

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЖЕСТКОСТИ ФИКСАЦИИ РАЗЛИЧНЫМИ КОНСТРУКЦИЯМИ НА МОДЕЛИ ОСКОЛЬЧАТОГО ПЕРЕЛОМА ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА ЛОКТЕВОЙ КОСТИ

Г.И. Жабин<sup>1</sup>, А. Аль-Сальми<sup>2</sup>, В.П. Румакин<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов

<sup>2</sup> СПб ГУЗ «Городская больница №26», главный врач – В.И. Дорофеев  
Санкт-Петербург

Проведено испытание жёсткости фиксации различными конструкциями смоделированного оскольчатого перелома проксимального отдела локтевой кости на излом, растяжение и скручивание. Жесткость фиксации на излом и растяжение была достаточной при всех видах остеосинтеза. Наиболее проблематичной оказалась жесткость фиксации на скручивание, которая имела тенденцию к увеличению при использовании дополнительного винта через три отломка при всех видах остеосинтеза, а также при фиксации длинным компрессирующим винтом с пластиной.

**Ключевые слова:** модель локтевой кости, фиксация пластинами, жесткость фиксации.

## EXPERIMENTAL STUDY OF FIXATION HARDNESS USING DIFFERENT CONSTRUCTIONS ON MODEL OF COMMINUTED PROXIMAL ULNAR FRACTURE

G.I. Zhabin, A.Al-Salmi, V.P. Rumakin

Testing of internal fixation hardness of proximal ulnar fractures (simulated) with different internal extramedullar fixators was performed (hardness for break, hardness for tension, hardness for torsion). Hardness for break and tension appeared sufficient for all internal extramedullar fixators. On the other hand, hardness for torsion was different. It increased for fracture fixed with additional screw through three fragments for all fixators and for fracture fixed with long compressive screw and plate (patent).

**Key words:** elbow model, plate fixation, fixation hardness.

### Введение

Наиболее трудными для лечения являются оскольчатые переломы проксимального отдела локтевой кости, относящиеся по классификации АО к типу В1.3, а по классификации В. Morrey к – III типу (нестабильные переломы) [8]. В качестве фиксаторов при данных повреждениях применяются пластины различного типа. Учитывая характер повреждения проксимального отдела локтевой кости, обусловленный внутрисуставными разрушениями и дислокацией отломков вместе с прикрепляющими коллатеральными связками, для получения хорошего функционального результата необходимы стабильная фиксация отломков и ранние движения.

Экспериментальные работы по проблеме жёсткости остеосинтеза в основном касаются переломов локтевого отростка [1, 2, 5–7, 9, 10]. Мы не нашли в отечественной литературе публикаций, в которых бы обсуждалась стабильность остеосинтеза оскольчатых перело-

мов проксимального отдела локтевой кости. В иностранной литературе имеются единичные работы, посвященные стабильности фиксации оскольчатых переломов локтевого отростка разными методами. Однако в них сравнивается жёсткость фиксации не более чем двумя методами [3, 4].

**Цель исследования** – сравнительный анализ жёсткости фиксации различными пластинами на однотипной модели оскольчатого перелома проксимального отдела локтевой кости.

### Материал и методы

В качестве модели для испытания были выбраны однотипные заготовки, сделанные из дерева (сосна) и имеющие внешний облик проксимальной части локтевой кости. На каждой из заготовок был смоделирован перелом, в результате которого образовались отломки венечного и локтевого отростков и промежуточный отломок (рис. 1).

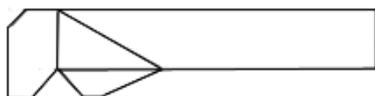


Рис. 1. Схема модели оскольчатого перелома проксимальной части локтевой кости

Для остеосинтеза использовали 4 вида пластин, общепринятых в практике травматологии, которые фиксировали винтами (табл. 1). Размеры пластин (длина, толщина и ширина) были одинаковыми.

