

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ МОДЕЛИ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ДВОЙНОМ ПЕРЕЛОМЕ В ДИАФИЗЕ И ДИСТАЛЬНОМ ОТДЕЛЕ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

**Н.И. БЕРЕЗКА¹, В.А. ЛИТОВЧЕНКО¹
Д.В. ВЛАСЕНКО², Е.В. ГАРЯЧИЙ²
Т.М. ГАЛАБУТСКАЯ¹**

¹⁾ Харьковский национальный
медицинский университет

²⁾ Областная клиническая
больница- Центр экстренной
медицинской помощи и медицины
катастроф, г. Харьков

e-mail: ram14121979@yahoo.com

В основу исследования положен анализ биомеханических наблюдений за переломами диафиза бедренной кости в комбинации с переломами дистального 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.

Введение. Стандартом в лечении диафизарных переломов бедренной кости за последние два десятилетия является закрытый остеосинтез блокированными гвоздями [1, 2].

Однако остеосинтез в разных анатомо-функциональных зонах переломов бедренной кости не определен и по сей день, а именно применение одного фиксатора, двух, последовательность выполнения, особенности реабилитации [3]. 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 одновременных переломах дистального и диафизарного отделов в доступной нам литературе не найдено.

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

Материалы 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 подзадач:

1. 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.
2. Определение механических характеристик костных тканей и материалов фиксирующей конструкции.
3. Задание схемы нагружения (направление и величины мышечных усилий) и условий закрепления модели.

Результаты расчетов представлены графически. Напряженное состояние оценивается эквивалентными напряжениями Мизеса (интенсивность напряжений в отечественной литературе).

Построение модели. В середине диафиза бедренной кости моделировался поперечный перелом с зоной дефекта 2 мм. Дополнительно в дистальном отделе бедренной кости также моделировался Y-образный перелом с дефектом высотой 2мм. Остеосинтез моделировался с помощью интрамедуллярного блокированного стержня зафиксированного тремя винтами в проксимальном отделе и двумя стандартными винтами и одним компрессионным винтом в дистальном отделе бедренной кости. Проксимальные блокирующие винты проходили через диафиз бедренной кости, дистальные винты проходили через мышечки и надмышечковую зону. Построенная модель показана на рис. 1.

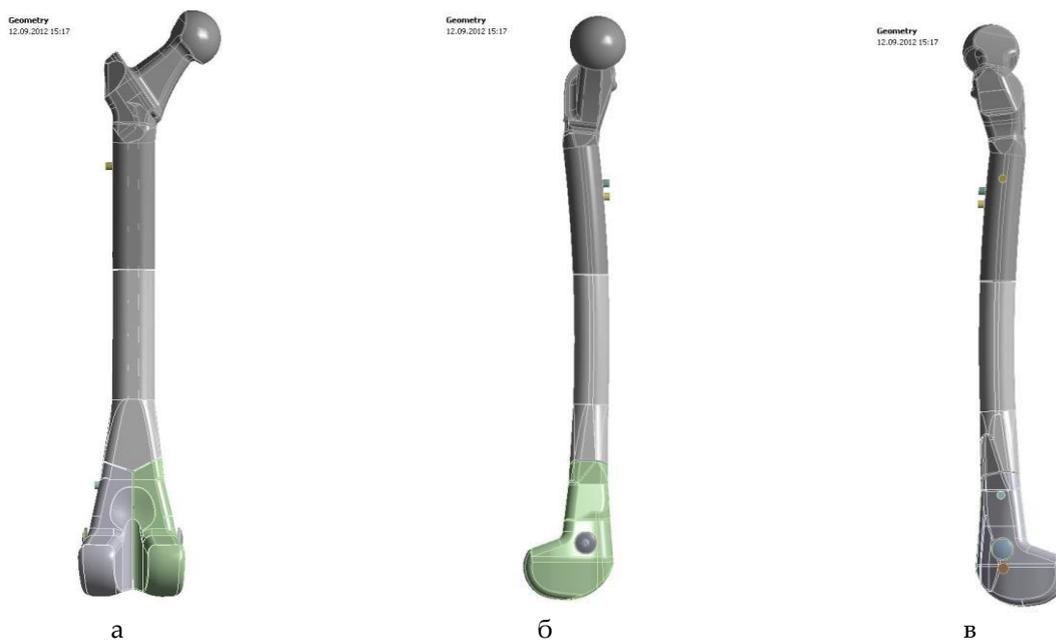


Рис. 1. Расчетная модель. а) вид спереди, б) вид с медиальной стороны, в) вид с латеральной стороны

На рис. 2 показана максимальная деформация кости вместе с металлоконструкцией.

