



УДК 531/534: [57+61]

**С. А. Линник, Е. Ю. Шукейло,
В. П. Хомутов, Г. Э. Квиникадзе**

ИССЛЕДОВАНИЕ СТАБИЛЬНОСТИ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ

Рассмотрены три случая остеосинтеза поперечного фрагментарного перелома в средней трети большеберцовой кости гвоздем типа АО, стабилизированным четырьмя винтами. Длина фрагмента в средней трети большеберцовой кости составляет 50, 100 и 150 мм. Предполагается, что размер диастаза, возникающего в результате лизиса костной некротической ткани, равен 500 мкм. Оценка состояния систем фиксации проведена для момента дозированного нагружения ноги пациентом. Рассмотрены варианты нагружения большеберцовой кости силой 70 и 140 Н. По результатам решения этих задач проанализированы относительные перемещения концов отломков в диастазах и напряжения в звеньях систем фиксации, сделаны выводы о стабильности фиксации отломков большеберцовой кости.

Большеберцовая кость, фрагментарный перелом, остеосинтез, система фиксации, гвоздь, винты, компьютерное моделирование

В последнее время в связи с интенсивным развитием транспорта и появлением других высокоэнергетических травмирующих факторов среды наблюдается увеличение числа пострадавших с переломами длинных трубчатых костей. Пациенты с такими видами травм поступают в лечебные учреждения после автомобильных и железнодорожных аварий, падений с высоты, ударов тупыми предметами и др.

Переломы длинных трубчатых костей составляют от 48 до 70 % среди всех повреждений костей скелета, причем переломы костей нижних конечностей встречаются в 1,8 раза чаще, чем переломы верхних конечностей [1]. Чаще всего травмируются большеберцовые кости – 35 % из общего числа случаев.

В настоящее время для совершенствования методик лечения переломов широко используются методы компьютерного моделирования. Их основное преимущество состоит в том, что они предоставляют возможность с высокой точностью провести оценку состояния систем фиксации на конкретном этапе реабилитации пациента. Метод конечных элементов является одним из наиболее эффективных и универсальных инструментов компьютерного моделирования [2]. Он успешно применяется при исследовании биомеханических систем фиксации переломов.

Закрытый интрамедуллярный остеосинтез значительно расширил возможности раннего функционального лечения и реабилитации, поэтому актуальны исследования стабильности интрамедуллярной фиксации переломов голени в зависимости от их вида и уровня [3].

В данной работе исследовались системы фиксации фрагментарного перелома большеберцовой кости интрамедуллярным гвоздем типа АО, стабилизированным четырьмя винтами. Дается оценка перемещений и напряжений, возникающих в элементах системы фиксации, делаются выводы о стабильности фиксации отломков большеберцовой кости.

Материалы и методы. На первом этапе реабилитации пациента для эффективного начала регенеративного процесса к системе фиксации фрагментарного перелома необходимо прикладывать дозированные внешние силы. Однако делать это необходимо с особой осторожностью, поскольку их превышение ведет к смещению фрагментов кости и деформации элементов системы фиксации. Для того чтобы свести к минимуму подобные случаи, проводится исследование задач фиксации интрамедуллярным гвоздем отломков кости при фрагментарном переломе.

3D (объемная) компьютерная модель кости строится по томографическим срезам большеберцовой кости человека. Аналогичная задача решалась в работах других исследователей [4].

2D (плоские) томографические срезы большеберцовой кости получены с помощью томографа Siemens Somatom Emotion™ (Berlin-Munich, Germany). Их изображения экспортировались в программу пакета параметрического моделирования SolidWorks 2012 (SolidWorks Corp; Concord, Massachusetts). Образы срезов построены с помощью сплайнов и расставлены в соответствии с их положением в томограмме кости.

Созданы объемные модели гвоздя и четырех винтов. Гвоздь был измерен, размеры винтов – выбраны из каталога [5].

Построены модели поперечной остеотомии с фрагментами в средней трети кости длиной 50, 100 и 150 мм и расстояниями между фрагментами 500 мкм.

Независимо от характера сращения при закрытой интрамедуллярной фиксации начальной стадией заживления перелома всегда является организация гематомы. Исходя из этого, прямое костное сращение после интрамедуллярного остеосинтеза рассматривается как вариант вторичного заживления [1]. Гематома не может сопротивляться деформации, поэтому в моделях остеосинтеза в диастазах материал отсутствует.

Значения физико-механических характеристик были взяты из литературных источников [6] и приведены в табл. 1.

Таблица 1

Параметры	Кортикальная костная ткань	Спонгиозная костная ткань	Сплав титана
Модуль нормальной упругости E , МПа	16,2e3	250	110e3
Коэффициент Пуассона ν	0,30	0,30	0,30
Плотность ρ , кг/м ³	2000	400	4780
Опасное напряжение σ , МПа	170	10	700

На рис. 1, а, б, в показаны три модели остеосинтеза переломов большеберцовой кости с фрагментами длиной 50, 100 и 150 мм соответственно. Остеосинтез выполнен с помощью гвоздя диаметром 8 мм и четырех винтов – по два винта в проксимальном и дистальном отделах кости. В проксимальном отделе винты имеют диаметр 4,5 мм, а в дистальном – 3,5 мм.

