

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
«РОССИЙСКИЙ ОРДЕНА ТРУДОВОГО КРАСНОГО ЗНАМЕНИ
НАУЧНЫЙ-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ
ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ ИМ. Р.Р. ВРЕДЕНА»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

САБИРОВ

Фаниль Камилжанович

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭКСТРАКОРТИКАЛЬНЫХ ФИКСАТОРОВ
ПРИ ЧРЕСКОСТНОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ БЕДРЕННОЙ КОСТИ
(ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)**

14.01.15 – Травматология и ортопедия

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание учёной степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

д.м.н. профессор

Соломин Леонид Николаевич

Санкт-Петербург – 2016

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
Глава 1. КОМБИНИРОВАННОЕ И ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВНЕШНЕЙ И ВНУТРЕННЕЙ ФИКСАЦИИ ПРИ ПАТОЛОГИИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ (обзор литературы)	10
1.1. Этиология, частота, распространенность переломов, деформаций и дефектов бедренной кости	10
1.2. Ассистирующая внешняя фиксация при блокируемом интрамедуллярном остеосинтезе (АсВФ).	14
1.3. Последовательное использование чрескостного и интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза - «Аппарат Затем Гвоздь» (АЗГ)	17
1.4. Удлинение бедренной кости поверх интрамедуллярного гвоздя (УПГ)	19
1.5. Замещение дефекта бедренной кости поверх интрамедуллярного гвоздя (ЗДПГ)	24
1.6. Лечение перипротезных переломов и деформаций бедренной кости	27
1.7. Экстракортикальная фиксация	29
1.8. Резюме	32
Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	34
2.1. Набор для экстракортикальной фиксации: краткая характеристика	34
2.2. Исследование жесткости фиксации костных фрагментов модулями, скомпонованных с использованием экстракортикальных фиксаторов	37
2.3. Анализ клинического применения экстракортикальных фиксаторов	47
2.4. Статистические методы анализа результатов исследования	56
2.5. Резюме	56
ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ЭКСТРАКОРТИКАЛЬНЫХ ФИКСАТОРОВ	57
3.1. Результаты исследования модулей первого порядка	57
3.2. Результаты исследования модулей второго порядка	62

3.3. Результаты исследования модулей третьего порядка	68
3.4. Исследование компоновок аппаратов для выполнения методики удлинения поверх гвоздя	73
83.5. Резюме	75
ГЛАВА 4. АНАЛИЗ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ ЭКСТРАКОРТИКАЛЬНЫХ ФИКСАТОРОВ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ДЕФОРМАЦИЯМИ, ДЕФЕКТАМИ И ПЕРИПРОТЕЗНЫМИ ПЕРЕЛОМАМИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ	76
4.1. Общая характеристика пациентов	76
4.2. Сравнение результатов лечения у пациентов Кл-1-1 и Кл-2-1	77
4.3. Сравнение результатов лечения у пациентов Кл-1-2 и Кл-2-2	86
4.4. Осложнения	101
4.5. Оптимизация технологии применения ЭФ	104
4.5.1. Показания и противопоказания	105
4.5.2. Предоперационная подготовка	106
4.5.3. Техника введения экстракортикального фиксатора	108
4.5.4. Послеоперационное ведение больных	113
4.5.5. Удаление экстракортикального фиксатора	115
4.6. Резюме	117
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	118
ВЫВОДЫ	127
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	129
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	130
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	131

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

За последние годы увеличилась частота повреждений опорно-двигательного аппарата до 52% (Месхи К.Т., 2007). Частота переломов диафизов бедра и голени составляет более 26,3% от общего количества переломов длинных трубчатых костей (Минасов Т.Б. с соавт., 2010). Часть пациентов из этой группы приобретают тяжелую деформацию поврежденного сегмента конечности. Не имеет тенденции к уменьшению и врожденная патология, сопровождающаяся деформациями и укорочением конечностей (Шевцов В.И. и соавт., 2005; Кожевников О.В. и соавт., 2010; Paley D., 2005). Данная проблема требует улучшения оказания травматолого-ортопедической помощи населению, снижения инвалидизации и повышения уровня реабилитации населения посредством совершенствования существующих технологий и создания новых.

Для коррекции деформаций длинных костей используются два основных метода: остеотомия с внутренней фиксацией и остеотомия с фиксацией чрескостным аппаратом (Marangoz S. et al., 2008; Bar-On E. et al., 2009). Преимуществом второй методики является возможность постепенной дополнительной корректировки в послеоперационном периоде, из чего следует, что если в процессе операции не удастся достичь должной точности коррекции деформации, то ее можно добиться после с помощью приемов чрескостного остесинтеза (Manner H.M. et al., 2007; Marangoz S. et al., 2008; Feldman D.S. et al., 2006). Более того – если одним из компонентов деформации является укорочение, одномоментную коррекцию выполнить часто невозможно.

Вместе с этим существенным недостатком внешней фиксации для пациента является необходимость «ношения аппарата», тем более что период фиксации зачастую продолжается несколько месяцев. Внутренняя фиксация переносится пациентами гораздо легче и, кроме того, она не сопровождается такими осложнениями, характерными для длительной внешней фиксации, как трансфиксационные контрактуры и рецидивирующие воспаления мягких тканей в местах проведения чрескостных элементов. Но в тоже время используемая в данной методике одно-

моментная коррекция деформации требует идеальной точности предоперационного планирования и безошибочности хирургического исполнения. Инфекционные осложнения при внутренней фиксации часто приводят к тяжелым последствиям (Kerpler P. et al., 2004; Heineck J. et al., 2010).

Соединяя положительные стороны чрескостного и интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза можно значительно повысить комфортность лечения для пациента при лечении переломов, коррекции деформаций различной сложности, замещении сегментарных дефектов и снизить риск различных осложнений (Matsoukis J. et al., 1991; Raschke M.J. et al., 1992; Herzenberg J.E., 1997; Paley D. et al., 1997, 2003, Emara K. et al., 2011; Kovar F.M., 2011). Именно на этой идее основано развитие таких технологий, как «ассистирующая» внешняя фиксация для выполнения внутреннего остеосинтеза (АсВФ), последовательное использование чрескостного и блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза («аппарат Затем Гвоздь» - АЗГ), удлинение поверх гвоздя (УПГ) и замещение дефекта кости поверх гвоздя (ЗДПГ). Однако при всех методиках последовательного и комбинированного применения внешней и внутренней фиксации чрескостные элементы необходимо проводить так, чтобы избежать контакта с интрамедуллярным стержнем. Одним из способов решения данной проблемы является эксцентричное расположение чрескостных элементов. Но это зачастую технически сложно. Технически возможные, при наличии внутрикостного гвоздя, уровни и позиции введения чрескостных элементов могут не соответствовать т.н. «Рекомендуемым Позициям – РП», что увеличивает риск возникновения трансфиксационных контрактур (Соломин Л.Н., 2014). Необходимость использовать стержни-шурупы меньшего диаметра снижает жесткость фиксации костных фрагментов. Возможное отклонение внутрикостным гвоздем чрескостных элементов чревато травматизацией магистральных сосудов и нервов.

В 2002 году в РНИИТО им. Р.Р. Вредена разработано специальное устройство - экстракортикальный фиксатор (ЭФ) (патент на изобретение № 2257866), который позволял фиксировать в опоре любого аппарата костные фрагменты бедренной кости при наличии в костномозговой полости массивного инородного те-

ла: металлического стержня, бедренного компонента эндопротеза и т.п. В 2009 конструкция ЭФ была усовершенствована (патент на полезную модель № 87618).

Применение ЭФ при перипротезных переломах, АсВФ, АЗГ, УПГ, ЗДПГ, на наш взгляд, имеет большой потенциал. Кроме это, использование ЭФ может быть полезно в гнойной остеологии, например, при необходимости ввести в костномозговую полость спейсера, дренажа, антибактериальных бус. Однако технология применения ЭФ при всех упомянутых методиках до настоящего времени не была разработана. Таким образом, было необходимо подробно изучить весь опыт применения ЭФ, провести ряд экспериментальных и клинических исследования и, проанализировав полученные данные, создать технологии применения ЭФ при комбинированном и последовательном использовании внешней и внутренней фиксации.

Цель исследования: разработать основы технологии применения ЭФ, направленные на улучшение результатов лечения пациентов с деформациями, дефектами и переломами бедренной кости.

Для реализации цели были поставлены следующие **задачи:**

1. В стендовом эксперименте на моделях исследовать жесткость фиксации костных фрагментов модулями первого порядка (М1) и второго порядка (М2) в компоновке которых использованы экстракортикальные фиксаторы.

2. На основе данных эксперимента разработать оптимальные компоновки чрескостных аппаратов с использованием ЭФ для ассистирующей внешней фиксации при блокируемом интрамедуллярном остеосинтезе - БИОС (АсВФ), последовательном использовании внешней фиксации и БИОС (АЗГ), удлинении поверх гвоздя (УПГ) и замещении дефекта поверх гвоздя (ЗДПГ), для перипротезных переломов бедренной кости и коррекции перипротезных деформаций.

3. Проанализировать результаты применения ЭФ в клинике и сравнить их с контрольной группой и данными литературы о применении «стандартных»

чрескостных элементов при комбинированном и последовательном применении внешней и внутренней фиксации.

4. Оценить возможные осложнения применения ЭФ, эффективность их профилактики и лечения в сравнении с данными литературы и контрольной группой.

Научная новизна работы

1. Были получены новые данные по жесткости фиксации костных фрагментов чрескостными модулями первого, второго и третьего порядка, в компоновке которых использованы экстракортикальные фиксаторы.

2. Обоснована возможность и целесообразность создания аппаратов для комбинированного и последовательного применения внешней и внутренней фиксации, в компоновках которых используются ЭФ.

3. Получены новые данные о ближайших и среднесрочных результатах лечения пациентов, частоте и характере осложнений при применении экстракортикальных фиксаторов при выполнении методик последовательного и комбинированного использования внешней и внутренней фиксации, при остеосинтезе перипротезных переломов, коррекции перипротезных деформаций.

4. Разработан “Способ удлинения бедренной кости поверх интрамедуллярного стержня с использованием экстракортикальных фиксаторов” (положительное решение о выдаче патента РФ по заявке 2015106484).

Практическая значимость работы

1. Разработаны компоновки АВФ на основе экстракортикальных фиксаторов для выполнения методик комбинированного и последовательного применения внешней и внутренней фиксации.

2. Применение полученных в ходе диссертационного исследования данных позволило улучшить результаты лечения пациентов и упростить реализацию методик АсВФ, АЗГ, УПГ, ЗДПГ, а также остеосинтез перипротезных переломов и коррекцию перипротезных деформаций.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Обоснованы основы технологии применения ЭФ при реализации методик ассистирующей внешней фиксации (АсВФ), последовательном использовании внешней и внутренней фиксации («АЗГ»), удлинении поверх гвоздя (УПГ), замещении дефекта бедренной кости поверх гвоздя (ЗДПГ), лечении перипротезных переломов и деформаций.
2. Разработанные с использованием ЭФ компоновки аппаратов позволяют исключить контакт внешней и внутренней конструкций, обладают необходимой для реализации методик комбинированного и последовательного применения внешней и внутренней фиксации жесткостью фиксации костных фрагментов и не повышают риск возникновения осложнений, характерных для чрескостного остеосинтеза.

Внедрение в практику

Разработанные компоновки АВФ на основе ЭФ и методика их применения при технологиях комбинированного и последовательного использования внешней и внутренней фиксации внедрены в работу отделения №№ 7 и 4 ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России. Данные, полученные в ходе выполнения диссертационного исследования, используются при обучении клинических ординаторов и травматологов-ортопедов, проходящих усовершенствование по программе дополнительного образования на базе ФГБУ «РНИИТО им Р.Р. Вредена» Минздрава России.

Апробация диссертационной работы:

Основные положения работы доложены на следующих научно-практических мероприятиях:

- 34th SICOT Orthopaedic World Congress (India, Hyderabad, 2013)
- 8th International ASAMI Conference (India, Goa, 2014)
- 11th Congress of the European Hip Society (Sweden, Stockholm, 2014)

- ILLRS Congress (USA, Miami, 2015)
- Advances in combat trauma & Complex orthopaedic care (Israel, Upper Galilee, 2016)
- 10-й съезд травматологов и ортопедов России (Москва, 2014)
- Конференция молодых ученых Северо-Западного Федерального округа «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии» (Санкт-Петербург, 2015)
- Конференция «Илизаровские чтения» (Курган, 2015)

По теме диссертации опубликовано 18 печатных работ: 2 – в российских рецензируемых научных журналах, входящих в список рекомендованных ВАК РФ для научных публикаций диссертантов; 2 главы в монографиях, в том числе 1 – в иностранной; 14 – в материалах съездов, симпозиумов, научно-практических конференций, в том числе 4 – в международных.

Объем и структура работы

Диссертация представлена на 142 страницах текста, содержит 18 таблиц и 43 рисунка. Диссертационное исследование состоит из введения, четырех глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и списка литературы.

Список литературы включает 106 источников, из них 44 - отечественных и 62 - иностранных авторов.

ГЛАВА 1

КОМБИНИРОВАННОЕ И ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ВНЕШНЕЙ И ВНУТРЕННЕЙ ФИКСАЦИИ ПРИ ПАТОЛОГИИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Этиология, частота, распространенность переломов, деформаций и дефектов бедренной кости

Лечение повреждений диафизарного отдела бедренной кости - одна из наиболее актуальных проблем современной травматологии. Среди переломов длинных трубчатых костей диафизарные переломы бедра составляют от 10,4 до 23,9% случаев (Ли А.Д., 2002), встречаясь примерно с частотой 18 случаев на 100000 жителей (Шапошников Ю.Г., 1997). Количество неблагоприятных исходов лечения, таких как неправильное сращение перелома, формирование ложного сустава и/или дефектов кости в настоящее время постоянно увеличивается (Марков Д.А., 2008; Котельников Г.П., 2011).

Согласно данным Мироманова А.М. (2013) нарушение консолидации переломов длинных костей конечностей составляет от 15 до 50% от всех травм опорно-двигательного аппарата. При этом частота развития ложных суставов, несмотря на применение современных медицинских технологий, варьирует от 4,7% до 33,2%. В структуре последствий травм длинных костей псевдоартрозы бедренной кости составляют по частоте 10,7% – 30,8%.

Согласно исследованию В.А. Соколова и соавт. (2008 г.), среди выполненных в НИИСП им. Н.В. Склифосовского 1585 операций блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза при переломах длинных костей конечностей в период с 1997 по 2007 гг., выявлено 20,6% различных послеоперационных осложнений. Среди них: нарушение консолидации – 13,3 %, контрактуры суставов – 4,3 %, перелом и миграция металлоконструкции – 1,9 % и «неудаляемость» фиксаторов – 1,1 %. Согласно данным Анкина Л.Н. и соавт. (2002) при интрамедуллярном остеосинтезе среди возникших осложнений ложные суставы составляют 1,5%, укорочение более 1 см - 9%, ротационное смещение, превышающее 10 градусов -

8%. При накостном остеосинтезе переломы пластин возникают в 10%, замедленное сращение переломов - в 15% случаев, повторные переломы – в 3%.

Нелин Н.А. (2010) выделяет следующие осложнения после тяжелых травм бедренной кости: укорочение (51,8%), деформация (24,1%) и дефект (24,1%). Эти осложнения по предложенной автором классификации разделяются на посттравматические (развиваются после травмы вне зависимости от принятого метода лечения) и послеоперационные (в результате применения конкретного вида оперативного лечения и требующие смены лечения для их купирования. Процентное соотношение между ними составляет 68 % к 32 % соответственно.

Не имеет тенденции к уменьшению и *врожденная патология*, сопровождающаяся деформациями и укорочением конечности, в том числе за счет бедра: фиброзная дисплазия бедренной кости, врожденный вывих бедра, врожденная варусная деформация шейки бедренной кости. (Шевцов В.И. и др., 2002; Кожевников О.В., 2010; Paley D. et al., 2003). Из врожденных пороков опорно-двигательного аппарата деформации бедра встречаются в 13,73 % случаев (Романенко О.П., 2004). При этом общее состояние большинства анатомических структур нижних конечностей у детей с дефектами формирования бедра и голени можно оценить как близкое к декомпенсации, о чем косвенно свидетельствует большое число осложнений во время проведения удлиняющих процедур (Тенилин Н.А., 2009; Гильмутдинов М.Р. и др., 2009).

При коррекции деформаций длинных костей в настоящее время применяются оба основных метода остеосинтеза: внутренний (погружной остеосинтез) и внешний, чрескостный остеосинтез. Погружной остеосинтез более комфортен для пациента и не требует послеоперационного мониторинга, присущего внешней фиксации (Шевцов В.И., 1987). Однако имеются ограничения к его применению. В первую очередь они связаны с наличием инфекционного процесса, делающего внешнюю фиксацию, зачастую, безальтернативной (Амирасланов Ю.А. и др., 2000; Кутин А.А., 2000; Шевцов В.И. и др., 2001; Chen C.E. et al., 2003; Masquelet A.C. et al. 2003). Другая группа ограничений связана с возможным тракционным повреждением мягких тканей при одномоментной коррекции (Aspden R.M., 1994;

Johnson E.E., 1994; Bar-On E. et al., 2009; Wu C.C., 2012). Так по данным разных авторов одномоментно можно устранить без угрозы невропатии и ишемических нарушений угловую деформацию бедренной кости не более 20-35° и укорочение, не превышающее 4 см (Челноков А.Н., 2007; Березуцкий С.Н., 2011; Kempf I. et al., 1986; Gugenheim J.J. Jr., 2003; Paley D., 2005). Наличие рубцов, спаек, исходных ишемических или неврологических нарушений еще больше ограничивают применение одномоментной коррекции и внутренней фиксации.

В ряде случаев применение внутренней фиксации технически трудновыполнимо или чревато повышением риска послеоперационных осложнений. В первую очередь для интрамедуллярного остеосинтеза это окклюзия костномозгового канала, и/или его «нелинейность» (Tetsworth K.D., 2006). Выраженные мягкотканые рубцы затрудняют применение пластин, особенно по минимально инвазивной технике (Babst R. et al., 2012). Необходимость вторичного смещения фрагментов для восстановления механических углов при невозможности выполнить остеотомию на вершине деформации затрудняет или делает невозможным использование как гвоздей, так и пластин (Paley D. et al., 1988, 1994, 2005; Rozbruch S.R. et al., 2008, 2011). Это же можно утверждать и для случаев наличия короткого порозного дистального фрагмента (включающего только мыщелки и незначительную часть диафиза) и контрактуру коленного сустава. А наличие подобной «несчастной бедренной триады» (короткий дистальный фрагмент, остеопороз, контрактура коленного сустава), являются при последствиях надмыщелковых переломов скорее правилом и составляет от 5% до 45 % (Babst R. et al., 2001).

Следует отметить, что одномоментная коррекция деформации требует идеальной точности предоперационного планирования и безошибочности хирургического исполнения, так как не позволяет выполнить коррекцию остаточной деформации без дополнительного оперативного вмешательства (Navadgi B.C. et al., 2004; Cleber A.J.P., 2011). А это достаточно сложно, особенно при наличии торсионного компонента деформации.

Именно по причине вышесказанного для лечения сложных деформаций, сочетающихся с укорочением сегмента, «золотым стандартом» является применение

чрескостного остеосинтеза (Илизаров Г.А., 1968, 1991; Зырянов С.Я., 1993, 2002; Соломин Л.Н., 2014; Donnan L.T. et al., 2003; Nakase T. et al., 2009; Solomin L.N., 2012). Уникальные свойства и преимущества внешней фиксации (минимальная травматичность, возможность «внеочагового» стабильного остеосинтеза) достаточно отражены в отечественной (Илизаров Г.А., 1968; Калнберз В.К., 1981; Шевцов В.И. и др., 1995; Оганесян О.В., 2004; Соломин Л.Н., 2005, 2014) и зарубежной (Tetsworth K., 1994; Sakurakichi K. et al., 2005; Palatnik Y., 2011; Solomin L.N., 2012) литературе. Здесь мы считаем необходимым подчеркнуть возможность направленного управляемого трехплоскостного перемещения костных фрагментов. Операции коррекции деформаций при помощи чрескостных аппаратов также требуют точного планирования. Однако при наличии просчетов, в т.ч. сделанных по объективным причинам (например, наличие торсионного компонента), положение может быть исправлено в послеоперационном периоде (Manner H. M. et al., 2007; Marangoz S. et al., 2008; Palatnik Y., 2011).

Вместе с этим, общепризнанным существенным недостатком внешней фиксации для пациента является дискомфорт для пациента, обусловленный наличием аппарата на конечности (Paley D., 1990). Характерными для длительной внешней фиксации осложнениями являются трансфиксационные контрактуры и рецидивирующее воспаление мягких тканей в местах проведения чрескостных элементов, зачастую требующие для лечения дополнительных вмешательств и могущих отдалить достижение результата или даже ухудшить его (Caton J.H., 1999). Необходимость многомесячного квалифицированного врачебного мониторинга трудо- и экономически затратно (Шевцов В.И., 1987).

Научно-клинические исследования последних лет показали, что, соединяя положительные стороны чрескостного и интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза, можно обеспечить лечение рассматриваемого контингента больных на новом качественном уровне: снизить риск осложнений, улучшить анатомо-функциональные результаты и ускорить их достижение. При этом, что немало важно, значительно повышается комфортность лечения для пациентов (Matsoukis

J. et al., 1991; Raschke M.J. et al., 1992; Herzenberg J., 1997; Paley D. et al., 1997, 2003, Emara K. et al., 2011; Kovar F.M., 2011).

На сегодняшний день имеются 4 группы технологий (методик), в которых используются внешняя и внутренняя фиксация на *последовательной или комбинированной* основе:

1. «Ассистирующий» чрескостный остеосинтез для выполнения внутренней фиксации - АсВФ (External Fixation Assisted Nailing – EFAN и External Fixation Assisted Plating – EFAP);
2. Последовательное использование чрескостного и блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза: «Аппарат Затем Гвоздь - «АЗГ» (Sequential External Fixation and Nailing – SEFaN);
3. Удлинение поверх гвоздя - УПГ (Lengthening Over Nail - LON);
4. Замещение дефекта кости поверх гвоздя – ЗДПГ (Bone Transport Over Nail - BTON).

Ниже каждая из методик рассмотрена подробнее.

1.2 Ассистирующая внешняя фиксация при блокируемом интрамедуллярном остеосинтезе (АсВФ)

БИОС при коррекции деформаций – технически сложная операция. Достаточно трудно придать костным фрагментам после остеотомии положение, которое было определено во время предоперационного планирования. Например, на основе предоперационного планирования выяснено, что дистальный фрагмент должен быть повернут во фронтальной плоскости на 11 гр., в сагиттальной на 15 гр., осуществлены его поперечное смещение в сагиттальной плоскости на 14 мм и ротация вовнутрь 12 гр. Очевидно, что, даже имея ЭОП-сопровождение, непросто реализовать все эти требования предоперационного планирования. Однако вторая сложность заключается в том, что фрагменты в данном положении должны быть прочно фиксированы на время введения и блокирования гвоздя. Это при том, что часто формирование канала для гвоздя, вследствие его эбурнеации, непростая

процедура. Зачастую приходится формировать канал с двух сторон, «сходясь» в области остеотомии (Kusz D. et al., 2006).

АсВФ призвана решить эти проблемы: обеспечить необходимую пространственную ориентацию костных фрагментов и временно фиксировать их. *Алгоритм АсВФ* заключается в следующем: наложение аппарата внешней фиксации – остеотомия – одномоментная коррекция деформации – контроль точности коррекции и устранение остаточного смещения (при необходимости) – БИОС – демонтаж аппарата внешней фиксации (Paley D. et. al, 1997; Seah K. T. M. et al., 2011; Herzenberg J. E. et al, 2012) (рис. 1.1).

При АсВФ переломов используют упрощенные компоновки чрескостных аппаратов – дистракторы на основе 2-4 спиц или стержней-шурупов. Но принцип остается прежним: БИОС выполняют в условиях репонированных и стабилизированных костных фрагментов.

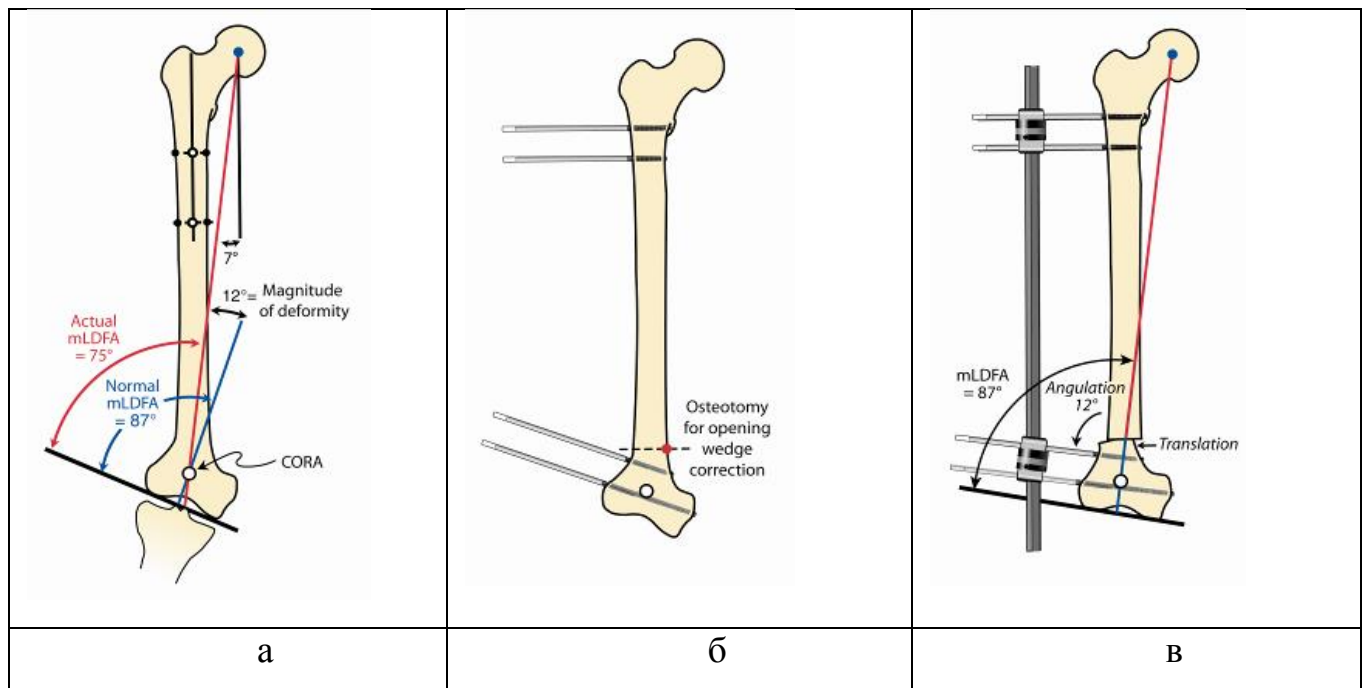


Рис. 1.1. АсВФ при коррекции деформации бедренной кости: а - предоперационное планирование; б - введение чрескостных элементов; в - одномоментная коррекция деформации и стабилизация костных фрагментов

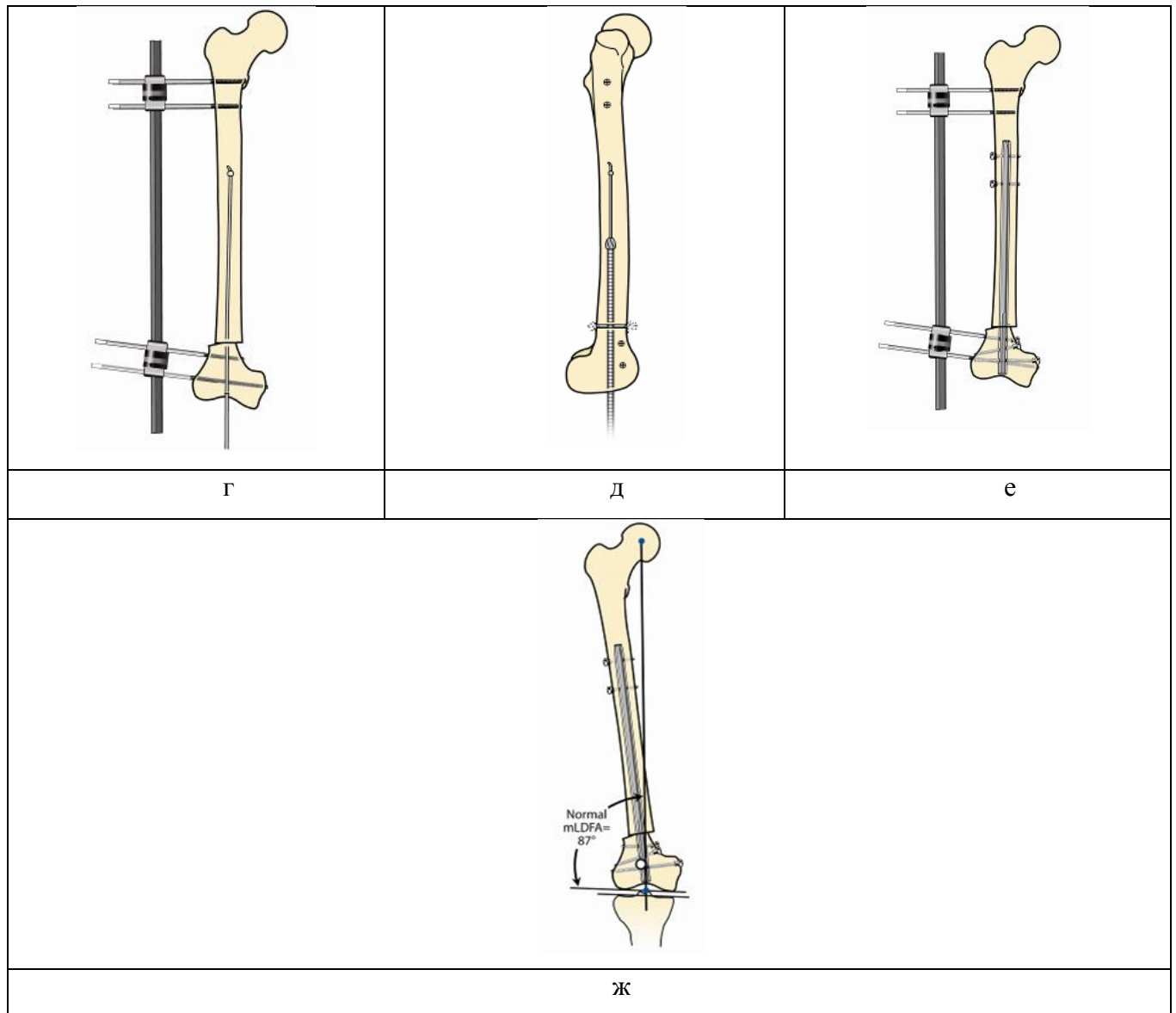


Рис. 1.1. АсВФ при коррекции деформаций бедренной кости (продолжение): г, д – риммирование костномозгового канала. Следует обратить внимание на расположение дистальных стержней-шурупов - «кпереди» от интрамедуллярного стержня; е – введение интрамедуллярного стержня и его проксимальное и дистальное блокирование; ж – демонтаж аппарата (Herzenberg J.E. et al., 2012)

Как следует из рис. 1.1 б, в, г, д одной из сложностей выполнения чрескостного остеосинтеза при АсВФ является такое позиционирование чрескостных элементов, которое не препятствует рассверливанию костномозгового канала и введению интрамедуллярного стержня. В противном случае стержень будет заклинен или траектория его введения отклонена (Paley D. et al., 1997: Eralp L. et al., 2009).

Эксцентричное субкортикальное введение стержней-шурупов опасно их вырыванием во время коррекции деформации; использование стержней-шурупов уменьшенного диаметра (4 мм) повышает риск их перелома (Шевцов В.И., 1995; Оганесян О.В., 2004; Соломин Л.Н., 2014; Golyakhovsky V., 2010; Solomin L.N. 2012).

1.3. Последовательное использование чрескостного и интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза - «Аппарат-Затем-Гвоздь» (АЗГ)

Как уже указывалось, показания к одномоментной коррекции деформаций ограничены. И, при наличии противопоказаний к одномоментной коррекции, приходится применять коррекцию деформации во времени. В подобных случаях «безальтернативно» используется чрескостный остеосинтез; как минимум - для этапа коррекции деформации. В последующем у ортопеда имеется выбор: продолжить аппаратную фиксацию до консолидации фрагментов или использовать методику «АЗГ», т.е. сменить внешнюю фиксацию на внутреннюю (Челноков А.Н., 2009, Соломин Л.Н., 2015; Paley D. et al., 1997; Rozbruch R.S. et al, 2008; Kocaoglu M., 2009; Herzenberg J.E., 2012). *Алгоритм методики АЗГ* следующий: наложение аппарата внешней фиксации и, по показаниям, выполнение остеотомии – коррекция деформации во времени, используя приемы чрескостного остеосинтеза – БИОС – демонтаж аппарата (рис. 1.2).

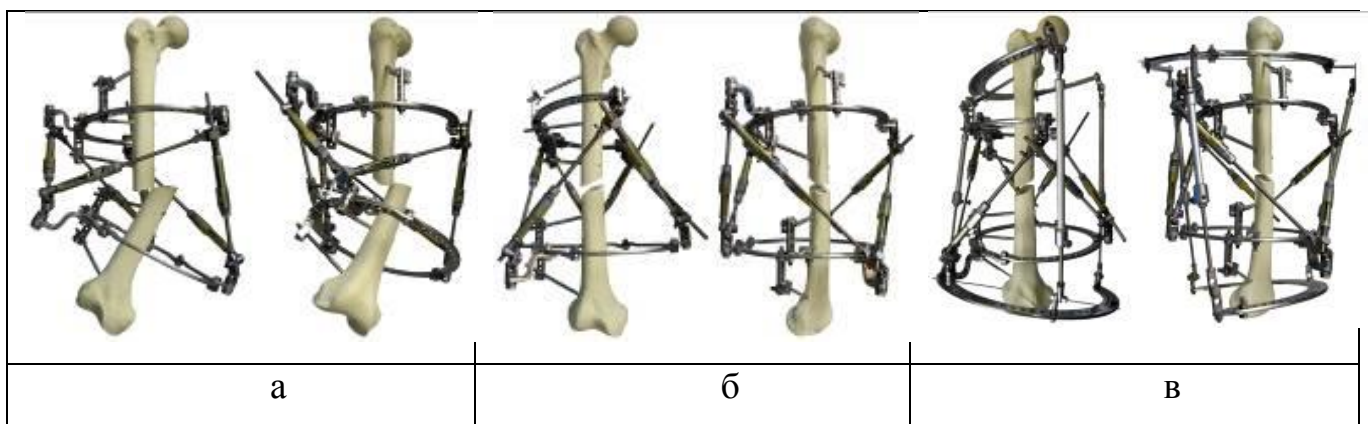


Рис. 1.2. Схема выполнения методики «АЗГ»: а – бедренная кость фиксирована в АВФ, выполнена остеотомия; б – деформация устранена; в – выполнение перемонтажа АВФ для возможности введения интрамедуллярного стержня

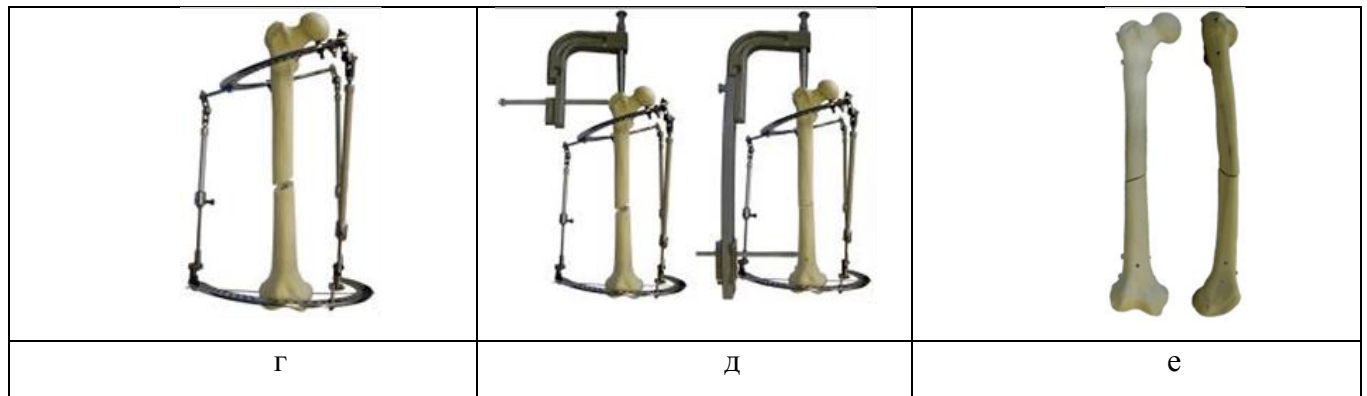


Рис. 1.2. Схема выполнения методики «АЗГ» (продолжение): г – чрескостные элементы этого устройства не препятствуют введению гвоздя; д – введение интрамедуллярного стержня, его проксимальное и дистальное блокирование; е – после демонтажа АВФ

Следует констатировать, что и в данной методике не решены все технические вопросы. По условию, деформации, которые подлежат коррекции во времени, более сложные. Процесс коррекции деформации проводится в условиях функционального напряжения мышц и дозированной нагрузки на конечность (при АсВФ – под наркозом с миорелаксацией). В ряде случаев аппарат должен преодолевать сопротивление рубцовых тканей и тканей, формирующих тугие ложные суставы. Все это накладывает определенные требования к используемому АВФ, а именно – обеспечение необходимого уровня жесткости фиксации каждого из костных фрагментов. Для этой цели могут использоваться множество компоновок и модификаций аппаратов: от моностерильных до циркулярных и гибридных (Челноков А.Н., 2009; Соломин Л.Н., 2015; Paley D. et al., 1997; Simpson A.Н., 1999; Kristiansen L.P., 1999; Kocaoglu M., 2015;). При этом большинство чрескостных элементов при выполнении “стандартного” остеосинтеза проводятся таким образом, что они в дальнейшем будут препятствовать введению внутрикостного стержня. Таким образом, здесь ортопед встречается с проблемой, обозначенной для «АсВФ»: предварительное эксцентричное субкортикальное введение стержней-шурупов опасно их вырыванием во время периода коррекции деформации; использование стержней-шурупов уменьшенного диаметра (4 мм) повышает риск их перелома. При эксцентричном проведении спиц увеличивается опасность повре-

ждения магистральных сосудов и нервов, трансфиксационных контрактур. Поэтому перед вторым этапом (во время выполнения второго этапа) аппарат должен быть перемонтирован (рис. 1.2 в, г). По сути «поверх» аппарата для коррекции деформации монтируют аппарат, который удержит фрагменты в правильном положении и позволит провести БИОС. Процедура это достаточно сложная и чревата возникновением вторичных смещений, укорочения во время ее выполнения.

1.4. Удлинение бедренной кости поверх интрамедуллярного гвоздя (УПГ)

Удлинение бедренной кости поверх интрамедуллярного гвоздя, как и методика «АЗГ», призвана уменьшить период фиксации аппаратом и также является двухэтапной. При УПГ исключается возможность вторичного смещения фрагментов во время дистракции, что практически «гарантировано» при удлинении бедра по Илизарову (Илизаров Г.А., 1982, 1991; Шевцов В.И., 1998; Соломин Л.Н., 2015).

Впервые УПГ описал Bost et al. (1956), который использовал гвозди Раша. Современная методика УПГ была предложена Raschke et al. (1992) и впоследствии оптимизирована D. Paley et al. (1997). *Алгоритм методики УПГ* бедренной кости следующий (рис. 1.3): введение интрамедуллярного стержня и его проксимальное (при антеградном введении гвоздя) или дистальное (при ретроградном введении) блокирование – монтаж аппарата внешней фиксации и выполнение остеотомии – дистракция до устранения неравенства длин конечностей + 2 мм – блокирование «свободной» стороны гвоздя и демонтаж аппарата (Paley D. et al., 1997; Herzenberg J.E., 1997; Kocaoglu M., 2004; Jasiewicz B. et al. 2008; Solomin L.N., 2012). Переудлинение 1-2 мм необходимо для того, чтобы избежать потери коррекции после блокирования и выполнения демонтажа аппарата внешней фиксации. (Kocaoglu M., 2004).

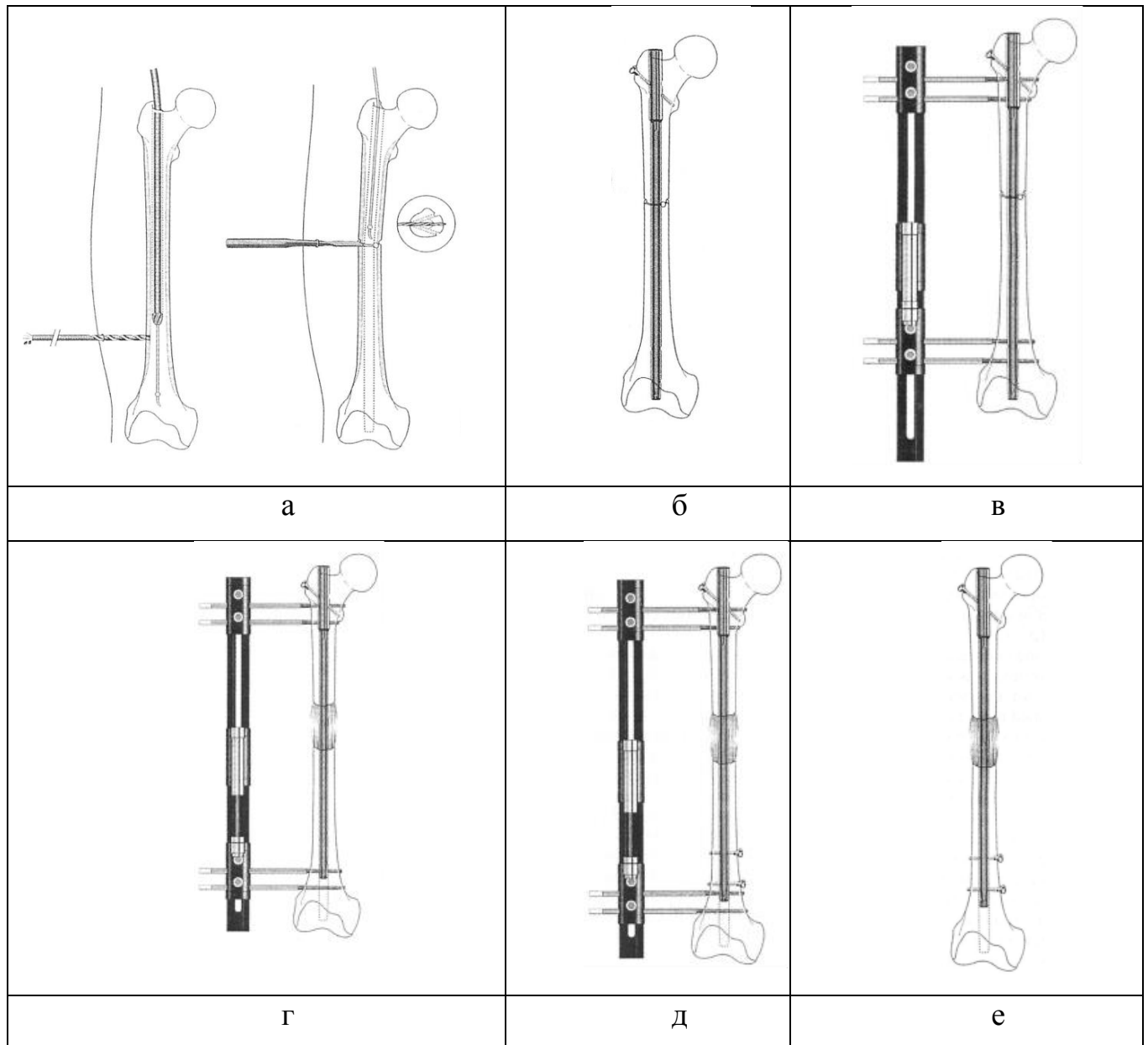


Рис. 1.3. Удлинение поверх гвоздя: а – рассверливание костно-мозгового канала и выполнение остеотомии; б – введение интрамедуллярного стержня, его проксимальное блокирование; в – монтаж АВФ; г – дистракция; д – дистальное блокирование интрамедуллярного стержня; е – демонтаж АВФ (Paley D., 1997)

Благодаря своей эффективности методика УПГ находит все большее применение в реконструктивной ортопедии нижних конечностей (Соломин Л.Н. 2015; Paley D. et al., 1993, 1997; Herzenberg J. E. 1997). Так, при применении УПГ значительно сокращается время «ношения» пациентом аппарата внешней фиксации, что сокращает трудозатраты на мониторинг пациента, делает для него лечение

более комфортным. Кроме того, снижается риск возникновения осложнений, вызванных длительным использованием внешних фиксаторов: как воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов и уменьшение амплитуды движений в смежных суставах. По имеющимся данным, при использовании данной методики существенно улучшается периостальное кровоснабжение (Kajimoto H., et al., 1963; Trueta J. et al., 1963; Simpson AHRW et al., 1999).

