

© Группа авторов, 2011

УДК 616.718.45-001.5-089.227.84

Анализ основных способов остеосинтеза при лечении метадиафизарных и диафизарных переломов бедренной кости

Г. Р. Реквава, А. Ф. Лазарев, А. В. Жадин, А. В. Цискарашвили, К. А. Кузьменков

The analysis of the main osteosynthesis techniques in treatment of metadiaphyseal and diaphyseal femoral fractures

G. R. Rekvava, A. F. Lazarev, A. V. Zhadin, A. V. Tsiskarashvili, K. A. Kuz'menkov

ФГУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Н. Н. Приорова»
Минздравсоцразвития России, г. Москва
(директор — академик РАН и РАМН, заслуженный деятель науки РФ, д. м. н., профессор С. П. Миронов)

На 42 нефиксированных трупных препаратах бедренной кости в условиях экспериментального моделирования с помощью универсальной испытательной машины w + b (walter + bai ag) «LFV-10-T50» (Швейцария) изучены стабилизирующие возможности современных интрамедуллярных и накостных металлоконструкций и стабилизирующие возможности биомеханически обоснованного остеосинтеза аппаратом Илизарова при фиксации типичных двухрычаговых переломов бедренной кости в соответствии с биомеханической классификацией переломов длинных костей, а также прочностные характеристики погружных фиксаторов. Проведен клинический анализ эффективности методов погружной и чрескостной фиксации на основе результатов лечения 57 больных с последствиями переломов метадиафиза и диафиза бедренной кости, лечившихся в ЦИТО с 2003 по 2009 г. В результате проведенных экспериментальных исследований было доказано, что фиксация современными интрамедуллярными и накостными металлоконструкциями при двухрычаговых переломах бедренной кости не всегда отвечает требованиям биомеханической концепции фиксации отломков.

Ключевые слова: бедренная кость; перелом; лечение; сравнительный анализ способов остеосинтеза.

The stabilizing potentials of modern intramedullary and internal metalworks, and those of biomechanically reasonable osteosynthesis with the Ilizarov device have been studied for fixation of typical simple /two-lever/ femoral fractures according to the biomechanical classification of long bone fractures, as well as the strength characteristics of the descending constructions, in 42 cadaveric femoral non-fixed preparations under the conditions of experimental modeling using w+b (walter + bai ag) «LFV-10-T50» universal testing machine (Switzerland). The clinical analysis of the effectiveness of the techniques of descending and transosseous fixation has been made based on the results of treatment of 57 patients with femoral metadiaphyseal and diaphyseal fractures, treated in TsITO in the period of 2003–2009. As a result of the experimental studies performed, we have demonstrated that fixation with modern intramedullary and internal metalworks for simple femoral fractures doesn't not always meet the requirements of the biomechanical conception of fragment fixation.

Keywords: femur; fracture; treatment; comparative analysis of osteosynthesis techniques.

Проблема лечения переломов бедренной кости остается актуальной и в настоящее время ввиду анатомических и функциональных особенностей бедра (большой массив мягких тканей и значительная функциональная нагрузка) [6].

Несмотря на использование современных конструкций, новых материалов и технологий при лечении переломов бедренной кости, процент осложнений и неудовлетворительных результатов остеосинтеза (перелом или миграция металлоконструкции, несросшийся перелом, рефрактуры, ложные суставы, остеомиелит) остается на высоком уровне, достигая 37% [1, 5, 8, 9, 10]. Неудовлетворительные результаты можно объяснить отдельными недостатками предлагаемых методик, неадекватным выбором метода фиксации ввиду отсутствия объективной оценки биомеханиче-

ских свойств бедренной кости на различных уровнях и фиксаторов [2, 3, 6].

Одна из главных проблем в лечении переломов бедренной кости — проблема стабильного остеосинтеза. Биомеханический подход к анализу характера переломов необходим для создания единых принципов оценки степени стабильности фиксации отломков любым способом лечения. Подобная оценка может явиться методом выбора при проведении сравнительного анализа по стабилизирующим возможностям различных фиксаторов по отношению к каждому конкретному случаю перелома бедра [3, 4, 7].

Цель исследования — провести сравнительный анализ стабилизирующих возможностей современных металлоконструкций, применяемых для лечения метадиафизарных и диафизарных переломов бедренной кости.

