

Биомеханическое обоснование количества соединительных стержней между опорами аппарата Г.А. Илизарова

Л.Н. Соломин, М.В. Андрианов, В.А. Назаров

The biomechanical substantiation of the number of connecting rods between the supports of the Ilizarov fixator

L.N. Solomin, M.V. Andrianov, V.A. Nazarov

ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена Росздрава» (директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов), г. Санкт-Петербург, Россия

Цель исследования заключалась в экспериментальном обосновании оптимального количества стержней в спице-стержневом аппарате. Установлено, что при увеличении количества соединительных стержней между замкнутыми кольцевыми опорами жесткость остеосинтеза не меняется начиная с трех соединительных стержней. Уменьшение соединительных стержней с трех до двух приводит к уменьшению жесткости фиксации имитатора кости аппаратом, наличие четвертого соединительного стержня между незамкнутыми опорами на основе 3/4 кольца ведет к повышению жесткости фиксации на 18-22 %, наличие четвертого соединительного стержня между опорами на основе 1/3 кольца не приводит к увеличению жесткости остеосинтеза. Дана сравнительная оценка максимальной потери во времени жесткости остеосинтеза при использовании аппарата Илизарова и комбинированного спице-стержневого аппарата.

Ключевые слова: аппарат Илизарова, спице-стержневой аппарат, жесткость фиксации, оптимизация количества стержней.

The aim of the study was to substantiate the optimal number of rods in the device with wires and half-pins experimentally. It has been established that, when connecting rods between the closed ring supports increase in number, osteosynthesis rigidity does not change beginning from three connecting rods. The decrease of the connecting rods in number from three to two results in the decrease of fixation rigidity of bone simulator with the device; the presence of the fourth connecting rod between the non-closed supports on the basis of 3/4 ring leads to 18-22% increase of fixation rigidity; the presence of the fourth connecting rod between the supports based on 1/3 ring does not lead to osteosynthesis rigidity increase. The comparative assessment of the maximal loss of osteosynthesis rigidity time is shown when the Ilizarov fixator was used and also a combined device with wires and half-pins.

Keywords: the Ilizarov fixator, device with wires and half-pins, fixation rigidity, rod number optimization.

ВВЕДЕНИЕ

Количество стержней, соединяющих внешние опоры аппарата Илизарова, – один из многих параметров, оказывающих влияние на жесткость остеосинтеза. Сколько их должно быть? Казалось бы, ответ уже получен: в специальной литературе, часто «мимоходом», упоминается об установке трех [3, 4, 9-11, 13-15] или четырех [2, 5, 6, 7, 16-18] соединительных стержней. Между тем специальные исследования, посвященные этому вопросу, единичны [12]. Может быть, уменьшение количества стержней до двух существенно не повлияет на жесткость фиксации костных фрагментов? Это позволило бы облегчить аппарат, снизить «помехи» при рентгенографии. Или, возможно, увеличение количества соединительных стержней позволит существенно повлиять на рассматриваемый

параметр? Тогда как это будет соотноситься с разными диаметрами внешних опор, их геометрией? Кроме этого, с практической точки зрения было бы небезынтересным определить, как меняется жесткость фиксации костных фрагментов во времени у комбинированного (спице-стержневого) аппарата с оптимизированным количеством соединительных стержней в сравнении с аппаратом Илизарова [14].

Целью нашего экспериментального исследования являлись ответы на заданные вопросы. Необходимо подчеркнуть, что в данной работе мы рассматривали жесткость фиксации костных фрагментов, оставляя вопросы повышения эффективности репозиции при использовании дополнительных соединительных стержней.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для биомеханического тестирования использована новая медицинская технология (№ ФС–2005/021; <http://www.aotrf.org/site/rekomend.htm>),

единственная на сегодняшний день из утвержденных Федеральным агентством по здравоохранению и социальному развитию России для

подобного рода исследований. Согласно которой:

1) все исследуемые компоновки обозначены при помощи «метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» (методические рекомендации МЗ России № 2218083, <http://www.aotrf.org/site/atlas.html>);

2) использованы стандартные смещающие усилия: продольное, поперечное, ротационное;

3) унифицированы методы приложения смещающих нагрузок, получения, обработки и интерпретации данных.