Однако при использовании этой методики возникают «характерные» трудности. Например, если при УПГ голени эксцентричное, чтобы избежать контакта с гвоздем, проведение спиц и стержней шурупов не вызывает больших трудностей, то при УПГ бедра это является существенной проблемой. Причины указаны в разделах 1.1-1.3. Величина дистракционных усилий при удлинении бедра достигает значительных величин – до 400 Н (Gasser B. 1990; Calhoun J.H. 1992; Rodolsky A. 1993) Поэтому стабильности костно-металлического блока при удлинении бедра по методу Илизарова уделяется особое внимание: чрескостные элементы должны проходить через центр сечения кости и оба кортикала. Этому требованию трудно удовлетворить при наличии в костномозговой полости массивного инородного тела – гвоздя.

Как вынужденная мера, разработанные схемы предполагают эксцентричное введение стержней-шурупов (Paley D. et al., 1997; Herzenberg J.E., 1997) (рис. 1.4). Техника введения стержней-шурупов достаточно трудоемкая и требует постоянного рентген-контроля во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Она включает в себя введение 1,8 мм спицы таким образом, чтобы во фронтальной плоскости она была бы перпендикулярна интрамедуллярному стержню, а в сагиттальной отсутствовал контакт с ним. Затем используя спицу, как направитель, канюлированным сверлом делают канал. После этого осуществляют введение стержня-шурупа диаметром 5 мм (Paley D., 1997; Kocaoğlu M. et al., 2012).

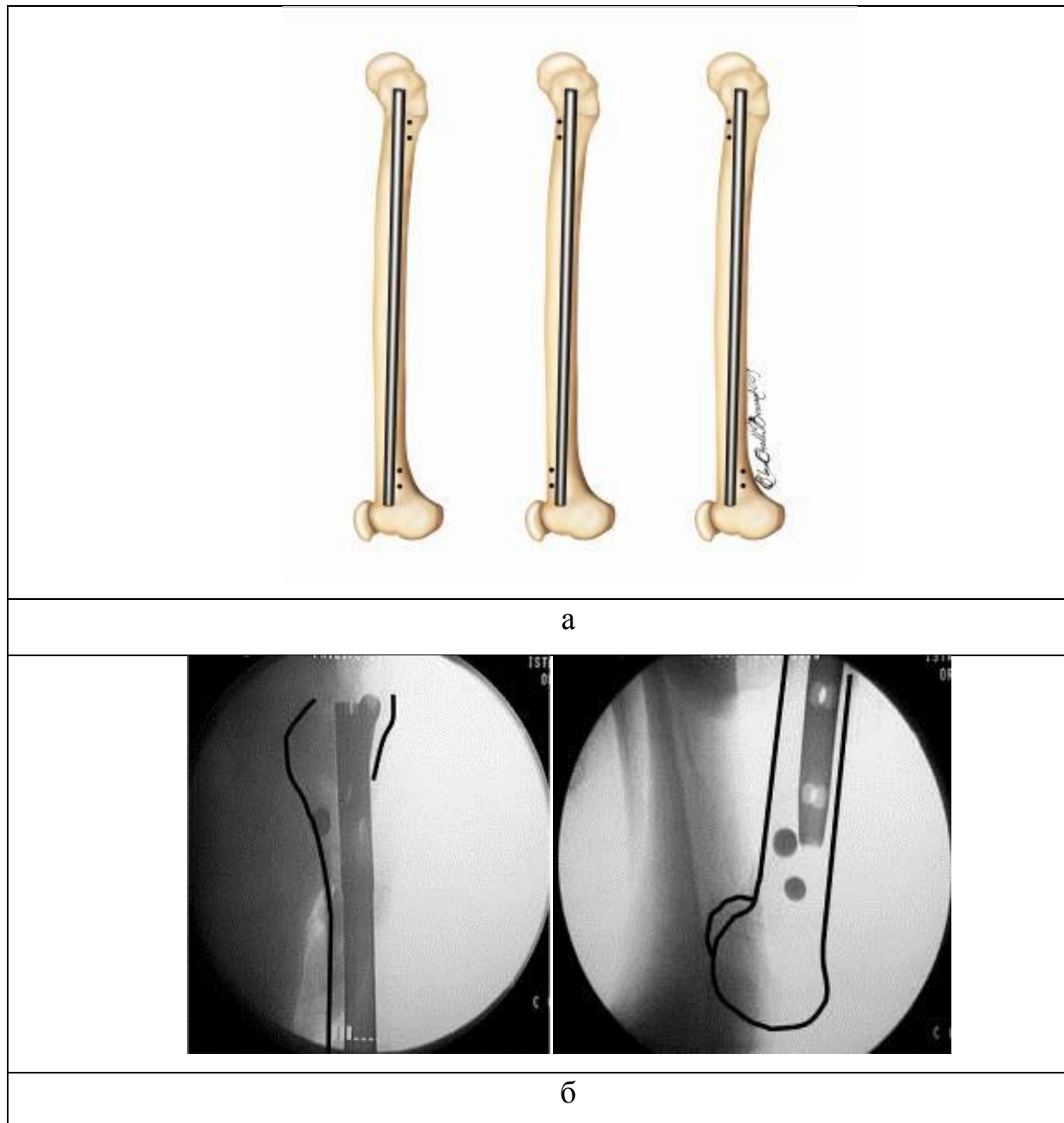


Рис. 1.4. Введение стержней-шурупов при УПГ: а - Три «стандартных» конфигурации установки стержней-шурупов. б – эксцентричное субкортикальное введение стержней-шурупов без контакта с гвоздем (Косаоğlu M. et al., 2012)

С другой стороны, к внутрикостному стержню после демонтажа аппарата предъявляются повышенные прочностные требования: он должен обеспечить стабильную фиксацию при отсутствии контакта между фрагментами и до полной перестройки дистракционного регенерата. Т.е. требования к гвоздю выше, чем даже при остеосинтезе многооскольчатых и сегментарных переломов. Тогда было бы

логично использовать стержни максимально возможного в данной ситуации диаметра. Однако ситуация осложняется необходимостью при УПГ рассверливать костномозговой канал на 1,5-2 мм больше диаметра гвоздя - чтобы избежать его заклинивания при дистракции (Соломин Л.Н. 2015, Paley D. et al., 1997, Kocaoglu M., 2004; Venkateswaran B., 2001).

Таким образом, требования повышения стабильности остеосинтеза (6-мм стержни-шурупы, гвозди максимально возможного диаметра) вступают в противоречие с требованиями профилактики заклинивания стержня и исключения контакта между чрескостными элементами и внутрикостным стержнем.

Нельзя обойти вниманием еще одно внутреннее противоречие методики УПГ. По данным зарубежной литературы для УПГ наиболее часто используются моностерильные аппараты (Paley D. et al., 1997, Simpson A.H. 1999; Kocaoglu M., 2004). При этом моностерильный аппарат должен быть расположен таким образом, чтобы его направляющий рельс был параллелен интрамедуллярному стержню в фронтальной и сагиттальной плоскостях (Paley D. et al., 1997; Kocaoglu M., 2004). И если для фронтальной плоскости это требование не вызывает возражений, то, по нашему мнению, несовпадение кривизны гвоздя (и костномозговой полости) в сагиттальной плоскости вектору дистракционного усилия может привести к заклиниванию гвоздя! Для справедливости следует добавить, что данная проблема в равной степени может встретиться и при применении кольцевых (Paley D. et al., 1997; Kristiansen L.P. 1999) и гибридных (Соломин Л.Н. 2015, Solomin L.N. 2012) аппаратов, применяемых для УПГ.

Таким образом, при кажущейся простоте методике УПГ присущи специфические осложнения. Согласно данным исследований, их число достигает 38%. Среди них названы преждевременное сращение, отклонение дистального фрагмента кпереди с заклиниванием гвоздя, прорезывание стержней-шурупов, воспаление в местах выхода стержней-шурупов, деформации и переломы стержней-шурупов, «плохой» дистракционный регенерат и несращение, «адгезия» четырехглавой мышцы (Simpson A.H., 1999; Kocaoglu M. 2004; Solomin L.N. 2012).

Как можно видеть, достаточно важное место среди осложнений занимает преждевременная консолидация регенерата. Ряд исследователей связывает это с более стабильной фиксацией, чем это имеет место при удлинении по Илизарову (Kocaoglu M. et al. 2004). Однако мы не можем исключить, что здесь имеет значение и возможное заклинивание гвоздя вследствие несовпадения его кривизны и кривизны костномозгового канала в сагиттальной плоскости вектору дистракционного усилия с последующим снижением темпа или даже прекращением дистракции.

1.5. Замещение дефекта бедренной кости поверх интрамедуллярного гвоздя (ЗДПГ)

Существующая методика билочального дистракционно-компрессионного остеосинеза по Илизарову (перемещение промежуточного костного фрагмента с помощью чрескостного аппарата) зарекомендовала себя как надежная и эффективная. Время, которое пациент проводит в аппарате внешней фиксации (индекс остеосинтеза), зависит от величины необходимого удлинения. «Ношение» аппарата на протяжении длительного времени сопряжено с развитием специфических осложнений, о которых сказано выше. По завершении фазы перемещения костного фрагмента, наступает следующая фаза – консолидации на стыке фрагментов и органотипическая перестройка дистракционного регенерата. Очень часто по достижению стыка необходимо выполнять открытую адаптацию костных фрагментов, в некоторых случаях и с использованием костной пластики. Преждевременное же удаление чрескостного аппарата, чревато переломами, деформациями и укорочением дистракционного регенерата (Paley D., 1990; Shevtsov V.I. et al., 2000). Применение, в дополнение к чрескостному аппарату, интрамедуллярного блокируемого гвоздя позволило значительно снизилось индекс внешней фиксации, включая случаи, когда требовалось одновременно заместить дефект и устранить неравенство длин конечностей (Raschke et al., 1992).

Использование методики ЗДПГ начато с начала 90-х годов 20-го века и позволило значительно снизить индекс внешней фиксации, когда требуется одновре-

менно заместить дефект и устранить неравенство длин конечностей (Raschke et al., 1992). Действительно, как и при методиках АЗГ и УПГ, значительно уменьшается время «ношения» пациентами аппарата, т.к. его функцию после билокального замещения дефекта кости, берет на себя внутрикостный гвоздь. Указанная методика имеет ряд преимуществ перед традиционным замещением костных дефектов в аппаратах внешней фиксации. Интрамедуллярный стержень помимо сохранения длины сегмента позволяет предотвратить вторичные деформации и смещение промежуточного фрагмента, которые часто возникают при билокальном остеосинтезе по Илизарову (Попков Д.А. 2002). Так же следует отметить, что при использовании метода ЗДПГ облегчается уход за пациентом, снижается риск возникновения инфекционных осложнений и стойких трансфиксационных контрактур. Время пребывания в стационаре также существенно сокращается. Даже ампутация с последующим пожизненным ношением протеза и связанными с этим процедурами и расходами в целом обходится дороже (Aronson et al., 1997).

Oedekoven G. et al. (1996) описали использование монорельсового аппарата внешней фиксации для перемещение промежуточного костного фрагмента поверх блокируемого гвоздя. Метод использован при лечении 20 пациентов; при этом длина дефекта варьировала в диапазоне от 5 до 18,5 см. Среднее время замещения дефекта составляло 19,42 сут./см для большеберцовой кости, и 15,93 сут./см для бедренной кости. По сообщению М. Косаоглу (2006), применившего технику ЗДПГ для лечения 13 пациентов (из них 7 - с дефектами большеберцовой кости, 6 – с дефектами бедренной кости) средний индекс внешней фиксации (ИВФ) составил 13.5 сут./см.

В случаях, когда для перемещения промежуточного фрагмента использовался один лишь аппарат Илизарова, это сопровождалось большим индексом внешней фиксации (ИВФ), который в среднем составлял 60 дн/см (Bobroff et al., 2003).

Хотя большинство хирургов с осторожностью относятся к использованию интрамедуллярных гвоздей при лечении открытых переломов, имеется сообщение об успешном использовании техники ЗДПГ для лечения открытых (Gustilo 3b) переломов большеберцовой кости (Hoffmann et al., 1999; Carrington N.C., 2000). В

процессе перемещения промежуточного фрагмента восстанавливались дефекты кости и мягких тканей.

Двухэтапный алгоритм метода ЗДПГ состоит в следующем (рис. 1.5): введение внутрикостного стержня и его двустороннее статическое блокирование – монтаж аппарата внешней фиксации – остеотомия (обычно более длинного) костного фрагмента – билокальное компрессионно-дистракционное замещение дефекта кости – стабилизация промежуточного фрагмента (после его стыка с основным фрагментом) при помощи пластины или блокируемого винта – демонтаж аппарата (Oedekoven G. 1996; Kocaoglu M. 2006; Eralp L. 2007).

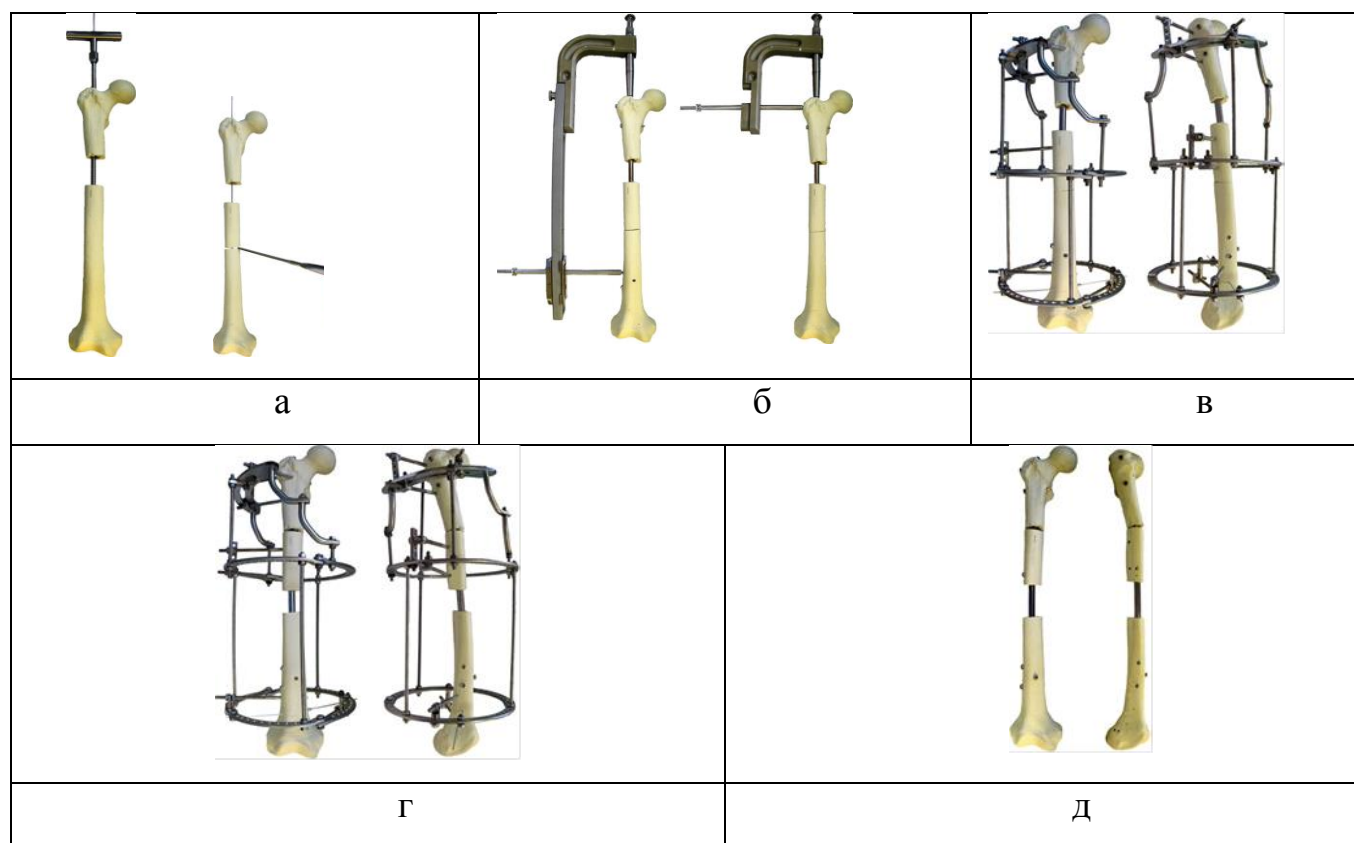


Рис. 1.5. Методика замещения дефекта бедренной кости поверх гвоздя: а - рассверливание костномозгового канала, введение проводника, выполнение остеотомии; б – установка интрамедуллярного стержня, его проксимальное и дистальное блокирование; в – монтаж аппарат внешней фиксации; г – после перемещения промежуточного фрагмента; д – стабилизация промежуточного фрагмента (в данном случае – блокирующим винтом) и демонтаж аппарата (Kocaoglu M. et al., 2012)

Здесь мы вынуждены повториться. Основной технической проблемой выполнения ЗДПГ является «конфликт интересов» стабильности внутрикостного остеосинтеза и проведения чрескостных элементов. С одной стороны необходимо использовать гвоздь как можно большего диаметра и как можно большей длины. Но эти же требования резко затрудняют введение чрескостных элементов монтаж стабильного чрескостного аппарата. Ситуация здесь еще сложнее, чем при УПГ, когда можно использовать гвоздь «чуть короче» со стороны не блокируемого на первом этапе конца гвоздя и использовать имеющееся поле для корректного введения стержней-шурупов и спиц. При ЗДПГ это, практически, невозможно. Еще сложнее провести чрескостные элементы через перемещаемый фрагмент, т.к. это еще более тонкий, в сравнении с метафизами, отдел кости (Kocaoglu E., 2015)

1.6. Лечение перипротезных переломов и деформаций бедренной кости

Проблема конфликта имплантата и чрескостных элементов имеет также значение при лечении такой актуальной для современной травматологии и ортопедии патологии, как перипротезные переломы и деформации бедренной кости.

Ежегодно в мире выполняется около одного миллиона операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, в том числе только в США - 300 тыс. (Югио 2009) и в Российской Федерации - 54 000 (Миронов С.П. 2014). Sadoghi P. с соавторами (2013) проанализировали мировые регистры эндопротезирования с целью изучения причин выполнения ревизионных вмешательств после первичной артропластики. Оказалось, что в 6% случаев это были перипротезные переломы.

Эндопротезирование тазобедренного сустава при деформациях бедренной кости преследует своей целью избавление пациента от боли, восстановление подвижности в суставе, создание опорной конечности и обеспечение возможности передвижения без выраженной хромоты. Это может быть достигнуто лишь при восстановлении равенства длины конечностей, их механической оси и тонуса мышц (Мазуренко А.В., 2010). Таким образом, стабилизация костных фрагментов

после корригирующих перипротезных остеотомий также является весьма актуальной.

В настоящее время на ортопедическом рынке представлен ряд пластинок (Малыгин Р.В., 2010) и гвоздей (Челноков А.Н., 2009) для остеосинтеза фрагментов при перипротезных переломах и корригирующих остеотомиях. Не отрицая всех преимуществ внутренней фиксации, имеются известные противопоказания для ее выполнения. Это в первую очередь ситуации, когда использование гвоздей и пластин повышает риск инфекционных осложнений. К тому же одномоментная коррекция может быть применена далеко не для всех видов перипротезных деформаций.

Чрескостный остеосинтез имеет ограниченное применение при наличии в костномозговой полости инородного тела ввиду затруднений при проведении традиционных чрескостных элементов (Шершер Я.И. и др., 1986; Оганесян О.В. и др., 2004). Наибольший опыт в использовании чрескостного остеосинтеза при коррекции околоуставных деформаций, затрудняющих или делающих невозможным установку бедренного компонента протеза, обобщила Е.А. Волокитина (2006, 2008, 2009) (рис. 1.6). Автор отмечает сложности при проведении чрескостных элементов и неудобства, связанные с использованием традиционной компоновки аппарата Илизарова (дуга + кольцо).



Рис. 1.6. Использование аппарата Илизарова при коррекции околоуставных деформаций при эндопротезировании тазобедренного сустава: а – вариант компоновки; б – деформация и планирование ее коррекции

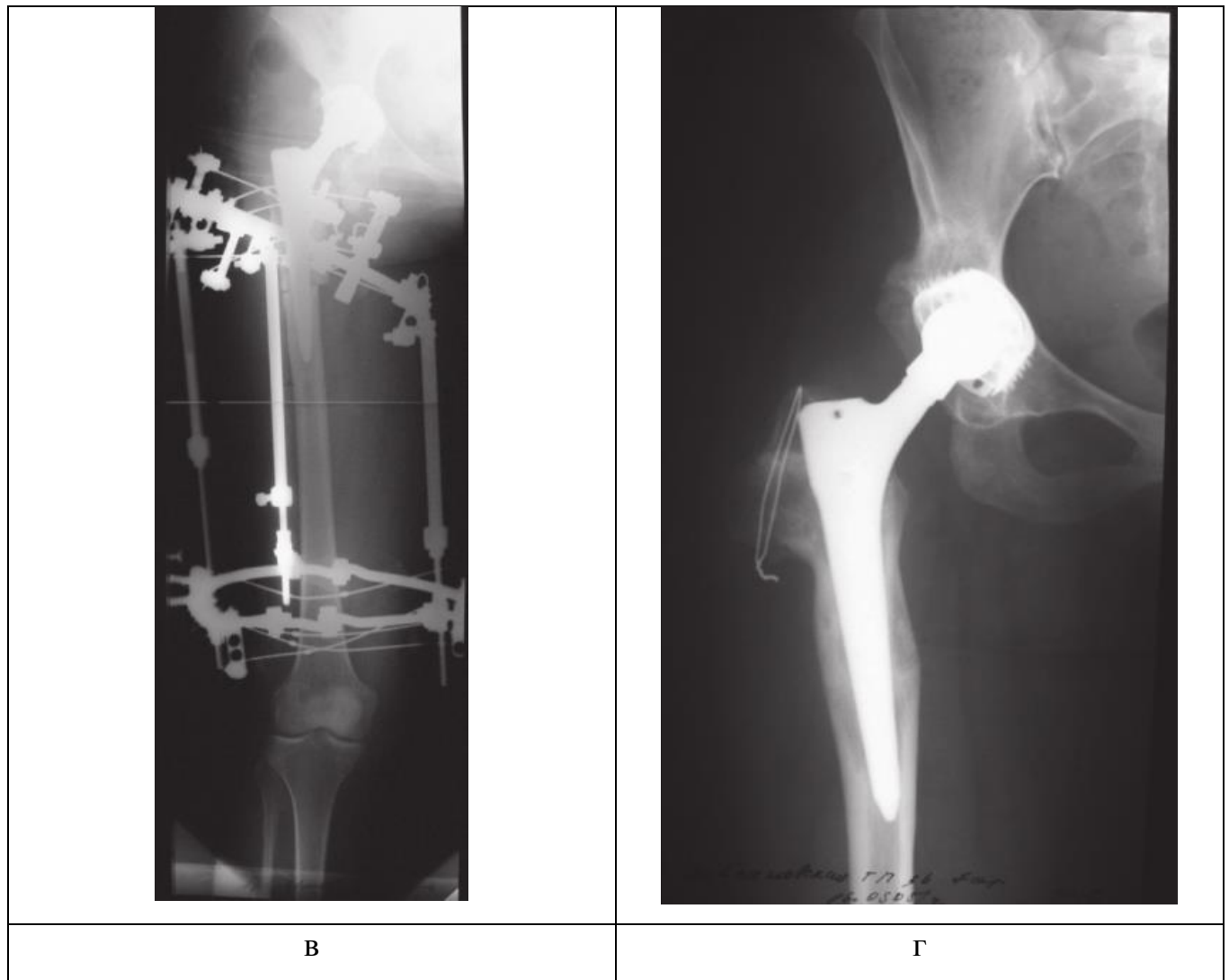


Рис. 1.6. Использование аппарата Илизарова при коррекции околосуставных деформаций при эндопротезировании тазобедренного сустава (продолжение): в – после коррекции и установки эндопротеза; г – после демонтажа аппарата (Волокитина Е.А., 2012)

1.7. Экстракортикальная фиксация

Проблемы чрескостного остеосинтеза при наличии в костномозговой полости инородного тела (бедренный компонент эндопротеза, гвоздь), равно, как и введение гвоздей в условиях внешней фиксации потребовали своего оригинального решения (рис. 1.7). Однако, можно предположить, что устройство О.В. Оганесяна не получило распространения ввиду наличия на бедре большого объема мягких тканей, опасности повреждения сосудов и нервов и угрозы формирования контрактур. Pin-less fixator, разработанный Synthes, был предназначен только для

остеосинтеза большеберцовой кости. Кстати, к настоящему времени он, ввиду малой эффективности, с производства снят.

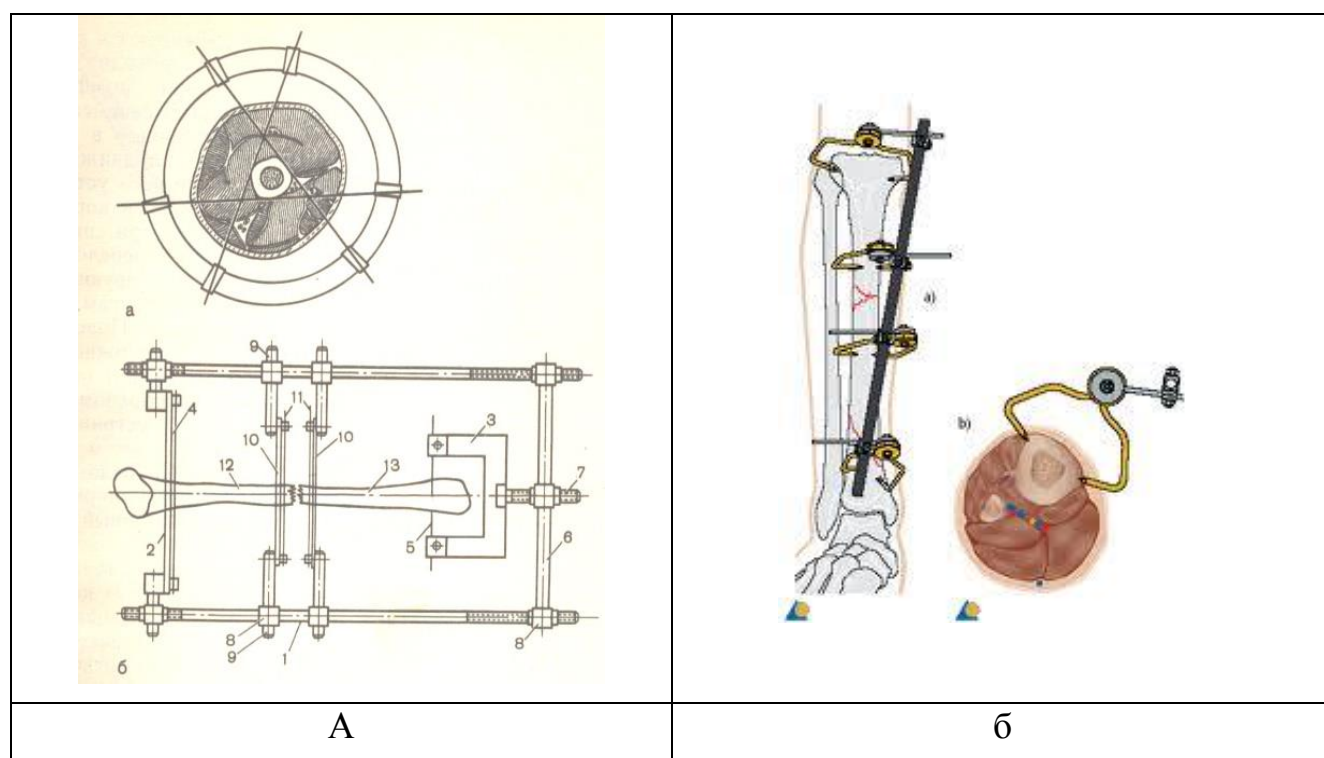


Рис. 1.7. Известные чрескостные устройства, предполагающие расположение гвоздя в костномозговой полости. а – устройство О.В. Оганесяна. б – pin-less fixator (Synthes)

Здесь мы считаем уместным обратить внимание на «предтечу» настоящего исследования. В 2002 году в ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» разработано специальное устройство - экстракортикальный фиксатор (ЭФ) (патент РФ на изобретение № 2257866), который был предназначен фиксировать в опоре любого аппарата костные фрагменты при наличии в их костномозговые ножки эндопротеза (рис. 1.8).

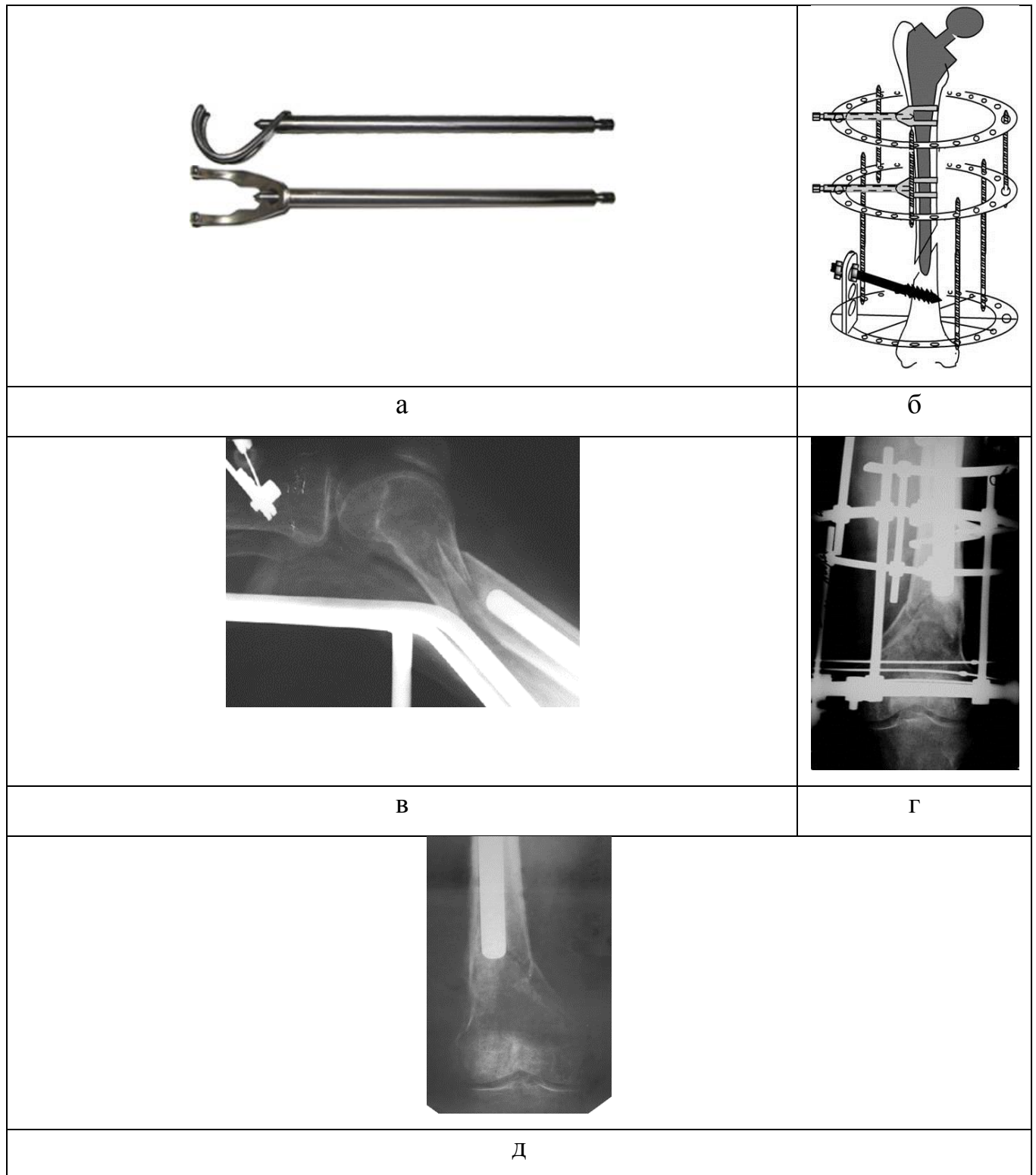


Рис. 1.8. Экстракорткальный фиксатор – 2002: а – общий вид; б – схема использования; в, г, д – клинический пример (Виленский В.А., 2006)

Клиническая апробация устройства (Виленский В.А., 2006) выявила его перспективность при лечении перипротезных переломов, а также возможность расширения сферы применения. Однако стали очевидны и недостатки: слабая инже-

нерная проработанность, недостаточные фиксационные качества, травматичность при установке и удалении. Поэтому в 2009 году, инженерами ООО «Орто-СУВ» конструкция ЭФ была усовершенствована (патент РФ на полезную модель № 87618) (рис. 1.9). Именно анализ применения этого усовершенствованного устройства стал основой настоящего исследования.

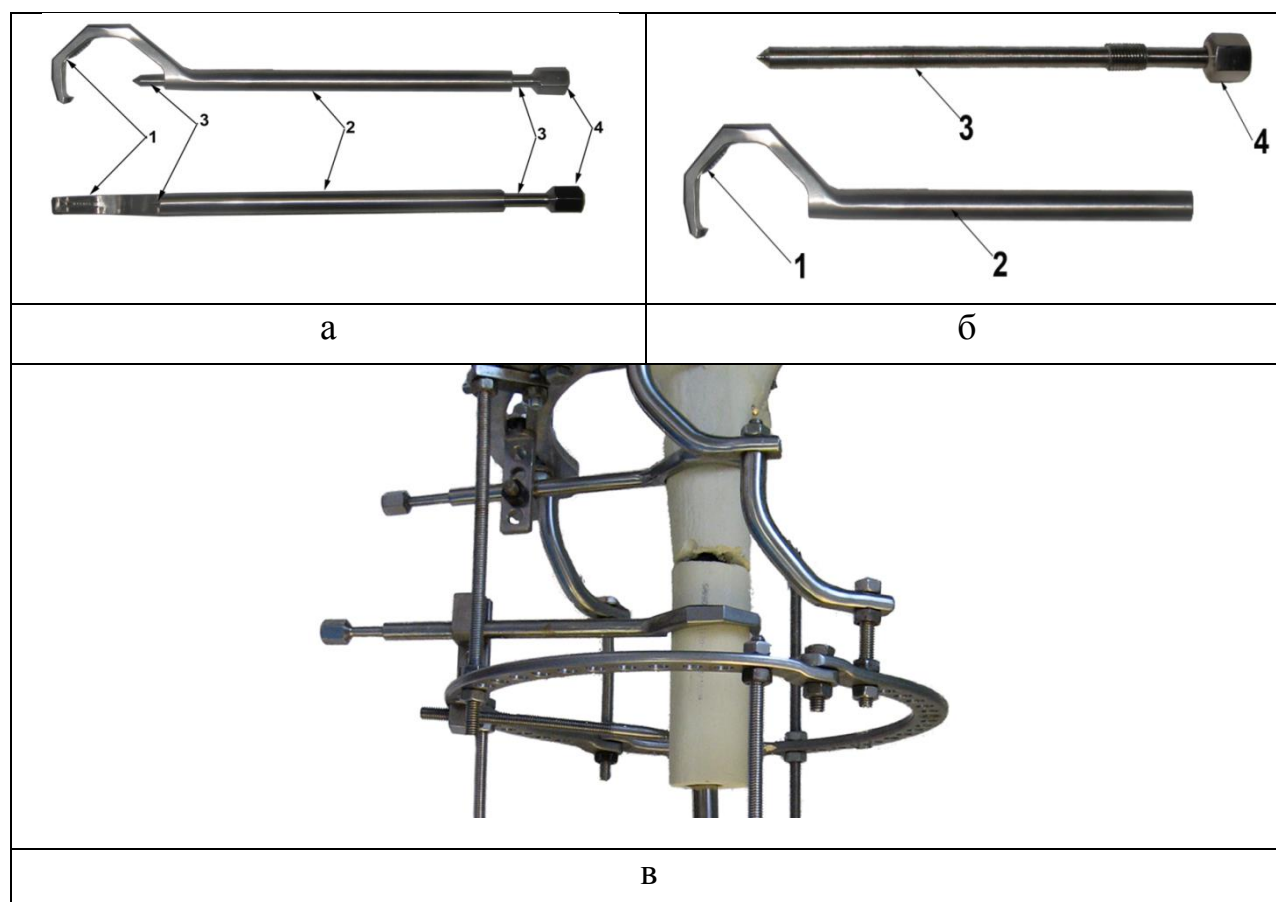


Рис. 1.9. Экстракортальный фиксатор – 2009: а – общий вид. б – две части ЭФ. в – фиксация ЭФ на бедренной кости. 1 – крючкообразная лапка; 2 - хвостовик; 3 – остроконечный стержень; 4 – головка под ключ

1.8. Резюме

Вышесказанное подтверждает, что ортопедическая патология бедренной кости (деформации, ложные сустава, диафизарные дефекты) встречающейся достаточно часто и приводит к стойкому снижению функции нижней конечности, и, в ряде случаев, инвалидизации пациентов. Появление методик, объединяющих в себе преимущества внутренней и внешней фиксации позволило значительно по-

высить эффективность лечения при рассматриваемой патологии. Однако в технике выполнения всех их объединяет одна нерешенная проблема: сложности проведения чрескостных элементов при наличии в костномозговой полости гвоздя. Имеющееся противоречие уже обозначено выше: с одной стороны необходимо использовать внутрикостный стержень возможно большего диаметра, что очень важно при подобного типа операциях. С другой стороны необходимо обеспечивать стабильную фиксацию костных фрагментов в чрескостном аппарате. А это может быть достигнуто введением стержней-шурупов диаметром 5-6 мм с проведением их в центре поперечника кости.

Мы полагаем, что использование экстракорткальных фиксаторов позволит решить данную проблему. Именно этому посвящены последующие главы диссертационного исследования.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование проведено в ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р.Вредена» Министерства Здравоохранения Российской Федерации. Работа включает в себя экспериментальную и клиническую части.

В разделе 2.2 приведено описание методики выполнения экспериментальной части диссертационного исследования, направленной на разработку оптимальных компоновок аппаратов с применением экстракортикальных фиксаторов. В разделе 2.3. приведено описание клинической части исследования, задачей которой была изучить применение созданных компоновок при лечении пациентов с патологией бедренной кости.

2.1. Набор для экстракортикальной фиксации: краткая характеристика

Набор для экстракортикальной фиксации (ЭФ) состоит из экстракортикальных фиксаторов шести типоразмеров. Типоразмеры различаются по длине полуокружности погружной части (3 варианта) и по длине хвостовика (2 варианта) (рис. 2.1). Кроме этого в набор входят инструмент для введения экстракортикального фиксатора и Г-образные фиксаторы для крепления ЭФ к опоре аппарата. Набор производит ЗАО «Арете».

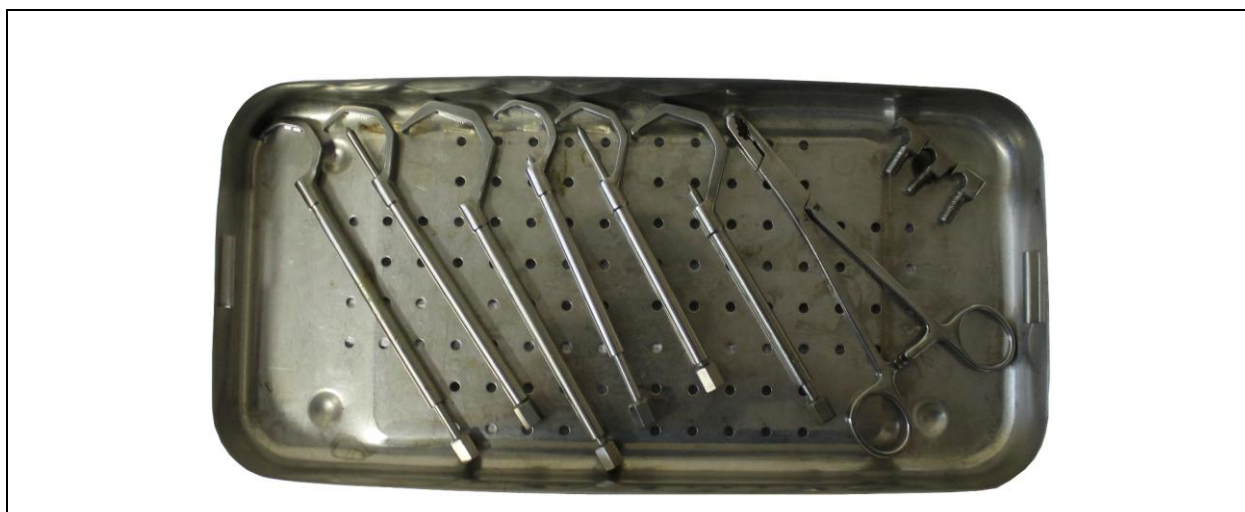


Рис. 2.1. Набор для экстракортикальной фиксации

Экстракортикальный фиксатор (патент РФ на полезную модель № 87618) состоит из двух частей: погружной части, при помощи которой осуществляется контакт фиксатора с костью, и, наружной, которая присоединяется к опоре аппарата внешней фиксации (рис. 2.2).