Таблица 1

| Тип и размеры испытываемых пластин |                      |        |         |
|------------------------------------|----------------------|--------|---------|
| Пластина                           | Размеры пластины, мм |        |         |
|                                    | Длина                | Ширина | Толщина |
| Реконструктивная                   | 110                  | 10     | 3       |
| Вильчатая                          | 120                  | 10     | 3       |
| С угловой стабильностью            | 110                  | 10     | 3       |
| С компрессирующим винтом           | 110                  | 10     | 3       |

Для каждой из четырех пластин на однотипных моделях проводилось по 3–5 опытов, которые отличались количеством фиксирующих винтов и направлением их введения (табл. 2). Остеосинтез проводили согласно практике остеосинтеза для каждого типа пластин. Испытания осуществляли на стенде (медицинская технология ФС-2005/021), применяемом для оценки жесткости чрескостного остеосинтеза (рис. 2). Смещение проксимального отломка (локтевого отростка) относительно дистальных отломков определяли с помощью часового микрометра с точностью до 0,01 мм при последовательном увеличении нагрузок (по 2 кг) до максимальной (18 кг). Окончательный результат фиксировали после максимальной нагрузки. Точка приложения силы во всех случаях была одной и соответствовала месту прикрепления сухожилия трёхглавой мышцы на локтевой кости (рис. 3). Определяли жесткость остеосинтеза на растяжение (продольная), на излом под углом 90° к продольной оси модели (поперечная) и на скручивание (ротационная). Противоупором служили дистальный конец модели, прочно закреплённый в зажиме стенда, и модель мышечка плеча (слепок из пластмассы) на уровне перелома локтевого отростка (аналог плечевой кости). Каждый опыт на модели повторялся трижды, после чего высчитывалась средняя величина показателя.

Методика остеосинтеза с использованием свёрл и метчиков соответствующих диаметров соблюдалась в соответствии с рекоменда-

ми АО. Винты имели диаметр 3,5 мм. Техника остеосинтеза пластиной с компрессирующим винтом ( $D = 6,4$  мм) дана в описании к патенту РФ № 2309689 от 13.02.2006 г. (рис. 4).

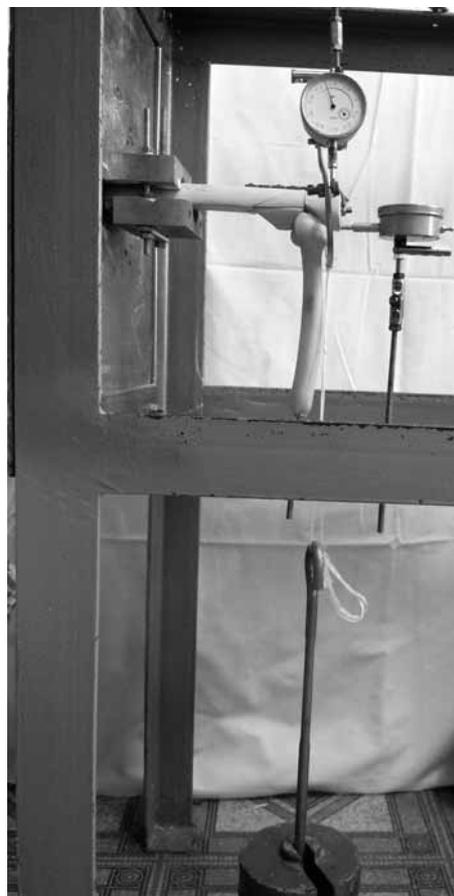


Рис. 2. Стенд для испытания жёсткости фиксации моделей

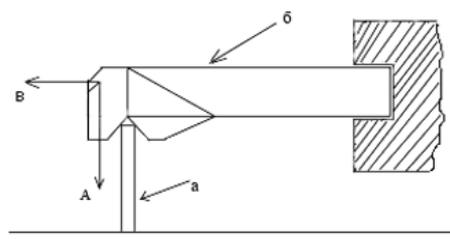


Рис. 3. Схема эксперимента:

- а — противоупор; б — модель;
- А — вектор поперечной нагрузки;
- В — вектор продольной нагрузки

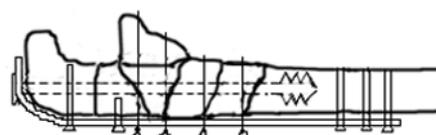
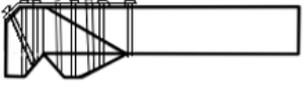
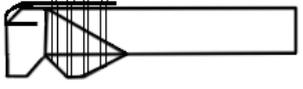
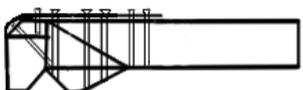
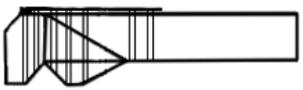
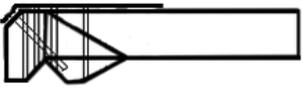
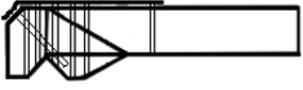
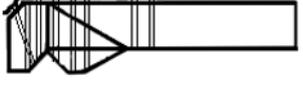
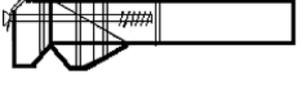
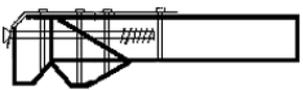


