

ВНУТРИКОСТНЫЙ ОСТЕОСИНТЕЗ НЕОПОРНЫХ ЗАКРЫТЫХ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ

И.И. Литвинов, В.В. Ключевский

*Ярославская государственная медицинская академия,
ректор – з.д.н. РФ, академик РАМН, д.м.н. профессор Ю.В. Новиков
г. Ярославль*

Проанализированы результаты лечения внутрикостным остеосинтезом 119 пациентов с закрытыми диафизарными неопорными переломами большеберцовой кости. В большинстве случаев (94%) применена динамическая система закрытой фиксации штифтами, адекватными нерассверливаемому костному каналу, выполненная преимущественно закрытым способом. Это обусловило отсутствие инфекционных осложнений и несращений. Положительные результаты лечения свидетельствуют о перспективности применения данных технологий.

The authors analyze the results of intraosseous osteosynthesis in treatment of 119 closed diaphyseal tibial fractures without tip contact of basic fragments. Dynamic fixation system using rods identical to unreamed intramedullary canal performed mainly by closed method was used in 94% cases. Application of this method resulted in the absence of infectious complications and nonunions. Thanks to beneficial results this technique holds much promise.

Введение. Внутрикостный остеосинтез без рассверливания костного канала с блокированием болтами на сегодняшний день является одним из основных методов оперативного лечения диафизарных переломов большеберцовой кости [2]. Технология применения UTN (Unreamed Tibial Nail) предполагает использование штифта меньшего чем костный канал, который вводят без существенного сопротивления рукой или легкими ударами молотка, чтобы его не заклинить и не повредить кости [2]. Стержень имеет 6 степеней свободы перемещений в канале отломка, поэтому во всех случаях блокирование обоих концов штифта обязательно [2, 14]. Очевидно, что при переломах с сохраненным торцевым контактом отломков [типов А, В, С2 по АО] смещение их по оси из репонированного состояния не может происходить без смещения по ширине, что, в свою очередь, зависит от степени несоответствия между поперечником конструкции и поперечным сечением костного канала отломков. Поэтому, при прочих равных условиях, увеличение степени несоответствия между поперечными сечениями конструкции и костной полости приводит к возрастанию осевой нестабильности соединения и расширению показаний для статического блокирования. Например, по данным С.А. Müller с соавторами, при остеосинтезе UTN первично динамическое блокирование оказалось возможным только в 15–17% наблюдений [9, 10]. По мнению авторов, при остеосинтезе UTN винтообразных, косых, а также переломов типа В первичная динамизация не показана [2, 4, 7, 14]. В условиях статического некомпрессионного соединения вся или большая

часть нагрузки шунтируется через стержень и блокирующие компоненты, что приводит к их перелому и нарушению консолидации [11, 16]. При остеосинтезе UTN разрушения блокирующих болтов происходят в 4–29% наблюдений [1, 4, 7, 10, 12]. Переломы болтов сопровождаются вторичным смещением, что расценивается как «самодинамизация» гвоздя [1, 4]. При этом укорочение до 1,0 см считается несущественным [9, 10]. Для уменьшения риска перелома конструкций авторы запрещают полную нагрузку на ногу до 6–12 недель, что ухудшает качество жизни пациентов в послеоперационном периоде [4, 15]. Предлагаемая вторичная динамизация не всегда позволяет предотвратить замедленную консолидацию и несращения. По данным J.O. Anglen и J.M. Blue [6], при остеосинтезе UTN несращения имели место у 22% больных, в то время как при остеосинтезе с рассверливанием они встретились у 8,3%. Вышеуказанные проблемы при остеосинтезе UTN побудили многих авторов выступить за ограничение его применения и расширение показаний к остеосинтезу с рассверливанием костного канала при лечении закрытых диафизарных переломов большеберцовой кости [6, 13, 15]. Причем к достоинствам остеосинтеза с рассверливанием эти авторы относят не только существенно меньшую вероятность нарушения сращения, но и возможность значительно более ранней нагрузки на ногу – через 1–14 суток после операции [13, 15].

