

На правах рукописи

ХАЛИМАН
Евгений Александрович

**ОПТИМИЗАЦИЯ СТЕРЖНЕВЫХ АППАРАТОВ
ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ
ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ ДЛИННЫХ
КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ
(экспериментально-клиническое исследование)**

14.01.15 – травматология и ортопедия

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Иркутск – 2012

Работа выполнена в ГБОУ ВПО «Иркутский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации».

Научный руководитель

доктор медицинских наук,
профессор

Виноградов Валентин Георгиевич

Официальные оппоненты:

доктор медицинских наук
кандидат медицинских наук,
доцент

Шендеров Владимир Александрович

Тишков Николай Валерьевич

Ведущая организация:

*ГБОУ ВПО «Читинская государственная медицинская академия
Министерства здравоохранения и социального развития РФ» (г. Чита)*

Защита состоится «__» _____ 2012 года в ____ часов на заседании диссертационного совета ДМ.208.032.01 при ГБОУ ВПО «Иркутский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации» по адресу: 664003, г. Иркутск, ул. Красного Восстания, 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке
ГБОУ ВПО «Иркутский государственный медицинский университет».

Автореферат разослан «__» _____ 2012 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
Заслуженный врач РФ,
доктор медицинских наук



Желтовский Ю.В.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы

Травматизм последних десятилетий характеризуется высокой тяжестью травм опорно-двигательной системы, сохраняющимся большим удельным весом множественных и сочетанных повреждений, достигающим 25–80 % (Бобровский Н.Г., 1996; Гаджиев А.Н. с соавт., 2010; Карасев А.Г. с соавт., 2010; Серкова Е.В., 2011), а также увеличением количества сложных многооскольчатых и фрагментарных (высокоэнергетических) переломов длинных костей (Городниченко А.И. с соавт., 2002; Пастернак В.Н. с соавт., 2002), что, в первую очередь, связано с дорожно-транспортным травматизмом (Матвеев Р.П., 2010). В структуре инвалидности при переломах преобладают пациенты с повреждениями нижних конечностей (Михеева Л.А. с соавт., 2010).

Переломы костей голени занимают первое место среди повреждений других сегментов, составляя от 10 до 61 % случаев, из них диафизарные переломы составляют 11–84 % (Климовицкий В.Г. с соавт., 2008; Карасев А.Г. с соавт., 2010; Купкенов Д.Э., 2010), среди которых открытые достигают 26–60 % (Валиев Э.Ю., 2000). Переломы бедренной кости имеют частоту до 29 %, из них диафизарные – 40 % (Швед С.И. с соавт., 1999; Grutter R. et al., 2000; Клевно В.А. с соавт., 2001; Агапуни А.Э., 2005; Агаджанян В.В. с соавт., 2010), открытые – 7,7 % (Климовицкий В.Г. с соавт., 2004).

Несмотря на большой выбор методов лечения повреждений конечностей, инфекционные осложнения при оперативном лечении переломов костей голени и бедра встречаются в 16–75 % случаев; деформации сегмента после различных видов остеосинтеза – в 15,4–41,8 %, несросшиеся переломы и ложные суставы – в 6–58 % (Агапуни А.Э., 2005; Бондаренко А.В. с соавт., 2005; John R. et al., 2000). Длительность временной нетрудоспособности колеблется в широких пределах: от 3–4 (при изолированных переломах большеберцовой кости без смещения) до 5–7 месяцев (при переломах со смещением), а иногда достигает 9–10 месяцев (Редько К.Г. с соавт., 2007; Акимова Т.Н. с соавт., 2009; Sanders D.W. et al., 2008). Частота первичного выхода на инвалидность в результате диафизарных переломов костей голени и бедра – от 5,1 до 39,9 % (Пастернак В.Н. с соавт., 2002; Маков В.А., 2004; Сагымбаев М.А., 2004; Карасев А.Г. с соавт., 2010).

Для диафизарных переломов длинных костей в настоящее время наиболее перспективной и малотравматичной разновидностью внешней фиксации считается использование стержневых аппаратов. Предложено множество методик и аппаратов, преимущественно различающихся формой и конструкцией внешней опоры, но, на наш взгляд, недостаточно детально исследовано влияние расположения и количества стержней на важнейшее качество аппарата – стабильность фиксации. Такая зависимость отмечена разными исследователями,

но, на наш взгляд, рекомендации приводятся достаточно противоречивые (Бейдик О.В., 1999; Соломин Л.Н., 1999; Городниченко А.И., 2000; Амро Т.А., 2002; Миронов С.П., 2002; Попсуйшапка А.К. с соавт., 2003; Dougherty P.J. et al., 2003). Также существует большое разнообразие методик исследования механических свойств аппаратов, что затрудняет сравнение результатов разных исследователей (Барабаш А.П. с соавт., 2000; Корнилов Н.В. с соавт., 2001; Бойко И.В. с соавт., 2002; Немков В.А. с соавт., 2002; Попков Д.А. с соавт., 2002; Соломин Л.Н. с соавт., 2009; Михайлов И.Н. с соавт., 2010; Windhagen H. et al., 2002; Коо Т.К.К. et al., 2005; Grubor P. et al., 2011). На решение именно этих вопросов направлено настоящее исследование.

Цель исследования

Улучшить результаты лечения диафизарных переломов длинных костей нижних конечностей аппарата внешней фиксации за счет применения рациональных вариантов введения чрескостных элементов.

Задачи исследования

1. Провести анализ осложнений при лечении больных с диафизарными переломами костей нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза.
2. Создать математическую модель аппарата внешней фиксации и провести сравнительный анализ жесткости и стабильности фиксации костных отломков чрескостными элементами при диафизарных переломах длинных костей наиболее распространенными типами аппаратов.
3. На основе созданной модели разработать и научно обосновать наиболее рациональные варианты проведения чрескостных стержней, обеспечивающие наибольшую стабильность отломков в АВФ.
4. Выявить клинический эффект применения разработанных вариантов введения чрескостных элементов при лечении диафизарных переломов длинных костей нижних конечностей.

Научная новизна

Впервые с помощью программного комплекса Nastran, расчетная часть которого базируется на методе конечных элементов, были выполнен сравнительный анализ жесткости спицевых, спице-стержневых и стержневых подсистем АВФ.

Впервые с помощью программного комплекса Nastran произведены расчеты вариантов рационального проведения чрескостных элементов, повышающих жесткость фиксации костных фрагментов АВФ.

Произведен сравнительный анализ осложнений, полученных при лечении больных с повреждениями костей конечностей наиболее распространенными АВФ, и научно обоснованы пути снижения частоты осложнений.

Впервые достигается возможность, согласно принципу «необходимого и достаточного», использования стержневых аппаратов с минимально необходимым количеством чрескостных элементов.

Практическая значимость

Разработаны «Способы лечения переломов длинных костей», основанные на разработанных схемах оптимального расположения и ориентации стержней, повышающие жесткость фиксации костных фрагментов (патенты РФ № 2281708, № 2290115).

Разработан алгоритм рациональной компоновки аппаратов внешней фиксации для клинического применения.