Рис. 4. Способ остеосинтеза оскольчатых переломов проксимального конца локтевой кости

Таблица 2

**Величина смещения отломка в зависимости от вида приложенных  
максимальных усилий (180 Н)**

| Тип пластины             | № опыта | Схема МОС   | Величина смещения, мм |            |         |
|--------------------------|---------|---|-----------------------|------------|---------|
|                          |         |   | Продольная            | Поперечная | Ротация |
| Реконструктивная         | 1       |    | 0,5                   | 0,8        | 3,9     |
|                          | 2       | Аналогично опыту 1  | 0,5                   | 1,1        | 5,5     |
|                          | 3       |    | 0                     | 0,8        | 1,4     |
| Вильчатая                | 1       |    | 3,2                   | 0,8        | 5,0     |
|                          | 2       |    | 0,4                   | 1,4        | 3,8     |
|                          | 3       |   | 0,2                   | 0,5        | 2,6     |
|                          | 4       | Аналогично опыту 3  | 0,5                   | 0          | 1,8     |
| LCP                      | 1       |  | 0,7                   | 0,8        | 2,5     |
|                          | 2       |  | 0,4                   | 1,1        | 1,1     |
|                          | 3       |  | 0,7                   | 0,7        | 1,7     |
|                          | 4       |  | 0,6                   | 0,6        | 4,4     |
|                          | 5       | Аналогично опыту 3  | 0,6                   | 0          | 1,8     |
| С компрессирующим винтом | 1       |  | 0,2                   | 0,5        | 0,3     |
|                          | 2       | Аналогично опыту 1  | 0,1                   | 0,7        | 0,5     |
|                          | 3       |  | 0,1                   | 0,5        | 2,2     |

Реконструктивная пластина испытывалась на трёх моделях (3 опыта). В опытах 1 и 2 проксимальный отломок фиксировали к пластине двумя винтами. В третьем опыте использовали дополнительный винт, который прохо-

дил через 3 отломка (проксимальный и два промежуточных).

Вильчатая пластина испытывалась на 4 моделях. В опыте 1 проксимальный отломок фиксировали только вилкой, в опыте 2 – дополнительно

винтом. Проксимальный отломок фиксировали двумя винтами, один из которых являлся дополнительным (аналогичные опыты 3 и 4).

Пластину с угловой стабильностью (LCP) испытывали на 5 моделях. В опытах 1 и 4 заблокированные проксимальные винты проходили только через один отломок, в опытах 2, 3 и 5 один винт был дополнительным.

Способ остеосинтеза оскольчатых переломов локтевой кости (патент № 2309689) испытывали на 3 моделях. Во всех опытах фиксация была примерно одинаковой и отличалась только количеством фиксирующих винтов. Промежуточные отломки фиксировали дополнительно проволоочной петлёй.

Статистическую обработку выполняли в программе STATISTICA 7.0 с применением следующих методов:

- определение числовых характеристик переменных;
- корреляционный анализ;
- многофакторный регрессионный анализ.

### Результаты и обсуждение

*Результаты испытания жёсткости на растяжение (продольная нагрузка).* Вектор силы при испытании на растяжение совпадал с направлением тяги трёхглавой мышцы в положении разгибания предплечья (рис. 5). Смещение отломков по длине при максимальной нагрузке оказалось наиболее значительным на моделях, фиксированных вильчатой пластиной в опыте 1 (3,2 мм). В этом опыте, в отличие от опытов 2, 3 и 4, проксимальный отломок не фиксировали дополнительно винтом. Нагрузка на растяжение вызывала перемещение этого отломка вдоль концов пластины, так как плотной адаптации пластины к проксимальной части модели не удавалось достигнуть из-за крутизны изгиба пластины. В остальных опытах наличие дополнительного винта препятствовало продольному смещению.