Нагрузка прикладывалась к мыщелку большеберцовой кости вдоль анатомической оси. Часть нижней суставной поверхности была жестко закреплена.

Материал костной ткани принимался упругим, деформируемым, однородным и сплошным. Аналогичное предположение сделано и относительно титанового сплава гвоздя и винтов.

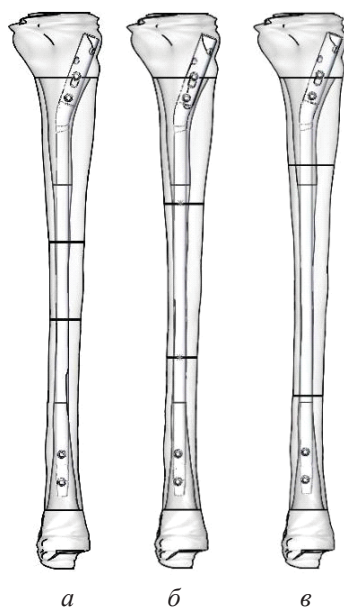


Рис. 1

Предусмотрена возможность динамического исследования жесткости фиксации благодаря тому, что между отломками кости имеются зазоры 500 мкм, которые могут быть заполнены материалом со свойствами растущей ткани регенерата.

В качестве критерия оценки стабильности фиксации принято значение опасной деформации кровеносных сосудов в зоне диастазов – 60 мкм. Кроме того, относительное перемещение концов отломков в зоне диастазов не должно быть больше начального значения размеров диастазов – 500 мкм.

В программном комплексе SolidWorks 2012 с использованием решателя Simulation построена сетка конечных тетраэдральных элементов и выполнены расчеты. В точках систем фиксации определены напряжения и перемещения точек систем фиксации.

Произведена оценка рисков нестабильности системы фиксации при нагружении дозированными нагрузками 70 и 140 Н. Для этого рассчитаны относительные Δl перемещения вдоль вертикальной оси плоскостей отломков в верхнем и нижнем диастазе. Результаты расчетов приведены на диаграмме (рис. 2).

При приложении к кости дозированной нагрузки 70 Н относительные перемещения плоскостей отломков кости в верхнем диастазе для всех систем фиксации не превышают 5 мкм, что составляет 8 % от опасного значения перемещения 60 мкм.

В нижнем диастазе при приложении дозированной нагрузки 70 Н относительное перемещение плоскостей отломков увеличивается с ростом длины фрагмента, оставаясь меньше, чем в верхнем диастазе.

При приложении к кости дозированной нагрузки 140 Н относительные перемещения плоскостей отломков кости в верхнем диастазе для всех систем фиксации не превышают 24,4 мкм, что составляет 41 % от опасного значения относительного перемещения 60 мкм.

В нижнем диастазе относительные перемещения плоскостей отломков для систем фиксации с отломками 50 и 100 мм не отличаются от значений, полученных при действии силы 70 Н. В системе фиксации с фрагментом 150 мм относительное перемещение плоскостей отломков в нижнем диастазе равно 25 мкм, что составляет 42 % от опасного значения.

