

© Группа авторов, 1999

Сравнительная оценка жесткости остеосинтеза локтевой кости различными типами чрескостных аппаратов

Л.Н. Соломин, С.А. Евсева, М.Э. Пусева

Comparative estimation of rigidity of ulnar osteosynthesis with transosseous devices of different types

L.N. Solomin, S.A. Evseeva, M. Puseva

Россия, Иркутск, Институт травматологии и ортопедии НЦРХ ВСНЦ СО РАМН
(директор - д.м.н., профессор А.П. Барабаш)

Изучена жесткость остеосинтеза локтевой кости при применении разных типов чрескостных аппаратов - спицевых и стержневых. Применен новый метод исследования жесткости фиксации костных отломков при чрескостном остеосинтезе. В его основе деление разрушений длинных костей на два биомеханических вида. Установлено, что жесткость остеосинтеза чрескостными аппаратами возможно оценивать только по максимальному значению линейной характеристики жесткости. Остеосинтез локтевой кости предложенными компоновками стержневых аппаратов обеспечивает большую жесткость фиксации костных фрагментов, чем спицевой аппарат. Использование при этом новых чрескостных элементов (стержень-крюк и стержень-багор) снижает травматичность вмешательства и облегчает управление костными фрагментами. При остеосинтезе поврежденных второго вида из двух чрескостных элементов, введенных в один фрагмент на разных уровнях, элемент, имеющий меньшую жесткость, должен быть расположен ближе к суставу.

Ключевые слова: остеосинтез, биомеханика, жесткость, чрескостные элементы, локтевая кость.

Rigidity of ulnar osteosynthesis is studied with application of transosseous devices of different types - with wire and rod external fixators. A new method to study rigidity of bone fragmental fixation is used for transosseous osteosynthesis. Division of long bone involvements into two biomechanical types is taken as a basis. It is established, that rigidity of osteosynthesis with transosseous devices can be evaluated only by a maximal value of linear characteristic of rigidity. Ulnar osteosynthesis by proposed configurations of rod devices provides larger rigidity of bone fragmental fixation, than by those of wire devices. Besides, use of new transosseous elements (a rod - hook and a rod - hitcher) reduces the chances of probable intraoperative traumatization and promotes controlling bone fragments. When osteosynthesis is performed for the involvements of the second type, out of two transosseous elements, inserted into one fragment at different levels, the element with less rigidity should be located closer to a joint.

Keywords: osteosynthesis, biomechanics, rigidity, transosseous elements, ulna.

Сложность лечения повреждений сегмента "предплечье" определяется его анатомическим строением и, в частности, наличием трех сочленений в локтевом и лучезапястном суставах. При ограничении подвижности в любом из них резко нарушается функция предплечья и кисти в целом. Преобладание по силе мышц сгибателей над разгибателями, наличие связанных с обеими костями мышц-ротаторов создает большие трудности при репозиции и удержании костных фрагментов во вновь достигнутом положении [7, 10-12]. Эта проблема в полной мере актуальна и для чрескостного остеосинтеза, имеющего сложную биомеханику обеспечения обездвиживания костных фрагментов [4, 14, 15].

Известны следующие направления в развитии методов определения характеристик жесткости остеосинтеза:

- 1) стендовые испытания моделей остеосинтеза [1-3, 6, 9];
- 2) непосредственное определение подвижности

на стыке отломков при клиническом использовании чрескостного аппарата [8, 9, 13];

- 3) метод косвенного определения стабильности фиксации при чрескостном остеосинтезе (А.С. № 1789198).

Наибольшее распространение, по данным литературы, получил метод стендовых испытаний. Однако сравнить между собой данные разных авторов не представляется возможным. Причины тому - отсутствие единой методики исследования и серийно выпускаемого устройства для определения жесткости остеосинтеза.

В ИТО НЦРВХ ВСНЦ СО РАМН разработан и экспериментально-теоретически обоснован метод исследования жесткости фиксации костных отломков при чрескостном остеосинтезе.

