УДК 616.717.5./.6 – 001.5 – 089.84

КОМБИНИРОВАННЫЙ ЧРЕСКОСТНЫЙ ОСТЕОСИНТЕЗ ПРИ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМАХ КОСТЕЙ ПРЕДПЛЕЧЬЯ И ИХ ПОСЛЕДСТВИЯХ

Л.Н. Соломин, П.Н. Кулеш

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

Изложена последовательность разработки оптимальных спице-стержневых компоновок аппаратов внешней фиксации для комбинированного чрескостного остеосинтеза диафизарных повреждений костей предплечья. При помощи параметрического трехмерного компьютерного моделирования в программном комплексе SolidWorks исследована жесткость фиксации костных фрагментов в системе «скелет предплечья + аппарат внешней фиксации» (105 серий экспериментов). Адекватность компьютерной модели подтверждена в экспериментальных исследованиях на трупном материале (15 серий экспериментов). Определены компоновки, обеспечивающие хорошие репозиционные качества, максимальную жесткость фиксации при минимальном количестве чрескостных элементов, наименьших размерах аппарата и обладающие возможностями модульной трансформации. Они апробированы при лечении 57 пациентов. Хорошие и отличные результаты, согласно шкал Любошица-Матисса-Шварцберга, DASH, SF-36 получены в 96% случаев.

Ключевые слова: предплечье, диафизарные переломы, комбинированный чрескостный остеосинтез, спице-стержневые аппараты.

The authors observed the stages of developing of optimal combined (pin-wire) external fixation assemblies for forearm long bones fractures. Using 3-D parametric modeling in software complex Solid Works the rigidity of bone fragments fixation in system «forearm skeleton + external fixation device» (105 series of experiments). Computer model adequacy is proved in experiments on cadaver material (15 series of experiment). The assemblies which provide good reduction capabilities while minimal number of transosseus elements, the smallest frame sizes and have the opportunity of module transformation are determined. They are approbated in treatment of 57 patients. Good and excellent results are achieved in 96 % of cases.

Key words: forearm, shaft fractures, combined external fixation, pin-wire apparatus.

Введение

Несмотря на совершенствование методик погружного остеосинтеза, частота неудовлетворительных результатов при лечении диафизарных переломов предплечья составляет 10 – 70% [5]. Развитие ротационной контрактуры возникает в 30 – 83% случаев, инвалидизация отмечена у 6 – 17% больных [1, 4].

Чрескостный остеосинтез является методом выбора при лечении закрытых переломов костей предплечья. При открытых, многооскольчатых переломах, ложных суставах и дефектах костей предплечья, повреждениях, осложненных инфекционным процессом, применение внешней фиксации иногда бывает «безальтернативным» [24, 30, 31].

В ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий» развивается направление внешней фиксации, определяемое как «комбинированный чрескостный остеосинтез» (КЧО). Метод основан на 29 патентах РФ и вобрал в себя опыт чрескостного остеосинтеза спицевыми, стержневыми и спице-стержневыми аппаратами [2, 7, 10, 13, 14, 17-20]. Для соответствия критериям КЧО нами ранее проведено исследование [20], благодаря которому были определены так называемые «Рекомендуемые позиции» (РП) для проведения чрескостных элементов. Использование РП позволяет сохранить на протяжении периода фиксации движения в смежных суставах, включая ротационные, уменьшить опасность возникновения инфекционных осложнений, исключить повреждение магистральных сосудов и нервов. Атлас РП опубликован (Медицинская технология № ФС-2007/144-У) и размещен в сети Интернет: http://rniito.org/solomin/download/atlas-rus.zip.

Целью настоящего исследования была разработка компоновки чрескостных аппаратов для

остеосинтеза костей предплечья, которые бы отличали использование РП, а жесткость остеосинтеза обеспечивала возможность ранней функциональной реабилитации. Кроме этого, компоновки аппаратов должны обладать свойствами модульной трансформации (МТ), т.е. возможности минимизации компоновки аппарата на протяжении периода фиксации для уменьшения его размеров, динамизации конструкции и снижения опасности развития инфекционных осложнений и трансфиксационных контрактур [14, 20].

Материалы и методы

Исследование жесткости фиксации костных фрагментов, обеспечиваемой аппаратами внешней фиксации, было проведено на основе параметрического трехмерного моделирования при помощи программного комплекса SolidWorks. Была разработана оригинальная модель чрескостного остеосинтеза предплечья, состоящая из модели скелета предплечья и модели аппарата внешней фиксации. Модель скелета предплечья включала в себя локтевую и лучевую кости, кольцевидную связку лучевой кости, межкостную мембрану, треугольный фиброзно-хрящевой комплекс дистального лучелоктевого сочленения. Данные о механических свойствах компактной и спонгиозной костной тканей, а также межфрагментарного регенерата взяты из литературных источников [15]. Использованные при расчетах механические свойства соединительнотканных структур были получены в исследованиях на трупном материале, свойства деталей аппарата – из справочной литературы [5]. Моделирование изменений элементов системы под воздействием нагрузок выполняли при помощи приложения COSMOSWorks.

Для точного обозначения исследуемых компоновок аппаратов внешней фиксации была использована система координат метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза (МУОЧО) (http://rniito.org/solomin/download/mudef.zip): предплечье разделено на 8 равноудаленных уровней, на каждом уровне относительно каждой кости имеется по 12 позиций.

Оптимальную компоновку определяли следующим образом. Из пяти-шести вариантов спице-стержневых компоновок, построенных с учетом расположения РП, при помощи компьютерного моделирования выбирали ту, которая обеспечивала максимальную жесткость фиксации. Все тестируемые компоновки предусматривали выполнение модульной трансформации. Исследование выполняли для переломов локтевой, лучевой и обеих костей на уровне верхней, средней и нижней трети.

При выполнении исследования сравнивали жесткость фиксации костных фрагментов, обеспечиваемые аппаратами традиционной компоновки, рекомендуемыми РНЦ «ВТО имени акад. Г.А. Илизарова» [27, 30] и вновь разработанными.

Для анализа адекватности компьютерной модели практическому эксперименту сравнивали результаты, полученные при моделировании, и результаты экспериментальных исследований на трупном материале. Исследования выполняли с применением «Метода исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» (медицинская технология № ФС-2005/021; http://rniito.org/solomin/download/rigidity_Test.pdf).

