

- ed with intramedullary nailing //J. Bone Jt Surg. — 2003. — Vol. 85A, N 4. — P. 604–608.
26. Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H. Manual of internal fixation: techniques recommended by the AO-group. — 2nd ed. — New York, 1979.
27. Schandelmaier P. et al. Distal femoral fractures and LISS stabilization //Injury. — 2001. — Vol. 32, Suppl 3 — P. 55–63.
28. Schmidt A.H., Fankemeier C.G., Tornetta P. Treatment of closed tibial fractures //J. Bone Jt Surg. — 2003. — Vol. 85A, N 2. — P. 352–368.

Сведения об авторах: Лазарев А.Ф. — профессор, доктор мед. наук, зав. травматолого-ортопедическим отделением; Солод Э.И. — доктор мед. наук, старший науч. сотр. отделения; Лазарев А.А. — аспирант отделения.

Для контактов: Солод Эдуард Иванович. 127299, Москва, ул. Приорова, дом 10, ЦИТО. Тел.: (495) 450 09–17. E-mail: doctorsolod@mail.ru

© Коллектив авторов, 2011

СТАБИЛИЗИРУЮЩИЕ ВОЗМОЖНОСТИ СОВРЕМЕННЫХ ПОГРУЖНЫХ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗА МЕТАДИАФИЗАРНЫХ И ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ КОСТИ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

Г.Р. Реквава, Н.С. Гаврюшенко, А.Ф. Лазарев, К.А. Кузьменков

ФГУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» Минздравсоцразвития России, Москва

На 39 нефиксированных трупных препаратах бедренной кости человека в условиях экспериментального моделирования проведено с помощью универсальной испытательной машины w+b (walter + bai ag) фирмы «LFV-10-T50» (Швейцария) изучение фиксирующих возможностей различных элементов крепления современных интрамедуллярных и накостных металлоконструкций, а также прочностных характеристик погружных фиксаторов на разных уровнях бедренной кости и их стабилизирующих возможностей при метадиафизарных и диафизарных переломах бедра. Показано, что фиксация современными интрамедуллярными и накостными металлоконструкциями при метадиафизарных и диафизарных переломах бедренной кости не всегда отвечает требованиям биомеханической концепции фиксации отломков. Выявлены конструкции, обеспечивающие наибольшую стабильность фиксации при переломах бедра на разных уровнях.

Ключевые слова: переломы бедренной кости, внутренний остеосинтез, биомеханическая концепция фиксации отломков.

Stabilizing Potential of Modern Internal Metal Constructions for Osteosynthesis of Metadiaphysal and Diaphysal Femur Fractures (experimental study)

G.R. Rekvava, N.S. Gavryushenko, A.F. Lazarev, K.A. Kuz'menkov

Study of fixation potential of various fastening elements of modern intramedullar and external metal constructions, strength characteristics of internal fixatives at different levels of the femur as well as their stabilizing potential in metadiaphysal and diaphysal femoral fractures was performed on 39 unfixed human cadaveric femur specimens under experimental modeling conditions using universal testing machine w+b (walter + bai ag) "LFV-10-T50" (Switzerland). It was shown that in metadiaphysal and diaphysal femoral fractures fixation with modern intramedullar and external metal constructions not always met the requirements of biomechanical conception of fragments' fixation. Constructions that ensure the highest fixation stability in femoral fractures at different levels were defined.

Key words: femur fractures, internal osteosynthesis, biomechanical conception of fragments' fixation.

Лечение переломов бедренной кости остается актуальной проблемой в связи с распространенностью повреждений данного сегмента, анатомическими и функциональными особенностями бедра [1, 4, 8, 9]. Лечение этих переломов претерпело значительную эволюцию — от самых примитивных способов фиксации отломков до современных методов остеосинтеза [2, 6, 7, 10].

Один из главных аспектов проблемы лечения переломов бедренной кости — стабильный остео-

синтез. Высказывания разных авторов о предпочтительности того или иного оперативного метода лечения и преимуществе какой-либо конструкции фиксатора, как правило, основываются на результатах, полученных в клинической практике, по которым сложно объективно оценить прочность фиксации [4, 5]. Для создания единых принципов оценки степени стабильности фиксации при любых способах лечения необходим биомеханический подход к анализу характера пере-

ломов. Подобная оценка должна стать основой при проведении сравнительного анализа стабилизирующих возможностей различных фиксаторов применительно к конкретному случаю перелома бедра [3].

Большинство биомеханических исследований, которые проводятся во всем мире, свидетельствует о различной степени устойчивости разных фиксаторов к нагрузке. Без учета биомеханических характеристик взаимодействия фиксатора с костью в основных системах стабилизации костных фрагментов [3] успешность применения того или иного имплантата сомнительна. Оценка биомеханических характеристик имплантата является важным моментом в выборе способа лечения переломов длинных костей конечности.

Целью нашего исследования был сравнительный анализ стабилизирующих возможностей современных погружных металлоконструкций, используемых для лечения метадиафизарных и диафизарных переломов бедренной кости, по данным экспериментального исследования.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Проведено 358 экспериментов на 39 трушных препаратах бедренной кости человека. Исследования выполнялись в испытательной лаборатории ЦИТО с помощью универсальной испытательной машины w+b (walter + bai ag) фирмы «LFV-10-T50» (Швейцария). Материал для исследования брали от трушниц среднего возраста (40–56 лет), нормальной конституции, с примерно одинаковой массой тела, хорошо развитыми мышцами, без признаков аномалий и повреждений опорно-двигательного аппарата.

