



УДК 531/534: [57+61]

Е. Ю. Шукейло

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Биомеханическое исследование стабильности фиксации импрессионного перелома мыщелка большеберцовой кости с замещением дефекта пористым никелидом титана

Рассмотрен импрессионный перелом медиального мыщелка большеберцовой кости человека с замещением поврежденной области пористым никелидом титана. В качестве фиксаторов использовали Т-образную пластину и семь винтов. Провели моделирование и исследование биомеханического состояния биотехнической системы на трех различных стадиях прорастания костной ткани в имплантат.

Большеберцовая кость, импрессионный перелом, мыщелок, никелид титана, пористость, Т-образная пластина, система фиксации, биомеханика, компьютерное моделирование

Никелид титана и сплавы на его основе являются наиболее перспективными пористыми материалами медицинского назначения, эффективность использования которых связана с их уникальными характеристиками, а именно: с соответствием закону запаздывания биологических тканей, проявлением высоких эластичных свойств, изменением формы при варьировании температуры и напряжения [1], [2].

Из пористого никелида титана изготавливают имплантаты, которые применяются для реконструктивно-пластических операций, в том числе для замещения костных дефектов большеберцовой кости. При прорастании костной ткани в пористую структуру сплава образуется композиционный материал, активизирующий микроциркуляцию жидкости в зоне повреждения [3]. Пористый никелид титана биохимически и биомеханически совместим с тканями организма. Это означает отсутствие иммунных реакций, воспалительных и других процессов, направленных на отторжение имплантата, и исключение перегрузок и микродвигов на поверхности раздела «имплантат – костная ткань» соответственно [1], [4].

По данным литературы, переломы мыщелка большеберцовой кости составляют до 7.0 % всех переломов костей скелета. Анатомические осо-

бенности метаэпифиза этой кости обуславливают недостаточную устойчивость ее суставного конца к внешним воздействиям [5]. Методом лечения в большинстве случаев является хирургическая репозиция и внутренняя фиксация перелома мыщелка большеберцовой кости. При этом число неудовлетворительных исходов составляет около 15.4 %. К основным причинам осложнений относятся неустраненные при репозиции смещения фрагментов, ведущие к увеличению времени сращения перелома, и недостаточную прочность их фиксации, препятствующую восстановлению нормальной амплитуды движений поврежденной конечности [6], [7].

Целью данного исследования стало повышение эффективности лечения пациентов после операции с замещением дефекта, полученного вследствие импрессионного перелома медиального мыщелка большеберцовой кости, пористым никелидом титана. Это достигалось моделированием и исследованием биомеханического состояния биотехнической системы на трех различных стадиях прорастания костной ткани в имплантат. В качестве фиксаторов поврежденного участка большеберцовой кости использовали Т-образную пластину и 7 винтов.

В данном исследовании решались три основные задачи: во-первых, изучение различных литературных источников по данной теме, существующих экспериментальных и расчетных результатов, полученных другими учеными; во-вторых, построение и обоснование модели биотехнической системы; в-третьих, математическое моделирование напряженно-деформированного состояния биотехнической системы на трех этапах реабилитации пациента и определение наибольших напряжений, возникающих в ее звеньях. После получения результатов исследования значения напряжений оценивались и анализировались.



Рис. 1

Материалы и методы. Компьютерную трехмерную модель большеберцовой кости создали с использованием изображений 43 двумерных томографических срезов с шагом 2 мм. Их импортировали в программный комплекс SolidWorks, где с помощью сплайнов построили образы срезов, расставляя в соответствии с их положением. Полученная модель имела размеры, соответствующие размерам большеберцовой кости человека возрастом 20–50 лет с массой тела 70 кг без сопутствующих патологий. На ее основе создали компьютерную

трехмерную модель импрессионного перелома медиального суставного конца большеберцовой кости. В область дефекта поместили цилиндр диаметром 16 мм и высотой 20 мм, свойства материала которого менялись в зависимости от рассматриваемого этапа реабилитации. На первом этапе поры никелида титана со сквозной пористостью 62 % не были заполнены костной тканью, на втором этапе – на 30 % заполнены соединительной тканью, на третьем – на 88 % заполнены спонгиозной костной тканью.