*Результаты испытания жёсткости на излом (поперечная нагрузка).* Вектор приложения силы при испытании на излом совпадал с направлением тяги трёхглавой мышцы под прямым углом к оси локтевой кости. Обычно именно такое положение предплечья является функционально выгодным в локтевом суставе. Так, смещение при максимальной нагрузке под углом 90° к продольной оси во всех сериях опыта оставалось в пределах 1 мм. Смещение на модели, фиксированной вильчатой пластиной (опыт 2), составило 1,4 мм. Жёсткость фиксации при подобной нагрузке зависела от упругости пластины и степени прижатия её винтами к модели (рис. 6).

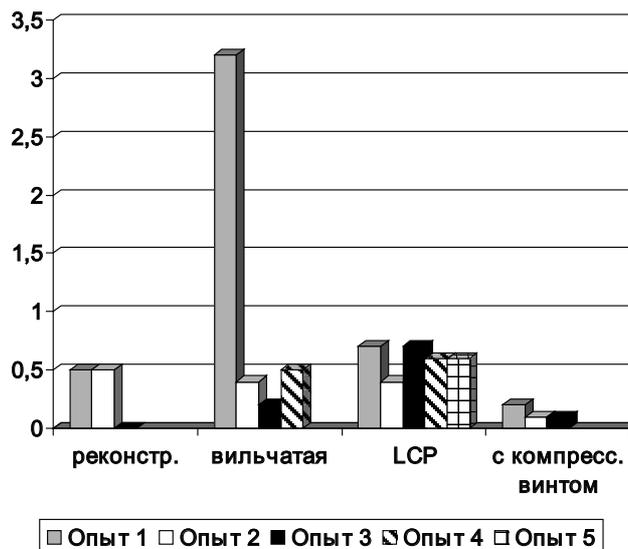


Рис. 5. Величина смещения фрагментов модели при продольной нагрузке 180 Н в каждом опыте, мм

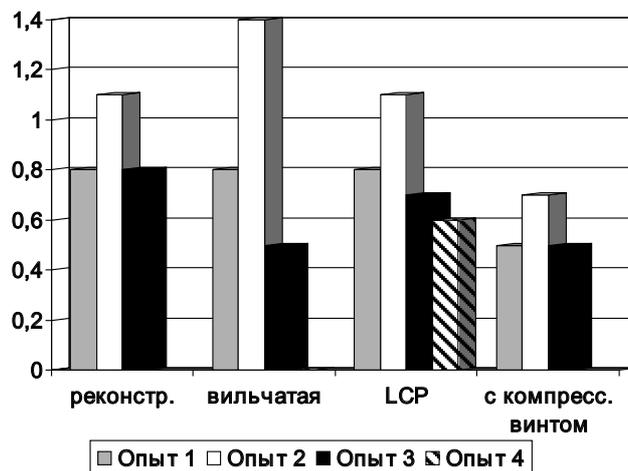


Рис. 6. Величина смещения фрагментов модели при поперечной нагрузке 180 Н в каждом опыте, мм

*Результаты испытания жёсткости на скручивание (ротация).* В данной серии опытов сила прикладывалась к одному из концов поперечной спицы Киршнера, которая была натянута в полукольце аппарата внешней фиксации. На одном из концов спицы плотно к стороне модели крепили упор (спицевой фиксатор с гайкой) для предупреждения перемещения спицы в канале модели при нагрузке. Во всех случаях расстояние от выхода спицы из модели до её фиксации в полукольце было одинаковым и равнялось 40 мм. Это было необходимо для исключения разности длины рычага, что могло повлиять на результаты опыта. При нагрузках на скручивание происходило смещение проксимального отломка локтевого отростка по траектории, близкой к окружности. Во всех сериях опытов, кроме моделей с компрессирующим винтом, смещение было более 1 мм.

Лучшие показатели при испытании жёсткости фиксации разными пластинами на скручивание показали модели с дополнительным винтом, проходящим в косом направлении через проксимальный и промежуточные отломки (рис. 7). В сравнении с другими пластинами смещение на моделях с компрессирующим винтом было наименьшим в опытах 1 и 2, в опыте 3 оно составило  $2,2 \pm 0,01$  мм, что объясняется неплотной адаптацией изогнутой части пластины к модели (несоблюдение правильной техники фиксации).

Числовые характеристики переменных величин представлены в таблице 3 и на рисунке 8.