Согласно разработанному методу, повреждение длинных костей в зависимости от степени утраты биомеханических связей в сегменте делат на *два вида*:

I вид. Перелом кости в однокостных сегмен-

тах (плечо, бедро) или перелом обеих костей в двухкостных сегментах (предплечье, голень). К этому же виду разрушений могут быть отнесены случаи переломов одной кости двухкостных сегментов при сопутствующем вывихе в межкостных сочленениях: радиоульнарных или межберцовых.

II вид. Перелом одной из костей двухкостных сегментов при сохранении анатомических взаимоотношений в проксимальном и дистальном межкостных суставах. В случае, если имевший место ранее вывих парной кости вправлен и исключена возможность релюкации (пластика связок, введение фиксатора), то данное повреждение может быть отнесено ко второму виду.

Исследование жесткости чрескостного остеосинтеза при повреждениях второго вида достаточно проводить только при поперечной нагрузке, так как целостность второй кости ограничивает возможность ротации и взаимного продольного смещения отломков.

В данной работе мы поставили перед собой задачу исследовать жесткость остеосинтеза при применении разных типов (спицевых и стержневых) чрескостных аппаратов. Экспериментальные разрушения локтевой кости на протяжении верхней, средней и нижней трети диафиза могут быть отнесены ко второму виду повреждений длинных костей.

Для проведения экспериментальной части работы использован оригинальный стенд (предложение ИТО ВСНЦ СО РАМН № 303). Конструктивные особенности устройства обеспечивают возможность жестко фиксировать к стенке каждую опору аппарата и каждый костный фрагмент: как по отдельности, так и в совокупности. Обязательным условием для биомеханических исследований является обеспечение измерений перемещений в любой выбранной точке кости или конструкции аппарата с точностью не менее 0,01 мм.

Модель механизма "работы" чрескостного аппарата при остеосинтезе локтевой кости строилась на основе гипотезы о шарнирной опоре ее концов на неповрежденную лучевую кость. Моделями шарниров в ходе выполнения эксперимента являлись стержни, свободно пропущенные через суставные концы костных фрагментов. Концы стержней жестко крепили к стенке испытательного стенда.

На основании принятого допущения о равномерном распределении поперечной составляющей мышечных усилий на кость, нагрузку прикладывали к середине проксимального или дистального фрагмента.

Определялись угловая и линейная характеристики поперечной жесткости принятой модели от поперечной нагрузки в сагитальной и фронтальной плоскостях.

Угловой характеристикой жесткости остеосинтеза мы называем угол раскрытия межфрагментарной щели от единичной распределенной нагрузки на кость.

Под линейной характеристикой жесткости принято взаимное поперечное смещение костных фрагментов от единичной распределенной нагрузки на кость. Чем меньше значения этих характеристик, тем больше жесткость фиксации костных фрагментов.

Индикатором часового типа измерялось перемещение одной точки каждого фрагмента от силы $F=1$ кгс, приложенной сначала к одному, а затем к другому фрагменту. По этим перемещениям вычислялись характеристики жесткости каждой подсистемы и всего аппарата. Нагрузку прикладывали ступенями по 0,5 кгс, доводя ее до 2,5 кгс.

Угловая φ_a и линейная V_a характеристики жесткости остеосинтеза определялись по найденным характеристикам жесткости φ_n, V_n проксимальной и φ_d, V_d - дистальной подсистем аппарата на основании принципа независимости действия сил:

$$\varphi_a = \varphi_n \cdot l_n + \varphi_d \cdot l_d / L, V_a = (V_n \cdot l_n + V_d \cdot l_d) / L,$$

где l_n, l_d - длины проксимального и дистального фрагментов, L - длина кости.

Схемы компоновок исследуемых аппаратов в данной работе приведены согласно "метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза" [5].