С чисто механических позиций отличие остеосинтеза с рассверливанием от остеосинтеза UTN состоит, во-первых, в наличии первично ди-

намического соединения и, во-вторых, в соответствии поперечника конструкции каналу отломка. Оба эти условия находятся, как было отмечено выше, в тесной связи и взаимодействии. Причем эффект этого взаимодействия может превалировать над отрицательными биологическими последствиями рассверливания костного канала. Было бы оптимальным обеспечить взаимодействие данных условий, отказавшись от рассверливания, то есть уменьшить травматичность операции, сохранив ее биомеханическую сущность. Этому подходу соответствует остеосинтез титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения, основанный на идеологии создания первично динамического соединения с помощью конструкций, адекватных по поперечному сечению нерассверливаемому костному каналу. Однако дальнейшая эволюция этого метода невозможна без преодоления присущей ему осевой неустойчивости при фиксации неопорных переломов. Целью данного исследования явилось изучение результатов остеосинтеза титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения при неопорных закрытых диафизарных переломах большеберцовой кости, разработка на основе данных фиксаторов конструкций и технологий, позволяющих реализовать статический и первично динамический варианты блокирования болтами при неопорных переломах большеберцовой кости.

Материал и методы

Исследованы 32 большеберцовые кости лиц мужского пола, внезапно умерших в возрасте 30–49 лет. Рентгенографию костей выполнили в стандартных проекциях с расстояния 120 см, отметили внешние контуры костей и костного канала, произвели поперечные остеотомии на 210 уровнях (рис. 1). Параллельно стенкам узкого участка канала (истмуса) построили истмальную ось (ОО на рис. 1), относительно которой определили координаты поперечных сечений, что позволило изобразить их в системе координат с истмальной осью в центре (рис. 1 в). Исследовали взаимодействие проекций поперечных сечений на плоскость, перпендикулярную истмальной оси, в единой системе координат с истмальной осью в центре (рис. 2), определили форму и размеры зоны объединения сечений (заштрихована на рис. 2). Обнаружено, что в 69% наблюдений размер зоны объединения проекций поперечных сечений канала в плоскости, проходящей через истмальную ось и медиальную грань большеберцовой кости (плоскость КМ на рис. 2) меньше аналогичного размера проекции узкого участка канала ($BC < DE$ на рис. 2), что является следствием искривления костного канала в данной плоскости. В плоскости, параллельной медиальной грани, костный канал не искривлен, размер зоны объединения поперечных сечений здесь соответствует

размеру поперечного сечения истмуса (FH на рис. 2). Выявленные посредством трехмерного

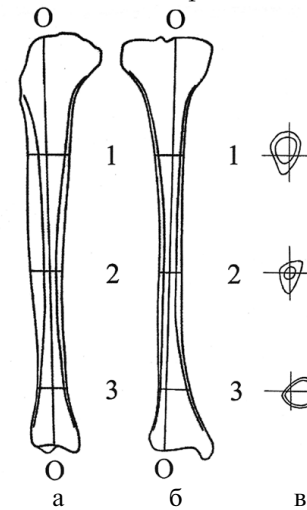


Рис. 1. Проекция и поперечные сечения большеберцовой кости: а — боковая; б — переднезадняя; в — на уровнях 1, 2, 3; ОО — истмальная ось.