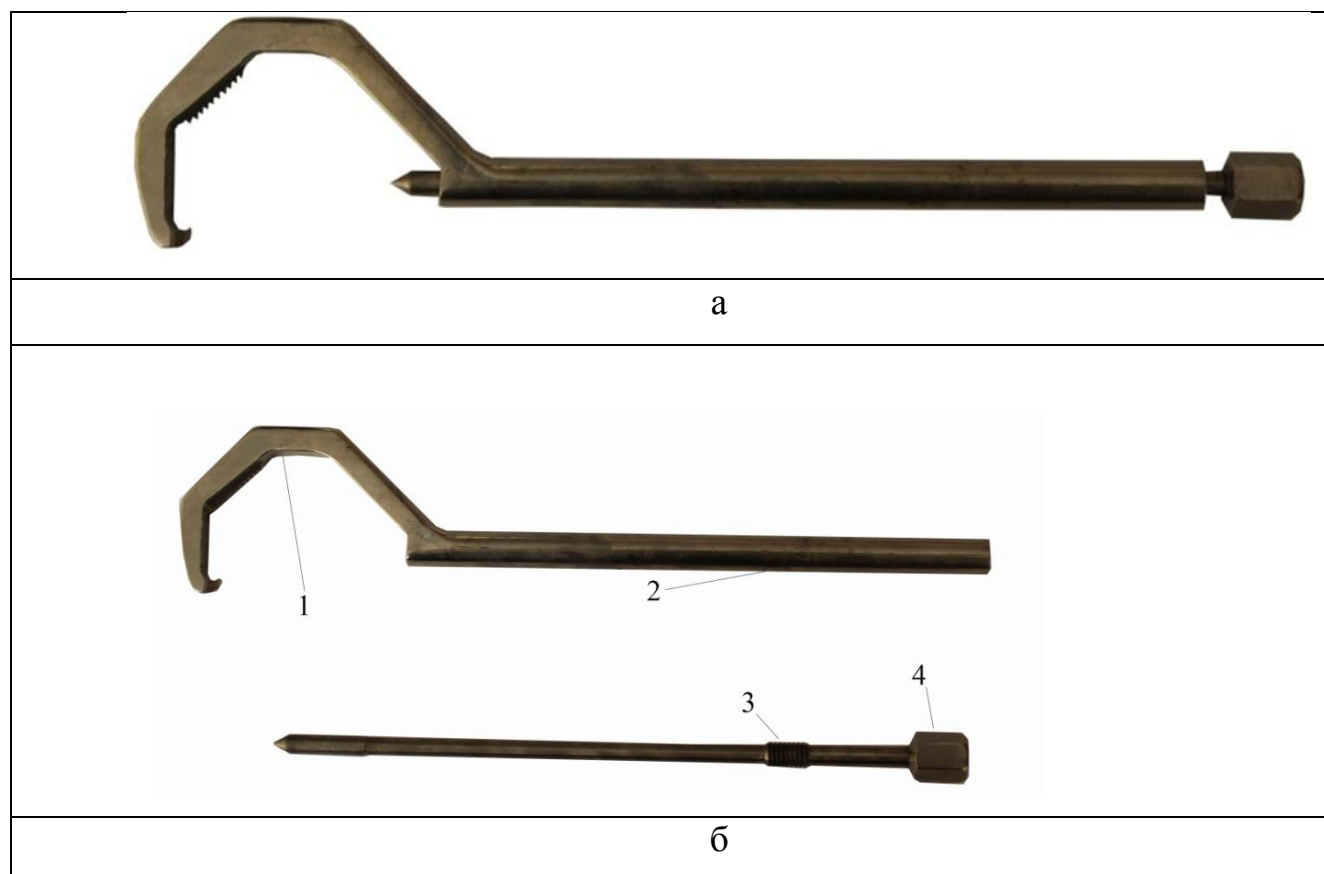


Рис. 2.2. Экстракортикальный фиксатор: а - в собранном виде; б – в разобранном виде. 1 - крючкообразная лапка; 2 - хвостовик; 3 - остроконечный стержень с резьбой; 4 - головка под ключ

Погружная часть фиксатора выполнена в виде одной крючкообразно изогнутой лапки, состоящей из четырех ребер. При этом третье ребро наклонено к оси остроконечного стержня под углом от 35 до 55 градусов и имеет на внутренней стороне зубчатый участок. На конце четвертого ребра имеется остроконечный зубец, обращенный к внутренней поверхности. Лапка занимает больше полуокружности кости и эксцентрично соединена с хвостовиком в виде полого стержня с внутренней резьбой, в который ввинчивается остроконечный стержень с го-

ловкой под ключ. При этом ось остроконечного стержня проекционно проходит между остроконечным зубцом и зубчатым участком. Диаметр хвостовика составляет 8 мм.

Для введения экстракортикального фиксатора необходим специальный инструмент. Он состоит из следующих частей (рис.2.3):

- прямых бранш с косой нарезкой на рабочей поверхности;
- глухого замка;
- рукояток с кольцами;
- кремальеры.

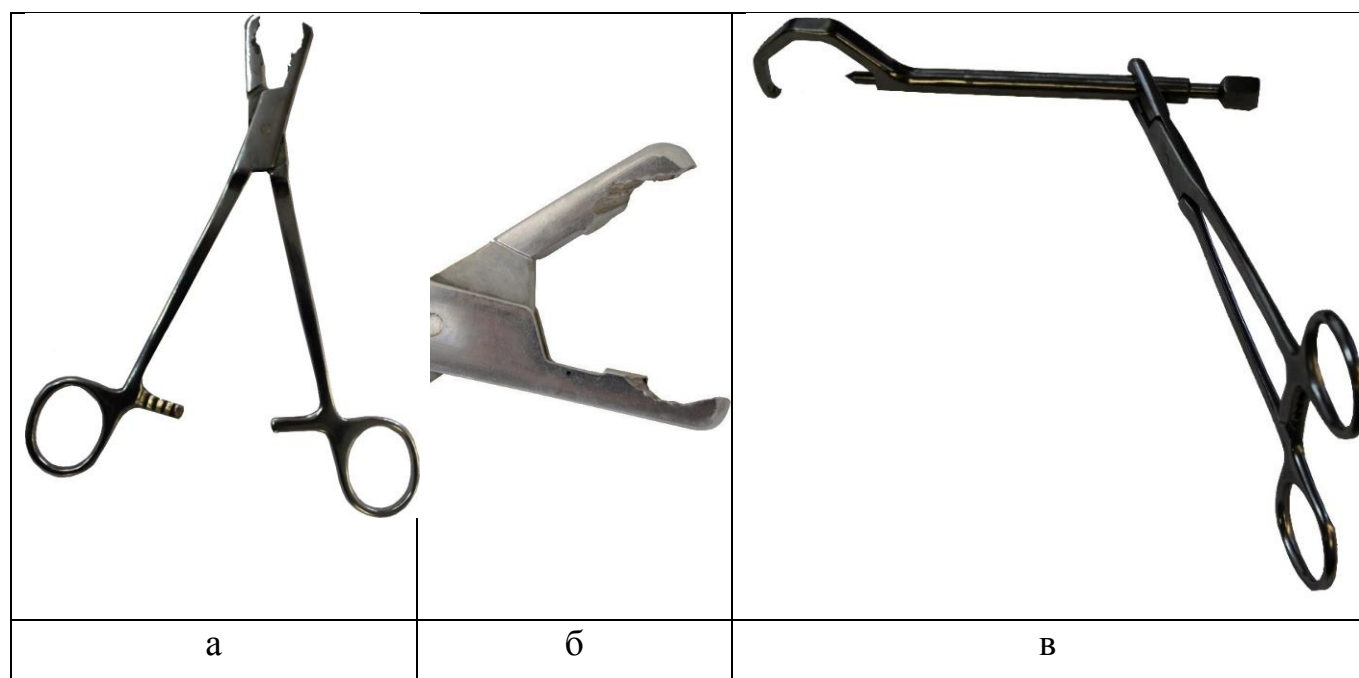


Рис. 2.3. Устройство для введения экстракортикального фиксатора: а – внешний вид; б - внешний вид зажимной части; в – устройство вместе с экстракортикальным фиксатором (дизайн разработан совместно с д.м.н. И.А. Воронкевичем)

После фиксации устройства на кости его хвостовик прикрепляют к внешней опоре чрескостного аппарата с помощью специального г-образного зажима (рис. 2.4).

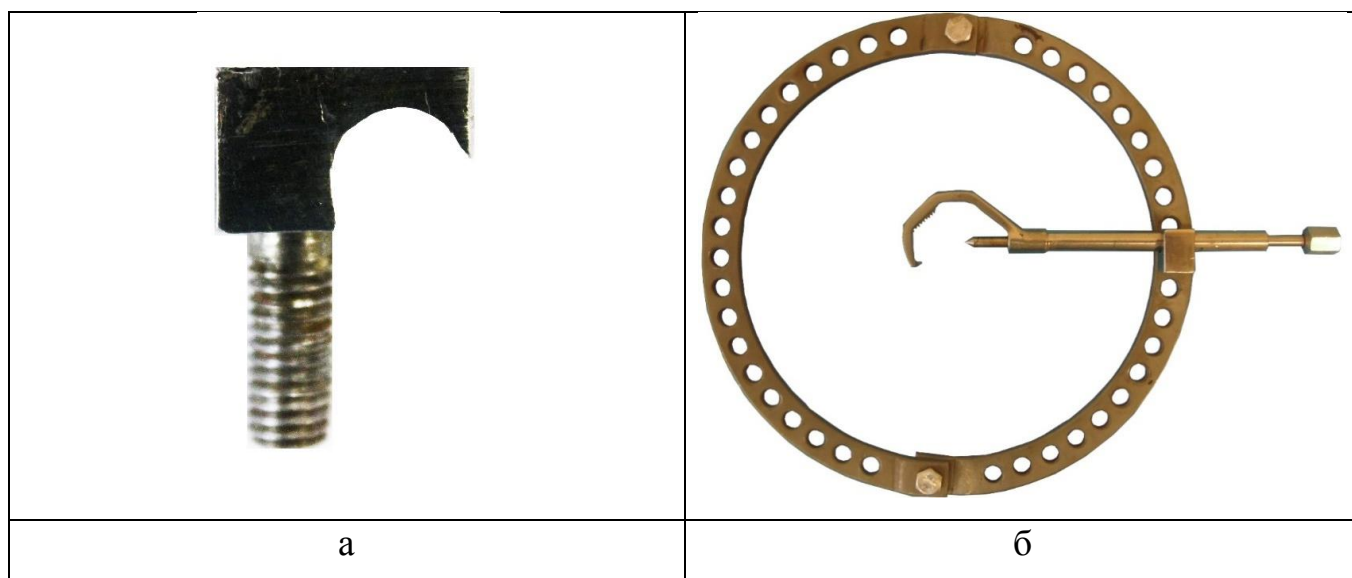


Рис. 2.4. Г-образный фиксатор: а – внешний вид; б – фиксация ЭФ к опоре аппарата Илизарова

2.2. Исследование жесткости фиксации костных фрагментов модулями, скомпонованных с использованием экстракортикальных фиксаторов

В экспериментальной части диссертационного исследования проводилось исследование жесткости фиксации костных фрагментов модулями первого, второго и третьего порядка, в компоновке которых были использованы экстракортикальные фиксаторы. «Чрескостный модуль» - это функциональная единица в построении аппарата внешней фиксации. Существуют *модули первого порядка* – М1 (одна внешняя опора с чрескостными элементами), *второго порядка* – М2 (два модуля первого порядка, фиксирующие один костный фрагмент) и *третьего порядка* – М3 (полная компоновка чрескостного аппарата, состоящая из М1 и М2). Таким образом М1 и М2 являются исходными «кирпичиками» для полной компоновки аппарата.

Для возможности воспроизведения и контроля результатов эксперимента, изучаемые модули обозначались согласно «Методу унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» (МУОЧО) (Соломин Л.Н., 2004; 2014).

Жесткость фиксации костных фрагментов модулями, скомпонованных на основе экстракортикальных фиксаторов, исследовалась согласно разработанной в РНИИТО им. Р.Р. Вредена медицинской технологии «Метод исследования жест-

кости чрескостного остеосинтеза при планировании операций» (Корнилов Н.В. и др., 2005). Метод неоднократно и эффективно использовался в различных научных исследованиях (Соломин Л.Н., 2009; Жабин Г.И., 2011; Скоморошко П.В., 2014). Данный метод позволяет получить значение *коэффициента жесткости* как одной из основных характеристик *жесткости фиксации костных фрагментов*.

Эксперимент включал в себя исследование реакции чрескостных модулей в зависимости от следующих смещающих усилий: продольные; поперечные в фронтальной плоскости; поперечные в сагиттальной плоскости; ротационные (рис. 2.5).

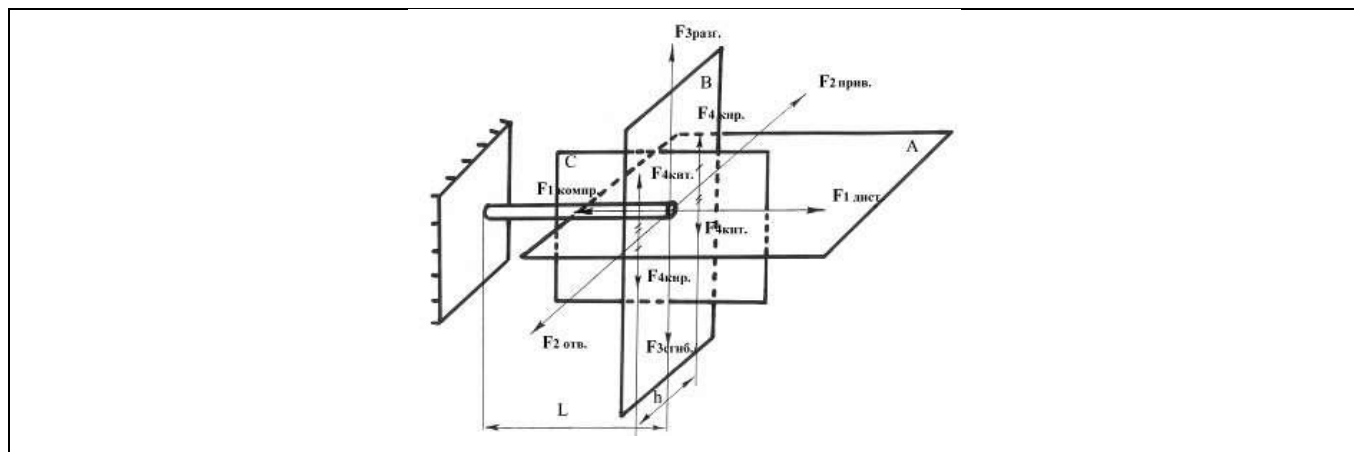


Рис. 2.5 Общая схема стандартных смещающих нагрузок: F1 – продольная сила для моделирования дистракции и компрессии; F2 – поперечная сила для моделирования отведения и приведения; F3 – поперечная сила для моделирования сгибания и разгибания; F4 – ротационная сила для моделирования торсии кнутри и кнаружи; А – фронтальная плоскость; В – горизонтальная (трансверзальная плоскость); С – сагиттальная плоскость

Каждый эксперимент включал в себя алгоритм стандартных действий. К каждому модулю последовательно прилагались нагрузки, моделирующие смещения: дистракция, компрессия, приведение, отведение, сгибание, разгибание, ротация (кнаружи и вовнутрь). Нагрузка считалась предельной, если смещение нагру-

жаемого фрагмента достигало 1 мм (для дистракции и компрессии) или 1° (для остальных вариантов нагрузок).

Эксперимент при изучении модулей первого и второго порядков начинался с жесткой фиксации внешней опоры исследуемого модуля к фиксирующей панели стенда. Затем к нагружаемому концу имитатора кости прилагалась нагрузка. Место приложения и вектор сил, возникающих при нагрузке, отличались в зависимости от типа исследуемой жесткости (продольной, ротационной, поперечной). После этого либо к торцу имитатора кости подводили индикатор линейных перемещений (при моделировании дистракции и компрессии), либо к свободному концу имитатора кости подводили два индикатора линейных перемещений на расстоянии 40 мм друг от друга (при моделировании приведения, отведения, сгибания, разгибания), либо к двум точкам, равноудаленным от центра имитатора кости, подводят два датчика (при моделировании наружной и внутренней ротации). После этого посредством тарированных грузов прикладывали нагрузку с постепенным ее увеличением. Фиксировали значения датчика или датчиков до тех пор, пока величина смещения не будет равно 1 мм (при моделировании дистракции и компрессии) или 1° (при моделировании сгибания, разгибания, приведения, отведения, ротации кнаружи, ротации кнутри). Таким образом, при исследовании продольной жесткости нами учитывалась минимальная нагрузка (выраженная в Н), которая приводила к контрольному смещению (1 мм) (который регистрировался одним датчиком). Коэффициент жесткости «дистракции-компрессии» измерялся в $H/мм$. При исследовании коэффициентов жесткости «отведения-приведения», «сгибания-разгибания», «ротации кнутри – ротации кнаружи» требовалась регистрация показаний двух датчиков. Датчики показывали смещение имитатора кости в двух различных точках (измеряемое в мм), находящихся в плоскости вектора прилагаемой нагрузки (измеряемой в Н) при угловом смещении в 1° (предельное значение). Коэффициент жесткости «отведения-приведения», «сгибания-разгибания», «ротации кнутри – ротации кнаружи» измерялся в $H*мм/град$.

Для получения достоверных данных было выполнено по 30 серий экспериментов для каждого модуля. Одна серия эксперимента включала последователь-

ное моделирование всех обозначенных выше нагрузок: дистракции, компрессии, сгибания, разгибания, отведения, приведения, ротации кнутри и ротации кнаружи. Всего было проведено 330 серий экспериментов.

Полученные в ходе эксперимента данные жесткости фиксации костных фрагментов исследуемых модулей первого и второго порядков сравнивали с показателями жесткости эталонных модулей (Корнилов Н.В., 2005; Назаров В.А., 2006). Эталонный модуль первого порядка представляет собой модель на основе кольцевой опоры из комплекта аппарата Илизарова внутренним диаметром 160 мм, с проведенными через имитатор кости, расположенным в центре кольцевой опоры, двумя спицами диаметром 2 мм под углом 60 градусов друг к другу. Сила натяжения спиц 1000 Н. Эталонный модуль второго порядка представляет собой модель на основе двух кольцевых опор, внутренним диаметром 160 мм каждая, расположенных на расстоянии на 150 мм друг от друга. Спицы в проксимальной опоре должна быть проведена аналогично эталонному модулю первого порядка. В дистальной опоре проводят одну спицу таким образом, чтобы она совпадала с направлением биссектрисы угла, образованного спицами в проксимальной опоре. Сила натяжения спиц – 1000 Н. Эталонные модули первого и второго порядков представлены на рисунке 2.7.

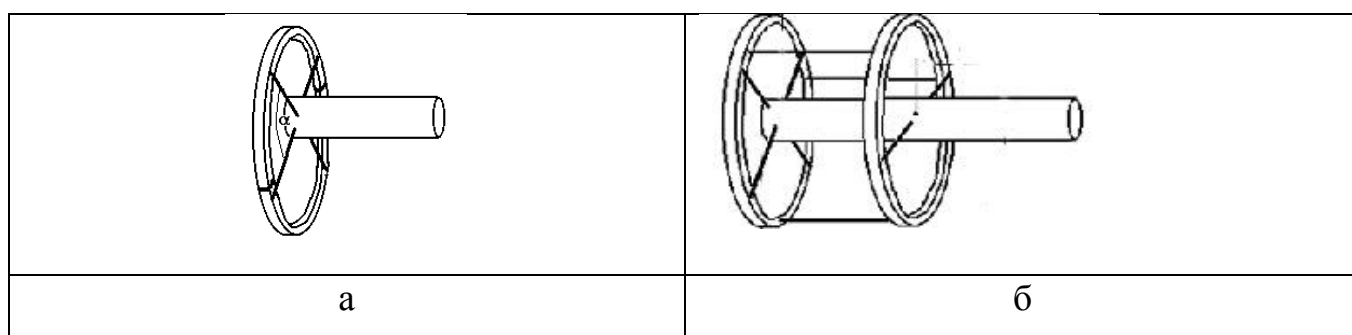


Рисунок 2.7. Схемы эталонных модулей: а – эталонный модуль первого порядка; б – эталонный модуль второго порядка (Корнилов Н.В., 2005)

Исследуемые модули первого порядка (М1) представлены в таблице 2.1 и на рисунке 2.8. Согласно условиям эксперимента расстояние между уровнями составляло 50 мм.

Исследуемые модули первого порядка

Исследуемый модуль	Обозначение модуля согласно МУО-ЧО	Примечания
М1-1 (рис. 2.8а)	<u>II,9,90</u> 160	Использован один экстракортикальный фиксатор
М1-2 (рис. 2.8б)	<u>II,11,90; III,8,90</u> 160	Использованы два экстракортикальных фиксатора введенных под углом 60 градусов друг к другу
М1-3 (рис. 2.8в)	<u>II,11,90; III,8,90</u> 160	Использованы один экстракортикальный фиксатор и один стержень-шуруп
М1-4 (рис 2.8г)	<u>II,11,90; III,8,90</u> 160	Использованы два стержня-шурупа, введенных под углом 60 градусов друг к другу



Рис. 2.8. Исследуемые модули первого порядка: а – М1-1; б – М1-2

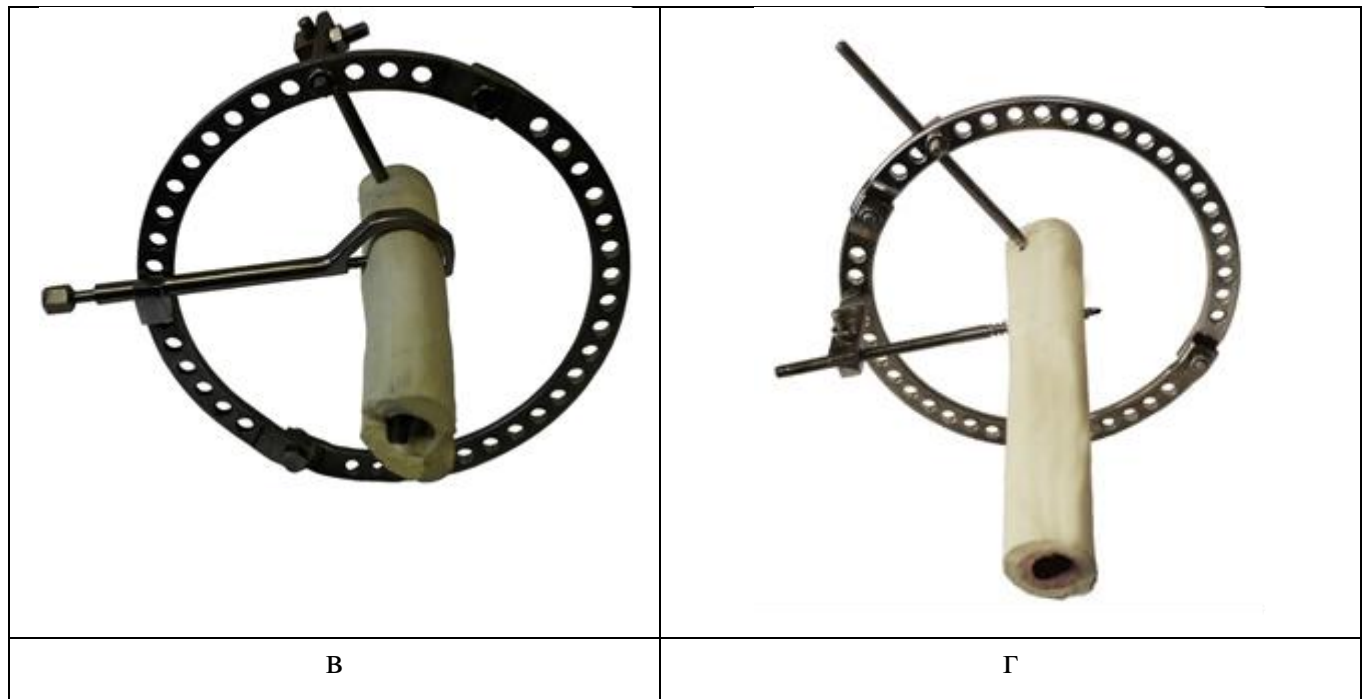


Рис. 2.8. Исследуемые модули первого порядка (продолжение): в – М1-3; г – М1-4

Исследуемые модули второго порядка, в компоновках которых были использованы экстракортикальные фиксаторы, представлены в таблице 2.2 и на рисунке 2.9.

Таблица 2.2

Исследуемые модули второго порядка

Исследуемый модуль	Обозначение модуля согласно МУОЧО	Примечания
М2-1 (рис. 2.9а)	$\frac{\text{II}, 9,90}{160} - \frac{\text{IV}, 9,90}{160}$	Использованы 2 экстракортикальных фиксатора введенных параллельно друг к другу
М2-2 (рис. 2.9б)	$\frac{\text{II}, 11,90}{160} - \frac{\text{IV}, 8,90}{160}$	Использованы 2 экстракортикальных фиксатора, введенных под углом 60 градусов друг к другу
М2-3 (рис. 2.9в)	$\frac{\text{II}, 11,90}{160} - \frac{\text{IV}, 8,90}{160}$	Использованы 1 экстракортикальный фиксатор и 1 стержень-шуруп, введенные под углом 60 градусов друг к другу
М2-4 (рис. 2.9г)	$\frac{\text{II}, 11,90}{160} - \frac{\text{IV}, 8,90}{160}$	Использованы 2 стержня-шурупа, введенных под углом 60 градусов друг к другу

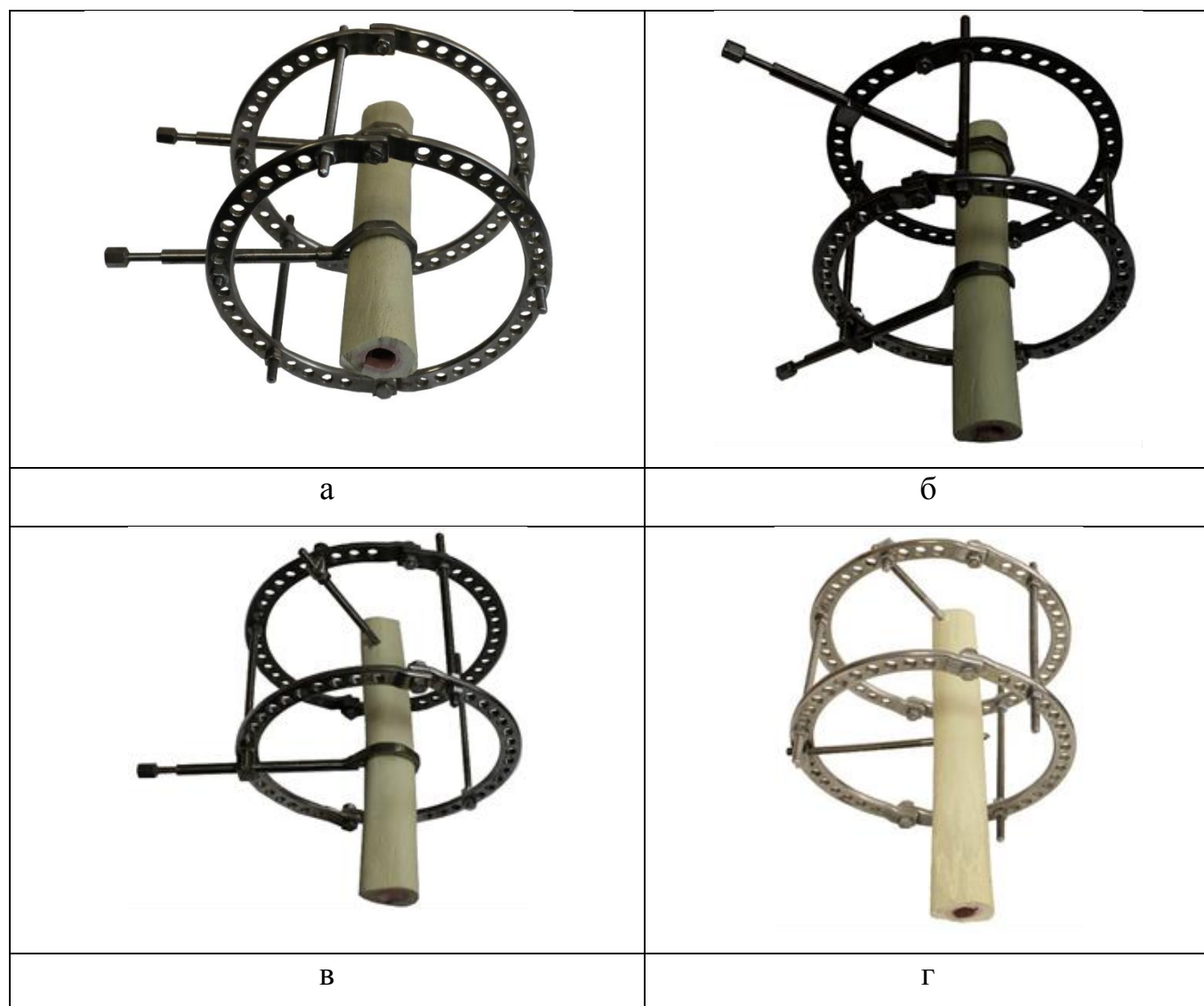


Рис. 2.9. Исследуемые модули второго порядка: а – М2-1; б – М2-2в – М2-3; г – М2-4.

Модули первого и второго порядка с наилучшими показателями жесткости фиксации костных фрагментов использовались в компоновке модулей третьего порядка (М3). Таким образом, М3 были представлены следующим образом: М1+М1; М1+М2; М2+М1 и М2+М2. То есть М3 может быть представлен как модулями первого порядка, так и модулями второго порядка, а также их комбинацией. Оптимальные компоновки М3 разрабатывались согласно «Методу компоновки аппаратов для чрескостного остеосинтеза» (Медицинская технология ФС №2009/120 от 01.06.2009) (Соломин Л.Н., 2010). В основе метода – требование разработать компоновку, которая при меньшем количестве используемых

чрескостных элементов и внешних опор обеспечит жесткость фиксации костных фрагментов не меньше, чем аппарат Илизарова, который мог бы быть применен в аналогичной ситуации. При этом все чрескостные элементы для профилактики развития контрактур и инфекционных осложнений должны быть введены согласно «рекомендуемым позициям». В качестве М1 и М2 использовалась модули, которые обеспечили наибольшую жесткость фиксации на предыдущих этапах исследования. Исследуемые модули третьего порядка представлены в таблице 2.3 и рис. 2.10.

Таблица 2.3

Исследуемые модули третьего порядка

Исследуемый модуль	Обозначение модуля согласно МУОЧО	Примечания
М3-1 (рис. 2.10а)	$\frac{\text{II}, 11,90; \text{III}, 8,90}{160} - \frac{\text{V}, 11,90; \text{VI}, 8,90}{160}$	На основе двух М1-2
М3-2 (рис. 2.10б)	$\frac{\text{II}, 11,90; \text{III}, 8,90}{160} - \frac{\text{V}, 11,90}{160} - \frac{\text{VI}, 8,90}{160}$	На основе М1-2 и М2-2
М3-3 (рис. 2.10в)	$\frac{\text{II}, 11,90}{160} - \frac{\text{IV}, 8,90}{160} - \frac{\text{V}, 11,90}{160} - \frac{\text{VII}, 8,90}{160}$	На основе двух М2-2

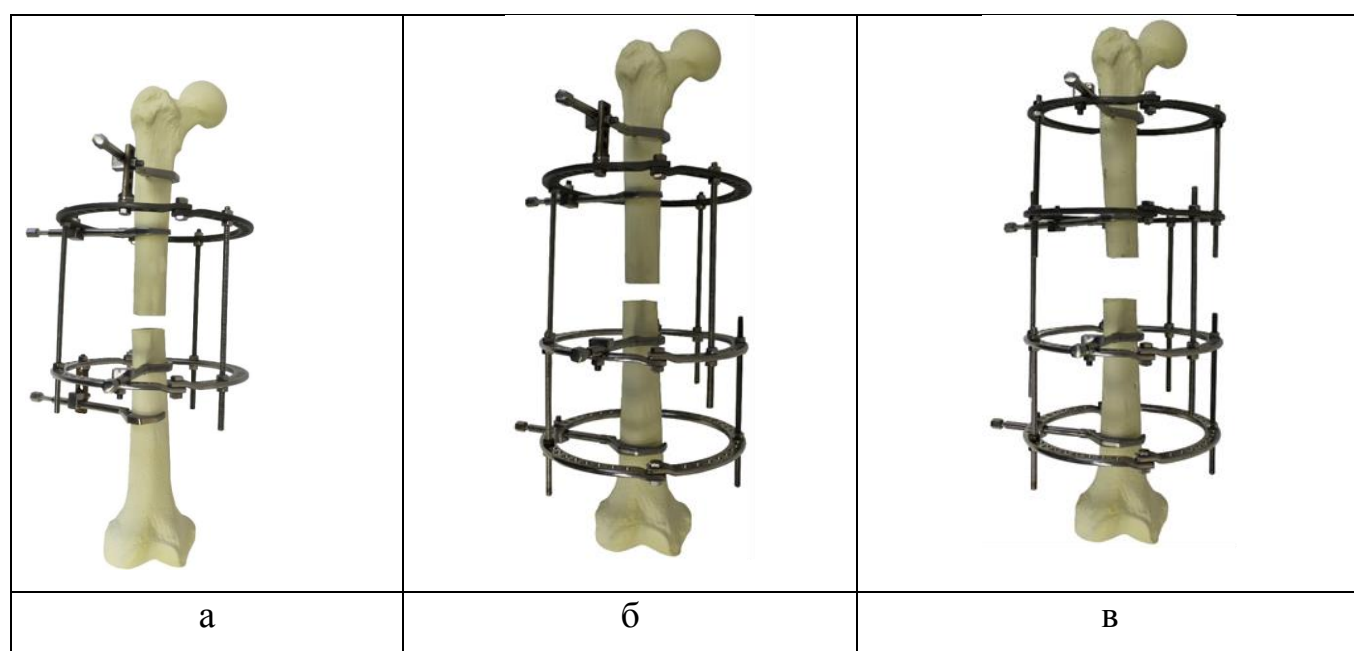


Рис. 2.10. Исследуемые модули третьего порядка: а–М3-1; б–М3-2; в–М3-3

После анализа данных жесткости фиксации костных фрагментов модулями третьего порядка были разработаны компоновки аппаратов для удлинения бедренной кости и последовательного применения внешней и внутренней фиксации.

При разработке компоновки аппарата для выполнения методики *удлинения бедренной кости* учитывалась величина дистракционного усилия, достигающая максимального значения в период окончания дистракции (Голубев Г.Ш., 1997; Gasser B., 1990). Для этого между модулями создавали диастаз 50 мм. Величина диастаза для данного эксперимента не имеет принципиального значения и выбрана нами условно. После этого к дистальному концу дистального фрагмента прилагали осевое усилие 200 Н в направлении проксимального фрагмента, моделируя этим сопротивление мягких тканей. После этого при помощи гаек соединяющих модули резьбовых штанг, давали дистракцию шагом 1 мм и регистрировали реальное перемещение дистального фрагмента (рис. 2.11). В случае “абсолютно стабильной фиксации” можно ожидать, что величина дистракции будет равна величине перемещения дистального фрагмента. Разницу между величиной дистракции и величиной перемещения дистального фрагмента, обеспечиваемой различными компоновками, использовали для анализа результатов эксперимента.

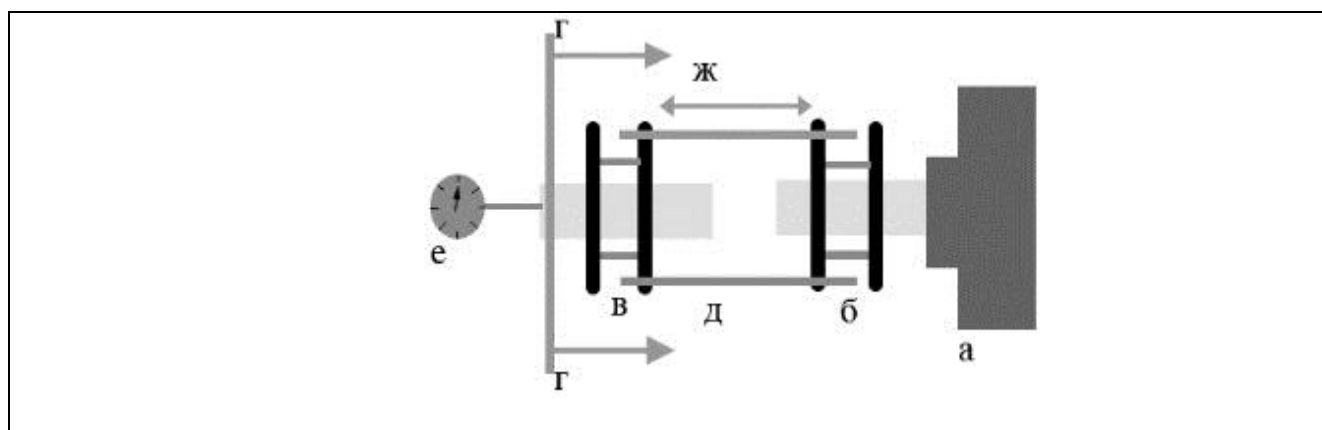


Рис. 2.11. Схема эксперимента по определению оптимальной компоновки аппарата для удлинения бедренной кости: а – фиксирующая панель стенда; б – проксимальный модуль; в – дистальный модуль; г – имитация сопротивления мягких тканей; д – соединяющие штанги; е – индикатор линейных перемещений; ж – направление дистракции

Следует уточнить, что в эксперименте не моделировалось именно «удлинение поверх гвоздя», т.к. по условиям клинической методики костномозговой канал должен быть рассверлен на 1,5-2 мм больше диаметра используемого гвоздя, что исключает заклинивание при distrакции. Использование же ЭФ также исключает возможность заклинивания гвоздя.

Изученные модули третьего порядка для определения оптимальной компоновки аппарата для удлинения бедра представлены в таблице 2.4.

Таблица 2.4

Исследуемые модули третьего порядка
для методики удлинения поверх гвоздя

Обозначение изучаемых аппаратов	Обозначение модуля согласно МУОЧО	Примечания
МЗ _{упг1}	$\frac{\text{II}, 11, 90}{1/5 \ 200} - \frac{\text{IV}, 8, 90}{2/3 \ 180} - \frac{\text{V}, 11, 90}{2/3 \ 180} - \frac{\text{VII}, 8, 90}{180}$	Расстояние между ЭФ в проксимальной и дистальной опорах каждого модуля составляет 10 см
МЗ _{упг2}	$\frac{\text{II}, 11, 90}{1/5 \ 200} - \frac{\text{IV}, 8, 90}{2/3 \ 180} - \frac{\text{V}, 11, 90}{2/3 \ 180} - \frac{\text{VII}, 8, 90}{180}$	Расстояние между ЭФ в проксимальной и дистальной опорах каждого модуля составляет 8 см
МЗ _{упг3}	$\frac{\text{II}, 11, 90; \text{III}, 9, 90}{1/5 \ 200} - \frac{\text{IV}, 8, 90}{2/3 \ 180} - \frac{\text{V}, 11, 90 \ \text{VI}, 9, 90}{2/3 \ 180} - \frac{\text{VII}, 8, 90}{180}$	Расстояние между ЭФ в проксимальной и дистальной опорах каждого модуля составляет 8 см и дополнительно в каждом модуле, между ЭФ, введен стержень-шуруп
МЗ _{упг4}	$\frac{\text{I}, 9, 90; \text{I}, 11, 90}{1/5 \ 200} - \frac{\text{II}, 8, 130, \text{II}, 10, 90}{1/5 \ 200} - \frac{\text{VI}, 10, 120; \text{VII}, 9, 90}{2/3 \ 180} - \frac{\text{VIII}, 4, 90, \text{VIII}, 8, 90}{180}$	Использованы однородные стержневые модули

2.3. Анализ клинического применения экстракортикальных фиксаторов

Все наблюдения были разделены на две группы: клиническую группу – 1 (Кл-1) и клиническую группу – 2 (Кл-2). Кл-1 составили пациенты с деформациями, дефектами и перипротезными переломами бедренной кости, при лечении которых применялись *экстракортикальные фиксаторы*. В свою очередь клиническая группа – 1 была разделена на две подгруппы. Первую подгруппу (Кл-1-1) составляли 26 пациентов. Экстракортикальные фиксаторы у этих пациентов использовались *только во время операции*, т.е. была применена ассистирующая внешняя фиксация при БИОС.

Во вторую подгруппу (Кл-1-2) вошли 59 пациентов. При лечении этих больных экстракортикальные фиксаторы использовались более длительное время для реализации методик последовательного использования внешнего и интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза, удлинения поверх гвоздя, замещения дефекта поверх гвоздя. Также экстракортикальный фиксатор был применен «во времени» для остеосинтеза перипротезных переломов, коррекции перипротезных деформаций, фиксации бедренной кости при наличии канального остеомиелита, лечении контрактур коленного сустава при наличии интрамедуллярного тела в бедренной кости.

Кл-2 состояла из 35 человек и была представлена пациентами с деформациями, дефектами и переломами бедренной кости, в лечении которых использовались только *традиционные чрескостные элементы*. Кл-2 в свою очередь состояла из 17 человек, внешняя фиксация у которых применялась интраоперационно (Кл-2-1), и 18 человек, у которых внешняя фиксация использовалась при методиках последовательного использования внешней и внутренней фиксации, удлинении поверх гвоздя (Кл-2-2).

Таким образом, нами были изучены результаты лечения у 120 пациентов с различной патологией бедренной кости (деформации, в том числе перипротезные, дефекты, ложные суставы, переломы, в том числе перипротезные, хронический остеомиелит, контрактуры коленного сустава) (табл. 2.5). Все пациенты были

оперированы в ФГБУ «РНИИТО им. Р.Р. Вредена» Министерства Здравоохранения Российской Федерации на протяжении 2002-2015 г.г.

Таблица 2.5

Используемые методики с количественным распределением пациентов

	Клиническая группа-1		Клиническая группа-2		ИТОГО
	Кл-1-1	Кл-1-2	Кл-2-1	Кл-2-2	
АсВФ	26		17		43
АЗГ		9		10	19
УПГ		17		5	22
ЗДПГ		5		3	8
ПП и ПД		15			15
Фикс. фрагментов при наличии канального остом-та		2			2
Внешняя фиксация при контрактурах кол. сустава		11			11
ВСЕГО	26	59	17	18	120

В таблице: АсВФ – ассистирующая внешняя фиксация; АЗГ – аппарат затем гвоздь; УПГ – удлинение поверх гвоздя; ЗДПГ – замещение дефекта поверх гвоздя; ПП – перипротезный перелом; ПД – перипротезная деформация

Распределение пациентов по полу и возрасту представлено в таблицах 2.6-2.7.

Таблица 2.6

Распределение пациентов по полу

Пол	Клиническая группа - 1		Клиническая группа – 2	
	Кл-1-1	Кл-1-2	Кл-2-1	Кл-2-1
Мужчины	13	25	8	14
Женщины	13	34	9	4

Таблица 2.7

Распределение пациентов по возрасту

Возраст, лет	Клиническая группа- 1		Клиническая группа- 2	
	Кл-1-1	Кл-1-2	Кл-2-1	Кл-2-2
<25	7	12	2	3
25-45	12	22	6	6
45-60	6	14	5	6
>60	1	11	4	3

Анализ данных показал, что в Кл-1 и Кл-2 преобладали лица трудоспособного возраста. Средний возраст пациентов в Кл-1-1 составил $34,7 \pm 13,3$ лет (от 18 до 65 лет), в Кл-2-1 составил $48,3 \pm 16,3$ лет (от 19 до 75 лет). Средний возраст пациентов в Кл-1-2 составил $42,5 \pm 16,3$ лет (от 13 до 75 лет), в Кл-2-2 составил $40,9 \pm 18,1$ лет (от 18 до 67 лет).