В качестве эталонных (допустимых) значений характеристик жесткости чрескостного остеосинтеза принимались характеристики жесткости спицевого аппарата при остеосинтезе локтевой кости с переломом на уровне средней трети диафиза (компоновка 1):

$$\frac{I,2-8; I,4-10}{\frac{1}{4}120} \quad \frac{IV,5-11}{120} \quad \frac{V,5-11}{120} \quad \frac{VIII,2-8; VIII,4-10}{120}$$

Компоновка стержневого аппарата внешней фиксации для повреждений средней трети диафиза включала в себя три стержня с винтовой частью диаметром 3 мм. Два из них были введены в проксимальный фрагмент. В качестве "репонирующего" чрескостного элемента $V,6,90$ для дистального фрагмента в различных сериях экспериментов применили стержень-багор диаметром 2 мм (Приоритетная справка по заявке № 98101168/14) и стержень-крюк А.П. Барабаша диаметром 2.7 мм (Патент РФ № 2088241) (компоновка 2):

$$\frac{I,9,90^\circ; IV,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{V,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{VIII,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120}$$

При повреждениях верхней трети диафиза исследовано два варианта компоновок стержневых аппаратов (компоновка 3, 4):

$$\frac{I,6,90^\circ; II,9,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{IV,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{VIII,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120}$$

$$\frac{I,8,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{IV,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{VIII,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120}$$

В обоих случаях на IV уровне вводили стержень-багор. На других уровнях вводили 3-х миллиметровые винтовые стержни.

При повреждении нижней трети диафиза схема компоновки чрескостного аппарата была следующей (компоновка 5):

$$\frac{I,9,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{V,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120} \quad \frac{VI,6,90^\circ; VIII,6,90^\circ}{\frac{1}{2}120}$$

Найденные значения характеристик жесткости остеосинтеза всеми представленными аппаратами (компоновки 1-5) представлены в таблицах 1-3.

Таблица 1.

Характеристики жесткости фиксации при повреждении локтевой кости на уровне средней трети различными типами чрескостных аппаратов

Действие нагрузки	Компоновка 1	Компоновка 2				
		V, 6, 90° - ст.-багор		V, 6, 90° - ст.-крюк		
	Характеристики жесткости					
	угловая ф (град./кГс)	линейная v (мм/кГс)	угловая ф (град./кГс)	линейная v (мм/кГс)	угловая ф (град./кГс)	линейная v (мм/кГс)
Сагиттальная плоскость	0,22	0,01	0,20	0,05	0,5	0,02
Фронтальная плоскость	0,25	0,14	0,26	0,07	0,21	0,02

Таблица 2.

Характеристики жесткости фиксации при повреждении локтевой кости на уровне верхней трети (компоновка 3 в разных модификациях)

Действие нагрузки	Компоновка 3			
	IV, 9, 90° - ст.-багор		IV, 9, 90° - ст.-крюк	
	Характеристики жесткости			
	угловая ф, град./кГс	линейная v, мм/кГс	угловая ф, град./кГс	линейная v, мм/кГс
Сагиттальная плоскость	0,09	0,05	0,17	0,1
Фронтальная плоскость	0,13	0,11	0,17	0,07

Таблица 3.

Характеристики жесткости фиксации при повреждении локтевой кости на уровне нижней трети (компоновка 5 в разных модификациях)

Действие нагрузки	Компоновка 5			
	IV, 9, 90° - ст.-багор		IV, 9, 90° - ст.-крюк	
	Характеристики жесткости			
	угловая ф, град./кГс	линейная v, мм/кГс	угловая ф, град./кГс	линейная v, мм/кГс
Сагиттальная плоскость	0,07	0,03	0,14	0,07
Фронтальная плоскость	0,27	0,07	0,22	0,03

Сравнительную оценку жесткости остеосинтеза стержневыми аппаратами производили по максимальному взаимному смещению (расхождению) точек смежных сечений отломков от единичной нагрузки на кость.