Анализ полученных результатов проводили исходя из постулатов биомеханической концепции фиксации отломков. По этой концепции выделяется четыре системы взаимодействия фиксатора с костью: I — «фиксатор—кость», II — «промежуточное звено», III — «фиксатор—фиксатор», IV — «кость—кость через фиксатор» [3]. Фиксация отломка считается стабильной, если достигнута нейтрализация всех 6 степеней свободы на каждом уровне фиксации.

Исследования по оценке стабилизирующих возможностей современных погружных металлоконструкций были разделены на два цикла. *Первый цикл* — 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 проксимального 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.

Экспериментальные исследования выполняли в три этапа. Все эксперименты проводили до взаимного смещения кости и фиксатора на 1 мм без разрушения кости и металлоконструкции.

I этап — исследование стабильности фиксации в костной ткани различных элементов крепления погружных металлоконструкций при воздействии типичных статических нагрузок. На трушных препаратах бедренной кости было изготовлено 8 моделей (каждая в двух экземплярах) соединений «фиксатор—кость» и «фиксатор—фиксатор», включавших следующие элементы крепления: блокирующий винт; проксимальный винт, блокирующий интрамедуллярный штифт; реконструктивный винт; спиральный клинок интрамедуллярного штифта PFN-A; спиральный клинок системы DHS; канюлированный блокирующий винт LCP; кортикальный винт, проведенный через отверстие для динамической компрессии накостной пластины LCP; блокирующий винт, проведенный через резьбовое отверстие накостной пластины LCP.

Проведено две серии экспериментов: 1-я серия — определение надежности крепления винтов, клинков с различной нарезкой к кости — система «фиксатор—кость»; 2-я серия — исследование надежности соединения между элементами крепления, фиксированными в кости, и несущей частью конструкции (винты в пластине или штифте) — система «фиксатор—фиксатор».

В 1-й серии экспериментов образцы закрепляли в специальных тисках на платформе испытательной машины таким образом, чтобы неподвижной была несущая часть металлоконструкции (интрамедуллярный или накостный фиксатор). Закрепленный на подвижной траверсе машины металлический стержень давил непосредственно на кость, при этом прикладываемая сила распределялась на кость вокруг головки винта. При испытании аналогичных моделей во 2-й серии в тисках неподвижно закрепляли несущую часть металлоконструкции и кость. Закрепленный в испытательной машине металлический стержень давил на винт, точка приложения силы — острый конец винта (рис. 1).

Критерием оценки стабильности фиксации, в экспериментах 1-й серии была величина силы, необходимая для смещения кости на 1 мм относительно несущей части металлоконструкции с закрепленным в ней винтом, в экспериментах 2-й серии — величина силы, необходимая для миграции винта на 1 мм относительно кости и несущей части металлоконструкции. Результаты экспериментов представлены в табл. 1.

II этап — исследование фиксирующих возможностей погружных металлоконструкций на разных уровнях бедренной кости. Как известно, бедренная кость в диафизарной части сужена, а в проксимальном и дистальном отделах, при переходе в метафизарные зоны, конусовидно расширяется. При фиксации бедренной кости в разных ее отделах разные виды металлоконструкций имеют свои преимущества или свои недостатки.

Бедренная кость была разделена на 6 сегментов: I — проксимальный метафиз, II — проксимальный метадиафиз, III — диафиз (ближе к проксимальному концу от середины кости), IV — диафиз (ближе к дистальному концу от середины кости), V — дистальный метадиафиз, VI — дистальный метафиз. Изготовлены модели соединения разных сегментов бедренной кости с металлоконструкциями, а именно с той несущей частью и теми узлами металлоконструкции, которые при выполнении остеосинтеза располагаются в данной области.

Критерием оценки стабильности фиксации была

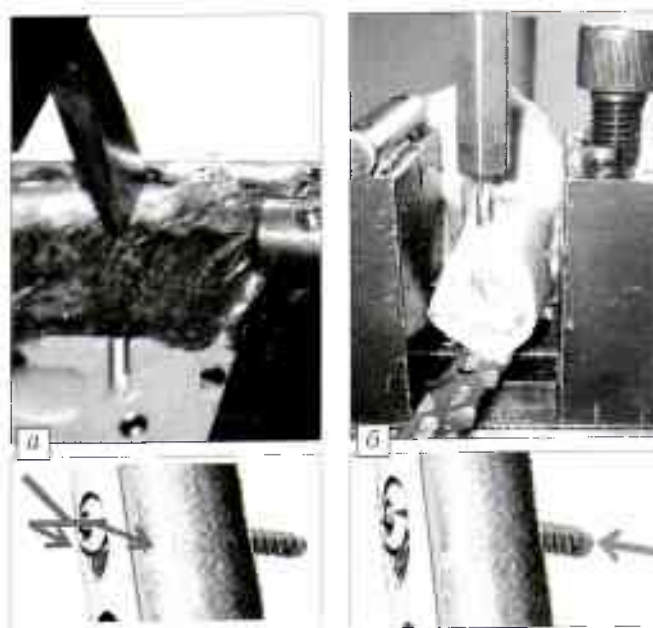


Рис. 1. Закрепление образцов и точка приложения силы в 1-й (а) и 2-й (б) сериях экспериментов.

