

ВНУТРЕННИЕ НАПРЯЖЕНИЯ И ПЕРЕМЕЩЕНИЯ В БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ КОНСТРУКЦИИ "ОТЛОМКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ – АППАРАТ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ" ПРИ НАГРУЗКАХ, И ИХ ВЛИЯНИЕ НА ФОРМУ РЕГЕНЕРАТА КОСТИ

Боровик И.Н., Попсуйшанка А.К.

*Кременчугская городская детская больница. Украина
Харьковская медицинская академия последипломного образования*

Выполняя фиксацию отломков тем или иным способом, мы создаем биомеханическую конструкцию "отломки – фиксатор", которая должна противодействовать внешним нагрузкам, и сохранять форму поврежденного сегмента. При действии на конструкцию внешней нагрузки возможны два основных явления. Это деформации или перемещения ее элементов, и внутренние напряжения. Собственно это и есть одни из основных факторов, которые оказывают влияние на процесс регенерации.

Задачами настоящей работы были:

1. Исследование внутренних напряжений в биомеханической конструкции "отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации" при осевой и поперечной нагрузках с помощью конечно-элементного математического моделирования.
2. Исследование направлений и величины линейных перемещений концов отломков друг относительно друга на физической модели биомеханической конструкции "отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации".
3. Исследование формы и размеров периостального регенерата у больных с диафизарными переломами бедренной кости, которые лечились путем использования аппарата внешней фиксации.

Материал и методы

Была создана физическая модель конструкции "отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации", для чего использовали бедренную кость человека, пересеченную поперечно в средней трети (учебный препарат). Образовавшиеся фрагменты фиксировали стержневым аппаратом нашей конструкции [1,4] по методике, которая используется при лечении больных. Стержни ввинчивали в отломки бедренной кости по наружной поверхности, согласно принятой методике [3], и фиксировали стержневыми зажимами к внешней упругой опоре. Были выдержаны одинаковые размеры таких параметров конструкции, как расстояние от кости до внешней опоры (50 мм), и расстояние между стержнями (100 мм).

На физической модели исследовали направление и величину перемещения отломков друг относительно друга при поперечной (100 Н), и осевой (500Н) нагрузке, которые приближены к реально существующим при лечении переломов бедра. Поперечную нагрузку прилагали ступенчато, (по 10 Н) к дистальной части бедра в четырех направлениях: книзу, кпереди, кнаружи и кнутри при фиксированном проксимальном фрагменте бедренной кости.

Перемещения фиксировали фотометрически и измеряли линейкой. Перемещения отломков при осевой нагрузке исследовали на специальном стенде для биомеханических исследований. Внешнюю нагрузку прикладывали к головке бедренной кости вдоль биомеханической оси сегмента ступенчато, с интервалом 50 Н. Показания перемещения отломков друг относительно друга снимали индикатором часового типа в сагиттальной и фронтальной плоскости.

Математическая модель, построенная методом конечных элементов, соответствовала геометрическим и физико-механическим параметрам физической модели, (усредненные показатели плотности костной ткани: компактной $E = 1,5 \times 10^{10}$ Н/м³, губчатой $E = 6,9 \times 10^8$ Н/м³, коэффициент Пуассона $\nu = 0,3$ и $0,2$ соответственно) [2, 5]. Стержни, вводимые в кость, и стержневые зажимы изготовлены из титанового сплава ВТ 16 (модуль упругости $1,8 \times 10^5$ МПа). Опора из стеклопластикового прутка (модуль упругости $0,5 \times 10^5$ МПа), диаметром 10 мм, и прутки из нержавеющей стали (марка Х18, модуль упругости $2,1 \times 10^5$ МПа). Построение модели и расчеты проводили совместно с научным сотрудником лаборатории биомеханики ГУ ИППС им. проф. Ситенко М.И., Ярьсько А.В.