Использование предложенных рациональных схем введения чрескостных элементов при лечении больных с диафизарными переломами длинных костей нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза позволило сократить число осложнений и, тем самым, улучшить результаты лечения больных.

Разработанные «Способы лечения переломов длинных костей» обеспечивают минимальную фиксацию мышц при наложении аппаратов, минимальные сроки наложения аппаратов, высокую стабильность костных фрагментов, улучшение условий жизни больного в период лечения, возможность репозиции за счет обеих подсистем, а также свободный доступ к поврежденному сегменту для перевязок и наблюдения.

Реализация результатов исследования

Разработанные схемы введения чрескостных стержней аппаратов внешней фиксации внедрены в работу отделений травматологии Городской клинической больницы № 3 г. Иркутска, МСЧ Иркутского авиазавода, МСЧ № 28 и БСМП г. Ангарска; данные способы используются как при стержневом, так и при спице-стержневом чрескостном остеосинтезе. Теоретические аспекты данной работы применяются в учебном процессе на кафедре травматологии, ортопедии и ВПХ с курсом нейрохирургии ИГМУ.

Апробация работы

Результаты исследований доложены на конференции «Современные методы лечения больных с травмами и их осложнениями» (Курган, 2006), на заседании Байкальского научного общества травматологов-ортопедов (Иркутск, 2007), на научно-практической конференции молодых учёных Сибирского и Дальневосточного федеральных округов, посвященной 10-летию со дня образования Научного центра реконструктивной и восстановительной хирургии ВСНЦ СО РАМН (Иркутск, 2008), на выставке «Сибздравоохранение» (Иркутск, 2010).

Стеновые доклады:

1. Выставка «Сибздравоохранение» (Иркутск, 2005). Представленные разработки отмечены медалью «Сибздравоохранение-2005».

2. Выставка «Сибздравоохранение» (Иркутск, 2006, 2007). Представленные разработки отмечены Дипломом I степени.

3. Выставка инновационных технологий (Маньчжурия, КНР, 2005).
4. Выставка инновационных технологий (Шеньян, КНР, 2006, 2007).
5. Выставка с международным участием «Обеспечение безопасности жизни» (Иркутск, 2007).

Представленные разработки отмечены медалью выставки.

Публикации

По теме диссертации опубликовано 14 статей и тезисов (из них 6 – в изданиях, рецензируемых ВАК Минобрнауки РФ), 1 монография, 1 методические рекомендации для врачей-интернов и ординаторов, разработаны 2 изобретения (получены патенты РФ № 2281708 и № 2290115).

Положения, выносимые на защиту

1. При изучении жесткости фиксации костных фрагментов с помощью программного комплекса MSC Nastran, расчетная часть которого базируется на методе конечных элементов, установлено, что при нагрузке 1000 Н смещение костных фрагментов в спицевых аппаратах составляет более 100 мм, в спицестержневых – до 10,3 мм, в стержневых аппаратах типа АО – до 12,8 мм, в предлагаемых стержневых аппаратах – менее 2 мм.

2. Использование стержневых АВФ, сконструированных на основе предложенных рациональных схем установки стержней, при лечении диафизарных переломов длинных костей нижних конечностей способствует снижению частоты осложнений в послеоперационном периоде: воспалительных осложнений на 24,2 %, вторичных смещений костных фрагментов – на 13,8 %, контрактур смежных суставов при переломах костей голени – на 19,7 %, замедленного сращения – на 16,2 %.

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 155 страницах машинописного текста, состоит из оглавления, списка сокращений, введения, обзора литературы, 3 глав с изложением собственных исследований, выводов, практических рекомендаций, заключения, списка литературы.

Текст иллюстрирован 31 рисунком, 62 таблицами.

Библиографический указатель включает 212 источников, из них 152 – на русском языке и 60 – на иностранных.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Глава 1. Краткая историческая справка и современное состояние чрескостного остеосинтеза (обзор литературы)

Анализ литературы показывает, что наружный чрескостный остеосинтез, являющийся одним из важных методов лечения больных травматолого-

ортопедического профиля, не теряет своей актуальности и продолжает развиваться. Среди самых важных достоинств метода – малотравматичность, управляемость, простота. Для диафизарных переломов длинных костей в настоящее время наиболее перспективной и малотравматичной разновидностью внешней фиксации многие авторы считают использование стержневых аппаратов. Предложено множество методик и аппаратов, преимущественно различающихся формой и конструкцией внешней опоры, но, на наш взгляд, недостаточно детально исследовано влияние расположения и количества стержней на важнейшее качество аппарата – стабильность фиксации. Такая зависимость отмечена разными исследователями, но рекомендации приводятся достаточно противоречивые. Также существует большое разнообразие методик исследования механических свойств аппаратов, что затрудняет сравнение результатов разных исследователей.

Глава 2. Материал и методы исследования

Материал исследования

Исследование основано на результатах лечения 177 больных с диафизарными переломами костей голени и бедра, лечившихся в МУЗ ГKB № 3 г. Иркутска в 2002–2008 гг.

В группу клинического сравнения (ГКС) включены 122 пациента. Данная группа состояла преимущественно из мужчин (82 пациента – 67,2 %). Наиболее многочисленная возрастная группа представлена в диапазоне от 30 до 39 лет – 34 пациента (27,9 %). Большинство пациентов были в наиболее трудоспособном возрасте, от 20 до 59 лет – 105 пациентов (86,1 %). Средний возраст пациентов составил 36 (27–47) лет*.

Основными причинами травм в данной группе были ДТП (49 пациентов – 40,2 %), бытовой и уличный травматизм (58 пациентов – 47,5 %). 40 (32,8 %) пациентов были в состоянии алкогольного опьянения. В группе пациентов с множественной и сочетанной травмой (45 человек) в ДТП получили травму 33 пострадавших, что составляет 73,3 %.

У 122 пациентов имелись 126 поврежденных сегментов голени и бедра. Наиболее многочисленную группу пациентов составили пострадавшие с переломами диафиза костей голени (111 сегментов у 108 больных) с преобладанием в возрастных группах от 20 до 49 лет (88 пациентов – 72,9 %).

38 (31,1 %) пострадавших поступили в клинику с открытыми переломами костей нижних конечностей. Из них у 34 пострадавших имелись открытые переломы костей голени (27,9 % от общего числа пострадавших), у 4 больных – открытые переломы бедра (3,3 %). При открытых переломах костей голени и бедра преобладала II степень (по классификации Каплана – Марковой (1967)) – 17 пострадавших, что составило 44,7 % от общего числа больных с открытыми переломами.

* Все средние представлены в виде медианы с интерквартильным размахом

Наиболее частым компонентом сочетанной травмы была черепно-мозговая травма (32 пациента – 26,2 %). Множественные переломы имелись у 23 больных (18,9 %). У 6 больных имелась тупая травма грудной клетки и/или живота (4,9 %). У 10 пострадавших отмечался травматический шок I–III степени (8,2 %). Наиболее частым сопутствующим заболеванием, отягощающим состояние пострадавших, была гипертоническая болезнь – 9 больных (7,4 %).

