

УДК 617.572./574+617.582)-001.5-008

**В.А. Литовченко, Д.В. Власенко, Н.И. Березка,
В.Г. Власенко, Е.В. Гарячий***

*Харьковский национальный медицинский университет
КУОЗ «Областная клиническая больница —

Центр экстренной медицинской помощи и медицины катастроф», г. Харьков

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ОСТЕОСИНТЕЗА ПОЛИФРАКТУР БЕДРЕННОЙ КОСТИ

В основу исследования положен анализ биомеханических наблюдений за переломами диафиза бедренной кости в комбинации с переломами проксимального отдела бедренной кости. На основе полученных данных определены показания к использованию блокирующего интрамедуллярного остеосинтеза при переломах бедренной кости в разных анатомо-функциональных зонах.

Ключевые слова: интрамедуллярный блокирующий остеосинтез, множественные переломы, анатомо-функциональные образования.

Современный остеосинтез базируется на принципах «биологической» фиксации с сохранением кровообращения фрагментов перелома, минимальной операционной травмой, совмещением срока остеорепарации и реабилитации [1]. Безусловно, стандартом в лечении диафизарных переломов бедренной кости за последние два десятилетия является закрытый остеосинтез блокированными гвоздями [2].

Однако остеосинтез комбинации переломов проксимального и диафизарного отделов бедренной кости не определен до сих пор [3].

На сегодняшний день математические расчеты биомеханических систем — это один из основных способов анализа проведения различных вариантов остеосинтеза бедренной кости и их сравнения. Отличительной особенностью построения таких математических моделей является возможность построения геометрических моделей, близких к реальным, задание сложной схемы мышечных усилий, учет различных по механическим характеристикам костных тканей. Биомеханическим исследованиям моделей бедренной кости как в норме, так и при остеосинтезе в литературе уделено достаточно много внимания. Однако математическая оценка поведения бедренной кости и ее напряженно-деформированного состояния (НДС) при множественных переломах в доступной нам литературе не найдено.

Целью данной работы является сравнительный анализ НДС бедренной кости после остеосинтеза проксимального отдела и середины диафиза интрамедуллярным блокированным стержнем при различных вариантах расположения плоскости перелома в проксимальном отделе бедренной кости.

Материал и методы. Наибольшее распространение для математического анализа НДС биомеханических систем получил метод конечных элементов (МКЭ) [4, 5]. Данный метод позволяет учитывать сложные анатомические особенности бедренной кости, строить модели с учетом действия мышц и учитывать свойства разнородной структуры костных тканей. Построение математической модели бедренной кости на основе МКЭ требует выполнения нескольких задач:

- построение объемной геометрической модели с учетом наиболее значащих анатомических особенностей бедренной кости; построение геометрической модели интрамедуллярного блокированного стержня и сопряжение его с моделью бедренной кости;
- определение механических характеристик костных тканей и материалов фиксирующей конструкции;
- задание схемы нагружения (направление и величины мышечных усилий) и условий закрепления модели.

Результаты расчетов представлены графически. Напряженное состояние оценива-

© В.А. Литовченко, Д.В. Власенко, Н.И. Березка и др., 2012

ется эквивалентными напряжениями Мизеса (интенсивность напряжений в отечественной литературе).

Особенности построения модели. В качестве основы была взята модель бедренной кости в норме, разработанная в лаборатории биомеханики института им. М.И. Ситенко. Эта модель строилась по томографическим срезам кости, проведенным через 0,5–1 см для нерегулярных зон (проксимальный и дистальный отделы бедренной кости) и 1–3 см для областей с более простой геометрией (диафиз бедренной кости). На базе данной модели построено три варианта моделей переломов бедренной кости с остеосинтезом интрамедуллярным блокированным стержнем (рис. 1). Для всех трех вариантов остеосинтеза моделировали поперечный перелом в середине диафиза бедренной кости. Зона дефекта, составляющая 4 мм, заполнялась вновь образованной костной тканью. В первом варианте модели дополнительно моделировали поперечный перелом, расположенный в середине шейки бедренной кости (рис. 1, а). Во втором варианте дополнительная плоскость поперечного перелома располагалась в основании шейки бедренной кости (рис. 1, б), а в третьем варианте — в подвертельной области проксимального отдела бедренной кости (рис. 1, в). Зона дефекта переломов проксимального отдела бедренной кости составляла 2 мм.