Для определения оптимального количества соединительных стержней в аппарате с замкнутыми кольцевыми опорами в качестве базовой использована компоновка, представленная на рисунке 1. Данная компоновка признана нами как оптимальная для переломов средней трети костей голени [10]. Следует упомянуть, что возможности новой медицинской технологии № ФС-2005/021 позволяют, используя «индекс жесткости Илизарова», экстраполировать получаемые данные на классическую спицевую компоновку.

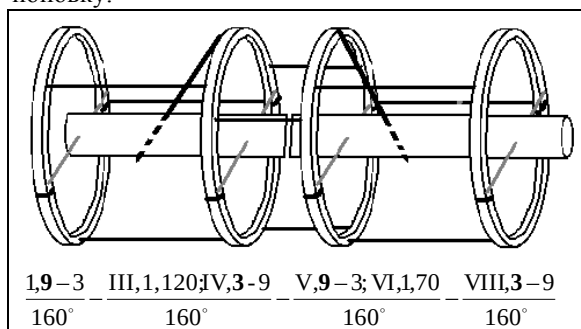


Рис. 1. Схема модели, используемой для эксперимента

Проведено три серии экспериментов:

1 серия: диаметр всех опор – 100 мм; изменялось количество соединительных стержней между опорами: по 2-3-4-5 соединительных

стержней.

2 серия: диаметр опор – 160 мм; изменялось количество соединительных стержней между опорами: по 2-3-4-5 соединительных стержней.

3 серия: диаметр опор – 220 мм; изменялось количество соединительных стержней между опорами: по 2-3-4-5 соединительных стержней.

Для выявления зависимости изменения жесткости остеосинтеза от количества соединительных стержней у компоновок с незамкнутыми опорами выполнено также три серии экспериментов. За основу была взята компоновка, применяемая у пациентов с повреждениями средней трети бедренной кости [1]:

$\frac{I,8,90}{1/3 \ 195} \frac{II,11,90}{3/4 \ 195} \frac{IV,10,90}{180} \frac{VI,9-3}{180} \frac{VII,8,70}{3/4 \ 180} \frac{VIII,3-9}{180}$

Эта компоновка была выбрана за исходную потому, что именно на бедре, в сравнении с другими сегментами, наиболее актуально использование комбинации замкнутых и незамкнутых опор.

Серии различались следующим образом:

1 серия: между всеми опорами по 3 соединительных стержня;

2 серия: между первой и второй, третьей и четвертой опорами по 3 стержня; между второй и третьей опорами – 4 соединительных стержня;

3 серия: между всеми опорами по четыре соединительных стержня.

При исследовании изменения во времени жесткости фиксации костных фрагментов модель (рис. 1) сравнивали с классической компоновкой аппарата Илизарова, принятого как эталонный модуль третьего порядка (МЗэ):

$\frac{I,2-8; I,4-10}{160} \frac{IV,3-9}{160} \frac{V,9-3}{160} \frac{VII,2-8; VII,4-10}{160}$

Показатели жесткости остеосинтеза проводили сразу после монтажа моделей, через 1 сутки и далее через 3, 7, 14, 28, 42, 56, 70, 84 суток.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты эксперимента по выявлению зависимости изменения жесткости фиксации от количества соединительных стержней в замкнутых опорах, приведены в таблице 1.

Результаты исследования по определению зависимости жесткости чрескостного остеосин-

теза от количества соединительных стержней между незамкнутыми опорами представлены в таблице 2.

В таблицах 3 и 4 приведены результаты, полученные в ходе исследования уменьшения во времени жесткости фиксации костных фрагментов.

