



УДК 531/534: [57+61]

Е. Ю. Шукейло

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

## Исследование биомеханики систем фиксации переломов

*Рассмотрены переломы большеберцовой кости человека с фрагментами 50, 100 и 150 мм. В качестве фиксаторов использовали штифт и четыре винта. Провели моделирование и исследование биомеханического состояния биотехнических систем на различных этапах реабилитации пациента.*

### Большеберцовая кость, регенерат, система фиксации, остеосинтез, биомеханика, компьютерное моделирование

Лечение переломов – одна из центральных проблем медицины. Частота переломов большеберцовой кости составляет 65,3–77,8 % от общего числа открытых переломов длинных трубчатых костей в мирное время. По локализации переломов голени большая часть приходится на диафиз большеберцовой кости и составляет от 84,4 до 87,9 % , из них верхняя треть встречается в 7,9 % случаев, средняя треть – в 33,3 % и нижняя треть – в 46,7 % [1].

Считается, что причиной инвалидности, наступающей вследствие травмы длинных костей скелета, в 70 % случаев является осложненное течение заживления переломов. Разработка и совершенствование методик остеосинтеза позволили изучить динамику сращения костных отломков в условиях их постоянного и полного обездвиживания и повысить устойчивость соединения. Создание постоянной неподвижности на стыке концов отломков значительно улучшает условия сращения, предупреждает возникновение резорбции, сокращает продолжительность и протяженность репаративной регенерации и сроки образования костного регенерата [2].

Изучение вопросов, связанных с оценками стабильной фиксации перелома, остается актуальным в настоящее время. Это обусловлено повышенным интересом ученых к проведению биомеханических исследований систем фиксации как

на этапе проведения операции остеосинтеза, так и в процессе реабилитации [3]. Например, в работе [4] рассматривались системы фиксации переломов с помощью штифта при фиксированных значениях механических характеристик регенерата.

Сущность процесса формирования сращения фрагментов кости состоит в том, что репаративная регенерация приводит к заполнению щели на стыке отломков незрелой скелетогенной тканью, которая затем превращается в костную или в волокнистую соединительную и хрящевую. В период функциональной реабилитации к срастающейся кости прикладывают постепенно увеличивающееся динамическое нагружение, которое не вызывает появления болевого синдрома. Растущий регенерат в условиях действия постепенно усиливающихся динамических нагрузок, адекватных его строению, в течение 1–2 месяцев подвергается перестройке. Повышение плотности и прочности регенерата мозоли приводит к полному соответствию его строения заданным условиям функционального нагружения при полном восстановлении трудоспособности пациента [2].

Целью данного исследования являлось повышение эффективности лечения фрагментарных переломов большеберцовой кости человека путем моделирования и исследования биомеханического состояния биотехнических систем фиксации на различных этапах реабилитации пациента.

К основным задачам данной работы относились, во-первых, изучение различных литературных источников по данной тематике, а также существующих экспериментальных и расчётных результатов, полученных другими учеными; во-вторых – построение и обоснование моделей биотехнических систем; в-третьих – математическое моделирование напряжённо-деформированного состояния биотехнических систем и определение напряжений, перемещений и деформаций. После получения результатов исследования их значения оценивались и анализировались.

**Материалы и методы.** Расчетная модель большеберцовой кости была построена по томограмме и изображениям двумерных томографических срезов с шагом 2 мм, полученных с помощью томографа Siemens Somatom Emotion. Данные изображения переносились в программный комплекс SolidWorks 2012, и затем с помощью сплайнов строились образы срезов, которые составлялись в соответствии с их положением. В результате этих операций была получена компьютерная трехмерная модель большеберцовой кости. В общей сложности для её создания использовалось 43 среза. Размеры кости соответствовали человеку с массой тела 70 кг, возраста 20–50 лет, без сопутствующих патологий. В том же программном комплексе построили модели штифта и четырех винтов, необходимых в дальнейшем для успешного моделирования биотехнической системы фиксации. Следующий этап работы – создание трех моделей перелома большеберцовой кости с фрагментом в средней трети 50, 100 и 150 мм соответственно – проводился с использованием имеющейся объёмной модели кости. На заключительной стадии построили три биотехнические системы фрагментарного перелома (без рассверливания костномозгового канала) посредством стабилизации фрагмента в каждой модели кости с помощью штифта и четырех винтов. Исследова-