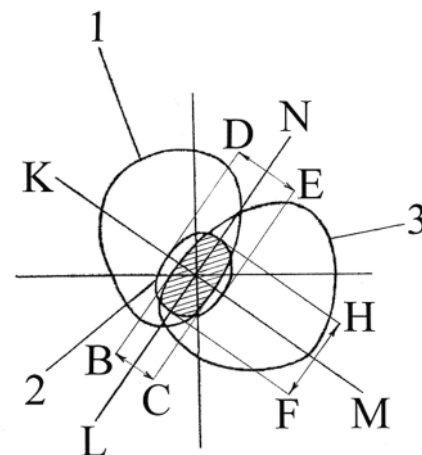


Рис. 2. Поперечные сечения (увеличенное изображение) 1, 2, 3 костного канала большеберцовой кости на рис. 1, изображенные в единой системе координат с истмальной осью в центре; штриховкой показана зона объединения проекций поперечных сечений каналов на плоскость, перпендикулярную истмальной оси; КМ — плоскость, проходящая через истмальную ось и медиальную грань большеберцовой кости; LN — плоскость, проходящая через истмальную ось параллельно медиальной грани большеберцовой кости; FH — размер зоны объединения проекций поперечных сечений в плоскости, параллельной медиальной грани; BC — размер зоны объединения проекций поперечных сечений в плоскости, проходящей через медиальную грань; DE — размер поперечного сечения узкого участка канала в плоскости, проходящей через медиальную грань.

анализа особенности костной полости большеберцовой кости можно подтвердить с помощью рентгенограмм, сделанных в плоскости, параллельной (рис. 3 а) и перпендикулярной (рис. 3 б) ее медиальной грани. Таким образом, внутрикостный фиксатор

сатор для большеберцовой кости, вводимый без расщепления костного канала, должен обладать неравномерной жесткостью на изгиб в разных плоскостях и вводится в костный канал с совмещением плоскости его наименьшей жесткости с плоскостью, проходящей через медиальную грань большеберцовой кости, то есть плоскостью искривления костного канала. Стержни прямоугольного поперечного сечения отвечают данным требованиям при условии введения их в костный канал большеберцовой кости широкими гранями параллельно ее медиальной грани.

Исходя из обнаруженных анатомических особенностей, предложен внутрикостный фиксатор



Рис. 3. Рентгенограммы большеберцовой кости: а — в плоскости, параллельной ее медиальной грани; б — в плоскости, перпендикулярной ее медиальной грани.

для большеберцовой кости на основе титановых стержней прямоугольного сечения (патент РФ № 2223061) с отверстиями в верхнем и нижнем концах для введения блокирующих болтов (рис. 4). Верхняя часть стержня (Р) имеет прямоугольное поперечное сечение, нижняя (Q) — шестиугольное с двумя осями симметрии. Форма дистального конца штифта приближена к форме указанной выше зоны объединения проекций поперечных сечений костного канала большеберцовой кости (рис. 4 в). При имплантации стержня плоскости его широких граней необходимо ориентировать параллельно медиальной грани большеберцовой кости, что приводит к совмещению плоскости наименьшей жесткости конструкции с плоскостью искривления костного канала и позволяет штифту упруго деформироваться без угрозы заклинивания и повреждения кости. Наличие напряженно-деформированного состояния фиксатора, взаимодействующего со стенками кост-

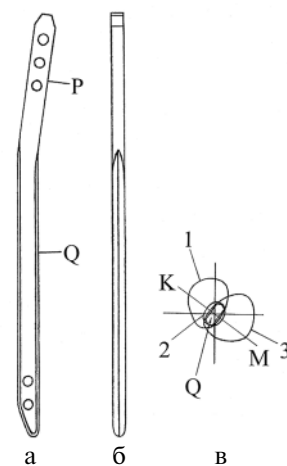


Рис. 4. Предлагаемый стержень для остеосинтеза неопорных переломов большеберцовой кости: а — вид со стороны широких граней (Р — верхний конец стержня, Q — нижний конец стержня); б — вид со стороны узких граней; в — схема взаимодействия поперечных сечений дистального конца штифта и костного канала большеберцовой кости на рис. 1; 1, 2, 3 — поперечные сечения костного канала, изображенные в единой системе координат с истмальной осью в центре; КМ — плоскость, проходящая через истмальную ось и медиальную грань большеберцовой кости.