Обращает на себя внимание отличие в применении пластины с компрессирующим винтом от других по разным видам приложения нагрузки. Кроме того, нами была выявлена выраженная тенденция к различиям ( $p < 0,2$ ) по ротационной нагрузке при использовании реконструктивной пластины по сравнению с пластинами с угловой стабильностью и компрессирующим винтом. Такая же тенденция отмечена и в характере смещения у двух последних пластин. Между данными в первом и втором столбцах таблицы значимых различий не выявлено. Таким образом, оценка достоверности различий в исследованных группах позволяет сделать два вывода:

– применение пластины с компрессирующим винтом выгодно отличается от других хотя бы по одному из видов смещения;

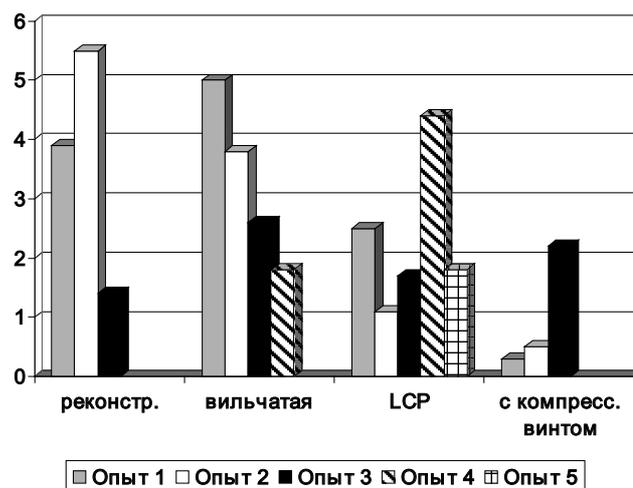


Рис. 7. Величина смещения фрагментов модели при нагрузке на скручивание равной 180 Н в каждом опыте, мм

– приложение ротационной нагрузки позволило выявить максимальное количество различий.

Малое количество наблюдений и большой разброс полученных значений создает обманчивую картину при визуализации числовых характеристик переменных, более интересные данные были получены при использовании других статистических методов.

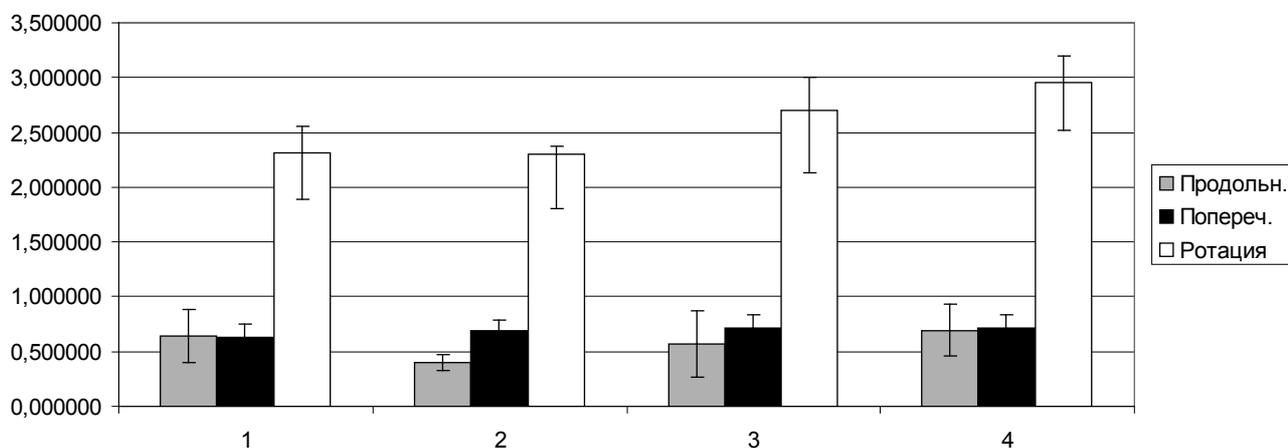


Рис. 8. Характеристика переменных величин смещения при различных видах нагрузки и типах фиксации

Таблица 3

Величина смещения при фиксации различными типами пластин

| Вид приложения нагрузки | Величина смещения, мм |                  |                  |                          |
|-------------------------|-----------------------|------------------|------------------|--------------------------|
|                         | реконструктивная      | вильчатая        | LCP              | с компрессирующим винтом |
| Продольная              | 0,64+0,24             | 0,40+0,08        | <b>0,57+0,30</b> | <b>0,69+0,24</b>         |
| Поперечная              | <b>0,63+0,11</b>      | 0,69+0,09        | 0,71+0,12        | <b>0,72+0,12</b>         |
| Ротация                 | 2,31+0,42             | <b>2,30+0,49</b> | 2,70+0,57        | <b>2,96+0,43</b>         |

Примечание: жирным шрифтом выделены достоверно отличающиеся средние значения смещений (в строках).