Большая часть примененных аппаратов внешней фиксации была спицевого типа (79,3 %). Среди аппаратов, наложенных на голень, доля спицевых аппаратов составила 90,1 %. На бедре преимущественно применялись стержневые аппараты – 80 %.

Средние значения индексов тяжести повреждений в ГКС: ISS = 9 (9–13), ВПХ-П (МТ) = 1,1 (0,9–2).

В **основную группу** (ОГ) включены 55 пациентов. Большинство пациентов основной группы составили мужчины – 37 пациентов (67,3 %). Наиболее многочисленная возрастная группа – 20–29 лет (21 пациент – 38,2 %). Большинство пациентов (51 человек – 92,7 %) были в наиболее трудоспособном возрасте – от 20 до 59 лет. Средний возраст пациентов составил 31 (24–44) год.

Основными причинами травм были ДТП (29 пациентов – 52,7 %), уличный и бытовой травматизм (15 больных – 27,3 %). 19 пациентов (34,5 %) находились в состоянии алкогольного опьянения. В группе пациентов с множественной и сочетанной травмой (30 человек) ДТП послужили причиной травм в 22 случаях (73,3 %).

У 55 пациентов имелось 56 поврежденных сегментов голени и бедра. Наиболее многочисленную группу пациентов составили пострадавшие с переломами бедренной кости (33 перелома у 32 больных). Наибольшая частота множественных и сочетанных травм отмечена в возрастной группе от 20 до 29 лет (13 из 21 пациента данной возрастной группы – 61,9 %), общее количество больных с множественной и сочетанной травмой в основной группе составило 30 человек (54,5 %). 12 пострадавших (21,8 %) поступили в клинику с открытыми переломами костей нижних конечностей. Из открытых переломов преобладали переломы II степени (10 пострадавших – 83,3 % от общего числа больных с открытыми переломами).

Наиболее частым компонентом сочетанной травмы была черепно-мозговая травма (27 пациентов – 49,1 %). Множественные переломы имелись у 16 больных (29,1 %), у 9 – тупая травма грудной клетки и/или живота (16,4 %). У 14 пострадавших отмечался травматический шок I–III степени (25,5 %), у 6 больных развилась жировая эмболия (10,9 %). Среди сопутствующих заболеваний чаще выявлялась гипертоническая болезнь (5 больных – 9,1 %).

Средние значения индексов тяжести повреждений в основной группе следующие: ISS = 11 (9–14), ВПХ-П (МТ) = 2,25 (0,9–4).

При сравнении обеих групп больных значимых различий по половозрастному составу, анамнезу и причинам травмы не выявлено. Обнаружены значимые различия в тяжести повреждений, индексы тяжести повреждений оказались несколько выше в основной группе. Данные различия расценены как не противоречащие поставленной цели и задачам исследования.

Методы исследования: клинический, рентгенологический, лабораторный, статистический.

Метод конечных элементов

В настоящее время для анализа напряженно-деформированного состояния различных конструкций и их элементов все большее распространение получают программные комплексы инженерного анализа, основанные на методе конечных элементов (МКЭ).

МКЭ предполагает разбиение сплошного тела на отдельные конечные элементы (КЭ), взаимосвязанные между собой в конечном числе точек, которые называют узлами. Таким образом, расчетной схемой конструкции называется совокупность отдельных элементов конструкции, соединенных конечным числом шарнирных и жестких узлов, причем вся нагрузка прикладывается в узлах. Каждый элемент является частью заменяемой среды и обладает такими же физическими свойствами и геометрическими параметрами, что и тело в месте расположения КЭ. Число степеней свободы КЭ определяется количеством наложенных в узлах дополнительных связей. Условия равновесия и совместности деформаций выполняются только в узловых точках соединения КЭ. Все внешние силы считаются приложенными в узлах.

Глава 3. Компьютерное моделирование стержневых аппаратов внешней фиксации*

Численный эксперимент по анализу напряженно-деформированного состояния стержневых АВФ

Условия эксперимента

Рассматривалась часть АВФ (подсистема), фиксирующая один костный отломок. Дискретизация спицевых, спице-стержневых и стержневых конструкций проводилась с использованием линейных конечных элементов типа «beam». Костный отломок моделировался трубчатым стержнем с наружным диаметром 20 мм, внутренним диаметром 14 мм, длиной 125 мм, количество конечных элементов – 23. Стальные стержни имели диаметр 5 мм, длину 70 мм, количество конечных элементов – 13. Стальные спицы имели диаметр 2 мм, длину 140 мм, количество конечных элементов – 26. В моделях использовалось два типа материалов деформируемой среды: сталь ($E = 190000$ МПа; $\mu = 0,27$) и кость ($E = 21000$ МПа; $\mu = 0,3$) (E – модуль упругости Юнга; μ – коэффициент поперечной деформации Пуассона). Закрепление стержней и спиц в костном отломке принималось жестким (жесткая заделка), на свободных концах стержней также устанавливались жесткие опорные узлы; закрепление спиц принималось

* Консультант – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой сопротивления материалов и строительной механики Иркутского государственного технического университета В.Л. Лапшин. Расчеты производились в Учебно-научном центре Иркутского государственного технического университета (лицензия ЕС1916 от 19.08.1998 IrGTU).

жестким по всем направлениям, кроме осевого (вдоль оси спицы), при этом спицы были натянуты с силой 1200 Н.

В качестве внешней нагрузки рассматривались три силовых фактора по 1000 Н, действующих в пространственной системе координат XYZ (**ось X направлена по продольной оси костного отломка**). В ходе исследования определялись линейные смещения центра тяжести сечения костного отломка в месте перелома (точка А) по осям X, Y, Z **раздельно под действием каждого силового фактора**. Возникающие при действии каждой силы деформации в месте перелома разложены на проекции по трём осям. Смещения более 2 мм считались значительными.

На схемах применены следующие обозначения: А – место перелома; L_1 – дистальный от места перелома стержень; R_1, R_2, R_3 – варианты расположения среднего стержня; L_2 – проксимальный к месту перелома стержень; γ – угол между плоскостями установки стержней.

Сопоставлялось несколько моделей стержневой подсистемы АВФ, содержащей 3 чрескостных стержня, при различных вариантах расположения точки введения среднего стержня по длине отломка, различных углах наклона стержней в плоскостях поперечного и продольного сечения отломка, а также модели спицевой и комбинированной подсистемы.

Анализ полученных данных

Спицевая и спице-стержневая подсистемы

Смоделированы подсистемы наиболее распространённых типов АВФ; в спицевой подсистеме костный отломок фиксирован двумя парами перекрещённых под прямым углом спиц (рис. 1а), в спице-стержневой ближняя к месту перелома пара спиц заменена на стержень (рис. 1б).