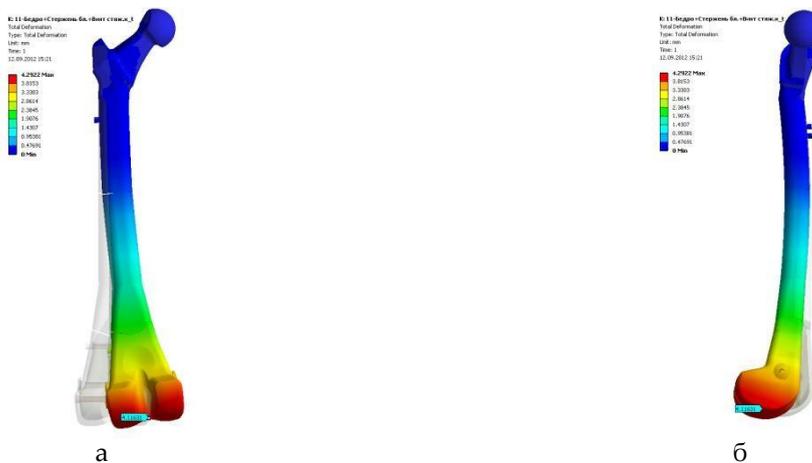


Рис. 2. Максимальная деформация кости вместе с металлоконструкцией

Результаты и их обсуждение. Как показал анализ проведенных расчетов (рис.3), характер распределения НДС и уровень напряжений в бедренной кости значительно не изменились. В диафизе бедренной кости зоны концентрации напряжений расположены выше и ниже области проксимального перелома. Уровень напряжений на наружной поверхности кортикального слоя заметно снизился. В области шейки и малого вертела бедренной кости уровень напряженного состояния составил 23,5 МПа (23,3 МПа для модели в норме). В верхней трети диафиза бедренной кости величина напряжений Мизеса по медиальной стороне составила 14,1 МПа (14,3 МПа для модели в норме), а по латеральной – 5,4 МПа (12,9 МПа для модели в норме). В нижней трети бедренной кости величина напряжений Мизеса по медиальной стороне составила 8,78 МПа (11,2 МПа для модели в норме), а по латеральной – 6,9 МПа (12,1 МПа для модели в норме). Понижение уровня напряженного состояния в бедренной кости объясняется перераспределением нагрузки в модели, вследствие использования интрамедуллярного заблокированного стержня, взявшего значительную часть напряжения на себя.