Табл. 1. Диапазон критических нагрузок (в кН) для элементов крепления в 1-й и 2-й сериях экспериментов

Винты интрамедуллярных металлоконструкций	1-я серия	2-я серия	Винты на костных металлоконструкциях	
			1-я серия	2-я серия
Блокирующий винт	0,12	0,12	Спиральный клинок DHS	0,19 0,80
Блокирующий проксимальный винт	0,09	1,86	Канюлированный винт LCP	0,16 0,86
Реконструктивный винт	0,13	0,13	Кортикальный винт LCP	0,20 0,20
Спиральный клинок PFN-A	0,23	0,96	Блокирующий винт LCP	0,15 0,86

Табл. 2. Оценка фиксирующих возможностей (в кН) интрамедуллярных и на костных металлоконструкций в разных сегментах бедренной кости

Сегменты бедренной кости	Ось нагрузки	Испытуемые металлоконструкции							
		AFN	LFN (1)	LFN (2)	PFN-A	LCP	LCP PF	DHS	LCP DF
I	Y	0,19	0,25	0,40	0,37	0,12	0,42	0,32	-
	X	0,05	0,08	0,15	0,13	0,03	0,18	0,11	-
	Z	0,12	0,15	0,28	0,26	0,16	0,31	0,22	-
II	Y	0,03	0,03	0,03	0,18	0,40	0,40	0,31	-
	X	0,03	0,03	0,03	0,06	0,17	0,17	0,14	-
	Z	0,04	0,04	0,04	0,13	0,32	0,32	0,29	-
III	Y	0,08	0,08	0,08	-	0,42	-	-	-
	X	0,10	0,10	0,10	-	0,18	-	-	-
	Z	0,13	0,13	0,13	-	0,35	-	-	-
IV	Y	0,09	0,09	0,09	-	0,43	-	-	-
	X	0,10	0,10	0,10	-	0,20	-	-	-
	Z	0,14	0,14	0,14	-	0,36	-	-	-
V	Y	0,01	0,01	0,01	-	0,38	-	-	0,38
	X	0,01	0,01	0,01	-	0,16	-	-	0,16
	Z	0,01	0,01	0,01	-	0,30	-	-	0,30
VI	Y	0,24	0,25	0,32	-	0,13	-	-	0,48
	X	0,12	0,17	0,24	-	0,04	-	-	0,22
	Z	0,22	0,18	0,28	-	0,10	-	-	0,42

Примечание: Здесь и в табл. 3: Y — нагрузка вдоль оси кости, X — во фронтальной плоскости, Z — в сагиттальной плоскости.

величина нагрузки, необходимая для смещения кости на 1 мм относительно фиксирующей конструкции. Смещение оценивали в трехмерной системе координат, нулевая точка которой условно находилась в центре исследуемого сегмента бедренной кости (табл. 2).

III этап — исследование стабилизирующих возможностей погружных металлоконструкций при фиксации двухрычаговых переломов бедрен-

ной кости. Моделировали двухрычаговые переломы бедренной кости с фиксацией отломков различными современными фиксаторами. Точка приложения силы для каждого отломка находилась на двух уровнях: на суставном конце отломка и на расстоянии 5 мм от линии перелома. Испытания на каждом уровне проводили в трех плоскостях: фронтальной, сагитальной и горизонтальной (табл. 3).

Табл. 3. Оценка фиксирующих возможностей (в кН) погружных металлоконструкций при монофокальных двухрычаговых переломах бедренной кости

Уровни воздействия	Ось нагрузки	Перелом на уровне I сегмента (поперечный)				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 (поперечный)				Перелом на уровне VI сегмента			
		AFN		LCP		поперечный		косой	
						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

Примечание: P — проксимальный отломок; D — дистальный отломок; 1 — проксимальный конец отломка; 2 — дистальный конец отломка.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ.

На наш взгляд, проведенное экспериментальное исследование объективно демонстрирует стабилизирующие возможности принципиально различающихся конструкций.

Анализ фиксирующих возможностей элементов крепления погружных металлоконструкций

Прочность фиксации винтов, закрепленных в несущей части фиксатора (блокирующий проксимальный винт, клинок PFN-A, клинок DIIS, капсулированный блокирующий винт LCP, блокирующий винт LCP), при приложении силы к винту значительно выше, чем при приложении силы к кости. Прочность фиксации не закрепленных винтов в обеих сериях экспериментов оказалась низкой независимо от точки приложения силы (см. табл. 1).

При биомеханическом анализе нейтрализации степеней свободы в системах «фиксатор—кость» и «промежуточное звено» установлено, что в системе

«фиксатор—кость» всегда остаются не нейтрализованные степени свободы: в сагиттальной плоскости — вращательное движение и во фронтальной плоскости — движение по горизонтали, ведущее к нарушению прочности контакта винтовой нарезки с костью (рис. 2). Отсутствие прочной связи между винтом и несущей частью конструкции способствует снижению стабильности «промежуточного звена»: таким образом, между элементами крепления (винт) и несущей частью фиксатора (пластина или штифт) также остаются не нейтрализованные упомянутые выше степени свободы (см. рис. 2).

