

К вопросу о стабильности фиксации при билокальном дистракционном остеосинтезе бедра

Д.А. Попков, С.А. Аборин, О.В. Колчев

Fixation stability for bifocal distraction osteosynthesis of femur

D.A. Popkov, S.A. Aborin, O.V. Kolchev

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)

На моделях определяли жесткость фиксации костных фрагментов при билокальном дистракционном остеосинтезе бедра. Были исследованы спицевой, стержневой и спице-стержневой варианты остеосинтеза проксимальной и промежуточной опор, а также влияние осевой нагрузки на величину смещения костных фрагментов при спицевом и спице-стержневом вариантах билокального дистракционного остеосинтеза бедра. Дается заключение, что комбинированный спице-стержневой билокальный дистракционный остеосинтез бедра позволяет сохранить все положительные стороны циркуляторной фиксации и значительно увеличить жесткость фиксации при уменьшении диафиксирующих элементов.

Ключевые слова: бедро, удлинение, спицевой остеосинтез, спице-стержневой остеосинтез, стабильность фиксации.

Fixation rigidity of bone fragments for bifocal distraction osteosynthesis of femur was determined using models. Wire, half-pin and wire/half-pin osteosynthesis variants of the proximal and intermediate supports were studied, as well as the axial load effect on the amount of bone fragment displacement for wire and wire/half-pin variants of bifocal distraction osteosynthesis of femur. The conclusion is made, that combined wire/half-pin bifocal distraction osteosynthesis of femur allows to retain all the positive aspects of the circulation fixation and to increase fixation rigidity considerably with reduction of diafixing elements.

Keywords: femur, lengthening, wire osteosynthesis, wire/half-pin osteosynthesis, fixation stability.

Исследования факторов, влияющих на жесткость фиксации костного отломка при монолокальном удлинении, позволили определить оптимальные условия остеосинтеза с точки зрения повышения стабильности. При этом важное значение для увеличения жесткости в створе больших углов имеют спицы, проведенные дистальнее или проксимальнее опоры, а также спицы с напайками, закрепленные консольно [1].

Билокальный дистракционный остеосинтез аппаратами внешней фиксации, применяемый при значительных укорочениях конечностей, позволяет значительно сократить сроки лечения пациентов, а также ликвидировать все имеющиеся сопутствующие деформации в течение одного этапа лечения [1]. Бедро — наиболее сложный сегмент с точки зрения внешней фиксации и требует при билокальном дистракционном остеосинтезе использования дуг наряду с кольцевыми опорами для успешного решения поставленных задач. Монолатеральные фиксаторы, крайне редко используемые при удлинении бедра на двух уровнях, не способны обеспечить результаты лечения, сравнимые с методом Илизарова [2, 3].

Известно, что одним из условий успешного удлинения конечности является создание необходимой жесткости остеосинтеза. Предложены методики повышения жесткости фиксации кости: оптимальный диаметр кольца, угол пересечения спиц, степень их натяжения и количество [4, 5]. Однако работ по количественному анализу жесткости фиксации при билокальном дистракционном остеосинтезе бедра (БДОБ) недостаточно. Рекомендация об увеличении жесткости фиксации за счет проведения дополнительных спиц в промежуточной опоре при билокальном удлинении голени [6] не всегда выполняема при БДОБ в силу анатомических причин. В то же время известны работы, указывающие на значительное увеличение жесткости фиксации при использовании стержней-шурупов [7, 8].

Целью данного исследования было изучение жесткости фиксации костного фрагмента в дуге аппарата Илизарова при различных условиях остеосинтеза, а также влияние осевой нагрузки на взаимное положение костных фрагментов при билокальном дистракционном остеосинтезе бедра.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследования выполнены на моделях. Эксперимент состоял из трех серий:

- исследование стабильности фиксации образца в проксимальной опоре;
- исследование стабильности фиксации образца в промежуточной опоре;
- исследование влияния осевой нагрузки на положение костных фрагментов при БДОБ.

В первых двух сериях костный отломок имитировался образцом из поливинилхлорида, представляющим собой цилиндр диаметром 25 мм и длиной 150 мм.