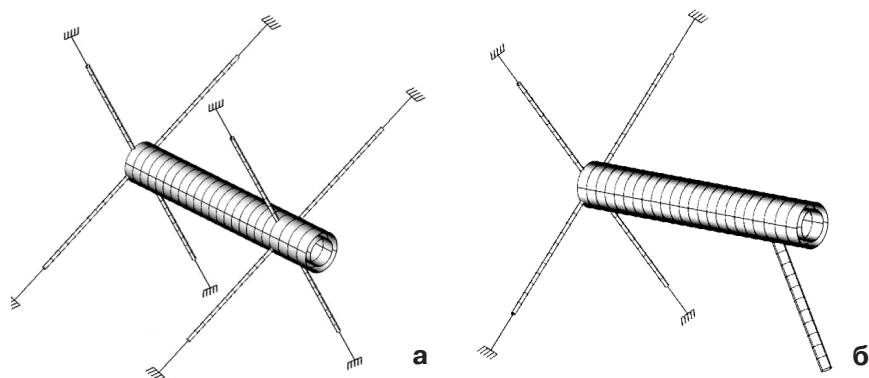


Рис. 1. Модели спицевой (а) и спице-стержневой (б) подсистем.

В рассмотренных моделях отмечаются значительные смещения костного отломка в месте перелома (табл. 1).

Таблица 1

Полные смещения в спицевой и комбинированной подсистеме

Направление нагрузки	Модели	
	Спице-стержневая	Спицевая
F_Y	10,28	108,1
F_X	3,24	24,0
F_Z	10,28	108,1

Расположение стержней в одной плоскости

Все стержни установлены в одной плоскости перпендикулярно к оси костного отломка (рис. 2), таким образом, данная модель основана на конструкции стержневого аппарата АО; рассмотрены три варианта расположения среднего стержня.

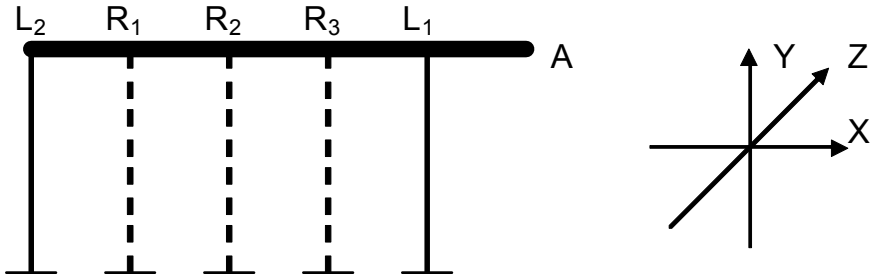


Рис. 2. Одноплоскостная схема расположения стержней.

Одноплоскостная схема установки стержней допускает значительные линейные деформации по оси Z (перпендикулярно плоскости стержней). Подсистема недостаточно устойчива при воздействии силы по оси Z (табл. 2).

Таблица 2

Полные смещения в плоской подсистеме

Направление нагрузки	Положение среднего стержня		
	R_1	R_2	R_3
F_Y	0,239	0,223	0,226
F_X	1,731	1,717	1,724
F_Z	12,81	11,92	10,81

Расположение стержней в трёх плоскостях, перпендикулярно к оси отломка

Плоскости, в которых проведены крайние стержни (L_1 и L_2), расположены под углом γ друг к другу, плоскость среднего стержня (R) – по биссектрисе угла между плоскостями крайних стержней (рис. 3). Рассмотрены три варианта взаимного расположения плоскостей: $\gamma = 30^\circ$, $\gamma = 60^\circ$ и $\gamma = 90^\circ$.

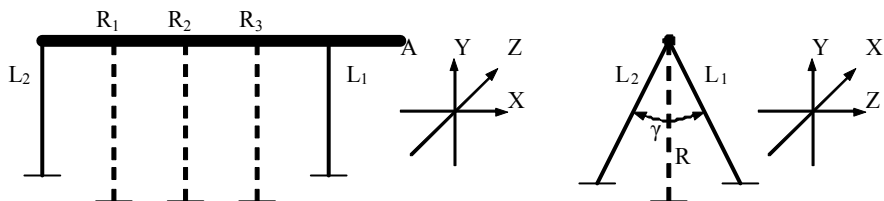


Рис. 3. Схема расположения стержней по трём разным плоскостям, перпендикулярно к оси отломка.

Трёхплоскостная схема с проведением среднего стержня по средней плоскости между крайними стержнями не может обеспечить требуемую жесткость. Перемещение среднего стержня ближе к месту перелома уменьшает величину смещений в месте перелома. Изменение угла между плоскостями установки стержней ведет к увеличению жесткости по одним осям с одновременным уменьшением по другим (табл. 3).

Таблица 3

Полные смещения в трехплоскостной винтообразной подсистеме

Направление нагрузки	Угол γ и положение среднего стержня								
	30-R ₁	30-R ₂	30-R ₃	60-R ₁	60-R ₂	60-R ₃	90-R ₁	90-R ₂	90-R ₃
F_Y	3,77	3,39	2,03	7,05	5,86	2,49	9,54	7,88	3,14
F_X	2,26	2,23	2,05	3,02	3,11	2,40	3,43	3,68	2,66
F_Z	12,19	9,32	4,76	10,55	7,01	2,21	8,23	5,28	1,37

Расположение стержней в двух плоскостях, вариант 1

Все стержни проведены перпендикулярно оси отломка; крайние стержни (L_1 и L_2) проведены в одной плоскости, под углом γ к плоскости среднего стержня (R) (рис. 4). Рассмотрены три значения угла между плоскостями: $\gamma = 30^\circ$, $\gamma = 60^\circ$, $\gamma = 90^\circ$.

Для двухплоскостной схемы с перпендикулярным проведением крайних стержней в одной плоскости и среднего стержня в другой плоскости (под углом 30° , 60° и 90°), наиболее стабильными являются положения 60(3-1) и 90(3-1), т.е. средний стержень приближен к месту перелома, угол между плоскостями – $60-90^\circ$ (табл. 4).

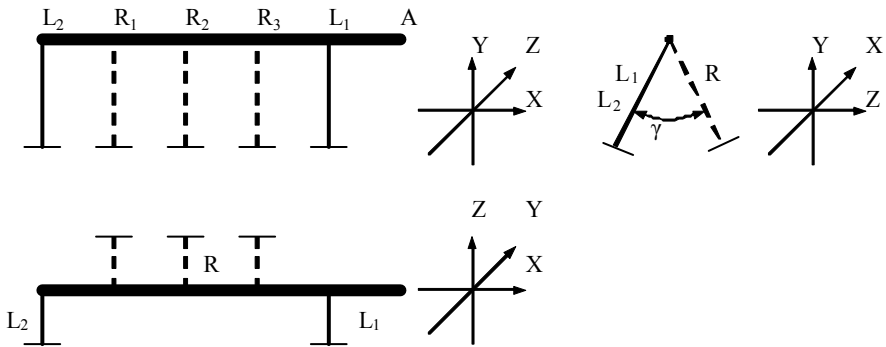


Рис. 4. Схема расположения стержней в двух плоскостях, вариант 1.