Рис. 1. Модели переломов бедренной кости с остеосинтезом интрамедуллярным блокированным стержнем

Свойства материалов. Механические характеристики материалов, используемых в расчетах, представлены в табл. 1. Материалы приняты однородными и изотропными. Для костных структур свойства материалов меняются в широких пределах,

поэтому мы использовали средние значения, наиболее часто встречающиеся в литературе.

Таблица 1. Механические характеристики жестких биологических тканей

Ткань	Е, МПа	ν
Компактная кость	18350	0,30
Губчатая кость	330	0,30
Хрящ	10,5	0,49
Сталь	21000	0,28

Схема нагружения. Для всех расчетных моделей рассматривалось одноопорное положение. Величины результирующих сил и углы их приложения для бедра взяты в соответствии с данными, приведенными в [6]. Схема нагружения и закрепления модели представлена на рис. 2. Основной нагрузкой является вес тела P , который принимался равным 700 Н, без учета веса опорной конечности (160 Н), нагрузка на таз составляла 540 Н. Результирующая сила, действующая на головку бедренной кости согласно [6], будет равна $R=3,1P=1674$ Н (при угле в 16° между вертикалью и R). Величина действия группы отводящих мышц равна $Q=2,1P=1134$ Н (при угле в $21,7^\circ$ между вертикалью и Q).

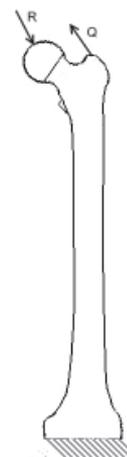


Рис. 2. Схема нагрузки и закрепления модели

Полученная расчетная модель состоит из 164 269 КЭ и имеет 241 471 узел. Расчеты проводились в программе SolidWorks.

Результаты исследования НДС бедренной кости в норме. Первым этапом исследования явилось изучение НДС модели неповрежденной бедренной кости для получения исходных данных, с которыми можно будет сравнивать получаемые результаты. Резу-

льтаты расчета НДС для модели в норме представлены на рис. 3.



Рис. 3. Распределение интенсивности напряжений в расчетной КЭ модели

Наиболее напряженным является нижняя часть шейки бедренной кости, а также середина диафиза бедренной кости с медиальной и латеральной сторон. Максимальное напряжение Мизеса в нижней части шейки при данных условиях работы модели равняется 17 МПа. Максимальные напряжения в средней трети диафиза бедренной кости составили: по медиальной стороне 13,8 МПа, по латеральной — 10 МПа.

Из проведенного расчета первой модели мы пришли к следующим выводам.

При одноопорном стоянии наиболее напряженным является область дуги Адамса бедренной кости, где уровень напряженного состояния равняется 17 МПа. Меньшая величина напряжений отмечается в середине диафиза бедренной кости, соответствующей ее анатомической деформации (антекурвации). Основную нагрузку несет кортикальный слой бедренной кости.

Нами проводились исследования НДС модели при двойном переломе бедренной кости (в области средней трети и шейки), а также на модели при двойном переломе бедренной кости (в области средней трети и латеральном переломе шейки) и на модели остеосинтеза при переломе бедренной кости (в области средней трети и подвертельной зоне).