Биомеханические исследования проводили в испытательной лаборатории «ФГУ ЦИТО им. Н. Н. Приорова» на 31 нефиксированном трупном препарате бедренной кости человека. Забор материала для исследования производился из трупов людей среднего возраста (40–56 лет), нормальной конституции, примерно одного веса, с хорошо развитыми мышцами, без признаков аномалии и повреждений опорно-двигательного аппарата.

Испытания проводили в лабораторном помещении в нормальных условиях при температуре $21 \pm 2^\circ \text{C}$. В качестве испытательного центра использовалась универсальная испытательная машина $w + b$ (walter + bai ag) «LFV-10-T50» (Швейцария).

Клинический анализ эффективности методов погружной и чрескостной фиксации основан на результатах лечения 57 больных с последствиями переломов метадиафиза и диафиза бедренной кости, лечившихся в ЦИТО с 2003 по 2009 год.

Экспериментальное исследование проведено в 2 этапа в определенной последовательности.

I этап — исследования стабилизирующих возможностей погружных металлоконструкций при фиксации двухрычаговых переломов бедренной кости (в соответствии с биомеханической классификацией переломов длинных костей).

II этап — изучение стабилизирующих возможностей биомеханически обоснованного остеосинтеза при фиксации двухрычаговых переломов бедренной кости.

Исследование для определения стабилизирующих возможностей современных погружных металлоконструкций было разделено на два цикла.

Первый цикл исследований — определение стабилизирующих характеристик интрамедуллярных фиксаторов: AFN — антеградный бедренный гвоздь; UFN (1) — универсальный бедренный гвоздь, стабилизированный проксимально одним блокирующим реконструктивным винтом и дистально двумя блокирующими винтами; UFN (2) — универсальный бедренный гвоздь, стабилизированный проксимально двумя блокирующими реконструктивными винтами и дистально тремя блокирующими винтами; PFN-A — антиротационный проксимальный бедренный гвоздь.

Второй цикл — определение стабилизирующих характеристик накостных фиксаторов: LCP — блокируемая компрессионная пластина с угловой стабильностью; DHS — динамическая бедренная система; LCP PF — проксимальная бедренная пластина; LCP DF — дистальная бедренная пластина.

Кривые обозначены соответственно осям нагрузки: Y — нагрузка вдоль оси кости; X — нагрузка во фронтальной плоскости; Z — нагрузка в сагиттальной плоскости; P — проксимальный отломок; D — дистальный отломок; M — промежуточный отломок; 1 — проксимальный конец отломка; 2 — дистальный конец отломка.

Каждый эксперимент проводили до смещения отломка на 1 мм без разрушения кости и металлоконструкции.

Исследования стабилизирующих возможностей современных интрамедуллярных и накостных металлоконструкций при фиксации двухрычаговых переломов бедренной кости

На трупных бедренных костях человека были смоделированы переломы по всем имеющимся основным группам типичных двухрычаговых повреждений. Для каждого подбирались различные современные фиксаторы. Точка приложения силы для каждого отломка находилась на 2 уровнях: на суставном конце отломка и на расстоянии 5 мм от линии перелома. Испытания на каждом уровне проводили в 3 плоскостях: фронтальной, сагиттальной и горизонтальной. Результаты эксперимента приводятся в таблицах 1 и 2.

Исследования стабилизирующих возможностей биомеханически обоснованного остеосинтеза

Для сравнения полученных результатов в качестве эталона эксперимента мы выбрали аппараты внешней фиксации, так как они позволяют создать компоновки, отвечающие всем требованиям биомеханической концепции фиксации отломков. Были созданы модели переломов проксимального метадиафиза, диафиза и дистального метадиафиза бедренной кости. Согласно биомеханической концепции фиксации отломков, монофокальные двухрычаговые переломы методом чрескостного остеосинтеза фиксируют на 2 уровнях (не менее) каждого отломка.

При создании модели перелома проксимального метадиафиза бедренной кости проксимальный отломок фиксировали 3 стержнями, расположенными в виде пространственно жесткой фигуры (треугольник, пирамида). Первый стержень проводили через большой вертел перпендикулярно оси шейки бедренной кости; второй и третий — горизонтально в межвертельной области в сагиттальной и во фронтальной плоскостях, создавая перекрест с углом 80° .