Таблица 4

Полные смещения в двухплоскостной подсистеме, вариант 1

Направление нагрузки	Угол γ и положение среднего стержня								
	30(1-1)	30(2-1)	30(3-1)	60(1-1)	60(2-1)	60(3-1)	90(1-1)	90(2-1)	90(3-1)
F_Y	2,36	1,71	1,02	4,06	2,62	1,41	5,50	3,46	1,83
F_X	1,80	1,79	1,79	1,94	1,90	1,87	1,99	1,95	1,90
F_Z	8,34	5,62	3,08	6,87	4,34	2,28	5,44	3,41	1,80

Расположение стержней в двух плоскостях, вариант 2

Все стержни проведены перпендикулярно оси отломка; дальние от места перелома стержни (L_2 и R) проведены в одной плоскости, под углом γ к плоскости ближнего стержня (L_1) (рис. 5). Рассмотрены два значения угла между плоскостями ($\gamma = 60^\circ, \gamma = 90^\circ$) и два варианта расположения среднего стержня (фиксация в точках R_2, R_3).

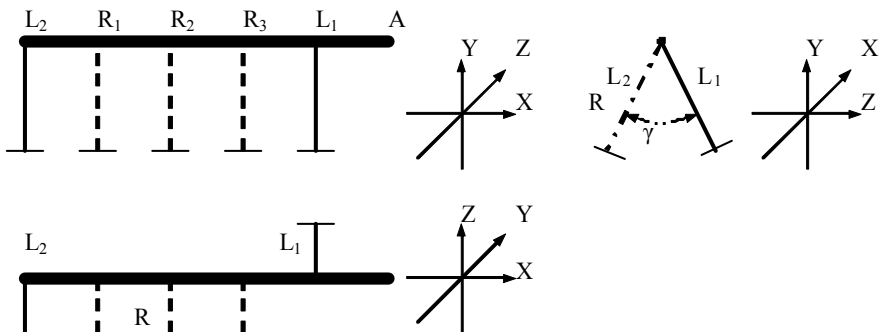


Рис. 5. Схема расположения стержней в двух плоскостях, вариант 2.

Для двухплоскостной схемы с перпендикулярным проведением стержней, в которой дистальный и средний стержни проведены в одной плоскости, а ближний к перелому в другой (под углами 60° и 90°), наиболее стабильными вариантами являются 60(3-2) и 90(3-2), т.е. средний стержень приближен к месту перелома, угол между плоскостями – $60-90^\circ$ (табл. 5).

Таблица 5

Полные смещения в двухплоскостной подсистеме, вариант 2

Направление нагрузки	Угол γ и положение среднего стержня			
	60(2-2)	60(3-2)	90(2-2)	90(3-2)
F_Y	1,30	0,75	1,53	0,90
F_X	1,84	1,84	1,86	1,85
F_Z	1,85	1,06	1,29	0,77

Расположение стержней в 3 плоскостях с наклоном в плоскости продольного сечения отломка

Анализ предшествующих схем позволил выявить наиболее оптимальные варианты установки стержней при условии их расположения в плоскости поперечного сечения костного отломка. Это позволило сократить количество исследуемых вариантов в более сложных случаях, когда ориентация стержней изменялась также и в продольной плоскости, проходящей через ось отломка. В рассматриваемых схемах средний стержень фиксирован в точке R_3 (т.е. на $1/4$ расстояния между крайними стержнями, ближе к месту перелома), стержни установлены в трех разных плоскостях так, что плоскость среднего стержня развернута относительно оси отломка на 90° от плоскости проксимального стержня (L_1), плоскость дистального стержня (L_2) – на 60° от плоскости стержня L_1 .

Рассмотрено несколько вариантов наклона стержней в пределах обозначенных плоскостей: схема «60-90-1» (рис. 6) – все стержни проведены перпендикулярно к оси отломка; схема «60-90-2» (рис. 7) – дистальный стержень (L_2) отклонен на 30° от места перелома, R_3 и L_1 перпендикулярно; схема «60-90-3» (рис. 8) – дистальный (L_2) и средний (R_3) стержни отклонены на 30° от места перелома, L_1 перпендикулярно; схема «60-90-4» (рис. 9) – дистальный (L_2) и средний (R_3) стержни отклонены на 30° от места перелома, L_1 отклонен на 30° к месту перелома; схема «60-90-5» (рис. 10) – дистальный (L_2) стержень отклонен на 30° от места перелома, средний (R_3) перпендикулярно, L_1 отклонен на 30° к месту перелома.

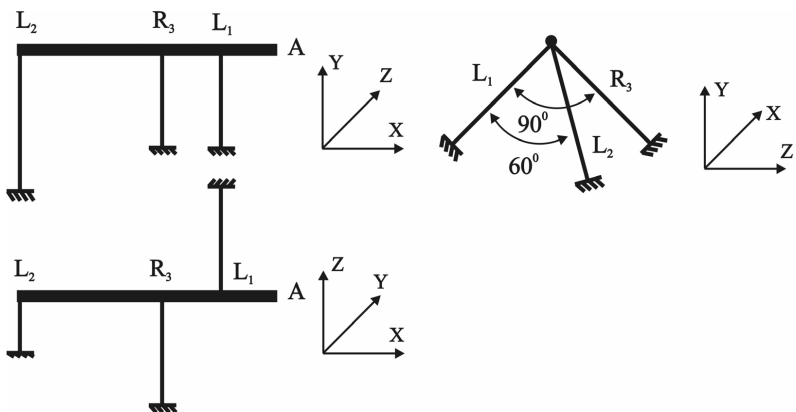


Рис. 6. Схема расположения стержней «60-90-1».

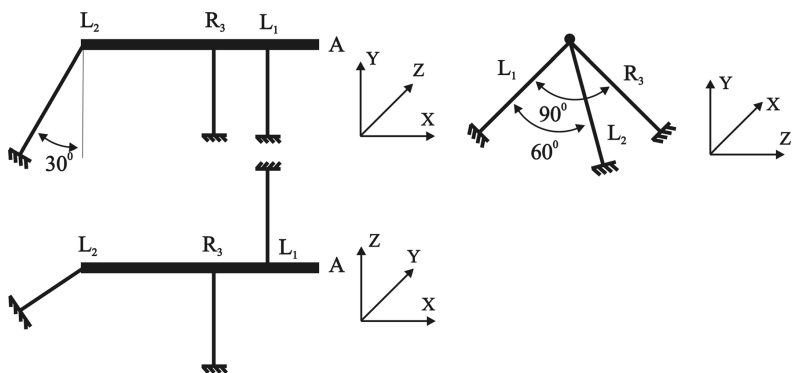


Рис. 7. Схема расположения стержней «60-90-2».

