i = \sqrt{\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 + \sigma_{zz}^2 - \sigma_{xx}\sigma_{yy} - \sigma_{xx}\sigma_{zz} - \sigma_{yy}\sigma_{zz} + 3(\sigma_{xy}^2 + \sigma_{xz}^2 + \sigma_{yz}^2)}. \quad (3)$$

Поля интенсивностей напряжений (Па) в планке для варианта «а» (см. рис. 2) представлены на рис. 4.

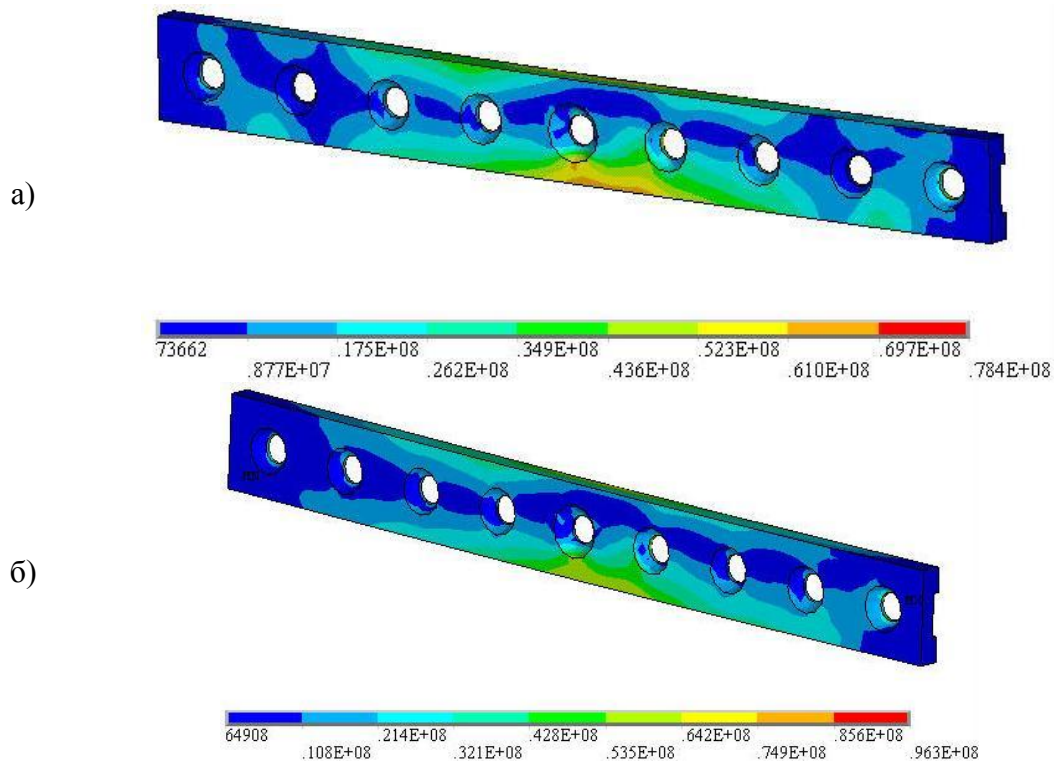


Рис. 4. Напряженное состояние планки при осевом сжатии для случаев многоплоскостной (а) и полноконтактной (б) фиксации, вариант «а»

Данные о максимальных напряжениях приведены в табл. 7–9.

Таблица 7 – Напряженное состояние составных частей модели синтезированной кости, вариант «а»

Характеристика напряженного состояния	$\sigma_{i \max}$ , Па	
	Многоплоскостная	Полноконтактная
Способ фиксации		
Планка	$0,78377 \cdot 10^8$	$0,96298 \cdot 10^8$ (+23 %)
Шурупы	$0,10466 \cdot 10^9$	$0,97453 \cdot 10^8$ (-7 %)
Полукольца	$0,58599 \cdot 10^8$	–
Винты	$0,12500 \cdot 10^8$	–
Центральная зона кости	$0,11213 \cdot 10^9$	$0,11241 \cdot 10^9$ (+0 %)
Краевые зоны кости	$0,86892 \cdot 10^7$	$0,90991 \cdot 10^7$ (+5 %)

Таблица 8 – Напряженное состояние составных частей модели синтезированной кости, вариант «б»

Характеристика напряженного состояния	$\sigma_{i \max}$ , Па	
	Многоплоскостная	Полноконтактная
Способ фиксации		
Планка	$0,79938 \cdot 10^8$	$0,96325 \cdot 10^8$ (+20 %)
Шурупы	$0,10215 \cdot 10^9$	$0,95592 \cdot 10^8$ (-6 %)
Полукольца	$0,59501 \cdot 10^8$	–
Винты	$0,12708 \cdot 10^8$	–
Центральная зона кости	$0,10841 \cdot 10^9$	$0,10912 \cdot 10^9$ (+1 %)
Краевые зоны кости	$0,86268 \cdot 10^7$	$0,90991 \cdot 10^7$ (+5 %)