Следует подчеркнуть, что применение ЭФ не призвано кардинально изменить известные методики комбинированного применения внешней и внутренней фиксации. Основное предназначение ЭФ – это повысить эффективность и уменьшить риск возникновения осложнений при выполнении АсВФ, АЗГ, УПГ и ЗДПГ, остеосинтезе перипротезных переломов и деформаций. Т.к. согласно определению толкового словаря “эффективность” (достижение каких-либо определенных результатов с минимально возможными издержками, повышение продуктивности

использования ресурсов для достижения той или иной цели), применение ЭФ *априори* эффективно. Это объясняется тем, что использование ЭФ *исключает* возникновение проблем, связанных с введением традиционных стержней-шурупов при наличии в костномозговой полости массивного инородного тела: снижение стабильности остеосинтеза (из-за необходимости использования стержней-шурупов и интрамедуллярных стержней меньшего диаметра), прорезывание стержней-шурупов из-за их эксцентричного введения, заклинивание стержнем шурупом интрамедуллярного стержня, распространение инфекционного процесса, имеющегося вокруг стержня-шурупа, на костномозговую полость.

Вместе с этим ЭФ имеет значительные конструктивные отличия от стандартных стержней-шурупов. К ним относится больший диаметр скрепителя – 8 мм (стержень-шуруп для остеосинтеза бедренной кости – 5-6 мм), т.о. “ворота для инфекции” при применении ЭФ несколько больше. Для установки ЭФ требуется разрез до 4 см (раздел 4.5.3 данного диссертационного исследования), а не 6 мм разрез-прокол, который используется для стержней-шурупов. ЭФ можно условно представить, как “канюлю” – имеется некоторое расстояние между трубкой хвостовика и вводимым в нее остроконечным стержнем. Эти три параметра потенциально способны увеличить риск инфекционных осложнений. Кроме этого, для чрескостного остеосинтеза применяются бесканальные стрежни-шурупы. Хвостовик ЭФ имеет в основе трубку с введенным в нее стержнем. Кроме того, “слабым местом” может быть место соединения крючковидной лапки с хвостовиком. Эти параметры потенциально увеличивают риск перелома (частичного разрушения) экстракортикального фиксатора.

Таким образом, для того, чтобы доказать целесообразность применения ЭФ в компоновке аппаратов внешней фиксации, необходимо доказать, что применение данных компоновок не увеличивает частоту осложнений, в первую очередь - воспаления мягких тканей у фиксирующих элементов (ЭФ, спиц и стержней-шурупов) и переломов фиксирующих элементов.

В данном исследовании не имеют принципиального значения нозологии, при лечении которых использовались ЭФ (табл. 2.8). Необходимо лишь, чтобы в кли-

нической группе, где использовались только традиционные чрескостные элементы, длительность периода фиксации аппаратом, сроки коррекции, характер патологии были идентичны (табл. 2.9).

Таблица 2.8

Этиология деформаций в группах Кл-1-2 и Кл-2-2

Причина	Кл-1-2	Кл-2-2
Приобретенные укорочения бедренной кости	10	2
Приобретенные деформации бедренной кости	9	4
Приобретенные деформации и укорочения бедренной кости	6	5
Ложные суставы бедренной кости	9	1
Дефекты костей, образующих коленный сустав	6	1
Перипротезные переломы бедренной кости	5	2
Дефекты бедренной кости	3	3
Контрактуры коленного сустава	3	
Остеомиелит бедренной кости	2	
Несовершенный остеогенез	2	
Врожденные нарушения развития бедренной кости	3	
Последствие гематогенного остеомиелита	1	
Всего	59	18

Таблица 2.9

Основные показатели чрескостного остеосинтеза

Показатель	Кл-1-2	Кл-2-2	p
Срок коррекции при АЗГ (дней)	46,3± 38,2	37,0±20,2	0,6
Период ЧО при АЗГ (дней)	83,7 ± 72,3	216±193,72	0,08
Величина удлинения, см	4,23 ± 1,56	3,89 ± 1,76	0,64
Срок удлинения при УПГ (дней)	51,69 ± 23,8	46,44 ± 22,15	0,61

Таблица 2.9 (продолжение)

Основные показатели чрескостного остеосинтеза

Показатель	Кл-1-2	Кл-2-2	p
Индекс удлинения, дней/см	11,91 ± 2,39	12,07 ± 1,6	0,86
Период ЧО при УПГ (дней)	77,38 ± 46,14	78,44 ± 51,46	0,96
Индекс ЧО при УПГ, дней/см	17,37 ± 6,3	19,16 ± 5,5	0,5
Величина замещаемого дефекта (см)	6,63 ± 0,95	6,0	0,42
Срок ЗДПГ (дней)	108,75 ± 26,74	115,0 ± 14,38	0,67
Индекс замещения, дней/см	16,27 ± 1,85	19,17 ± 4,6	0,19
Период ЧО при ЗДПГ (дней)	126 ± 29,79	148,33 ± 31,79	0,58
Индекс ЧО при ЗДПГ, дни/см	18,85 ± 1,91	24,72 ± 5,3	0,21
Срок коррекции ПД (дней)	29,6 ± 3,4		
Период ЧО при ПД (дней)	259,57 ± 72,3		
Период ЧО при ПП (дней)	166,5 ± 106,4		

АЗГ – аппарат затем гвоздь; ЧО – чрескостный остеосинтез; УПГ – удлинение поверх гвоздя; ЗДПГ – замещение дефекта поверх гвоздя; ПД – перипротезная деформация; ПП – перипротезный перелом;

Анализ таблицы 2.8 показывает, что в нашем исследовании преобладали пациенты с приобретенными деформациями бедренной кости – 42,4 % случаев (25 пациентов). При этом деформации были как посттравматические (18 пациентов), так и «ятрогенные» (7 пациентов), т.е. возникшие в результате предыдущих оперативных вмешательств, выполненных по поводу врожденной патологии. У 5-ти пациентов, имевших несовершенный остеогенез и врожденные нарушения развития бедренной кости, на предыдущих этапах лечения оперативное лечение не выполнялось. Костные дефекты в преобладающем большинстве случаев связаны с возникновением инфекционного процесса после выполнения эндопротезирования коленного сустава. Применение ЭФ в компоновках аппаратов внешней фиксации

для пассивной разработки движений при контрактурах коленного сустава обосновано имеющимся интрамедуллярным телом бедренной кости.

Анализ таблицы 2.9 показывает, что для сравниваемых показателей $p > 0,05$, из чего следует, что данные группы могут быть *использованы для сравнения*.

С учетом вышесказанного, для анализа клинической эффективности применения экстракортикальных фиксаторов в группе Кл-1-1 учитывались:

- количество, уровень и позиции введения экстракортикальных фиксаторов;
- возможность активного управления костными фрагментами;
- необходимость дополнительного использования «традиционных» чрескостных элементов;
- продолжительность оперативного вмешательства, включая продолжительность монтажа АВФ;
- наличие осложнений (в первую очередь перелом ЭФ) и их влияние на результат лечения;
- оценка функциональных результатов лечения (шкала LEFS).

При оценке клинической эффективности применения экстракортикальных фиксаторов в группе Кл-1-2 анализировали:

- количество применяемых экстракортикальных фиксаторов, уровень и позиции их введения;
- стабильность экстракортикальных фиксаторов при их демонтаже; наличие технических трудностей и продолжительность демонтажа экстракортикальных фиксаторов;
- наличие осложнений и их влияние на результат лечения; методы и эффективность лечения осложнений;
- оценка функциональных результатов лечения (шкала LEFS)

В Кл-2 учитывались следующие критерии: количество, уровень и позиция введения чрескостных элементов; возникновение конфликта «чрескостный элемент – интрамедуллярное тело» и способы его профилактики и/или лечения; наличие и характеристика осложнений и их влияние на результаты лечения, мето-

ды и эффективность лечения осложнений; оценка функциональных результатов лечения (шкала LEFS).

Функциональные результаты лечения пациентов Кл-1 и Кл-2 оценивали до операции, после демонтажа АВФ, спустя 6 месяцев и через 1 год после демонтажа аппарата. При этом была использована шкала LEFS.

LEFS (Lower Extremity Functional Scale) (табл. 2.10) - шкала оценки функции нижней конечности, которая состоит из 20 вопросов. Каждый вопрос оценивается по бальной системе от «нет трудностей» (4 балла) до «выраженные трудности или невозможность выполнения» (0 баллов). После самостоятельного заполнения опросника пациентом выполнялось суммирование полученного результата. Минимально возможная сумма баллов составляет 0 баллов, максимальный – 80 баллов. После этого оценивали общую функцию конечности: выраженные трудности или отсутствие функции (0-19 баллов); значительное ограничение функции (20-39 баллов); умеренное ограничение функции (40-59 баллов); небольшое ограничение (60-79 баллов); нет ограничения функции (80 баллов).

Таблица 2.10

Опросник LEFS

Вид деятельности	Невозможность	Значительные трудности	Умеренные трудности	Небольшие трудности	Нет трудностей
1.Какие-либо трудности с работой, домашней работой, школой.					
2.Ваше обычное хобби, отдых, спортивные занятия.					
3. Пользование ванной.					
4.Передвижение по квартире					
5.Надевание обуви, носков.					
6.Сидение на корточках.					

Таблица 2.10 (продолжение)

Опросник LEFS

Вид деятельности	Невозможность	Значительные трудности	Умеренные трудности	Небольшие трудности	Нет трудностей
7.Поднимание предметов, например сумки с продуктами, с пола					
8.Тяжелая работа по дому					
9.Тяжелая работа во дворе					
10. Посадка и высадка из автомобиля					
11.Прогулка (два квартала)					
12.Прогулка (два километра)					
13.Спуск или подъем по лестнице на 10 ступенек					
14.Стояние в течение 1 часа					
15.Сидение в течение 1 часа					
16.Бег по ровной местности					
17.Бег по неровной местности					
18.Резкие повороты во время быстрого бега					
19.Прыжки					
20.Повороты в кровати.					

2.4. Статистические методы анализа результатов исследования

Полученные результаты обрабатывались с использованием программного обеспечения STATISTICA for Windows (версия 6.0) (В.П. Боровиков, 2001; О.В. Реброва, 2002).

По полученным клиническим результатам в исследуемых группах проводили математико-статистическое описание данных: продолжительность лечения, сроки коррекции (удлинения, замещения дефекта), сроки фиксации в АВФ, функциональные результаты, оценка осложнений. Оценка достоверности полученных в ходе диссертационного исследования данных проводилась согласно применяемым в медицинской статистике величинам (t-критерий Стьюдента).

Для наглядности полученных данных нами был использован график Box and Whisker. Данный график наглядно демонстрирует сразу несколько параметров распределения: центральные тенденции (среднее значение, медиана) и характеристики рассеяния объектов исследования (минимальное и максимальное значение признака, 25-й и 75-й процентиль). Среднее значение представляет собой среднее арифметическое данных выборки. Медиана – это значение, справа и слева от которого по оси значений признака располагаются равные количества значений признака данной выборки.

2.5. Резюме.

В завершение данной главы следует отметить, что используемые материалы и методы позволяют получить достоверные результаты и решить поставленные задачи экспериментальной и клинической частей исследования. В частности, варианты исследуемых модулей первого и второго порядка позволяет разработать полные компоновки (МЗ) для реализации методик последовательного и комбинированного применения внешней и внутренней фиксации. Пациенты, входящие в группы в Кл-1 и Кл-2 сопоставимы по показателям внешней фиксации, что позволяет провести сравнительную оценку использования экстракортикальных фиксаторов и традиционных чрескостных элементов применительно к технологии выполнения методик АсВФ, АЗГ, УПГ и ЗДПГ.

ГЛАВА 3

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ЭКСТРА- КОРТИКАЛЬНЫХ ФИКСАТОРОВ

В данной части диссертационного исследования были обоснованы компоновки чрескостных аппаратов, в которых наряду со стандартными чрескостными элементами используются экстракортикальные фиксаторы. Для этого были исследована жесткость фиксации костных фрагментов, которую обеспечивают модули первого порядка (одна опора с фиксирующими кость элементами), второго порядка (две опоры) и третьего порядка (полная компоновка аппарата). Для получения и оценки результатов использована медицинская технология ФС-2005/021 «Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций».

3.1. Результаты исследования модулей первого порядка

Значения коэффициентов жесткости модулей первого порядка, полученные согласно принятому дизайну исследования, представлены в таблице 3.1 и рисунках 3.1-3.4.

Таблица 3.1

Результаты стендовых исследований жесткости фиксации
костных фрагментов модулями первого порядка

Коэффициент жесткости	M1-1	M1-2	M1-3	M1-4	M1э
Коэффициент жесткости при дистракции, Н/мм	36,2±2,1	80,3±2,0	53,4±2,0	100,6±2,1	65
Коэффициент жесткости при компрессии, Н/мм	32,5±1,7	84,8±1,7	53,2±1,6	100,7±1,8	65
Коэффициент жесткости при отведении, Н*мм/град	11,5±0,6	20,9±0,8	22,2±1,3	13,3±1,0	14
Коэффициент жесткости при приведении, Н*мм/град	11,2±0,7	21,4±1,2	20,3±1,3	13,6±1,1	14

Таблица 3.1 (продолжение)

Результаты стендовых исследований жесткости фиксации
костных фрагментов модулями первого порядка

Коэффициент жесткости	M1-1	M1-2	M1-3	M1-4	M1э
Коэффициент жесткости при сгибании, Н*мм/град	9,9±1,0	16,3±0,9	31,6±1,2	18,8±1,3	6
Коэффициент жесткости при разгибании, Н*мм/град	10,4±0,9	22,3±1,4	31±0,8	18,7±1,2	6
Коэффициент жесткости при ротации кнаружи, Н*мм/град	9,5±0,9	18,2±1,5	11±0,6	18,4±1,5	15
Коэффициент жесткости при ротации кнутри, Н*мм/град	9,3±0,9	14,3±1,3	13,1±0,7	18,8±1,3	15

Приведены средние значения и стандартное отклонение

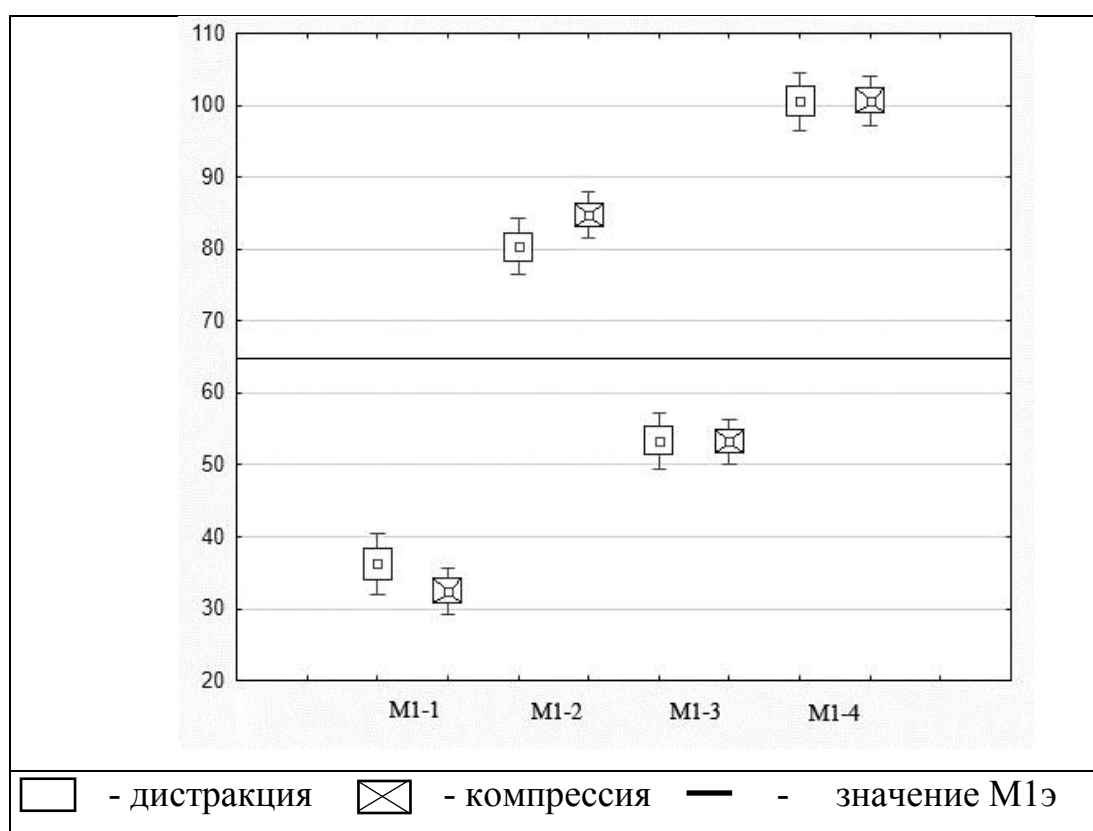


Рис. 3.1. Жесткость фиксации костных фрагментов модулями первого порядка при моделировании продольных нагрузок

Экспериментально полученные значения продольной жесткости фиксации костных фрагментов модулями первого порядка расположены в диапазоне от 32,5 Н/мм (модуль М1-1 на основе одного экстракортикального фиксатора при моделировании компрессии) до 100,7 Н/мм (модуль М1-4 на основе двух стержней-шурупов, введенных под углом 90° по отношению анатомической оси имитатора кости и 60° по отношению друг к другу при моделировании компрессии). Исследуемые М1-1 и М1-3 обладают меньшей жесткостью фиксации костных фрагментов при моделировании продольных нагрузок по сравнению с эталонным модулем. То есть, при использовании этих модулей не будет обеспечиваться необходимая фиксация костного фрагмента для обеспечения его стабильности при воздействии осевых нагрузок, что клинически может выражаться в несоответствии темпов distraction с фактической «длиной» регенерата, преждевременной консолидации, а также деформации distractionного регенерата. Коэффициент жесткости М1-2 при моделировании «distraction-компрессии» превосходит аналогичный М1э на 23,5%, однако уступает на 25,3% М1-4.

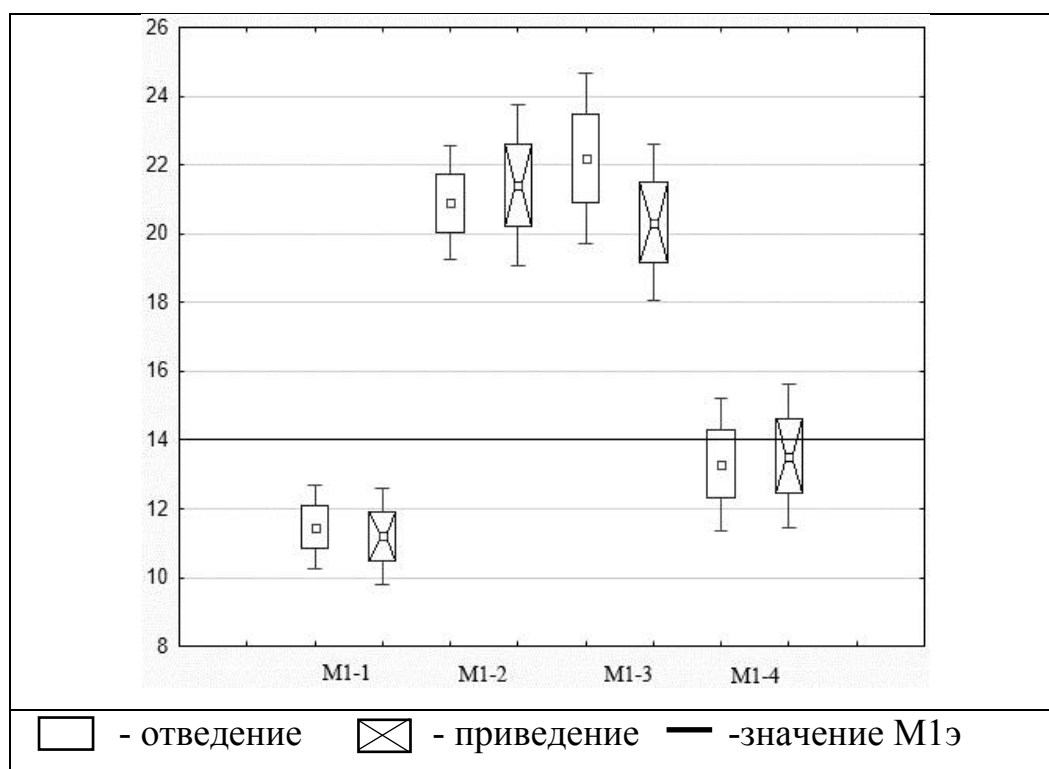


Рис. 3.2. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей первого порядка при моделировании нагрузок в фронтальной плоскости

При исследовании жесткости фиксации костных фрагментов модулей первого порядка при моделировании нагрузок во фронтальной плоскости выявлено, что модули на основе одного экстракортикального фиксатора (M1-1) и на основе двух стержней-шурупов (M1-4) уступают эталонному модулю (на основе двух спиц с углом перекреста между ними 60°). Наибольшей жесткостью при моделировании «отведения» и «приведения» обладает M1-3 (модуль на основе экстракортикального фиксатора и стержня-шурупа) который превосходит значение M1э на 58,6%. Незначительно ему уступает модуль на основе двух экстракортикальных фиксаторов (M1-2), значение коэффициента жесткости которого больше эталонного модуля на 52,9%.

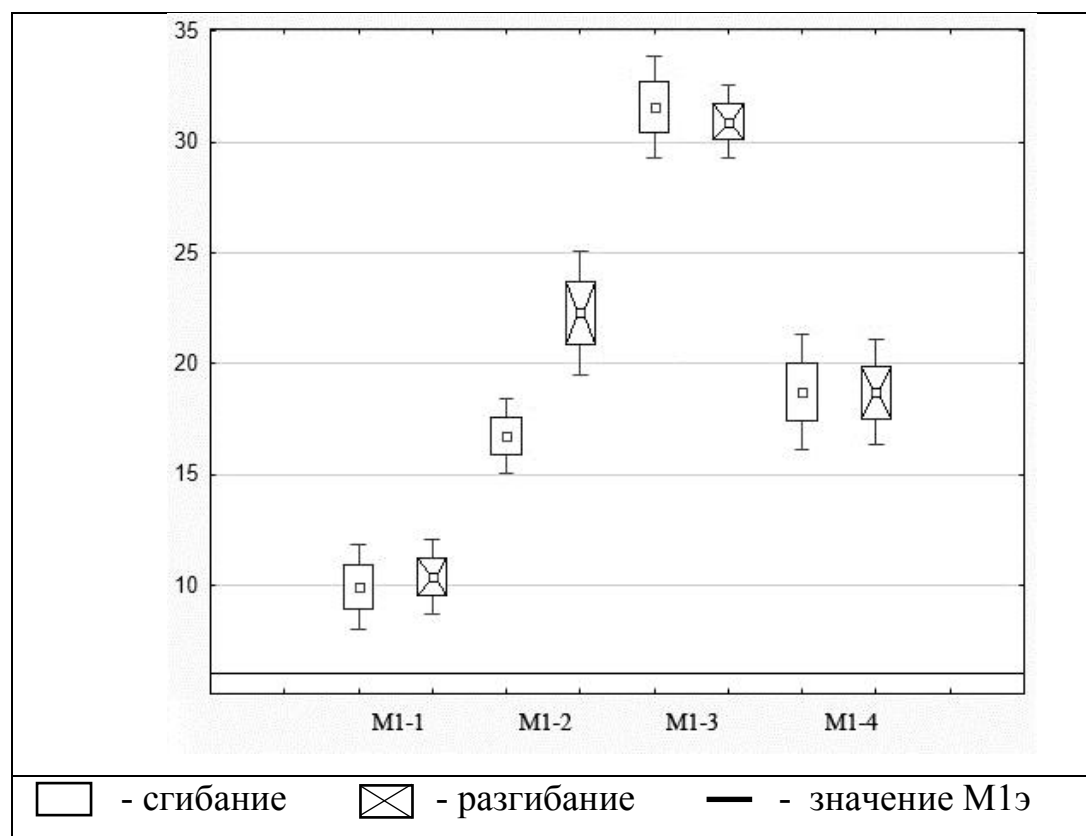


Рис. 3.3. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей первого порядка при моделировании нагрузок в сагиттальной плоскости

При моделировании «сгибания» и «разгибания» показатели жесткости фиксации костных фрагментов всех исследуемых модулей первого порядка превышают значения эталонного модуля первого порядка. Наибольшим значением

жесткости фиксации костных фрагментов обладает модуль на основе экстракортикального фиксатора и стержня-шурупа (M1-3). Наименьшее значение коэффициента жесткости демонстрирует модуль на основе одного экстракортикального фиксатора (M1-1). Средние значения коэффициента жесткости при моделировании нагрузок в сагиттальной плоскости M1-2 (однородный модуль на основе двух экстракортикальных фиксаторов) и M1-4 (однородный модуль на основе двух стержней-шурупов) приблизительно равны и превосходят значение M1э на 226% и 213% соответственно.

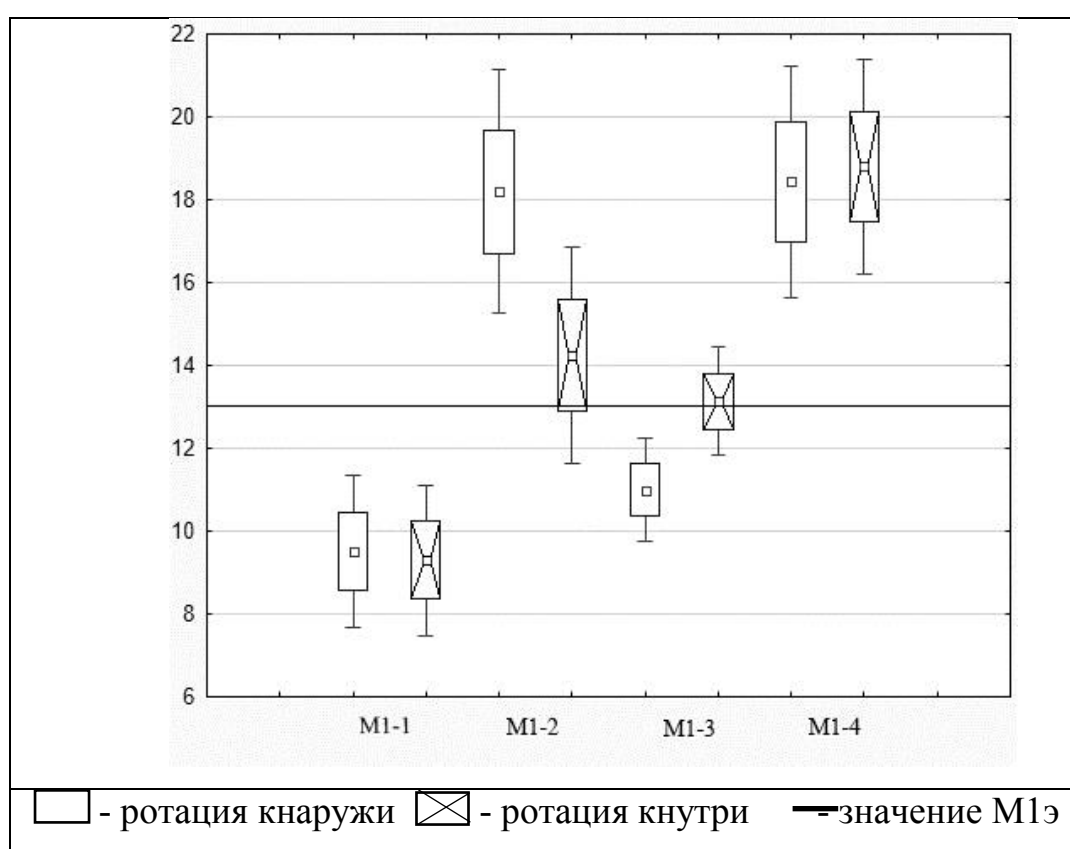


Рис. 3.4. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей первого порядка при моделировании нагрузок в трансверзальной плоскости

При моделировании «наружной и внутренней ротации» коэффициент жесткости варьирует в пределах от 9,3 Нмм/град (M1-1) до 18,8 Нмм/град (M1-4). Однородный модуль на основе двух стержней-шурупов (M1-4) обеспечивает лучшую жесткость фиксации костных фрагментов при моделировании торсионных нагрузок. Модуль на основе двух экстракортикальных фиксаторов (M1-2) облада-

ет коэффициентом жесткости при моделировании «внутренней ротации», уступающим аналогичному эталонного модуля на 4,9%. Однако, при моделировании «наружной торсии», коэффициент жесткости превосходит значение M1э на 21,3%.

Таким образом, степень фиксации костного фрагмента модулем первого порядка на основе одного экстракортикального фиксатора в компоновке чрескостного аппарата, недостаточен. Однако эксперимент подтвердил возможность интраоперационного использования ЭФ в качестве «костодержателя-джойстика» - для управления костным фрагментом при АсВФ. В ситуациях, требующих коррекции деформации во времени, необходимо использование дополнительных чрескостных элементов. Например, при наличии перипротезной деформации бедренной кости, ЭФ может быть использован для фиксации костного фрагмента, содержащего бедренный компонент эндопротеза. Дистальнее ножки протеза может быть введен стержень-шуруп.

Модуль первого порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, введенных под углом 60 градусов по отношению друг к другу (M1-2) обеспечивает наибольшую жесткость фиксации костных фрагментов из всех исследуемых модулей первого порядка. Характеристики жесткости обосновывают его использование в лечении пациентов с различной патологией бедренной кости, обеспечивая необходимую фиксацию костного фрагмента.

3.2. Исследование модулей второго порядка

Полученные в результате экспериментального исследования данные о жесткости фиксации костных фрагментов модулей второго порядка, скомпонованных с использованием экстракортикальных фиксаторов представлены в таблице 3.2 и рисунках 3.5-3.8.

Результаты стендовых исследований жесткости
фиксации костных фрагментов модулей второго порядка

Коэффициент жесткости	M2-1	M2-2	M2-3	M2-4	M2э
Коэффициент жесткости при дистракции, Н/мм	123,7±1,8	135,0±1,3	124,5±1,8	71,0±1,5	54
Коэффициент жесткости при компрессии, Н/мм	126,4±1,8	137,4±1,5	126,3±1,9	70,7±1,4	54
Коэффициент жесткости при отведении, Н*мм/град	61,5±1,9	41±1,6	38,2±1,3	20,8±1,7	15,6
Коэффициент жесткости при приведении, Н*мм/град	62,2±1,9	43,4±1,8	40,6±1,3	20,7±1,7	15,6
Коэффициент жесткости при сгибании, Н*мм/град	32,7±1,5	35,9±1,6	44,9±1,4	50,2±1,8	8,9
Коэффициент жесткости при разгибании, Н*мм/град	35,7±1,6	37,6±1,7	41,7±1,6	50,5±1,7	8,9
Коэффициент жесткости при ротации кнаружи, Н*мм/град	21,3±1,5	24,8±1,3	19,5±1,3	13,8±1,4	16
Коэффициент жесткости при ротации кнутри, Н*мм/град	20,4±1,6	23,7±1,3	18,2±1,4	13,9±1,4	16

Приведены средние значения и стандартное отклонение

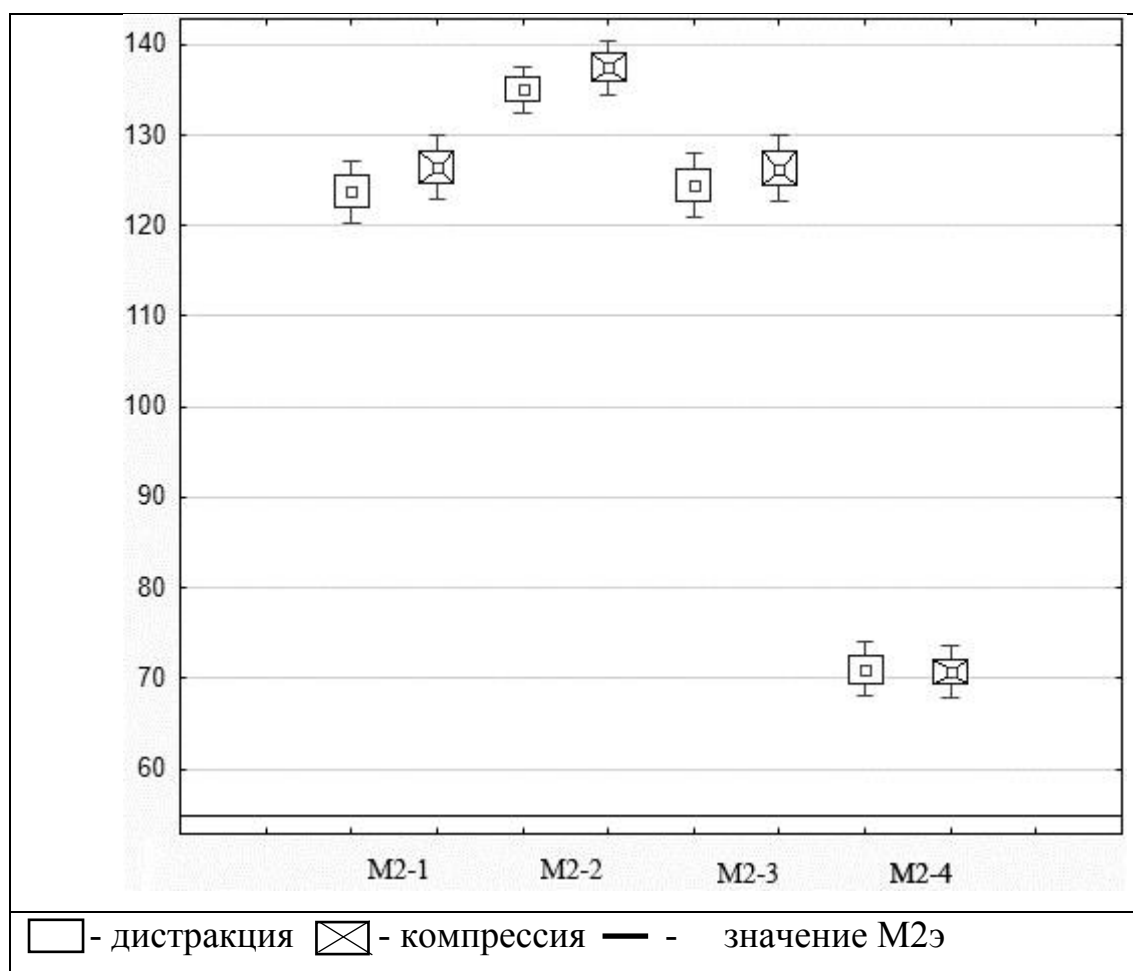


Рис. 3.5. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей второго порядка при моделировании продольных нагрузок

Показатели продольной жесткости модулей второго порядка варьируют от 70,7 Н/мм (модуль M2-4 на основе двух стержней-шурупов, расположенных на расстоянии 10 см друг от друга, введенных под углом 90° по отношению к поверхности имитатора кости 60° по отношению друг к другу) до 137,4 Н/мм (модуль M2-2 на основе двух экстракортикальных фиксаторов, расположенных на расстоянии 10 см друг от друга и введенных под углом 60° по отношению друг к другу). Все модули второго порядка превосходили значение эталонного модуля второго порядка (M2э). Наибольшим значением коэффициента жесткости обладает M2-2, который превосходит значение эталонного модуля второго порядка на 154,4%.

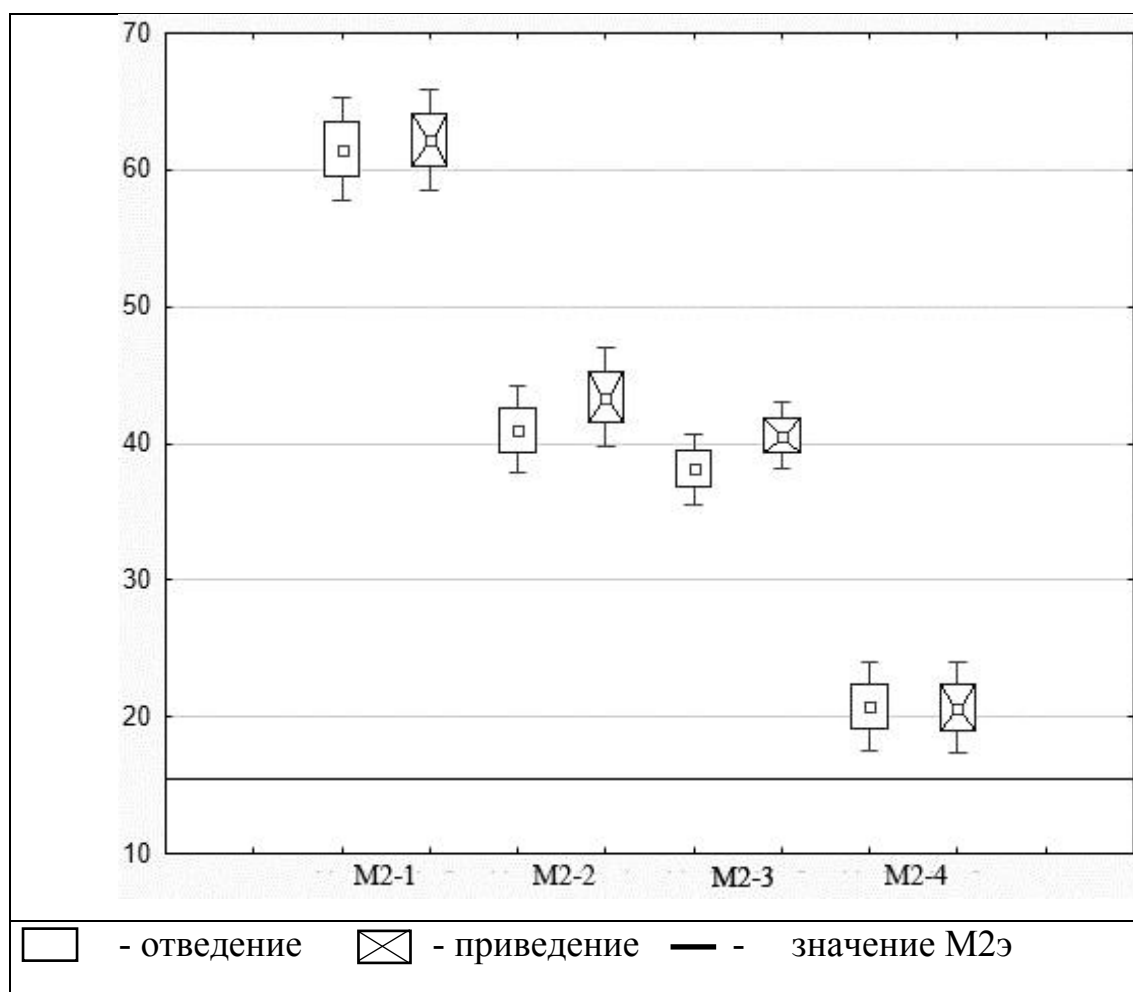


Рис. 3.6. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей второго порядка при моделировании нагрузок в фронтальной плоскости

При исследовании жесткости модулей второго порядка при моделировании нагрузок во фронтальной плоскости установлено, что увеличение угла между введенными элементами, а также использование стержней-шурупов снижает жесткость фиксации костного фрагмента (однако все равно обеспечивает необходимые показатели коэффициента жесткости). Наибольшей жесткостью обладает модуль второго порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, введенных параллельно друг к другу на расстоянии 10 см друг от друга (M2-1), что превышает показатели однородного спицевого модуля второго порядка (M2э) на 298,7%.

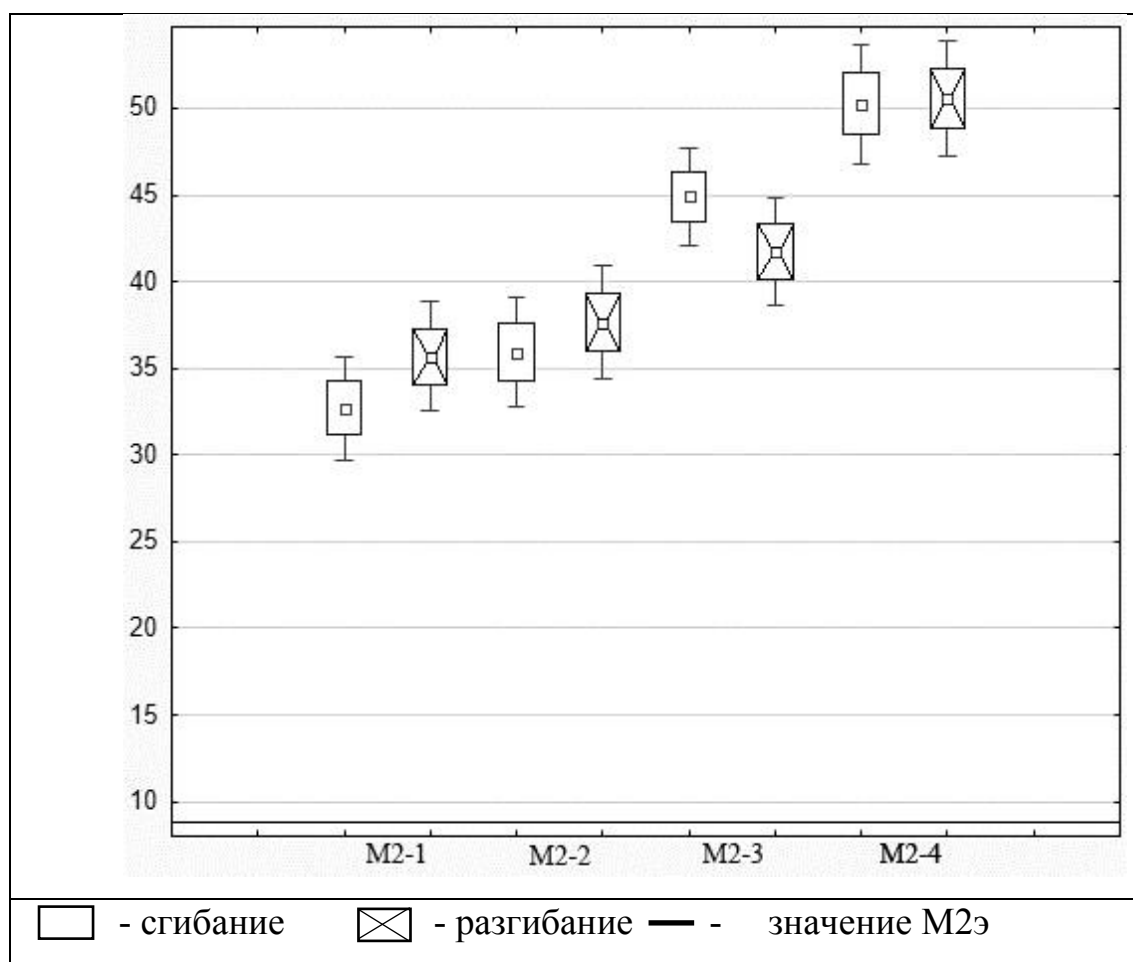


Рис. 3.7. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей второго порядка при моделировании нагрузок в сагиттальной плоскости.

При моделировании «сгибания» и «разгибания» все исследуемые модули второго порядка превысили значение жесткости фиксации костных фрагментов эталонного модуля минимум на 267,4 % (M2-1). Наибольшая жесткость фиксации костных фрагментов выявлена у однородного модуля второго порядка на основе двух стержней-шурупов, расположенных на расстоянии 10 см друг от друга и введенных под углом 60° по отношению друг к другу (M2-4). Наименьшая была у модуля второго порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, введенных параллельно друг другу (M2-1).