Корреляционный анализ показал наличие отрицательной средней силы связи ротации с типом пластины и сильной – с наличием винта, проходящего в косом направлении через проксимальный и промежуточные отломки ( $r_{xy} = -0,58$  и  $r_{xy} = -0,85$  соответственно,  $p < 0,05$ ), что свидетельствует о достоверном уменьшении ротационного смещения при увеличении номера пластины (т.е. минимальное ротационное смещение возникает при использовании пластины № 4 с компрессирующим винтом) и наличии дополнительного длинного винта. Кроме того, наличие данного винта во многом определяло уменьшение поперечного смещения ( $r_{xy} = -0,52$ ,  $p < 0,05$ ).

Применение метода множественного регрессионного анализа позволило выявить удельный вес достоверно значимых факторов при исследовании ротационных воздействий, о чем можно судить по представленным ниже моделям:

$$y = 4,99 - 0,27 Pl - 0,74 V,$$

где  $y$  – ротация,  $Pl$  – тип пластины,  $V$  – наличие дополнительного винта.

Модель описывает более  $3/4$  наблюдений с высокой степенью достоверности ( $p < 0,001$ )  $R=0,88361134$ ,  $R^2=0,780769$ ,  $F = 21,36839$ .

Коэффициенты позволяют судить о влиянии достоверно значимых факторов (тип пластины и наличие дополнительного винта) на величину ротационного смещения и, соответственно, о жёсткости фиксации. Например, для поперечного смещения аналогичная формула характеризуется как:

$$y = 0,97 - 0,08 PL - 0,49 V,$$

где  $y$  – поперечное смещение,  $Pl$  – тип пластины,  $V$  – наличие дополнительного винта.

$R=0,52497131$ ,  $R^2=0,27559487$ ,  $F = 2,282658$ ,  $p=0,14$ , т.е. данная модель не достоверна, хотя следует отметить, что и здесь сохраняется отчетливая тенденция более значимого влияния дополнительного винта на уменьшение поперечного смещения.

Исследование ротационного смещения, по нашим данным, было наиболее чувствительным и информативным методом при оценке жёсткости фиксации различными пластинами. Для других видов смещения достоверной зависимости не получено.

Проводимый нами эксперимент на моделях направлен только на определение жёсткости фиксации различными пластинами в сравнительном аспекте и его результаты в абсолютных величинах не могут интерполироваться на человеческий сустав. Также по техническим причинам на данном стенде нами не испытывались

нагрузки на сжатие. Максимальная величина приложенной силы равнялась 180 Н. Известно, что трёхглавая мышца при сокращении в разных положениях руки может создавать усилия от 37 до 51 кг [2, 3].

А.А. Ухтомский (1952) считает, что средняя величина усилия этой мышцы не превышает 168 Н. Однако при пассивной разработке движений в локтевом суставе после операции такие усилия не требуются, так как достаточно преодолеть вес предплечья. Активные же движения до сращения перелома рекомендуют с постепенно нарастающей умеренной нагрузкой.

Смещение отломков разными пластинами при продольных нагрузках оказалось менее 1 мм. Исключением явился опыт 1 с вильчатой пластиной. В этом случае фиксация проксимального отломка не была достаточно прочной. Это можно объяснить тем, что при введении вилки в отверстия не происходит полного прилегания закруглённой части к модели. По мере возрастания нагрузки проксимальный отломок скользит вдоль вилки и окончательно прилегает к пластине при максимальной нагрузке. Из этого следует вывод, что проксимальный отломок локтевого отростка при применении вильчатой пластины рекомендуется фиксировать между вилкой пластины винтом.

Жёсткость фиксации при поперечных нагрузках (на излом) зависела в основном от упругости пластины и в большинстве случаев смещение не превышало 1 мм. В опыте 2 с вильчатой пластиной величина смещения составила 1,4 мм. Однако статистически достоверных данных о влиянии вида пластины и количества винтов при этом виде нагрузок не выявлено.

