

УДК 615.849

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ РАЗЛИЧНЫХ ВАРИАНТОВ СПИЦЕПЕТЛЕВОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ОТРЫВНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ЛОКТЕВОГО ОТРОСТКА

© С.И. Киреев, Д.А. Марков, М.С. Тонин, И.Н. Чаусов,
К.И. Тыжук, О.В. Сидоренко, А.П. Любичский

Ключевые слова: локтевой отросток; переломы; остеосинтез; биомеханика.

Изложены биомеханические особенности различных вариантов спицепетлевого остеосинтеза отрывных переломов локтевого отростка. Показано, что предложенный авторами вариант позволяет улучшить условия фиксации по сравнению с известными схемами спицепетлевого остеосинтеза данного вида переломов.

ВВЕДЕНИЕ

Травмы локтевого сустава встречаются в 40–50 % случаев от всех травм опорно-двигательного аппарата [1]. Внутрисуставной и отрывной характер перелома локтевого отростка требует особого внимания к выбору метода стабильно-функционального остеосинтеза, т. к. наиболее частым осложнением данного вида переломов (12,5–58,3 %) является контрактура локтевого сустава, приводящая к существенному ограничению функции поврежденной верхней конечности [2]. Особенностью переломов локтевого отростка является прикрепление к его проксимальному фрагменту достаточно мощной трехглавой мышцы плеча, что диктует необходимость создания определенного запаса прочности фиксации костных отломков, обеспечивающего стабильность остеосинтеза без лечебной иммобилизации при ранней разработке движений, которая является необходимым условием профилактики контрактуры поврежденного сустава.

В травматологической практике довольно часто используется остеосинтез отрывных переломов локтевого отростка с применением стягивающей проволоочной петли и спиц Киршнера, который обладает прочностью фиксации и позволяет обходиться без дополнительной внешней иммобилизации. В то же время в ряде случаев отмечаются признаки нестабильности и миграции спиц Киршнера при использовании данного способа фиксации.

Целью настоящего исследования явилось проведение сравнительного биомеханического исследования различных вариантов остеосинтеза отрывных переломов локтевого отростка при помощи спиц Киршнера и стягивающей проволоочной петли.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для моделирования вариантов остеосинтеза использовался математический аппарат метода конечных элементов, который включал следующие основные этапы:

– деление физической области задачи на подобласти или так называемые «конечные элементы»;

– аппроксимация искомого решения некоторой специального вида функций на каждом конечном элементе и, следовательно, во всей области;

– подстановка аппроксимирующих функций в определяющие уравнения, что приводит к системе уравнений относительно неизвестных параметров аппроксимации;

– решение этих уравнений, что дает возможность получить приближенное решение задачи.

При расчете стержневой системы вся рассматриваемая область разбивается на совокупность простых балок. При этом в качестве неизвестных параметров, определяющих перемещения и напряженное состояние всех точек элемента, принимают прогибы и углы поворота крайних сечений, представляющие степени свободы элемента. В рамках гипотезы плоских сечений вместо деформации балки принято рассматривать деформацию ее оси, а крайние сечения именовать узлами. На рис. 1 показаны нумерация и положительные направления степеней свободы стержня u_1, u_2, u_3, u_4 в локальной системе координат $O'y'z'$, где l – длина элемента, EJ – жесткость на изгиб в плоскости $O'y'z'$. Локальная ось z' совмещена с осью балки, а оси x', y' – с главными центральными осями инерции поперечного сечения.

Все характеристики элемента определяются в локальной системе координат. Аппроксимация формы прогиба по длине элемента описывается выражением

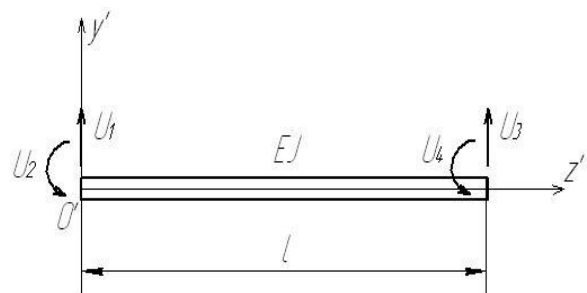


Рис. 1. Стержневой конечный элемент

$$w(z') \approx \mathcal{E}_1(z')u_1 + \mathcal{E}_2(z')u_2 + \mathcal{E}_3(z')u_3 + \mathcal{E}_4(z')u_4,$$