ной полости, адекватно приобретению им необходимого количества точек опоры на кость для исключения возможности всех видов смещений конструкции относительно данного отломка, за исключением смещения по оси [5]. Это, в свою очередь, создает предпосылки для выполнения первично динамического блокирования винтами (только одного конца стержня) при остеосинтезе неопорных переломов большеберцовой кости с сохраненным торцевым контактом отломков. Согласно требованиям технологии, ограничиться имплантацией винтов лишь через верхний конец стержня при остеосинтезе «высоких» переломов большеберцовой кости можно только при условии введения параллельно ему тонкого блокирующего, предварительно изогнутого стержня, обеспечивающего динамическое ротационно стабильное взаимодействие конструкций с длинным дистальным отломком в случае отсутствия искривления его костного канала (31% наблюдений). При остеосинтезе низких переломов большеберцовой кости дополнительное введение тонких стержней не является обязательным требованием, так как изгиб верхнего конца основного стержня исключает его ротацию относительно верхнего отломка.

В клиническом анализе дифференцировали околоистмальные переломы, локализующиеся в пределах участков расширенных отделов костного канала, где степень его расширения не превышала толщину кортикального слоя, и околометафизарные переломы, локализующиеся на

уровне расширенных участков костной полости за пределами околоистмальных участков.

Материалом для клинического исследования послужили данные лечения 119 больных, которые были распределены на 5 групп.

1 группа – 14 пациентов в возрасте от 19 до 72 лет (средний возраст – 39,6 лет), которым выполнен остеосинтез титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения супраистмальных неопорных переломов большеберцовой кости с сохраненным торцевым контактом отломков. В одном случае перелом был двойной, у одного больного имели место повреждения обеих большеберцовых костей. Типы супраистмальных переломов были следующие: A1–1; B1–1; B2 с величиной осколка более 50% – 2; B3 с величиной осколка более 50% – 11. По закрытой технологии выполнено 13 (93%) операций. У 9 пациентов использованы дополнительные стержни толщиной 1,5–2,0 мм, у одного – 2 проволочных серкляжа.

2 группа – 25 больных в возрасте от 19 до 54 лет (средний возраст – 37,5 лет), которым произведен остеосинтез титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения субистмальных околоистмальных переломов большеберцовой кости типа A1, B1 по АО. К типам A1, 1–B1 были отнесены 24 перелома. У 24 (96%) больных остеосинтез выполнен закрыто, у 10 использованы дополнительные стержни толщиной 1,5–2,0 мм.

3 группа – 55 больных в возрасте от 16 до 65 лет (средний возраст – 39,8 лет), которым выполнен остеосинтез титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения субистмальных околометафизарных неопорных переломов большеберцовой кости с сохраненным торцевым контактом отломков. К типу A1 были отнесены 37 переломов, 18 переломов были оскольчатые: B1–13, B3 с величиной осколка более 50% – 5. У всех пациентов остеосинтез был выполнен закрытым способом. Ретроградное дистальное блокирование титановыми стержнями толщиной 1,5–2,0 мм по методике Е.В. Зверева [3] выполнено у 46 больных. У 3 пациентов с хорошо различимыми на дооперационных рентгенограммах трещинами дистальных отломков дополнительные стержни с предварительным изгибом дистального конца введены через верхний отломок.

4 группа – 8 пациентов в возрасте от 23 до 60 лет (средний возраст – 39,8 лет), которым произведен внутрикостный остеосинтез с проксимальным и дистальным блокированием супраистмальных неопорных диафизарных переломов большеберцовой кости с сохраненным торцевым контактом отломков. У 5 больных супраистмальные переломы сочетались с повреждениями

большеберцовой кости на других уровнях, причем у одного был тройной перелом большеберцовой кости. Таким образом, у 8 больных были 14 переломов большеберцовой кости: 6 супраистмальных повреждений были типа B3 с величиной осколка более 50%, 2 – косопоперечные. У 7 (88%) пациентов остеосинтез произведен закрыто, у одного больного с тройным переломом выполнена открытая репозиция истмального и субистмального компонентов повреждения. У 6 (75%) больных в условиях достигнутого в ходе операции торцевого контакта между отломками была применена динамическая система фиксации посредством проксимального блокирования болтами и блокирования дистального отломка тонкими стержнями, у двух применена статическая система фиксации.