В первой серии фиксация образца осуществлялась в стандартной дуге аппарата Илизарова (внутренний диаметр 200 мм) в следующих вариантах:

1) при помощи трех спиц с каплевидными упорами (1,8 мм в диаметре, максимальный угол перекреста 50°, сила натяжения 120 кгс на дуге и 60 кгс – на кронштейнах) и одной консольной, проведенной во фронтальной плоскости на 3 см ниже плоскости дуги;

2) тремя стержнями-шурупами (5 мм в диаметре, максимальный угол перекреста 50°), при этом один стержень был введен строго во фронтальной плоскости на 3 см ниже плоскости дуги;

3) двумя спицами с каплевидными упорами (1,8 мм в диаметре, максимальный угол перекреста 50°, сила натяжения 120 кгс), фиксированными к дуге, и двумя стержнями-шурупами (5 мм в диаметре, максимальный угол перекреста 50°), введенными в образец на 2 и 3 см ниже плоскости дуги.

Во второй серии эксперимента были выполнены следующие варианты фиксации образца в стандартной дуге аппарата Илизарова (внутренний диаметр 180 мм):

1) двумя спицами с упорами (1,8 мм в диаметре, угол перекреста 40°, сила натяжения 120 кгс) и одной консольной, проведенной во фронтальной плоскости на 2 см ниже плоскости дуги;

2) одной спицей с упором, проведенной спереди-назад снаружи-внутри под углом 10° к сагиттальной плоскости (сила натяжения 120 кгс), и стержнем-шурупом (5 мм в диаметре), введенным снаружи-внутри сзади-наперед под углом 15° к фронтальной плоскости.

В каждой серии расстояние от образца до внутреннего края опоры было одинаковым при различных вариантах фиксации.

Сосредоточенная статическая сила, приложенная к дистальному опилу образца в первых двух сериях эксперимента, была последовательно направлена кнаружи, кнутри, кпереди и кзади. Измеряли смещение проксимального опила при последовательном возрастании усилий от 1 до 9 кгс с помощью индикаторов часового типа. Нагруженный образец можно рассматривать как

абсолютно жесткую балку, т.к. его прогибами по сравнению с прогибами спиц или стержней-шурупов в опорах можно пренебречь. Следовательно, положение образца после нагружения будет определяться линейными его смещениями.

Для выполнения третьей серии эксперимента была создана модель БДОБ на сухом препарате бедренной кости взрослого мужчины (рис. 1 и 2). В первом варианте остеосинтез через проксимальный метафиз, среднюю треть диафиза и дистальный метаэпифиз бедренной кости во взаимоперекрывающихся плоскостях по стандартной методике проведены спицы диаметром 1,8 мм [1]. Произведен монтаж аппарата Илизарова из трех опор (2 стандартных дуги и кольцо). Спицы были фиксированы в опорах и натянуты тарированным спиценатягивателем до 120 кгс. С помощью пилы Джигли выполнена остеотомия бедра на 2-х уровнях – в подвертельной и надмыщелковой зонах бедра. Во втором варианте остеосинтез использовали комбинированный спице-стержневой остеосинтез проксимальной и промежуточной опор, как это было описано для первой и второй серий эксперимента.

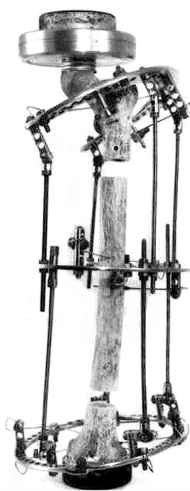


Рис. 1. Модель спицевого варианта БДОБ.

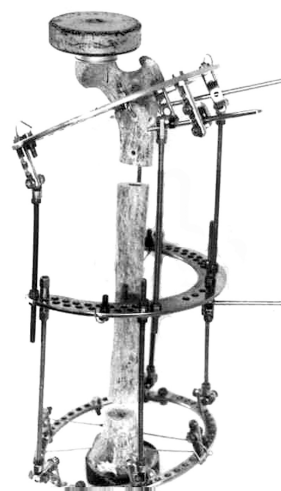


Рис. 2. Модель спице-стержневого БДОБ.

