

ЛЕЧЕНИЕ ПЕРИПРОТЕЗНЫХ ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ МЕТОДОМ ЧРЕСКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭКСТРАКОРТИКАЛЬНЫХ ФИКСАТОРОВ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

Л.Н. Соломин, В.А. Виленский

ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава»,
директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов
Санкт-Петербург

По данным разных авторов, перипротезные переломы (ПП) при первичном эндопротезировании составляют от 0,5% до 2,8% [2, 5, 9, 10, 13]. «Поздние» или «истинные» ПП возникают в сроки от 1 месяца до 10 и более лет после операции. По своей природе они являются усталостными, т.к. обычно возникают при минимальной травме [2].

Большинство авторов отдают предпочтение оперативному методу лечения ПП. Наиболее часто при ПП используются пластины с угловой стабильностью [7, 8, 9, 11]. Вместе с тем, их применение имеет ряд существенных недостатков. Лишенный интрамедуллярного кровоснабжения, костный фрагмент оказывается ограниченным и в периостальном кровоснабжении. Кроме этого, жесткость накостного остеосинтеза, а, следовательно, возможность функционального лечения, напрямую зависит от травматичности метода.

Чрескостный остеосинтез имеет ограниченное применение при наличии в костномозговой полости инородного тела ввиду затруднений при проведении традиционных чрескостных элементов: спиц и стержней-шурупов [6]. Однако представляется перспективным более широко использовать присущие методике малую травматичность, возможность закрытой репозиции и стабильной фиксации.

Цель настоящего исследования – разработать основы метода внешней фиксации при перипротезных переломах бедренной кости.

В РНИИТО им. Р.Р. Вредена предложено специальное устройство – *экстракорткальный фиксатор* (ЭФ) (патент на изобретение № 2237866), который позволяет фиксировать в опоре любого аппарата костные фрагменты при наличии в их костномозговой полости массивного инородного тела: металлического стержня, ножки эндопротеза и т.п.

Экстракорткальный фиксатор (рис. 1) состоит из двух основных частей: погружной части, при помощи которой осуществляется контакт фиксатора с костью, и наружной, которая присоединяется к опоре аппарата внешней фиксации. Погружная часть ЭФ имеет две располагающиеся параллельно крючкообразные лапки (1). Своим основанием лапки жестко соединены с хвостовиком (2), который представляет собой полый стержень с внутренней резьбой. Внутри хвостовика ввинчивается остроконечный стержень (3), имеющий на своем основании головку под ключ (4).

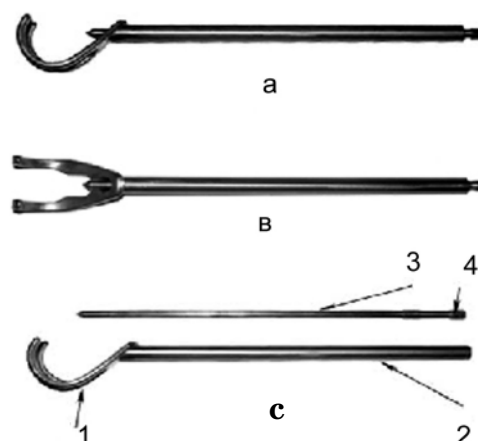


Рис. 1. Экстракорткальный фиксатор: а – вид сбоку; в – вид спереди; с – в разобранном состоянии; 1 – крючкообразные лапки; 2 – хвостовик; 3 – остроконечный стержень; 4 – головка под ключ.

Для оптимизации ЭФ было необходимо определить оптимальную форму погружной части, а также типоразмеры ее и хвостовика. При исследованиях была использована система коор-

динат метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза (методические рекомендации № 2002/134, www.aotrf.org/site/metod.html) и атлас рекомендуемых позиций для проведения чрескостных элементов [3, 4, www.aotrf.org/site/atlas.html]. Согласно этой системе, бедро делится на 8 равноудаленных уровней. Уровни I и VIII были исключены из исследований из-за отсутствия необходимости установки здесь ЭФ. Искомые параметры определялись на каждом уровне с учетом того, что ЭФ будет вводиться в проекции рекомендуемых позиций (отсутствие магистральных сосудов и нервов, минимальное смещение мягких тканей).

Выполнялись распилы трупных бедренных костей на исследуемых уровнях. В дальнейшем данные срезы обрабатывались в компьютерной программе Macromedia Flash. Каждый срез преобразовывался в программу в векторный вариант, в результате получался его контур. Всего проанализировано 64 среза.