5 группа – 17 пациентов в возрасте от 24 до 56 лет (средний возраст – 36,8 лет), которым выполнен внутрикостный остеосинтез с блокированием винтами субистмальных неопорных переломов большеберцовой кости с сохраненным торцевым контактом отломков. К типу A1 по АО мы отнесли 10 переломов большеберцовой кости, к типу B1 – 7. У 16 пациентов переломы локализовались на субистмальном околометафизарном уровне, у одного больного, которому было выполнено статическое блокирование, перелом типа A1 локализовался на околоистмальном уровне. У всех остеосинтез был выполнен закрытым способом. Использовались стандартные стержни для блокирования нашей конструкции. У 10 пациентов параллельно основному штифту дополнительно введены стержни толщиной 1,5–2,0 мм с целью увеличения суммарного поперечника конструкции. У 12 (71%) произведено только дистальное блокирование винтами, у 5 – статическое блокирование. Показаниями к статической фиксации было явное отсутствие торцевого контакта между отломками вследствие смещения по ширине, выявляемое по данным интраоперационных рентгенограмм, а также осевая нестабильность при интраоперационном тестировании.

Результаты и обсуждение (таблица)

В качестве осложнений рассматривали следующие деформации костного сегмента: варус или вальгус 2° и более, анте/рекурвация более 5°, ротация более 5°, укорочение более 0,5 см. Результаты лечения оценены в соответствии с критериями Johner и Wruhs [8]. Для сравнительного анализа оценкам «отлично», «хорошо», «удовлетворительно», «плохо» присвоены количественные обозначения – 5, 4, 3, 2 соответственно.

1 группа – гнойных осложнений, несращений не было. У двух пациентов отмечена несостоятельность остеосинтеза, которая в одном случае привела к необходимости дополнительного на-

Таблица

Результаты и осложнения внутрикостного остеосинтеза неопорных закрытых диафизарных переломов большеберцовой кости

Осложнения, исходы	Количество больных									
	1 группа (15)		2 группа (25)		3 группа (55)		4 группа (8)		5 группа (17)	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Нагноение	0		0		0		0		0	
Несращение	0		0		0		0		0	
Замедленное сращение	0		0		1	2	0		1	6
Реостеосинтез	1	7	0		2	4	0		0	
Дополнительная гипсовая иммобилизация	1	7	0		3	5	0		0	
Вторичное смещение	10	67	2	8	25	45	0		1	6
Миграция стержней	0		2	8	3	5	0		0	
Импичмент-синдром	2	13	1	4	3	5	0		0	
Укорочения 0,6–1,0 см	7	50	2	8	13	24	0		2	12
Укорочения > 1,0 см	4	29	0		11	20	0		0	
Варус/вальгус 2°–5°	2	13	2	8	13	24	1	13	1	6
Варус/вальгус 6°–10°	0		0		1	2	0		0	
Ротация 6°–10°	1	7	5	20	3	5	0		2	12
Ротация 11°–20°	0		0		2	4	0		0	
Анте/рекурвация 6°–10°	2	13	1	4	1	2	0		0	
Дисфункция коленного сустава > 20%	1	7	0		0		0		0	
Дисфункция голеностопного сустава > 25%	0		0		2	4	0		0	
Посттромботическая болезнь	0		0		1	2	0		0	
Отличные результаты	2	13	14	56	11	20	5	62,5	12	71
Хорошие результаты	8	53	11	44	29	53	3	37,5	5	29
Удовлетворительные результаты	4	27	0		12	22	0		0	
Неудовлетворительные результаты	1	7	0		3	5	0		0	
Средняя оценка	3,7		4,6		3,9		4,6		4,7	

костного остеосинтеза, в другом – к гипсовой иммобилизации. В 10 (67%) наблюдениях произошли вторичные смещения. У двух больных имел место импичмент-синдром с нарушением функции коленного сустава, у 11 наблюдалось укорочение: на 0,6–1,0 см – у 7 больных; на 1,1–1,5 см – у 3; на 1,6–2,0 см – у 1. Вальгусная деформация 3–4° была у двух, наружная ротация 8–10° – у одного, антекурвация 6–8° – у двух пациентов. Нарушение функции коленного сустава более 20% было отмечено у одного больного. В 2 наблюдениях результат лечения расценен как отличный (5 баллов), в 8 – как хороший (4 балла), в 4 – удовлетворительный (3 балла), в 1 – плохой (2 балла), средний балл оценки результата – 3,7.