Мышечки бедренной кости жестко укреплялись в опорной чаше с помощью стоматологического цемента, при этом биомеханическая ось бедренной кости располагалась строго вертикально, как это производилось в некоторых исследованиях [9, 10]. В проекции центра головки бедренной кости в вертикальном направлении поочередно прикладывались усилия 1,0; 2,0; 3,0; 6,0 кг. Измерялись изменения величины диастазов под воздействием грузов между торцами костных фрагментов в проксимальной и дистальной зонах бедра по передней, задней, наружной и внутренней поверхностям бедренной кости.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты исследования в первой серии эксперимента представлены в виде графиков (рис. 3, 4, 5, 6). На рисунках по оси абсцисс откладывались значения поперечной силы P , по оси ординат – величины линейных перемещений концевых сечений образца.

Как видно из приведенных данных, спицевой остеосинтез обеспечивает большую по отношению к стержневому остеосинтезу жесткость фиксации лишь при направлении поперечной силы кпереди, что обусловлено прохождением спиц в данной плоскости, в то время как направление стержней-шурупов ближе к сагит-

тальной плоскости. Максимальной стабильностью при приложении поперечной силы во фронтальной плоскости обладает стержневой вариант остеосинтеза. Однако в сагиттальной плоскости большей стабильностью обладает комбинированная спице-стержневая фиксация. При этом смещения торцевого опиала во фронтальной плоскости при данном способе остеосинтеза превышают значения в случае стержневой фиксации лишь в 1,2-1,9 раз.

Результаты исследования во второй серии эксперимента представлены в виде графиков (рис. 7, 8, 9, 10).

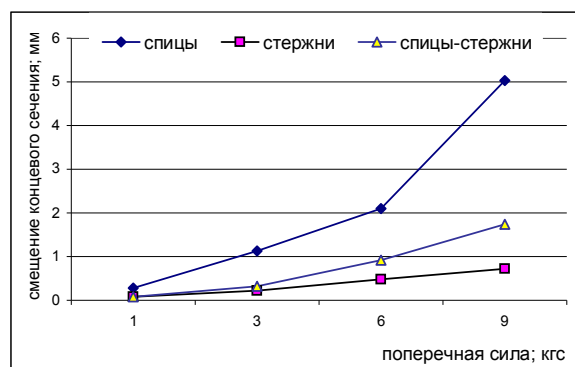


Рис. 3. Величина смещения концевых сечений образца при направлении поперечной силы кнаружи.

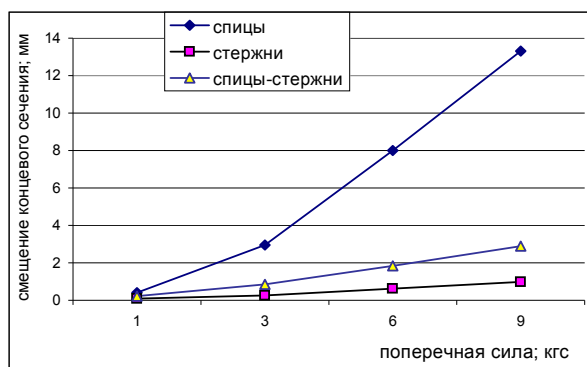


Рис. 4. Величина смещения концевых сечений образца при направлении поперечной силы кнутри.

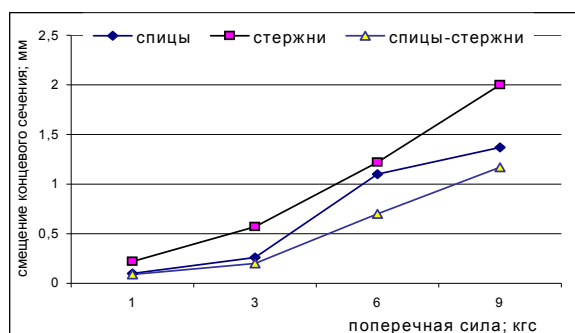


Рис. 5. Величина смещения концевых сечений образца при направлении поперечной силы кпереди.

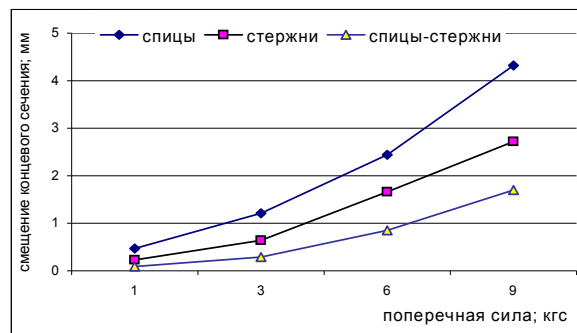


Рис. 6. Величина смещения концевых сечений образца при направлении поперечной силы кзади.