Надежное блокирование винтов в несущей части фиксатора значительно повышает степень стабильности в системе «промежуточное звено», поскольку здесь нейтрализуются все степени свободы (рис. 3). Однако в системе «фиксатор—кость» все-таки остаются две не нейтрализуемые степени свободы: во фронтальной плоскости — движение по горизонтали и в сагиттальной плоскости — вращательное движение.

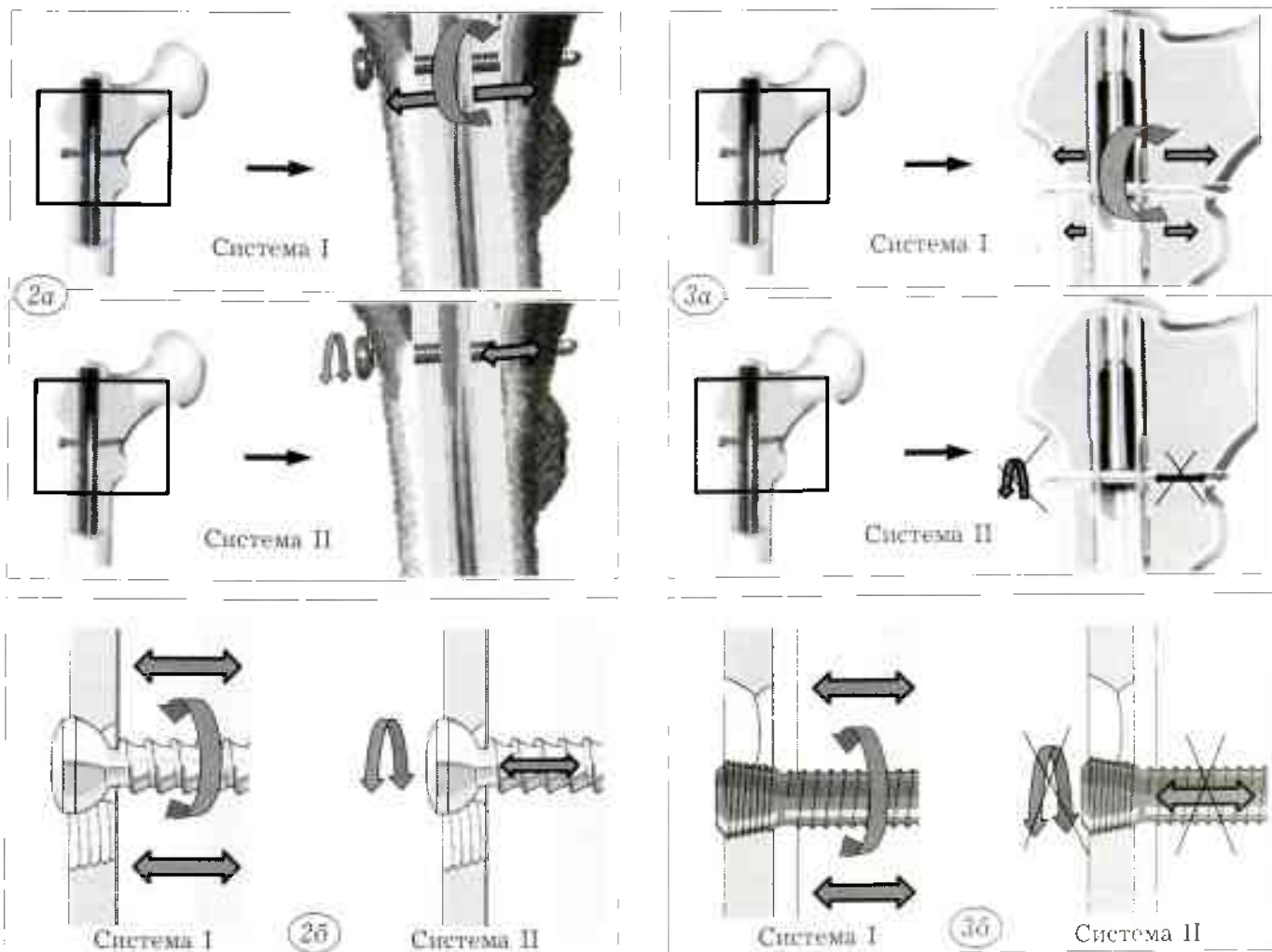


Рис. 2. Не нейтрализуемые степени свободы в системах I — «фиксатор—кость» и II — «промежуточное звено» при отсутствии стабильной связи между элементами крепления и несущей частью фиксатора на примерах применения блокирующего (а) и кортикального винта (б).

Рис. 3. Не нейтрализуемые степени свободы в системах I — «фиксатор—кость» и II — «промежуточное звено» при наличии стабильной связи между элементами крепления и несущей частью фиксатора на примерах применения блокирующего проксимального винта (а) и блокирующего винта LCP (б).

Разработка способов, нейтрализующих степени свободы в указанных плоскостях, позволила повысить стабильность в системах «фиксатор—кость» и «промежуточное звено». Эта задача решена путем проведения винтов под углом 90° друг к другу в горизонтальной плоскости — безусловно, при жестком соединении головок винтов с пластиной (при накостном остеосинтезе) или при блокировании винтов в интрамедуллярном штифте (интрамедуллярный остеосинтез).