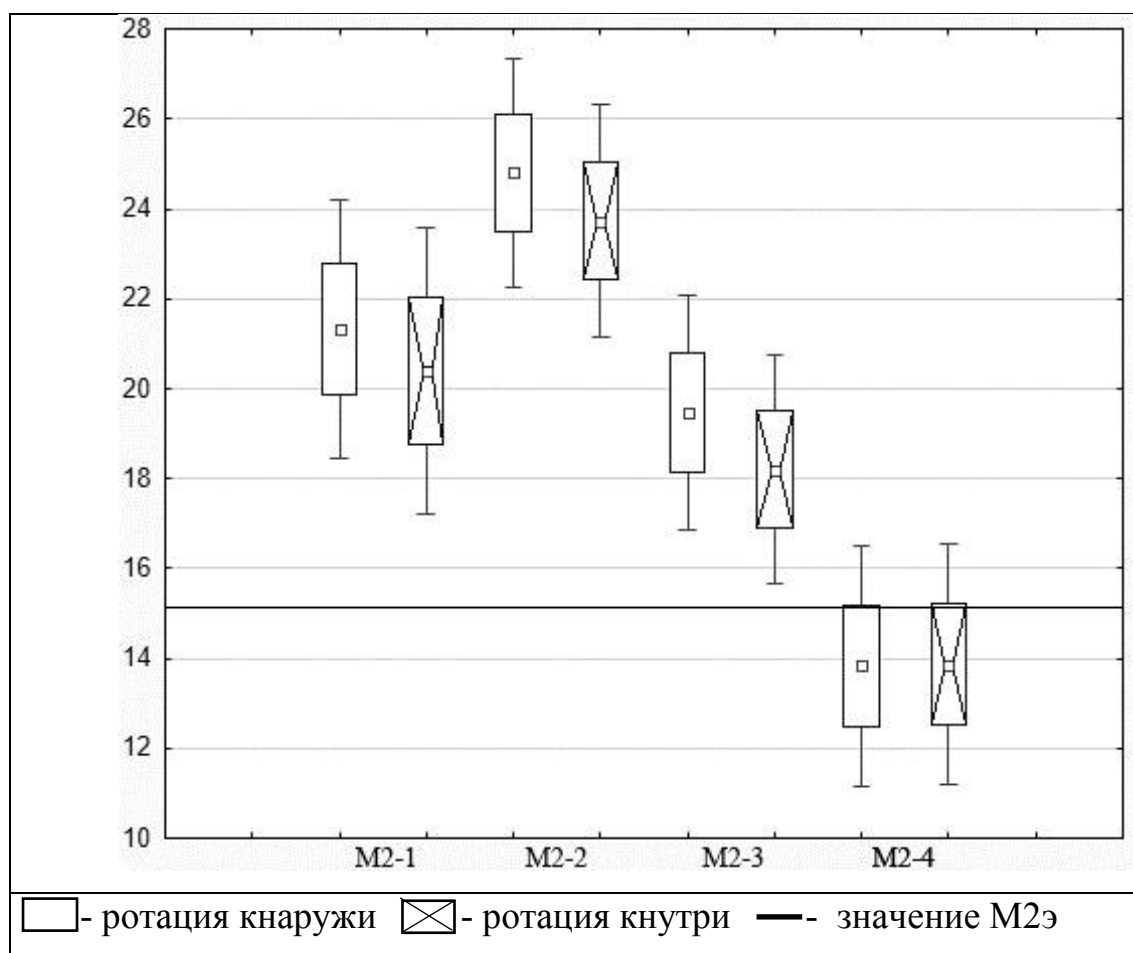


Рис. 3.8. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей второго порядка при моделировании нагрузок в трансверсальной плоскости.

Исследование жесткости при моделировании торсии выявило, что наибольшей жесткостью обладает модуль второго порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, расположенных на расстоянии 10 см друг от друга и введенных под углом 60° по отношению друг к другу (M2-2), который превосходит коэффициент жесткости эталонного модуля на 55%. Однородный стержневой модуль (M2-4) не может обеспечить необходимую жесткость остеосинтеза.

Таким образом *модуль второго порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, расположенных на расстоянии 10 см относительно друг друга, с углом “перекреста на протяжении” 60° (M2-2) в целом обеспечивает лучшие значения жесткости фиксации костных фрагментов.*

3.3. Исследование модулей третьего порядка

Полученные в результате экспериментального исследования данные о жесткости остеосинтеза модулей третьего порядка представлены в таблице 3.3 и рисунках 3.9-3.12.

Таблица 3.3

Результаты стендовых исследований жесткости
фиксации костных фрагментов модулей третьего порядка

Коэффициент жесткости	МЗ-1	МЗ-2	МЗ-3	МЗэ
Коэффициент жесткости при дистракции, Н/мм	86,5±1,6	92,9±1,3	106,0±1,4	55
Коэффициент жесткости при компрессии, Н/мм	86,1±1,5	92,8±1,4	105,8±1,5	55
Коэффициент жесткости при отведении, Н*мм/град	61,5±1,9	41±1,6	38,2±1,3	13
Коэффициент жесткости при приведении, Н*мм/град	62,2±1,9	43,4±1,8	40,6±1,3	13
Коэффициент жесткости при сгибании, Н*мм/град	32,7±1,5	35,9±1,6	44,9±1,4	11
Коэффициент жесткости при разгибании, Н*мм/град	35,7±1,6	37,6±1,7	41,7±1,6	11
Коэффициент жесткости при ротации кнаружи, Н*мм/град	21,3±1,5	24,8±1,3	19,5±1,3	8
Коэффициент жесткости при ротации кнутри, Н*мм/град	20,4±1,6	23,7±1,3	18,2±1,4	8

Приведены средние значения и стандартное отклонение

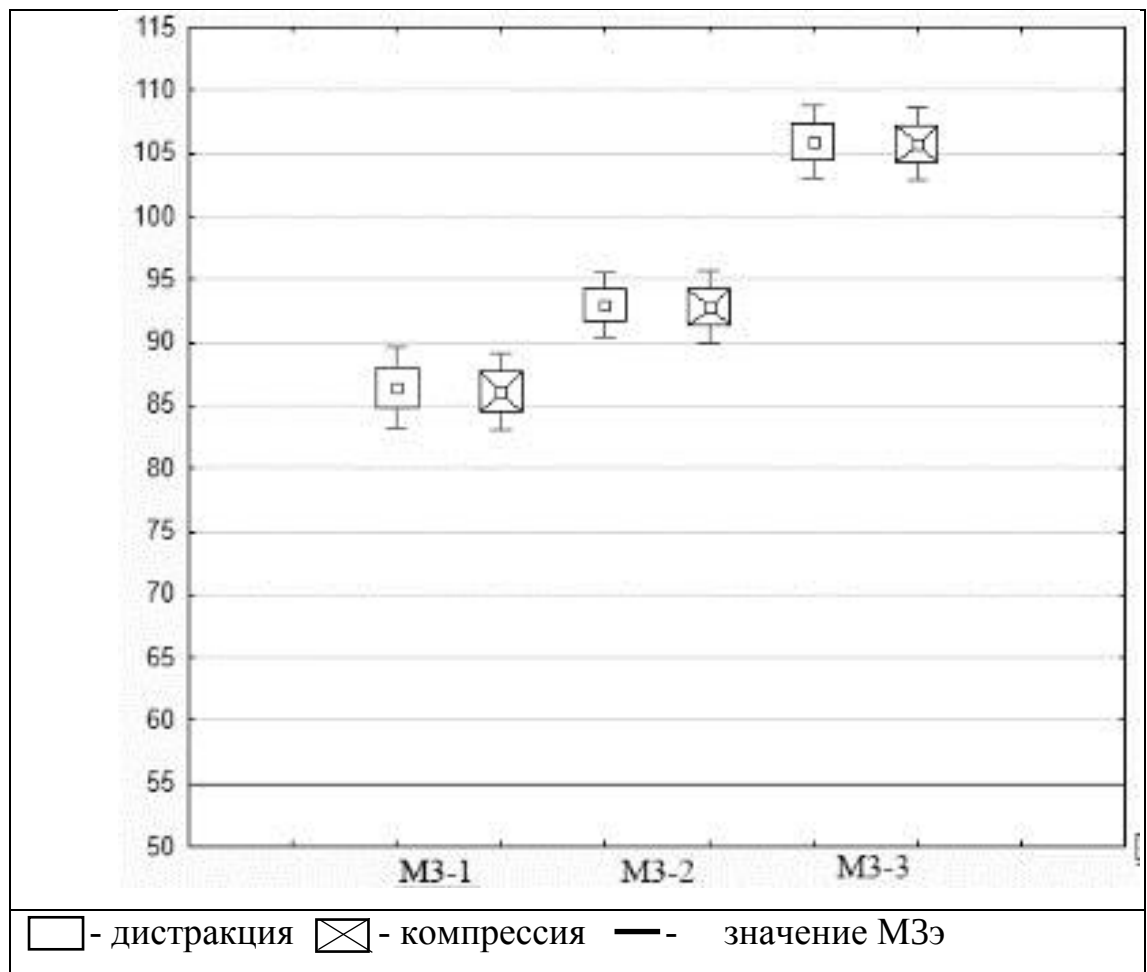


Рис. 3.9. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей третьего порядка при моделировании продольных нагрузок

Показатели продольной жесткости модулей третьего порядка варьируют от 86,1 Н/мм (модуль М3-1 на основе двух М1-2) до 106,0 Н/мм (модуль М3-3 на основе двух М2-2). Все модули третьего порядка превосходили значение эталонного модуля третьего порядка (МЗэ). Наибольшим значением коэффициента жесткости обладает М3-3, который превосходит значение эталонного модуля второго порядка на 92,7%.

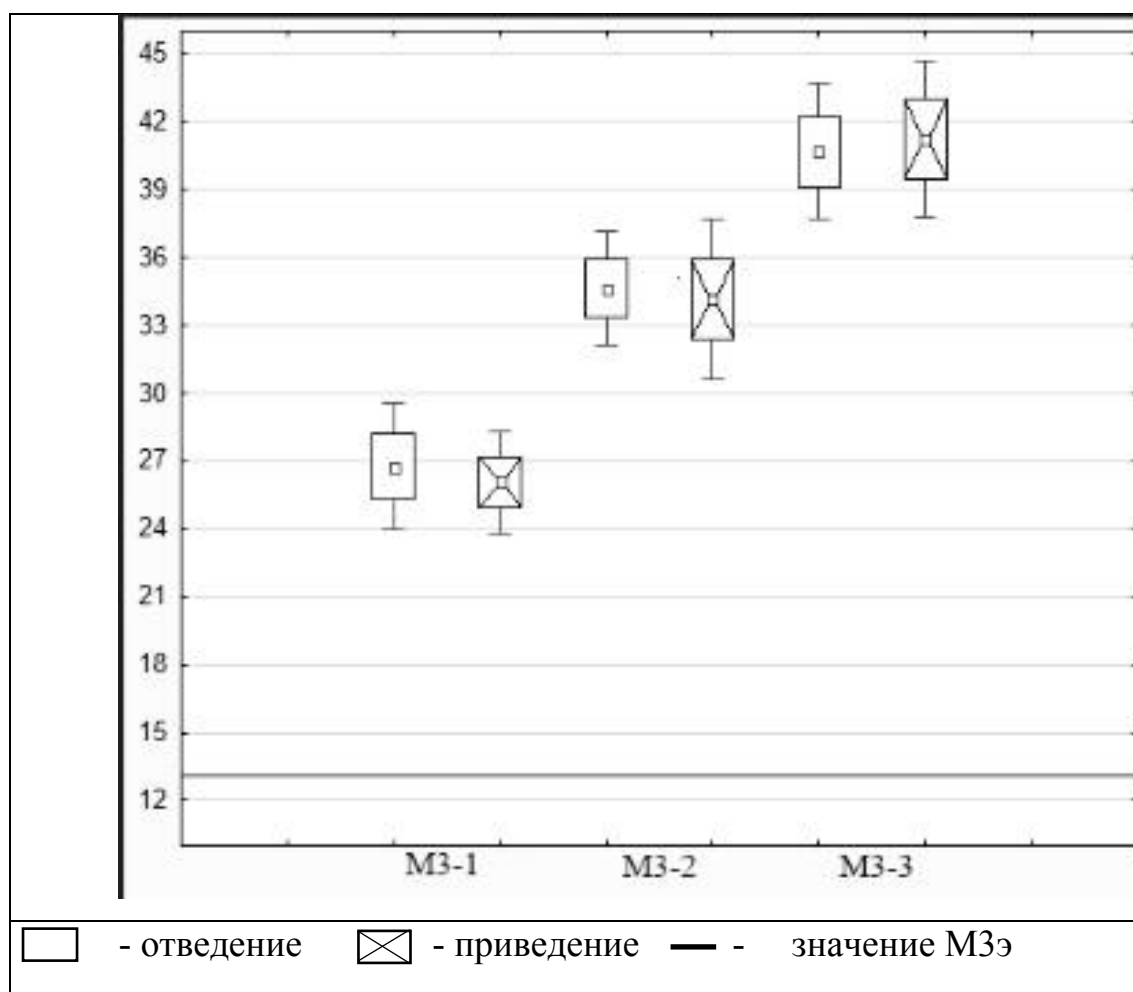


Рис. 3.10. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей третьего порядка при моделировании нагрузок в фронтальной плоскости

При исследовании жесткости модулей третьего порядка при моделировании нагрузок во фронтальной плоскости установлено, что наибольшей жесткостью обладает модуль третьего порядка на основе двух M2-2, что превышает показатели однородного спицевого модуля третьего порядка (M3э) на 193,8%.

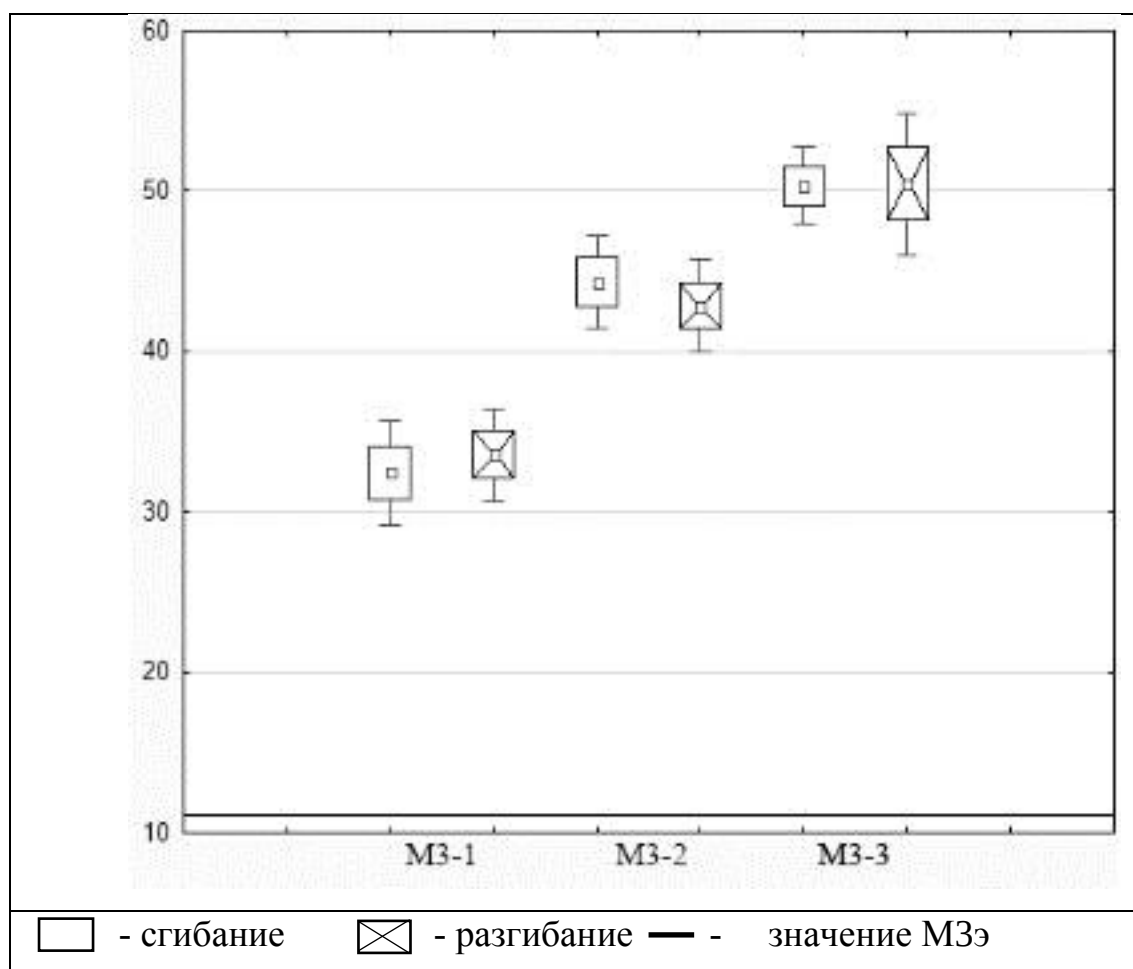


Рис. 3.11. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей третьего порядка при моделировании нагрузок в сагиттальной плоскости.

При моделировании «сгибания» и «разгибания» все исследуемые модули второго порядка превысили значение жесткости фиксации костных фрагментов эталонного модуля минимум на 194,5% (М3-1). Наибольшая жесткость фиксации костных фрагментов выявлена у однородного модуля второго порядка на основе двух М2-2 (М3-3). Наименьшая была у модуля второго порядка на основе двух М1-1 (М3-1).

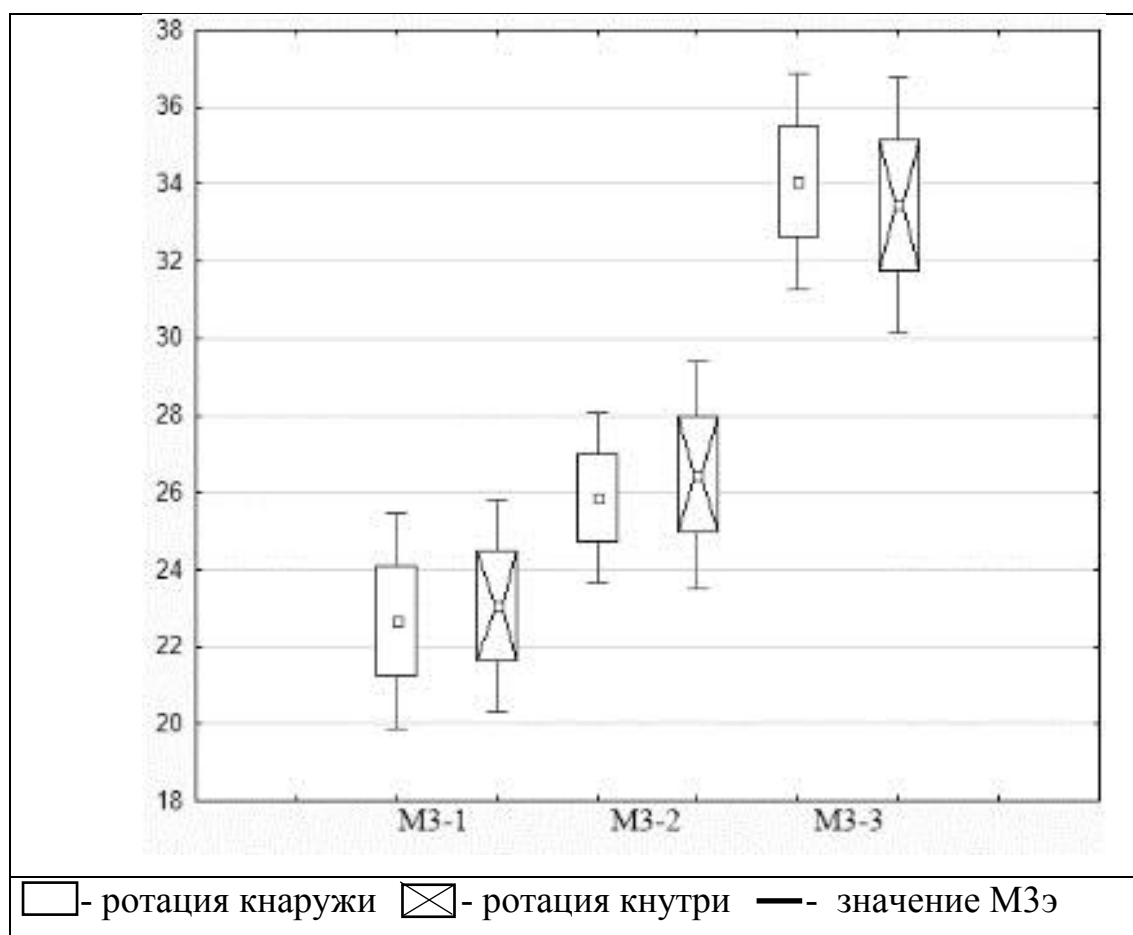


Рис. 3.8. Жесткость фиксации костных фрагментов модулей третьего порядка при моделировании нагрузок в трансверзальной плоскости.

Исследование жесткости при моделировании торсии выявило, что наибольшей жесткостью фиксации костных фрагментов обладает модуль третьего порядка на основе двух модулей второго порядка, который превосходит коэффициент жесткости эталонного модуля на 318%.

Таким образом все изученные модули третьего порядка могут быть использованы для чрескостного остеосинтеза бедренной кости. Наилучшими показателями жесткости фиксации костных фрагментов обладает модуль третьего порядка M3-3 на основе двух модулей M2-2.

3.4. Исследование компоновок аппаратов для выполнения методики удлинение поверх гвоздя

Полученные в результате экспериментального исследования данные о жесткости фиксации костных фрагментов, обеспечиваемой компоновками аппаратов для выполнения методики удлинения поверх гвоздя, представлены в таблицах 3.3-3.4 и рисунках 3.9-3.10.

Таблица 3.3

Данные смещения дистального фрагмента
на каждом шаге дистракции.

Исследуемый модуль	Величина дистракции, мм									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
МЗ _{упр1}	0,81	0,72	0,68	0,68	0,76	0,85	0,88	0,88	0,87	0,89
МЗ _{упр2}	0,64	0,52	0,52	0,59	0,63	0,64	0,64	0,67	0,65	0,64
МЗ _{упр3}	0,78	0,68	0,57	0,7	0,79	0,83	0,85	0,84	0,83	0,84

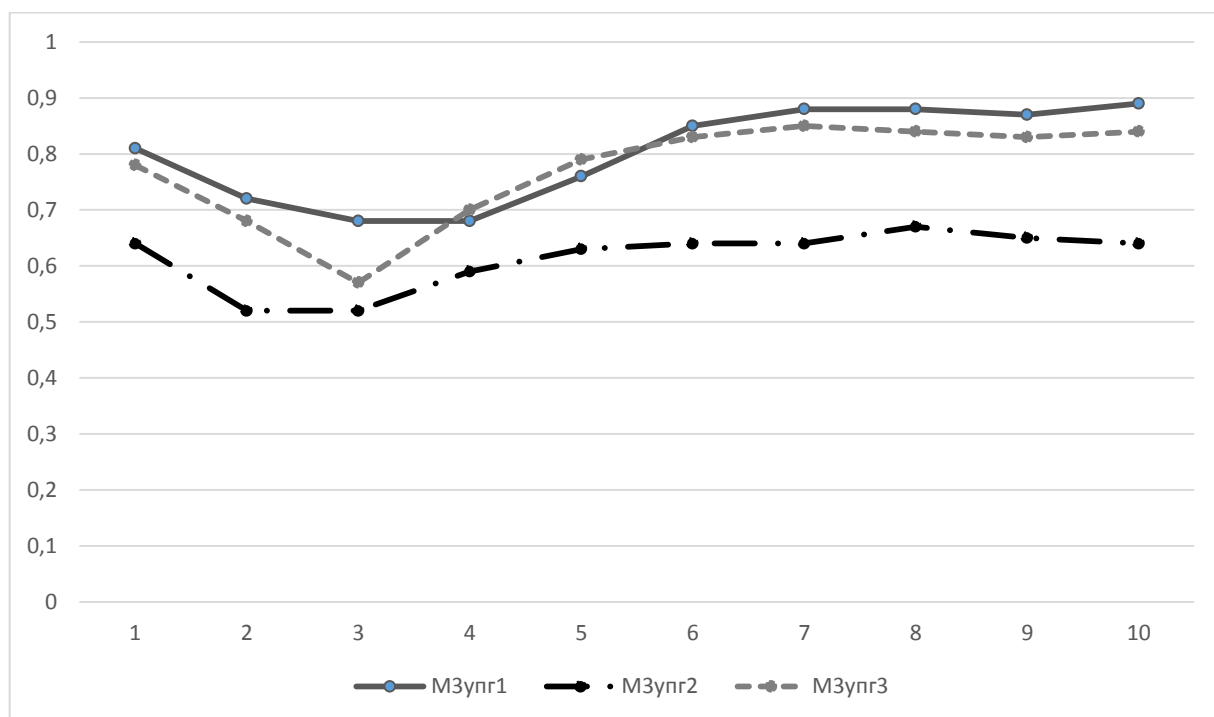


Рисунок 3.9. График смещения дистального фрагмента на каждом шаге дистракции.

Данные общего смещения дистального фрагмента
после каждого шага distraction

Исследуемый модуль	Величина distraction, мм									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MЗ _{уnг1}	0,81	1,53	2,21	2,89	3,65	4,5	5,38	6,26	7,13	8,02
MЗ _{уnг2}	0,64	1,16	1,68	2,27	2,9	3,54	4,18	4,85	5,5	6,14
MЗ _{уnг3}	0,78	1,46	2,03	2,73	3,52	4,35	5,2	6,04	6,87	7,71

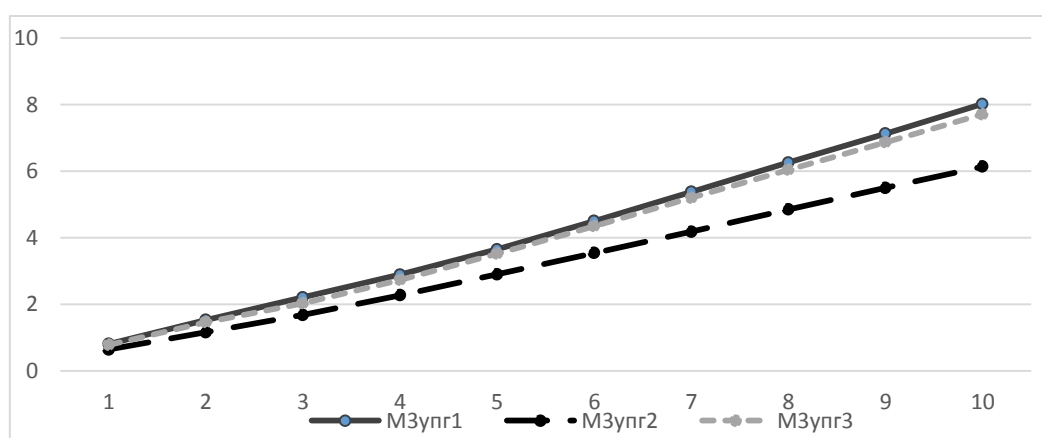


Рисунок 3.10. График смещения дистального фрагмента на каждом шаге distraction.

При исследовании компоновок аппаратов для выполнения методики удлинения поверх гвоздя установлено следующее. На втором-третьем миллиметре distraction смещение дистального фрагмента оказывалось наименьшим. С каждым следующим шагом distraction происходило постепенное увеличение абсолютной величины смещения дистального фрагмента с достижением максимальных значений к шестому-седьмому миллиметру distraction и сохранением данной величины смещения при дальнейшей distraction. Это связано с тем, что согласно дизайну исследования, преднагрузка прилагалась к дистальному фрагменту. При этом между ним и проксимальным фрагментом имелся диастаз. Поэтому, помимо создания «компрессирующего» воздействия, возникало и напряжение

внутри системы «аппарат внешней фиксации-имитатор кости». Таким образом, уменьшение величины смещения связано с необходимостью «стабилизации» аппарата внешней фиксации. Компоновка аппарата на основе двух модулей второго порядка, представленных двумя экстракортикальными фиксаторами, расположенными на расстоянии 10 см друг от друга, обладает наилучшими данными среди изучаемых модулей третьего порядка для выполнения методики удлинения поверх гвоздя. Данная компоновка аппарата внешней фиксации явилась основанием для патента на «Способ удлинения бедренной кости поверх интрамедуллярного стержня» (положительное решение о выдаче патента от 11.03.16 г.).

3.5. Резюме.

Полученные в ходе стендовых исследований результаты показали, что исследуемые модули первого и второго порядков на основе экстракортикальных фиксаторов позволяют обеспечить необходимую жесткость фиксации костного фрагмента. Лишь при моделировании ротационных нагрузок разница между значениями жесткости фиксации костных фрагментов изучаемых и эталонных модулей была наименьшей. Для обеспечения лучшей жесткости фиксации костных фрагментов, угол «перекреста на протяжении» между экстракортикальными фиксаторами должен составлять 60° , а для модулей второго порядка важно расположить экстракортикальные фиксаторы на расстоянии не менее 10 см друг относительно друга.

Изучаемые модули третьего порядка, созданные в соответствии с вышесказанными критериями, по данным проведенного экспериментального исследования обеспечивают достаточную жесткость фиксации костных фрагментов. Это позволяет использовать их в качестве компоновок аппаратов внешней фиксации для чрескостного остеосинтеза бедренной кости, в том числе для выполнения методики удлинения поверх гвоздя. Если же при применении данной методики по каким-то причинам не удастся расположить экстракортикальные фиксаторы на расстоянии не менее 10 см друг относительно друга, то следует ввести дополнительно стержень-шуруп между ними.

ГЛАВА 4

АНАЛИЗ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ ЭКСТРАКОРТИКАЛЬНЫХ ФИКСАТОРОВ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ДЕФОРМАЦИЯМИ, ДЕФЕКТАМИ И ПЕРИПРОТЕЗНЫМИ ПЕРЕЛОМАМИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

В данной части диссертационного исследования обоснована клиническая эффективность применения экстракортикальных фиксаторов. Для этого проведен сравнительный анализ пациентов с различной патологией бедренной кости, в лечение которых были использованы экстракортикальные фиксаторы (группа Кл-1) или только традиционные чрескостные элементы (группа Кл-2). В разделе 4.2 проведен анализ пациентов, у которых была выполнена АсВФ. В разделе 4.3 проведен анализ пациентов, у которых внешняя фиксация была применена во времени. В разделе 4.4 произведен анализ возникших осложнений. В разделе 4.5 представлена технология применения экстракортикальных фиксаторов.

4.1. Общая характеристика пациентов

Как было указано в главе 2 (Табл. 2.5), нами было проанализировано 85 случаев применения ЭФ при лечении пациентов с деформациями, дефектами и перипротезными переломами бедренной кости. Они составили клиническую группу - 1 (Кл-1). В клинической группе - 2 (Кл-2) для лечения аналогичных пациентов были применены только традиционные чрескостные элементы – спицы и стержни-шурупы. Численность этой группы составила 35 пациентов. В свою очередь каждая группа пациентов была разделена на две подгруппы. Пациенты, составившие Кл-1-1 и Кл-2-1, характеризовались *интраоперационным* применением ЭФ и традиционных чрескостных элементов (методика ассистирующей внешней фиксации - АсВФ).

У пациентов, составивших Кл-1-2 и Кл-2-2, внешняя фиксация применялась и в *послеоперационном* периоде. Имеются в виду случаи реализации методик АЗГ, УПГ и ЗДПГ; лечение перипротезных переломов и деформаций, канального

остеомиелита, контрактур коленного сустава при наличии интрамедуллярного стержня в бедренной кости.

Как это было указано в разделе 2.3 данного диссертационного исследования (табл. 2.9), пациенты групп Кл-1-1 и Кл-1-2 были сопоставимы по основным показателям чрескостного остеосинтеза.

4.2 Сравнение результатов лечения у пациентов Кл-1-1 и Кл-2-1

Как уже упоминалось, при лечении пациентов подгрупп Кл-1-1 (использование только экстракортикальных фиксаторов или их комбинация с традиционными чрескостными элементами) и Кл-2-1 (использование только традиционных чрескостных элементов) внешняя фиксация была использована только интраоперационно для реализации методики ассистирующей внешней фиксации - АсВФ.

Методика применения АсВФ при интрамедуллярном остеосинтезе переломов была детально разработана в УНИИТО им. В.Д. Чаклина Минздрава РФ (Челноков А.Н., 2007). В основе методики – применение дистрактора на основе двух дуг или полуколец соответствующего диаметра, в каждом из которых проводится по 1-2 спицы (рис. 4.1). При этом через проксимальный отдел бедренной кости спицы проводят спереди назад, что сопряжено с риском травмирования кровеносных сосудов и нервов. Кроме этого, спицы следует проводить эксцентрично, чтобы в дальнейшем они не препятствовали введению стержня, что не исключает возможность их “вырезывания” из кости.



Рис. 4.1. Дистрактор для репозиции переломов при БИОС бедренной кости

Дистракцией выполняется устранение грубого смещения фрагментов, боковыми эластичными тягами (при необходимости) – более точная репозиция. После этого выполняют БИОС, а дистрактор демонтируют (рис. 4.2).



Рис. 4.2. Пример использования АсВФ при лечении переломов: а – наложения дистрактора, имеется смещение фрагментов по длине и ширине; б – произведена репозиция перелома с использованием дистрактора; в – введение интрамедуллярного стержня; г – гвоздь блокирован, дистрактор демонтирован

Всего применение дистрактора апробировано при лечении 17 пациентов с переломами бедренной кости. У всех были повреждения диафизарного отдела: 4 проксимальной, 8 - средней и у 5 - дистальной его третей. По характеру повреждения переломы были оскольчатые. Наложение дистрактора занимало 15-25 минут. Во всех случаях применение дистрактора упрощало выполнение БИОС, т.к. имелась возможность достаточно точно контролировать все виды смещений, включая длину и ротацию. Каких-либо осложнений, связанных с применением АсВФ при переломах мы не отметили. Таким образом, наши данные подтверждают результаты применения дистрактора в УНИИТО, где накоплен более чем 10-й опыт их применения (Челноков А.Н., 2010). При этом мы *обращаем внимание* на то, что дистрактор применялся у пациентов со свежими переломами диафиза бедренной кости, которые и составили Кл-2-1. То есть у всех пациентов данной группы мягкие ткани не были ретрагированы и отсутствовали рубцовые изменения мягких тканей. Поэтому очевидно, что данный дистрактор не может быть успешно использован для одномоментной коррекции *деформаций* и удерживания фрагментов перед БИОС. Особенно в тех случаях, когда остеотомия не может быть выполнена на уровне вершины деформации и приходится выполнять “второе правило остеотомий” (Paley D., 2005). Поэтому аппарат внешней фиксации должен обладать более стабильной фиксацией костных фрагментов с возможностью их направленного пространственного перемещения в трех плоскостях с учетом наличия сопротивления посттравматически (рубцово) измененных мягких тканей.

Использованные для АсВФ при острой коррекции деформаций компоновки были разработаны на основе проведенных экспериментальных исследований. “Базовая” компоновка представлена на рис. 4.3. На выбор компоновки влияли также сложность деформации, уровень вершины деформации, объем мягких тканей. Все компоновки объединяло то, что при совместном применении экстракортикальных фиксаторов и традиционных чрескостных элементов последние вводились в проксимальный (уровни I-II) и дистальный метафизы бедренной кости (уровни VII-VIII). Возможность их использования в подгруппе Кл-1-1 объясняется тем, что при таком их использовании они не создавали угрозы заклинивания интрамедул-

лярного стержня на уровне метафизов. ЭФ использовались для фиксации диафизарной части бедренной кости, что позволяло при этом не обтурировать костномозговой канал. Использовать же ЭФ на уровне метафизов было бы затруднительно ввиду специфики анатомии кости в данных областях, что могло привести к нестабильной фиксации и повышению травматичности вмешательства. В приведенном клиническом примере (рис. 4.4.) имелся достаточно большой объем мягких тканей бедра при наличии простой диафизарной деформации, что позволило использовать только два ЭФ.

Среднее время, затрачиваемое на монтаж аппарата, составил $33,1 \pm 10,7$ минут (20-50 минут). Ни в одном случае не возникло проблем с введением и блокированием интрамедуллярного стержня.

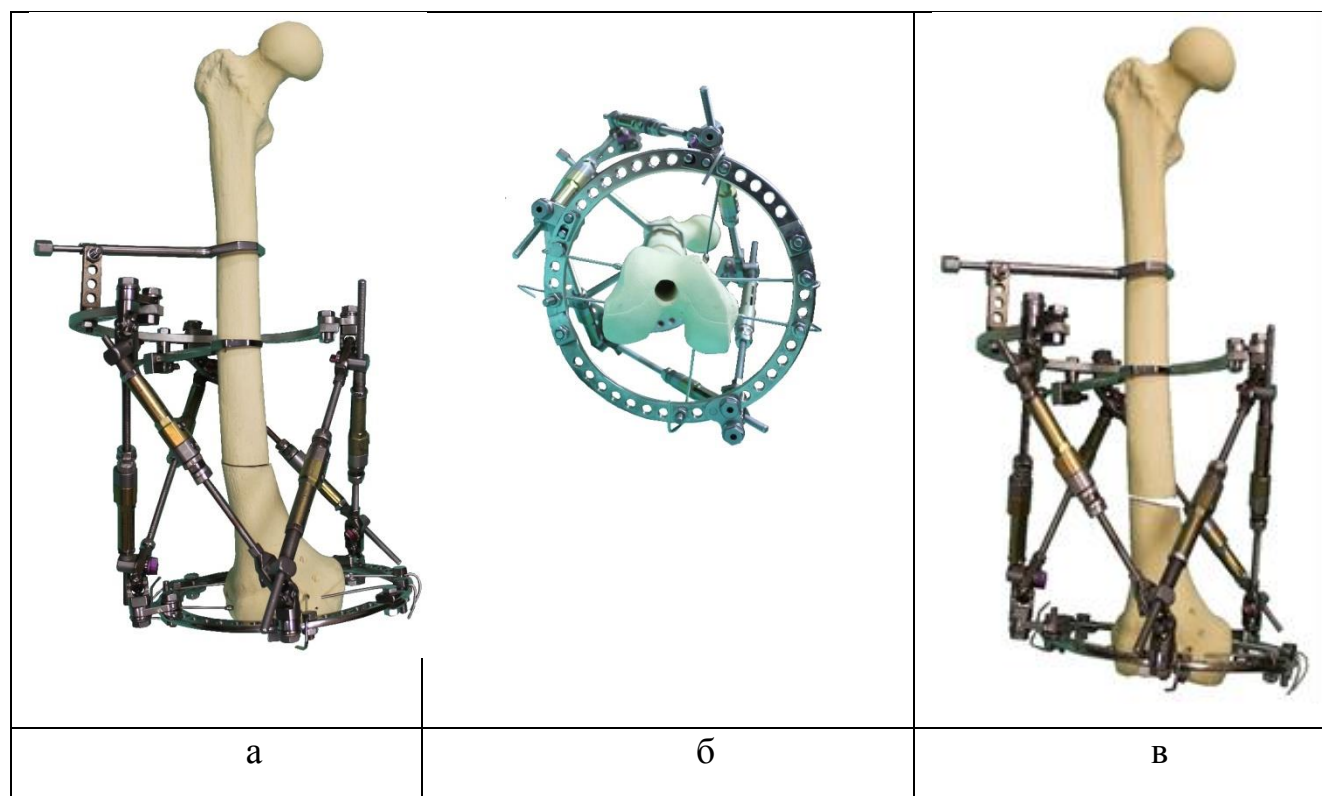


Рис. 4.3. Схема применения АсВФ на основе ЭФ: а – компоновка аппарата для АсВФ при ретроградном введении стержня; б – проведение спиц через дистальный фрагмент не препятствует введению стержня; в – деформация устранена одномоментно с использованием ортопедического гексапода

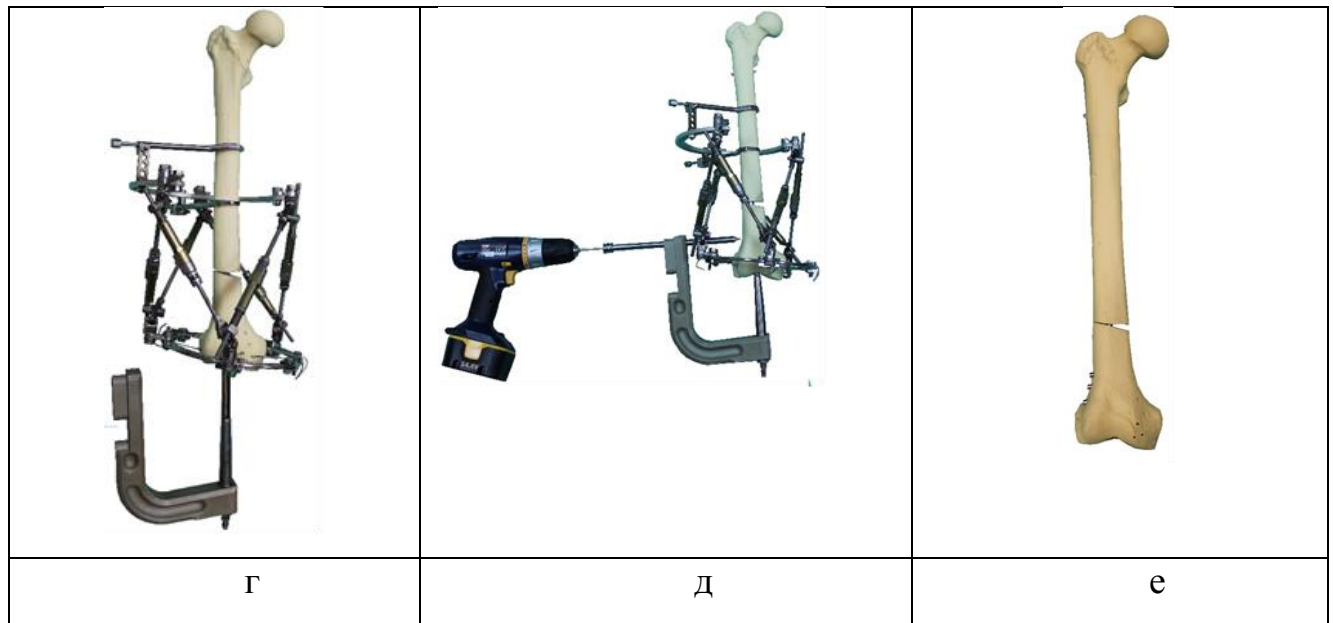


Рис. 4.3. Схема применения АсВФ на основе ЭФ (продолжение): г – введение интрамедуллярного стержня; д – блокирование стержня; е – демонтаж аппарата.