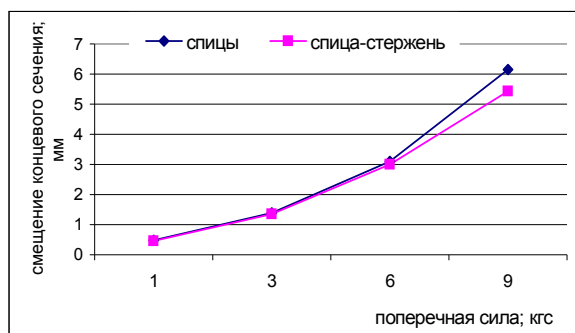


Рис. 7. Величина смещения концевых сечений образца при направлении поперечной силы кнаружи.

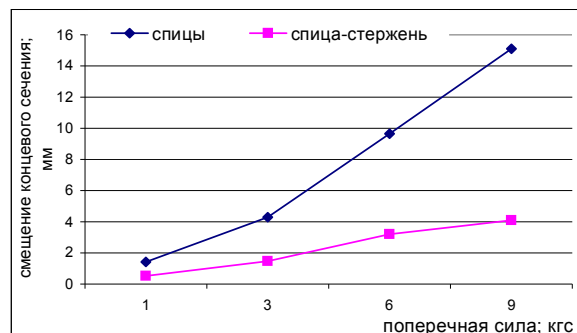


Рис. 8. Величина смещения концевых сечений образца при направлении поперечной силы кнутри.

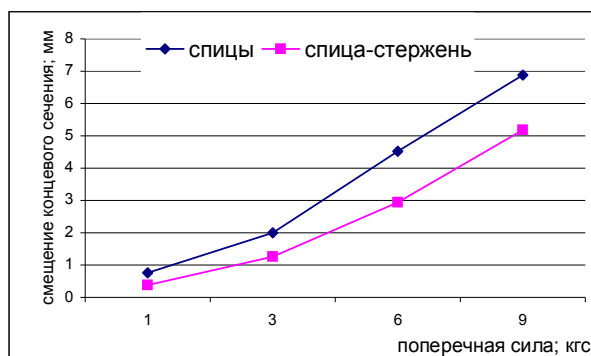


Рис. 9. Величина смещения концевой части образца при направлении поперечной силы кпереди.

Смещение проксимального опиала при направлении сосредоточенной силы кнаружи было практически одинаково в обоих вариантах фиксации во второй серии эксперимента. Это объясняется проведением консольной спицы ниже опоры во фронтальной плоскости при спицевом остеосинтезе. Однако направление смещающей силы кнутри уже вело к увеличению смещения при спицевом остеосинтезе в 2,8-5,2 раз по сравнению с комбинированной фиксацией. Смещение опиала фрагмента, фиксированного лишь спицами, при направлении силы кпереди было больше в 1,3-2,0 раза, а при направлении сосредоточенной силы кзади – в 1,1-1,7 раз.

Результаты третьей серии эксперимента приведены в таблицах 1 и 2.

Как видно из представленных таблиц, при осевой нагрузке на головку бедренной кости в

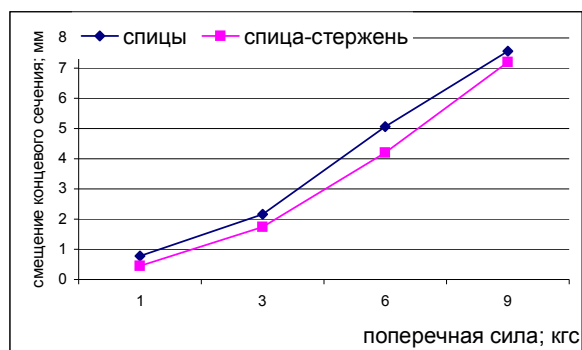


Рис. 10. Величина смещения концевой части образца при направлении поперечной силы кзади.