В дальнейшем, используя имеющиеся опции программы, позволяющие изобразить ту или иную форму погружной части фиксатора и расположить её в проекции любой из рекомендуемых позиций, были рассмотрены различные варианты погружной части ЭФ (рис. 2).

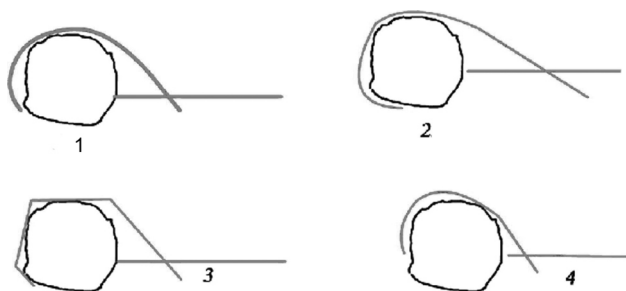


Рис. 2. Исследуемые варианты формы погружной части ЭФ.

Основными критериями оценки пригодности той или иной формы погружной части ЭФ были: наличие необходимых 4 точек контакта между костью и ЭФ (в точке контакта острия стержня с костью, на каждой из лапок напротив остроконечного стержня и на вогнутой поверхности лапок) и легкость заведения лапок ЭФ за кость через минимальный доступ в мягких тканях.

Для определения необходимых *типоразмеров погружной части ЭФ* выполнено антропометрическое исследование. Для этого по 100 рентгенограммам, выполненным в прямой и боковой проекциях, измерялась ширина диафиза на всех исследуемых уровнях. Полученные данные обрабатывались в программе Makromedia

Flash, позволяющей визуально сопоставить имеющуюся форму и размеры бедренной кости на том или ином уровне с различными формами погружной части экстракортикального фиксатора и их размерами (рис. 3).

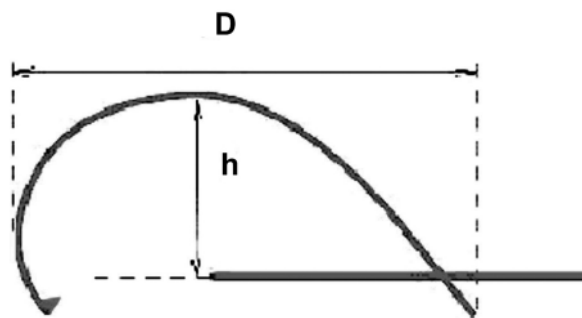


Рис. 3. Основные размеры погружной части ЭФ.

Для определения *типоразмеров длины хвостовика ЭФ* имитировалась фиксация кости в рекомендуемых позициях на разных уровнях к кольцевым опорам разных размеров (160, 180, 200, 220). При этом учитывалось распределение мягких тканей на этих уровнях.

Кроме этого, с применением новой медицинской технологии № ФС-2005/021 [2, <http://www.aotrf.org/site/rekomend.htm>] были исследованы показатели жесткости остеосинтеза модулей на основе экстракортикальных фиксаторов при моделировании осевой, поперечной и ротационной нагрузок. Исследовались следующие конструкции:

- кольцевая опора диаметром 160 мм, в которой имитатор кости закреплен одним ЭФ: II,9,90 (МЭФ);
- кольцевая опора диаметром 160 мм, в которой имитатор кости закреплен одним ЭФ; фиксатор снабжен зубцами на концах лапок: II,9,90 (МЭФ зуб) (рис. 3);
- кольцевая опора диаметром 160 мм, в которой имитатор кости закреплен двумя ЭФ, введенными под углом 60° друг к другу (ЭФ2 М1 гр.60): II,11,90; III,8,90 (ЭФ2 М1 гр.60);
- две опоры диаметром 160 мм, в каждой из которых закреплено по одному ЭФ; фиксаторы параллельны друг другу: II,9,90 — IV,9,90 (ЭФ2М2 гр.0);
- две опоры диаметром 160 мм, в каждой из которых закреплено по одному ЭФ; фиксаторы введены под углом 60° по отношению друг к другу (ЭФ2М2 гр.60): II,11,90 — IV,8,90 (ЭФ2М2 гр.60).

Исследуемые конструкции сравнивались по жесткости с эталонным модулем, собранным на основе двух опор диаметром 160 мм: I,2-8; I,4-10 — IV,3-9 (М2э).