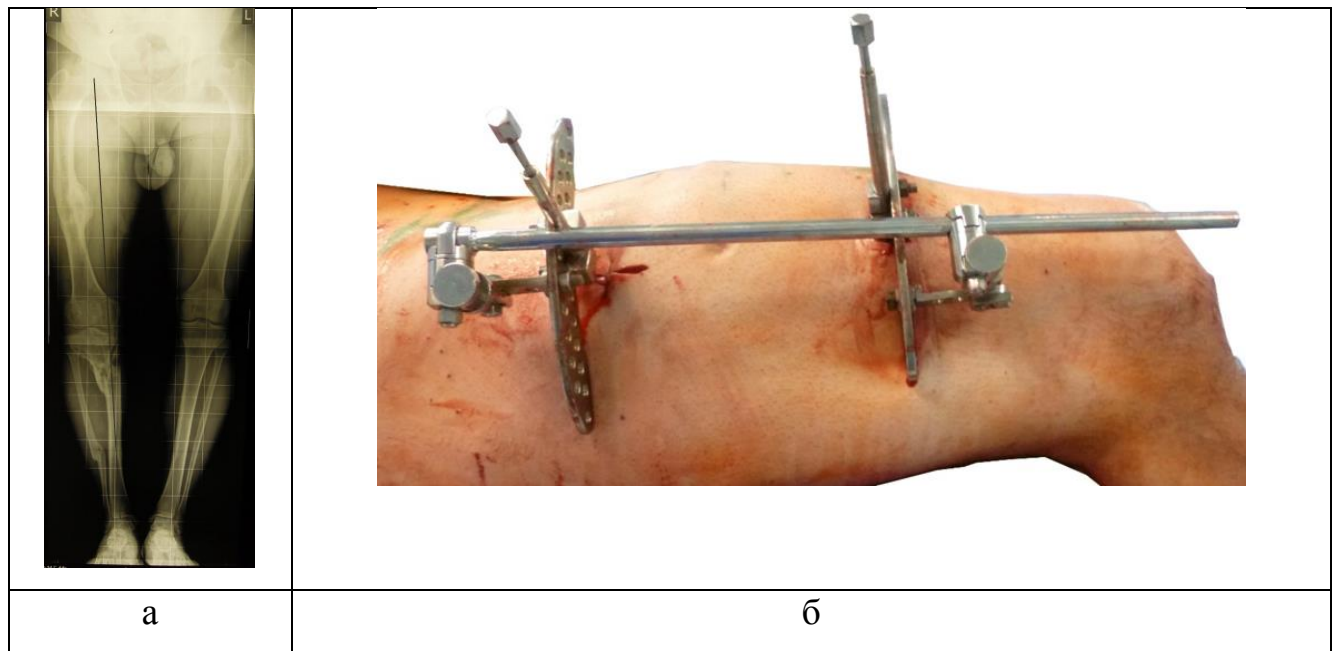


Рисунок 4.4. АсВФ с использованием двух ЭФ: а – телерентгенограмма нижних конечностей пациента до операции (линией обозначена механическая ось нижней конечности); б – вид аппарата на основе ЭФ

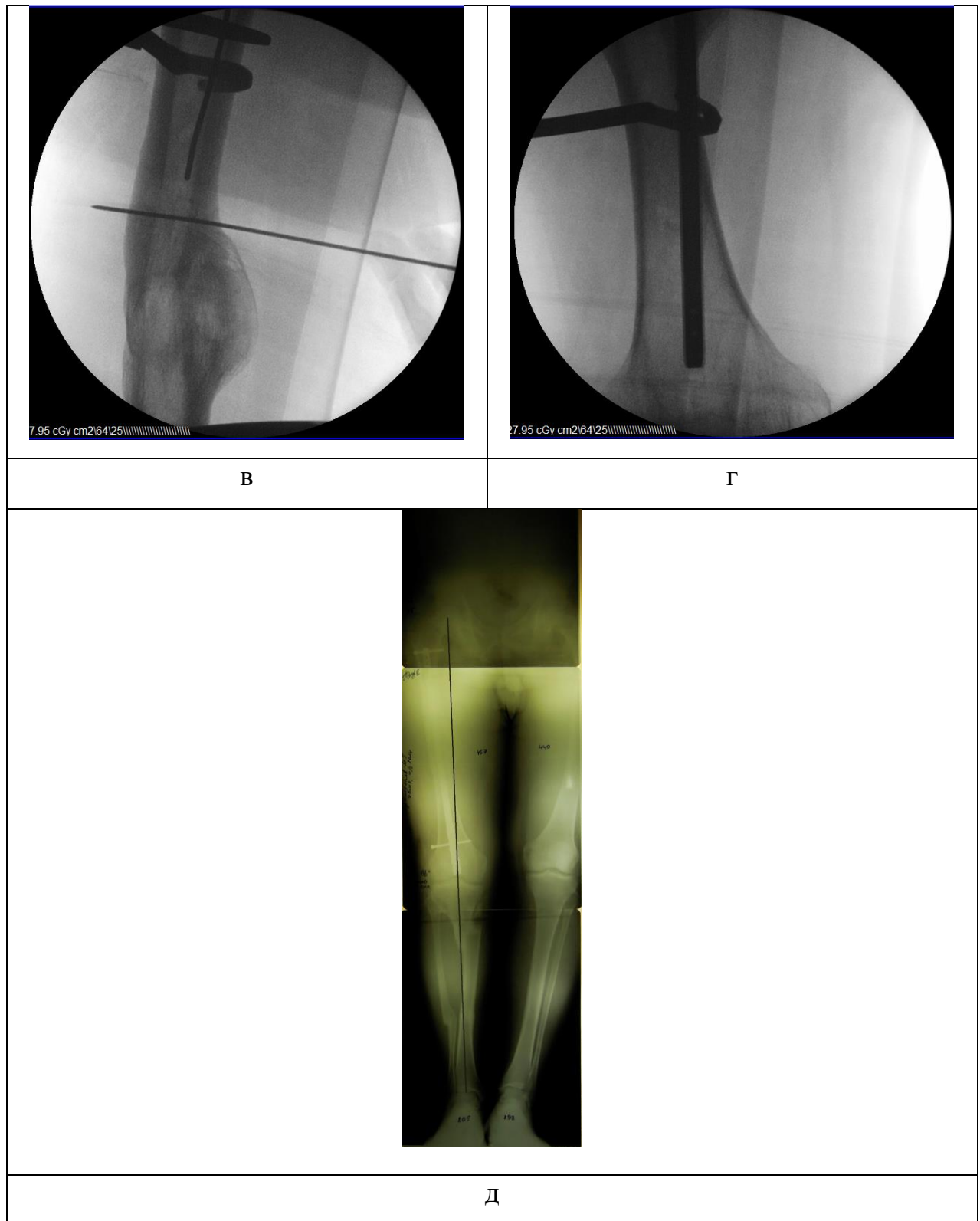


Рисунок 4.4. АсВФ с использованием двух ЭФ (продолжение): в – интраоперационный снимок проксимального ЭФ (проводник для интрамедуллярного стержня свободно проходит через проксимальный костный фрагмент); г – интраоперационный снимок дистального ЭФ д – телерентгенограмма нижних конечностей пациента после операции (линией обозначена механическая ось конечности)

Референтные значения бедренной кости в группе Кл-1-1 до и после коррекции представлены в таблице 4.1.

Таблица 4.1

Референтные значения бедренной кости в Кл-1-1

Показатель	Референтное значение	Вил деформации	N	Значение показателя до операции	Значение показателя после операции	p
мЛПрБУ	90 (85-95)	Варус	9	106,89±8,1 (96-120)	91,67±4,8 (85-100)	0,0018
		Вальгус	6	80,33±3,0 (76-84)	86,67±2,7 (85-91)	0,002
мЛДБУ	88 (85-91)	Варус	17	102,69±5,8 (93-112)	89,31±5,8 (85-94)	0,0002
		Вальгус	6	79,83±1,9 (77-83)	88,67±1,9 (85-90)	0,0005
аЗДБУ	83 (79-87)	Рекурвация	3	69,67±1,5 (68-71)	83,3±1,5 (78-86)	0,001
		Антекурвация	8	93,62±2,6 (90-96)	82,6±1,8 (76-85)	0,0008
ДМО	0 (от -4 до 14)	Кнутри	19	53,79±23,5 (15-112)	13,2±11,9 (-1 – 30)	0,0001
		Кнаружи	5	-20,6±10,7 (-34 - -11)	2,4±1,8 (0-5)	0,007

В таблице: мЛПрБУ – механический латеральный проксимальный бедренный угол; мЛДФУ – механический латеральный дистальный бедренный угол; аЗДБУ – анатомический задний дистальный бедренный угол; ДМО – девиация механической оси, мм; N – количество случаев; p – критерий статистической достоверности (при значении $p < 0,05$ сравниваемые параметры различимы)

Согласно полученным данным удалось улучшить значения изучаемых нами референтных линий и углов бедренной кости (значение $p < 0,05$ по всем анализируемым параметрам). Однако, чем больше было компонентов деформации, тем чаще значения механических углов были на границах нормы, а в некоторых случаях отмечены как гиперкоррекция, так и неполная коррекция. Так, в 7,7 % (2 пациента) случаев после операции значение мЛПрБУ превышало границу нормы в пределах 5° . Превышение значений мЛДБУ было в 19,2 % случаев, которые включали в себя 2-х пациентов с отклонением данного показателя от границы нормы на 3° и 3-х пациентов с отклонением на 1° . При этом величина коррекции деформации у данных пациентов составляла от 8° до 20° . Девиация механической оси, превышающая норму, была в 30,8 % случаев (8 пациентов) и связана с наличием сопутствующей деформации голени. После выполнения коррекции деформации голени ДМО была в границах нормы. Наш предварительный вывод по этому поводу: чем сложнее деформация, тем скорее выбор между методиками АсВФ и АЗГ должен склоняться к АЗГ или даже продолжению фиксации чрескостным аппаратом.

Приводим клинический пример (рис. 4.5).

Пациентка С. 27 лет, поступила в клинику РНИИТО им. Р.Р. Вредена с диагнозом: врожденная варусная деформация обеих бедренных и большеберцовых костей. Пациентку беспокоили боли в коленных суставах, ограничение отведения в тазобедренных суставах, нарушение походки. После обследования и предоперационного планирования, 23.09.2009 г. выполнены наложение АВФ с использованием в его компоновке ЭФ, двухуровневая остеотомия левой бедренной кости, одномоментное устранение деформации при помощи АВФ, интрамедуллярный остеосинтез с проксимальным и дистальным блокированием. АВФ был демонтирован сразу после интрамедуллярной фиксации. По данным контрольных рентгенограмм деформация устранена. Аналогичная операция была выполнена 27.01.10 г. справа. Деформации голеней были устранены приемами чрескостного остеосинтеза. Пациентка после реабилитационного периода отметила резкое уменьше-

ние болевого синдрома, увеличение объема движений в тазобедренном суставе, улучшение походки.

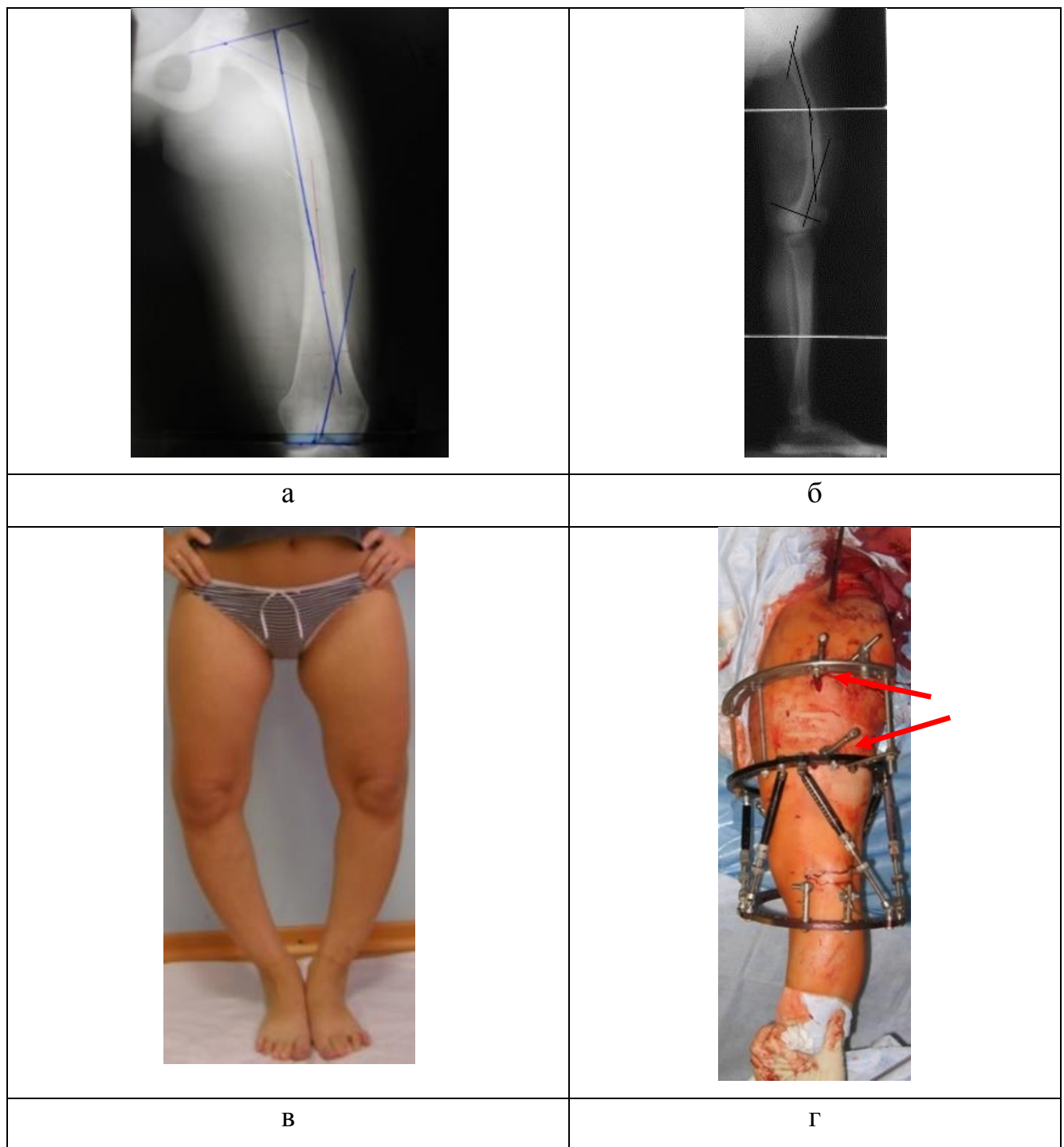


Рисунок 4.5. Клинический пример АсВФ: а, б – рентгенограммы до операции с определением вершин деформации; в – фотография нижних конечностей пациентки до операции; г – интраоперационная фотография аппарата, в компоновке которого использованы ЭФ (указаны красными стрелками)

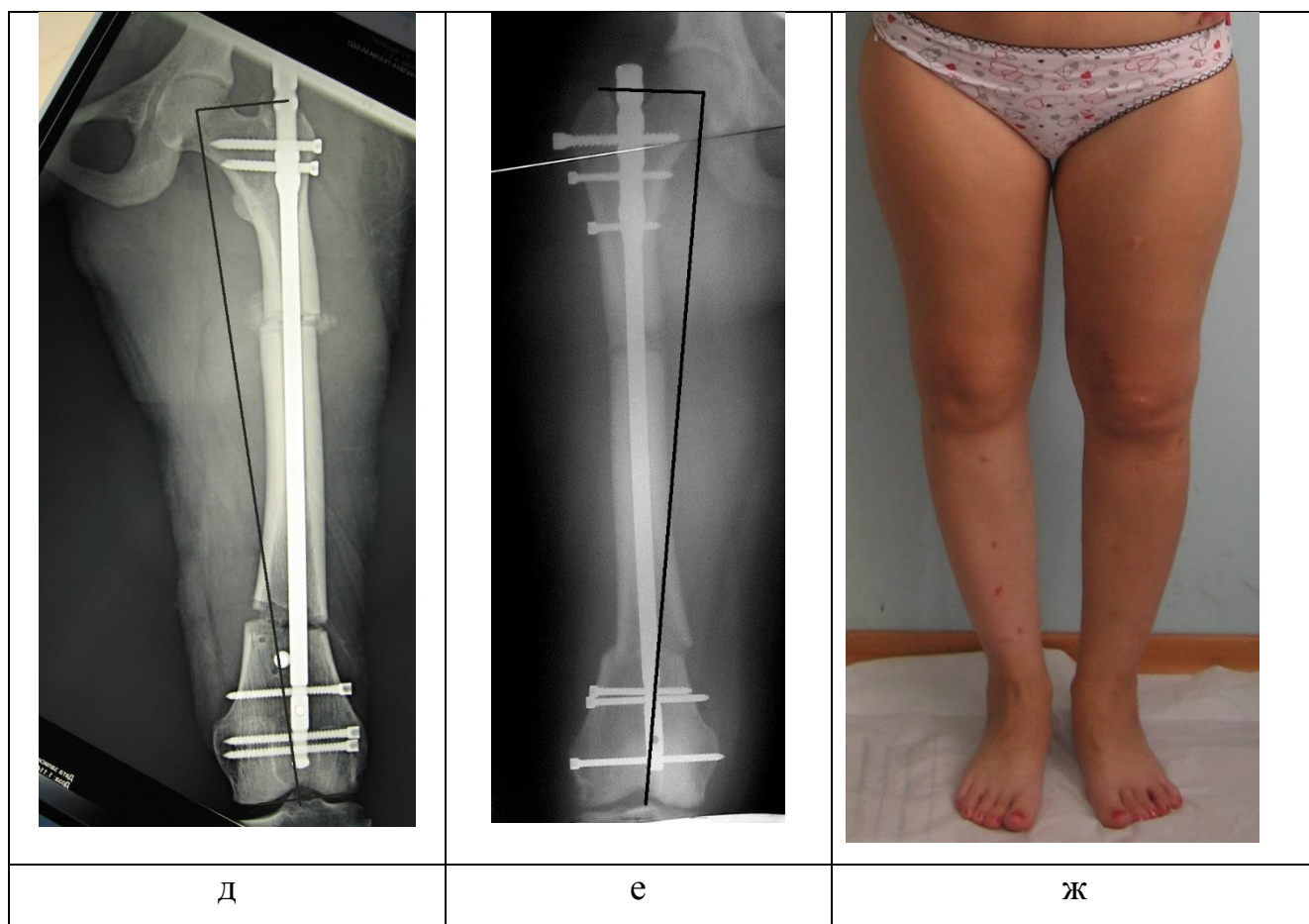


Рисунок 4.5. Клинический пример АсВФ (продолжение): д – рентгенограмма левого бедра после операции; е – рентгенограмма правого бедра после операции; ж - фотография нижних конечностей пациентки спустя 1 год после коррекции деформаций нижних конечностей.

Таким образом, клиническая апробация подтвердила, что разработанные компоновки аппаратов для АсВФ вполне соответствуют возложенным на них требованиям: простота монтажа, стабильная фиксация фрагментов после одномоментной коррекции деформации, «свободное» введение внутрикостного стержня.

4.3 Сравнение результатов лечения у пациентов Кл-1-2 и Кл-2-2

Для лечения пациентов Кл-1-2 и Кл-2-2 внешняя фиксация, в сравнении с подгруппами Кл-1-1 и Кл-2-1, применялась продолжительное время – до 22 мес. Использовались компоновки АВФ, которые были разработаны на основе экспериментальных исследований (Глава 3).

Показатели средних значений механических углов бедренной кости и отклонения механической оси в группе Кл 1-2 до и после операции представлены в таблице 4.2.

Таблица 4.2

Характеристики деформаций в Кл-1-2

Показатель	Референтное значение	«Направление» деформации	N	Значение показателя до операции	Значение показателя после операции	P
мЛПрБУ	90 (85-95)	Варус	11	99,2±7,4 (89-110)	91,7±3,0 (88-97)	0,001
		Вальгус	6	84,0±3,3 (79-83)	89,8±3,6 (84-94)	0,014
мЛДБУ	88 (85-90)	Варус	23	98,1±6,4 (92-110)	87,9±1,2 (84-90)	0,003
аЗДБУ	83 (79-87)	Рекурвация	17	87,5±6,7 (85-98)	79,7±2,7 (78-84)	0,03
ДМО	0	Кнутри	35	16,8±10,2 (17-35)	2,4±2,1 (0-6)	0,005

мЛПрБУ – механический латеральный проксимальный бедренный угол, градусы; мЛДФУ – механический латеральный дистальный бедренный угол, градусы; мЗДБУ – механический задний дистальный бедренный угол, градусы; ДМО – девиация механической оси, мм; N – количество случаев; p – критерий статистической достоверности (при значении $p < 0,05$ сравниваемые параметры различимы)

Согласно данной таблице выполнено улучшение изучаемых референтных значений бедренной кости, что подтверждено статистически (значение $p < 0,05$ по всем анализируемым параметрам). В 13,6 % случаев у пациентов сохранялась де-

виация механической оси, превышающая референтное значение. У всех этих больных сохранялось укорочение нижней конечности. После устранения укорочения (как за счет бедра, так и за счет голени) прохождение механической оси нижней конечности через коленный сустав было в пределах нормы.

Функциональные результаты лечения пациентов, у которых использовался ЭФ, представлены в таблице 4.3.

Таблица 4.3

Функциональные результаты лечения Кл-1-2 и Кл-2-2 по шкале LEFS

Группа	До лечения	После операции	Через 6 месяцев после операции	Через 12 месяцев после операции
Кл-1-2	31,4±10,4	41,7±8,3	58,8±8,65	66,3±8,4
Кл-2-2	32,8±11,6	41,9±9,9	50,8±10,3	56,8±10,3

Как уже указывалось, оценка функциональных результатов лечения в группах Кл-1-2 и Кл-2-2 проводилась с использованием шкалы LEFS. После выполнения демонтажа АВФ показатели данной шкалы в группе Кл-1-2 повысились на 12,9 % (10,3 балла) (за 100% взято максимально возможное значение шкалы LEFS – 80 баллов) по сравнению с исходным значением. Для группы Кл-2-2 сумма баллов увеличилась на 11,4 % (9,1 балла). На сроках 6 и 12 месяцев после демонтажа АВФ в группе с использованием ЭФ по сравнению с значением шкалы LEFS до выполнения оперативного лечения сумма баллов увеличилась на 34,25 % (27,4 балла) и 43,6 % (34,9 балла) соответственно. Для группы Кл-2-2 на соответствующих сроках улучшение было на 22,3 % (17,9 балла) и 30,1 % (24,1 балла) по сравнению с суммой баллов шкалы LEFS до выполнения оперативного лечения. Таким образом в группе с использованием ЭФ (Кл-1-2) функциональный результат лечения после операции не отличается от результатов, полученных в группе с использованием традиционных чрескостных элементов (Кл-2-2), и выше на сроках 6 и 12 месяцев после операции. С нашей точки зрения это связано с тем, что

ограничение функции связано с наличием АВФ и, в частности, количеством используемых чрескостных элементов. На раннем сроке реабилитации (после демонтажа АВФ) ограничение функции связано с имевшимся аппаратом внешней фиксации. Однако на более поздних сроках (6 и 12 месяцев после демонтажа) в Кл-1-2 в виду меньшего числа чрескостных элементов (особенно в области тазобедренного и коленного сустава) приводило к уменьшению болевого синдрома и ограничения движения, связанного с натяжением мягких тканей в местах выхода чрескостных элементов. При этом компоновка АВФ с использованием ЭФ менее «громоздкая» по сравнению с традиционными чрескостными элементами.

Следует добавить, что в 5,1 % случаев в группе Кл-1-2 было выявлено уменьшение суммы баллов шкалы LEFS на сроке 12 месяцев по сравнению со сроком 6 месяцев. Это было связано с выполнением у данных пациентов *следующего этапа* оперативного лечения: удлинение поверх интрамедуллярного стержня с использованием ЭФ. В 11,9 % случаев на сроке 12 месяцев сумма баллов не превышала пороговое значение в 59 баллов, что согласно шкале LEFS, относится к ограничению функции. Это связано с имеющимися у пациентов анкилозом коленного сустава и укорочением нижней конечности более 5 см.

Как было отмечено в таблице 2.5, методика АЗГ с применением ЭФ была использована при лечении 9 пациентов. У 3 пациентов переход на внутреннюю фиксацию был связан с замедленной консолидацией бедренной кости после выполнения коррекции деформации. Это отчасти влияло на разницу средних значений сроков коррекции и периода чрескостного остеосинтеза (таблица 2.9). Выполнение БИОС было направлено на улучшение «комфортности» лечения для пациента и уменьшения рисков осложнений, связанных с внешней фиксацией. При этом у этих пациентов был использован стержень с антибактериальной цементной манжетой. Трудностей при введении интрамедуллярного стержня также не отмечено. У оставшихся 6 пациентов изначально планировался переход на внутреннюю фиксацию, который и был выполнен после достижения коррекции.

Клинический пример использования методики АЗГ.

Пациентка Ч., 28 лет, поступила в клинику РНИИТО с диагнозом: приобретенная варусная деформация левой бедренной и большеберцовой костей. Врожденный вывих левого бедра. Укорочение левой нижней конечности 20 см. Подвывих голени кзади. После обследования и предоперационного планирования 13.10.14 г. выполнены наложение на левое бедро АВФ и корригирующая остеотомия. В компоновке АВФ было использовано два экстракортикальных фиксатора: IV,9,90 и VI,9,90. При этом проксимальный костный фрагмент был фиксирован одним ЭФ и 2-мя стержнями-шурупами. Дистальный фрагмент был фиксирован одним ЭФ, 2-мя стержнями-шурупами и одной спицей с упорной площадкой. С 18.10.14 г. начата дозированная коррекция деформации с удлинением левой бедренной кости. После завершения коррекции, 22.12.14 г. был выполнен интрамедуллярный остеосинтез с проксимальным и дистальным блокированием, АВФ демонтирован (рис. 4.6).

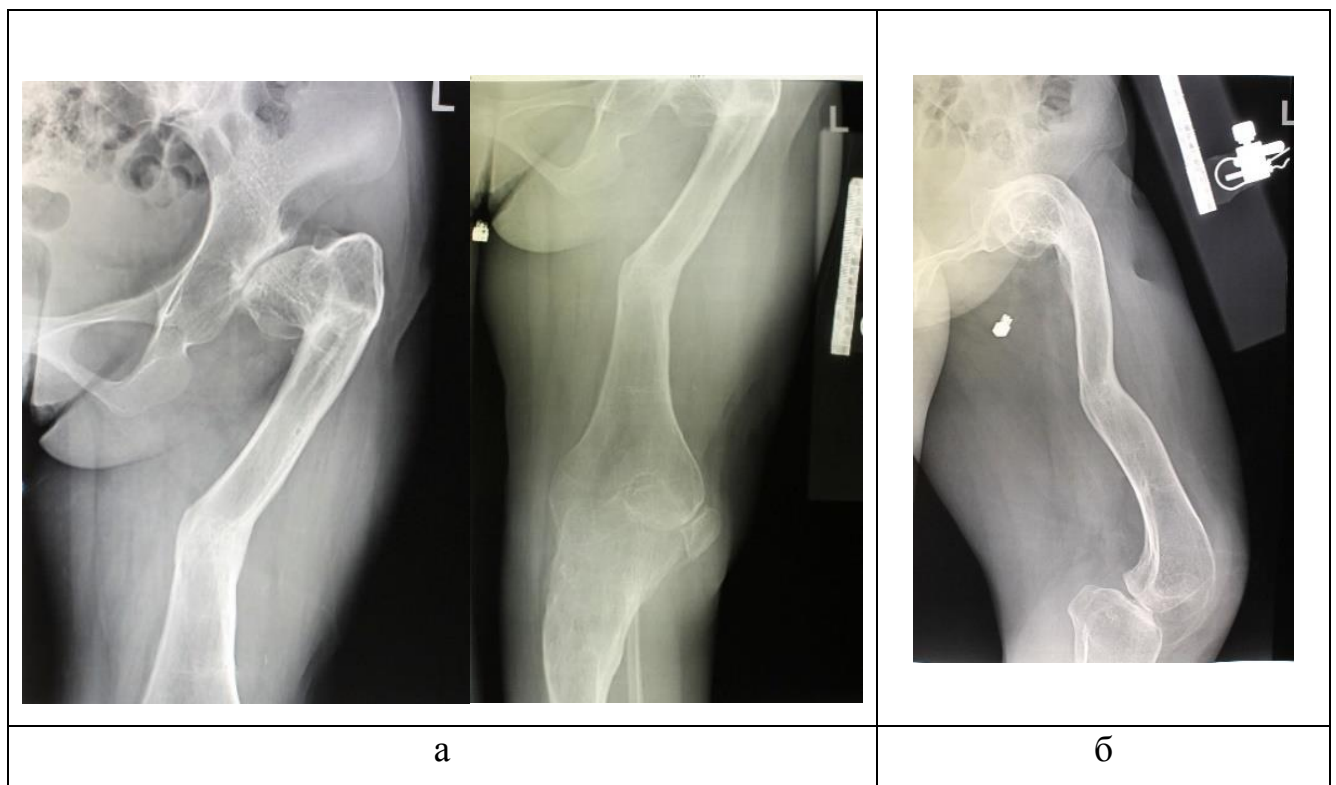


Рисунок 4.6. Клинический пример выполнения методики «АЗГ»: а, б – рентгенограммы левой бедренной кости до операции

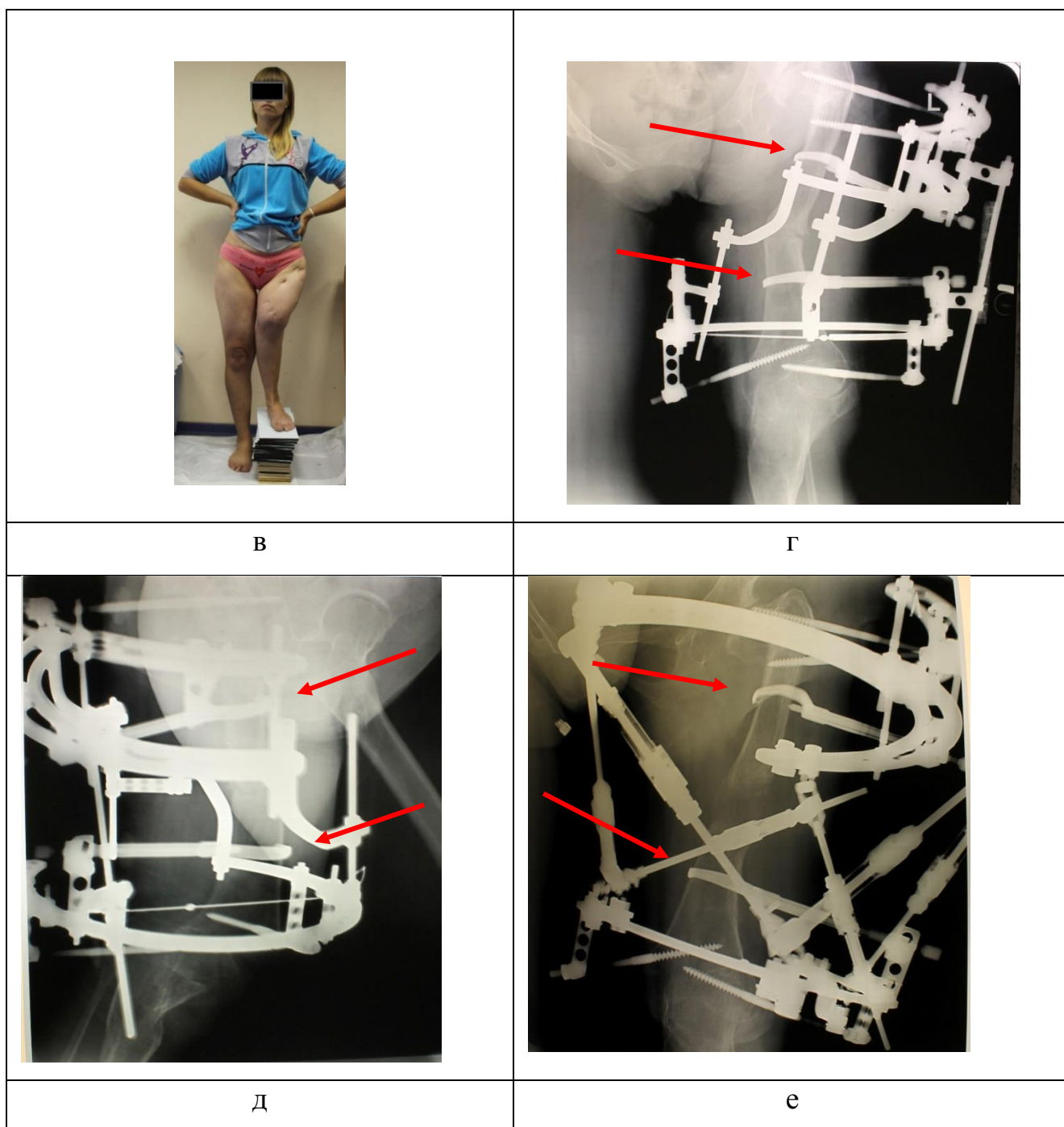


Рисунок 4.6. Клинический пример выполнения методики «АЗГ» (продолжение): в – фотография пациентки до операции; г, д – рентгенограммы после операции (стрелками указаны экстракортикальные фиксаторы); е - рентгенограммы после завершения коррекции

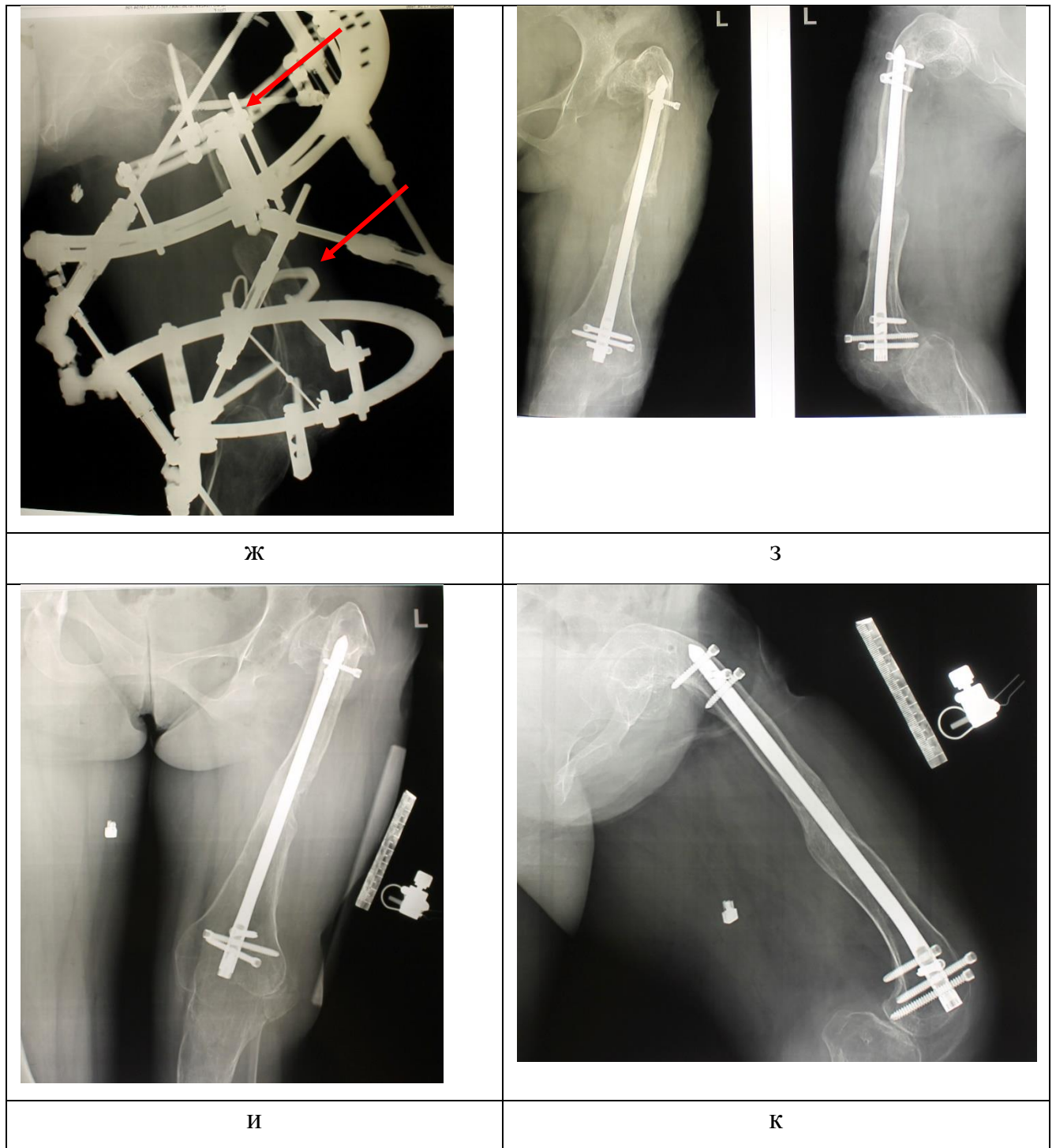


Рисунок 4.6 Клинический пример выполнения методики «АЗГ» (продолжение): ж – рентгенограммы после завершения коррекции; з – рентгенограмма после интрамедуллярного остеосинтеза и демонтажа АВФ; и, к, – рентгенограммы через 10 месяцев после выполнения интрамедуллярного остеосинтеза

Удлинение поверх гвоздя с использованием ЭФ было выполнено у 14 пациентов. В 42 % случаев (6 пациентов) оно было осуществлено при имеющемся ин-

трамедуллярном стержне. При этом ЭФ у 2 пациентов из этого числа он уже был использован при применении методики АЗГ, а у 1 - при ЗДПГ. Также нами было выполнено и «укорочение поперх гвоздя» у 3 пациентов. Оно выполнялось в рамках двухэтапного артродезирования коленного сустава. У данных пациентов это было обосновано тем, что после введения интрамедуллярного стержня при адаптации костных фрагментов возникает выраженное «гофрирование» мягких тканей, препятствующее ушиванию раны. Поэтому мы осуществляли проксимальное блокирование стержня, ушивание раны и наложение АВФ при сохранении диастаза между костными фрагментами. В послеоперационном периоде при контроле состояния мягких тканей осуществлялась компрессия на уровне дефекте, вплоть до форсированного темпа (до 3-4 мм в сутки). После достижения стыка костных фрагментов на уровне дефекта выполняли дистальное блокирование стержня и демонтаж АВФ.

Клинический пример УПГ.

Пациент П., 56 лет, поступил в клинику РНИИТО с диагнозом: посттравматическая торсионная (20 гр.) деформация правой бедренной кости с укорочением 3 см. 08.10.13 г. выполнена операция: одномоментная коррекция торсионной деформации, интрамедуллярный остеосинтез правой бедренной кости с дистальным блокированием, чрескостный остеосинтез, остеотомия правой бедренной кости в н/з для последующего удлинения на интрамедуллярном стержне. Проксимальный костный фрагмент был фиксирован одним ЭФ и 2-мя стержнями-шурупами. Дистальный костный фрагмент был фиксирован 1 ЭФ, 1 стержнем-шурупом и 1 спицей с упорной площадкой. С 5-х суток послеоперационного периода проводилась дистракция в темпе 1-1,5 мм в сутки за 4 приема. После формирования регенерата длиной 3 см 12.11.13 г. выполнена операция: блокирование стержня в проксимальном отделе, демонтаж АВФ (рис 4.7).

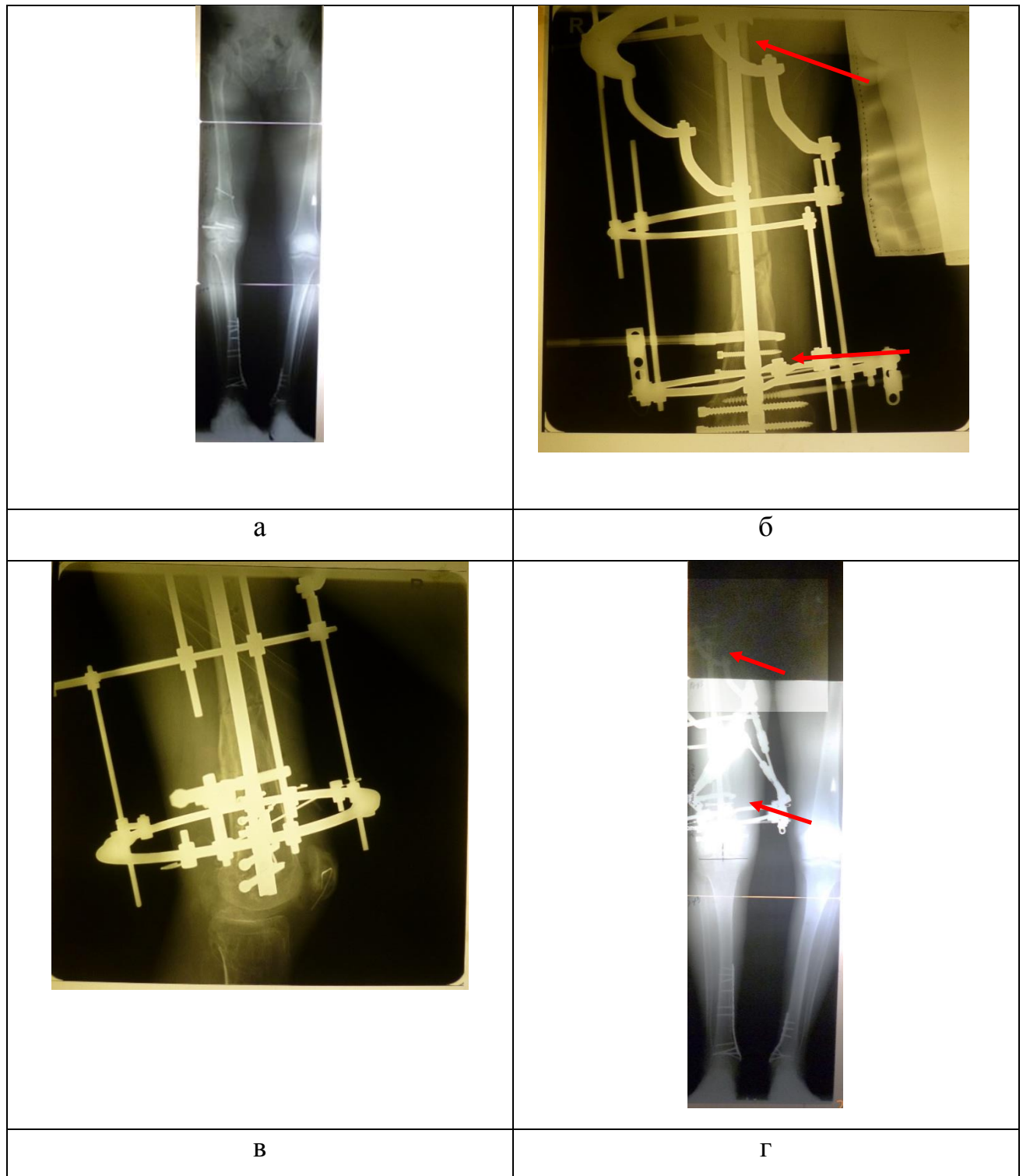


Рисунок 4.7. Клинический пример удлинения поверх гвоздя: а – телерентгенограмма правой нижней конечности до операции; б – рентгенограмма правой бедренной кости после операции (стрелками указаны ЭФ); в – рентгенограмма правой бедренной кости в боковой проекции после операции; г – телерентгенограмма правой нижней конечности после завершения коррекции деформации



Рисунок 4.7. Клинический пример удлинения поверх гвоздя (продолжение): д – фотография пациента после завершения коррекции деформации и укорочения; е – телерентгенограмма нижних конечностей после выполнения проксимального блокирования и демонтажа АВФ

Замещение дефекта поверх интрамедуллярного стержня было выполнено у 5 пациентов. У 1 пациента был дефект диафиза бедренной кости в верхней трети, у оставшихся 4 имелся дефект костей, образующих коленный сустав, из них у 2-их после выполнения эндопротезирования коленного сустава и у 2-их вследствие открытого оскольчатого перелома мыщелков бедренной кости.

Клинический пример использования методики ЗДПГ.