фрагментом 50, 100 и 150 мм соответственно. Расстояния между отломками кости равны 500 мкм. Диаметр штифта равен 8 мм; диаметр винтов в проксимальном отделе кости равен 4,5 мм, в дистальном отделе – 3,5 мм. Материал костной ткани принимался упругим, деформируемым, однородным и сплошным. Аналогичное предположение сделали относительно титанового сплава штифта и винтов.

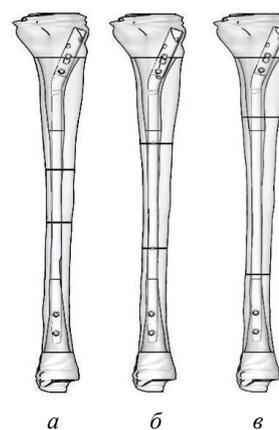


Рис. 1

Перед началом исследования в пакете программ SolidWorks Simulation предполагалось, что дозированная сила прикладывается к поверхности проксимального конца большеберцовой кости вдоль анатомической оси этой кости. Дистальный конец кости жестко закреплялся по выделенной поверхности. Также выбрали четыре значения дозированной силы: 140, 300, 700 и 1400 Н. Они назначались с учетом возможных средних физиологических нагрузок на каждом этапе реабилитации пациента.

В табл. 1 представлены физико-механические свойства компактной и спонгиозной костной ткани, а также титанового сплава, взятые из справочной литературы.

Таблица 1

Материал звеньев системы фиксации	Модуль нормальной упругости ( $E$ ), ГПа	Коэффициент Пуассона ( $\nu$ )	Плотность ( $\rho$ ), кг/м <sup>3</sup>	Опасное напряжение ( $\sigma$ ), МПа
Кортикальная костная ткань	16,2	0,3	2000	170
Спонгиозная костная ткань	0,6	0,3	400	10
Сплав титана	110	0,3	4780	700

ние напряженно-деформированного состояния этих биотехнических систем в среде SolidWorks Simulation при заданных свойствах регенерата представляло особый интерес.

На рис. 1, а, б, в представлены три модели остеосинтеза переломов большеберцовой кости с

Свойства мозоли могут быть смоделированы, как это сделано в работе [5], или взяты из литературных источников [6]. В табл. 2 представлены четыре варианта физико-механических свойств регенерата и значений дозированной силы в зависимости от этапа реабилитации пациента. Значе-

Таблица 2

Вариант	Модуль нормальной упругости ( $E$ ), ГПа	Коэффициент Пуассона ( $\nu$ )	Плотность ( $\rho$ ), кг/м <sup>3</sup>	Сила ( $P$ ), Н
1	0,001	0,4	1100	140
2	0,1	0,36	300	300
3	0,6	0,3	500	700
4	16,2	0,3	2000	1400

ния упругих постоянных выбрали с учетом опубликованных работ. Известно, что свойства материала мозоли изменяются в динамике сращения перелома. Это отражалось на расчетных моделях, для которых проводились исследования. Расчеты при дозированной силе 140 Н (20 % от всей массы тела) выполнялись для расчетной модели большеберцовой кости со штифтом и четырьмя винтами, поскольку по истечении 15 дней после операции регенерат находится на начальном этапе созревания. Расчеты при дозированных силах 300 и 700 Н выполнялись для моделей со штифтом и тремя винтами. Обычно по истечении 2,5 месяцев после операции регенерат находится на следующем этапе созревания, и врач удаляет из биотехнической системы фиксации один из проксимальных винтов, а другой, который находится в продольном отверстии штифта, оставляет (динамический остеосинтез). Расчеты при дозированной силе 1400 Н выполнялись для расчетных моделей без штифта и винтов, поскольку ориентировочно через год после операции имплантат – штифт и винты – удаляют, а регенерат находится на конечном этапе созревания. Коэффициент перегрузки при обычной ходьбе был принят равным 2, поэтому дозированная сила в 2 раза превышает вес тела пациента.