Кроме этого, в математической модели был предусмотрен веретенообразный периостальный регенерат с физическими свойствами коллагена (модуль упругости $E = 10^7 - 10^8$ Па) [2]. На данной модели изучали распределение внутренних напряжений в элементах конструкции при поперечной нагрузке по вектору "кзади", величиной 100 Н, и осевой нагрузке 500 Н. Изучали различные

варианты конструкции: без регенерата, с наличием регенерата; внешняя опора из стекловолокна, внешняя опора из нержавеющей стали; при условии диастаза между отломками величиной 10 мм, и при условии контактного упора отломков.

Рентгенометрические исследования проведены у 55 детей и подростков, имевших переломы диафиза бедренной кости, которые лечились в городской детской больнице г. Кременчуга и Харьковской областной травматологической больнице. У всех пострадавших осуществлялась фиксация отломков стержневым аппаратом внешней фиксации [1,4], и проводилось функциональное лечение по методике, описанной ранее [3]. На рентгенограммах, выполненных через 2-3 месяца после травмы, измеряли площадь периостального регенерата с помощью прозрачной миллиметровой сетки по передней, задней, латеральной и медиальной поверхностям бедренной кости. Кроме этого у 5 пациентов (подростков) на заключительном этапе лечения вместо рентгенографии выполняли компьютерную томографию (с согласия родителей) для оценки формы регенерата на поперечном срезе.

Результаты и их обсуждение

Распределение внутренних напряжений в конструкциях. Исследования, проведенные на конечно-элементной математической модели, выявили существенную разницу в характере распределения внутренних напряжений в неповрежденной поврежденной бедренной кости, и в образуемой конструкции "отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации", возникающих при действии внешней нагрузки. Если в норме напряжения равномерно и рационально распределяются по компактной кости, то при нагрузке конструкции "отломки – аппарат" появляются отдельные зоны с повышенной концентрацией напряжений, в то время как в компактной кости оно почти исчезает.

Наиболее напряженными участками в конструкции оказываются:

- стержни, и предлежащая к ним кость по наружной поверхности
- стержневые зажимы и центральная часть внешней опоры (рис. 1).

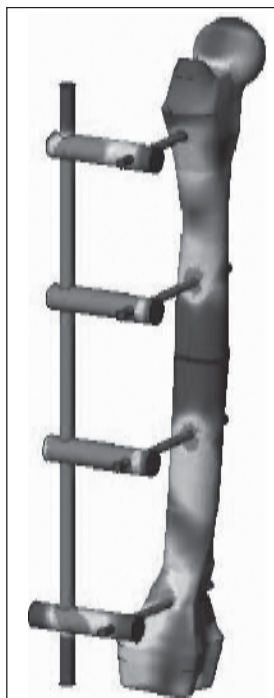


Рис. 1. Зоны напряжений в биомеханической конструкции "отломки бедра – внешний аппарат".

Для нас наиболее важным показателем является уровень напряжений кости вокруг стержней, поскольку именно эти узлы соединения данной биомеханической конструкции являются наиболее уязвимыми. Под действием циклических нагрузок возможно либо разрушение кости, либо усталостный перелом стержня. Напряжения в этих местах при задаваемых условиях колебались от 13 до 389 МПа. В то же время, уровни напряжений в указанных местах изменяются или, возможно, перераспределяются в зависимости от геометрических и физико-механических параметров конструкции.

При расчетах были выявлены следующие закономерности.

Первая. Наибольший уровень напряжений в указанных местах возникает при нагрузках конструкции, в которой между отломками предусмотрен диастаз, по сравнению с конструкцией в которой имеется контактный упор отломков, и конструкции, где отломки связаны коллагеновым регенератом. Приводим для сравнения цифровые данные напряжений конструкции при осевой нагрузке в виде таблицы (табл. 1).