Дистальный отломок фиксировали на 2 уровнях: первый уровень (ближе к перелому) создавали двумя стержнями, проведенными в сагиттальной и во фронтальной плоскостях, создавая перекрест под углом 80° , второй — локализовали в области мышечков бедренной кости двумя перекрещивающимися под углом 90° спицами.

При создании моделей переломов диафиза и дистального метадиафиза бедренной кости элементы крепления на уровнях фиксации ближе к суставным концам не меняли. При переломах диафиза II уровень на проксимальном отломке (ближе к перелому) создавали спицей, проведенной в сагиттальной плоскости, и стержнем, проведенным во фронтальной плоскости, также образуя перекрест под углом 80° , на II уровне дистального отломка (ближе к перелому) проводили две перекрещивающиеся под углом 90° спицы.

При переломах дистального метадиафиза кроме I уровня проксимального отломка (ближе к суставному концу) все уровни создавали двумя перекрещивающимися под углом 90° спицами. Результаты эксперимента приводятся в таблице 3.

Таблица 1

Оценка фиксирующих возможностей погружных металлоконструкций при монофокальных двухрычаговых переломах бедренной кости (в kN)

Уровни воздействия	Ось нагрузки	Перелом на уровне I сегмента				Перелом на уровне II сегмента			
		PFN-A	LFN-2	DHS	LCP PF	поперечный		косой	
						AFN	LCP	AFN	LCP
Y		0,32	0,48	0,20	0,31	0,55	0,27	0,61	0,32
P1	X	0,18	0,22	0,12	0,26	0,14	0,05	0,15	0,05
	Z	0,20	0,26	0,15	0,38	0,16	0,07	0,16	0,07
P2	X	0,22	0,24	0,30	0,31	0,31	0,21	0,33	0,24
	Z	0,24	0,28	0,36	0,45	0,34	0,38	0,34	0,44
D1	X	0,09	0,16	0,23	0,27	0,34	0,20	0,36	0,22
	Z	0,14	0,21	0,34	0,36	0,35	0,35	0,38	0,40
D2	X	0,01	0,07	0,01	0,01	0,12	0,01	0,14	0,01
	Z	0,01	0,11	0,02	0,01	0,13	0,01	0,13	0,01
		Перелом на уровне III сегмента				Перелом на уровне IV сегмента			
		поперечный		косой		поперечный		косой	
		AFN	LCP	AFN	LCP	AFN	LCP	AFN	LCP
Y		0,66	0,32	0,68	0,36	0,72	0,35	0,74	0,38
P1	X	0,16	0,01	0,18	0,01	0,14	0,01	0,13	0,01
	Z	0,15	0,02	0,15	0,02	0,15	0,02	0,16	0,02
P2	X	0,40	0,27	0,45	0,31	0,41	0,25	0,45	0,30
	Z	0,43	0,47	0,43	0,47	0,45	0,47	0,46	0,48
D1	X	0,41	0,25	0,47	0,28	0,44	0,27	0,48	0,32
	Z	0,43	0,45	0,42	0,46	0,47	0,45	0,47	0,49
D2	X	0,14	0,01	0,17	0,01	0,16	0,01	0,17	0,01
	Z	0,11	0,02	0,11	0,02	0,17	0,02	0,19	0,02
		Перелом на уровне V сегмента				Перелом на уровне VI сегмента			
		поперечный				поперечный		косой	
		AFN	LCP	LCP		LFN(1)	LCP DF	LFN(1)	LCP DF
Y		0,52		0,33		0,38	0,42	0,44	0,47
P1	X	0,12		0,01		0,11	0,01	0,12	0,01
	Z	0,14		0,02		0,14	0,01	0,16	0,01
P2	X	0,27		0,23		0,15	0,21	0,21	0,28
	Z	0,32		0,37		0,19	0,34	0,20	0,34
D1	X	0,17		0,19		0,16	0,27	0,23	0,33
	Z	0,20		0,32		0,11	0,42	0,11	0,41
D2	X	0,10		0,07		0,08	0,13	0,13	0,18
	Z	0,12		0,09		0,12	0,17	0,14	0,21

Таблица 2

Оценка фиксирующих возможностей погружных металлоконструкций при полифокальных двухрычаговых переломах бедренной кости (в kN)