Клинический раздел исследования включал в себя анализ результатов лечения 57 пациентов со свежими и срастающимися переломами костей предплечья, а также их последствиями (табл. 1). Все пациенты были прооперированы методом комбинированного чрескостного остеосинтеза.

Таблица 1

Распределение пациентов на группы по нозологическому принципу

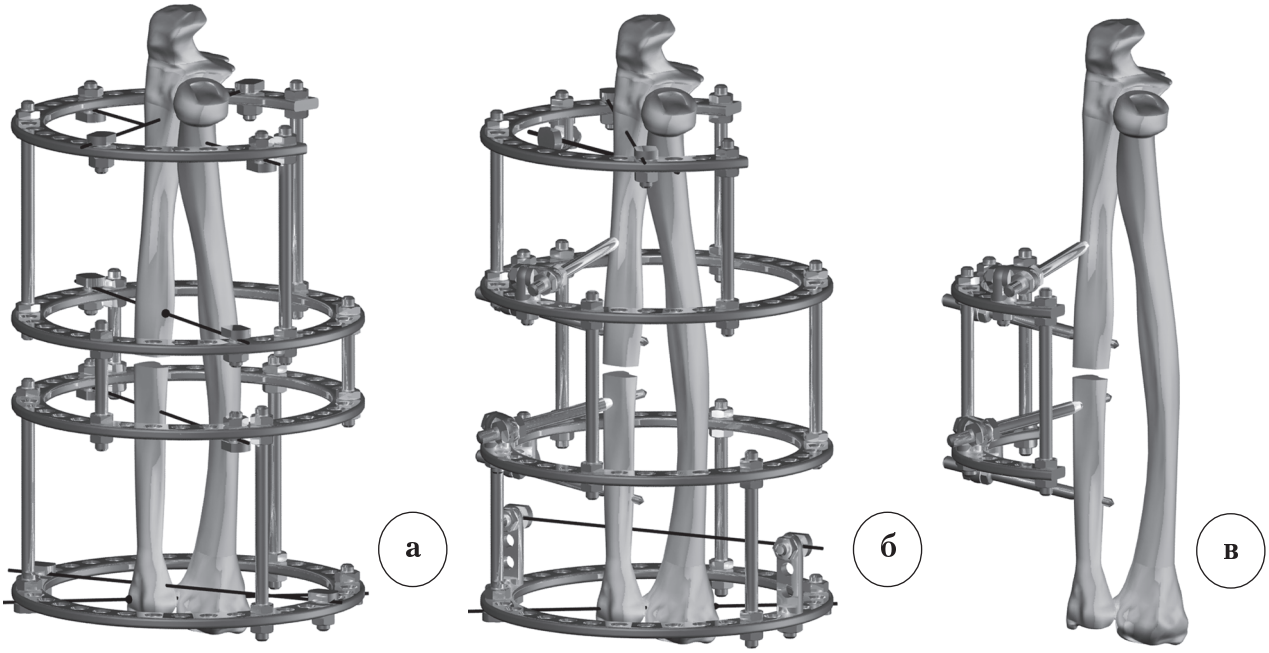
Группы	Нозологии	Количество пациентов	
		абс.	%
Iа	Переломы локтевой кости (в том числе неправильно срастающиеся)	11(2)	20
Iб	Переломы лучевой кости (в том числе неправильно срастающиеся)	12(4)	21
Iв	Переломы обеих костей (в том числе неправильно срастающиеся)	10(3)	18
IIа	Ложные суставы локтевой кости	9	16
IIб	Ложные суставы лучевой кости	7	12,5
IIв	Ложные суставы обеих костей	5	9
III	Посттравматические деформации	3	3,5
Итого		57	100

Оценку качества жизни пациентов в отдаленном периоде проводили при помощи метода «Стандартизированной оценки исходов переломов костей опорно-двигательного аппарата и их последствий» по системе Любошица-Матисса-Шварцберга [11, 12, 25] в модификации В.И. Шевцова с соавторами [28]. Кроме этого, использовали специализированные опросники DASH и SF-36.

Результаты и обсуждение

Нами были разработаны спице-стержневые компоновки для комбинированного чрескостного остеосинтеза диафизарных переломов одной или обеих костей предплечья в верхней, средней и нижней третях.

В качестве примера на рисунках представлены компоновки для остеосинтеза перелома локтевой (рис. 1), лучевой (рис. 2) и обеих (рис. 3) костей предплечья в средней трети. В таблицах 2, 3 и 4 представлены параметры их жесткости при различных нагрузках.



Обозначение компоновок при помощи МУОЧО:

а) $\frac{\underline{\text{I,2-8; I,5-11(I,5-11)}}}{^1/_3\,130} _ \frac{\underline{\text{IV,}10\text{-}4}}{130} _ \frac{\underline{\text{V,}4\text{-}10}}{130} _ \frac{\underline{\text{VIII,5-11;VIII,}6\text{-}12\text{(VIII,6-12)}}}{130}$

б) $\frac{\underline{\text{I,}4\text{-}10\text{; I,5,90(I,5,90)}}}{2/3\,130} _ \frac{\underline{\text{III,8,100; IV,5,80}}}{130} _ \frac{\underline{\text{V,7,100; VI,5,80}}}{130} _ \frac{\underline{\text{VII,}5\text{-}11\text{; (VIII,}12\text{-}6\text{)VIII,12-6}}}{130}$

