

© Е.С. Тырцева, Э.В. Бурлаков, 2003

Особенности фиксации аппаратом Илизарова фрагментов большеберцовой кости при спиральном переломе (экспериментальное исследование)

Е.С. Тырцева, Э.В. Бурлаков

Peculiarities of tibial fragmental fixation for spiral fractures using the Ilizarov fixator (experimental study)

E.S. Tyrtseva, E.V. Burlakov

Государственное учреждение науки

Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова, г. Курган
(генеральный директор — заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАМН, д.м.н., профессор В.И. Шевцов)

Экспериментально исследовали ротационную жёсткость фиксации аппаратом Илизарова костных отломков при спиральном переломе большеберцовой кости при действии осевых нагрузок, для чего был сконструирован специальный стенд. На основании замеров и математических расчётов определены допустимая осевая нагрузка в условиях чрескостной фиксации, влияние изменения количества спиц и соединяющих опоры аппарата резьбовых стержней на жёсткость фиксации; рекомендована оптимальная компоновка аппарата для фиксации отломков большеберцовой кости при спиральном переломе.

Ключевые слова: большеберцовая кость, спиральный перелом, аппарат Илизарова, жёсткость фиксации.

Rotation rigidity of fixation was studied experimentally using the Ilizarov fixator applied to bone fragments for tibial spiral fracture in the process of axial load action. A special test stand was made for this purpose. Acceptable axial load under transosseous fixation and the effect of changing a number of wires and threaded rods connecting the fixator supports on fixation rigidity were determined on the basis of measurements and mathematical calculations. Optimal configuration of the fixator applied to tibial fragments for spiral fracture was recommended.

Keywords: tibia, spiral fracture, the Ilizarov fixator, fixation rigidity.

ВВЕДЕНИЕ

Проблеме создания необходимых механических условий для формирования костного сращения отломков при переломах в оптимальные сроки уделяется большое внимание отечественными и зарубежными исследователями [1, 2, 4-6, 8, 15-17, 19]. Стабильность фиксации костных фрагментов — один из основных принципов метода Илизарова [2-7, 10, 17, 18]. Влияние механических факторов, таких как продольные и угловые смещающие усилия, на жёсткость фиксации фрагментов трубчатых костей в условиях чрескостного компрессионно-дистракционного остеосинтеза аппаратом Илизарова подробно описано в литературе [11, 12, 16, 18]. Однако мы не встретили работ, касающихся исследования влияния торсионных смещающих усилий на жёсткость фиксации костных отломков аппаратом Илизарова, что особенно важно для спиральных переломов длинных костей. Их особенностью является отсутствие торцевого упора между отломками, что обуславливает неста-

бильность перелома [13, 14]. Таким образом, после репозиции осевая сила компрессии или осевая сила от функциональной нагрузки может привести к скольжению отломков по винтообразной поверхности излома друг относительно друга даже в условиях остеосинтеза аппаратом Илизарова за счёт упругой деформации элементов аппарата. Это, в свою очередь, ведёт к нарушению достигнутой репозиции с ухудшением условий сращения кости или появлением вторичных смещений. При действии осевых нагрузок дистальный отломок стремится совершить продольное перемещение, но, так как отломки кости имеют винтообразную поверхность контакта, любое продольное перемещение сопровождается ротационным. Следовательно, стабильность фиксации спирального перелома при действии осевых нагрузок зависит в том числе от способности аппарата удерживать отломок от ротационного смещения.

Целью данной работы является исследование

ротационной жёсткости фиксации аппаратом Илизарова костных отломков при спиральном