условиях спицевого остеосинтеза (в результате прогиба спиц) создаются угловые деформации между костными фрагментами – варусная и антекурвационная – в проксимальной и дистальной зонах удлинения. Такой характер угловых смещений возникает, по нашему мнению, в силу анатомических особенностей строения бедренной кости. Соответственно, следует предполагать, что при деформациях проксимального отдела бедра (соха vara, ретроверзии шейки бедренной кости и т.д.) влияние осевой нагрузки на возникновение вышеописанных угловых деформаций при удлинении бедра будет более значительным. При спице-стержневом остеосинтезе тенденция к возникновению варусной деформации на проксимальном и дистальном уровнях гораздо менее выражена.

Таблица 1.

Изменения величины проксимального и дистального диастазов (ΔL) в зависимости от приложенных усилий (P) при спицевом варианте остеосинтеза ($M \pm m$).

P, кгс	ΔL , мм							
	Проксимальная зона удлинения				Дистальная зона удлинения			
	наружная поверх-ть	внутренняя поверх-ть	передняя поверх-ть	задняя поверх-ть	наружная поверх-ть	внутренняя поверх-ть	передняя поверх-ть	задняя поверх-ть
1,0	-0,05±0,01	0,1±0,01	-0,15±0,01	0,3±0,012	0,5±0,021	0,75±0,026	0,6±0,012	0,75±0,036
2,0	0,15±0,02	0,25±0,02	0,5±0,02	0,4±0,029	0,7±0,013	0,8±0,025	0,8±0,033	1,0±0,028
3,0	0,35±0,02	1,15±0,21	0,55±0,023	0,75±0,022	0,75±0,034	0,95±0,05	0,85±0,042	1,35±0,034
6,0	0,8±0,04	2,05±0,23	0,65±0,036	1,1±0,050	1,5±0,09	2,05±0,038	1,3±0,057	2,6±0,11
После снятия грузов	-0,1±0,01	0,15±0,02	0,05±0,01	-0,05±0,007	-0,05±0,008	0,2±0,009	0,35±0,017	0,0±0,0

Таблица 2.

Изменения величины проксимального и дистального диастазов (ΔL) в зависимости от приложенных усилий (P) при спице-стержневом варианте остеосинтеза ($M \pm m$).

P, кгс	ΔL , мм							
	Проксимальная зона удлинения				Дистальная зона удлинения			
	наружная поверх-ть	внутренняя поверх-ть	передняя поверх-ть	задняя поверх-ть	наружная поверх-ть	внутренняя поверх-ть	передняя поверх-ть	задняя поверх-ть
1,0	0,0±0,0	0,1±0,025	0,0±0,0	0,1±0,0	0,5±0,024	0,95±0,028	0,4±0,017	0,3±0,0
2,0	0,1±0,005	0,2±0,021	0,25±0,032	0,15±0,006	0,7±0,042	1,2±0,034	0,55±0,028	0,65±0,017
3,0	0,2±0,01	0,4±0,039	0,35±0,028	0,45±0,032	0,8±0,028	1,6±0,017	0,7±0,017	1,0±0,024
6,0	0,5±0,023	1,3±0,065	0,85±0,047	1,0±0,05	1,2±0,017	2,1±0,023	1,75±0,027	1,3±0,03
После снятия грузов	0,15±0,01	0,3±0,01	0,15±0,01	0,2±0,065	0,1±0,017	0,2±0,017	0,0±0,0	0,2±0,017