Пациент Б., 23 г. В 2003 г. по поводу остеосаркомы был имплантирован «удлиняющийся» онкопротез левого коленного сустава. Ревизионные вмешательства в 2004, 2005 и 2012 годах. Последнее удлинение протеза осложнилось глубокой инфекцией. Протез был удален, установлен неартикулирующий спейсер. В июле 2013 г. по поводу рецидива глубокой инфекции выполнены ревизия, санация, дренирование очага инфекции, переустановка спейсера (рис. 4.8а). 19.11.13 г. выполнено удаление спейсера, интрамедуллярный остеосинтез левой бедренной и большеберцовой костей «длинным» стержнем, наложение аппарата внешней фиксации и остеотомия бедренной кости. В компоновке аппарата было использовано 2 экстракортикальных фиксатора (рис. 4.8б). На 7е сутки начато билокальное замещение дефекта «поверх гвоздя» в темпе 1 мм/сутки. Дистракция прекращена спустя 3 месяца после достижения величины регенерата 7 см (рис. 4.8в). 16.04.14 г. выполнены проведение дополнительных чрескостных элементов, перемонтаж АВФ; остеотомия дистального фрагмента левой бедренной кости, остеотомия дистального фрагмента большеберцовой кости. На 7-е сутки начато перемещение фрагмента бедренной кости с использованием проволоочных тяг в режиме 1 мм/сутки и фрагмента большеберцовой кости при помощи «спицевой» опоры в режиме 1,25 мм/сутки (рис 4.8г). В июне 2014 г. перемещение фрагментов приостановлено ввиду угрозы формирования гипотрофических регенератов. После перестройки регенератов, 01.07.15 г. выполнены частичный перемонтаж АВФ, остеотомии бедренной и большеберцовой костей. С 5-х суток начато билокальное замещение в режиме 1 мм/сутки (рис. 4.8д,е). 14.09.15 г. выполнен аппарат демонтирован, выполнены открытая адаптация концов перемещенных костных фрагментов с костной аутопластикой, наkostный остеосинтез (рис. 4.8ж,з). В целом период чрескостного остеосинтеза составил 655 дней. Суммарный период замещения дефекта составил 217 дней. Общая величина замещенного дефекта составила 25 см. Остаточное укорочение 6 см будет устранено следующим этапом лечения.

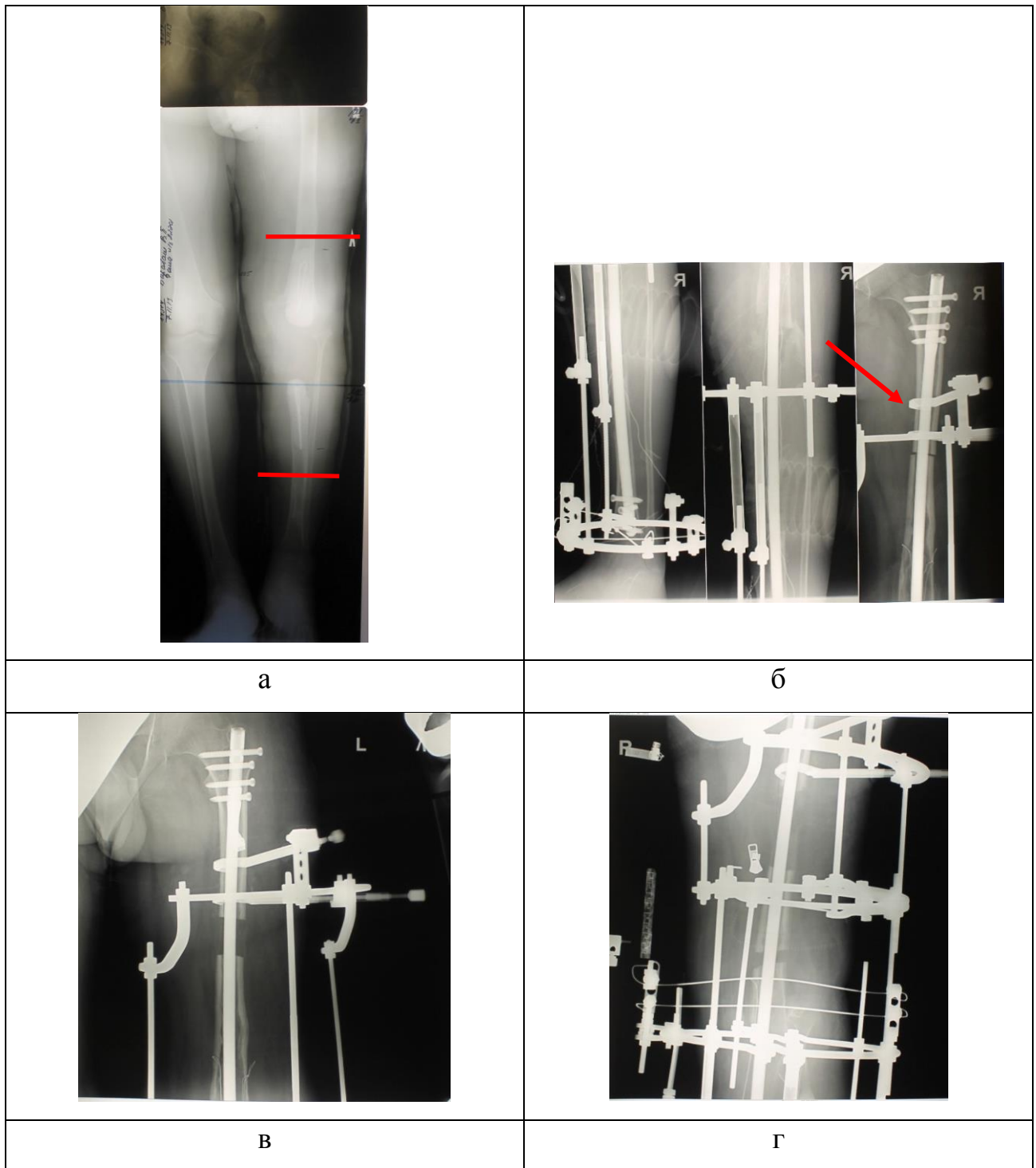


Рисунок 4.8. Клинический пример использования ЭФ при методике «закрытие дефекта поверх гвоздя»: а – телерентгенограмма до операции (линиями обозначена реальная величина дефекта); б – рентгенограммы после первой операции (стрелкой обозначены два ЭФ); в – рентгенограммы во время дистракции; г – рентгенограммы после выполнения фиксации перемещаемого фрагмента, выполнения второй остеотомии

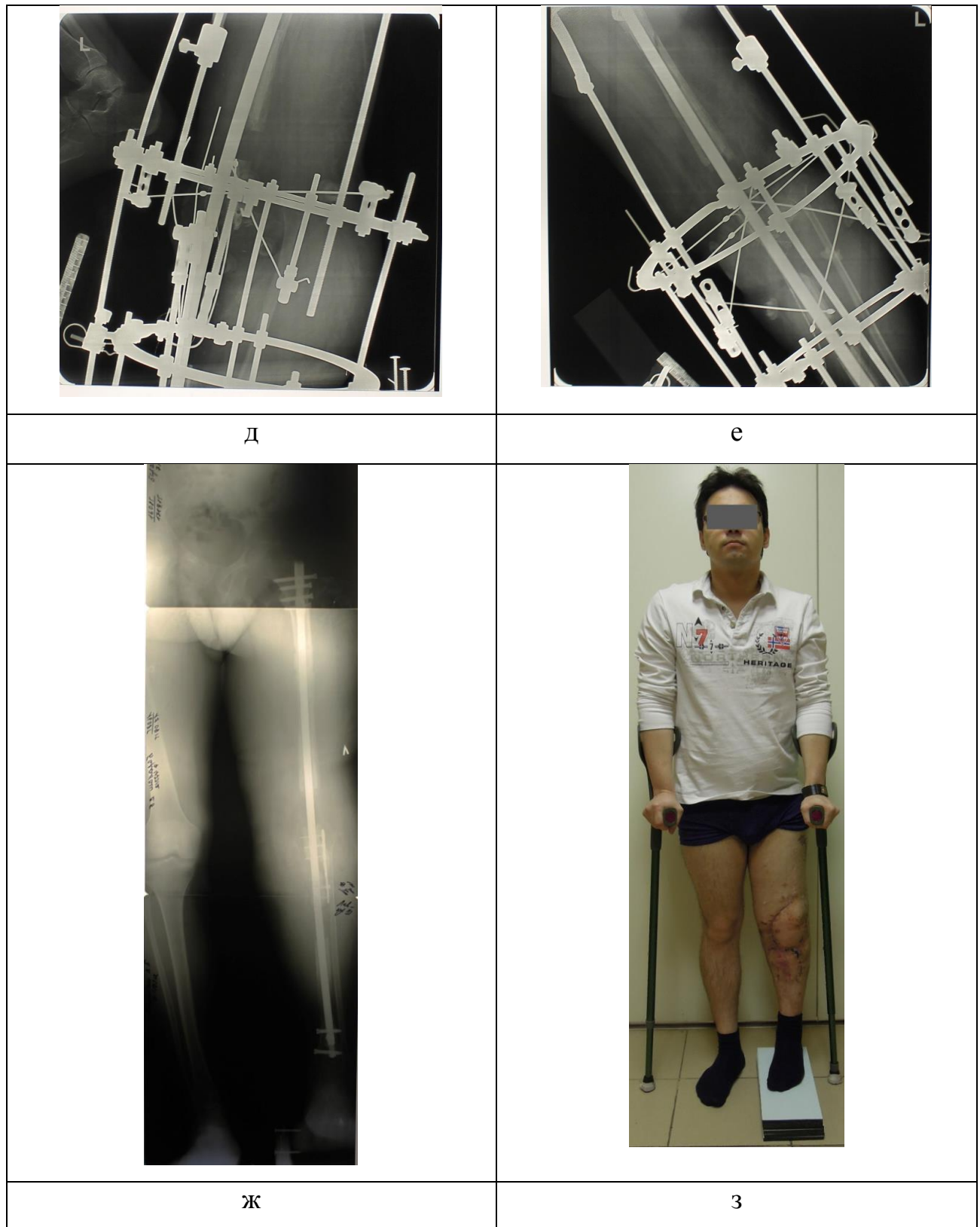


Рисунок 4.8. Клинический пример использования ЭФ при методике «замещение дефекта поверх гвоздя» (продолжение): д, е – рентгенограммы перед выполнением открытой адаптации, накостного остеосинтеза, демонтажа АВФ; ж, з – рентгенограммы и фотография пациента после демонтажа АВФ

Коррекция перипротезных деформаций выполнена у 8 пациентов, среди них в одном случае был эндопротез коленного сустава и в 7 случаях - эндопротезы тазобедренных суставов. Деформация в 1 случае являлась посттравматической – вследствие неправильно сросшегося перипротезного перелома. В 2 случаях деформация бедренной кости имела еще до выполнения эндопротезирования. В 3 случаях деформация была связана с неправильным положением компонентов эндопротеза. Среди них в 2-х случаях имелось вальгусное положение бедренного компонента и в 1-ом - наружная торсия бедра. Еще в 1 случае после выполнения эндопротезирования имелось укорочение 5 см. Клинически и рентгенологически нестабильности компонентов протезов не определялась.

Клинический пример коррекции перипротезной деформации.

Пациентка К., 37 лет. Поступила в клинику РНИИТО с диагнозом: Приобретенная деформация правой бедренной кости в нижней трети, деформация правой большеберцовой кости в верхней трети, укорочение правой нижней конечности 3 см, врожденный вывих правого бедра, состояние после реэндопротезирования в 2013 г., медиальная нестабильность правого коленного сустава. После обследования 11.07.14 г. выполнен чрескостный остеосинтез правой бедренной кости с использованием экстракортикальных фиксаторов, остеотомия правой бедренной кости, чрескостный остеосинтез правой голени, остеотомия правой большеберцовой кости для последующей коррекции деформаций во времени. С 7-х суток начата дистракция в темпе 1 мм в сутки за 4 приема на бедре и голени. Коррекция деформации осуществлялась с использованием аппарата со свойствами пассивной компьютерной навигации Орт-СУВ. Коррекция деформации бедренной кости завершена 01.08.14, коррекция деформации голени завершена 13.08.14 г. Референтные значения правой нижней конечности в пределах нормы. АВФ демонтированы 28.04.15 г. (рис. 4.9)

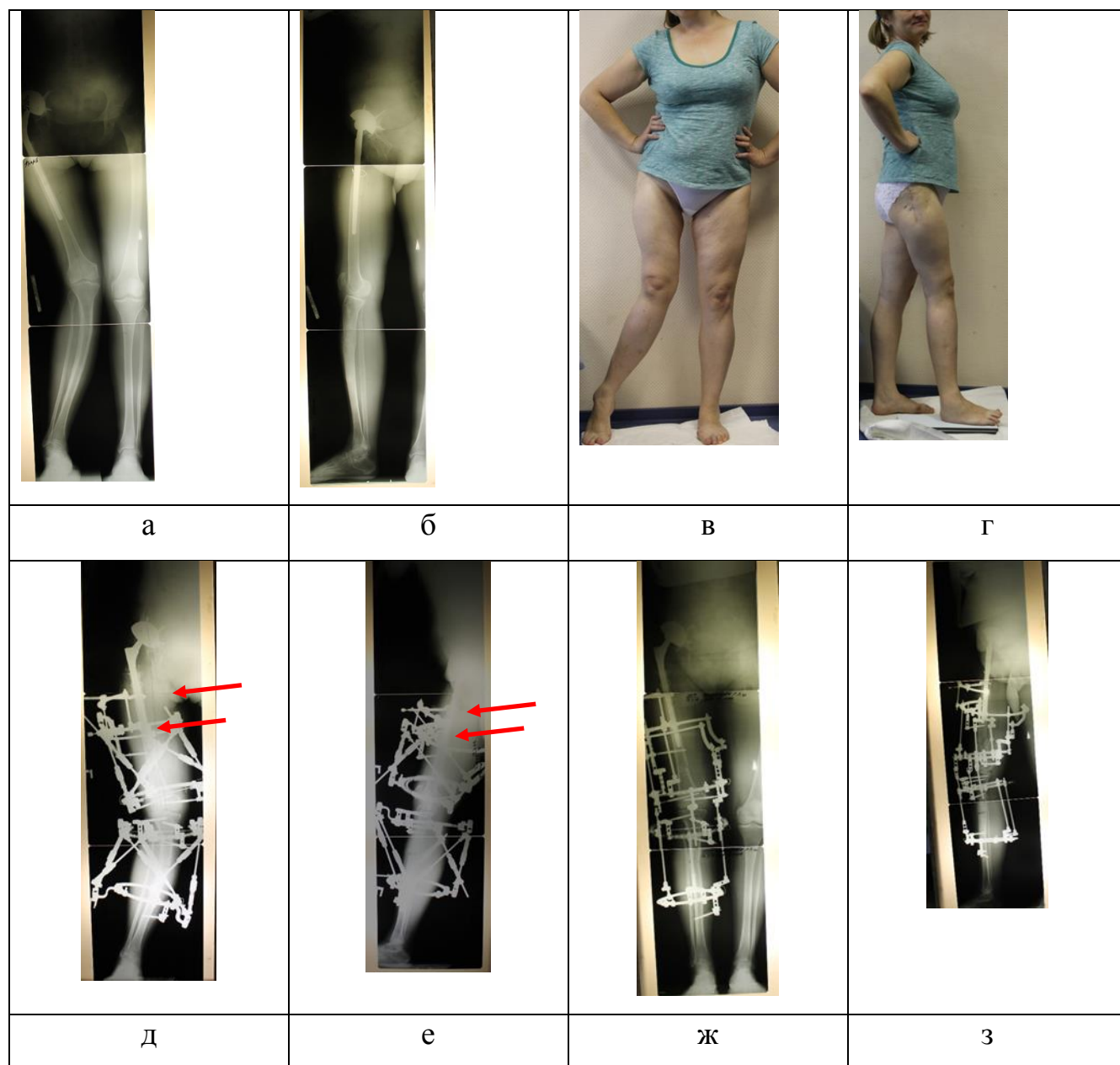


Рисунок 4.9. Клинический пример использования ЭФ при коррекции перипротезной деформации: а,б – телерентгенограммы нижних конечностей до операции; в, г – фотографии пациентки до операции, д – телерентгенограмма правой нижней конечности в прямой коррекции до начала коррекции с использованием аппарата Орто-СУВ (стрелками обозначены два ЭФ); е – телерентгенограмма правой нижней конечности в боковой проекции до начала коррекции с использованием аппарата Орто-СУВ (стрелками обозначены два ЭФ); ж – телерентгенограмма правой нижней конечности в прямой проекции после завершения коррекции; з – телерентгенограмма правой нижней конечности в боковой проекции после завершения коррекции



Рисунок 4.9. Клинический пример использования ЭФ при коррекции перипротезной деформации (продолжение): и – фотография нижних конечностей перед демонтажем АВФ, вид спереди; к – фотография правой нижней конечности перед демонтажем АВФ, вид сбоку; л – телерентгенограмма нижних конечностей в прямой проекции после демонтажа АВФ

4.4 Осложнения

В табл. 4.4 представлены анализируемые осложнения для «комбинированных» и «последовательных» методик.

Таблица 4.4.

Частота осложнений в исследуемых группах (методики совместного использования внешней и внутренней фиксации)

Осложнение	Кл-1-2	Кл-2-2
Воспаление в области ЭФ или чрескостного элемента	4 (12,9%)	3 (16,6%)
Нестабильность фиксирующего элемента	1 (3,2 %)	-
Перелом фиксирующего элемента	1 (3,2 %)	2 (11,1 %)

Таблица 4.4 (продолжение)

Частота осложнений в исследуемых группах (методики совместного использования внешней и внутренней фиксации)

Осложнение	Кл-1-2	Кл-2-2
Заклинивание интрамедуллярного стержня	1 (3,2 %)	2 (11,1 %)
Невропатия	3 (9,6 %)	1 (5,5 %)
Контрактура коленного сустава	2 (6,4 %)	1 (5,5 %)
Без осложнений	22 (71 %)	9 (50 %)
Всего осложнений	12 (38,7 %)	9 (50 %)

В обеих группах самым частым осложнением было воспаление мягких тканей вокруг выхода фиксирующего элемента (ЭФ, спицы или стержня-шурупа). Следует отметить, что из 4-х клинических наблюдений группы Кл-1-2 воспаление мягких тканей возникло в местах выхода четырех экстракортикальных фиксаторов и шести традиционных чрескостных элементов. В группе Кл-2-2 возникло воспаление мягких тканей в местах выхода семи традиционных чрескостных элементов. При этом в группе Кл-1-2 у пациентов, имевших воспаление, оно наблюдалось в местах выхода 45,5 % из всех использованных в компоновке аппарата фиксирующих элементов; из них – 18,2 % приходилось вблизи ЭФ. В группе Кл-2-2 имелось воспаление мягких тканей в месте выхода 34,7% из всех использованных в компоновке аппарата фиксирующих элементов. Соотношение общего числа чрескостных элементов групп «ЭФ» и «ЧЭ» составляет 1:1,2 соответственно. Таким образом, воспаление в области ЭФ не превышало количество воспалений в области традиционных чрескостных элементов. Во всех случаях воспаление было поверхностным, купировано консервативными мероприятиями и не повлияло на результаты лечения. Данные мировой литературы свидетельствуют, что поверхностное воспаление в местах выхода чрескостных элементов составляет при традиционном чрескостном остеосинтезе от 8,2 % до 96 % (Попков Д.А., 1999; Соломин Л.Н., 2014; Шевцов В.И., 1997; Dahl M.T., 1994; Hasler C.C., 2012); при

комбинированных методиках - от 7 % до 38 % (Челноков А.Н., 2005; Соломин Л.Н., 2015; Kocaoglu M., 2004).

Недостаточная стабильность («прослабление») одного ЭФ к концу периода перемещения костного фрагмента (121 сутки после операции) не сочеталась с воспалением мягких тканей и не повлияло на результаты лечения. При этом ЭФ занял несколько угловое положение и полностью не утратил стабильности. Возможная причина осложнения – невыполнение пациентом поддерживающей компрессии остроконечным стержнем.

Перелом экстракортикального фиксатора в месте перехода хвостовика в лапку произошел в одном случае при демонтаже аппарата; причем общая продолжительность непрерывного использования этого ЭФ составила 22 месяца. Для удаления фрагмента экстракортикального фиксатора (в данном случае лапка ЭФ) не потребовалось расширить или выполнить дополнительный операционный доступ, то есть не было излишней травматизации мягких тканей. После дополнительного релиза фрагмент был удален без трудностей. Переломов традиционных чрескостных элементов в Кл-1-2 отмечено не было. В Кл-2-2 были 2 случая перелома стержней-шурупов; в одном случае потребовалось проведение замещающего чрескостного элемента. Таким образом, использование ЭФ не превышает количество осложнений, связанных с поломкой металлоконструкций.

Другие осложнения, возникшие в ходе лечения обеих групп пациентов, по нашему мнению, не были напрямую связаны с применением тех или иных фиксирующих элементов. Так, заклинивание интрамедуллярного стержня при дистракции возникло в 1 случае при применении экстракортикального фиксатора и в 2 случаях при использовании традиционных чрескостных элементов. В группе Кл-1-2 это было связано с необходимостью, кроме удлинения, устранить торсионный компонент деформации. В группе Кл-2-2 была попытка удлинить бедро поверх уже имеющегося гвоздя, без дополнительного рассверливания костномозгового канала.

Развитие невропатии седалищного нерва (3 случая в Кл-1-2, 1 случай в Кл-2-2) не было связано с использованием фиксирующих элементов, т.к. все они были

проведены в проекции «Рекомендуемых Позиций» (Соломин Л.Н., 2014). Аналогичное можно утверждать в отношении контрактур коленного сустава (2 случая в группе Кл-1-2, 1 случай в группе Кл-2-2).

При лечении перипротезных переломов и деформаций с использованием экстракортикального фиксатора из 15-х клинических наблюдений воспаление мягких тканей возникло у 2 пациентов (13,3 %) в местах выхода 2 экстракортикальных фиксаторов и 3 стержней-шурупов. Таким образом, в группе Кл-1-2 имели воспаление 33,3% из всех использованных в компоновке аппарата фиксирующих элементов; из них – 12,4% приходилось на ЭФ.

Из других осложнений отмечена невралгия седалищного нерва у одной пациентки (8,3%). Осложнение возникло вследствие превышения пациенткой рекомендованных темпов коррекции деформации и не было связано с применением экстракортикальных фиксаторов. Явления невралгии были купированы консервативным лечением.

Мы не имеем случаев лечения аналогичной патологии с применением традиционных чрескостных элементов. В англоязычной литературе нами была найдена одна публикация (Sakai T. et al., 2007), в которой авторы приводят пример успешного применения аппарата Илизарова при раннем инфекционном осложнении после накостного остеосинтеза перипротезного перелома бедренной кости. Осложнений, связанных с применением аппарата внешней фиксации авторы не отмечают. В диссертационных исследованиях Е.А. Волокитиной (2003) и Д.А. Колотыгина (2010) сообщается о 5 и 17 случаях успешного применении чрескостного остеосинтеза при одноэтапной коррекции деформации бедренной кости и эндопротезировании тазобедренного сустава. Авторы отмечают наличие инфекционных осложнений, контрактур коленного сустава, но абсолютное или процентное количество данных осложнений не указывают.

4.5 Оптимизация технологии применения ЭФ

Результаты экспериментальной части данного диссертационного исследования, а также наш опыт клинического применения экстракортикальных фиксато-

ров, легли в основу настоящих рекомендаций по улучшению технологии совместного и комбинированного применения внешней и внутренней фиксации.

Технология по использованию экстракортикальной фиксации при лечении больных с деформациями, дефектами и перипротезными переломами бедренной кости предназначена для врачей травматологов-ортопедов, работающих в специализированных стационарах и владеющих методиками внешней и внутренней фиксации.

Следует подчеркнуть, что применение ЭФ не призвано кардинально изменить известные методики комбинированного применения внешней и внутренней фиксации. Предназначение ЭФ – упростить выполнение АсВФ, АЗГ, УПГ и ЗДПГ и уменьшить риск возникновения осложнений, в первую очередь связанных с возможным контактом внешнего и внутреннего фиксаторов.

4.5.1. Показания и противопоказания

Показания для использования методик комбинированного и последовательного применения внешней и внутренней фиксации достаточно отражены в литературе (Челноков А.Н., 2009; Paley D., 1993; Simpson A.H., 1999; Rozbruch R.S., 2008; Kocaoglu M., 2009) Т.о. экстракортикальный фиксатор, в составе компоновки АВФ, может быть применен для лечения пациентов при наличии у них:

- врожденных или приобретенных деформаций бедренной кости. В данном случае ЭФ применяется в методиках последовательного использования внешней и внутренней фиксации (АсВФ и АЗГ);
- укорочения бедренной кости, в т.ч. субъективном - при желании увеличить рост (УПГ);
- дефекта бедренной кости (ЗДПГ);
- перипротезного перелома бедренной кости или перипротезной деформации;
- канального остеомиелита бедренной кости.

При возможной дилемме «использовать традиционные чрескостные элементы или ЭФ?» в пользу экстракортикальных фиксаторов, по нашему мнению, сле-

дует склоняться, когда при использовании интрамедуллярного стержня наименьшего диаметра:

1. невозможно ввести чрескостные элементы без угрозы заклинивания стержня;
2. эксцентрично введенные чрескостные элементы не обеспечат стабильной фиксации и(или) высока угроза и прорезывания их кости.

Иными словами, чем меньше диаметр костномозговой полости, чем тоньше толщина кортикального слоя, тем «безальтернативнее» выглядит использование ЭФ. Наличие канального остеомиелита, наличие («других») инородных тел в костномозговой полости расширяет показания обоснованного применения ЭФ.

Противопоказания к использованию экстракортикальных фиксаторов в целом аналогичны противопоказаниям для проведения обычных чрескостных элементов (Шевцов В.И. 1995; Шаповалов В.М., 2009; Соломин Л.Н., 2014; Pizarov G.A., 1992). Однако наличие канального остеомиелита не является противопоказанием к ЭФ именно в силу отсутствия проникновения этого скрепителя в костномозговую полость. Как и при применении стержней-шурупов, ЭФ следует с осторожностью применять при остеопорозе из-за угрозы прорезывания кости.

Прежде чем начать использовать экстракортикальный фиксатор, врачу необходимо иметь основную теоретическую и практическую подготовку по использованию методик комбинированного применения внешней и внутренней фиксации.

4.5.2. Предоперационная подготовка

Предоперационная подготовка в целом не отличается от разработанной для чрескостного остеосинтеза бедренной кости, комбинированного и последовательного применения внешней и внутренней фиксации (Челноков А.Н., 2009; Rozbruch S.R., 2008; Kocaoglu M., 2009, 2015).

Особенностью является подбор типоразмеров ЭФ в местах их предполагаемого введения. Для определения типоразмера погружной части требуется рентгенограмма бедренной кости в прямой проекции в масштабе 1:1.

При правильном подборе типоразмера внутренняя часть лапки прилежит к кости, а расстояние от концов лапки до кортикальных слоев минимальное (рис. 4.10.).

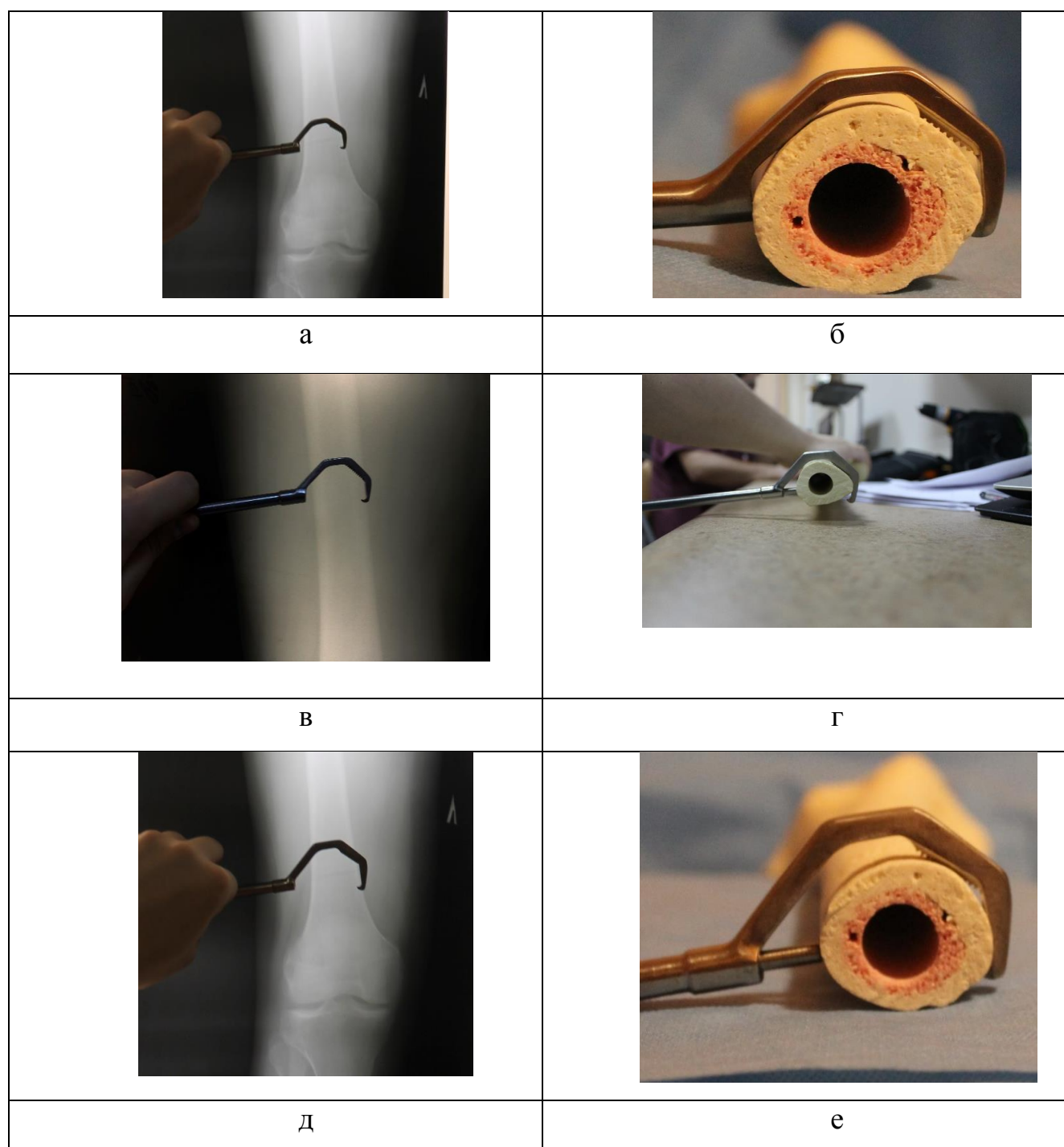


Рис. 4.10 Подбор типоразмера внутренней части ЭФ. а, б – “идеальный” подбор фиксатора: плотное «облегание» лапкой с соприкосновение к кости краев и центра лапки. в, г – приемлемый типоразмер ЭФ. д, е – слишком большой типоразмер – для фиксации необходимо максимальное выведение стержня.

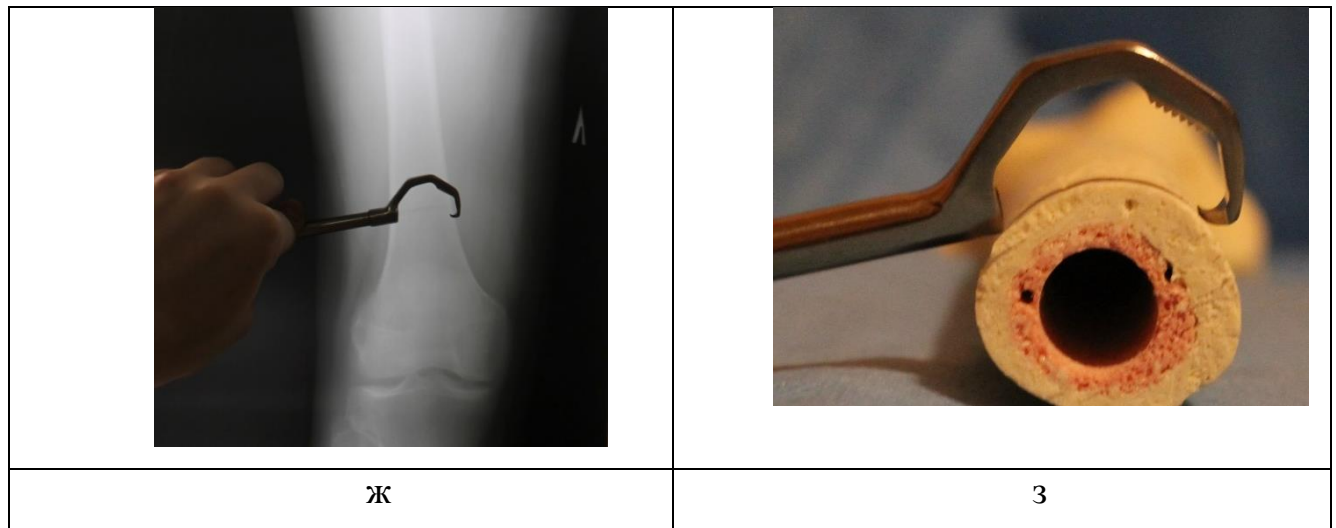


Рис. 4.10 Подбор типоразмера внутренней части ЭФ (продолжение): ж, з – лапка слишком мала – контакт вогнутой части лапки с костью невозможен

Типоразмер внешней части (хвостовика) экстракортикального фиксатора определяют, как и при подборе стержней-шурупов: исходя из толщины мягких тканей в месте введения.

После этого выбранные ЭФ, устройство для их введения и Г-образные фиксаторы, в составе комплектов для внешней и внутренней фиксации, передают для стерилизации.

4.5.3. Техника введения экстракортикального фиксатора

Введение экстракортикального фиксатора включает в себя ряд последовательных действий.

Шаг 1. Сначала закрепляют выбранный ЭФ в специальном устройстве для его введения. При этом плоскость браншей устройства должна быть перпендикулярна плоскости лапки ЭФ. Остроконечный стержень должен быть предельно вывернут (рис. 4.11а).

Шаг 2. После определения уровня и позиции введения экстракортикального фиксатора, в асептических условиях выполняют продольный разрез длиной до 2-4 см (рис. 4.11б). Чем больше расстояние от кожи до кости, тем длиннее приходится делать доступ. После этого прямым зажимом, а затем - прямым распатором фор-

мируют канал в мягких тканях до кости (рис. 4.11в). Изогнутым распатором отделяют мышцы от кости на протяжении сектора от будущей точки контакта остроконечного стержня до «концевого» крючка лапки (рис. 4.11г).

Шаг 3. Ориентируют плоскость лапки параллельно анатомической оси кости (ось устройства для введения при этом, соответственно располагается перпендикулярно оси кости) и вводят ЭФ до контакта с передней кортикальной пластинкой бедренной кости (рис. 4.11д). Осторожно продвигая ЭФ вглубь, одновременно поворачивают его по часовой стрелке так, чтобы постоянно ощущать контакт внутреннего зубца лапки ЭФ с противоположным от стороны введения кортикальным слоем. Действие проводят до тех пор, пока устройство для введения ЭФ не расположится перпендикулярно оси бедренной кости (рис. 4.11е).

Шаг 4. Аккуратными движениями «от кости – к кости» следует убедиться, что вогнутая часть лапки контактирует с кортикальным слоем. При сомнениях следует оценить положение лапки пальпаторно. Этот момент очень важен, т.к. если ошибочно был выбран типоразмер меньше оптимального, он будет контактировать с костью только краями лапки, что не позволит стабилизировать ЭФ на кости (рис. 4.10).

Шаг 5. Прижимая при помощи устройства вогнутую часть лапки к кости (важно!), вкручивают мануально, а потом и при помощи ключа остроконечный стержень до его контакта с кортикальным слоем. Продолжают введение стержня до стабилизации ЭФ (рис. 4.11ж). Следует избегать чрезмерного введения стержня, особенно при наличии порозной кости, т.к. это может привести к перфорации стержнем кортикального слоя. Если это все-таки произошло, следует выкрутить стержень, немного передвинуть ЭФ и вновь его стабилизировать. Если и это не предотвращает перфорацию кортикального слоя, можно использовать «прокладочную шайбу» (из гомотексти, пластика, металла) (рис. 4.11з). В анализируемых нами случаях показаний для использования прокладочных шайб не было.

Шаг 6. Если планируется долгосрочное использование ЭФ (методики АЗГ, УПГ, ЗДПГ), после стабилизации ЭФ следует оценить кожу вокруг него. Иногда ножка фиксатора смещается при стабилизации устройства несколько кпереди или

кзади и, вследствие этого, начинает давить на мягкие ткани (рис. 4.11и-1). Если это произошло, кожу следует подсесть на необходимую величину, освободив ее от давления (рис. 4.11и-2). После этого кожу у ножки плотно ушивают (рис. 4.11и-3). При АсВФ ушивать кожу у ЭФ не следует – эта же рана используется для удаления ЭФ в конце операции. На ножку фиксатора надевают резиновую шайбу – для фиксации ею в дальнейшем марлевой салфетки. Отверстие в шайбе удобно делать при помощи кусачек Люэра (рис. 4.11к).

Шаг 7. Завершающий этап – фиксация внешней части устройства к кольцу чрескостного аппарата, или консольной приставке, специальным Г-образным зажимом (рис. 4.11лм).

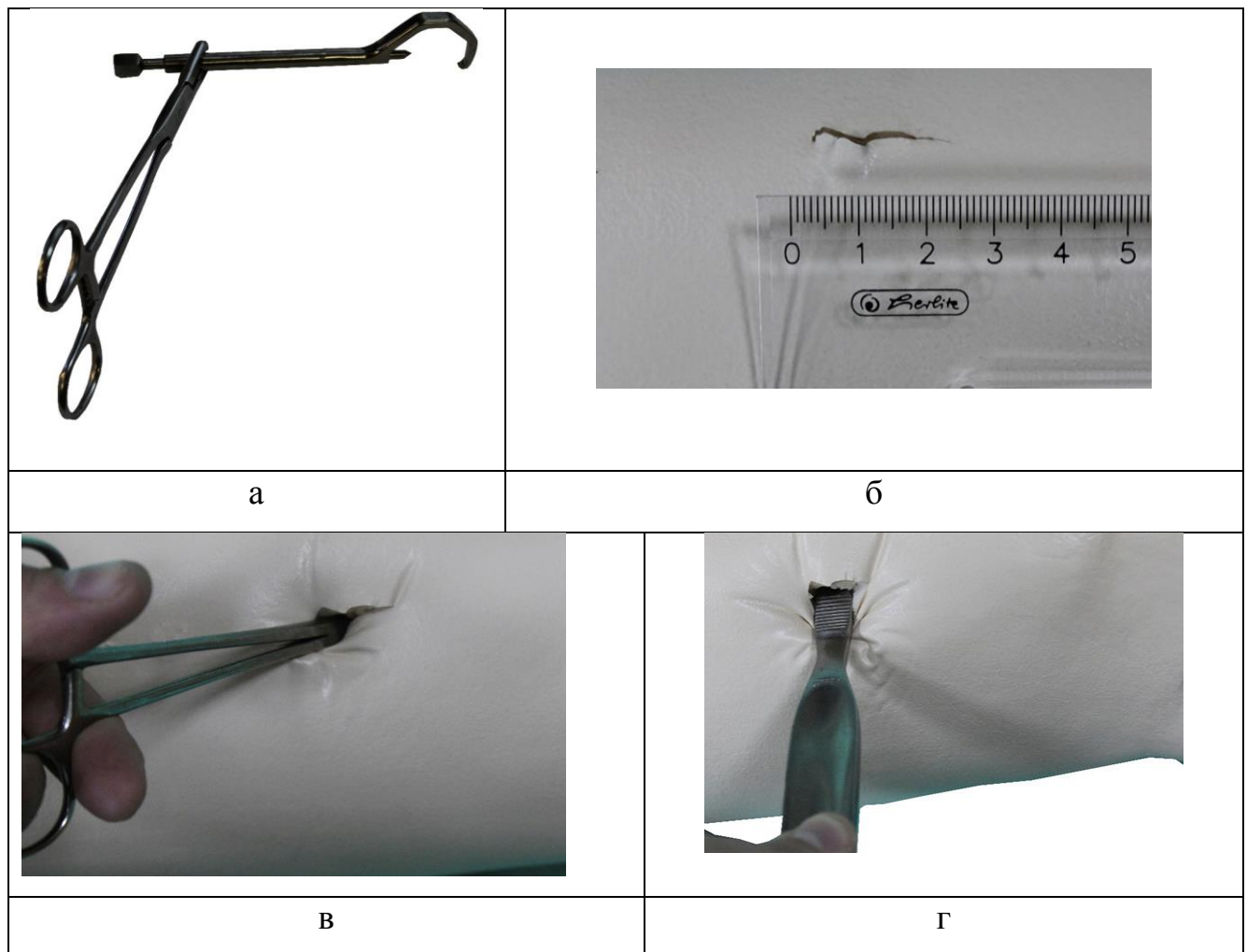


Рис. 4.11. Этапы установки экстракортикального фиксатора: а - ЭФ с устройством для его введения в сборе; б - продольный доступ 20-40 мм; в - формирование канала до кости; г - формирование «сектора» для установки лапки

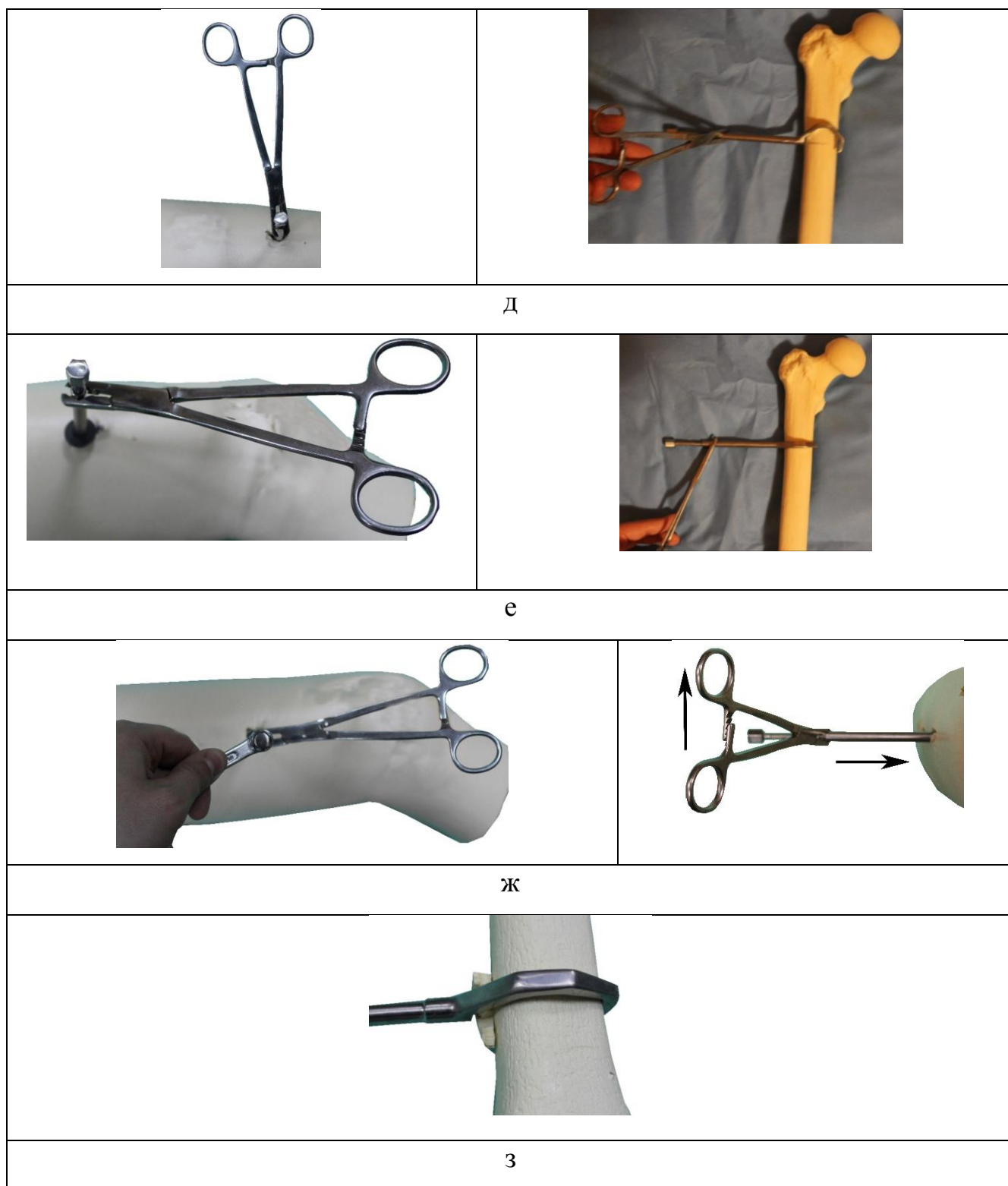


Рис. 4.11. Этапы установки экстракортикального фиксатора (продолжение): д - введение ЭФ до контакта с костью; е - разворот ЭФ на 90 гр; ж - введение остроконечного стержня, при этом вогнутая часть лапки должна поджиматься к кости (стрелками указаны направления, в которые следует смещать устройство для введения ЭФ); з - использование прокладочной шайбы;

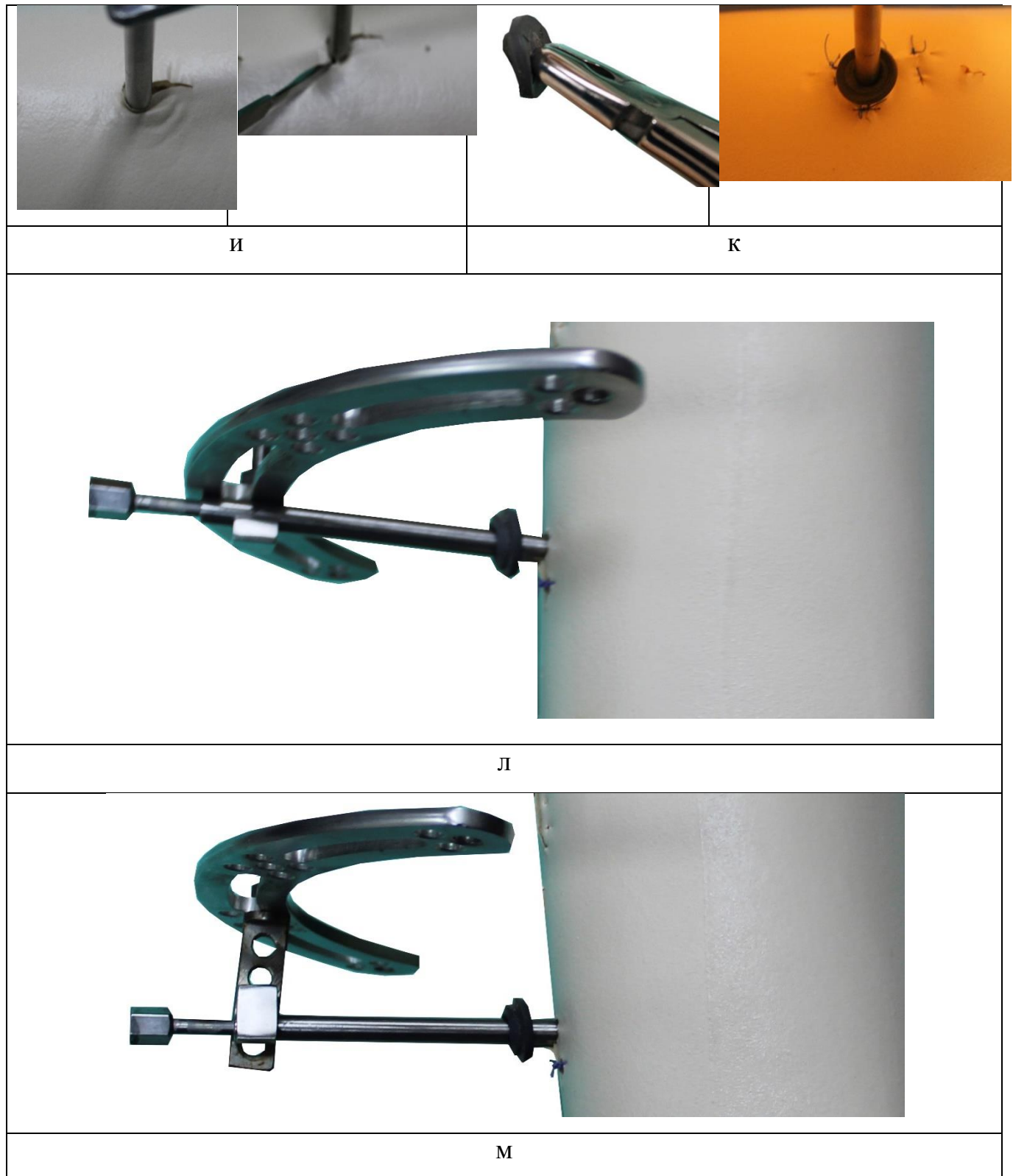


Рис. 4.11. Этапы установки экстракортикального фиксатора (продолжение): и - релиз мягких тканей (при необходимости) и ушивание раны; к - формирование отверстия в резиновой шайбе и надевание ее на ножку ЭФ; л - фиксация ЭФ к секторной опоре; м - фиксация ЭФ к консольной приставке.