Анализ формы бедренной кости на уровнях II – VII позволил определить оптимальную геометрию погружной части ЭФ для фиксации кости при введении его в рекомендуемых позициях на уровнях II – VI (рис. 2.1). Величина радиуса кривизны лапок (больше половины окружности кости) и эксцентричная фиксация хвостовика к ним необходимы для того, чтобы при вывинчивании остроконечного стержня он прижимал кость не только к расположенной напротив него внутренней поверхности лапок, но и возникала сила, прижимающая кость «вовнутрь» лапок. Таким образом, при ввинчивании остроконечного стержня после упора его в кость возникает, как минимум, четыре «точки» фиксации кости: в точке контакта острия стержня с костью, на каждой из лапок напротив остроконечного стержня и на вогнутой поверхности лапок.

На уровне VII бедра, из-за конусовидного расширения кости в дистальном направлении, радиус лапки, располагающейся на кости дистальнее, должен быть на 10% больше, чем у лапки, располагающейся проксимальнее (рис. 4).

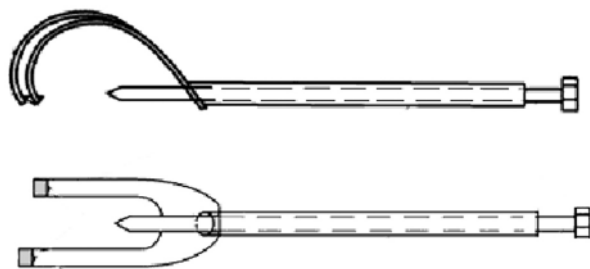


Рис. 4. Экстракортикальный фиксатор, используемый на уровне VII.

На основе антропометрических исследований определены 2 типоразмера экстракортикальных фиксаторов, используемых на уровнях II – VI по погружной части (табл. 1).

лены 2 типоразмера погружной части и 3 – по длине хвостовика. Таким образом, набор ЭФ должен включать в себя 12 типоразмеров (табл. 1).

В результате стендовых исследований жесткости остеосинтеза при использовании ЭФ получены следующие результаты (табл. 2).

Эксперимент показал, что жесткость фиксации костного фрагмента одним ЭФ (Мэф) ниже на 62%, чем у эталонного модуля второго порядка (М2э). Таким образом, фиксация костного фрагмента опорой на основе одного ЭФ недостаточна.

Жесткость фиксации костного фрагмента в одной опоре двумя ЭФ, введенными под углом 60° (ЭФ2 М1 гр.60), превышает аналогичную для М2э при нагрузке во фронтальной плоскости и сагиттальной на 32% и 55% соответственно; при дистракции – на 48%, при компрессии – на 51%, при ротации – на 15%. Следовательно, жесткость фиксации М1 на основе 2 ЭФ, введенных под углом 60°, достаточна для фиксации костного фрагмента.

Жесткость фиксации костного фрагмента двумя ЭФ, введенными под углом 60° и фиксированными к двум опорам (ЭФ2М2 гр.60), превышает аналогичную М1 на основе 2 ЭФ при нагрузке во фронтальной и сагиттальной плоскостях на 47% и 46% соответственно; при дистракции – на 14%, при компрессии – на 13%, при ротации – на 17%.

Жесткость фиксации костного фрагмента двумя ЭФ, введенными параллельно друг другу и фиксированными к двум опорам (ЭФ2М2 гр.0), ниже на 17% при исследовании ротации и приблизительно равна аналогичной для М2 на основе двух ЭФ, введенных под углом 60° при исследовании поперечной и продольной нагрузок. Таким образом, компоновка (ЭФ2М2 гр.60) является наиболее жесткой.

Таблица 1

Типоразмеры ЭФ

По погружной части ЭФ	Типоразмер I	D = 57 мм; h = 25 мм
	Типоразмер II	D = 79 мм; h = 31 мм
По погружной части ЭФ, используемого на VII уровне	Типоразмер I	Дистальной лапки: D = 78 мм; h = 30 мм. Проксимальной лапки: D = 70 мм, h = 27 мм; Длина выдвижной части стержня – 38 мм
	Типоразмер II	Дистальной лапки: D = 93 мм; h = 36 мм. Проксимальной лапки: D = 84 мм, h = 33 мм Длина выдвижной части стержня – 46 мм
По длине хвостовика	Типоразмер I	80 мм
	Типоразмер II	100 мм
	Типоразмер III	120 мм

По длине хвостовика определены 3 типоразмера экстракортикальных фиксаторов. Для фиксаторов, используемых на уровне VII, также опреде-

снабжение лапок ЭФ остроконечными зубцами позволяет увеличить жесткость фиксации костного фрагмента при поперечной и продоль-

ной нагрузках в 2 раза, при ротационной – на 27%. Жесткость остеосинтеза на основе данного фиксатора несколько превышает жесткость эталонного чрескостного модуля. Это подтверждает, что фиксация костного фрагмента опорой на основе одного ЭФ с зубцами является достаточно жесткой для осуществления стабильного остеосинтеза, что крайне необходимо в случае переломов, когда невозможно расположить на кости второй ЭФ.