2 группа – гнойных осложнений и несращений не было. У двух больных произошло вторичное смещение. У одного имела место миграция блокирующего стержня с исходом в ограничение движений в голеностопном суставе менее

25%, у другого – миграция основного стержня до 3 мм без клинических проявлений. Укорочения на 0,6–1,0 см наблюдались у 2 пациентов. Ротационные деформации 6–10° отмечены у 5, рекурвация 6–7° – у 1, вальгусная деформация 2–3° – у 1, варусная 3° – также у 1 больного. У 14 пациентов результаты расценены как отличные, у 11 – как хорошие. Средний балл оценки составил 4,6.

3 группа – несращений и инфекционных осложнений не было. В двух наблюдениях произошло раскалывание дистального отломка при выполнении дистального блокирования, что в одном случае привело к необходимости реостеосинтеза и дополнительной гипсовой иммобилизации, в другом – к гипсовой иммобилизации. У одного пациента имела место замедленная консолидация в сочетании с признаками несостоятельного остеосинтеза, по поводу чего через 24 недели был произведен реостеосинтез. У 25 (45%) больных были вторичные смещения. У

трех из них наблюдалась дислокация стержня в голеностопный сустав. У трех, кроме вторичных смещений, наблюдались миграции стержней: основного – 2, блокирующего – 1. В одном наблюдении, где остеосинтез стержнями при оскольчатом переломе типа В1 дополнялся гипсовой иммобилизацией, развилась тяжелая форма посттромботической болезни. В 24 наблюдениях отмечены укорочения: от 6 до 10 мм – у 13; от 11 до 20 мм – у 9, более 20 мм – у 2. Варусная деформация 2° и более имела место у 9 больных: от 2° до 5° – у 8; от 6° до 10° – у одного, вальгусная деформация от 2° до 5° – у 5, рекурвация 7° – у одного больного. Наружная ротация имела место у 5 пациентов: от 6° до 10° – у 3, от 11° до 20° – у 2. Также у 2 больных произошло нарушение функции голеностопного сустава более 25%. В 11 (20 %) наблюдениях результаты расценены как отличные, в 29 (53%) – как хорошие, в 12 (22%) – как удовлетворительные, в 3 (5%) – как неудовлетворительные. Средний балл оценки – 3,9.

4 группа – гнойных осложнений, несращений, переломов блокирующих болтов не было. У одного больного, оперированного по поводу тройного перелома через 24 дня в условиях периостального сращения малоберцовой кости со смещением по длине, имела место вальгусная деформация 4°. В 5 наблюдениях результаты лечения были расценены как отличные (5 баллов), в 3 – как хорошие (4 балла), средний балл оценки результата – 4,6.

5 группа – несращений, инфекционных осложнений, переломов блокирующих болтов не было. В условиях первичной динамической системы фиксации к ходьбе с одним костылем (тростью) пациенты приступали через 2–12 недель, в среднем – через 6,4 недели. В условиях статического блокирования с одним костылем (тростью) больные начинали ходить через 8–12 недель, в среднем – через 9,6 недель. У одного пациента имела место замедленная консолидация в условиях статического блокирования. Вторичное смещение с укорочением на 0,8–1,0 см произошло через 2 недели с момента первично динамического остеосинтеза у одного пациента весом 98 кг, ростом 189 см в условиях полной нагрузки на ногу (ходьба с тростью). У двух имело место укорочение голени на 0,8 см–1,0 см, причем у одного из них укорочение развилось вследствие травмы, перенесенной в детском возрасте. У одного больного была варусная деформация 3°, у двух – наружная ротация 6–10°. В 12 наблюдениях результаты лечения расценены как отличные, в 5 – как хорошие. Средний балл оценки составил 4,7.

Примером может быть следующее клиническое наблюдение.