где $\mathcal{E}_j(z')$ ($j = 1, 2, 3, 4$) – функции Эрмита (функции перемещений балочного элемента), имеющие вид

$$\mathcal{E}_1(z') = 1 - 3\frac{(z')^2}{l^2} + 2\frac{(z')^3}{l^3},$$

$$\mathcal{E}_2(z') = z' - 2\frac{(z')^2}{l} + \frac{(z')^3}{l^2},$$

$$\mathcal{E}_3(z') = 3\frac{(z')^2}{l^2} - 2\frac{(z')^3}{l^3},$$

$$\mathcal{E}_4(z') = -\frac{(z')^2}{l} + \frac{(z')^3}{l^2},$$

$$0 \leq z' \leq l.$$

Основной силовой характеристикой балочного элемента является его матрица жесткости K . Матрица жесткости связывает вектор-столбец узловых перемещений элемента $u = [u_1, u_2, u_3, u_4]^T$ и вектор-столбец внутренних усилий и моментов $r = [r_1, r_2, r_3, r_4]^T$, действующих на элемент в узловых сечениях, следующим уравнением:

$$r = Ku.$$

Усилия и моменты r являются реакциями со стороны соседних элементов на изгибные деформации данного элемента. Положительные направления компонент вектора r соответствуют направлениям степеней свободы (рис. 1).

Соотношения при $EJ = \text{const}$ в развернутой форме имеют вид:

$$\begin{bmatrix} r_1 \\ r_2 \\ r_3 \\ r_4 \end{bmatrix} = \frac{EJ}{l^3} \begin{bmatrix} 12 & 6l & -12 & 6l \\ 6l & 4l^2 & -6l & 2l^2 \\ -12 & -6l & 12 & -6l \\ 6l & 2l^2 & -6l & 4l^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \end{bmatrix}$$

Расчетная схема балочной конструкции состоит обычно из нескольких элементов, которые образуют так называемый «ансамбль» или «конечно-элементную модель». Неизвестные узловые перемещения u конечно-элементной модели определяются из уравнений равновесия узлов, которые составляются в глобальной системе координат, единой для всех элементов:

$$K^*u = Q,$$

где K^* – глобальная матрица жесткости, Q – вектор заданных внешних узловых сил и моментов. При расчете балок направления локальных осей каждого элемента, как правило, совпадают с направлениями осей глобальной системы координат ансамбля.

Метод конечных элементов реализован в различных прикладных пакетах программ. В настоящей работе конечно-элементное моделирование схем остеосинтеза осуществлялось с помощью программного

комплекса (ПК) «Лири 9.2», применяемого в расчетах прочности, жесткости и устойчивости конструкций [3]. Данный расчетно-программный комплекс позволяет моделировать стержневые, а также пластинчатые и оболочечные конструкции.

ПК «Лири 9.2» состоит из нескольких взаимосвязанных информационных систем.

Система ЛИР-ВИЗОР – это единая графическая среда, которая располагает набором функций:

- позволяет сформировать конечно-элементную модель рассматриваемых объектов;
- служит для подробного визуального анализа и корректировки модели;
- дает возможность задать физико-механические свойства материала, связи, разнообразные нагрузки.

Результаты расчета конечно-элементной модели отображаются также в среде ЛИР-ВИЗОР, что позволяет провести анализ напряженно-деформированного состояния объекта по изолиниям перемещений и напряжений, по эпюрам усилий и прогибов.

Система СЕЧЕНИЕ в специализированной графической среде позволяет формировать сечения произвольной конфигурации и вычислить их осевые, изгибные, крутильные и сдвиговые характеристики.