Уровни воздействия	Ось нагрузки	Полифокальный монополярный двухрычаговый перелом				Полифокальный биполярный двухрычаговый перелом с сегментарным фрагментом	
		с клиновидным фрагментом		с сегментарным фрагментом			
		LFN(2)	LCP	LFN(2)	LCP	LFN(2)	LCP
Y		0,52	0,32	0,47	0,24	0,49	0,27
P1	X	0,12	0,01	0,14	0,02	0,13	0,01
	Z	0,11	0,01	0,15	0,03	0,15	0,01
P2	X	0,40	0,13	0,28	0,11	0,33	0,13
	Z	0,43	0,32	0,31	0,31	0,37	0,28
M1	X	0,21	0,16	0,16	0,14	0,17	0,17
	Z	0,25	0,34	0,20	0,35	0,22	0,31
M2	X	0,19	0,19	0,15	0,15	0,16	0,19
	Z	0,23	0,36	0,18	0,34	0,20	0,37
D1	X	0,42	0,12	0,36	0,14	0,38	0,14
	Z	0,45	0,30	0,38	0,29	0,43	0,29
D2	X	0,08	0,01	0,07	0,01	0,09	0,01
	Z	0,10	0,02	0,09	0,01	0,11	0,02

Оценка стабилизирующих возможностей биомеханически обоснованных компоновок аппарата Илизарова при фиксации монофокальных двухрычаговых переломов бедренной кости (в kN)

Локализация линии излома	Уровень воздействия								
	Y	P1		P2		D1		D2	
		X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
верхней трети	1,90	0,40	0,48	0,36	0,43	0,50	0,66	0,52	0,68
средней трети	2,40	0,40	0,44	0,50	0,68	0,79	0,86	0,55	0,70
нижней трети	2,60	0,38	0,42	0,80	0,90	0,61	0,74	0,61	0,72

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ЭКСПЕРИМЕНТА

На наш взгляд, проведенное экспериментальное исследование объективно демонстрирует картину стабилизирующих возможностей принципиально отличающихся конструкций.

Не каждый из фиксаторов соответствует биомеханическому характеру того или иного конкретного перелома. Выбор фиксатора должен определяться соответствием его технических особенностей биомеханической характеристике данного перелома.

При сравнении перечисленных выше конструкций наилучшие результаты фиксации подвертельного перелома достигаются штифтом LFN (2). Это можно объяснить тем, что штифт LFN (2) располагается на большем протяжении бедренной кости и суставном конце дистального отломка, где отсутствует контакт несущей части фиксатора с костью, осуществляется стабилизация тремя блокирующими винтами, проведенными в разных плоскостях. В результате нейтрализуются все степени свободы в трех взаимно-перпендикулярных плоскостях на всех уровнях фиксации (рис. 1).

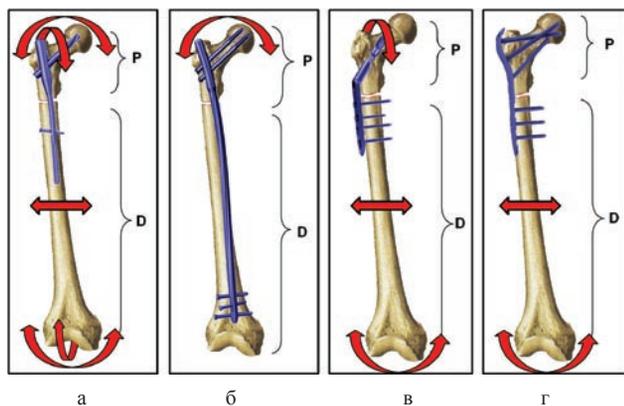


Рис. 1. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации подвертельного перелома бедренной кости интрамедуллярными фиксаторами: а — PFN-A; б — LFN и накостными фиксаторами; в — DHS; г — LCP PF

При сравнении экспериментальных данных при фиксации интрамедуллярным штифтом AFN двухрычагового перелома на уровне II сегмента бедренной кости прочность фиксации выше, чем при фиксации накостной пластиной LCP.

Прочностные характеристики испытываемой накостной пластины на уровне перелома незначительно выше, чем у интрамедуллярного штифта, но из-за малой длины металлоконструкции стабильность фиксации на суставных концах кости отсутствует. В результате прочность вдоль физиологической оси кости была резко снижена (рис. 2).