Наличие диастаза между отломками приводит к тому, что отломки сами по себе не участвуют в восприятии нагрузки, и под повышенным напряжением оказываются элементы самого аппарата и его узлы соединения с костью. Механическое взаимодействие отломков по плоскости перелома, примерно, в сто раз уменьшает напряжение на внешней опоре, и, примерно, в 3-10 раз уменьшает уровень напряжений в соединениях "стержень–кость". Присутствие мягкотканого регенерата между отломками также существенно уменьшает уровень напряжений в конструкции, что невозможно без его напряжения. Таким образом, наличие непосредственного контакта отломков, или даже мягкотканого регенерата способствует более рациональному, "более равномерному" распределению напряжений в элементах конструкции, с исключением концентрации повышенных напряжений в кости.

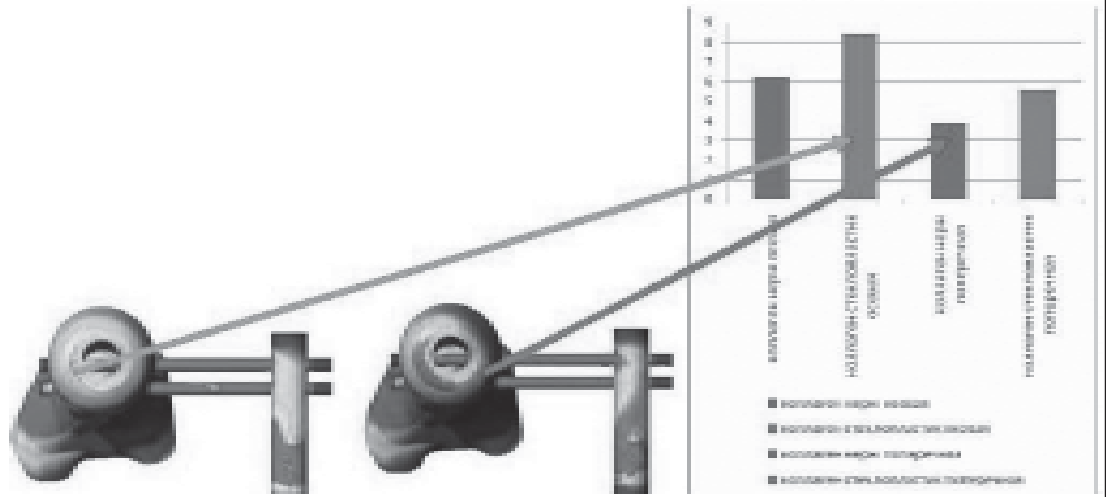
Таблица 1.

Напряжения на внешней стеклопластиковой опоре и кости вокруг стержней при осевой нагрузке конструкции 500 Н

Локализация напряжений в конструкции	Величина внутренних напряжений в различных вариантах конструкции (МПа)		
	Диастаз между отломками	Контактный упор отломков	Диастаз между отломками + коллагеновый регенерат
Внешняя опора	879	6,7	70
Верхний стержень	120	41	70
Средний стержень	280	35	72
Средний стержень	388	30	90
Нижний стержень	83	37	81

Рис. 2.
Локализация,
распространенность
и величины
внутренних
напряжений
периостального
регенерата в
биомеханических
конструкциях.

а) при опоре из
нержавеющей
стали
б) при опоре из
стеклопластика



Второе. Нами были выявлены определенные зоны внутренних напряжений в периостальном регенерате (рис. 2). Величина и распространенность этих зон зависела от физико-механических свойств внешней опоры аппарата.

При наличии более упругой опоры из стеклопластика регенерат испытывает значимо большие внутренние напряжения по сравнению с условиями, когда опора жесткая (стальная).

Третье. Математическое моделирование выявило, что поперечная нагрузка в 100 Н вызывает напряжение кости вокруг стержней примерно такое же, как осевая нагрузка в 500 Н. То есть, при перерасчете значений напряжений, при условии одинаковой осевой и поперечной нагрузки в 100 Н, оказывается, что напряжение кости вокруг стержней при поперечной в 5 раз выше, чем при осевой.

Перемещение отломков под действием поперечной нагрузки. Установлено, что исследуемая конструкция неодинаково деформируется под действием поперечных нагрузок. В сагиттальной плоскости дистальный отломок перемещался по ширине на 15-16 мм, и под углом (рис. 3а), во фронтальной по длине и под углом (рис. 3б).