Система РАСЧЕТНЫЙ ПРОЦЕССОР реализует методы решения систем уравнений. В данной системе содержится библиотека конечных элементов, обладающая большим набором конечных элементов различного порядка: элементы стержней; четырех- и треугольные элементы плоской задачи, элементы плиты, элементы оболочек; элементы пространственной задачи (тетраэдр, параллелепипед, трехгранная призма).

В ходе моделирования нами были построены конечно-элементные модели трех вариантов остеосинтеза перелома локтевого отростка при помощи спиц Киршнера и стягивающей проволоочной петли.

Первый вариант соответствовал спицепетлевому способу по Weber, согласно которому перелом фиксируют двумя спицами Киршнера, проведенными параллельно друг другу, перпендикулярно линии перелома, вблизи суставной поверхности. Концы спиц перфорируют противоположный кортикальный слой локтевой кости. После чего производится фиксация 8-образной стягивающей проволоочной петлей, проведенной под сухожилием трехглавой мышцы плеча, через канал, выполненный в локтевой кости дистальнее перелома на 3 см, и вокруг проксимального отдела спиц Киршнера (рис. 2).

Второй вариант предполагал также использование двух спиц Киршнера, проведенных параллельно через отломки, и 8-образной стягивающей проволоочной петли, накладываемой экстраоссально на выступающие концы спиц [4] (рис. 3).

Третий вариант, разработанный нами, заключался в проведении двух спиц Киршнера взаимно перекрестно и использовании двух 8-образных стягивающих проволоочных петель, накладываемых экстраоссально на выступающие концы спиц (рис. 4).

Моделирование конструкций для остеосинтеза включало следующие этапы:

- построение упрощенной модели системы конструкция – кость, адекватно описывающей напряженно-деформированное состояние системы;
- расчет усилий и перемещений в ответственных точках конструкции.

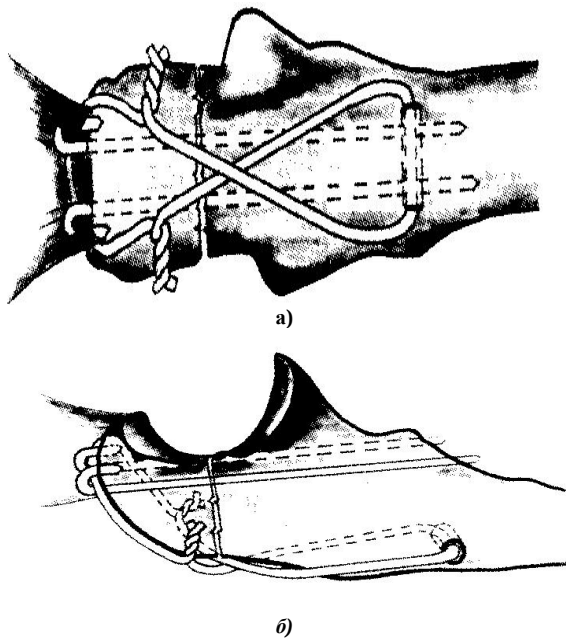


Рис. 2. Спицепетлевой вариант остеосинтеза перелома локтевого отростка по Weber

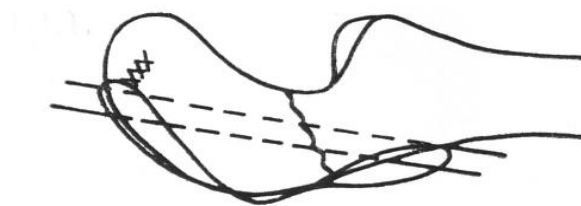


Рис. 3. Спицепетлевой вариант остеосинтеза перелома локтевого отростка по В.В. Кузьменко, К.А. Волощенко