Ранее выполненные исследования на моделях, проведенные в нашем Центре, позволили определить оптимальные условия остеосинтеза аппаратом Илизарова с точки зрения повышения жесткости фиксации костных фрагментов при монолокальном дистракционном остеосинтезе [1, 4, 5]. В клинических условиях, например при удлинении бедра, далеко не всегда удается соблюсти оптимальный угол перекреста спиц, направление их проведения и количество. Ряд авторов использует вместо спиц стержни-шурупы для фиксации проксимального фрагмента бедра, объясняя это необходимостью снижения громоздкости аппарата, а также для предотвращения трансфиксации большого мышечного массива мягких тканей [7,12]. Кроме того, в ряде биомеханических исследований стабильности фиксации костных отломков, при различных вариантах остеосинтеза, доказывалась большая жесткость (ригидность) при использовании стержней-шурупов по сравнению со спицевым остеосинтезом [8,13]. Особый интерес представляет исследование Ph.Merloz et coll. [7], выполненное на модели, имитирующей дистракционный остеосинтез бедра, когда образцы из поливинилхлорида, закрепленные в опорах аппарата Илизарова, подвергались воздействиям компрессирующих, торсионных и поперечных усилий. Смещения образцов регистрировались в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Авторы приходят к выводу, что жесткость фиксации "стандартного" аппарата Илизарова является наилучшей. Ее превосходит лишь жесткость фиксации, создаваемая при использовании трех стержней-шурупов, закрепленных в проксимальной дуге 120°. В статье рекомендуется использование стержневого варианта фиксации проксимального костного фрагмента в дуге сектором 120° ввиду анатомических особенностей этого сегмента и для удобства пациента. Однако такая компоновка значительно затрудняет управление положением костных фрагментов, а кроме того, несимметричное расположение стержней между опорами аппарата резко увеличивает изгибающие и крутящие моменты в проксимальной опоре [11], что очень нежелательно при данном способе остеосинтеза.

При выборе имплантируемых фиксаторов важно учитывать еще два важных аспекта. Во-первых, ригидность фиксации, создаваемой стержнями, замедляет костную регенерацию, тогда как микроподвижность вдоль оси сегмента способствует быстрейшему формированию регенерата [14]. При использовании монолатеральных ригидных фиксаторов хирурги даже вынуждены вводить эластический элемент в конструкцию аппарата (Orthofix, например), что позволяет снизить индекс остеосинтеза при удлинении бедра [2]. Во-вторых, стержни вызывают остеолитический процесс гораздо более значимый, чем

спицы [7]. Тем не менее известный способ фиксации проксимального и промежуточного фрагментов бедренной кости при билокальном дистракционном остеосинтезе [1] с помощью 3-4 перекрещивающихся спиц, закрепленных в дуге аппарата Илизарова, неизбежно сопровождается диафиксацией большого массива мягких тканей, что может предрасполагать к инфекционным осложнениям. Кроме того, небольшой угол перекреста спиц (40-50°) в силу анатомических причин не обеспечивает необходимую стабильность фиксации.

Работ, посвященных поиску оптимальной компоновки аппарата чрескостного остеосинтеза при билокальном удлинении бедра с точки зрения создания максимальной жесткости фиксации при сохранении возможности управления положением костных фрагментов, нет. Заслуживает внимания единственная работа, вышедшая из стен нашего Центра, где доказывалось на примере билокального удлинения голени необходимость повышения жесткости промежуточной опоры за счет проведения дополнительных спиц для сохранения оптимального среднесуточного темпа удлинения на обоих уровнях [6]. Однако увеличение количества спиц на уровне средней трети бедра, где объем мышечной ткани значителен, клинически нецелесообразно. С другой стороны, использование лишь стержней-шурупов, фиксированных в короткой дуге, резко ограничивает возможность аппарата внешней фиксации управлять положением костных фрагментов в процессе лечения.

На наш взгляд, применение комбинированного спице-стержневого остеосинтеза проксимальной и промежуточной опор при БДОБ имеет следующие преимущества:

- увеличение жесткости фиксации по сравнению со спицевым вариантом в 1,2-13,4 раз одновременно с уменьшением количества диафиксирующих спиц, проходящих через мышечный массив;
- в сравнении со стержневым вариантом - легкость в управлении положением костных фрагментов и уменьшение наибольшего изгибающего и крутящего моментов за счет симметричного расположения соединительных стержней;
- в сравнении со стержневым вариантом - возможность остеосинтеза костных фрагментов, незначительных по длине и диаметру, что крайне важно при билокальном дистракционном остеосинтезе бедра у детей.

На модели БДОБ на сухом препарате бедренной кости было получено подтверждение большей жесткости фиксации комбинированного спице-стержневого остеосинтеза по сравнению с классическим спицевым при осевой нагрузке. Приложение осевой нагрузки способствует возникновению варусно-антекурвационной

деформации на обоих уровнях удлинения. Однако известно, что при удлинении бедра характерными деформациями на уровне дистального регенерата являются вальгусная и антекурвационная [1]. Это противоречие объясняется тем, что в возникновении вальгусной деформации такой компонент, как усилия противодействия удлинению мягкотканного компонента по наружной поверхности бедра (главным образом fascia lata), преобладает над усилиями, возникающими при осевой нагрузке на нижнюю конечность, которые к тому же непостоянны.