Таблица 1

Результаты исследования жесткости в зависимости от диаметра кольцевых опор и количества соединительных стержней между ними

Диаметр опоры мм	К-во соединительных стержней	Продольная нагрузка		Кручение Н·200мм/град		Изгибающая нагрузка Н·275мм/град			
		Дистракция Н/мм	Компрессия Н/мм	кнутри	кнаружи	Сагиттальная плоскость		Фронтальная плоскость	
						сгибание	разгибание	отведение	приведение
100	2	150	140	25	25	35	35	25	25
	3	150	140	30	30	41	41	30	30
	4	150	140	30	30	41	41	30	30
	5	150	140	30	30	41	41	30	30

Продолжение таблицы 1

Результаты исследования жесткости в зависимости от диаметра кольцевых опор и количества соединительных стержней между ними

Диаметр опоры мм	К-во соединительных стержней	Продольная нагрузка		Кручение Н·200мм /град		Изгибающая нагрузка Н·275мм/град			
		Дистракция Н/мм	Компрессия Н/мм	кнутри	кнаружи	Сагиттальная плоскость		Фронтальная плоскость	
						сгибание	разгибание	отведение	приведение
160	2	110	100	13	13	20	20	12	12
	3	110	100	20	20	30	30	18	18
	4	110	100	20	20	30	30	18	18
	5	110	100	20	20	30	30	18	18
220	2	60	55	5	5	6	6	4	4
	3	60	55	10	10	10	10	8	8
	4	60	55	10	10	10	10	8	8
	5	60	55	10	10	10	10	8	8

Таблица 2

Показатели жесткости фиксации костных фрагментов в зависимости от количества соединительных стержней между незамкнутыми опорами

Серия эксперимента	Продольная нагрузка		Кручение Н·200мм /град		Изгибающая нагрузка Н·275мм/град			
	Дистракция Н/мм	Компрессия Н/мм	кнутри	кнаружи	Сагиттальная плоскость		Фронтальная плоскость	
					сгибание	разгибание	отведение	приведение
1	50	50	7	7	9	9	9	9
2	60	60	9,5	9,5	11,5	11,5	11,5	11,5
3	62	62	10	10	12	12	12	12

Таблица 3

Изменение во времени жесткости фиксации аппаратом Илизарова (М3э)

М3э										
Сутки		1	3	7	14	28	42	56	70	84
Продольная (Н/мм)	55	45	40	40	40	40	40	40	40	40
Сагиттальная (Н·275мм/град)	11	8	6	6	6	6	6	6	6	6
Фронтальная (Н·275мм /град)	12	8	7	7	7	7	7	7	7	7
Кручение (Н·275мм /град)	8	6	6	6	6	6	6	6	6	6

Таблица 4

Изменение во времени жесткости фиксации комбинированным спице-стержневым аппаратом (М3к)

М3к										
Сутки		1	3	7	14	28	42	56	70	84
Продольная (Н/мм)	115	105	100	100	100	100	100	100	100	100
Сагиттальная (Н·275мм/град)	14	12	10	10	10	10	10	10	10	10
Фронтальная (Н·275мм /град)	16	14	12	12	12	12	12	12	12	12
Кручение (Н·275мм /град)	9	8	8	8	8	8	8	8	8	8

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

При выявлении зависимости изменения жесткости фиксации от количества соединительных стержней в замкнутых опорах различного диаметра (табл. 1) выяснено, что при *продольном нагружении* показатели жесткости остеосинтеза конструкций с двумя, тремя и более соединительными стержнями одинаковы.

При *изгибающих нагрузках* в опоре с диаметром **100** мм жесткость конструкций с двумя соединительными стержнями меньше на 15-17 %, чем жесткость аппарата с тремя и более соединительными стержнями. При *изгибающих на-*

грузках в опорах диаметром **160** мм, **220** мм данная зависимость также имеет место и составляет соответственно 34 % и 40 %.

При *кручении* в опоре с диаметром **100** мм жесткость конструкций с двумя соединительными стержнями меньше на 17 %, чем жесткость с тремя и более соединительными стержнями. При *кручении* в опорах с диаметром **160** и **220** мм данная зависимость сохраняется и составляет соответственно 35 % и 50 %.

Таким образом, соединение внешних опор аппарата двумя соединительными стержнями при

кручении и изгибающих нагрузках в сравнении с кольцевыми конструкциями, где использовано 3 и более соединительных стержней, приводит к уменьшению жесткости остеосинтеза от 15 % до 50 % – в зависимости от диаметра опор. Оптимальным является использование трех соединительных стержней: увеличение их количества свыше этого числа на жесткость остеосинтеза при использовании замкнутых опор не влияет.