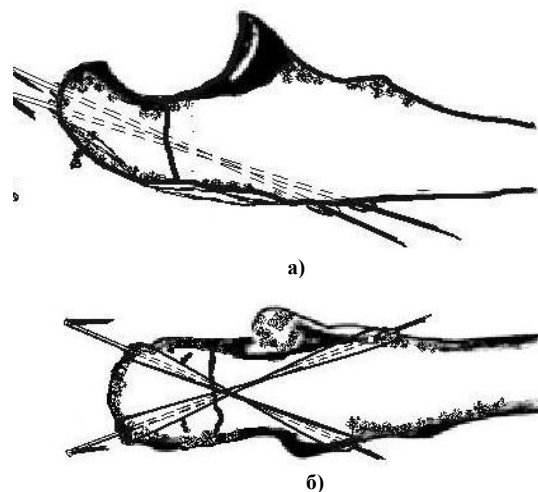


Рис. 4. Предложенный нами вариант спицепетлевого остеосинтеза перелома локтевого отростка

Костные фрагменты моделировались конечными элементами типа «оболочка», остеофиксаторы – конечными элементами типа «стержень». В расчетах принималось единичное значение нагрузки, равное 10 кг

(100 Н). Нагрузка прикладывалась к сегменту в продольном положительном направлении оси X. Расчеты проводили с учетом особенностей начального периода лечения, т. е. когда костный регенерат в зоне перелома еще не сопротивляется усилиям, и вся приложенная нагрузка приходится на детали конструкции и напряжения/деформации всей конструкции максимальны.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Известно, что основополагающей задачей любого способа остеосинтеза, выполняемого с применением той или иной конструкции, является обеспечение неизменного с течением времени положения двух поверхностей поврежденной кости на уровне перелома при действии на отломки кости различных внешних нагрузок на период консолидации. Внешние нагрузки, действующие на кость, являются результатом комбинации активных усилий, локализующихся в местах прикрепления к ней мышц, и реактивных усилий, возникающих на суставных поверхностях как следствие действия активных усилий. Основными нагрузками для кости, входящей в состав конечности, являются усилие продольного сжатия и вращающий момент вокруг оси сустава.

По результатам выполненных расчетов мы оценивали рассматриваемые варианты остеосинтеза локтевого отростка по прочности и жесткости при действии на фрагменты перелома основных нагрузок. Кроме рассмотренных основных нагрузок, разумеется, возможно действие на кость и дополнительных нагрузок – поперечных усилий N_y , N_z , скручивающего момента M_x и вращающего момента M_z . Оценить их значения гораздо сложнее, поэтому мы принимали $N_x = N_y = N_z = 10$ кгс, $M_x = M_y = M_z = 1000$ кгс·мм и использовали как вычисленные для дополнительных нагрузок напряжения и деформации в конструкциях только для сравнения вариантов остеосинтеза между собой по жесткости.

Полученные в результате выполненных расчетов значения деформации костного регенерата в зоне перелома локтевого отростка от действия силы в 100 Н (10 кг) приведены в табл. 1.

Из анализа данных, представленных в табл. 1, можно сделать заключение о том, что степень жесткофиксации рассматриваемых вариантов спицепетлевого остеосинтеза переломов локтевого отростка по осям X и Z возрастает в направлении от первого к третьему варианту. Сравнительная оценка жесткости фиксации предполагает уменьшение значений взаимных перемещений костных отломков при увеличении данного показателя. В связи с этим было принято возможным произвести приближенное сравнение жесткости по средним значениям взаимных перемещений костных отломков $\bar{\delta}$, с использованием формулы:

Таблица 1

Деформации костного регенерата в зоне перелома локтевого отростка от действия силы в 100 Н (10 кг)

Варианты остеосинтеза перелома локтевого отростка	X, мм	Y, мм	Z, мм
Первый	0,282	0,000	-0,339
Второй	0,081	0,000	0,169
Третий	0,053	0,000	0,000

$$\bar{S} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

Полученные в результате расчета средние значения взаимных перемещений костных отломков в зоне перелома локтевого отростка приведены в табл. 2.

Средняя жесткость фиксации для различных вариантов остеосинтеза предполагает усредненное значение перемещений по всем трем осям координат и определяется выражением:

$$K_p = P/\bar{S}$$

Полученные в результате расчета значения средней жесткости фиксации различных вариантов спицепетлевого остеосинтеза перелома локтевого отростка приведены в табл. 3.