Для оценки надежного состояния биотехнических систем фиксации на этапах реабилитации выбрали следующий критерий. Во-первых, напряжения в звеньях биотехнической системы фиксации не должны превышать опасных значений. Во-вторых, относительное изменение размера диастаза не должно превышать 500 мкм.

**Результаты.** В ходе исследования в среде SolidWorks Simulation с помощью метода конечных элементов провели расчеты напряжений, перемещений и деформаций в звеньях каждой из трех биотехнических систем фиксации при четырех различных значениях свойств регенерата и дозированной силы. В табл. 3 для примера представлены значения наибольших эквивалентных напряжений, полученных для биотехнической системы фиксации с фрагментом 150 мм. Для каждого варианта приведено значение дозированной

силы и значения полученных наибольших эквивалентных напряжений для кортикальной и спонгиозной костной ткани, а также для сплава титана. В четвертом варианте из модели фиксации удалялись штифт и винты, поэтому значения наибольшего эквивалентного напряжения для материала штифта в этом варианте отсутствуют. Значение наибольшего эквивалентного напряжения для спонгиозной костной ткани при силе 1400 Н близко к опасному, в остальных случаях значения не превышают опасных.

Таблица 3

Звено БТС	Наибольшее эквивалентное напряжение, МПа			
	при нагружении кости силой, Н			
	140	300	700	1400
Штифт, винты	14,41	15,21	35,52	–
Кортикальная костная ткань	1,33	3,39	6,83	25,37
Спонгиозная костная ткань	0,09	1,36	4,2	9,13

В табл. 4 представлены значения перемещений, полученных для биотехнической системы фиксации с фрагментом 150 мм. Для каждого варианта приведено значение дозированной силы и значения полученных перемещений.

Таблица 4

Параметр	Вариант			
	1	2	3	4
Сила, Н	140	300	700	1400
Наибольшее полное перемещение, мм	0,632	1,16	2,64	8,84
Наибольшее перемещение вдоль оси кости, мм	0,174	0,380	0,888	2,04
Относительное изменение размера проксимального диастаза, %	0,0012	0,0002	0,0002	–
Относительное изменение размера дистального диастаза, %	0,003	0,0008	0,0014	–

Графически зависимость значений наибольшего эквивалентного напряжения, которые ранее представлялись в табл. 1, от дозированной силы для биотехнической системы фиксации с фрагментом 150 мм удобно отобразить с помощью диаграмм, представленных на рис. 2. На диа-

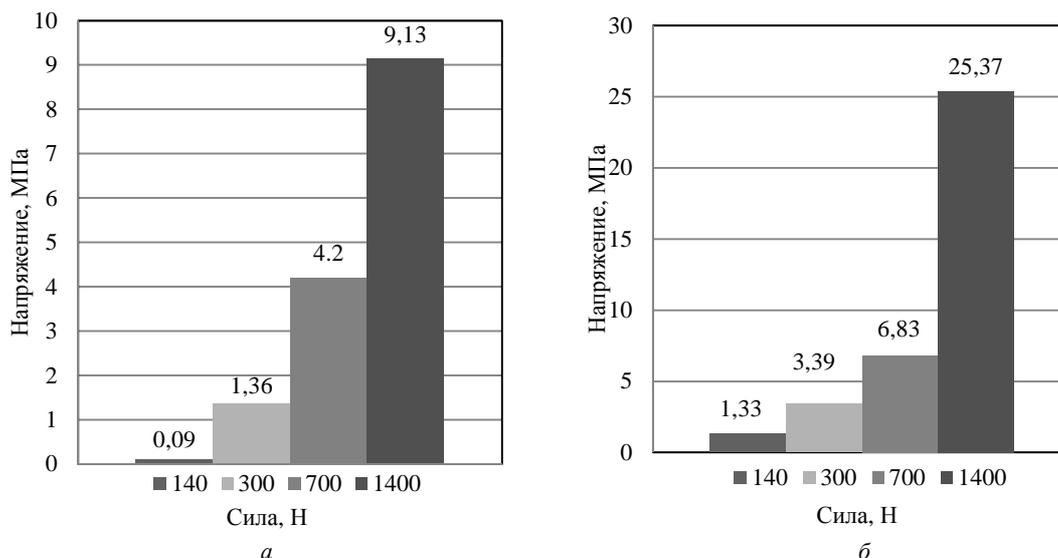


Рис. 2

грамме слева эта зависимость представлена для спонгиозной костной ткани, на диаграмме справа – для кортикальной.