Исследования по выявлению зависимости жесткости фиксации костных фрагментов от количества соединительных стержней в *незамкнутых опорах* различной геометрии (табл. 2) показали следующее. Увеличение количества соединительных стержней с 3 до 4 между опорами на основе 3/4 кольца ведет к повышению жесткости остеосинтеза в 1,2-1,35 раза. Использование дополнительного, четвертого, соединительного стержня при использовании опор на основе сектора (1/3 кольца) не приводит к значимому увеличению жесткости остеосинтеза.

Таким образом, при использовании незамкнутых опор оптимальным является использование четырех соединительных стержней в случае соединения кольцевой опоры с опорой на осно-

ве 3/4 кольца или соединения двух опор на основе 3/4 кольца. Для соединения опор на основе 1/3-1/4 кольца достаточно 3 соединительных стержня, как и при кольцевых опорах.

Выяснено, что максимальная потеря жесткости обеими типами конструкций (табл. 3, 4) отмечается в 1-е сутки после монтажа аппарата: на 15-33 % (для разных нагрузок) для аппарата Илизарова (МЗэ) и на 9-15 % для комбинированного чрескостного аппарата (МЗк). В дальнейшем, до 3-х суток, потеря жесткости уменьшается еще на 8-9 % (для разных нагрузок) для МЗэ и на 5-8 % для МЗк. Начиная с 7-х суток и до конца эксперимента (84-е сутки), жесткость фиксации при стандартных испытаниях не уменьшалась. Следует подчеркнуть, что при всех моделируемых нагрузках МЗэ теряют в жесткости при сравнении с МЗк на 10-15 % больше. Следует учесть и то, что изначальная жесткость фиксации у спицевого аппарата меньше, чем у комбинированного, на 12-100 %. Следовательно, в комбинированных чрескостных аппаратах, в сравнении со спицевыми, контроль за степенью натяжения спиц имеет менее принципиальное значение.

ВЫВОДЫ

1. При увеличении количества соединительных стержней между замкнутыми кольцевыми опорами жесткость остеосинтеза не меняется начиная с трех соединительных стержней.

2. Уменьшение соединительных стержней с трех до двух приводит к уменьшению жесткости фиксации имитатора кости аппаратом: при диаметре опор 100 мм – на 15-17 %, при диаметре опор 160 мм – на 20-30 %, при диаметре опор 220 мм – на 45-50 %.

3. Наличие четвертого соединительного стержня между незамкнутыми опорами на основе 3/4 кольца ведет к повышению жесткости фиксации на 18-22 %.

4. Наличие четвертого соединительного стержня между опорами на основе 1/3 кольца не приводит к увеличению жесткости остеосинтеза.

5. Максимальная потеря во времени жесткости остеосинтеза отмечается через 1 сутки после монтажа аппарата: на 15-33 % для МЗэ (аппарат Илизарова) и на 9-15 % для МЗк (комбинированный чрескостный аппарат); к 3-м суткам жесткость дополнительно уменьшается на 8-9 % для МЗэ и на 5-8 % – для МЗк; начиная с 7-х суток и до 84-х суток жесткость фиксации в эксперименте не уменьшается; при всех моделируемых нагрузках МЗэ теряет в жесткости на 10-15 % больше, чем с МЗк.

ЛИТЕРАТУРА

1. Андрианов, М. В. Комбинированный чрескостный остеосинтез у больных с переломами и последствиями диафизарных переломов бедренной кости / М. В. Андрианов, Л. Н. Соломин // Сборник тезисов Всероссийской научно-практической конференции, посвященной памяти профессора К. М. Сиваша. – М., 2005. – С. 30-31.
2. Бейдик, О. В. Остеосинтез стержневыми и спице-стержневыми аппаратами внешней фиксации / О. В. Бейдик, Г. П. Котельников, Н. В. Островский. – Самара : Перспектива, 2002. – 208 с.
3. Бейдик, О. В. Пути оптимизации лечения больных с травмами и деформациями конечностей методом наружного чрескостного остеосинтеза : автореф. ... дис. д-ра мед. наук. – Самара, 1999. – 39 с.
4. Голубев Г. Ш. Компьютерное управление аппаратом Илизарова в клинических условиях / Г. Ш. Голубев. – Ростов / на Д. : Изд-во СКНЦ ВШ, 1997. – 239 с.
5. Голяховский, В. Руководство по чрескостному остеосинтезу методом Илизарова / В. Голяховский, В. Френкель / пер. с англ. – М. : изд-во "БИНОМ", 1999. – С. 43.
6. Каплунов, О. А. Чрескостный остеосинтез по Илизарову в травматологии и ортопедии / О. А. Каплунов. – М. : ГЭОТАР-МЕД, 2002. – 304 с.
7. Ли, А. Д. Руководство по чрескостному компрессионно-дистракционному остеосинтезу / А. Д. Ли, Р. С. Баширов. – Томск : Красное Знамя, 2002. – 307 с.
8. Либерман, С. Б. Биомеханическое исследование системы "аппарат для чрескостного остеосинтеза бедренной кости" // Вопросы биомеханики лечения переломов. – Рига, 1983. – С. 61-72.
9. Соболев, И. П. Компрессионно-дистракционный остеосинтез в хирургическом лечении туберкулезного коксита и его последствий : дис. ... канд. мед. наук / И. П. Соболев. – Л., 1969. – С. 73-76.