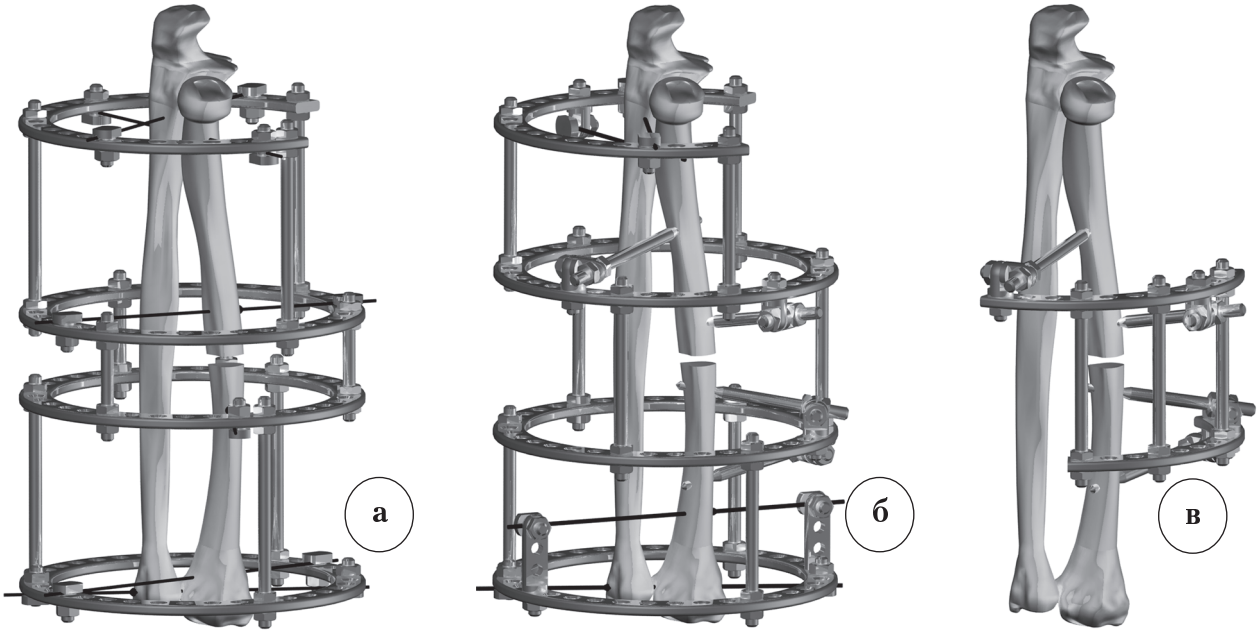
в) $\frac{\underline{\text{III,8,100; IV,5,80}}}{1/3\,130} _ \frac{\underline{\text{V,7,100; VI,5,80}}}{1/3\,130}$

Рис. 1. Схемы внешней фиксации при переломе средней трети локтевой кости: а – остеосинтез по Илизарову; б – КЧО; в – КЧО после модульной трансформацией аппарата.

Таблица 2

Результаты исследования жесткости различных компоновок аппаратов для чрескостного остеосинтеза переломов средней трети локтевой кости

Компоновка АВФ	Жесткость, Н/мм; Н/гр			
	поперечная		продольная	ротационная
	$К_{Мэ/фро-нт}$	$К_{Мэ/сагит}$	$К_{Мэ/прод}$	$К_{Мэ/рот}$
По рис. 1а	**38,51**/42,43	**22,69**/34,26	**312,60**/402,41	112,33/**95,86**
По рис. 1б	91,82/**53,30**	**69,34**/178,57	806,45/**494,56**	290,87/**106,25**
По рис. 1в	50,21/**17,89**	68,90/**40,94**	540,54/**203,62**	72,28/**38,86**



Обозначение компоновок при помощи МУОЧО:

а) I,4-10; (I,11-5)I,11-5 _ (IV,1-7) _ (V,9-3) _ (VIII,1-7);VIII,6-12(VIII,6-12)
$^{3}/_{4}$ 130 130 130 130

б) I,4-10; I,5,90(I,5,90) _ (III,8,100); (IV,11,80) _ (V,12,100); (VI,1,80) _ (VII,1-7); VIII,6-12(VIII,6-12)
2/3 130 130 130 130

в) (III,8,100); (IV,11,80) _ (V,12,100); (VI,1,80)
1/3 130 1/3 130

Рис. 2. Схемы внешней фиксации при переломе средней трети лучевой кости: а – остеосинтез по Илизарову; б – КЧО; в – КЧО после модульной трансформацией аппарата.

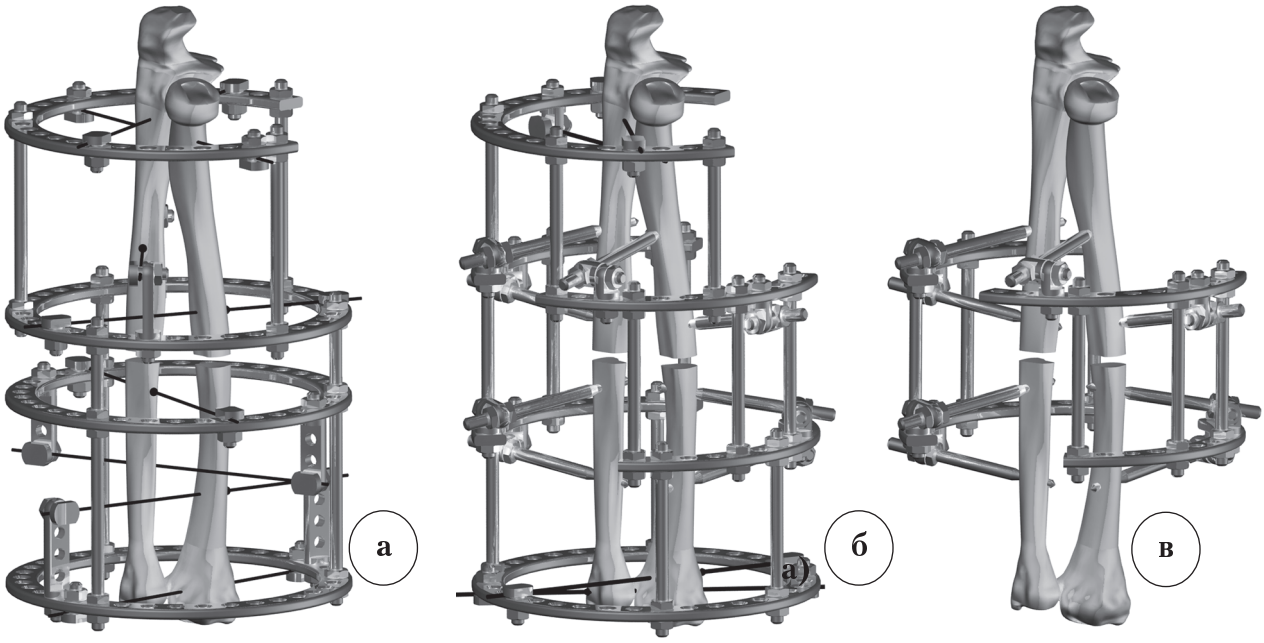
Таблица 3

Результаты исследования жесткости различных компоновок аппаратов для чрескостного остеосинтеза переломов средней трети лучевой кости