Важно отметить, что конструкция сохраняла устойчивое состояние при действии поперечной силы, не превышающей 120-130 Н, то есть при этом деформации носили упругий характер. Увеличение силы, свыше указанной, приводило

к возникновению остаточной деформации после прекращения ее действия. Это происходило за счет перемещений (проворачивания) в узлах соединения "стержень – кость".

Перемещение отломков при действии осевой нагрузки. При осевой нагрузке конструкции отмечали только угловые перемещения отломков, а общее направление вектора вершины угла было ориентировано «кнаружи – кпереди». Величина угловой деформации при осевой нагрузке 500 Н составила 7°; после снятия нагрузки отломки возвращались в исходное положение. Такой однонаправленный характер перемещения отломков следует объяснить унилатеральным расположением аппарата, а также наличием физиологических искривлений бедренной кости (антекурвация диафиза и шейчно – диафизарный угол).

Особенности формы и размеров периостального регенерата. У всех больных сращение отломков происходило с образованием периостального регенерата, имевшего по окружности различную форму и объем новообразованной кости. Наибольшее количество последней локализовалось по задне-внутренней поверхности бедренной кости; меньше, – по передней и наружной.

Суммируя полученные результаты, мы видим зависимость между направлением перемещения отломков, локализацией внутренних напряжений в формирующемся мягкотканом регенерате и формой периостального регенерата (рис. 4 а, б).

Рис. 3
Перемещения
отломков при
действии
поперечных
нагрузок

а) в сагиттальной
плоскости
б) во фронтальной
плоскости

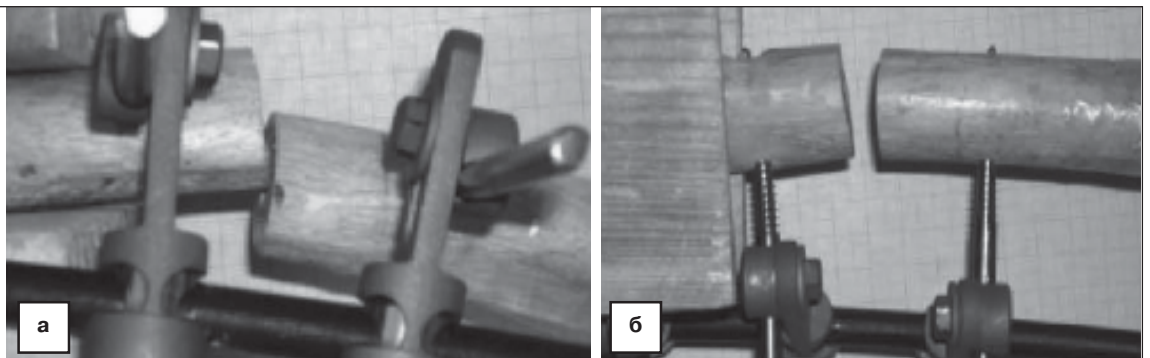
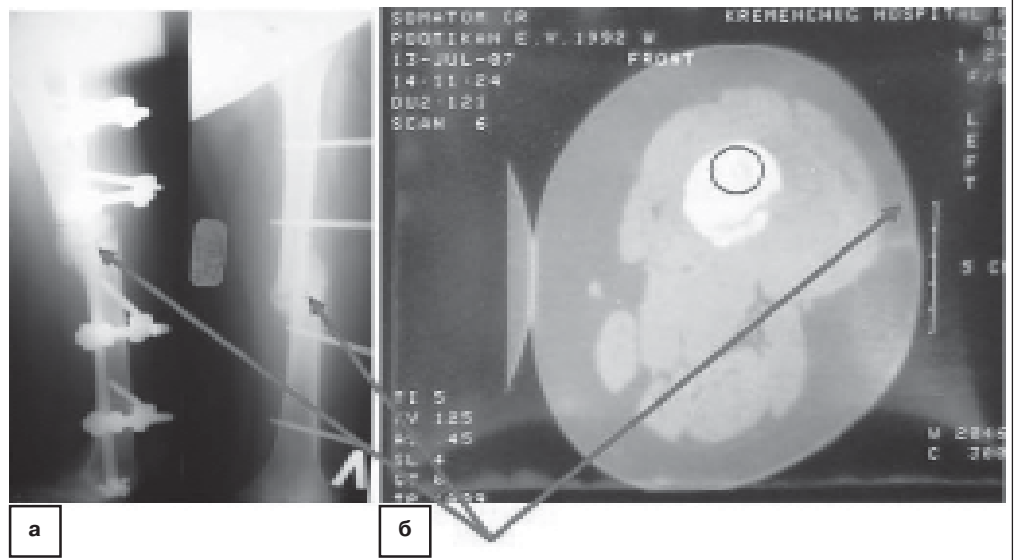