Из проведенного расчета второй модели мы сделали такие выводы. Использование интрамедуллярного стержня изменило как характер распределения, так и напряжение в бедренной кости. Основную нагрузку несет интрамедуллярный стержень, а напряженное состояние в кортикальном слое бедренной кости понизилось. Максимальные зоны концентрации напряжений располо-

жены в области контакта блокирующих винтов с костью. Уровень напряженного состояния в них меняется в пределах 10–12 МПа. В области перелома шейки повышенное напряженное состояние наблюдается на границе контакта с проксимальными блокирующими винтами — 44,4 МПа. Такое высокое напряженное состояние имеет локальный характер, однако оно почти в 2,5 раза превышает максимальное напряжение неповрежденной кости при данных условиях нагружения модели. Экстраполируя эти данные на клиническую ситуацию, следует отметить необходимость изменения двигательного режима и режима нагружения больного после остеосинтеза.

Из проведенного расчета третьей модели мы пришли к следующим выводам. Модель остеосинтеза двойного перелома бедренной кости в средней трети и латерального перелома шейки бедренной кости существенно не меняет характер распределения НДС. Уровень напряженного состояния понизился по сравнению с таковым при модели чрезшеечного перелома шейки. Основную нагрузку несут интрамедуллярный стержень и блокирующие винты. Максимальные зоны концентрации напряжений расположены в области контакта блокирующих винтов с костью. Уровень напряженного состояния в них меняется в пределах 8–12 МПа. В области латерального перелома шейки повышенное напряженное состояние наблюдается на границе контакта с интрамедуллярным стержнем — 33,9 МПа, однако оно почти в 2 раза превышает максимальные напряжения в неповрежденной кости при данных условиях нагружения модели. Экстраполируя эти данные на клиническую ситуацию, следует отметить необходимость контроля за двигательным режимом пациента и режимом нагружения после остеосинтеза.

Из проведенного расчета четвертой модели мы сделали такие выводы. При исследовании модели подвертельного перелома существенного изменения в характере распределения НДС не отмечено. Уровень напряженного состояния повысился по сравнению с таковым при модели латерального перелома шейки, особенно в дистальном отделе. Основную нагрузку несут интрамедуллярный стержень и блокирующие винты. Максимальные зоны концентрации напряжений расположены в области контакта блокирующих винтов с костью. Уровень напряженного состояния в них составляет

17 МПа, что сопоставимо с максимальными напряжениями модели неповрежденной кости. В области перелома проксимального отдела повышенное напряженное состояние наблюдается на границе контакта с интрамедуллярным стержнем — 24,2 МПа, которое превышает максимальные напряжения модели неповрежденной кости.

Сравнительный анализ рассмотренных нами моделей остеосинтеза бедренной кости интрамедуллярным блокированным стержнем и модели неповрежденной кости представлен в табл. 2. Использование интрамедуллярного блокированного стержня при

несколько особенностей. Использование интрамедуллярного блокированного стержня для остеосинтеза бедренной кости при чрезшеечном переломе бедренной кости обеспечивает наиболее низкий уровень напряженного состояния по сравнению с другими вариантами моделирования перелома проксимального отдела бедренной кости. НДС второй и третьей моделей с моделированием зон перелома в вертельной области бедренной кости приблизительно одинаково, за исключением контакта блокирующих винтов с костью, где напряжения для модели подвертельным переломом заметно выше.

Таблица 2. Сравнение напряженного состояния различных моделей перелома с нормой, МПа

Анатомо-функциональная зона кости	Норма	Перелом середины шейки	Перелом низа шейки	Перелом проксимального отдела
Шейка	17,0	9,2	10,8	11,6
Проксимальный отдел				
медиальная поверхность	13,8	10,0	7,5	10,0
латеральная поверхность	1,0	9,7	7,7	9,8
Середина бедренной кости				
медиальная поверхность	18,6	3,9	2,6	3,9
латеральная поверхность	17,3	4,1	2,2	4,0
Перелом шейки	17,0	6,5	4,8	4,9
Перелом диафиза	17,7	2,6	1,9	3,3
Низ дистального отдела				
медиальная поверхность	14,0	10,4	5,0	10,2
латеральная поверхность	16,0	9,2	2,0	9,2
Винты				
проксимальный отдел	9,3	10,6	11,7	16,7
дистальный отдел	16,5	12,0	8,0	16,0
Граница перелом-винт шейка		44,4	33,9	24,2
Фиксирующее устройство		170,0	116,0	169,3