Компоновка АВФ	Жесткость, Н/мм; Н/гр			
	поперечная		продольная	ротационная
	$К_{Мэ/фронт}$	$К_{Мэ/сагит}$	$К_{Мэ/прод}$	$К_{Мэ/рот}$
По рис. 2а	**42,38**/51,71	589,97/**157,83**	**230,57**/318,98	70,22/**61,20**
По рис. 2б	109,48/**50,16**	**176,58**/195,96	763,36/**417,01**	73,43/**63,70**
По рис. 2в	**28,71**/38,38	267,02/**79,97**	**205,89**/237,52	70,00/**60,31**

Результаты исследования различных компоновок для чрескостного остеосинтеза переломов локтевой кости позволили определить следующее. Гибридные компоновки при нагрузке во фронтальной плоскости превышают жесткость спицевых в 1,09 – 1,38, в сагиттальной – в 1,40-3,84, при продольной нагрузке – в 1,13-1,58 раза, при ротационной – в 1,05-1,73. Исследование минимизированных стержневых компоновок позволило определить, что после выполнения модульной трансформации происходит снижение жесткости фиксации во фронтальной плоскости на 35,15-66,25%, в сагиттальной – на 23,00-40,67%, при продольной нагрузке – на 26,57-58,78%, при ротационной – на 21,43-63,34%.

При исследованиях компоновок для остеосинтеза переломов лучевой кости было отмечено следующее. Гибридные компоновки при нагрузке во фронтальной плоскости превышают жесткость спицевой компоновки в 1,18-2,04 раза, в сагиттальной – в 1,06-1,36, при продольной нагрузке – в 1,65-2,74, при ротационной – в 1,04-1,07 раза.



Обозначение компоновок при помощи МУОЧО:

а) I,4-10; (I,11-5)I,11-5 _ III,9-3; (IV,1-7) _ V,10-4; VI,5-11 _ (VII,1-7); (VIII,1-7)
$^{3}/_{4}$ 130 130 130 130

б) I,4-10; I,5,90(I,5,90) 2/3 130 — III,8,100; IV,5,80 _ V,7,100; VI,5,80 (1/3 130 каждая) — (III,8,100); (IV,11,80) _ (V,12,100); (VI,1,80) (1/3 130 каждая) — (VIII,1-7); VIII,6-12(VIII,6-12) 130

III,8,100; IV,5,80 _ V,7,100; VI,5,80
1/3 130 1/3 130

в) (III,8,100); (IV,11,80) _ (V,12,100); (VI,1,80)
1/3 130 1/3 130

Рис. 3. Схемы внешней фиксации при переломе обеих костей предплечья: а – остеосинтез по Илизарову; б – КЧО; в – КЧО после модульной трансформацией аппарата.

Таблица 4

Результаты исследования жесткости различных компоновок аппаратов для чрескостного остеосинтеза переломов обеих костей предплечья

Компоновка АВФ	Жесткость, Н/мм; Н/гр			
	поперечная		продольная	ротационная
	$К_{Мэ/фронт.}$	$К_{Мэ/сагит.}$	$К_{Мэ/прод.}$	$К_{Мэ/рот.}$
По рис. 3.а	423,19/**0,27**	223,26/**1,57**	817,66/**0,27**	78,19/**0,07**
По рис. 3.б	1328,02/**0,50**	303,21/**1,41**	1172,33/**0,63**	80,31/**0,19**
По рис. 3.в	125,79/**14,05**	160,36/**16,92**	692,04/**23,44**	20,17/**9,37**

Исследование минимизированной стержневой компоновки для перелома в верхней трети позволило определить, что после выполнения модульной трансформации происходит повышение жесткости фиксации во фронтальной плоскости на 39,78- 44,70%, в сагиттальной – на 0,57-3,42%, при продольной нагрузке – на 4,34-7,68% и при ротационной – на 0,50-3,04%. При исследовании стержневой компоновки для перелома в средней трети определили, что после выполнения модульной трансформации происходит снижение жесткости фиксации во фронтальной плоскости на 40,13-44,76%, в сагиттальной – на 49,32-56,49%, при продольной нагрузке – на 48,11-56,61%, при ро-

тационной – на 50,07-58,98%. Для перелома лучевой кости в нижней трети – снижение жесткости на 46,75-56,83%, 17,42-21,60%, 5,45-12,43% и на 13,24-20,43% соответственно.

Результаты исследования различных компоновок для чрескостного остеосинтеза переломов обеих костей позволили определить ряд особенностей. Гибридные компоновки при нагрузке во фронтальной плоскости превышают жесткость спицевых в 1,46-2,05, при продольной нагрузке – в 2,04-2,62, при ротационной – в 2,35-2,84 раза. Жесткость фиксации в гибридной компоновке при нагрузке в сагиттальной плоскости ниже спицевой в 0,40 раза. Исследование стержневых компоновок позволило определить, что после выполнения модульной трансформации происходит повышение жесткости фиксации во фронтальной плоскости в 23-28 раз, в сагиттальной – в 9-12 раз, при продольной нагрузке – в 24-37 раз, при ротационной – в 40-49. Такое повышение жесткости фиксации после минимизации АВФ, по нашему мнению, обусловлено удалением диафиксирующих спиц. Соединительнотканные структуры, соединяющие кости предплечья, деформируются легче. Тем самым, меньшая часть приложенной нагрузки передается на костные фрагменты.

При сравнении данных, полученных с использованием компьютерного моделирования, и результатов, полученных на основе стендовых испытаний, определено, что величина расхождения результатов зависела от компоновки АВФ: для спицевых аппаратов она составила 8-12%, спицестержневых – 6-10%, стержневых 5-7%.

Средний срок фиксации при переломах составил 88±2,93 суток, средний срок лечения при переломах - 95±3,78 суток (табл. 5). Сроки фиксации при последствиях переломов у пациентов варьировали в значительной степени: от 94 до 187 суток. Это может быть объяснено различной протяженностью дефекта одной или обеих костей, степенью склерозирования концов костных фрагментов, наличием исходных неврологических или сосудистых нарушений. Сопутствующие контрактуры смежных суставов также сказывалось на сроках восстановительного лечения. Вместе с этим, у всех пациентов на протяжении периода фиксации амплитуда движений в локтевом и кистевом суставах была увеличена на величину 40-65˚ по сравнению с предоперационной.