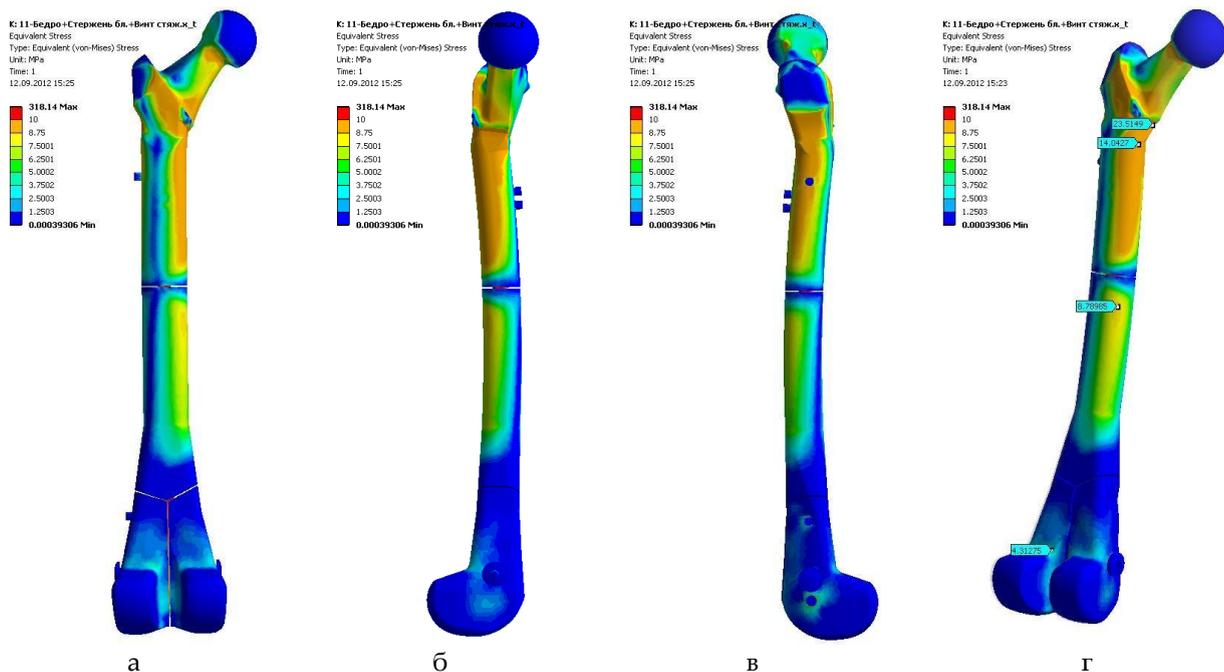


Рис. 3. Распределение напряжений Мизеса в расчетной КЭ модели

На рис. 4 показано распределение напряжений Мизеса для фронтального сечения бедренной кости, рис.4б – перелома средней трети, рис.4в – перелома дистальной трети и рис. 4г – распределение напряжений в фиксирующей конструкции. Вследствие более жестких механических характеристик интрамедуллярного стержня произошло перераспределение НДС, основную нагрузку несет интрамедуллярный заблокированный стержень. В зоне контакта, как интрамедуллярного стержня, так и блокирующих винтов с костью наблюдаются зоны повышенного напряженного состояния. Для дистального отдела бедренной кости максимальное значение напряжений наблюдается в области контакта верхнего блокирующего винта с костью – 11,9 МПа. Для проксимального отдела бедренной кости значение напряжений в области контакта блокирующего винта (расположенного ближе к зоне перелома) с костью составляет 12,8 МПа. Максимальное значение напряжений Мизеса в фиксирующей конструкции в верхней трети равняется 305,4 МПа, в нижней трети равняется 206,4 МПа.