Жесткость фиксации при нагрузках на скручивание является, по-видимому, наиболее уязвимым местом при фиксации пластинами. Во всех случаях смещение превышало 1 мм. Исключением являются опыты 1 и 2 на моделях с пластиной и компрессирующим винтом. Испытание этих моделей показало перемещение проксимального отломка не более 0,5 мм. Мы связываем это со значительным усилием на сжатие между отломками, создаваемым компрессирующим винтом.

При исследовании на ротацию нами была выявлена закономерность: уменьшение степени смещения в большой степени зависит от наличия дополнительного винта и в меньшей – от применяемого типа пластины. Исключением явились опыты с компрессирующим винтом, в которых не использовали дополнительный винт. Ротационное смещение в этих случаях было минимальным за счёт значительных усилий создаваемых длинным компрессирующим

винтом. Смещение на моделях с реконструктивной пластиной можно трактовать за счёт люфта проксимальных винтов в отверстиях пластины. Использование пластины с угловой стабильностью не препятствовало ротационному смещению. Смещение при скручивании на моделях с вильчатой пластиной объясняется пластичностью обоих концов вилки с диаметр 3 мм.

### Выводы

1. Фиксация отломков моделей четырьмя видами пластин в различных модификациях проведения винтов оказалась стабильной для усилий, приложенных к проксимальному отломку в продольном и поперечном направлениях.

2. Стабильную фиксацию отломков моделей различными пластинами при нагрузках, направленных на скручивание, удалось добиться, если в качестве дополнительного фиксатора использовался дополнительный кортикальный винт, проходящий под углом к продольной оси через проксимальный и промежуточные отломки.

3. Фиксация отломков с помощью пластины с компрессирующим винтом позволяет получить стабильную фиксацию при нагрузках в трёх разных направлениях.

4. Применение ротационных нагрузок было самым чувствительным способом оценки прочности фиксации отломков.

### Литература

1. Волощенко, К.А. Остеосинтез стягивающей петлей при переломах надколенника и локтевого отростка :

автореф. дис. ... канд. мед. наук / Волощенко К.А. — М., 1983. — 20 с.

2. Иванов, В.И. Оперативное лечение закрытых переломов костей локтевого сустава : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Иванов В.И. — М., 1991. — 20 с.
3. Buijze, G.A. Biomechanical evaluation of fixation of comminuted olecranon fractures: one-third tubular versus locking compression plating / G.A. Buijze [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2010. — Vol. 130, N 4 — P.
4. Edwards, S.G. Comparison of olecranon plate fixation in osteoporotic bone: do current technologies and designs make a difference? / S.G. Edwards [et al.] // J. Orthop. Trauma. — 2011. — Vol. 25, N 5. — P. 306 — 311.
5. Fife, I.S. Methods of fixation of olecranon fractures / I.S. Fife, M.M. Mossad, B.J. Holdsworth // J. Bone Joint Surg. — 1985 — Vol. 67 — B, N 3. — P. 367 — 372.
6. Hutchinson, D.T. Cyclic loading of olecranon fracture fixation constructs / D.T. Hutchinson [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2003. — Vol. 85-A. — P. 831 — 837.
7. Molloy, S. Biomechanical evaluation of intramedullary nail versus tension band fixation for transverse olecranon fractures/ S. Molloy [et al.] // Orthop. Trauma. — 2004. — Vol. 18, N 3. — P. 170 — 174.
8. Morrey, B. The elbow and its disorders / B. Morrey. — Philadelphia, London, New York, 2000. — 934 p.
9. Sadri, H. Transverse fractures of the olecranon: a biomechanical comparison of three fixation techniques / H. Sadri [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2011. — Vol. 131, N 1. — P. 131 — 138.
10. Wilson, J. Biomechanical comparison of interfragmentary compression in transverse fractures of the olecranon / J. Wilson, A. Bajwa, V. Kamath, A. Rangan // J. Bone Joint Surg. — 2011. — Vol. 93 — B, N 2. — P. 245 — 250.

### СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Жабин Георгий Иванович — д.м.н. профессор руководитель отделения восстановительной хирургии конечностей  
E-mail: jgito44@yahoo.com;

Аль-Сальми Алан — врач травматолог-ортопед СПб ГУЗ «Городская больница №26»;

Румакин Василий Петрович — к.м.н. старший научный сотрудник экспериментально-морфологического отделения.