При повреждении локтевой кости к концу периода фиксации все пациенты полностью восстановили ротационные движения предплечья. При повреждениях лучевой или обеих костей предплечья рекомендуемая амплитуда ротационных движений (что зависело от используемых в компоновке аппарата рекомендуемых позиций) была достигнута всеми пациентами через месяц после выполнения остеосинтеза.

Через 2 – 4 недели после операции при отсутствии отека, болевого синдрома, нормальном цвете кожи, хорошей функции суставов; рентгенологических признаках пери- и эндостального регенерата, выполняли модульную трансформацию. Это позволяло существенно повысить качество жизни пациента, начать разработку ротационных движений.

При оценке качества жизни пациентов по системе Любошица-Матисса-Шварцберга [11, 12, 25] в модификации В.И. Шевцова с соавторами [28] у 96,5% пациентов индекс определялся в диапазоне 3,5–4,3 (в среднем – 3,87), что соответствует хорошему результату лечения; у 3,5% (2 пациента) результат был признан удовлетворительным (индексы 3,0 и 3,2). Неудовлетворительных результатов получено не было.

Через 6 месяцев оценка по шкале DASH составляла 45,2±6,7 баллов. Через 1 год все пациенты могли совершать ротационные движения амплитудой 90 ˚необходимой для выполнения бытовых функций [2]; оценка по шкале DASH – 15,4±4,8 баллов.

Таблица 5

Сроки фиксации и продолжительности лечения

Группа	Количество больных		Сроки фиксации в АВФ (крайние значения)	Продолжительность лечения (крайние значения)
	абс.	%		
Iа	11	20	68±2,19	75±2,57
Iб	12	21	82±4,73	88±4,55
Iв	10	18	109±6,19	122±6,21
IIа	9	16	138±6,63	154±8,09
IIб	7	12,5	119±5,03	148±7,40
IIв	5	9	110±9,04	136±9,23
III	3	3,5	124±26,96	157±31,74
	57	100%		

Опрос пациентов при помощи теста SF-36 (табл. 6) показал, что все обследованные больные могли полностью себя обслуживать и выполнять умеренно-тяжелую работу по дому уже через 0,5 года даже при наличии АВФ. Через 1 год все пациенты могли писать и пользоваться компьютером. Выполнять тяжелые работы по дому через 0,5 года после операции могли 55% опрошенных, через год – 75%.

Через год 43 (76,8%) человека вернулись к полной занятости, а 14 (23,2%) были заняты периодически.

Обычная степень социальной интеграции через 6 мес имела место у 23 (40,0%) человек, 34 (60,0%) участвовали в общественной жизни с небольшими ограничениями. Через год 46 (80,0%) опрошенных считали себя социально интегрированным, а 11 (20,0%) участвовали в общественной жизни с небольшими ограничениями.

У абсолютного большинства пациентов удалось добиться сращения костей предплечья в сроки, близкие к оптимальным, и с хорошими функциональными результатами. Неудовлетво-

Таблица 6

Оценка качества жизни пациента при помощи теста SF-36,%

Показатель	Переломы		Последствия переломов	
	в конце периода фиксации	через 0,5 года после демонтажа аппарата	в конце периода фиксации	через 0,5 года после демонтажа аппарата
Физическое функционирование	75	92	65	85
Ролевое физическое функционирование	47	95	32	92
Боль	61	100	47	100
Общее здоровье	76	79	72	75
Жизнеспособность	81	79	81	75
Социальное функционирование	76	82	72	77
Ролевое эмоциональное функционирование	92	100	84	100
Психологическое здоровье	82	82	76	80

Таблица 7

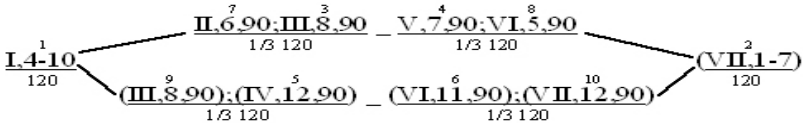
Частота осложнений при лечении пациентов с диафизарными повреждениями предплечья

Автор, год	Воспаление мягких тканей вокруг спиц, потребовавших их перепроведения	Спицевой остеомиелит	Невропатия, повреждения нервов и их ветвей	Повреждение сосудов	Прорезывание мягких тканей спицами	Рефрактура	Вторичное смещение костных отломков	Контрактуры сроком более года	Деформации	Повреждение точки акупунктуры	Синостоз
Копылов А.Ю., 2001 [8]	17,7	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
Пинчук В.Д., 1982 [16]	–	–	20		–	–	–	–	–	–	–
Тагаев Т.Р., 2004 [22]	–	–	–	–	–	–	–	5	–	–	–
Сысенко Ю.М, 2001 [21]	3,5	–	–	–	–	2	1,4	13,2	–	–	–
Хмызов С.А., 2002 (спицевые АВФ) [23]	5,2	–	23,1	–	–	5,2	–	5,2	2,6	7,6	7,8
Хмызов С.А., 2002 (стержневые АВФ) [23]	0	–	13,2	–	–	2,2	–	2,2	0	4,4	–
Швед С.И., 1997 [26]	7,6	0,2	0,4	0,2	2,3	0,5	1,6	–	–	–	–
Шевцов В.И., 2002 [30]	17,74	4,84	20,97	3,23	8,06	3,23	22,58	–	–	–	–
Шевцов В.И., 2001 [29]	12,9	–	16,4	–	–	–	–	5	–	–	–
Собственные данные	7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

рительных результатов нами получено не было. В таблице 7 представлена частота развития осложнений.

Приводим клиническое наблюдение.

Пациентка С., 23 лет, госпитализирована в РНИИТО им. Р.Р. Вредена 07.07.2007 с диагнозом: открытый перелом обеих костей правого предплечья в средней трети со смещением костных фрагментов (рис. 4 а). После необходимого обследования, была выполнена операция КЧО аппаратом следующей компоновки (рис. 4 б):



Послеоперационный период протекал без осложнений. Разработка движений в локтевом и кистевом суставах начата на следующий день после операции. Пациентка была выписана на пятый день после операции. Рекомендуемая амплитуда ротации составляла 25/0/30.