вело к перераспределению НДС в бедренной кости. При остеосинтезе основную нагрузку несут интрамедуллярный стержень и блокирующие винты, поэтому напряжение в кортикальной кости меньше, чем при модели неповрежденной бедренной кости. В проксимальном отделе бедренной кости, в области входа блокирующих винтов в кость уровень напряженного состояния для моделей остеосинтеза выше, чем при модели неповрежденной бедренной кости.

При сравнении различных моделей остеосинтеза между собой можно отметить

Выводы

1. Модель интрамедуллярного блокированного остеосинтеза двойного перелома бедренной кости показывает, что наименьшее напряжение — при чрезшеечном переломе. Данный факт, по-видимому, связан с наименьшим моментом силы, развиваемым в месте перелома.

2. В моделях с локализацией зоны перелома в вертельной области большие максимальные напряжения.

3. Экспериментальные данные косвенно свидетельствуют о том, что в условиях кли-

нического использования применение интрамедуллярного блокированного остеосинтеза при переломах в средней трети и вертельной зоне потребует осторожности и специального контроля за режимом нагрузки пациента.

4. Предложенный интрамедуллярный блокирующий остеосинтез по малоинвазивной технологии позволяет оперативно соединять костные фрагменты в разных анатомо-функциональных образованиях опорно-двигательного аппарата.

Список литературы

1. Пионковский В. К. Наш опыт применения малоинвазивных технологий при переломах длинных трубчатых костей / В. К. Пионковский // Травма. — 2011. — Т. 12, № 4. — С. 94–97.
2. Челноков А. Н. Ошибки и осложнения закрытого интрамедуллярного остеосинтеза бедра / А. Н. Челноков // Травма. — 2007. — Т. 8, № 3. — С. 317–321.
3. Блокируемый остеосинтез при переломах длинных костей: опыт применения и результаты лечения / С. В. Сергеев, А. В. Джоджуа, Н. В. Загородний [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. — 2005. — № 2. — С. 40–45.
4. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М. : Мир, 1978. — 519 с.
5. Проблемы прочности в биомеханике : учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / [под ред. И. Ф. Образцова]. — М. : Высшая школа, 1988. — 311 с.
6. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека / Х. А. Янсон. — Рига : Зинатне, 1975. — 324 с.

В.О. Литовченко, Д.В. Власенко, М.І. Березка, В.Г. Власенко, Є.В. Гарячий

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ ПОЛІФРАКТУР СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

В основу дослідження покладено аналіз біомеханічних спостережень за переломами діафіза стегнової кістки в комбінації з переломами проксимального відділу стегнової кістки. На основі отриманих даних визначено показання до використання блокуючого інтрамедуллярного остеосинтезу при переломах стегнової кістки в різних анатомо-функціональних зонах.

Ключові слова: інтрамедуллярний блокуючий остеосинтез, множинні переломи, анатомо-функціональні утворення.

V.A. Litovchenko, D.V. Vlasenko, M.I. Berezka, V.G. Vlasenko, E.V. Garyachiy

BIOMECHANICAL GROUNDS OSTEOSYNTHESIS OF POLIFRACTUR FEMUR

The research is based on the analysis of biomechanical observations of fractures of the diaphysis of the femur combined with fractures of the proximal femur. Based on these data the indications for the use of locking intramedullary nailing for fractures of the femur in different anatomical and functional areas were determined.

Key words: intramedullary locking osteosynthesis, multiple fractures, anatomical and functional zones.