Анализ фиксирующих возможностей погружных металлоконструкций на разных уровнях (сегментах) бедренной кости

На уровне I сегмента бедренной кости из интрамедуллярных металлоконструкций самую низкую степень жесткости показал штифт AFN, а наиболее высокую — штифт LFN (2). Последнее связано с проведением двух винтов по оси шейки бедренной кости под острыми углами, в результате чего нейтрализуются все степени свободы — за исключением вращательного движения во фронтальной плоскости, где отсутствует стабилизация (рис. 4).

Нейтрализация степеней свободы штифтами LFN (1) и PFN-A идентична на данном сегменте. Преимущество штифта PFN-A заключается в большей стабильности в системе «фиксатор—кость»: благодаря особой заточке элемента креп-

ления (спиральный клинок) устойчивость к проворачиванию в губчатой ткани шейки и головки бедренной кости у него выше, чем у проксимального блокирующего винта.

При фиксации этой же области накостными металлоконструкциями самая низкая стабильность по всем направлениям отмечается при использовании пластины LCP. Наибольшую прочность фиксации обеспечивает конструкция LCP PF. Это достигается проведением трех перекрещивающихся винтов через шейку бедренной кости под разными углами — в результате нейтрализуются все степени свободы в трех взаимно перпендикулярных плоскостях (рис. 5).

Фиксация штифтом LFN на уровне II и V сегментов бедренной кости нестабильна. Биомеханический анализ показал, что при интрамедуллярной фиксации на II сегменте не нейтрализуются четыре степени свободы, на III и IV сегментах — две и на V сегменте — все шесть степеней (рис. 6).

Накостная пластина LCP продемонстрировала сравнительно высокую стабильность на уровнях II—V. При фиксации диафизарной части бедренной кости пластиной возможно сохранение только двух степеней свободы: вращательного движения и движения по горизонтали во фронтальной плоскости (рис. 7).

На VI сегменте бедренной кости самую высокую стабильность фиксации из испытанных интрамедуллярных металлоконструкций обеспечивает штифт LFN (2) с блокированием тремя винтами, проведенными на разных уровнях и в разных плоскостях. Данная компоновка нейтрализует все степени свободы в трех взаимно перпендикулярных плоскостях (рис. 8).

Из накостных металлоконструкций наибольшую прочность фиксации обеспечивает пластина LCP DF. При использовании этой конструкции нейтрализуются все степени свободы — за исключением одной (движение по горизонтали во фронтальной

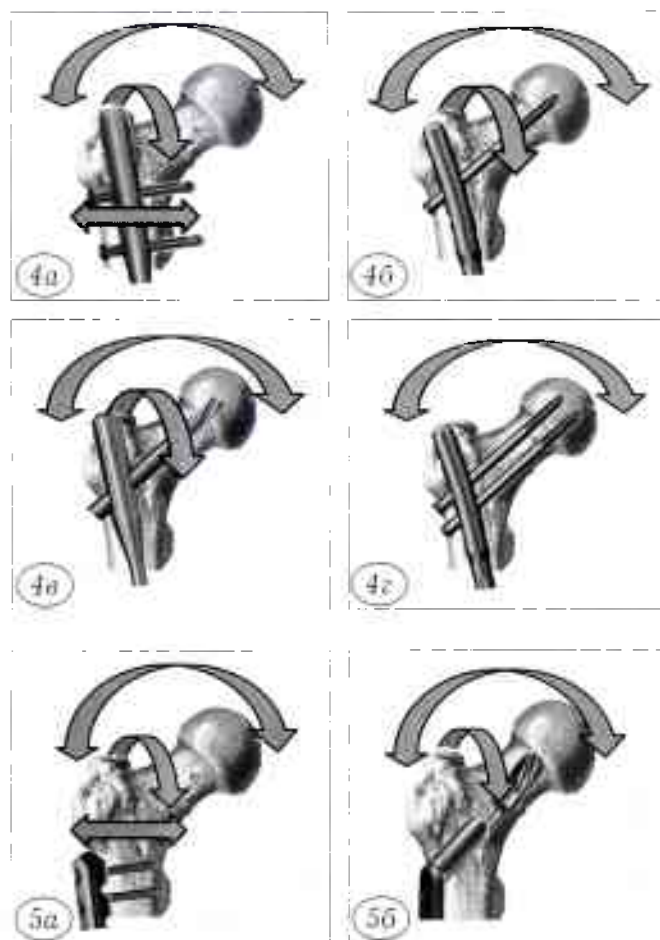


Рис. 4. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации I сегмента бедренной кости интрамедуллярными штифтами.

а — AFN — стабилизация двумя блокирующими винтами; б — LFN (1) — стабилизация одним реконструктивным винтом; в — PFN-A — стабилизация спиральным клинком; г — LFN (2) — стабилизация двумя реконструктивными винтами.



Рис. 5. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации I сегмента бедренной кости накостными фиксаторами.

а — LCP — стабилизация двумя блокирующими винтами; б — DHS — стабилизация спиральным клинком; в — LCP PF — стабилизация тремя блокирующими винтами.