Через 2 недели была выполнена модульная трансформация аппарата внешней фиксации (рис. 4 в). Начата разработка ротационных движений.

На протяжении периода фиксации пациентка 1 раз в 4 недели проходила консультативный осмотр в

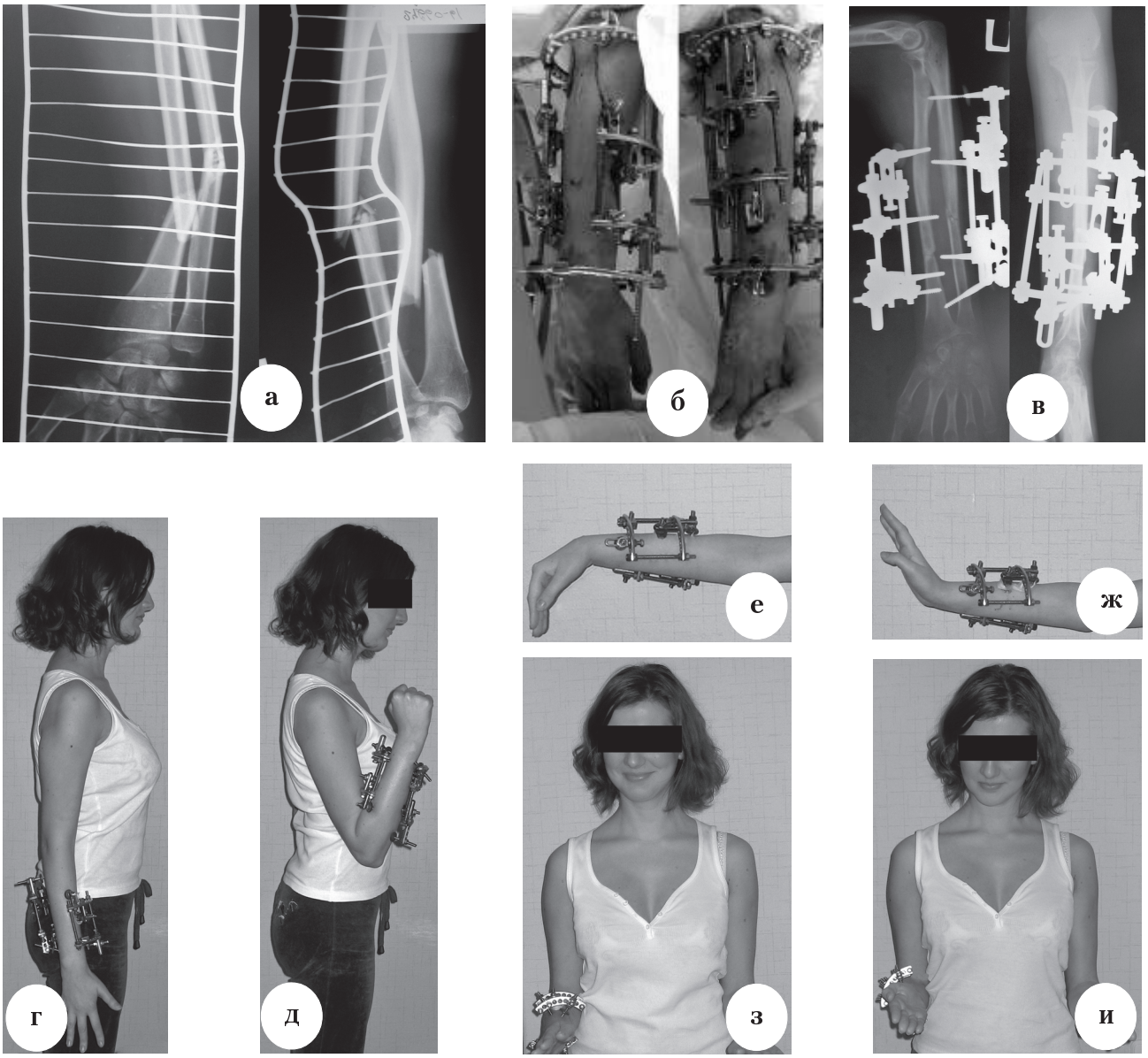


Рис. 4. Внешний вид и рентгенограммы пациентки С.: а – при поступлении; б – после операции КЧО; в – после модульной трансформации АВФ; г, д – амплитуда движений в локтевом суставе через 8 недель после операции; е, ж – в кистевом суставе; з, и – амплитуда ротационных движений.