При оценке значений наибольших напряжений в регенерате проксимального и дистального диастаза получили следующие данные:

а) сила 300 Н:

– наибольшее напряжение в регенерате проксимального диастаза  $0,755 < 5$  МПа,

– наибольшее напряжение в регенерате дистального диастаза  $1,36 < 5$  МПа;

б) сила 700 Н:

– наибольшее напряжение в регенерате проксимального диастаза  $2,81 < 10$  МПа,

– наибольшее напряжение в регенерате дистального диастаза  $4,20 < 10$  МПа.

Каждое значение наибольшего напряжения сравнивается с опасным напряжением для спонгиозной ткани кости, которое ранее было представлено в таблице исходных данных. При величине силы, равной 300 Н, опасное напряжение равно 5 МПа, поскольку регенерат находится на

начальном этапе созревания. Видно, что ни одно полученное значение не превышает опасного.

Построили компьютерную объёмную модель большеберцовой кости по срезам томограммы, создали 12 расчетных моделей для оценки напряженно-деформированного состояния биотехнических систем фрагментарного перелома большеберцовой кости. Выполнили расчеты в пакете SolidWorks 2012 с помощью метода конечных элементов. После оценки полученных результатов, оказалось, что биотехническая система обеспечивает стабильность фиксации отломков на всех рассмотренных этапах реабилитации пациента при выбранных значениях дозированных нагрузок и при соблюдении всех рекомендаций врачей. Риски разрушений в биотехнической системе при выбранных условиях реабилитации отсутствуют. Штифты, один из которых использовался в исследовании, в настоящее время являются наиболее прогрессивным типом внутренней фиксации переломов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Баскевич М. Я., Дорофеев Ю. Н., Кучерюк В. И. Биомеханический анализ системы «сломанная кость – регенерат – фиксатор – мышцы» / Биомедицинский журн. Medline.ru. 2005. Т. 6. С. 53–57.
2. Шапошников Ю. Г. Травматология и ортопедия. Руководство для врачей: в 3 т. Т. 1. М.: Медицина, 1997. 656 с.
3. Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing / G. N. Duda, F. Mandruzzato, M. Heller, J. Goldhahn, R. Moser, M. Hehli, L. Claes, N. P. Haas // J. of biomechanics. 2001. Vol. 34. P. 639–650.
4. Васкуляризованная кожная пластика осевыми лоскутами в хирургическом лечении больных с сочетанными повреждениями голени и стопы. Обзор литературы / Р. Ф. Масгутов, А. А. Богов, И. Г. Ханнанова, Л. Я. Ибрагимова, Р. И. Муллин // Современные проблемы науки и образования. 2013. № 1. URL: <http://science-education.ru/107-r8191>
5. Ament Ch., Hofer E. P. A fuzzy logic model of fracture healing / J. of biomechanics. 2000. Vol. 33. P. 961–968.
6. Пфафрод Г. О., Витиньш В. М., Лайзан Я. Б. Изменение механических свойств костного регенерата в процессе сращения // Современные проблемы биомеханики. 1988. Вып. 5. С. 5–12.

E. Yu. Shukeylo

Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

## THE RESEARCH OF THE BIOMECHANICS FIXATION SYSTEMS OF FRACTURES

*The human tibia fractures with fragments of 50, 100 and 150 m. were considered. Nail and four screws were used as fixators. Modeling and research of the biomechanical state of biotechnical systems at various stages of the rehabilitation of patients were realized.*

**Tibia, callus, fixation system, osteosynthesis, biomechanics, computer simulation**

---