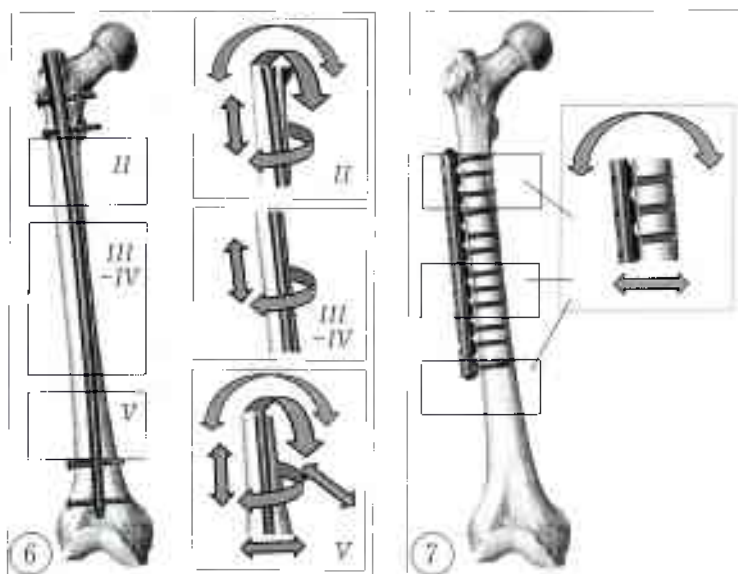


Рис. 6. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации II-V сегментов бедренной кости интрамедуллярными фиксаторами.

Рис. 7. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации диафизарной части бедренной кости пластиной LCP.

Рис. 8. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации VI сегмента бедренной кости интрамедуллярными фиксаторами.

а — AFN — стабилизация двумя блокирующими винтами, проведенными в сагиттальной плоскости; б — LFN (1) — стабилизация двумя блокирующими винтами, проведенными: первый — во фронтальной, второй — в сагиттальной плоскости; в — LFN (2) — стабилизация тремя блокирующими винтами, проведенными: первый и третий — во фронтальной, второй — в сагиттальной плоскости.



Рис. 9. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации VI сегмента бедренной кости накостными фиксаторами: а — LCP — стабилизация двумя блокирующими винтами; б — LCP DF — стабилизация шестью блокирующими винтами;

плоскости), что можно объяснить проведением всех винтов в одной плоскости параллельно друг другу (рис. 9).

Анализ стабилизирующих возможностей погружных металлоконструкций при двухрычаговых переломах бедренной кости

При подвертельном переломе бедренной кости наилучшую фиксацию обеспечивал штифт LFN (2). Это можно объяснить тем, что данный штифт располагается на большем протяжении дистального отломка бедренной кости, где осуществляется стабилизация тремя блокирующими винтами, проведенными в разных плоскостях. В результате нейтрализуются все степени свободы на всех уровнях фиксации (рис. 10).

При двухрычаговом переломе на уровне II сегмента бедренной кости интрамедуллярный штифт AFN обеспечивал более прочную фиксацию, чем

накостная пластина LCP. Прочностные характеристики у этой накостной пластины на уровне перелома несколько выше, чем у интрамедуллярного штифта, но из-за ее короткой длины стабильность фиксации на суставных концах кости отсутствует. В результате прочность фиксации вдоль физиологической оси кости резко снижена (рис. 11, а).

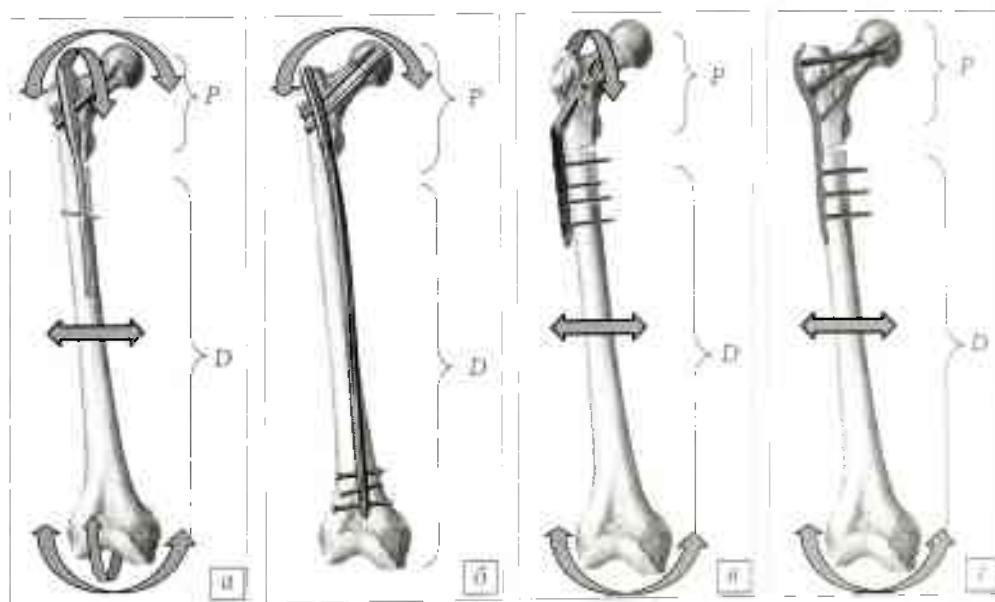


Рис. 10. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации подвертельного перелома бедренной кости интрамедуллярными (а, б) и накостными (в, г) фиксаторами. а — AFN-A, б — LFN (2), в — DHS, г — LCP PF. Здесь и на рис. 11 и 12: P — проксимальный, D — дистальный отломок.