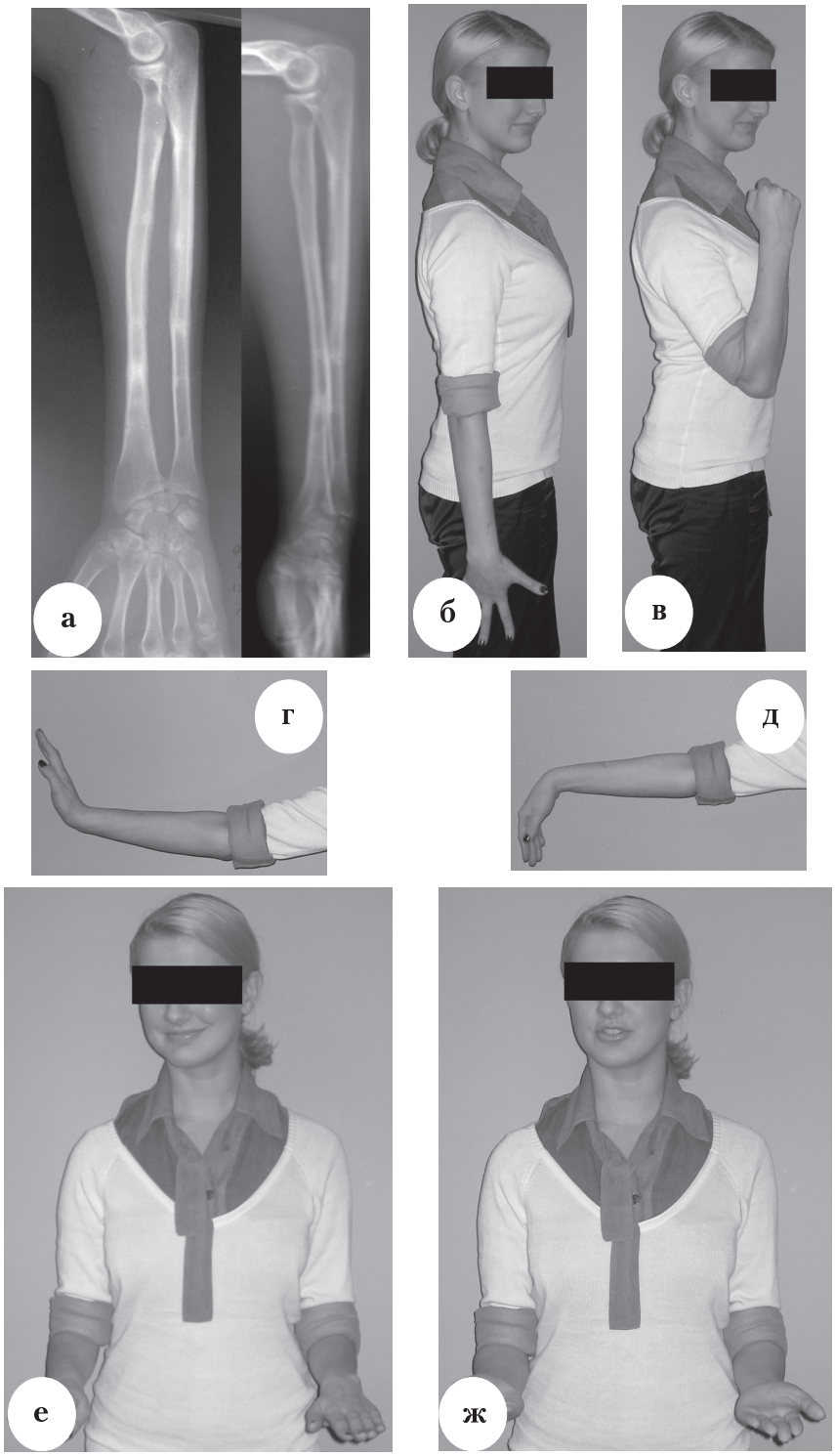


Рис. 5. Результат лечения пациентки С. через 2 месяца после демонтажа АВФ: а – рентгенограмма; б, в – амплитуда движений в локтевом суставе; г, д – в кистевом суставе; е, ж – амплитуда ротационных движений.

поликлинике ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий». Во время прохождения диспансеризации оценивались состояние мягких тканей в местах проведения чрескостных элементов, стабильность аппарата, движения в смежных сегменту суставах, рентгенологическая картина состояния костных фрагментов, динамика формирования костного регенерата. Пациентка продолжала реабилитационное лечение, направленное на разработку движений в локтевом и кистевом суставах.

При осмотре через 8 недель с момента операции выявлено отсутствие болей и отека в средней трети

предплечья, уменьшение окружности сегмента на 1 см за счет атрофии мышц, амплитуда движений в локтевом суставе – 140/10/0 (рис. 4 г, д), в кистевом – 45/0/20 (рис. 4 е, ж), амплитуда ротации - 35/0/30 (рис. 4 з, и). Проба на наличие патологической подвижности была отрицательна, что послужило основанием для динамизации АВФ.

Пациентка была осмотрена через 1 неделю: болей и отека на уровне перелома выявлено не было, аппараты были демонтированы (срок фиксации – 9 недель), рекомендовано продолжить реабилитационное лечение, направленное на восстановление амплитуды движений в смежных сегменту суставах.

Была осмотрена в поликлинике ФГУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий» через 2 месяца после демонтажа АВФ. На контрольных рентгенограммах оси костей правильные, взаимоотношения в радиоульнарных сочленениях не нарушены (рис. 5 а). Отмечено: амплитуда движений в локтевом суставе – 150/0/0 (рис. 5 б, в), в кистевом – 70/0/70 (рис. 5 г, д); амплитуда ротационных движений – 80/0/80 (рис. 5 е, ж).

Выводы

1. С использованием компьютерного моделирования и стендовых испытаний были разработаны оптимальные компоновки аппаратов внешней фиксации для остеосинтеза костей предплечья, обеспечивающие при минимальных габаритах и числе используемых чрескостных элементов жесткость фиксации костных фрагментов, превышающую жесткость остеосинтеза по Илизарову в 0,40-3,84 раза для различных смещающих усилий. Атлас компоновок представлен в сети Интернет на сайте rniito.org/solomin/download/atlas_CEF.zip.

2. При лечении методом чрескостного остеосинтеза с использованием разработанных компоновок отличные и хорошие результаты по шкалам Матисса-Любошица-Шварцберга, DASH и SF-36 были достигнуты у 96,5% пациентов. Через 1 год после операции 80% пациентов полностью восстановили физическую независимость, а полной социальной адаптации достигли 96,5% пациентов.