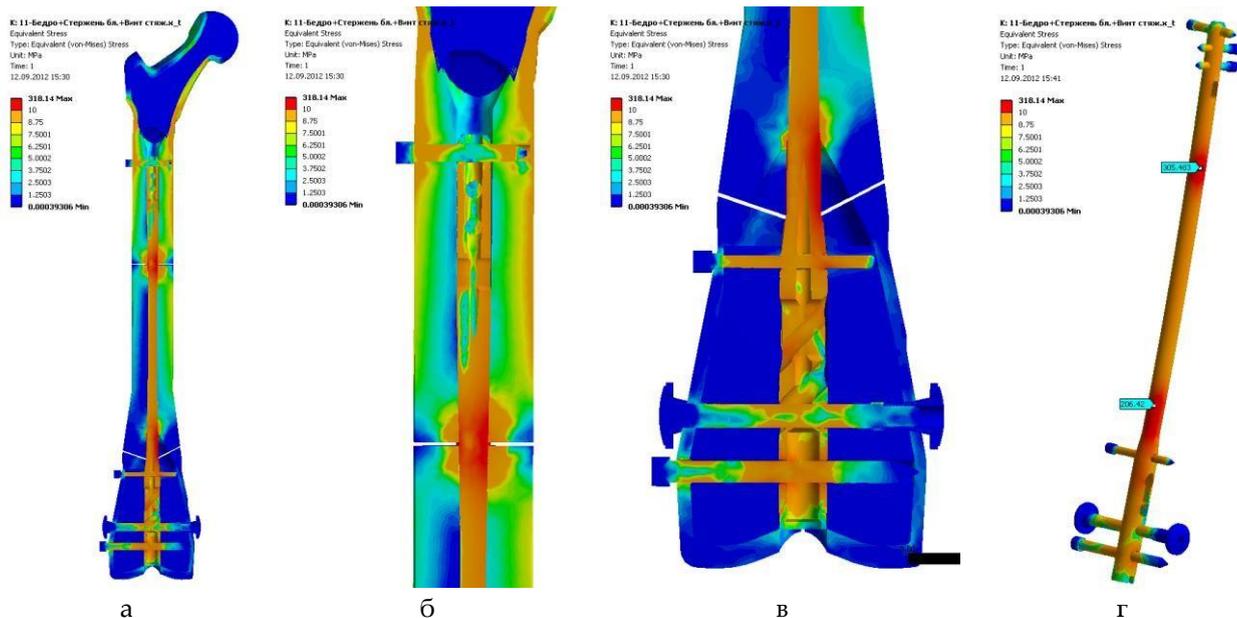


Рис. 4. Распределение напряжений Мизеса во фронтальном сечении бедренной кости: а) вся кость; б) диафиз; в) напряжение на металлоконструкции

Из проведенного расчета можно сделать выводы:

1. использование интрамедуллярного стержня изменило как характер распределения, так и величины напряжений в бедренной кости;
2. основную нагрузку несет интрамедуллярный стержень, а напряженное состояние в кортикальном слое бедренной кости понизилось;
3. максимальные зоны концентрации напряжений расположены в области контакта блокирующих винтов с костью и в стержне в зоне дистального перелома. В дистальном отделе над проксимальным винтом зона максимального напряжения Мизеса наблюдается на границе контакта та металл-кость – 19,2 МПа, а в зоне стояния верхнего винта – 18,7 МПа. Такое высокое напряженное состояние имеет локальный характер, однако оно почти в 2 раза превышает максимальное напряжение неповрежденной кости, при данных условиях нагружения модели. Напряжение на стержне достигает 305 МПа в проксимальном отделе, что указывает на чрезмерные нагрузки. Учитывая эти данные, следует отметить необходимость адекватного постепенного нагружения конечности больного после остеосинтеза.

Выводы:

1. Экспериментальные данные косвенно свидетельствуют, что в условиях клинического использования применение интрамедуллярного блокированного остеосинтеза при переломах в средней трети и дистального отдела требует осторожности и специального контроля за режимом нагрузки пациента.
2. Предложенный интрамедуллярный блокирующий остеосинтез по малоинвазивной технологии позволяет оперативно соединять костные фрагменты в разных анатомо-функциональных образованиях опорно-двигательного аппарата.

Литература

1. Пионковский В.К. Наш опыт применения малоинвазивных технологий при переломах длинных трубчатых костей / Пионковский В.К. // Травма. – 2011. – Т. 12, №4. – С. 94-97.
2. Челноков А.Н. Ошибки и осложнения закрытого интрамедуллярного остеосинтеза бедра / Челноков А.Н. // 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 / Зенкевич О.К. – М: Мир, 1978. – 519с.
5. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для технич. и биол. спец. Вузов / Под ред. И.Ф.Образцова. – М.: Высш. шк., 1988. – 311с.
6. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека / Янсон Х.А. – Рига: Зинатне, 1975. – 324 с.

STRESS-STRAIN STATE RESEARCH OF THE INTRAMEDULLARY BLOCKING OSTEOSYNTHESIS BY DOUBLE FRACTURE IN DIAPHYSIS AND DISTAL DIVISION OF FEMORAL BONE MODEL

V.A. LITOVCHENKO¹

D.V. VLASENKO²

Y.V. GARYACHYI²

T.M. GALABUTSKAYA¹

¹⁾ *Kharkov National Medical University*

²⁾ *Regional clinical hospital – Centre of emergency medicine and disaster medicine, Kharkov*

e-mail: rami14121979@yahoo.com

The analysis of biochemical monitoring over the fractures of femoral bone diaphysis with the combination with fractures of distal division femoral bone was put into the basis of research. Due to the obtained data, indications for using of the intramedullary blocking osteosynthesis by fractures of femoral bone in different anatomic functional zones were determined.

Keywords: intramedullary blocking osteosynthesis, multiple fractures, anatomic functional zones.