Таким образом, осуществляя остеосинтез бедра для его удлинения, следует учитывать возможные смещения костных фрагментов при осевой нагрузке конечности во время ходьбы больного.

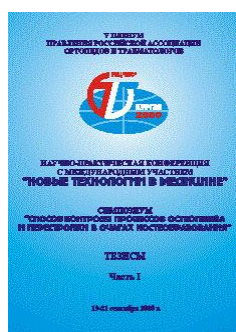
Комбинированный спице-стержневой билокальный дистракционный остеосинтез бедра позволяет сохранить все положительные стороны циркулярной фиксации и значительно увеличить жесткость фиксации при уменьшении диафиксирующих элементов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. - М.: Медицина, 1998. - 192с.
2. Pouliquen J.C., Glorion Ch., Langlais J. Allongement de membres par la méthode du callotasis // Les techniques d'allongement progressif et de réaxation des membres chez l'adulte et chez l'enfant. Une sélection des Conférences d'Enseignement de la SOFCOT, Paris, Expansion Scientifique Publications. - 1997. - P. 85-94.
3. Saleh M., Hamer A.J. Bifocal limb lengthening: a preliminary report // J. Pediatr. Orthop. Part B. - 1993. - Vol. 2, № 1. - P. 42-48.
4. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Складар. - Курган: Периодика, 1995. - 165 с.
5. К вопросу о фиксирующей способности одной кольцевой опоры аппарата Г.А. Илизарова / Г.А. Илизаров, Н.С. Емельянова, В.И. Ледяев, М.С. Бардина // Чрескостный компрессионный и дистракционный остеосинтез в травматологии и ортопедии: Сб. науч. тр. КНИИЭКОТ. - Курган, 1972. - Вып.1 - С.48-55.
6. Попков А.В., Гореванов Э.А., Аборин С.А. Некоторые биомеханические условия билокального дистракционного остеосинтеза // Гений ортопедии. - 2000. - № 4. - С.19-23.
7. Rigidite tridimensionnelle de l'appareil d'Illizarov (original et modifié) implanté au fémur. Etude expérimentale et deductions cliniques / Ph. Merloz, N. Maurel, D. Marchard et al. // Rev. Chir. Orthop. - 1991. - Vol. 77. - P. 65-76.
8. Bonnel F., Temoingt P., Micaleff J.P. Etude biomechanique comparative des fixateurs externes (tibia et fémur) // Rev. Chir. Orthop. - 1983. - Vol. 69, N 5. - P. 367-370.
9. Maquet P.G. Biomechanics of the hip. - Springer-Verlag, 1985. - 165 p.
10. Badania stateczności stabilizatora Ilizarowa na modelach fizycznych / R. Bedzinski, J. Filipiak, L. Morasiewicz, A. Wall // Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol. - 1994. - T. LIX, Supl. 1. - S. 134-137.
11. Либерман С.Б. К расчету колец аппаратов Илизарова на прочность // Чрескостный компрессионный, дистракционный и компрессионно-дистракционный остеосинтез в травматологии и ортопедии: Сб. науч. тр. КНИИЭКОТ. - Челябинск, 1976. - Вып.2. - С.152-157.
12. Catagni M.A. et al. Advances in Ilizarov apparatus assembly / M.A. Catagni, V. Malzev, A. Kirienko / Editor: A. Bianchi Maiocchi. - 1994.
13. McCoy T.M., Chao E.Y.S., Kasman R.A. Comparaison of mechanical performance in four types of external fixators // Clin. Orthop. - 1983. - N 180. - P. 23-34.
14. Bronson D.G., Samchukov M.L., Birch J.G. The effects of hybrid Ilizarov frames on axial stability // 8th Ann. Scient. Meeting. 1st ASAMI Intern. Meeting. - North America, 1998. - P. 3.

Рукопись поступила 16.07.01.

Предлагаем вашему вниманию



Тезисы докладов научно-практической конференции с международным участием "Новые технологии в медицине" и симпозиума "Способы контроля процессов остеогенеза и перестройки в очагах костеобразования". В 2-х частях. - Курган, 2000. - 495 с.