переломе большеберцовой кости при действии осевых нагрузок.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Стенд для исследования ротационной жёсткости фиксации костных отломков аппаратом Илизарова (рис. 1, 2) содержит основание, выполненное из планок (1, 2, 3, 4, 5), кронштейны (6, 7, 8, 9), вертикально установленные на основании, образцы (10, 11), имитирующие костные отломки, и соединительные элементы. Образцы представляют собой деревянные цилиндры диаметром 28 мм. Образец 10, имитирующий проксимальный отломок, жёстко закреплён с помощью двух резьбовых стержней (12, 13). Резьбовой стержень (12) установлен в горизонтальном отверстии образца (10), отверстиях кронштейнов (6, 7) и зафиксирован гайками (14). Резьбовой стержень (13), установленный на основании и проходящий через вертикальное отверстие образца (10), зафиксирован на нём гайками (15). Образец (11), имитирующий дистальный отломок, одним концом связан с образцом (10) с возможностью свободного вращения посредством шарикоподшипника, установленного на оси и помещённого в корпус (16). Корпус и ось закреплены на соответствующих торцах образцов (10, 11), обращённых друг к другу. Другим концом образец 11 опирается своей цилиндрической поверхностью на два шарикоподшипника (17, 18), установленных на осях, закреплённых в отверстиях кронштейнов (8, 9). На уровне шарикоподшипников (17, 18) на образце (11) закреплён рычаг (19) с подвеской (20) для груза (21). На свободном конце образца (11) жёстко закреплено устройство для измерения ротационных смещений (рис. 1, 3) (заявка на изобретение № 2001132707 от 03.12.2001г). Образцы (10, 11) зафиксированы между собой с помощью аппарата Илизарова, со-

стоящего из 4-х кольцевых опор (по две опоры на каждом образце), подобно конструкции аппарата, применяемой при остеосинтезе спирального перелома большеберцовой кости. Следует отметить, что винтообразный перелом большеберцовой кости в подавляющем большинстве случаев локализуется на границе средней и нижней трети диафиза, в связи с чем месторасположение и количество кольцевых опор при данном типе переломов типично. Внутренний диаметр кольцевых опор – 140 мм. Расстояние между опорами проксимального и дистального образцов составляло соответственно 150 мм и 50 мм, а расстояние между модулями, фиксирующими образцы, – 80 мм. Опоры были соединены резьбовыми стержнями. Спицы диаметром 1,8 мм фиксировались и натягивались в кольцевых опорах с силой 100 кгс. В стандартном варианте компоновки аппарата при спиральном типе переломов большеберцовой кости в проксимальной и дистальной опорах фиксированы по две перекрещивающиеся спицы, в промежуточных опорах – по одной спице с упорными площадками, расположенными навстречу друг другу, проведёнными во фронтальной плоскости. Представленная компоновка аппарата принималась исходной (стандартной). Количество спиц и резьбовых стержней в процессе эксперимента изменялось. Ротация дистального образца осуществлялась посредством груза, подвешенного на рычаге. Измерение ротации дистального образца в условиях фиксации аппаратом Илизарова осуществлялось с помощью устройства для измерения ротационных смещений, жёстко закреплённого на указанном образце.

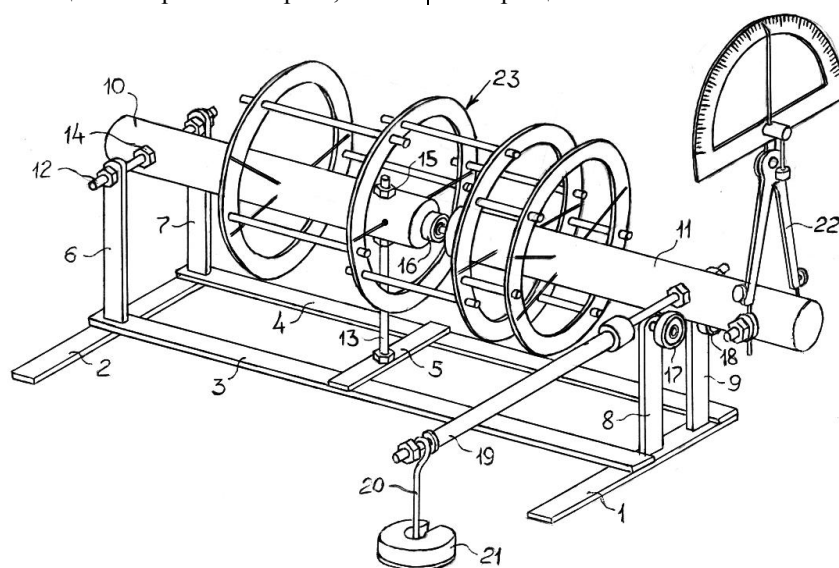


Рис. 1.