Для фиксации зоны повреждения использовали компьютерные трехмерные модели Т-образной пластины толщиной 2 мм и семи винтов, созданные в том же программном комплексе, что и модель большеберцовой кости. Длина и диаметр спонгиозных винтов равнялись 46 и 6.5 мм соответственно, кортикальные винты имели размеры 35 и 4.5 мм.

Построенная модель биотехнической системы представлена на рис. 1.

Свойства материала имплантата на трех этапах реабилитации и титанового сплава Т-образной пластины и винтов приняли изотропными, сплошными и упругими. Их значения взяты из [8] и из справочной литературы и представлены в табл. 1.

Свойства спонгиозной и кортикальной костной тканей большеберцовой кости приняты ортотропными и упругими. Табл. 2 содержит их значения, полученные из [9] и [10].

Таблица 1

Материал	Модуль нормальной упругости (E), ГПа	Плотность (ρ), кг/м ³	Коэффициент Пуассона (ν)
Пористый никелид титана	0.610	1830	0.38
Никелид титана + соединительная ткань	0.405	2034	0.35
Никелид титана + спонгиозная ткань	0.485	2050	0.33
Сплав титана	110	4780	0.33

Таблица 2

Физико-механическая характеристика	Единица измерения	Значение для костной ткани	
		Спонгиозная	Кортикальная
Модуль нормальной упругости (E_x)	ГПа	0.3468	5.91
Модуль нормальной упругости (E_y)	ГПа	0.4572	8.51
Модуль нормальной упругости (E_z)	ГПа	1.1071	18.40
Модуль сдвига (G_{xy})	ГПа	0.0983	2.41
Модуль сдвига (G_{yz})	ГПа	0.1326	3.56
Модуль сдвига (G_{xz})	ГПа	0.1653	4.91
Коэффициент Пуассона (ν_{xy})	–	0.24	0.49
Коэффициент Пуассона (ν_{yz})	–	0.14	0.12
Коэффициент Пуассона (ν_{xz})	–	0.18	0.14
Массовая плотность (ρ)	кг/м ³	400	2000

Таблица 3

Звено системы фиксации	Наибольшее напряжение в зависимости от состава имплантата и дозированной силы		
	Пористый TiNi при 140 Н	Пористый TiNi + 30 % соединительной ткани при 300 Н	Пористый TiNi + 88 % спонгиозной кости при 500 Н
Спонгиозная кость в области мыщелка, МПа	0.490	1.51	6.150
Спонгиозная кость в дистальной части, МПа	2.245	4.80	4.710
Имплантат, МПа	0.350	0.75	1.044
Кортикальная кость, МПа	5.070	10.58	37.070
Пластина и винты	16.120	40.53	58.830