Рис. 4.
Форма периостального
костного регенерата
при лечении аппаратом
внешней фиксации с
упругой внешней опорой у
больной П..., № ист. б-ни 562



Выводы

1. Образованная биомеханическая конструкция “отломки бедренной кости – внешний аппарат” под действием поперечных нагрузок до 120 Н, и осевой нагрузки (до 500 Н) функционирует в упруго-деформируемом режиме, при котором ткани, из которых формируется регенерат, испытывают внутренние напряжения. Величины этих напряжений зависят от упругих свойств конструкции.
2. Присутствие упругих деформаций в конструкции, и напряжение в тканях, формирующих регенерат, приводит к образованию периостальной мозоли, которая по форме отображает направление вектора действующих сил.

Литература

1. А.С. 1611334 СССР, МКИ⁴ А61В17/58. Аппарат для остеосинтеза / Попсуйшапка А.К., Рынденко В.Г., Лыгун Л.Н. — 4428807/28-14; Заявл. 20.05.88; Оpubл. 97.12.90; // Открытия. Изобретения. — 1990. — №45.
2. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека / Справочник. — Киев: Наукова думка, 1990.
3. Боровик И.Н., Попсуйшапка А.К., Довгань С.Б. Лечение детей с переломами бедренной кости // Ортопед. травматол. — 2006. — №1. — стр.14–19.
4. Декларационный патент на полезную модель И.200502844 МКИ⁷ А61В17/56. Пристрій для лікування діафізарних переломів кінцівок за О.К. Попсуйшапкою. (Попсуйшапка О.К., Попсуйшапка К.О., Боровик І.М.). Заявл. 28.03.2005. Оpubл. 15.09.2005. Бюл. №9. — 2005.

5. Кнетс И.В., Пфафорд Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. — Рига: «Зинатие», 1980. — стр.465.

Реферат

Досліджені переміщення відламків стегна на фізичній моделі „відламки –апарат зовнішньої фіксації” при дії на конструкцію поперечного та вісьового навантаження, а також розподіл внутрішніх напружень в ній шляхом математичного моделювання методом кінцевих елементів. Вивчені розміри періостального регенерату у 55 пацієнтів з переломами стегна, які лікувалися апаратом зовнішньої фіксації. Встановлено, що при використанні стержньового зовнішнього апарату має місце ефект пружної фіксації з можливими лінійними переміщеннями одного відламка відносно іншого в межах 7-15 мм., та характерний розподіл внутрішніх напружень в елементах конструкції, який впливає на форму періостального регенерату.

Summary

Displacement of femur fragments was examined on physical model “fragments-external fixation” under transverse and axial load. Distribution of internal tension in construction was investigated by mathematical modeling and fine elements method. The size of bone reclaim was measured in 55 patients with femur fractures who were treated by the method of external fixation. We conclude that due to external fixation the effect of elastic fixation appears with possible linear displacement of one fragment to another one at 7-15mm. Distribution of internal tensions in the elements of construction influence on the shape of bone callous.