ЭФ апробирован в клинике при лечении 7 пациентов. У трех из них были перипротезные переломы типа С по Ванкуверской классификации [12]; у одного – травматическая деформация бедра после перипротезного перелома типа С и у двух пациентов – ложные суставы бедренной кости при наличии интрамедуллярного стержня. Во всех случаях переломы были успешно консолидированы. Сроки фиксации составили

от 2 до 4 месяцев. У одного пациента возникло воспаление мягких тканей в области одного из ЭФ, которое купировали консервативно.

Клинический пример.

Больной С., 47 лет, 09.07.2006 получил закрытый перипротезный перелом левой бедренной кости типа С (рис. 5.1, 5.2). 27.07.2006 были выполнены закрытая репозиция и фиксация перелома при помощи аппарата внешней фиксации. При этом проксимальный фрагмент был фиксирован при помощи двух ЭФ (рис. 5.3). Стабильность остеосинтеза позволила приступить к раннему восстановлению функции опоры и движения конечности (рис. 5.4). Использование модульной трансформации [3] позволило динамизировать и минимизировать компоновку аппарата к концу периода фиксации (рис. 5.5, 5.6, 5.7, 5.8). Перелом сросся, аппарат демонтирован через 3,5 месяца после операции (рис. 5.9, 5.10, 5.11, 5.12).

Таблица 2

Результаты стеновых исследований жесткости остеосинтеза при использовании ЭФ

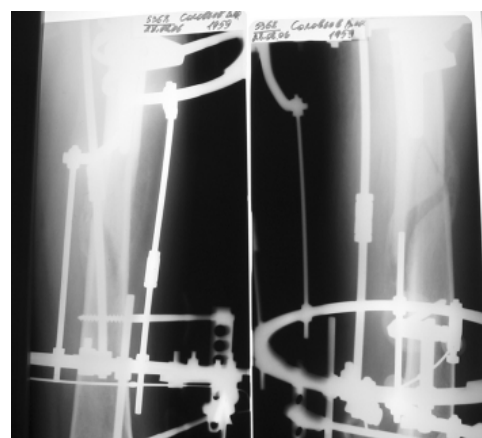
	Ротационная жесткость, Нмм/град	Поперечная жесткость		Продольная жесткость	
		Сагиттальная плоскость, Нмм/град	Фронтальная плоскость, Нмм/град	Дистракция, Н/мм	Компрессия, Н/мм
K _{M2a}	16,0	8,9	15,6	54	54
K Мэф	12,0	5,1	10	33,3	33,3
КЭФ2М1 гр.60	18,81	19,80	22,77	104,8	110
КЭФ2М2 гр.60	23	36,6	41,7	121,8	127,2
КЭФ2М2 гр.0	18,86	27,05	58,2	117	119,6
K Мэф зуб.	16,4	20	22	60	55