Величина максимального продольного расхождения u_{max} , обусловленная угловыми смещениями костных фрагментов, равна произведению угла раскрытия межфрагментарной щели на ширину кости в месте излома. Принимая максимальную ширину локтевой кости равной 15мм и умножая на максимальное значение угловой характеристики жесткости $\phi_{max}=0,28\text{град./кГс}-0,005\text{рад./кГс}$, получим: $u_{max}=0,08$ мм.

Предполагая, что взаимные продольные и поперечные расхождения точек смежных сечений фрагментов равноопасны, и сравнивая u_{max} с допусковым значением взаимного поперечного смещения фрагментов, равным максимальному значению линейной характеристики жесткости спицевого аппарата $v_{max}=0,14$ мм, приходим к выводу, что $u_{max} < v_{max}$. Это обстоятельство позволяет в данном случае оценивать жесткость стержневых аппаратов по максимальному значению линейной характеристики жесткости путем сравнения его с максимальным значением линейной характеристики жесткости спицевого аппарата, принятым в качестве допускового значения.

Таким образом, условие достаточной жесткости стержневого аппарата имеет вид:

$$v_{max}=0,14 \text{ мм} \quad (1).$$

При анализе полученных данных установлено, что жесткость остеосинтеза локтевой кости аппаратами внешней фиксации при нагрузке, прилагаемой в сагиттальной плоскости в абсолютном большинстве случаев больше, чем при нагрузке, вектор которой находился во фронтальной плоскости.

Максимальные значения угловой характеристики жесткости стержневых аппаратов не превышают значение этой характеристики для спицевого аппарата. Значения линейной характеристики стержневых аппаратов в плоскости наименьшей жесткости (фронтальной) в 1,3 раза меньше, чем для спицевого J аппарата. Это объясняется тем, что в проксимальной подсистеме имеются два винтовых стержня, расположенные во взаимноперпендикулярных плоскостях. Такая компоновка обеспечивает относительно одинаковую угловую жесткость. В дистальной подсистеме, в отличие от проксимальной, имеются два чрескостных элемента, введенных в одной плоскости (сагиттальной). Угловая жесткость дистальной подсистемы в сагиттальной плоскости значительно больше, чем во фронтальной. Перемещение сечения костной раны дистального фрагмента, равное произведению угла поворота фрагмента на его длину, дает поперечное

перемещение этого сечения. Это значит, что для фронтальной плоскости такое перемещение значительно больше, чем для сагиттальной.

Из таблиц 1-3 следует, что условию $v_{max} \geq 0,14$ мм, (1) удовлетворяют все стержневые аппараты. Это свидетельствует о достаточной жесткости остеосинтеза этими конструкциями.

В плоскости наименьшей жесткости (фронтальной) линейная жесткость стержневых аппаратов с применением стержня-багра в 1,3-2,0 раза, а с применением стержня-крюка в 2-7 раза (за счет шарнирного соединения стержня-крюка с костью в костномозговом канале) больше линейной жесткости спицевого аппарата.

Характеристики жесткости остеосинтеза аппаратом компоновки 3 приведены в таблице 2, а характеристики жесткости остеосинтеза аппаратом компоновки 4 - в таблице 4.

Результаты эксперимента позволяют сделать вывод, что замена двух стержней (компоновка 3) одним стержнем (компоновка 4) уменьшает угловую жесткость остеосинтеза в 1,5-1,8 раза. Линейная жесткость при этом уменьшается в 1,2 раза. Однако и при одном стержне в проксимальной подсистеме условие (1) жесткости остеосинтеза выполняется, что позволяет применять стержневые аппараты данной компоновки.

Таблица 4.

Характеристики жесткости фиксации стержневым аппаратом (компоновка 4)

Действие нагрузки	Угловое ϕ , град./кГс	Линейное v , мм/кГс
Сагиттальная плоскость	0,16	0,04
Фронтальная плоскость	0,19	0,13

ВЫВОДЫ

1. При исследованиях жесткости остеосинтеза биомеханически обосновано деление разрушений длинных костей на два вида: разрушения кости в однокостных сегментах (разрушения обеих костей двукостных сегментов) и разрушения одной из костей двукостных сегментов.