Анализ полученных данных, представленных в табл. 3, показывает, что наибольшим показателем средней жесткости фиксации обладает третий вариант спицепетлевого остеосинтеза переломов локтевого отростка. Средняя жесткость фиксации третьего варианта превышает аналогичный показатель второго и первого вариантов спицепетлевого остеосинтеза переломов локтевого отростка соответственно в 3,52 и 8,31 раза.

Для иллюстрации приводим *клинический пример*.

Пациентке К., 22 лет на 2-е сутки после травмы был выполнен предложенный нами вариант спицепетлевого остеосинтеза по поводу закрытого перелома правого локтевого отростка со смещением отломков (рис. 5).

Через 10 дней после операции начата активная лечебная физкультура. На 10-й день после операции пациентка была выписана на амбулаторное лечение с возможностью самообслуживания поврежденной конечностью. Через четыре недели после операции на контрольной рентгенограмме (рис. 6) было выявлено сращение перелома, отсутствие признаков миграции металлоконструкций.

Таблица 2

Средние значения перемещений костных отломков в зоне перелома локтевого отростка

Варианты остеосинтеза перелома локтевого отростка	Средние значения Перемещение, $\bar{S}$, мм
Первый	0,441
Второй	0,187
Третий	0,053

Таблица 3

Значения средней жесткости фиксации различных вариантов спицепетлевого остеосинтеза перелома локтевого отростка

Варианты остеосинтеза перелома локтевого отростка	Средняя жесткость фиксации, Н/мм
Первый	$K_p = 100/0,441 = 227$
Второй	$K_p = 100/0,187 = 535$
Третий	$K_p = 100/0,053 = 1887$



Рис. 5. Рентгенограмма правого локтевого сустава (боковая проекция) больной К., выполненная в день поступления в стационар



Рис. 6. Рентгенограммы правого локтевого сустава (боковая и прямая проекция) больной К., выполненные через четыре недели после операции



Рис. 7. Амплитуда движений правого локтевого сустава больной К. через четыре недели после операции

Достигнут хороший функциональный результат: мышечная сила в правой руке – 4 балла по пятибалльной системе, амплитуда движения в правом локтевом суставе полностью восстановлена (рис. 7).

ВЫВОДЫ

Таким образом, предложенный нами вариант остеосинтеза отрывных переломов локтевого отростка позволяет обеспечить лучшие биомеханические условия фиксации по сравнению с известными схемами аналогичного способа спицепетлевого остеосинтеза, что, в свою очередь, может способствовать более активной ранней разработке движений в пораженном суставе и профилактике контрактур.

ЛИТЕРАТУРА

1. Жабин Г.И. Оперативное лечение свежих повреждений локтевого сустава и их последствий (клиническое исследование): автореф. дис. ... д-ра мед. наук. СПб., 1995. 20 с.
2. Солдатов Ю.П. Комбинированное лечение больных с посттравматическими контрактурами локтевого сустава с применением аппа-

рата Илизарова: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Пермь, 1996. 22 с.

3. ПК ЛИРА, версия 9.0. Программный комплекс для расчета и проектирования конструкций: справочно-теоретическое пособие / под ред. А.С. Городецкого. Киев: Факт, 2003. 464 с.
4. Остеосинтез стягивающей петлей при лечении отрывных переломов. Методические рекомендации / сост.: В.В. Кузьменко, К.А. Волоченко. М., 1982. 6 с.

Поступила в редакцию 14 октября 2011 г.

Kireev S.I., Markov D.A., Tonym M.S., Chausov I.N., Tyzhuk K.I., Sydorenko O.V., Lyubitzkiy A.P. BIOMECHANICAL ANALYSIS OF DIFFERENT DESIGNS OF PIN-HINGE OSTEOSYNTHESIS OF TEAR-OFF FRACTURES OF OLECRANON

Biomechanical details are presented concerning of different designs of pin-hinge osteosynthesis of tear-off fractures of olecranon. It had been demonstrated, that innovated by others design, allows to improve of fixation conditions in comparison with well-known schemes of pin-hinge osteosynthesis of this kind of fractures.

Key words: olecranon; fractures; osteosynthesis; biomechanics.