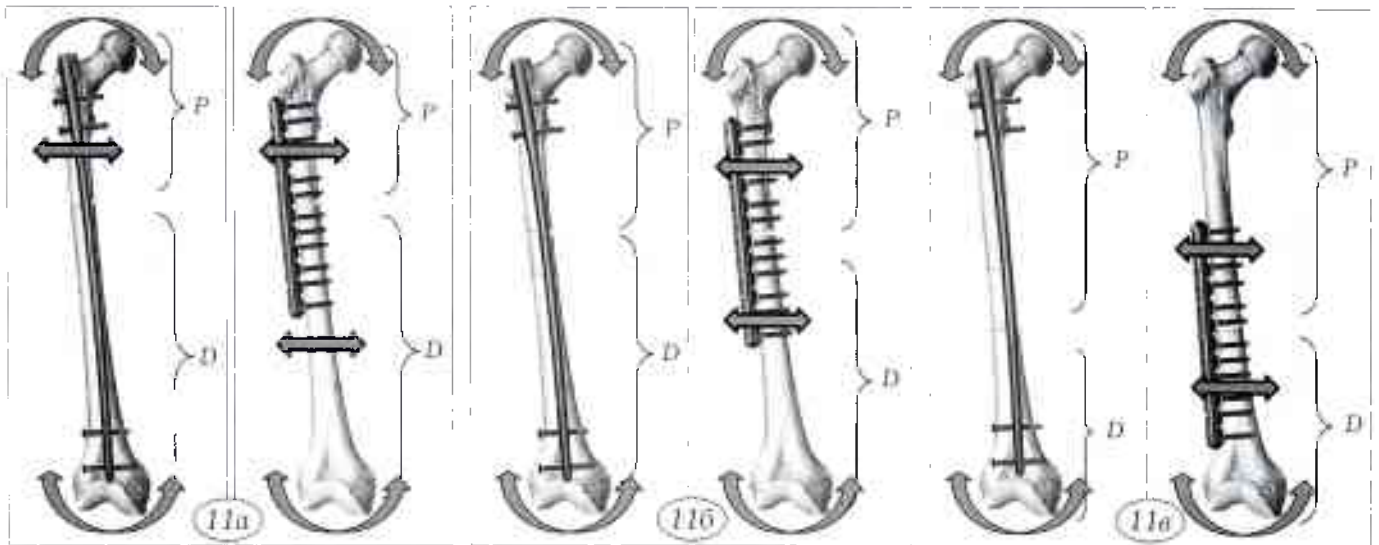


Рис. 11. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации интрамедуллярным штифтом АFN и накостной пластиной LCP переломов бедренной кости на уровне сегментов II (а), III (б) и IV (в).

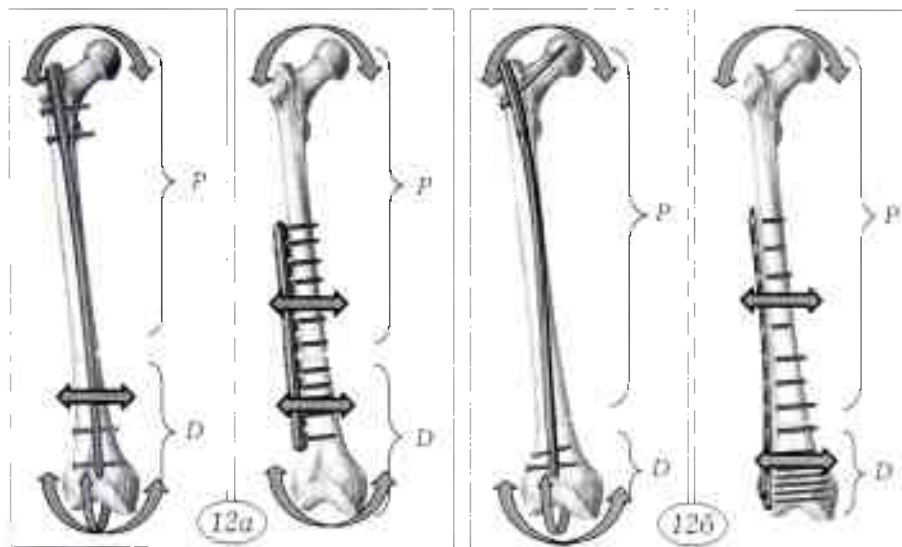


Рис. 12. Не нейтрализуемые степени свободы при фиксации переломов бедренной кости на уровне V сегмента интрамедуллярным штифтом АFN и накостной пластиной LCP (а) и при фиксации переломов на уровне VI сегмента интрамедуллярным штифтом АFN (1) и накостной пластиной LCP DF (б).

Исследование стабильности фиксации штифтом АFN и пластиной LCP при переломах бедренной кости на уровне III и IV сегментов показало, что при использовании штифта АFN стабильность во всех экспериментах была выше в 2 раза. Это обусловлено способностью данного штифта нейтрализовать практически все степени свободы обоих отломков при переломах в средней трети диафиза бедренной кости за счет длинной несущей части металлоконструкции (рис. 11, б, в). При фиксации накостной пластиной LCP на обоих отломках не нейтрализуются две степени свободы (вращательные и поступательные движения во фронтальной плоскости), при этом прочность фиксации длинного отломка ниже, чем короткого. Это можно объяснить тем, что пластина охватывает менее 2/3 длины отломка, в связи с чем невозможно создать полноценный дистальный уровень фиксации, позволяющий нейтрализовать рычаговые свойства отломка (см. рис. 11, б, в).