2. Жесткость остеосинтеза чрескостными аппаратами допустимо оценивать только по максимальному значению линейной характеристики жесткости.

3. Остеосинтез локтевой кости предложенными компоновками стержневых аппаратов обеспечивает

жесткость фиксации костных фрагментов большую, чем спицевой аппарат.

4. Использование новых чрескостных элементов (стержень-крюк, стержень-багор) снижает травматичность вмешательства и обеспечивает необходимую жесткость остеосинтеза.

5. При остеосинтезе повреждений второго вида из двух чрескостных элементов, введенных в один фрагмент на разных уровнях, элемент, имеющий меньшую жесткость, должен быть расположен ближе к суставу.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аболина А.Е., Морозов В.П., Кашкина М.И. Некоторые биомеханические вопросы репозиции и фиксации при чрескостном остеосинтезе // Мед. биомеханика. - 1986. - Т.3. - С. 395-399.
2. Анкин Л.Н. Стабильно-функциональный остеосинтез костей предплечья // Ортопед., травматол. - 1984. - №5. - С. 28-30.
3. Афаунов А.И., Афаунов А.А. Исследование поперечной жесткости пучков спиц при внешнем анкерно-спицевом остеосинтезе костей предплечья // Ортопед., травматол. - 1990. - № 4. - С. 29-31.
4. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. Совершенствование методики чрескостного остеосинтеза при лечении повреждений костей предплечья // Травматол. ортопед. России. - 1995. - № 4. - С. 26-30.
5. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. «Эсперанто» проведения чрескостных элементов при остеосинтезе аппаратом Илизарова. - Новосибирск: Наука. Сиб. предприятие РАН, 1997. - 188 с.
6. Бодулин В.В., Воротников А.А., Хералов А.К. Сравнительная оценка методов лечения свежих диафизарных переломов плеча и предплечья // Лечение ортопедо-травматологических больных в стационаре и поликлинике методом чрескостного остеосинтеза, разработанным в КНИИЭКОТ. - 1982. - Ч.1. - С. 80-84.
7. Волков М. В. и др. Ошибки и осложнения при лечении переломов костей / М.В. Волков, О. Н. Гудушаури, О. А. Ушакова. - М.: Медицина, 1970. -183 с.
8. Воронцов А. В., Молодов П. А. Анализ ошибок и осложнений при лечении больных с диафизарными переломами костей предплечья // Вестник хирургии. - 1962. - №4. -С. 103-105.
9. Воротников А. А. Клинико-экспериментальные аспекты лечения диафизарных переломов костей предплечья методом чрескостного остеосинтеза: Дис ... канд. мед. наук. - Ставрополь, 1984. - 137с.
10. Демьянов В. М., Дагер Н.М., Абелева Г. М. Современные аспекты лечения закрытых диафизарных переломов костей предплечья // Ортопед., травматол. - 1986. - №12. - С. 57-62.
11. Дубров Я. Г. Внутрикостная фиксация металлическим стержнем. - М.: Медицина, 1961. - 156с.
12. Чрескостный остеосинтез диафизарных переломов костей предплечья аппаратом Илизарова: Метод, рекомендации / КНИИЭКОТ; Сост.: Г. А. Илизаров, А. А. Девятов, В. А. Сафонов, Д.И. Фалдеев. - Курган, 1977. - 26 с.
13. Копысова В.А. Комбинированный остеосинтез длинных трубчатых костей с использованием устройств из никелида титана // Ортопед., травматол. -1993. - №2. - С. 68-69.
14. Пичхадзе И.М. Некоторые теоретические основы остеосинтеза и их практическая реализация с использованием ЭВМ // Вестн.травматол. ортопед. - 1994. - №3. - С. 9-13.
15. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. - Курган: Периодика, 1995. - 165 с.

Рукопись поступила 29.04.1999.