Больной П., 29 лет, 20.02.04. за 22 часа до госпитализации прыгнув с борта автомобиля, подвернул правую ногу. Диагноз: закрытый неосложненный субтальпальный околометафизарный винтообразный (типа А1 по АО) перелом правой большеберцовой кости, винтообразный перелом верхней трети правой малоберцовой кости (рис. 5 а). Через 19 дней выполнен закрытый внутрикостный остеосинтез правой большеберцовой кости стандартным титановым стержнем для блокирования с поперечными размерами дистальной части 12,0х6,0 мм, стандартным дополнительным стержнем толщиной 2 мм и двумя дистальными блокирующими болтами М6. Отломки сопоставлены со смещением на толщину кортикального слоя. При интраоперационном тестировании осевой нестабильности не выявлено. Применена динамическая система фиксации. Послеоперационное течение протекало гладко. Через 8 дней был выписан на амбулаторное лечение. Через 3 недели ходил с одним костылем. На рентгенограммах через 7 недель констатировано периостальное сращение. К труду приступил через 125 дней. Был осмотрен через 8,5 месяцев. Болей, хромоты нет. Двигательная активность не ограничена. Неврологические, сосудистые расстройства клинически не выявляются. Ось, длина конечности не нарушены. Ротационной деформации нет. Сгибание/разгибание в обоих коленных суставах – 160/0/0. Сгибание/разгибание в обоих голеностопных суставах – 60/0/20. Эверсия/инверсия обеих стоп – 30/0/60. На выполненных рентгенограммах определяется сращение (рис. 5 б). Результат лечения – отличный (5 баллов).



Рис. 5. Рентгенограммы больного П.: а – до операции; в – через 8,5 месяцев после остеосинтеза, сращение.

Таким образом, в представленном материале, включающем 120 закрытых неопорных переломов большеберцовой кости, несращений и инфекционных осложнений не было. Это можно объяс-

нить применением в абсолютном большинстве случаев (94%) динамической системы внутрикостной фиксации адекватными нерассверливаемому костному каналу конструкциями, введенными преимущественно по закрытой методике.

Основной проблемой стандартных технологий остеосинтеза титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения при неопорных супраистмальных и околометафизарных субистмальных повреждениях большеберцовой кости были вторичные смещения с исходом в существенные укорочения, деформации, нарушение функции смежных суставов, что обусловило трактовку результатов в 34% и 27% как удовлетворительных и неудовлетворительных.

При реализации предложенной системы внутрикостной фиксации с блокированием винтами на основе титановых стержней прямоугольного поперечного сечения, преимущественно в первично динамическом варианте (более 70% наблюдений), вторичных смещений с укорочением более 1 см не было, несмотря на случаи явной перегрузки конечности в раннем послеоперационном периоде. Все результаты лечения в этих группах пациентов оказались положительными, что свидетельствует о перспективности применения данных технологий. Несмотря на то, что субистмальные околоистмальные переломы большеберцовой кости типов A1, B1 по АО являются по сути неопорными, околоистмальная их локализация была фактором, снизившим вероятность вторичных смещений с исходом в укорочение не более 1,0 см до 8,0%. В целом полученные положительные исходы лечения в этой группе позволяют рассматривать остеосинтез титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения при субистмальных околоистмальных винтообразных и винтообразных оскольчатых повреждениях как метод выбора.

Выводы

1. Закрытый остеосинтез субистмальных околоистмальных переломов большеберцовой кости типов A1, B1 по АО титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения – малопредметный, экономичный и предсказуемый способ оперативного лечения с отличными и хорошими результатами.

2. Остеосинтез титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения неопорных супраистмальных и субистмальных околометафизарных диафизарных переломов большеберцовой кости сопровождается существенной осевой нестабильностью соединения – 67%, 45% вторичных смещений с исходом в укорочение более 0,5 см, деформации, нарушение функции смежных суставов. Удовлетворительные и неудовлет-

ворительные исходы лечения составляют 34%, 27%.