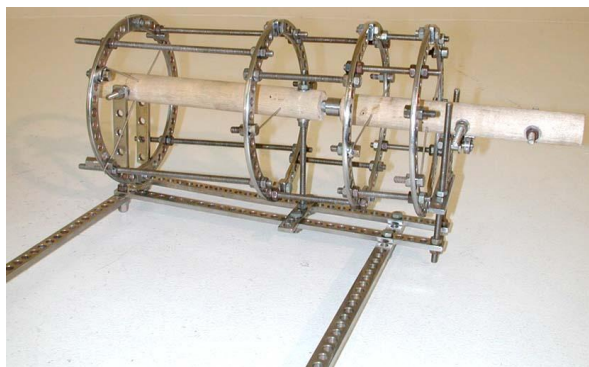


Рис. 2.

Математические расчёты, позволяющие в изложенных условиях эксперимента оценивать осевую силу при определённой величине угла ротации, выполнены на основе положений теоретической механики.

Приложенная к кости с винтообразным переломом, фиксированным аппаратом, осевая сила P (рис. 4) вызывает действие окружной силы T (коэффициент трения условно в расчёт не принимается).

$$T = P \cdot \operatorname{tg} \beta,$$

где β - угол подъёма спирали, его принимали за 45° [9].

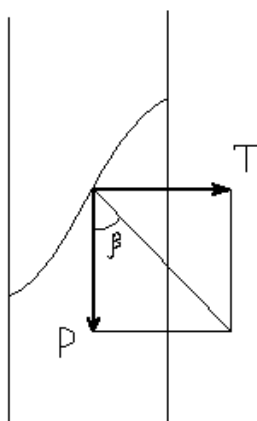


Рис. 4.

Сила T способствует повороту дистального отломка на угол α . При этом аппарат, фиксирующий отломок, стремится удержать его от поворота, развивая сдерживающую окружную силу T' .

$$T' = M / R$$

где M – крутящий момент, приложенный к дистальному отломку и вызывающий его поворот на угол α (определяется экспериментально), R – радиус кости.



Рис. 3.

В том случае, когда сдерживающая окружная сила T' сравняется с движущей окружной силой T , дальнейшего ротационного смещения не будет. Следовательно, из равенства $T = T'$ можно судить о величине осевой силы, вызывающей ротационное смещение на угол α .

$$P = \frac{M}{R \cdot \operatorname{tg} \beta}.$$

Принимая величину периферического смещения кости a за допустимую, что при радиусе кости R соответствует допустимому углу ротации $\alpha_{\text{доп.}} = 2 \cdot \arcsin(a/(2 \cdot R))$, и экспериментально определив величину крутящего момента $M_{\text{доп.}}$, вызывающего поворот образца на угол $\alpha_{\text{доп.}}$, можно установить допустимую величину осевой нагрузки на конечность

$$P_{\text{доп.}} = \frac{M_{\text{доп.}}}{R \cdot \operatorname{tg} \beta}.$$

Допустимое смещение отломка по периферии, которое практически не окажет отрицательного влияния на регенерацию, принималось за 1 мм, что при диаметре экспериментального образца, равного 28 мм, соответствует углу его допустимого поворота $\alpha = 4^\circ$.

В процессе эксперимента замеряли угол α поворота дистального образца при действии различных крутящих моментов M . Прилагаемый крутящий момент M определялся с учётом плеч действия веса груза и веса рычага. Сдерживающая окружная сила T' определялась с учётом радиуса образца. Замеры угла α производились при различных вариантах компоновки аппарата с разным количеством спиц, фиксированных в кольцевых опорах, и резьбовых стержней, соединяющих эти опоры. Каждый опыт повторялся три раза, после чего производился подсчёт средней арифметической величины угла α серии опытов.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Результат эксперимента отражен в таблицах (1 и 2), графике (рис. 5) и диаграмме (рис. 6), в которых вариант компоновки условно представлен цифровыми обозначениями: римскими цифрами указано количество спиц в опорах в направлении от проксимального к дистальному кольцу; арабскими – количество резьбовых стержней, соединяющих опоры в том же порядке. Аббревиатура “СК” обозначает стандартную компоновку аппарата чрескостной фиксации (описана выше).