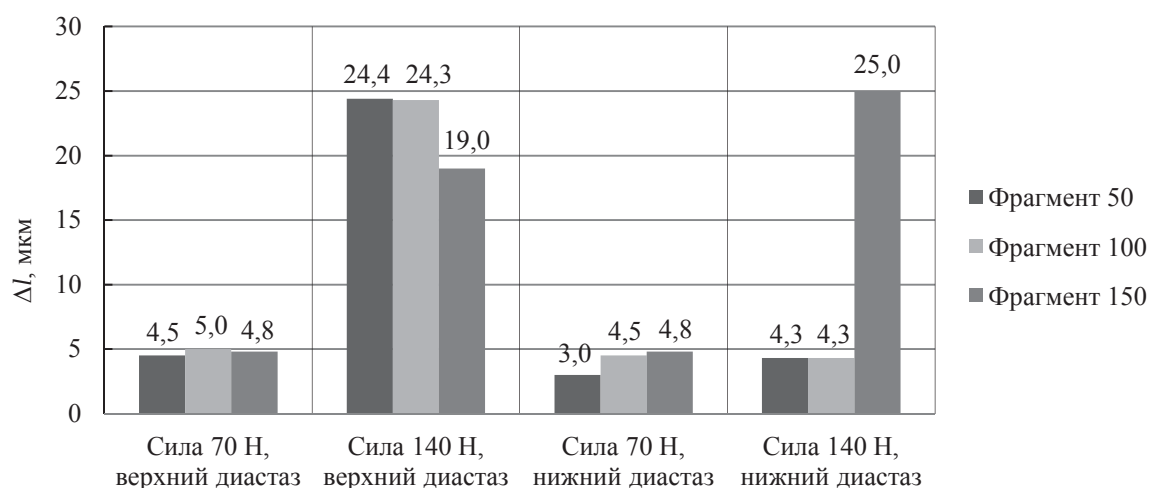


Рис. 2

Таблица 2

Длина фрагмента, мм	Значения наибольших эквивалентных напряжений, МПа					
	от действия силы 70 Н			от действия силы 140 Н		
	в гвозде	в кортикальной кости	в спонгиозной кости	в гвозде	в кортикальной кости	в спонгиозной кости
50	6,52	1,80	0,26	13,0	3,53	1,06
100	8,05	0,86	0,45	16,1	1,85	0,80
150	9,67	0,33	0,44	15,5	0,78	0,58

Результаты вычисления наибольших эквивалентных напряжений в системах фиксации с фрагментами длиной 50, 100 и 150 мм приведены в табл. 2.

При нагружении большеберцовой кости силой 140 Н в звеньях систем фиксации возникают эквивалентные напряжения (von Mises), которые значительно меньше, чем опасные. В системе фиксации с фрагментом длиной 150 мм наибольшие напряжения в материале гвоздя равны 15,5 МПа, что составляет 2,2 % от опасного напряжения 700 МПа для титанового сплава. Наибольшие напряжения в кортикальной кости – 3,53 МПа, что значительно меньше опасного напряжения 170 МПа. Наибольшие напряжения в спонгиозной костной ткани составили 1,06 МПа (10,6 % от опасного напряжения 10 МПа).

Анализ результатов расчетов показывает, что значения относительных перемещений концов отломков в диастазах, а также значения наибольших напряжений зависят от размера фрагментов.

При нагружении голени дозированной нагрузкой 70 Н в обоих диастазах значения относительных перемещений концов отломков не зависят от длины фрагментов и не превышают 5 мкм. При действии силы 140 Н относительные перемещения концов отломков в верхнем диастазе систем фиксации мало отличаются друг от друга и не превышают 24,4 мкм. В нижнем диастазе значения относительного перемещения для систем фиксации с фрагментами длиной 50 и 100 мм не отличаются от значений перемещений при нагружении систем фиксации силой 70 Н. Относительные перемещения концов отломков системы фиксации с фрагментом 150 мм в нижнем диастазе составили 25 мкм.

Относительные перемещения значительно меньше размеров диастаза 500 мкм поэтому рассмотренные системы фиксации стабильные и достаточно жесткие.

Наибольшие эквивалентные напряжения возникают в материале гвоздя, и их значения зависят от размера фрагмента кости. В системах фиксации с фрагментами длиной 50 и 100 мм эти напряжения возникают в зонах, близких к верхнему диастазу, а в системе фиксации с фрагментом длиной 150 мм – в зоне нижнего диастаза.

Наибольшие эквивалентные напряжения в материалах звеньев системы фиксации фрагментарного перелома значительно меньше опасных значений.

Риски реабилитации на рассматриваемом этапе реабилитации отсутствуют.

Дозированная нагрузка на голень на начальном этапе реабилитации может составлять 20 % от веса тела пациента. Однако при назначении дозированных нагрузок следует учитывать состояние костных тканей конкретного пациента, сопутствующие патологии, возраст больного.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Клевно В. А., Новоселов А. С. Анализ и структура переломов длинных трубчатых костей // Биомед. журн. medline.ru. 2003. Т. 4, февр. С. 71–72.
2. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике / Пер с англ. М.: Мир, 1975. 542 с.
3. Баскевич М. Я. Актуальные аспекты закрытого интрамедуллярного остеосинтеза // Биомед. журн. medline.ru. 2005. Т. 6, февр. С. 30–36.
4. Structural analysis of the human tibia by tomographic (pQCT) serial scans // R. F. Capozza, P. Mortarino, P. S. Reina, H. Schiessl, J. Rittweger, J. L. Ferretti, G. R. Cointry // J. Anat. 2010. 216. P. 470–481.
5. Instruments and implants for traumatology. Praha: Medin, 2008. 356 p.
6. Бегун П. И., Шукейло Ю. А. Биомеханика: Учеб. для вузов. СПб.: Политехника, 2000. 468 с.

S. A. Linnik, E. Y. Shukeylo, V. P. Homutov, G. E. Kvinikadze

INVESTIGATION OF THE STABILITY OF TIBIAL BONE FRACTURES FIXATION

Three cases of an osteosynthesis of the cross fragmentary fracture are considered in a middle third of a tibial bone by a nail of the AO type stabilized by four screws. The fragment sizes in a middle third of a tibial bone are 50, 100 and 150 mm. The size of the diastase is 500 microns. The tibial bone is loaded with the force 70 and 140 N. As a result movement and tension in parts of the fixed system are analysed, conclusions about stability fixation of tibial bone fragments are make.

Tibial bone, fragmentary fracture, osteosynthesis, fixed system, nail, screws, computer simulation