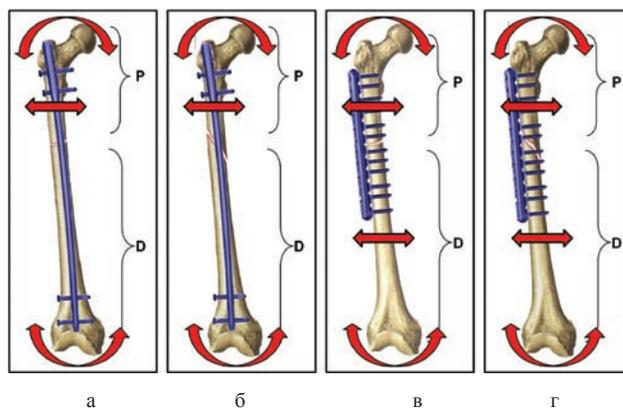


Рис. 2. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации двухрычаговых переломов на уровне II сегмента с поперечной и косой линиями излома: а и б — интрамедуллярным штифтом AFN; в и г — накостной пластиной LCP

При исследовании степени стабильности фиксации штифтом AFN и пластиной LCP переломов на уровнях III и IV сегментов бедренной кости стабильность при использовании штифта AFN во всех экспериментах была выше в 2 раза. При анализе лучшие результаты штифта AFN обусловлены его возможностью нейтрализовать практически все степени свободы обоих отломков при переломах средней трети диафиза бедренной кости за счет длинной несущей части металлоконструкции (рис. 3, а, б).

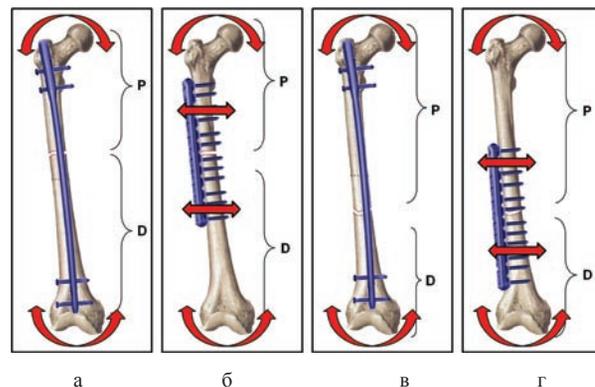


Рис. 3. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации интрамедуллярным штифтом AFN и накостной пластиной LCP переломов на уровнях III и IV сегментов: а и б — с линией излома ближе к проксимальному концу от середины кости; в и г — с линией излома ближе к дистальному концу

При фиксации накостной пластиной LCP на обоих отломках не нейтрализуются степени свободы: в плоскости А вращательные и поступательные движения,

при этом прочность фиксации длинного отломка ниже, чем короткого. Это можно объяснить установкой пластины меньше, чем на 2/3 длины отломка, отсутствием необходимых уровней фиксации (рычагообладающий отломок должен фиксироваться на двух уровнях на расстояние более 50% от длины отломка) и проведением всех винтов в одной плоскости (количество винтов не влияет на стабильность фиксации) (рис. 3, в, г). Установлено, что стабильность при фиксации переломов на уровне V сегмента бедренной кости штифтом выше, чем пластиной, но в целом жесткость фиксации падает, что можно объяснить анатомическим расширением бедренной кости на этом уровне (рис. 4).

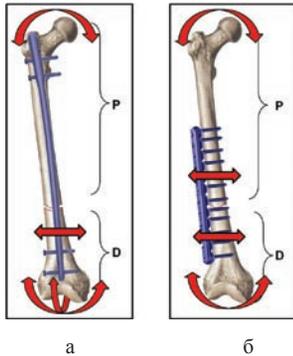


Рис. 4. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации переломов на уровне V сегмента с поперечной линией излома: интрамедуллярным штифтом AFN (а) и наkostной пластиной LCP (б)

При анализе степени стабильности фиксации переломов в области VI сегмента бедренной кости выявлено, что стабильность фиксации наkostной пластиной LCP DF выше, чем интрамедуллярным штифтом LFN (1). Это обусловлено тем, что дистальный отломок фиксирован штифтом только на одном уровне (рис. 5).