Необходимо отметить, что результаты проведенного экспериментального исследования справедливы для того периода консолидации перелома, когда фиксация последнего осуществляется только чрескостным аппаратом, а участие в этом формирующейся костной мозоли незначительно, что соответствует 3-4 неделям после остеосинте-

за у взрослых и 1-2 неделям у детей.

Используя вышеуказанный алгоритм формул и данные таблиц 1 и 2, можно произвести расчёт допустимой величины осевого нагружения конечности при спиральном переломе большеберцовой кости, фиксированном аппаратом Илизарова любой компоновки. При этом следует учитывать ширину поперечника кости, на уровне которого произошёл перелом, – в среднем она находится в пределах 25-32 мм.

Критическая величина осевого нагружения конечности при спиральном переломе большеберцовой кости, фиксированной аппаратом стандартной компоновки, колеблется в пределах 26,9-42,4 кгс (учтены средние величины ширины поперечника кости). Превышение этого лимита осевой нагрузки приведёт к отрицательно-му влиянию на процесс регенерации.

Таблица 1.

Величина угла ротации дистального образца (град.) при действии различных моментов сил в условиях изменяющегося количества спиц, фиксированных в кольцевых опорах

М, кгс	Р, кгс	Варианты компоновки аппарата Илизарова					
		II-I-I-II 4-4-4	II-I-I-III 4-4-4	III-I-I-III 4-4-4	III-I-II-III 4-4-4	III-II-I-III 4-4-4	III-II-II-III 4-4-4
0,37	26,5	3,16	2,9	2,88	2,6	2,55	2,5
0,68	48,7	5,66	5,16	4,6	4,45	4,5	4,1
0,99	70,8	8,5	8,25	7	6,2	6,5	6,25
1,3	92,9	11	10,16	9	8	8,1	7,9
1,6	115	13	11,83	11	10,6	10,5	10,1

Таблица 2.

Изменение допустимой осевой нагрузки в зависимости от варианта компоновки аппарата чрескостной фиксации

Вариант компоновки аппарата	М, кгс*м	α, град.	T'=T, кгс	β, град.	Р, кгс	Увеличение жёсткости компоновки аппарата в % от исходной
II-I-I-II 4-4-4	0,40	4	28,7	45	28,7	Исходная
II-I-I-III 4-4-4	0,43	4	30,9	45	30,9	7,6%
III-I-I-III 4-4-4	0,46	4	33,2	45	33,2	15,7%
III-I-II-III 4-4-4	0,56	4	39,8	45	39,8	38,7%
III-II-I-III 4-4-4	0,56	4	39,8	45	39,8	38,7%
III-II-II-III 4-4-4	0,68	4	48,7	45	48,7	69,7%
II-I-I-II 4-5-4	0,43	4	30,9	45	30,9	7,6%
II-I-I-II 4-6-4	0,45	4	30,9	45	32	11,5%
II-I-I-II 4-7-4	0,45	4	32,3	45	32,3	12,5%
II-I-I-II 5-4-4	0,43	4	30,5	45	30,5	6,3%
II-I-I-II 6-4-4	0,45	4	32	45	32	11,5%
II-I-I-II 7-4-4	0,456	4	32,6	45	32,6	13,7%
II-I-I-II 5-6-4	0,47	4	33,4	45	33,4	16,4%
II-I-I-II 6-6-4	0,48	4	34	45	34	18,5%
II-I-I-II 4-4-5	0,407	4	29,1	45	29,1	1,3%
II-I-I-II 4-4-6	0,41	4	29,3	45	29,3	2,1%

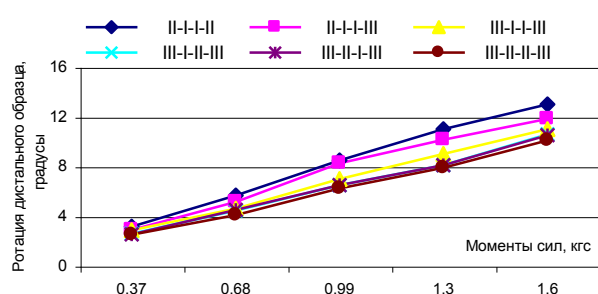


Рис. 5. Ротационная жесткость фиксации аппаратом при разном количестве спиц.