3. Предложенные штифты для блокирования винтами на основе титановых стержней прямоугольного поперечного сечения позволяют реализовать статический и первично динамический варианты соединения при неопорных переломах большеберцовой кости. Применение данных конструкций достоверно улучшает результаты лечения по сравнению с остеосинтезом титановыми стержнями прямоугольного поперечного сечения. Первично динамическое блокирование, которое оказалось возможным более чем в 70% наблюдений, позволяет ускорить восстановление функции конечности, избежать повторных операций, направленных на динамизацию системы.

Литература

1. Волна А.А. Интрамедуллярный остеосинтез: с рассверливанием или без? / А.А. Волна // *Margo anterior*. — 2000. — Т. 5, № 6. — С. 5–9.
2. Гиршин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии / С.Г. Гиршин. — М., 2004. — 543 с.
3. Зверев Е.В. Лечение функциональным внутрикостным остеосинтезом титановыми стержнями закрытых диафизарных переломов длинных трубчатых костей: Дис ... д-ра мед. наук. — Ярославль, 1990. — 641 с.
4. И Сун Син. Послеоперационное ведение пациентов с оскольчатыми и фрагментарными переломами костей голени, оперированных UTN / И Сун Син, А.В. Скорогляд // *Современные технологии в травматологии, ортопедии: ошибки и осложнения — профилактика, лечение: Матер. междунар. конгресса*. — М., 2004. — С. 38.
5. Литвинов И.И. Внутренняя фиксация супраистмальных переломов большеберцовой кости: Дис ... канд. мед. наук. — Ярославль, 1997. — 186 с.
6. Anglen J.O. A comparison of reamed and unreamed nailing of tibia / J.O. Anglen, J.M. Blue // *J. Trauma*. — 1995. — Vol. 39, N 2. — P. 351–355.
7. Duwelius P.J. Nonreamed interlocked intramedullary tibial nailing: One community experience / P.J. Duwelius, A.H. Schmidt, R.A. Rubinstein, J.M. Green // *Clin. Orthop.* — 1995. — N 315. — P. 104–113.
8. Johnner R. Classification of tibial shaft fractures and correlation with results after rigid internal fixation / R. Johnner, O. Wruhs // *Clin. Orthop.* — 1983. — N 178. — P. 7–25.
9. Müller C.A. Intramedullary nailing of the tibia: Current status of primary unreamed nailing. Part 2: Results for open fractures / C.A. Müller, P. Strohm, Ph. Morakis, U. Pfister // *Injury*. — 1999. — Vol. 30, N 3. — P. 44–54.
10. Müller C.A. Intramedullary nailing of the tibia: Current status of primary unreamed nailing. Part 1: Results for closed fractures / C.A. Müller, P. Strohm, Ph. Morakis, U. Pfister // *Injury*. — 1999. — Vol. 30, N 3. — P. 39–43.
11. Perren S.M. The biomechanics and biology of internal fixation using plates and nails / S.M. Perren // *Orthopedics*. — 1989. — Vol. 12, N 1. — P. 21–34.
12. Ruchholts S. Marknagelung bei Unterschenkelfracturen mit geringem Weichteilschaden / S. Ruchholts, D. Nast-Kolb, L. Schweiberer // *Orthopäde*. — 1996. — Bd. 25. — S. 197–206.
13. Suter M. Interlocking nailing of the tibia / M. Suter, C.H. Blanc, F. Chevalley // *Swiss. Surg.* — 1995. — Vol. 5. — P. 250–255.

14. Templeman D. Decision making errors in the use of interlocking tibial nail / D. Templeman, C. Larson, T. Vareska, R.F. Kyle // Clin. Orthop. — 1997. — N 339. — P. 65–70.
15. Weckbach A. Differential indications for intramedullary nailing of the tibia with the reamed and unreamed technique / A. Weckbach, T.R. Blattert, E. Kunz // Zentralbl. Chir. — 1994. — Bd. 119, H. 8. — S. 556–563.
16. Wu C.C. Biomechanical analysis of the mechanism of interlocking nail failure / C.C. Wu, C.H. Shin. — Arch. Orthop. Trauma Surg. — 1992. — Vol. 111, N 5. — P. 268–272.