10. Соломин, Л. Н. Биомеханические основы модульной трансформации аппаратов для чрескостного остеосинтеза длинных костей / Л. Н. Соломин, В. А. Назаров, П. И. Бегун // Травматология и ортопедия России. – 2005. - № 4. – С. 39-47.
11. Соломин, Л. Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л. Н. Соломин. – СПб. : «Морсар АВ», 2005. – 544 с.
12. Тырцева, Е. С. Особенности фиксации аппаратом Илизарова фрагментов большеберцовой кости при спиральном переломе / Е. С. Тырцева, Э. В. Бурлаков // Гений ортопедии. – 2003. - № 1. – С. 103-108.
13. Хрупкин, В. И. Метод Илизарова в лечении диафизарных переломов костей голени / В. И. Хрупкин, А. А. Артемьев, В. В. Попов, А. Н. Ивашкин. - М. : ГЭОТАР-МЕД, 2004. – С. 18.
14. Шевцов, В. И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В. И. Шевцов, В. А. Немков, Л. В. Склад. – Курган : Периодика, 1995. – 165 с.
15. Шевцов, В. И. Чрескостный остеосинтез при лечении оскольчатых переломов / В. И. Шевцов, С. И. Швед, Ю. М. Сысенко. – Курган : Дамми, 2002. – 326 с.
16. Лечение врожденных пороков развития берцовых костей / В. И. Шевцов [и др.] – Курган : Зауралье, 1999. – 582 с.
17. Catagni, M. A. Advances in Ilizarov apparatus assembly / M. A. Catagni, V. Malzev, A. Kirienko. – Milan : Medical Plastic, 2000. – 155 p.
18. Paley, D. Principles of deformity correction / D. Paley. – New York : Springer-Verlag, 2001. – 806 p.

Рукопись поступила 15.06.06.

Выходит из печати

К 35-летию ФГУН «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова Росздрава»



Глубокоуважаемые коллеги!

Во 2006 году выходит из печати монография:

В.И. Шевцова, В.Д. Макушина, М.П. Тепленького, И.А. Атманского

«ЛЕЧЕНИЕ ВРОЖДЕННОГО ВЫВИХА БЕДРА»

(новые технологии остеосинтеза модулями аппарата Илизарова)

Книга содержит 4 части с 10 главами. Возможно приложение интерактивного варианта книги (CD).

Книга предназначена для широкого круга практикующих врачей, педиатров, хирургов, преподавателей кафедр травматологии и ортопедии, студентов медицинских ВУЗов.

Формат А4, твердый переплет, 1014 страниц с 576 иллюстрациями схем операций, фотографий больных, рентгенограмм, графиков, сонограмм, сцинтиграмм, стабิโลграмм, электромиограмм и других видов рисунков.

По вопросам приобретения книги обращаться:

**ФГУН «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова Росздрава»,
6, ул. М. Ульяновой, Курган, 640014, Россия**

**Руководитель научно-медицинского информационно-аналитического отдела
Смирнова Ирина Леонидовна**

Тел.: (3522) 53-17-32, 53-08-32

Факс: (3522) 53-60-46

e-mail: gip@rncvto.kurgan.ru

www.ilizarov.ru

Просим поделиться данной информацией с коллегами!