Таблица 9 – Напряженное состояние составных частей модели синтезированной кости, вариант «в»

Характеристика напряженного состояния	$\sigma_{i \max}$ , Па	
	Многоплоскостная	Полноконтактная
Способ фиксации		
Планка	$0,22673 \cdot 10^9$	$0,17096 \cdot 10^9$ (-25 %)
Шурупы	$0,45690 \cdot 10^9$	$0,41435 \cdot 10^9$ (-9 %)
Полукольца	$0,14211 \cdot 10^9$	–
Винты	$0,30945 \cdot 10^8$	–
Центральная зона кости	$0,13612 \cdot 10^9$	$0,11386 \cdot 10^9$ (-16 %)
Краевые зоны кости	$0,93551 \cdot 10^7$	$0,88336 \cdot 10^7$ (-6 %)

Анализ приведенных данных позволяет установить, что при осевом сжатии для вариантов «а» и «б» многоплоскостная фиксация выглядит предпочтительнее с точки зрения уровня напряженного состояния фиксатора и кости. Вариант «в» по сравнению с вариантами «а» и «б» дает более высокий уровень наибольших напряжений при обоих способах фиксации.

Таким образом, теоретически изучена реакция скрепленной фиксатором большой берцовой кости на действие физиологической нагрузки в виде осевого сжатия, при наличии оскольчатого перелома. Ни в одном из рассмотренных расчетных вариантов не было отмечено соприкосновения между собой скрепляемых частей кости под действием нагрузки. Это избавило от необходимости постановки и решения нелинейных контактных задач.

Как показали полученные результаты, при действии осевого сжатия ни многоплоскостной, ни полноконтактный способы не обнаруживают однозначного преимущества по жесткости фиксации оскольчатого перелома. В то же время, с позиций длительного

применения, надежность многоплоскостной фиксации несомненно выше, поскольку предотвращает сход фиксатора с кости вследствие проскальзывания шурупов.

Что касается напряженного состояния изученных моделей и их составных частей, то за счет сложности геометрии и особенностей нагружения оно характеризуется существенной неоднородностью. В частности, локальные области с резким возрастанием уровня напряжений наблюдаются на контурах свободных отверстий планки и полуколец, а также на кромках отверстий, занятых шурупами. В центральной зоне кости местное возмущение напряженного состояния локализуется также на кромках, где шуруп входит в кость.

Табл. 10 дает возможность сопоставить два способа фиксации с точки зрения напряженного состояния. Здесь символ «■» означает предпочтительный вариант, т.е. меньший уровень напряжений.

Таблица 10 – Сопоставление по уровню напряжений двух способов фиксации оскольчатого перелома

Способ фиксации	Многоплоскостная		Полноконтактная	
	Фиксатор	Кость	Фиксатор	Кость
Вариант «а»	■	■		
Вариант «б»	■	■		
Вариант «в»			■	■

**Выводы.** В качестве общего вывода можно утверждать, что с позиций механических аспектов фиксации, в случае оскольчатого перелома, многоплоскостной способ представляется более выгодным и перспективным по сравнению с традиционным полноконтактным.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Gardner, T. N. Rapid application fracture fixators – an evaluation of mechanical performance / T. N. Gardner, H. Simpson, J. Kenwright // *Clinical Biomechanics*. – 2001. – Vol. 16. – P. 151–159.
2. Lvov, G. I. Computer-Aided Design of the Shinbone Osteosynthesis / G. I. Lvov, V. G. Sukiasov, V. P. Chaplynskiy // *Proceedings of ICTE 2011 II International Conference on Tissue Engineering*. – Lisbon, Portugal: Ist Press, 2011. – P. 181–188.
3. Weiner, S. Lamellar Bone: Structure–Function Relations / S. Weiner, W. Traub, H. D. Wagner // *J. of Struct. Biology*. – 1999. – Vol. 126. – P. 241–255.
4. Choi, K. The elastic moduli of human subchondral, tra-becular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus / K. Choi [et al.] // *J. Biomech*. – 1990. – No 23(11). – P. 1103–1113.
5. Rho J. Y. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements / J. Y. Rho, R. B. Ashman, C. H. Turner // *J. Biomech*. – 1993. – Vol. 26(2). – P. 111–119.
6. Березовский, В. А. Биофизические характеристики тканей человека / В. А. Березовский, Н. П. Колотилов. – Киев: Наукова думка, 1990. – 224 с.

*Поступила: 31.01.2021*