Литература

1. Агаджанян, В.В. Политравма / В.В. Агаджанян [и др.] — Новосибирск : Наука, 2003. — 492 с.
2. Андрианов, М.В. Комбинированный чрескостный остеосинтез при переломах бедренной кости и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Андрианов М.В. — СПб., 2007. — 25 с.
3. Афаунов, А.А. Аппарат для восстановления ротационной подвижности предплечья / А.А. Афаунов // Материалы VI съезда травматологов-ортопедов СНГ, 14-17 сентября 1993 г. — Ярославль, 1993. — С. 353—354.
4. Афаунов, А.И. Профилактика осложнений при анкерно—спицевом остеосинтезе костей верхних конечностей / А.И. Афаунов, А.А. Афаунов // Современные технологии в травматологии, ортопедии: ошибки и осложнения — профилактика, лечение : тез. докл. междунар. конгресса. — М., 2004. — 343 с.
5. Бейдик, О.В. Моделирование наружного чрескостного остеосинтеза / О.В. Бейдик, К.Г. Бутовский, Н.В. Островский, В.Н. Лясников. — Саратов, 2002. — 191 с.
6. Горячев, А.Н. Ротационная контрактура у больных с переломами костей предплечья / А.Н. Горячев, А.А. Фоминых, А.Г. Игнатьев // Гений ортопедии. — 2001. — № 2. — С. 97—98.
7. Инюшин, Р.Е. Комбинированный чрескостный остеосинтез при переломах плечевой кости и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Инюшин Р.Е. — СПб., 2008. — 25 с.
8. Копылов, А.Ю. Лечение детей и подростков с костной патологией предплечья методом чрескостного остеосинтеза / А.Ю. Копылов, Р.Л. Шевц // Гений ортопедии. — 2001. — № 2. — С. 118.
9. Кривенко, С.Н. Причины гнойных осложнений при чрескостном остеосинтезе / С.Н. Кривенко, А.К. Рушай, Т.А. Колосова, В.Ю. Борисов // Современные технологии в травматологии, ортопедии: ошибки и осложнения — профилактика, лечение : матер. междунар. конгресса. — М., 2004. — С.
10. Кулеш, П.Н. Комбинированный чрескостный остеосинтез при переломах костей предплечья и их последствиях : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Кулеш П.Н. — СПб., 2008. — 25 с.
11. Любошиц, И.А. Анатомо-функциональная оценка исходов лечения больных с переломами длинных трубчатых костей и их последствий / И.А. Любошиц, Э.Р. Маттис // Ортопедия, травматология. — 1980. — № 3. — С. 47—52.
12. Маттис, Э.Р. Система оценки исходов переломов костей опорно-двигательного аппарата и их последствий : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Маттис Э.Р. — М., 1985. — 30 с.
13. Мыкало, Д.А. Комбинированный чрескостный остеосинтез при диафизарных переломах костей голени и их последствиях (экспериментально-клиническое исследование) : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Мыкало Д. А.— СПб., 2007. — 29 с.
14. Назаров, В.А. Биомеханические основы модульной компоновки аппаратов для чрескостного остеосинтеза длинных трубчатых костей : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Назаров В.А. — СПб., 2006. — 22 с.
15. Орнштейн, Э.Г. О физико-механических свойствах костей предплечья / Э.Г. Орнштейн, И.Н. Фиглер // Ортопедия, травматология. — 1975. — № 10. — С. 45—47.
16. Пинчук, В.Д. Топографо-анатомическое и клиническое обоснование безопасного проведения спиц компрессионно-дистракционных аппаратов на предплечье : дис. ... канд. мед. наук / Пинчук В.Д. — Л., 1982. — 123 с.
17. Соломин, Л.Н. Управляемый комбинированный остеосинтез длинных костей : разработка, обоснование, клиническое использование : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Соломин Л.Н. — Иркутск, 1996. — 40 с.
18. Соломин Л.Н. Модули в чрескостном остеосинтезе / Л.Н. Соломин, А.В. Войтович, В.А. Назаров, А.В. Богданов // Актуальные проблемы травматологии и ортопедии : матер. науч. конф. — Нижний Новгород, 2001. — Ч. I. — С. 92—93.
19. Соломин Л.Н. Чрескостный остеосинтез // Травматология и ортопедия : руководство для врачей : в 4-х томах / под ред. Н.В. Корнилова, Э.Г. Грязнухина. —

СПб., 2004. — Т. 1, гл. 5. — С 336—388.
20. Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин. — СПб. : Морсар АВ, 2005. — 544 с.
21. Сысенко, Ю.М. Чрескостный остеосинтез по Илизарову при лечении больных с закрытыми диафизарными оскольчатыми переломами длинных трубчатых костей верхних конечностей : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Сысенко Ю.М. — Курган, 2001. — 47 с.
22. Тагаев, Т.Р. Чрескостный компрессионно-дистракционный остеосинтез при несросшихся переломах и ложных суставах костей предплечья / Т.Р. Тагаев, Н.Т. Абдулхаков, Э.Х. Саидов // Современные технологии в травматологии, ортопедии: ошибки и осложнения, профилактика, лечение : тез. междунар. конгресса. — М., 2004. — С.
23. Хмызов, С.А. Анализ ошибок и осложнений при использовании аппаратов внешней фиксации для коррекции деформаций костей предплечья / С.А. Хмызов, А.А. Тихоненко // Ортопедия, травматология. — 2002. — № 4. — С. 33—37.
24. Шаповалов, В.М. Роль внешнего остеосинтеза в комплексном лечении раненых с огнестрельными переломами костей конечностей / В.М. Шаповалов // Современные методы лечения больных с травмами и их осложнениями : матер. всерос. науч.- практ. конф. — Курган, 2006. — С. 425.
25. Шварцберг, И.Л. Методика оценки отдаленных результатов лечения переломов длинных трубчатых костей / И.Л. Шварцберг // Ортопедия, травматология. — 1980. — № 3. — С. 52—55.
26. Швед, С.И. Лечение больных с переломами костей предплечья методом чрескостного остеосинтеза / С.И. Швед, В.И. Шевцов, Ю.М. Сысенко. — Курган, 1997. — 300 с.
27. Швед, С.И. Чрескостный остеосинтез при закрытых переломах длинных трубчатых костей / С.И. Швед // Современные методы лечения больных с травмами и их осложнениями : матер. всерос. науч.-практ. конф. — Курган, 2006. — С. 439.
28. Шевцов, В.И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. — Курган : Периодика, 1995. — 165 с.
29. Шевцов, В.И. Псевдоартрозы, дефекты длинных костей верхней конечности и контрактуры локтевого сустава / В.И. Шевцов, В.Д. Макушин, Л.М. Куфтырев, Ю.П. Солдатов. — Курган, 2001. — 406 с.
30. Шевцов, В.И. Чрескостный остеосинтез при лечении оскольчатых переломов / В.И. Шевцов, С.И. Швед, Ю.М. Сысенко. — Курган, Дамми, 2002. — 332 с.
31. Lerner, A. Complications encountered while using thin-wire-hybrid-external fixation modular frames for fracture fixation. A retrospective clinical analysis and possible support for «Damage Control Orthopaedic Surgery» / A. Lerner [et al.] // Injury. — 2005. — Vol. 36, N 5. — P. 590—598.

Контактная информация: Соломин Леонид Николаевич, д.м.н., в.н.с. отделения лечения переломов и их последствий
E-mail: solomin.leonid@gmail.com
Кулеш Павел Николаевич, м.н.с. отделения эндопротезирования крупных суставов, E-mail: kulesh_pavel@mail.ru