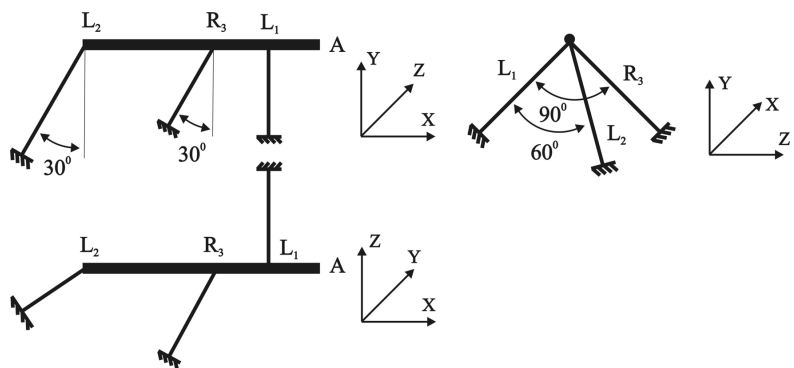


Рис. 8. Схема расположения стержней «60-90-3».

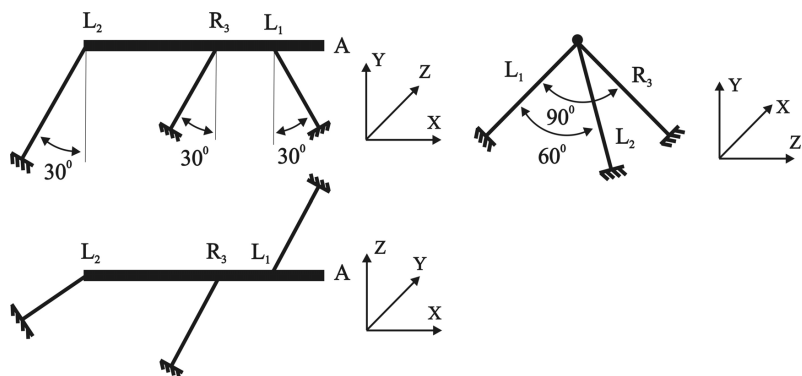


Рис. 9. Схема расположения стержней «60-90-4».

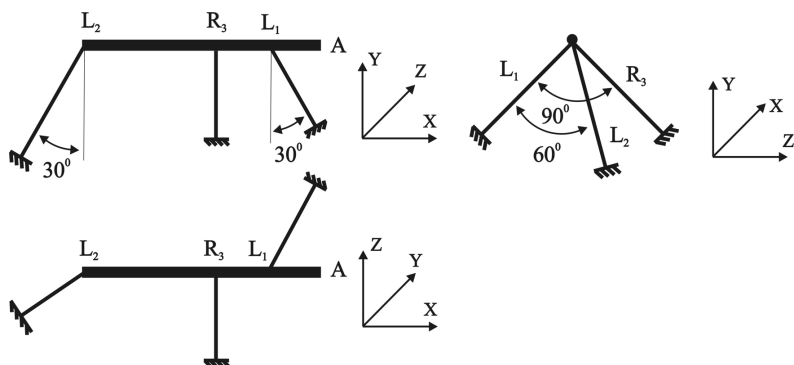


Рис. 10. Схема расположения стержней «60-90-5».

Анализ результатов расчета деформаций трехплоскостных схем при различных вариантах установки стержней позволяет заключить, что все компоновочные схемы рассматриваемой стержневой подсистемы обеспечивают высокую жёсткость, допуская смещения в месте перелома менее 2 мм (табл. 6).

Таблица 6

Полные смещения трёхплоскостных подсистемах с наклоном стержней

Направление нагрузки	Схемы установки стержней				
	60-90-1	60-90-2	60-90-3	60-90-4	60-90-5
F_Y	0,80	0,84	1,21	0,69	1,15
F_X	1,73	1,13	1,48	1,32	1,06
F_Z	1,29	1,18	1,48	1,85	1,11

При анализе полученных данных необходимо отметить значительные смещения костного отломка в месте перелома при спицевой фиксации: 108,1 мм – при поперечных нагрузках, 24 мм – при нагрузке вдоль оси отломка. При замене одной пары спиц на один стержень (вблизи места перелома) смещения значительно меньше: 10,3 мм – при поперечных нагрузках, 3,2 мм – при воздействии силы вдоль оси отломка. Во всех стержневых моделях смещения значительно меньше, кроме одноплоскостной, в которой возникают значительные смещения (12,8 мм) при воздействии силы по оси Z (перпендикулярно плоскости установки стержней).

Анализ результатов расчета деформаций двух- и трехплоскостных схем при различных вариантах установки стержней позволяет заключить, что все рассмотренные варианты трёхплоскостной схемы с наклоном стержней, а также вариант 2 двухплоскостной схемы* установки стержней демонстрируют высокую стабильность, допуская линейные смещения менее 2 мм при воздействии сил по всем основным осям. При этом из рассматриваемых схем с наклоном стержней наиболее стабильными являются варианты «60-90-2» и «60-90-5»**. Если брать во внимание смещения только в плоскости поперечного сечения отломка (без учёта осевых смещений), то наиболее предпочтительным является вариант «60-90-2».

Глава 4. Сравнительная оценка лечения больных с применением метода чрескостного остеосинтеза основной группы и группы клинического сравнения

В схему оценки лечения были включены воспалительные осложнения со стороны мягких тканей, осложнения в результате технических ошибок, нарушения репаративной регенерации, повторная фиксация повреждённого сегмента, длительность первичной госпитализации, длительность фиксации фрагментов в аппарате внешней фиксации, утрата трудоспособности. При анализе осложнений и последствий были выделены 4 периода: I период – ранний послеоперационный, до выписки из стационара; II период – от выписки до 3 месяцев с момента операции; III период – 4–6 месяцев с момента операции; IV период – более 6 месяцев с момента операции. Относительные показатели рассчитаны относительно численности соответствующих групп пациентов.

При сравнении показателей использованы как статистические тесты (критерий Манна – Уитни для количественных параметров, критерий χ^2 либо точный критерий Фишера для качественных), так и критерии оценки клинической эффективности (CAP, COP, NNT). Средние представлены в виде медиан с интерквартильными интервалами.

* Патент РФ № 2281708 «Способ лечения перелома длинной кости».

** Патент РФ № 2290115 «Способ лечения перелома длинных костей».

Ближайшие и отдалённые результаты лечения больных группы клинического сравнения

При применении стандартных аппаратов внешней фиксации в ГКС выявлены следующие осложнения: вторичное смещение, деформация сегмента, нестабильность аппарата – у 19 больных (15,6 %); воспаление мягких тканей в разные периоды лечения – от 9 % (в I периоде) до 44,2 % (в III периоде) случаев; лимфовенозная недостаточность – до 7,6 % случаев; контрактура смежных суставов – у 39 больных (32 %).

Ложный сустав сформировался у 6 больных (4,9 %), рефрактура – у 2 (1,6 %), замедленное сращение (более 26 недель для большеберцовой кости, более 35 недель для бедренной кости) – у 53 больных (43,4 %).

У 39 больных (32 %) после снятия аппарата потребовалась фиксация конечности гипсовой повязкой. У 7 (5,7 %) потребовался повторный остеосинтез аппаратом внешней фиксации.

При первичной госпитализации средний общий койко-день составил 20,5 (15–27), предоперационный – 8 (5–14), послеоперационный – 9 (6–15) дней.

Группу инвалидности получили 14 из 122 больных, что составило 11,5 %.