При переломах бедренной кости на уровне V сегмента штифт обеспечивает более прочную фиксацию, чем пластина, но в целом жесткость фиксации падает, что можно объяснить анатомиче-

ским расширением бедренной кости на этом уровне (рис. 12, а). Стабильность фиксации переломов бедренной кости в области VI сегмента при использовании накостной пластиной LCP DF выше, чем при применении интрамедуллярного штифта АFN (1). Это обусловлено тем, что дистальный отломок фиксируется штифтом только на одном уровне (рис. 12, б).

ВЫВОДЫ

1. Более высокая стабильность на уровне фиксации достигается при проведении винтов полиаксиально при условии жесткого соединения элементов крепления с несущей частью фиксатора.
2. При метадиафизарных и диафизарных переломах бедренной кости для достижения стабильной фиксации погружными металлоконструкциями несущая часть фиксатора должна превышать 2/3 длины каждого отломка, фиксируя их минимум на двух уровнях с разнесением элементов фиксации на расстояние не менее 50% длины отломка.
3. Интрамедуллярный остеосинтез штифтом АFN эффективен при переломах бедренной кости

в пределах между ее проксимальным и дистальным метадиафизом. При переломах дистального метадиафиза наиболее эффективен остеосинтез пластиной LCP DF.

ЛИТЕРАТУРА

1. Заверев Е.В., Дегтярев А.А. О принципе сил трения в биомеханическом соединении при накостном остеосинтезе // Новые имплантаты и технологии в травматологии и ортопедии: Материалы Конгресса травматологов-ортопедов России. — Ярославль, 1999. — С. 144-145.
2. Лазарев А.Ф., Солод Э.И. Биологический погружной остеосинтез на современном этапе // Вести травматол. ортопед. — 2003. — № 3. — С. 20-27.
3. Пичахадзе И.М. Некоторые новые направления в лечении переломов длинных костей и их последствий // Вести травматол. ортопед. — 2001. — № 2. — С. 40-44.
4. Пичахадзе 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. Соколов В.А., Бялик Е.И., Вояршинова О.И. Выбор метода фиксации сложных переломов длинных кос-

тей у пострадавших с политравмой // Современные технологии в травматологии и ортопедии. — М., 1999. — С. 183-184.

6. Солод Э.И., Лазарев А.Ф. Малоинвазивный остеосинтез переломов. Применение биологически и механически совместимых имплантов в ортопедии и травматологии // Внедрение новых технологий в регионах: Тезисы докладов науч.-практ. семинара с междунар. участием. — Великий Новгород, 2006. — С. 110-113.
7. Сувалян А.Р., Кляквин И.Ю., Мякота С.С. Закрытый блокирующий интрамедуллярный остеосинтез диафизарных переломов бедра и голени // Лечение сочетанных травм и заболеваний конечностей: Всероссийский науч.-практ. конф. М., 2003. С. 306-307.
8. Gardner M.J., Briggs S.M. et al. Radiographic outcomes of intertrochanteric hip fractures treated with the trochanteric fixation nail // Injury. — 2007. — Vol. 38, N 10. — P 1189-1196.
9. Jaarsma R.L., Pakvis D.F. et al. Rotational malalignment after intramedullary nailing of femoral fractures // J. Orthop. Trauma — 2004. — Vol. 18, N 7. — P 403-409.
10. Pajarinen J., Lindahl J. et al. Pertrochanteric femoral fractures treated with a dynamic hip screw or a proximal femoral nail // J. Bone Jt Surg. — 2005. — Vol. 87B — P. 76-81

Сведения об авторах: Реквава Г.Р. — аспирант отделения последствий травм опорно-двигательной системы и гнойных осложнений; Гаврюшенко Н.С. — профессор, доктор техн. наук, зав. испытательной лабораторией; Лазарев А.Ф. — профессор, доктор мед. наук, зав. травматологическим отделением; Кузьменков К.А. — врач отделения последствий травм опорно-двигательной системы и гнойных осложнений

Для контактов: Реквава Георгий Романович. Тел.: (8) 926-733-40-37. E-mail: Grekvava@mail.ru. Кузьменков Константин Александрович. 127299, Москва, ул. Приорова, дом 10, ЦИТО. Тел.: (8) 916-211-57 17.

ЦИТО — 90 лет!

От имени Комитета Государственной Думы Российской Федерации по охране здоровья поздравляю весь коллектив ФГУ «Центральный НИИ травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» Минздравсоцразвития России с 90-летием!

За почти вековую историю институт превратился в крупнейший центр по оказанию помощи больным травматологического и ортопедического профиля. В полной мере востребован научный, образовательный и методический потенциал института, в котором под руководством квалифицированного профессорско-преподавательского состава на базе двух кафедр воспитываются грамотные и современные травматологи-ортопеды.

Приятно отметить, что коллектив института помнит и чтит традиции, привнесенные в отечественную медицину выдающимися учеными и практиками предыдущих поколений, обеспечивая высокий уровень научных и практических разработок. Постоянно обновляемая база современного оборудования, внедрение передовых технологий диагностики и лечения позволяют вам добиваться результатов, равных мировым стандартам.

От всей души желаю всем сотрудникам института новых успехов и достижений в вашем благородном труде во имя процветания России!

Председатель комитета Государственной Думы
Федерального Собрания Российской Федерации по охране здоровья
О.Г. Борзова