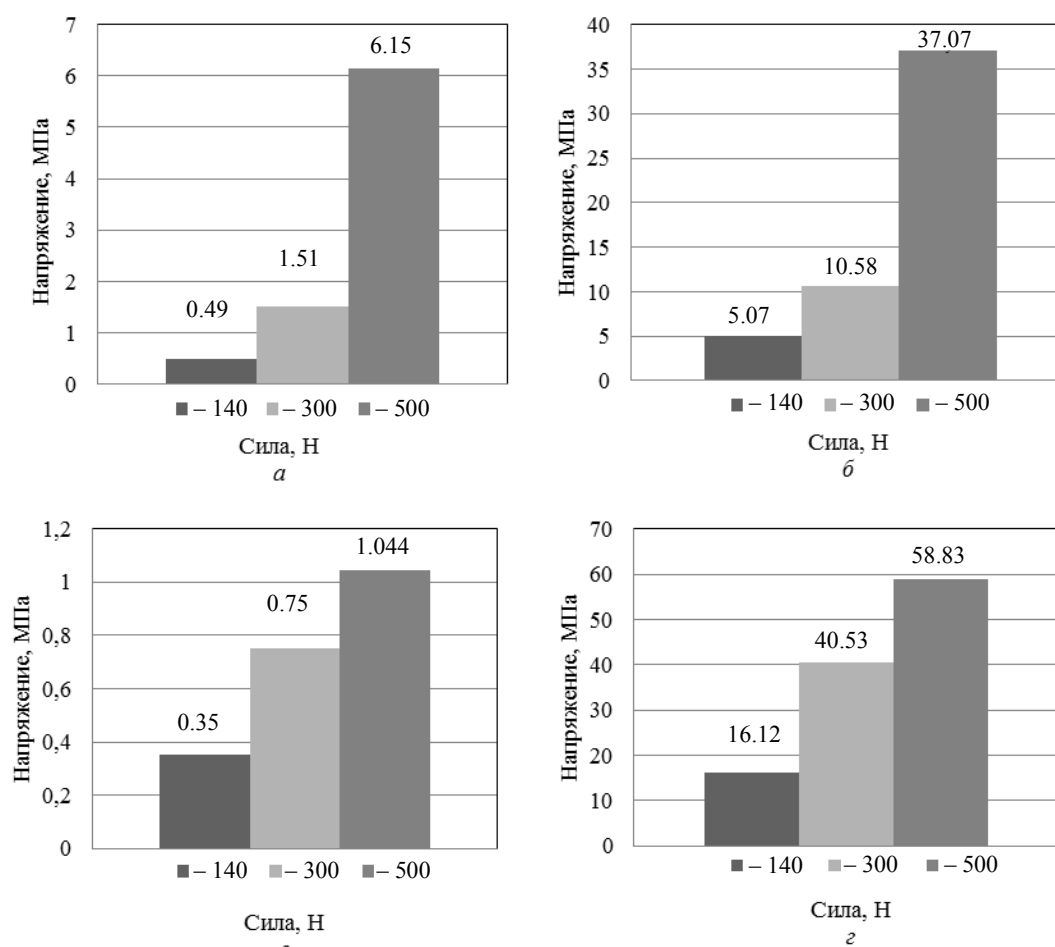


Рис. 2

Дозированную силу приложили к поверхности проксимального конца большеберцовой кости вдоль анатомической оси этой кости. Ее значение на первом этапе реабилитации составляло 140 Н (20 % массы пациента), на втором – 300 Н, на третьем – 500 Н. Дистальный конец кости жестко закрепили по выделенной поверхности.

Результаты. Расчеты наибольших напряжений в звеньях биотехнической системы на трех

различных стадиях прорастания костной ткани в имплантат провели в среде SolidWorks Simulation с помощью метода конечных элементов. Числовые результаты представлены в табл. 3. Дозированная сила на первом этапе реабилитации, когда свойства материала имплантата идентичны свойствам пористого никелида титана, составляла 140 Н. Дозированная сила на втором этапе реабилитации, когда поры имплантата на 30 % запол-

нены соединительной тканью, равнялась 300 Н. Дозированная сила на третьем этапе реабилитации, когда сквозные поры имплантата на 88 % заполнены спонгиозной костной тканью, составляла 500 Н. К рассматриваемым звеньям системы фиксации отнесли большеберцовую кость, имплантат, Т-образную пластину и винты. Из табл. 3 видно, что по результатам исследования значения наибольших напряжений не превышают опасных.

Графически зависимости значений наибольшего напряжения, представленных в табл. 3, от дозированной силы для исследуемой биотехнической системы удобно изобразить в качестве диаграмм, представленных на рис. 2: *a* – для спонгиозной кости в области мыщелка; *b* – для кортикальной кости; *в* – для имплантата; *г* – для пластины и винтов.

В программном комплексе SolidWorks исследовали распределения напряжений в зоне имплантата при значении дозированной силы, равном 500 Н. Для этого провели поперечное сечение в построенной биотехнической системе. Оно проходило через осевое сечение имплантата перпендикулярно анатомической оси большеберцовой кости. Зондирование выполнили вдоль следующих прямых: *1* – справа налево через диаметр цилиндра; *2* и *3* – сверху вниз вдоль оси имплантата и вдоль образующей имплантата в спонгиозной кости соответственно. Поперечное сечение с осями представлено на рис. 3. Контур имплантата в сечении показан тонкими линиями.