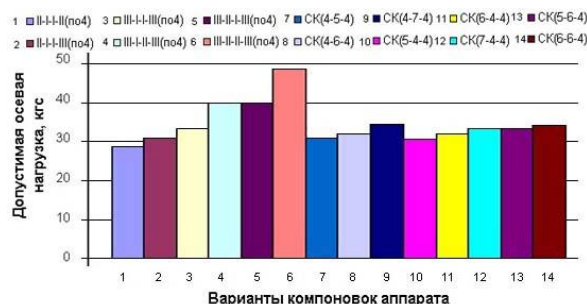


Рис. 6. Допустимое нагружение конечности при различных вариантах компоновок аппарата.

ВЫВОДЫ

1. Стандартная компоновка аппарата Илизарова, применяемая при спиральных переломах большеберцовой кости, имеет лимит ротационной жесткости, соответствующий допустимой осевой нагрузке, колеблющейся в пределах 26,9-42,4 кгс; её превышение ведёт к избыточному периферическому перемещению отломков, нарушающему процесс регенерации.

2. Жесткость конструкции аппарата можно усилить путём увеличения количества спиц и резбовых стержней, соединяющих опоры:

- добавление к стандартной компоновке аппарата одной спицы на уровне проксимальной опоры приводит к увеличению ротационной жесткости аппарата на 8,1%, на уровне дистальной опоры – на 7,6%, парафрактурно через дистальный или проксимальный отломки – на 23%;
- добавление к стандартной компоновке аппарата одного резбового стержня между двумя проксимальными опорами увеличивает ротационную жесткость аппарата на 6,3%, двух

стержней – на 11,5%, трёх стержней – на 13,7%;

- добавление к стандартной компоновке аппарата одного резбового стержня между промежуточными опорами увеличивает ротационную жесткость аппарата на 7,6%, двух стержней – на 11,5%, трёх стержней – на 12,5%;
- добавление к стандартной компоновке стержней между дистальными опорами приводит к незначительному увеличению ротационной жесткости, не имеющей практического значения.

3. Оптимально отвечающей требованиям минимальной травматичности и высокой ротационной стабильности следует считать компоновку аппарата, в каждой из четырёх опор которой фиксированы и натянуты по две спицы, между проксимальными и промежуточными опорами по шесть резбовых стержней, между дистальными – четыре резбовых стержня. Ротационная жесткость данной компоновки выше стандартной на 64,5%.