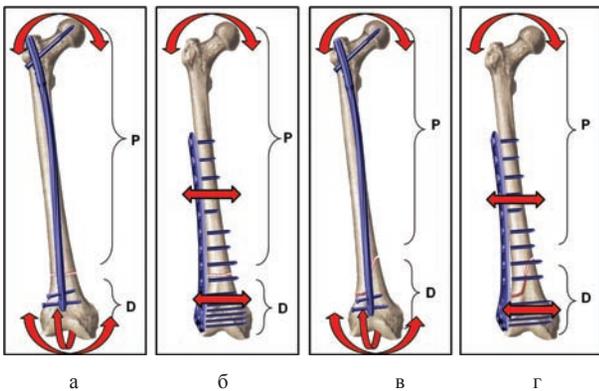


Рис. 5. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации интрамедуллярным штифтом LFN (1) и наkostной пластиной LCP DF переломов на уровне VI сегмента: а и б — с поперечной линией излома; в и г — с косой линией излома

Исследование степени стабильности фиксации полифокальных переломов бедренной кости, которые фиксировали штифтом LFN (2) и пластиной LCP, показало, что на промежуточном отломке при фиксации перелома интрамедуллярным штифтом не нейтрализуется степень свободы в плоскости С — вращательные движения, а при фиксации наkostной пластиной — степень свободы в плоскости А — поступательные движения.

Стабильность при использовании штифта LFN (2) в целом во всех экспериментах выше. Следует обратить внимание на тот факт, что, несмотря на соответствующий диаметр испытуемой металлоконструкции поперечному сечению бедренной кости, при воздействии на промежуточный отломок получены сравнительно более низкие цифры, чем при нагрузке на проксимальные и дистальные отломки. Это можно объяснить блокированием винтами несущей части фиксатора на проксимальном и дистальном отломках (рис. 6, а, в).

Прочность фиксации пластиной LCP низкая, при этом, промежуточный отломок стабилизирован прочнее, чем периферические отломки, нестабильность проксимального и дистального отломков также объясняется установкой пластины меньше, чем на 2/3 длины отломка, отсутствием необходимых уровней фиксации, проведением всех винтов в одной плоскости. За счет нестабильной фиксации проксимального и дистального отломков в целом прочность фиксации падает (рис. 6, б, г).

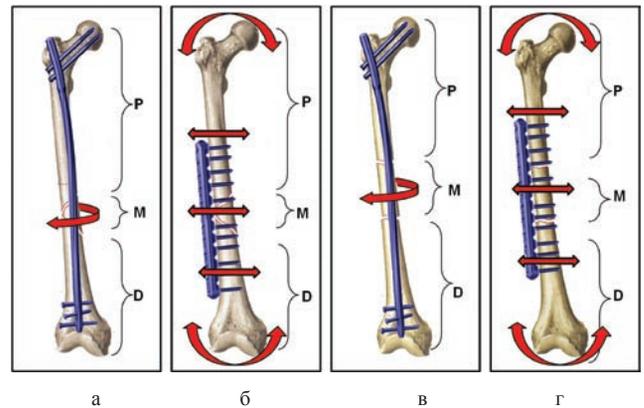


Рис. 6. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации полифокальных переломов бедренной кости интрамедуллярным штифтом LFN (2) и наkostной пластиной LCP: а и б — с клиновидным фрагментом; в и г — с сегментарным фрагментом

Диагноз с учетом биомеханической классификации позволяет выбрать оптимальную компоновку аппарата, обеспечивающую нейтрализацию всех степеней свободы на соответствующем числе уровней стабилизации отломков. Лишь топографо-анатомические особенности каждого отдела бедренной кости определяют типоразмер выбранной компоновки аппарата, углы проведения элементов крепления (спиц, стержней).

Согласно биомеханической концепции фиксации отломков, монофокальные двухрычаговые переломы методом чрескостного остеосинтеза фиксируются созданием не менее двух уровней фиксации на каждом отломке.

Полученные данные при исследовании биомеханически обоснованных компоновок аппарата Илизарова показали, что их стабилизирующие способности значительно выше показателей погружных фиксаторов. Это обусловлено созданием необходимого количества уровней фиксации и нейтрализацией всех шести степеней свободы на каждом уровне фиксации.