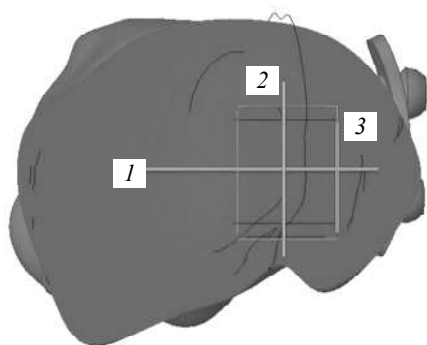


Рис. 3

На рис. 4 показаны: *a* – распределение напряжений вдоль прямой, проходящей через диаметр имплантата; *b* – вдоль оси имплантата; *в* – вдоль образующей имплантата в спонгиозной кости. Зондирование проводилось в точках, принадлежащих как спонгиозной костной ткани (черная прямоугольная область на графиках), так и имплантату (белая прямоугольная область на графиках).

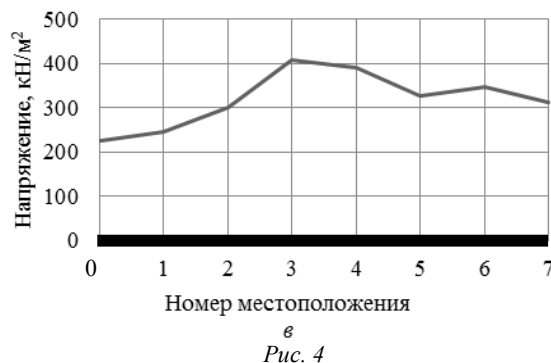
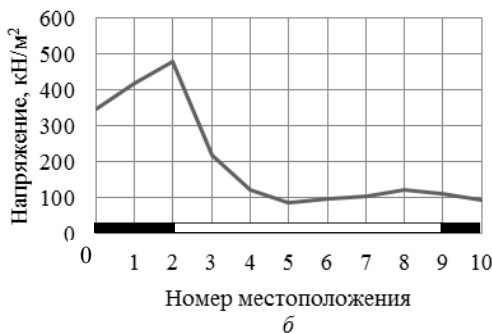


Рис. 4

Значения наибольших перемещений, возникающих в биотехнической системе на трех различных стадиях прорастания костной ткани в имплантат, определили с помощью метода конечных элементов в среде SolidWorks Simulation. Числовые результаты представлены в табл. 4. Дозированная сила на первом, втором и третьем этапах реабилитации равнялась 140, 300 и 500 Н соответственно.

Таблица 4

Дозированная сила, Н	140	300	500
Наибольшее перемещение, мм	0.039	0.0838	0.138

В работе было выполнено построение компьютерных объемных моделей большеберцовой кости, цилиндра, Т-образной пластины и винта с использованием программного комплекса SolidWorks. Моделирование импрессионного перелома медиального мыщелка большеберцовой кости с замещением поврежденной области цилиндром из пористого никелида титана проведено с использо-

ванием этого же программного обеспечения. В среде SolidWorks Simulation выполнили расчеты напряженно-деформированного состояния биотехнической системы на трех этапах реабилитации пациента, используя метод конечных элементов.

Оценка полученных результатов показала, что независимо от свойств материала имплантата (пористый никелид титана, композит «пористый никелид титана + 30 % соединительной ткани» или композит «пористый никелид титана + 88 % спонгиозной костной ткани») наибольшие перемещения в исследуемой системе и наибольшие напряжения в ее звеньях не превышают максимальных допустимых значений. Это позволяет сделать вывод о том, что на всех трех этапах реабилитации при выбранных значениях дозированных нагрузок риски разрушений в биотехнической системе отсутствуют, и система стабильна.