Ближайшие и отдалённые результаты лечения больных основной группы

При анализе лечения больных ОГ выявлено, что в первом периоде у 2 больных (3,6 %) имелись воспалительные осложнения со стороны мягких тканей, у 1 (1,8 %) – флеботромбоз, у 1 (1,8 %) – нейропатия малоберцового нерва. Во втором периоде у 12 больных (21,8 %) имелись воспалительные осложнения со стороны мягких тканей. В течение третьего периода воспаление мягких тканей отмечено у 11 больных (20 %); у 1 (1,8 %) – лимфовенозная недостаточность. В четвёртом периоде осложнения отмечены у 5 больных (19,2 %) в виде воспаления мягких тканей. Не достигнута репозиция при первичной операции у 3 больных (5,5 %) в связи с тяжёлым общим состоянием пациента и наличием множественных травм после стабилизации общего состояния им произведено повторное оперативное вмешательство для окончательной репозиции перелома.

Контрактура смежных суставов развилась у 31 больного (56,4 %) за счёт фиксации мягких тканей, из них контрактура коленного сустава – у 30 из 32 (93,8 %) больных с переломом бедра, при переломах костей голени у 1 больного из 23 (4,3 %) возникла контрактура голеностопного сустава.

Рефрактура произошла у 2 пациентов (3,6 %), замедленное сращение (более 26 недель для большеберцовой кости, более 35 – для бедренной) констатировано у 15 больных (27,3 %).

При первичной госпитализации средний общий койко-день составил 19 (13–30), предоперационный – 8 (4–11) дней, послеоперационный – 10 (6–19) дней.

Группу инвалидности получили 6 больных, что составило (10,9 %).

Сравнительный анализ лечения больных основной группы и группы клинического сравнения

При сравнительной оценке лечения больных группы клинического сравнения и основной группы методом чрескостного остеосинтеза статистически значимое различие развития воспалительных осложнений отмечено только в третьем периоде (в сроки 4–6 месяцев), с частотой осложнений 20 % в основной группе и 44,2 % – в группе клинического сравнения ($p = 0,004$; $САР = 24,2$ %; $NNT = 4,1$; $СОР = 54,7$ %), по остальным периодам значимых различий по частоте воспалительных осложнений не выявлено.

В основной группе реже отмечались вторичное смещение отломков и нестабильность фиксации (1,8 % против 15,6 % в группе клинического сравнения; $p = 0,016$; $САР = 13,8$ %; $NNT = 7,3$; $СОР = 88,3$ %), что косвенно подтверждает большую жёсткость предлагаемого метода фиксации отломков.

В основной группе реже отмечалось развитие контрактуры смежных суставов при переломах костей голени (4,3 % против 24,1 % в группе клинического сравнения; $p = 0,024$; $САР = 19,7$ %; $NNT = 5,1$; $СОР = 81,9$ %). При переломах бедра контрактура развилась у большинства больных в обеих группах (92,9 % – в ГКС, 96,6 % – в ОГ; $p = 1$).

Можно считать статистически значимым уменьшение частоты замедленного сращения (43,4 % в ГКС против 27,3 % в ОГ; $p = 0,06$; $САР = 16,2$ %; $NNT = 6,2$; $СОР = 37,2$ %).

Необходимость применения повторной фиксации после снятия АВФ чаще возникала в группе клинического сравнения (37,7 %), чем в основной группе (5,5 %) ($p < 0,0001$; $САР = 32,3$ %; $NNT = 3,1$; $СОР = 85,5$ %).

Значимых различий в сроках фиксации аппаратами и в частоте выхода на инвалидность в обеих группах не выявлено.

ВЫВОДЫ

1. При применении стандартных АВФ при лечении больных с диафизарными переломами длинных костей отмечены осложнения: вторичное смещение, деформация сегмента, нестабильность аппарата – у 15,6 %; воспаление мягких тканей в разные периоды лечения – от 9 до 44,2 %; лимфовенозная недостаточность – до 7,6 %; замедленное сращение – у 43,4 %; ложный сустав – у 4,9 %; контрактура смежных суставов – у 32 %; остеомиелит у 7,4 % пациентов.

2. При изучении жесткости фиксации костных отломков в спицевых, стержневых и спице-стержневых АВФ в идентичных условиях с помощью программного комплекса NASTRAN, расчетная часть которого базируется на методе конечных элементов, установлено, что смещение костных отломков в спицевых аппаратах составляет 24–108,1 мм, в спице-стержневых – 3,2–10,3 мм, в стержневых типа АО (одноплоскостных) – 0,2–12,8 мм, в стержне-

вых по разработанным схемам – 0,8–1,9 мм*, в зависимости от направления действующей силы.

3. На основе компьютерного моделирования установлены наиболее рациональные варианты проведения стержней, обеспечивающие наибольшую жёсткость фиксации отломков в АВФ: при двухплоскостной и трехплоскостной схеме проведения стержней с наклоном стержней и разведением по плоскостям до 60–90°.

4. Клиническая эффективность при применении разработанных вариантов введения чрескостных элементов с повышенной жёсткостью фиксации выражается в снижении частоты воспалительных осложнений на 24,2 %, вторичных смещений костных фрагментов – на 13,8 %, контрактуры смежных суставов при переломах костей голени – на 19,7 %, замедленного сращения – на 16,2 %, необходимости применения повторной фиксации после демонтажа АВФ – на 32,3 %.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При диафизарных переломах бедра наиболее рациональным вариантом установки стержней в подсистеме, повышающим жёсткость фиксации костных фрагментов, является следующий: введение первого стержня по наружному краю прямой головки четырёхглавой мышцы бедра, отступив 3–4 см от линии перелома, с наклоном стержня под углом 30° в сторону перелома; второй стержень вводится с максимальным удалением от первого, с наклоном стержня в противоположную сторону; третий стержень вводится перпендикулярно кости, отступив на 4–5 см от линии перелома, по заднему краю латеральной головки четырёхглавой мышцы. В проксимальной и дистальной подсистемах стержни проводятся аналогично.

2. При диафизарных переломах костей голени наиболее рациональным вариантом установки стержней, обеспечивающим высокую жёсткость фиксации костных фрагментов, является следующий: первый стержень вводится в сагиттальной плоскости, отступив от линии перелома на 3–4 см, кнутри от переднего края большеберцовой кости на 1–1,5 см, с наклоном стержня в сторону перелома на 30°; второй стержень вводится с максимальным удалением от первого, с наклоном стержня в противоположную сторону; третий стержень вводится во фронтальной плоскости с внутренней стороны, отступив от линии перелома на 4–5 см.

3. При отсутствии возможности введения стержней с наклоном возможно использование варианта введения стержней перпендикулярно к кости.

* При параметрах моделей, описанных в главе 3.

4. Для профилактики контрактур коленного сустава при остеосинтезе бедренной кости стержневым аппаратом внешней фиксации необходимо применять укладку больного на операционном столе с дистракцией поврежденного сегмента по оси конечности и сгибанием в коленном суставе до 90°.