Биомеханически обоснованная фиксация позволяет добиться максимально возможной жесткой фиксации

Распределение больных по локализации переломов и проведенному лечению до поступления в ЦИТО

Вид остеосинтеза	Локализация линии излома (сегменты)						Итого
	I	II	III	IV	V	VI	
Интрамедуллярный штифт		5,3%	3,5%	3,5%	10,5%	12,3%	35,1%
Штифт неоднократно	—	—	—	—	3,5%	—	3,5%
Накостный остеосинтез	LCP PF	3,5%	—	—	—	—	3,5%
	LCP	3,5%	1,7%	14%	1,7%	5,3%	29,8%
	LCP DF	—	—	—	—	—	3,5%
	DCS, DHS	5,3%	—	—	—	—	3,5%
Накостная пластина неоднократно	1,7%	—	5,3%	1,7%	1,7%	—	10,5%
Интрамедуллярный и накостный остеосинтез в разное время	1,7%	—	—	—	1,7%	1,7%	5,3%
Всего:	15,8%	7%	22,8%	7%	22,8%	24,6%	100%

костных отломков при любой локализации перелома бедренной кости.

Клиническая часть исследования

Из 57 пациентов 10 поступили с несросшимися переломами, с рефрактурами поступило 2 пациента, 16 — с ложными суставами и 29 — с ложными суставами, осложненными хроническим остеомиелитом.

Все пациенты до поступления в ЦИТО лечились методом погружного остеосинтеза в лечебных учреждениях по месту травмы или по месту жительства (табл. 4).

Миграцию конструкций и потерю достигнутой коррекции на ранних сроках лечения наблюдали у 3 больных после погружного остеосинтеза свежих переломов бедренной кости.

Усталостные переломы пластин и винтов наблюдали в 8 (14%) случаях, которые произошли под действием концентрированной нагрузки на участке фиксатора, расположенном в зоне перелома, что свидетельствует об их малой упругости. В 6 случаях они произошли на ранних сроках лечения до сращения повреждений, что стало причиной вторичных смещений и проведения повторных стабилизирующих операций. В двух других случаях на поздних сроках лечения (от 5 до 8 месяцев), т. е. после начала регенерации, разрушение конструкций вызывало рефрактуру в зоне перелома.

В общей сложности с момента получения травмы до поступления в ЦИТО 11 больных с переломами метадиафиза и диафиза бедренной кости перенесли 42 операции.

Пациентам после поступления в ЦИТО выполнено оперативное вмешательство — удаление металлоконструкций, экономная резекция зоны повреж-

дения, радикальная фистулосеквестрнекрэктомия при необходимости (в случае осложнения хроническим остеомиелитом) и остеосинтез аппаратами (Пичхадзе I и III модели и Илизарова) различной компоновки в зависимости от локализации и биомеханического характера повреждения. При укорочении более 3 см проводили компактотомию с дальнейшим замещением дефекта по Илизарову. Для закрытия мягкотканного дефекта были применены различные методы пластики. Всем пострадавшим проводили соответствующее медикаментозное, физиотерапевтическое и реабилитационное лечение по стандартной схеме.

Длительность фиксации в аппарате при лечении рефрактур составила в среднем 221,5 дня, при лечении несросшихся переломов — 280,5 дня. Средний срок фиксации при лечении ложных суставов — 332,5 дня, а при лечении ложных суставов, осложненных хроническим остеомиелитом, он увеличивался в среднем на 30 дней (365).

Результаты лечения больных с последствиями переломов бедренной кости были изучены с помощью анкетирования и оценены по схеме Улицкого. Отличные результаты мы наблюдали у 30 (52,6%) больных; хорошие у 19 (33,4%); удовлетворительные у 6 (10,5%) и неудовлетворительные — у 2 (3,5%) больных. Неудовлетворительные результаты были связаны с резко выраженным укорочением поврежденной конечности (более 6 см), которое не компенсировалось (восстановление длины конечности по Илизарову), и стойкой контрактурой коленного сустава. Добиться сращения в области поврежденной бедренной кости удалось в 100% случаев.

ВЫВОДЫ

1. Для стабильной фиксации погружными металлоконструкциями метадиафизарных и диафизарных переломов бедренной кости несущая часть фиксатора должна превышать 2/3 длины каждого отломка, фиксируя их минимум на 2 уровнях с разносом элементов фиксации на расстояние не менее 50% длины отломка.
2. Интрамедуллярный остеосинтез, например, штифт UFN эффективен для фиксации переломов

в пределах между проксимальным и дистальным метадиафизом бедренной кости. Для переломов дистального метадиафиза наиболее эффективна пластина LCP DF.