В качестве материала имплантата используется никелид титана. Благодаря биосовместимости

этого сплава с окружающими тканями организма его свойства практически идентичны свойствам спонгиозной костной ткани. Конструкционная жесткость системы фиксации, различные значения плотности и жесткости имплантата и спонгиозной костной ткани обусловили рост значений напряжений последней в зоне расположения имплантата приблизительно в два раза по сравнению со средними значениями. Однако они не достигли опасных: 770 кПа (см. рис. 4, а) много меньше 10 000 кПа. Концентрация напряжений около торцевой поверхности имплантата была еще меньше (см. рис. 4, б); вдоль образующей имплантата – незначительна (см. рис. 4, в). Использование пористого никелида титана в качестве имплантата при замещении утраченной костной ткани позволяет избежать возможных воспалительных реакций, раздражений, боли, некротических изменений у пациентов в процессе реабилитации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ходоренко В. Н., Ясенчук Ю. Ф., Гюнтер В. Э. Биосовместимые пористые проницаемые материалы // Биосовместимые материалы и имплантаты с памятью формы / под ред. В. Э. Гюнтера. Томск: Northampton, 2001. С. 9–24.
2. Porous NiTi for bone implants: a review / A. Bansiddhi, T. D. Sargeant, S. I. Stupp, D. C. Dunand // Acta Biomaterialia. 2008. Vol. 4, № 4. P. 773–782.
3. Новые технологии лечения онкопатологии / Г. Ц. Дамбаев, В. Э. Гюнтер, И. А. Хлусов, В. Е. Хитрихеев, Л. В. Загребин, Е. Г. Соколович, М. М. Соловьев // Бюл. СО РАМН. 2004. Т. 112, № 2. С. 67–73.
4. Сысолятин П. Г., Гюнтер В. Э., Сысолятин С. П. Разработка и внедрение высоких технологий на основе сверхэластичных материалов с памятью формы в стоматологии // Бюл. СО РАМН. 2000. Т. 96, № 2. С. 118–124.
5. Гафаров Х. З., Емелин А. Л. Наш опыт лечения компрессионных переломов мыщелков большеберцовой кости // Практик. мед. 2012. Т. 56, № 1. С. 103–105.
6. Панков И. О., Рябчиков И. В. Переломы области коленного сустава. Механизм повреждения. Кли-

ника. Диагностика. Лечение: учеб. пособие / Акад. естествознания. М., 2012. 204 с.

7. Воронкевич И. А. Особенности структуры проксимального эпифиза большеберцовой кости и эффективность фиксации отломков импрессионной зоны оскольчатых переломов мыщелков большеберцовой кости (экспериментальное исследование) // Травматология и ортопедия России. 2013. Т. 69, № 3. С. 57–63.

8. Study of the structural and mechanical properties of biotechnical system of porous titanium nikelide–bone tissue / E. Yu. Shukeilo, V. I. Al'myashev, O. P. Kormilitsyn, G. L. Plotkin, Yu. A. Shukeilo // Russian J. of Applied Chemistry. 2014. Vol. 87, № 7. P. 872–880.

9. Predicting trabecular bone elastic properties from measures of bone volume fraction and fabric on the basis of micro magnetic resonance images / M. J. Wald, J. F. Magland, C. S. Rajapakse, Y. A. Bhagat, F. W. Wehrli // Magn. Reson. Med. 2012. Vol. 68, № 2. P. 463–473.

10. Knetts I. V. Mechanics of Biological Tissues: a Review // Polymer Mechanics. 1978. Vol. 13. P. 434–440.

E. Yu. Shukeilo

Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

BIOMECHANICAL STUDY OF STABILITY OF FIXATION OF AN IMPRESSION TIBIA'S CONDYLE FRACTURE WITH SUBSTITUTION OF A DEFECT TO THE POROUS TITANIUM NICKELIDE

An impression fracture of a medial condyle of a human's tibia bone with substitution of a damaged area to the porous titanium nikelide was considered. T-shaped plate and seven screws were used as fixing devices. Modeling and research of a biomechanical state of a biotechnical system at three different stages of germination of the bone tissue into an implant were performed.

Tibia bone, impression fracture, condyle, titanium nikelide, porosity, T-shaped plate, fixation system, biomechanics, computer simulation