ЛИТЕРАТУРА

1. Барабаш А.П., Барабаш И.В., Барабаш Ю.А. Способ определения жесткости фиксации костных отломков при лечении в условиях чрескостного остеосинтеза // Гений ортопедии. - 2000. - №3. - С.89-93.
2. Илизаров Г.А. Некоторые вопросы теории и практики компрессионного и дистракционного остеосинтеза // Чрескостный компрессионный и дистракционный остеосинтез в травматологии и ортопедии: Сб. науч. работ КНИИЭКОТ. - Курган, 1972. - Вып. 1. - С. 5-34.
3. Илизаров Г.А. Клинические и теоретические аспекты компрессионного и дистракционного остеосинтеза // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза: Тез. докл. Всесоюз. науч.-практ. конф. - Курган, 1976. - С. 7-11.
4. Влияние расстояния между кольцами на фиксирующую способность аппарата Г.А. Илизарова / Г.А. Илизаров, Н.С. Емельянова, Г.А. Липанов и др. // Чрескостный компрессионный и дистракционный остеосинтез в травматологии и ортопедии: Сб. науч. работ КНИИЭКОТ. - Курган, 1972. - Вып. 1. - С. 55-69.
5. Илизаров Г.А., Каравашкин Б.К., Немков В.А. Жесткость фиксации спицей Киршнера костного отломка в опоре компрессионно-дистракционного аппарата // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза: Тез. докл. Всесоюз. науч.-практ. конф. - Курган, 1976. - С. 50-51.
6. Илизаров Г.А., Каравашкин Б.К., Немков В.А. Жесткость фиксации костного отломка двумя перекрещивающимися спицами // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза: Тез. докл. Всесоюз. науч.-практ. конф. - Курган, 1976. - С. 51-52.
7. Кадырова Д.К., Ходжаев Р.Р. Компрессионно-дистракционно-деротационный аппарат для лечения диафизарных переломов костей голени у детей // Гений ортопедии. - 2001. - №2. - С. 108-109.
8. Казьмин А.И., Лаврищева Г.И. К теоретическому обоснованию восстановления целостности и структуры костей и вопросы чрескостного внеочагового остеосинтеза // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза: Тез. докл. Всесоюз. науч.-практ. конф. - Курган, 1976. - С. 12-14.
9. Крюков В.Н. Механика и морфология переломов. - М.: Медицина, 1986. - 160с.
10. Либман С.Б., Тарушкин О.В. Значение механических свойств спиц при чрескостном остеосинтезе // Компрессионно-дистракционный остеосинтез в травматологии и ортопедии: Сб. материалов зональной науч.-практ. конф. - Пенза, 1980. - С. 57-59.
11. Немков В.А. Биомеханическое исследование системы аппарат-конечность и разработка технических средств для чрескостного остеосинтеза по Илизарову: Автореф. дис... канд. тех. наук. - М., 1986. - 23 с.

12. Устойчивость костных отломков в условиях компрессионного остеосинтеза / В.А. Немков, В.Д. Макушин, Л.М. Куфтырев, К.Э. Пожарищенский // Бюлл. ВСНЦ СО РАМН. - Иркутск, 1994.- Вып. 1-2. - С. 40-42.
13. Новицкая Н.В., Шварц Г.М. Исходы лечения закрытых диафизарных переломов костей голени методом чрескостного стабильного остеосинтеза аппаратом Илизарова // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза: Тез. докл. Всесоюз. науч.-практ. конф. - Курган, 1976. - С. 161-163.
14. Семёнов А.Ю., Гаркави А.В., Зорохович О.Л. Диафиксация костей голени при винтообразных переломах большеберцовой кости у пожилых // Тез. докл. 6 съезда травматологов и ортопедов России. - Н. Новгород, 1997.- С.446.
15. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Складар.- Курган, 1995.- 165 с. (С.100-132).
16. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. - М.: Медицина, 1998.- 192 с.
17. The effect of rigidity on fracture healing in external fixation / E.Y.S. Chao, H.T. Aro, D.G. Lewallen, P.J. Kelly // Clin. Orthop. - 1989. - No 241. - P. 24-35.
18. Modification of shear to compression ratios with frame modifications for progressive fracture obliquities / D.W. Lowenberg, A. Herzka, S. Nork, F. Ashford // A.S.A.M.I. North America. - New Orleans, 1998. - P. 16-17.
19. Kenwright J., Goodship A.E. Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fracture // Clin. Orthop. - 1989. - No 241. - P. 36-47.

Рукопись поступила 11.10.02.

Рекламируемые книги предназначены для травматологов-ортопедов, хирургов, преподавателей и студентов медицинских учебных заведений.

Книги высылаются наложенным платежом.

Заказы направлять Таушкановой Лидии Федоровне – заведующей научно-медицинской библиотекой Российского научного центра "Восстановительная травматология и ортопедия" им. акад. Г.А. Илизарова, по адресу:

ул. М. Ульяновой, 6, г. Курган, 640014, Россия

Тел. (3522) 530989

E-mail: gip@rncvto.kurgan.ru

Internet: <http://www.ilizarov.ru>