3. При полифокальных переломах бедренной кости степень прочности промежуточного отломка при фиксации интрамедуллярным штифтом UFN и диафизарной пластиной LCP одинаковая.

- | | |
|---|---|
| <p>4. Биомеханически обоснованная компоновка аппарата Илизарова позволяет добиться максимально возможной жесткой фиксации костных отломков при любой локализации перелома диафиза бедренной кости.</p> <p>5. Основной причиной неблагоприятных исходов в лечении переломов бедренной кости во всех случа-</p> | <p>ях была нестабильная фиксация при выборе биомеханически необоснованной металлоконструкции.</p> <p>6. Соблюдение принципов биомеханической концепции при лечении несросшихся переломов и ложных суставов позволило добиться благоприятных результатов сращения бедренной кости в 96,5% случаев.</p> |
|---|---|

ЛИТЕРАТУРА

1. Ключевский В. В. Хирургия повреждений: практ. рук. Ярославль.: ДИА — Пресс., 1999. 845 с.
2. Лазарев А. Ф., Солод Э. И. Биологический погружной остеосинтез на современном этапе // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2003. № 3. С. 20–27.
3. Пичхадзе И. М. Некоторые новые направления в лечении переломов длинных костей и их последствий // Там же. 2001. № 2. С. 40–44.
4. Пичхадзе И. М., Кузьменков К. А., Жадин А. В. Стандарты лечения переломов длинных костей на основе биомеханической концепции фиксации отломков // Кремлевская медицина. 2007. № 1. С. 9–14.
5. Семенистый А. Ю. Проблемы интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза // Травматология и ортопедия XXI века: сб. тез. докл. VIII съезда травматологов-ортопедов России / под ред. С. П. Миронова С. П., Г. П. Котельникова. Самара: Офорт; Самар. ГМУ, 2006. Т. 1. С. 309–310.
6. Соколов В. А., Бялик Е. И., Бояршинова О. И. Выбор метода фиксации сложных переломов длинных костей у пострадавших с политравмой // Современные технологии в травматологии и ортопедии. М., 1999. С. 183–184.
7. Солод Э. И., Лазарев А. Ф. Малоинвазивный остеосинтез переломов. Применение биологически и механически совместимых имплантатов в ортопедии и травматологии. // Внедрение новых технологий в регионах: материалы науч.- практ. семинара с междунар. участием. Великий Новгород, 2006. С. 110–113.
8. Proximal femoral fracture in patients with rheumatoid arthritis / K. Arai [et. al.] // Mod. Rheumatol. 2007. Vol. 17, No 4. P. 317–321.
9. Radiographic outcomes of intertrochanteric hip fractures treated with the trochanteric fixation nail / M. J. Gardner [et al.] // Injury. 2007. Vol. 38, No 10. P. 1189–1196.
10. Rotational malalignment after intramedullary nailing of femoral fractures / R. L. Jaarsma [et. al.] // J. Orthop. Trauma. 2004. Vol. 18, No 7. P. 403–409.

Рукопись поступила 15. 04. 11.

Сведения об авторах:

1. Реквава Георги Роинович — ФГУ «ЦИТО им. Н. Н. Приорова», аспирант 5 отделения последствий травм опорно-двигательной системы и гнойных осложнений.
2. Лазарев Анатолий Федорович — ФГУ «ЦИТО им. Н. Н. Приорова», заведующий I травматологическим отделением, д. м. н., профессор.
3. Жадин Андрей Валериевич — ФГУ «ЦИТО им. Н. Н. Приорова», и. о. заведующего 5 отделением последствий травм опорно-двигательной системы и гнойных осложнений.
4. Цискарашвили Арчил Важаевич — ФГУ «ЦИТО им. Н. Н. Приорова», сотрудник 5 отделения последствий травм опорно-двигательной системы и гнойных осложнений, к. м. н.
5. Кузьменков Константин Александрович — ФГУ «ЦИТО им. Н. Н. Приорова», сотрудник 5 отделения последствий травм опорно-двигательной системы и гнойных осложнений.