5.1



5.2



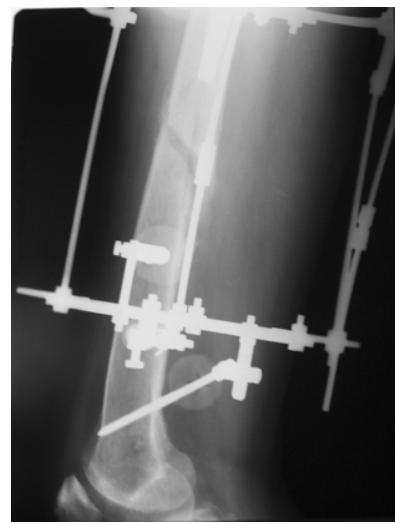
5.3



5.4



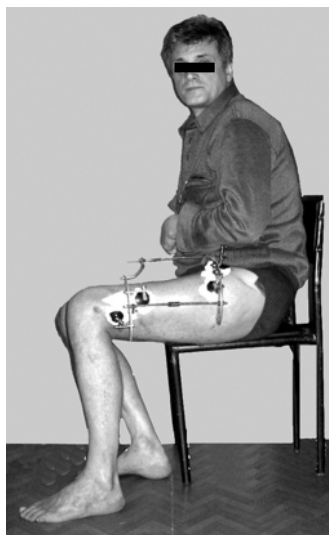
5.5



5.6



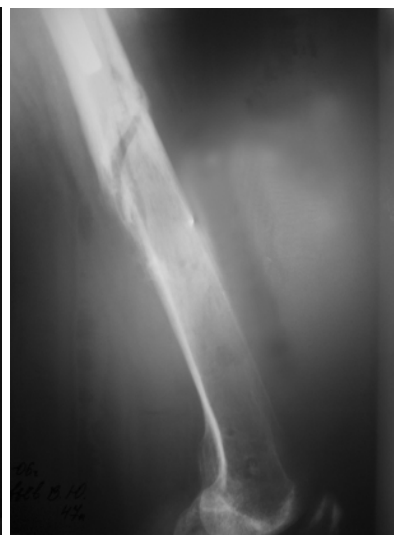
5.7



5.8



5.9



5.10



5.11



5.12

Рис. 5. Внешний вид и рентгенограммы больного С. в процессе и после лечения: 5.1, 5.2 — до операции; 5.3, 5.4 — после операции; 5.5, 5.6, 5.7, 5.8 — после осуществления модульной трансформации; 5.9, 5.10, 5.11, 5.12 — после снятия аппарата.

Выводы

1. Набор для чрескостного остеосинтеза должен включать 12 типоразмеров ЭФ.

2. Жесткость чрескостного остеосинтеза при использовании ЭФ является достаточной для раннего восстановления функции опоры и движения поврежденной конечности.

3. Лечение перипротезных переломов бедра со стабильным имплантом методом чрескостного остеосинтеза на основе ЭФ является перспективным направлением и требует дальнейшего внедрения и развития.

Литература

1. Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операции / Н.В. Корнилов [и др.]. — СПб. : Изд-во РосНИИТО им. Р.Р. Вредена МЗ РФ, 2005. — 31 с.
2. Неверов, В.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В.А. Неверов, С.М. Закари. — СПб. : Образование, 1997. — 112 с.
3. Соломин, Л.Н. Комбинированный чрескостный остеосинтез диафизарных переломов бедренной кости: пособие для врачей / Л.Н. Соломин, М.В. Андрианов. — СПб., 2003. — 37 с.
4. Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин. — СПб. : МОПСАР АВ, 2005. — 544 с.
5. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава / Н.В. Корнилов [и др.]. — СПб. : ЛИТО-Синтез, 1997. — 291 с.
6. Шершер, Я.И. Компрессионный остеосинтез аппаратом Илизарова при переломе бедренной кости после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава / Я.И. Шершер, Л.Н. Маторин // Ортопедия, травматология. — 1986. — № 11. — С. 64–65.
7. Cable plates and onlay allografts in periprosthetic femoral fractures after hip replacement: laboratory and clinical observations / J.R. Howell [et al.] // Instr. Course Lect. — 2004. — N 53. — P. 99–110.
8. Fares, S.H. The prevention of periprosthetic fractures in total hip & knee arthroplasty / S.H. Fares, A.M. Bassam // Orthop. Clin. N. Am. — 1999. — Vol. 30. — P. 191–206.
9. 144 periprosthetic femoral fractures. Treatment and outcome / E. Tsiridis [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2004. — Vol. 86-B. — P. 303-d.
10. Lewallen, D.G. Periprosthetic fracture of the femur after total hip arthroplasty: treatment and results to date / D.G. Lewallen, D.J. Berry // J. Bone Joint Surg. — 1997. — Vol. 79-A. — P. 1881–1890.
11. Periprosthetic supracondylar fracture of the femur. Is it the end of limb function? / F. Villanueva-Lopez [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2003. — Vol. 85-B. — P. 234-d.
12. The reliability and validity of the Vancouver classification of femoral fractures after hip replacement / O.H. Brady [et al.] // J. Arthroplasty. — 2000. — Vol. 15. — P. 59–62.
13. Tower, S. S. Fractures of the femur after hip replacement: the Oregon experience / S.S. Tower, R.K. Beals // Orthop. Clin. N. Am. — 1999. — Vol. 30. — P. 235–247.