5. К необходимым мероприятиям по профилактике осложнений в послеоперационном периоде относятся: занятия ЛФК с ранними движениями в смежных суставах, регулярная смена повязок у чрескостных элементов, постоянное ношение легко снимающегося чехла из хлопчатобумажной ткани, ношение подстопника при переломе костей голени.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ, ОПУБЛИКОВАННОЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи

1. Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Зедгенидзе И.В., Ивлев Б.В., Халиман Е.А. Исследование жесткости стержневых подсистем аппаратов внешней фиксации на основе математической модели // Актуальные вопросы экстренной медицинской помощи: сб. мат. IV науч.-практ. конф., посвящ. проблемам экстренной мед. помощи. – Иркутск, 2004. – С. 35–38.

2. Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Зедгенидзе И.В., Ивлев Б.В., Халиман Е.А. Исследование жесткости стержневых аппаратов внешней фиксации на основе компьютерной модели // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. – 2005. – № 3 (41). – С. 287–288.

3. Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Ивлев Б.В., Халиман Е.А. и др. Исследование жесткости аппаратов внешней фиксации с перпендикулярным проведением стержней в двух плоскостях на основе математической модели // Современные методы лечения больных с травмами и их осложнениями: матер. всерос. науч.-практ. конф. – Курган: РНЦ «ВТО», 2006. – С. 98–99.

4. Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Ивлев Б.В., Халиман Е.А. и др. Исследование жесткости аппаратов внешней фиксации с проведением стержней в трех плоскостях на основе математической модели // Современные методы лечения больных с травмами и их осложнениями: матер. всерос. науч.-практ. конф. – Курган: РНЦ «ВТО», 2006. – С. 99–100.

5. Виноградов В.Г., Халиман Е.А., Ивлев Б.В., Очиров А.М. и др. Результаты применения аппаратов внешней фиксации при лечении больных с диафизарными переломами костей бедра и голени в ГКБ № 3 г. Иркутска за период с 2002 по 2004 гг. // Вестник Общественной организации «Ассоциация хирургов Иркутской области». – Иркутск, 2007. – С. 86–87.

6. Виноградов В.Г., Халиман Е.А., Ивлев Б.В., Очиров А.М. и др. Результаты применения стержневых аппаратов внешней фиксации при лечении больных

с диафизарными переломами костей бедра и голени в травматологии № 3 ГКБ № 3 г. Иркутска в 2004–2007 гг. // Вестник Общественной организации «Ассоциация хирургов Иркутской области». – Иркутск, 2007. – С. 87–88.

7. Виноградов В.Г., Халиман Е.А., Ивлев Б.В., Очиров А.М. и др. Оптимизация стержневых аппаратов внешней фиксации на основе компьютерного моделирования (экспериментально-клиническое исследование) // Травматология и ортопедия третьего тысячелетия: тез. междунар. конф. – Чита – Маньчжурия (КНР), 2008. – С. 232–234.

8. Возможности повышения эффективности лечения диафизарных переломов длинных костей стержневыми аппаратами внешней фиксации / Е.А. Халиман, В.Г. Виноградов // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. – 2008. – № 4 (62). – С. 50–54.

9. Халиман Е.А., Виноградов В.Г. Пути совершенствования аппаратов внешней фиксации на основе компьютерного моделирования // Сибирский медицинский журнал (Иркутск). – 2009. – Т. 87. № 4. – с. 76–78.

10. Агафонов Н.Е., Виноградов В.Г., Халиман Е.А. Исследование напряженно-деформированных состояний системы «поврежденный костный сегмент – аппарат внешней фиксации» с помощью программного комплекса конечно-элементного анализа на этапе формирования внешней рамы // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. – 2010. – № 5 (75). – С. 167–170.

11. Виноградов В.Г., Цыганов А.А., Агафонов Н.Е., Ивлев Б.В., Халиман Е.А. Аппарат внешней фиксации для лечения переломов, ложных суставов, несросшихся переломов костей // Медицина экстремальных ситуаций. – 2010. – № 33. – С. 74–76.

12. Виноградов В.Г., Халиман Е.А., Ивлев Б.В., Рютина Н.В. и др. Наиболее распространенные осложнения чрескостного остеосинтеза в работе травматологий ГКБ № 3 г. Иркутска в 2002–2007 гг. // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. – 2011. – № 3, Ч. 2. – С. 12–15.

13. Халиман Е.А., Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Ивлев Б.В. Исследование жесткости стержневых аппаратов внешней фиксации на основе математической модели // Сибирский медицинский журнал. – 2011. – № 7. – С. 46–49.

14. Халиман Е.А., Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Ивлев Б.В. Результаты применения стержневых аппаратов внешней фиксации в работе травматологий МУЗ ГКБ № 3 в 2004–2008 гг. // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. – 2011. – № 3, Ч. 2. – С. 66–69.

Монография

1. Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Халиман Е.А., Ивлев Б.В. и др. Математическое моделирование и конструирование аппаратов внешней фиксации для лечения повреждений костей конечностей. – Иркутск: НЦРВХ СО РАМН, 2010. – 136 с.

Патенты на изобретения

1. Способ лечения перелома длинной кости: пат. 2281708 Рос. Федерация: МПК А61В17/56 / Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Зедгенидзе И.В., Ивлев Б.В., Халиман Е.А.; заявители и патентообладатели Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Зедгенидзе И.В., Ивлев Б.В., Халиман Е.А. – № 2004123897/14; заявл. 04.08.04; опубл. 20.08.06, Бюл. № 23.

2. Способ лечения перелома длинных костей: пат. 2290115 Рос. Федерация: МПК А61В17/56 / Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Зедгенидзе И.В., Ивлев Б.В., Халиман Е.А.; заявители и патентообладатели Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Зедгенидзе И.В., Ивлев Б.В., Халиман Е.А. – № 2004123884/14; заявл. 04.08.04, опубл. 27.12.06. Бюл. № 36.

3. Аппарат внешней фиксации для лечения переломов, ложных суставов и несросшихся переломов костей: пат. 2375984 Рос. Федерация: МПК А61В17/66 / Виноградов В.Г., Агафонов Н.Е., Халиман Е.А., Ивлев Б.В., Кобелев И.А.; заявители и патентообладатели Агафонов Н.Е., Виноградов В.Г., Кобелев И.А., Халиман Е.А., Ивлев Б.В. – № 2007123407/14; заявл. 20.03.09, опубл. 20.12.09, Бюл. № 35.

Методические рекомендации

1. Халиман Е.А., Виноградов В.Г. Закрытый внеочаговый остеосинтез длинных костей стержневыми аппаратами: метод. рек. для врачей и ординаторов. – Иркутск: НЦРВХ СО РАМН, 2011. – 44 с.

Подписано в печать 21.12.2011. Бумага офсетная. Формат 60x84¹/₁₆.

Гарнитура Таймс. Усл. печ. л. 1,0

Тираж 100 экз. Заказ № 132-11.

РИО НЦРВХ СО РАМН

(Иркутск, ул. Борцов Революции, 1. Тел 29–03–37. E-mail: arleon58@gmail.com)