4.5.4. Послеоперационное ведение больных

Послеоперационный уход за экстракортикальным фиксатором в целом не отличается от ухода за традиционными чрескостными элементами – спицами и стержнями-шурупами (Шевцов В.И., 1995; Paley D., 2005; Solomin L.N., 2012; Frankel, 2010).

Первую перевязку, как правило, делают на следующие сутки после операции. Удаляют марлевые салфетки. Используя раствор перекиси водорода, тщательно очищают кожу и детали аппарата от крови и раневого отделяемого. Если места выхода чрескостных элементов были обработаны раствором йода, его следы, во избежание ожога, удаляют посредством спиртового раствора. Вновь прикрывают места выхода чрескостных элементов марлевыми салфетками, пропитанными 70-процентным раствором этилового спирта. Недопустимо накручивать салфетку на чрескостный элемент или ЭФ, так как при этом образуются вдавления кожи конической формы. Салфетку разрезают до середины (формируют т.н. «штанишки»), надевают на хвостовик ЭФ и прижимают к коже фиксатором. Первые 2-3 дня, если необходимо, салфетки меняют ежедневно, затем – по мере загрязнения (но не реже, чем раз в 7-10 суток). Хлопчатобумажный чехол меняют вместе со сменой салфеток (рис. 4.12а,б).

Корочки, которые образуются в области выхода чрескостных элементов, являются своеобразным биологическим барьером, уменьшающим опасность инфекционных осложнений (Ghoz M. et al., 2008). Однако не следует путать эти корочки-«чехлы» с засохшим экссудатом, появившимся вследствие серозно-гнойного воспаления в области выхода чрескостных элементов. Засохший экссудат следует регулярно удалять, т.к. он затрудняет отток отделяемого.

При каждой перевязке оценивают, насколько натянута кожа у чрескостных элементов, и определяют динамику отека, измеряя длину окружности конечности на трех уровнях: на уровне костной раны, выше и ниже нее (рис. 4.12в,г,д).

Не реже, чем один раз в неделю следует контролировать стабильность фиксации ЭФ к опоре аппарата и, при необходимости, дополнительно затягивать гайку Г-образного фиксатора. Не реже раза в 2-3 недели необходимо проверять

напряжение вкручивания остроконечного стержня и при его «прослаблении» ввернуть на 1-2 оборота.

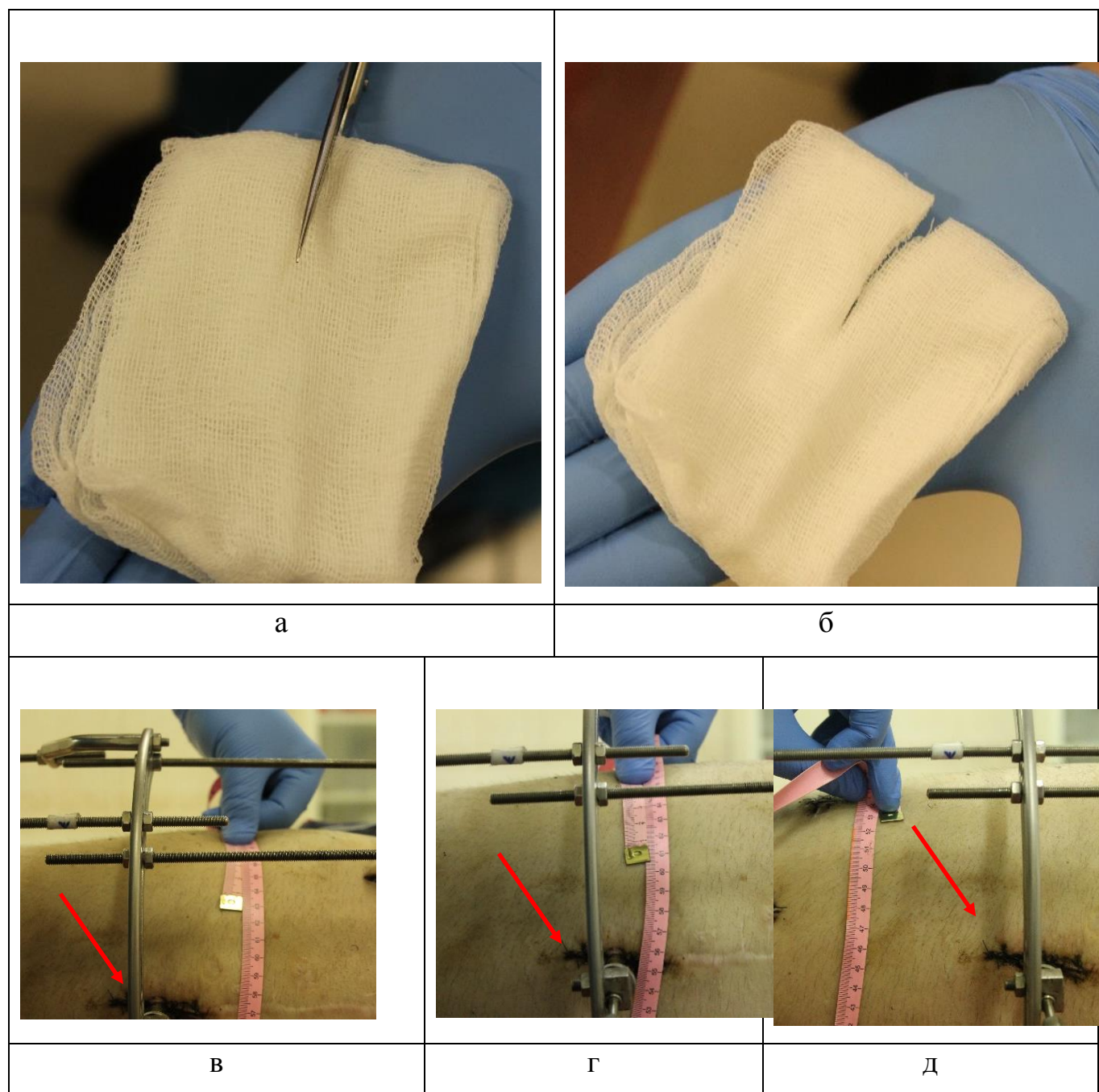


Рисунок 4.12. Послеоперационный уход за экстракорткальным фиксатором: а, б – изготовление «штанишек» из марлевой салфетки; в, г, д – измерение отека мягких тканей бедра вблизи экстракорткального фиксатора (стрелкой обозначено место выхода ЭФ)

4.5.5. Удаление экстракортикального фиксатора

При реализации второго этапа оперативного лечения при выполнении методик АЗГ, УПГ, ЗДПГ требуется обеспечение достаточной анестезии, поэтому удаление экстракортикального фиксатора в данных случаях выполняется как заключительный элемент основной операции. В виде исключения при необходимости удаления экстракортикальных фиксаторов может быть использована местная анестезия. Мы имеем два клинических наблюдения, когда экстракортикальные фиксаторы были удалены под местной анестезией в связи с отказом от общего обезболивания пациентов. Средняя продолжительность удаления ЭФ составила 4-6 минут.

Как правило, перед удалением ЭФ удаляют все традиционные чрескостные элементы и демонтируют «раму» аппарата. После этого обрабатывают операционное поле. ЭФ фиксируют специальным зажимом – тем же, что использовался при установке скрепителя (рис. 4.13а). После этого полностью выкручивают остроконечный стержень (рис. 4.13б). От ножки фиксатора, дистально и проксимально, делают два 10мм разреза – выше и ниже фиксатора; соединяют их у ножки. Прямым распатором делают канал вдоль ножки ЭФ до кости (рис. 4.13в). Слегка подают фиксатор вглубь, чтобы дистальный зуб лапки вышел из зацепления с костью. При помощи фиксированного к ЭФ устройства, ротируют последний на 90 гр. против часовой стрелки. При этом лапка фиксатора становится параллельно анатомической оси кости (рис. 4.13г). Тягой за фиксатор извлекают его наружу (рис. 4.13д). Рану ушивают наглухо (рис. 4.12е).



Рис. 4.13. Удаление экстракортикального фиксатора: а - фиксация специального устройства; б - извлечение остроконечного стержня

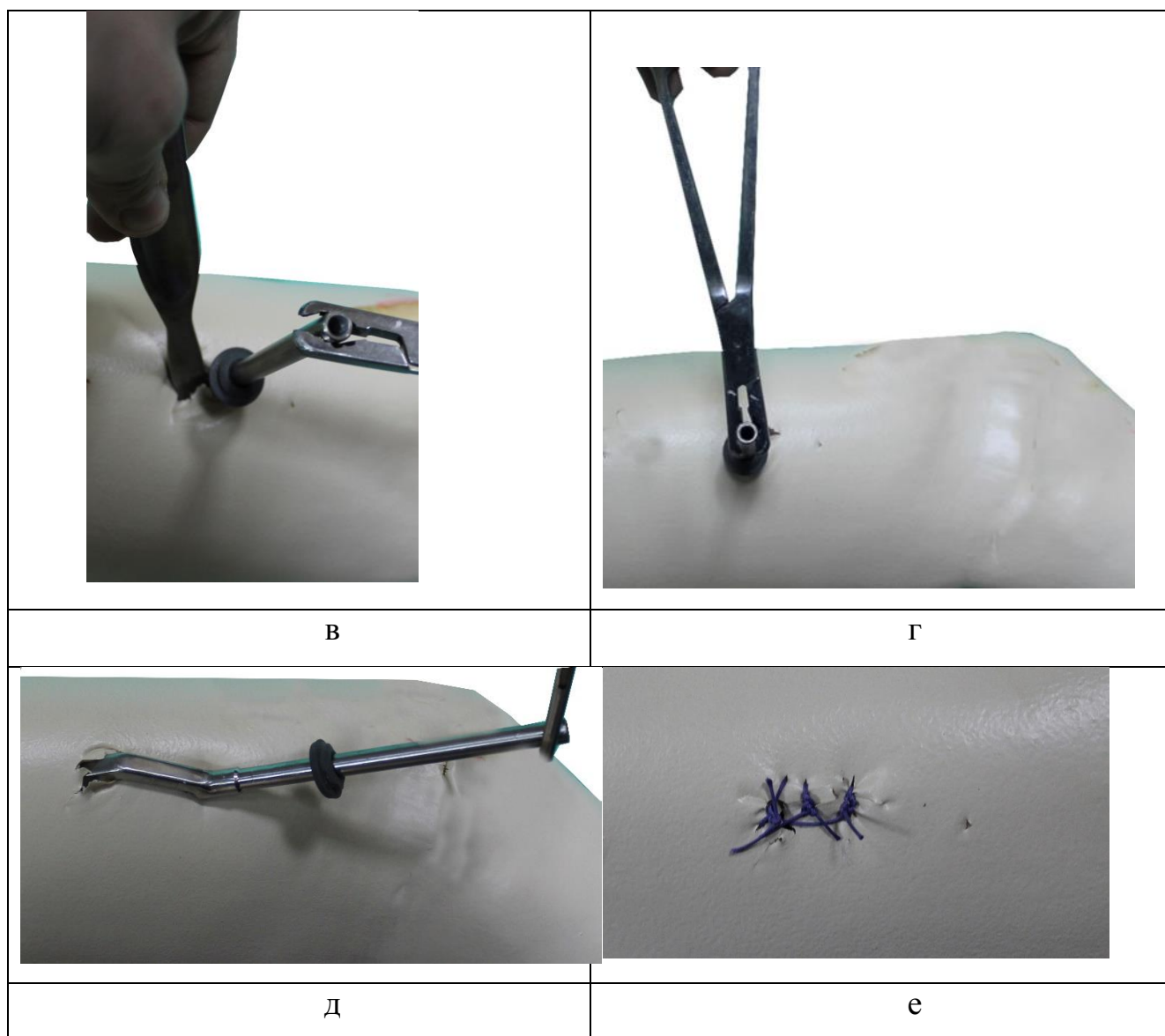


Рис. 4.13. Удаление экстракортикального фиксатора (продолжение): в - формирование канала распатором; г - поворот ЭФ на 90 гр.; д - извлечение фиксатора; е - ушивание раны

Необходимо отметить, что наряду с несомненными преимуществами экстракортикальных фиксаторов, связанными с “непрониканием” в костно-мозговую полость, имеются и недостатки скрепителя. В первую очередь это несколько большая травматичность при его установке и удалении; для этих манипуляций требуется больше времени, чем для введения и фиксации спиц и стержней-шурупов. Удаление ЭФ под местной анестезией возможно только ограниченном

числе случаев. Учет этих особенностей следует также учитывать при применении ЭФ.

4.6 Резюме

Анализ клинического применения экстракортикального фиксатора подтвердил возможность применения экстракортикальных фиксаторов при лечении пациентов с различной патологией бедренной кости методиками АсВФ, АЗГ, УПГ и ЗДПГ. При этом использование экспериментально доказанных компоновок аппаратов внешней фиксации подтвердило их состоятельность. На сравнительном анализе осложнений пациентов доказано, что ЭФ уменьшает риск и частоту возникновения. Полученные в ходе диссертационного исследования данные позволили создать основы технологии применения экстракортикальных фиксаторов в методиках комбинированного и последовательного применения внешней внутренней фиксации.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для фиксации костных фрагментов при переломах, коррекции деформаций, замещении дефектов длинных костей, и в т.ч. бедренной кости, в современной травматологии и ортопедии существует два основных метода остеосинтеза: внутренний (погружной) и внешний (чрескостный). Каждый из них имеет свои преимущества и недостатки. Например, применение погружного остеосинтеза может быть ограничено наличием инфекционного процесса, риском развития невропатий и ишемических нарушений при одномоментной коррекции деформации. Кроме этого, при ортопедической патологии применение внутрикостной фиксации зачастую технически трудновыполнимо, что связано с окклюзией костномозгового канала. Возникающая в некоторых случаях необходимость вторичного смещения костных фрагментов для восстановления правильных значений механических углов затрудняет установку как интрамедуллярных стержней, так и на костных пластин. Наличие нескольких компонентов деформации, особенно торсионного, осложняет выполнение одномоментной коррекции (Скоморошко П.В., 2014; Johnson E.E., 1994; Bar-On E. et al., 2009; Solomin L.N., 2012; Wu C.C., 2012).

Именно поэтому для лечения сложных деформаций, сочетающихся с укорочением сегмента, «золотым стандартом» является применение чрескостного остеосинтеза. При применении внешней фиксации имеется уникальная возможность направленного управляемого трехплоскостного перемещения костных фрагментов. Однако при использовании чрескостного остеосинтеза возможно развитие «присущих» ему осложнений: трансфиксационных контрактур, воспаления мягких тканей в местах проведения чрескостных элементов. Отрицательной стороной внешней фиксации является дискомфорт, который испытывает пациент, и который связан с наличием аппарата внешней фиксации. Необходимость многомесячного квалифицированного врачебного мониторинга при чрескостном остеосинтезе трудо- и экономически затратно (Шевцов В.И., 1987; Palatnik Y., 2011; Hasler C.C., 2012).

Объединение преимуществ каждого метода с целью достичь лучшего результата, нежели при их раздельном применении, способствует улучшению результа-

тов лечения и снижению количества осложнений (Челноков А.Н., 2009; Соломин Л.Н., 2010, 2015; Matsoukis J., 1991; Raschke, 1992; Herzenberg J., 1997; Paley D., 1997, 2003; Emara K., 2011; Kovar F.M., 2011). На сегодняшний день существуют 4 основных группы технологий, в которых внешняя и внутренняя фиксация используются на последовательной или комбинированной основе: «ассистирующий» чрескостный остеосинтез для выполнения внутренней фиксации (АсВФ); последовательное использование чрескостного и блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза («Аппарат-Затем-Гвоздь» - АЗГ); удлинение поверх гвоздя (УПГ); замещение дефекта кости поверх гвоздя (ЗДПГ).

Особенностью совместного использования внутренних и чрескостных фиксаторов является то, что для исключения их контакта зачастую необходимо использовать стержни-шурупы меньшего диаметра и вводить их с нарушением стандартной методики, т.е. эксцентрично. По этой же причине иногда приходится использовать интрамедуллярный стержень меньшего диаметра. Все перечисленное уменьшает жесткость фиксации костных фрагментов, чревато деформацией костных фиксаторов, «вырезыванию» стержней шурупов, заклиниванию интрамедуллярного стержня.

В РНИИТО им. Р.Р. Вредена разработано специальное устройство – экстракортикальный фиксатор (патент на изобретение № 2257866). Благодаря своим конструктивным особенностям, а именно погружной части, контактирующей только с внешней поверхностью бедренной кости (без проникновения в костномозговой канал), ЭФ позволяет фиксировать костный фрагмент при наличии в костномозговой полости инородного тела: интрамедуллярного стержня, ножки протеза и т.п. В.А. Виленским (2006 г.) была доказана клиническая эффективность ЭФ при лечении перипротезных переломов. При этом стали очевидны и его недостатки: недостаточные фиксационные качества, травматичность при установке и удалении. В 2009 году конструкция ЭФ была усовершенствована (патент на полезную модель № 87618). Однако до настоящего времени не была разработана и обоснована технология использования ЭФ, направленные на улучшение резуль-

татов лечения пациентов с деформациями, дефектами и переломами бедренной кости. Это и явилось целью для настоящего исследования.

Для достижения цели нами было выполнено исследование, состоящее из двух взаимосвязанных частей. В *экспериментальной части* были обоснованы компоновки чрескостных аппаратов, в которых наряду со стандартными чрескостными элементами используются экстракортикальные фиксаторы. Для этого были исследована жесткость фиксации костных фрагментов, которую обеспечивают модули первого порядка (одна опора с фиксирующими кость элементами), второго порядка (две опоры) и третьего порядка (полная компоновка аппарата). Для получения и оценки результатов использована медицинская технология ФС-2005/021 «Метод исследования жесткости чрескостного остеосинтеза при планировании операций».

При анализе результатов было выявлено, что модуль первого порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, введенных под углом 60° по отношению друг к другу и расположенных расстоянии 5 см друг от друга, обеспечивает наибольшую жесткость фиксации костных фрагментов из всех 4 вариантов исследуемых конструкций. По сравнению с эталонным модулем он превосходит его в 1,2 - 3,7 раза. При оценке модулей второго порядка (4 варианта) доказано, что модуль на основе двух экстракортикальных фиксаторов, расположенных на расстоянии 10 см относительно друг друга, с углом “перекреста на протяжении” 60° в целом обеспечивает лучшие значения жесткости фиксации костных фрагментов. Значение жесткости эталонного модуля уступает данному модулю второго порядка в 1,5 – 4,0 раза (для разных смещающих усилий). Таким образом, определение модулей первого и второго порядков с лучшими показателями жесткости фиксации костных фрагментов позволило нам *решить первую задачу* диссертационного исследования. При изучении модулей третьего порядка (3 варианта) выявлено, что наилучшими показателями жесткости фиксации костных фрагментов обладает модуль на основе двух модулей второго порядка, которые обеспечивают наилучшие показатели жесткости фиксации костных фрагментов. Жесткость этого модуля превосходит значение эталонного модуля третьего по-

рядка в зависимости от исследуемой нагрузки от 1,9 до 4,1 раз. Следовательно, результаты экспериментальной части диссертации подтвердили, что использование ЭФ в исследованных компоновках аппаратов внешней фиксации обеспечивает необходимую жесткость фиксации костных фрагментов, благодаря чему была решена *вторая из поставленных задач*.

Клиническая часть исследования включала в себя сравнительный анализ лечения 120 пациентов с повреждениями бедренной кости и их последствиями. Из них у 85 пациентов в компоновках были использованы экстракортикальные фиксаторы (группа Кл-1), а у 35 были использованы только традиционные чрескостные элементы (группа Кл-2). Дополнительно каждая группа была разделена на две подгруппы. Первые составляли пациенты, у которых внешняя фиксация была использована интраоперационно для ассистирующей внешней фиксации при выполнении БИОС. Они обозначены как Кл-1-1 (26 случаев) и Кл-2-1 (17 наблюдений). В группах Кл-1-2 и Кл-2-2 внешняя фиксация была использована во времени - для реализации методик «АЗГ», УПГ и ЗДПГ. Они включали в себя 59 и 18 случаев соответственно. Во всех случаях были использованы аппараты, скомпонованные на основе знаний, полученных при выполнении первой части исследования.

Для оценки точности одномоментной коррекции деформации в подгруппах Кл-1-1 и Кл-2-1 рентгенографической оценке подвергались следующие РЛУ: механические, анатомические углы проксимального и дистального фрагментов, отклонение механической оси. Выявлено, что в каждой из подгрупп используемые аппараты обеспечили необходимую точность коррекции ($p < 0,05$ по всем анализируемым параметрам). При этом для группы Кл-1-1 клиническая апробация изученных модулей подтвердила их соответствие возлагаемым требованиям: простота монтажа, стабильная фиксация фрагментов, «свободное» введение внутрикостного стержня. Среднее время, затрачиваемое на монтаж аппарата, составило $33,1 \pm 10,7$ мин.

При анализе рентгенограмм пациентов подгрупп Кл-1-2 и Кл-2-2 также выявлено улучшение значений изучаемых РЛУ бедренной кости, что подтверждено

статистически (значение $p < 0,05$ по всем анализируемым параметрам). В 13,6% случаев у пациентов группы Кл-1-2 сохранялась девиация механической оси, превышающая референтное значение. У всех этих больных сохранялось укорочение нижней конечности. После устранения укорочения (как за счет бедра, так и за счет голени) прохождение механической оси нижней конечности через коленный сустав было в пределах нормы. Изучение результатов лечения пациентов позволило нам получить новые сведения о методиках совместного использования внешней и внутренней фиксации, оценить эффективность применения ЭФ, сравнив ее с собственными наблюдениями и данными литературы, благодаря чему была решена вторая задача данного диссертационного исследования.

В ходе исследования было доказано, что применение экстракортикальных фиксаторов уменьшает риск развития осложнений, присущих внешней фиксации. Так, в Кл-1-2 у пациентов, которым выполнялись методики последовательного и комбинированного использования внешней и внутренней фиксации, воспаление констатировано в 4-х клинических наблюдениях. Оно возникло в области четырех экстракортикальных фиксаторов и у шести традиционных чрескостных элементов. В группе Кл-2-2 воспаление возникло у 4 пациентов. При этом оно диагностировано у семи традиционных чрескостных элементов – спиц и стержней-шурупов. Таким образом, в группе Кл-1-2 имели воспаление 45,5 % из всех использованных в компоновке аппарата фиксирующих элементов; из них – 18,2 % приходилось на ЭФ. В группе Кл-2-2 имели воспаление 34,7% из всех использованных в компоновке аппарата фиксирующих элементов. Соотношение общего числа чрескостных элементов групп «ЭФ» и «ЧЭ» составляет 1:1,2 соответственно. Таким образом, при выполнении методик последовательного и комбинированного применения внешней и внутренней фиксации воспаление в области ЭФ не превышало количество воспалений в области традиционных чрескостных элементов и достоверно не отличалось от показателей, получаемых при использовании только традиционных чрескостных элементов.

При лечении перипротезных переломов и деформаций с использованием экстракортикальных фиксаторов, из 15-х клинических наблюдений воспаление было

констатировано у 2 пациентов и возникло у 2-х ЭФ и 3-х стержней-шурупов (13,3 %). Таким образом, в группе Кл-1-2 при лечении перипротезных переломов и коррекции перипротезных деформаций имелось воспаление 33,3% из всех использованных в компоновке аппарата фиксирующих элементов; из них – 12,4% приходилось на ЭФ.

Снижение стабильности фиксации костного фрагмента экстракортикальным фиксатором было отмечено в одном случае. Однако при этом ЭФ занял несколько угловое положение и фиксирующих свойств полностью не утратил. Возможная причина осложнения – невыполнение пациентом поддерживающей компрессии остроконечным стержнем.

Перелом экстракортикального фиксатора в месте перехода хвостовика в лапку произошел в одном случае уже при демонтаже аппарата; причем общая продолжительность непрерывного использования этого ЭФ составила 22 месяца. Переломов традиционных чрескостных элементов в Кл-1-2 отмечено не было. В Кл-2-2 были 2 случая перелома стержней-шурупов; в одном случае потребовалось проведение замещающего чрескостного элемента.

Другие осложнения, возникшие в ходе лечения обеих групп пациентов, по нашему мнению, не были напрямую связаны с применением тех или иных фиксирующих элементов. Так, заклинивание интрамедуллярного стержня при дистракции возникло у одного пациента в группе с применением ЭФ и у двух пациентов в группе с традиционными чрескостными элементами. В группе Кл-1-2 это было связано с необходимостью, кроме удлинения, устранить торсионный компонент деформации. В группе Кл-2-2 была попытка удлинить бедро поверх уже имеющегося гвоздя, без дополнительного рассверливания костномозгового канала. Развитие невропатии седалищного нерва (3 случая в Кл-1-2, 1 случай в Кл-2-2) не было связано с использованием фиксирующих элементов, т.к. все они были проведены в проекции «Рекомендуемых Позиций». Аналогичное можно утверждать в отношении контрактур коленного сустава (2 случая в группе Кл-1-2, 1 случай в группе Кл-2-2). Благодаря полученным данным, доказано, что применение ЭФ не увели-

чивает риск развития осложнений по сравнению с традиционными чрескостными элементами, что позволило ответить нам на четвертую задачу.

Оценка функциональных результатов лечения в группах Кл-1-2 и Кл-2-2 проводилась с использованием шкалы LEFS. После выполнения демонтажа АВФ сумма баллов в группе Кл-1-2 улучшилась на 12,9 % (10,3 балла) (за 100% взято максимально возможное значение шкалы LEFS – 80 баллов) по сравнению с исходным значением. Для группы Кл-2-2 сумма баллов улучшилась на 11,4 % (9,1 балла). Данный показатель на сроках 6 и 12 месяцев после демонтажа АВФ в группе с использованием ЭФ по сравнению с значением шкалы LEFS до выполнения оперативного лечения повысился на 34,25 % (27,4 балла) и 43,6 % (34,9 балла) соответственно. Для группы Кл-2-2 улучшение аналогичных показателей было на 22,3 % (17,9 балла) и 30,1 % (24,1 балла) по сравнению с значением шкалы LEFS до выполнения оперативного лечения. Таким образом в группе с использованием ЭФ (Кл-1-2) функциональные результаты лечения на ранних сроках после операции не отличаются от результатов, полученных в группе с использованием традиционных чрескостных элементов (Кл-2-2), и были выше на сроках 6 и 12 месяцев после операции.

В 5,1 % случаев в группе Кл-1-2 было выявлено уменьшение суммы баллов шкалы LEFS на сроке 12 месяцев по сравнению со сроком 6 месяцев. Однако это было связано с выполнением у данных пациентов следующего этапа оперативного лечения: удлинение поверх интрамедуллярного стержня с использованием ЭФ. В 11,9 % случаев на сроке 12 месяцев сумма баллов не превышала пороговое значение в 59 баллов, что согласно шкале LEFS, относится к ограничению функции. Это связано с имеющимися у пациентов анкилозом коленного сустава и укорочением нижней конечности более 5 см.

Таким образом, клиническая часть нашего исследования доказала возможность и целесообразность применения экстракортикальных фиксаторов в методиках комбинированного и последовательного применения внешней и внутренней фиксации бедренной кости. Клиническая апробация исследованных в экспериментальной части модулей на основе экстракортикальных фиксаторов подтверди-

ла их состоятельность. Полученные в ходе исследования позволили создать основы технологии применения экстракортикального фиксатора в методиках комбинированного и последовательного применения внешней внутренней фиксации.

Основными показаниями для применения экстракортикальных фиксаторов, по нашему мнению, являются:

- врожденные или приобретенные деформации бедренной кости. В данном случае ЭФ применяются в методиках последовательного использования внешней и внутренней фиксации (АсВФ и АЗГ);
- укорочения бедренной кости, в т.ч. субъективные - при желании увеличить рост (УПГ);
- дефекты бедренной кости (ЗДПГ);
- перипротезные переломы бедренной кости или перипротезные деформации;
- наличие канального остеомиелита бедренной кости.

Противопоказания к использованию экстракортикальных фиксаторов в целом аналогичны противопоказаниям для проведения обычных чрескостных элементов. Однако наличие канального остеомиелита не является противопоказанием к ЭФ именно в силу отсутствия проникновения этого «элемента» в костномозговую полость. Как и при применении стержней-шурупов, ЭФ следует с осторожностью применять при остеопорозе из-за угрозы прорезывания кости.

Предоперационная подготовка в целом не отличается от разработанной для чрескостного остеосинтеза бедренной кости, комбинированного и последовательного применения внешней и внутренней фиксации (Челноков А.Н., 2009; Rozbruch S.R., 2008; Kocaoglu M., 2009, 2015). Особенностью является подбор типоразмеров ЭФ в местах их предполагаемого введения. Техника установки ЭФ предполагает последовательное выполнение 7 шагов. Послеоперационный уход за экстракортикальным фиксатором в целом не отличается от ухода за традиционными чрескостными элементами – спицами и стержнями-шурупами (Шевцов В.И., 1995; Paley D., 2005; Golyakhovsky V., 2010; Solomin L.N., 2012). Не реже, чем один раз в неделю следует контролировать стабильность фиксации ЭФ к опоре аппарата и, при необходимости, дополнительно затягивать гайку Г-образного

фиксатора. Не реже раза в 2-3 недели необходимо проверять напряжение вкручивания остроконечного стержня и при его «прослаблении» вернуть на 1-2 оборота. При реализации методик АЗГ, УПГ, ЗДПГ для удаления ЭФ требуется обеспечение достаточной анестезии, поэтому манипуляцию следует проводить в операционной.

В заключении необходимо отметить, что наряду с несомненными преимуществами экстракортикальных фиксаторов, связанными с “непрониканием” в костно-мозговую полость, имеются и недостатки скрепителя. К ним относится травматичность при его установке и удалении; эти манипуляции требуют больше времени, чем для введения и фиксации спиц и стержней-шурупов. Удаление ЭФ под местной анестезией возможно только в ограниченном числе случаев. Данные особенности следует учитывать при применении экстракортикальных фиксаторов.

Таким образом, в ходе диссертационного исследования удалось решить все поставленные задачи: экспериментально обосновать использование модулей первого и второго порядка с применением ЭФ; создать оптимальные компоновки АВФ с использованием ЭФ; изучить клиническое применение ЭФ при лечении пациентов с различной патологией бедренной кости; оценить возникшие осложнения в сравнении с применением традиционных чрескостных элементов по данным собственных наблюдений и мировой литературы, благодаря чему цель диссертационного исследования была достигнута.

ВЫВОДЫ

1. Модуль первого порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, введенных под углом 60° по отношению друг к другу и модуль второго порядка на основе двух экстракортикальных фиксаторов, расположенных на расстоянии 10 см относительно друг друга, с углом “перекреста на протяжении” 60° обладают лучшими показателями жесткости фиксации костных фрагментов среди исследованных модулей и превосходят показатели эталонных модулей в 1,2 - 3,7 и 1,5 - 4,0 раза соответственно.

2. Созданные на основе экспериментальных исследований компоновки чрескостных аппаратов с использованием ЭФ обеспечивают жесткость фиксации костных фрагментов, превосходящую значение эталонных модулей третьего порядка 1,9 – 4,1 раза, что обосновывает их применение при реализации методик ассистирующей внешней фиксации (АсВФ), последовательного использования внешней фиксации и блокируемого интрамедуллярного остеосинтеза (АЗГ), удлинения поверх гвоздя (УПГ), замещении дефекта поверх гвоздя (ЗДПГ), а также при остеосинтезе перипротезных переломов и коррекции перипротезных деформаций.

3. При анализе результатов лечения пациентов, у которых был применен ЭФ (Кл-1) и использовались только традиционные чрескостные элементы (Кл-2) установлено, что применение ЭФ упрощает монтаж аппаратов, в которых исключено блокирование внутрикостного стержня. При коррекции деформаций улучшение показателей исследуемых референтных линий и углов наступало в обеих исследуемых группах ($p < 0,05$).

4. Функциональные результаты лечения в группе Кл-1-2 после операции не отличаются от результатов, полученных в группе Кл-2-2, и были лучше их на сроках 6 и 12 месяцев после операции (при оценке данных по шкале LEFS); результаты лечения, полученные в группе Кл-1 соответствуют данным мировой литературы о применении аналогичных методик с использованием традиционных чрескостных элементов.

5. Использование экстракортикальных фиксаторов достоверно не увеличивает ($p>0,05$) количество осложнений, возникающих при применении методик комбинированного и последовательного использования внешней и внутренней фиксации, лечении перипротезных переломов и коррекции перипротезных деформаций.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для возможности эффективно использовать экстракортикальные фиксаторы необходимо обладать достаточными теоретическими знаниями и практическими навыками в чрескостном остеосинтезе, блокируемом интрамедуллярном остеосинтезе, а также методиках комбинированного и последовательного использования внешней и внутренней фиксации.

2. В основе стабильной фиксации ЭФ к кости, и, как следствие, стабильности остеосинтеза в целом – правильный подбор типоразмера ЭФ. Поэтому пользователю должен быть доступен набор из всех шести типоразмеров фиксатора.

3. При остеопорозе для исключения прорезывания остроконечным стержнем кортикального слоя, можно использовать прокладочную шайбу из пластика, гомокости и т.п.

4. В послеоперационном периоде не реже, чем раз в 2-3 недели следует контролировать напряжение остроконечного стержня и при его «прослаблении» - вернуть его на 1-2 оборота.

5. Удаление ЭФ должно осуществляться в операционной под рауш-наркозом или (реже) – местной анестезией. Если период фиксации ЭФ продолжался более 6-8 месяцев, надо быть готовым к мобилизации ЭФ от окружающих его рубцов.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АЗГ – «аппарат-затем-гвоздь»

аЗДБУ – анатомический задний дистальный бедренный угол

АВФ – аппарат внешней фиксации

АсВФ – ассистирующая внешняя фиксация

БИОС – блокируемый интрамедуллярный остеосинтез

ДМО – девиация механической оси

ЗДПГ – замещение дефекта поверх гвоздя

КО – канальный остеомиелит

ПД – перипротезная деформация

мЛДБУ – механический латеральный дистальный бедренный угол

мЛПрБУ – механический латеральный проксимальный бедренный угол

ПП – перипротезный перелом

УПГ – удлинение поверх гвоздя

ЧО – чрескостный остеосинтез

ЧЭ – чрескостный элемент

ЭОП – электронно-оптический преобразователь

ЭФ – экстракортикальный фиксатор

LEFS – Lower Extremity Functional Scale

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Амирасланов, Ю.А. Основные принципы лечения пациентов с хроническим остеомиелитом длинных костей / Ю.А. Амирасланов, А.М. Светухин, В.А. Митиш, И.В. Борисов и др. // Вестн. хирургии им. И.И. Грекова. - 2000. – Вып. 159. – № 2. – С. 91–96.
2. Андрианов, М.В. Комбинированный чрескостный остеосинтез при диафизарных переломах бедренной кости и их последствиях: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Андрианов Максим Васильевич. – СПб., 2007. – 22 с.
3. Анкин, Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Л.Н. Анкин, Н.Л. Анкин. – М.: Книга-плюс, 2002. — 480 с.).
4. Березуцкий, С.Н. Некоторые аспекты растяжимости биологических тканей в травматологии и ортопедии (по данным иностранной литературы) / С.Н. Березуцкий // Дальневосточный медицинский журнал. – 2011. – № 1. - С. 123-126.
5. Боровиков В.П. STATISTICA: искусство анализа данных на компьютере. Для профессионалов / В.П. Боровиков. – СПб.: Питер, 2001. – 656 с.
6. Гильмутдинов М.Р. Ортопедические осложнения у детей, перенесших острый гематогенный метаэпифизарный остеомиелит нижних конечностей / М.Р. Гильмутдинов, И.Ф. Ахтямов, А.П. Скворцов, П.Н. Гребнев // Вестник современной клинической медицины. – 2009. – Т. 2, № 2. – С. 18-20
7. Жабин Г.И. Экспериментальные исследования жесткости фиксации различными конструкциями на модели оскольчатого перелома проксимального отдела локтевой кости / Г.И Жабин, А. Аль-Самани, В.П. Румакин // Травматология и ортопедия России. – 2011. – № 3(61). – С. 61-67.
8. Закрытый интрамедуллярный остеосинтез в лечении несращений длинных костей: ФС2009/089 от 21.04.2009. / сост. А.Н. Челноков, Л.Н.Соломин, П.А.Иванов, Д.А.Бекреев. - Екатеринбург 2009. – 40 с.
9. Зырянов С.Я. Коррекция деформаций одновременно всех сегментов / С.Я. Зырянов // Метод Илизарова - достижения и перспективы: Тез. докл. меж-

- дународ. конференции, посвящ. памяти акад. Г.А. Илизарова. - Курган, 1993. - С. 141.
- 10.Зырянов С.Я. Лечение больных со множественными деформациями нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза: автореф. дис. ... докт. мед. наук / Зырянов С.Я. – Курган, 2002. – 43 с.
 - 11.Илизаров, Г.А. Коррекция деформаций сегментов нижней конечности с одновременным удлинением ее по Илизарову / Г.А. Илизаров, С.Я. Зырянов // Метод Илизарова: теория, эксперимент, клиника: тезисы доклада юбилейной международной конференции. – Курган, 1991. – С. 287 – 289.
 - 12.Илизаров, Г.А. Удлинение бедра с одновременным устранением деформации / Г.А. Илизаров, В.Г. Трохова // Тезисы к итоговой научной сессии институтов травматологии и ортопедии РСФСР совместно с Пленумом правления Всероссийского научно-медицинского общества травматологов и ортопедов. – Л., 1968. – С. 128-130.
 - 13.Илизаров, Г.А. Чрескостный компрессионный остеосинтез аппаратом автора : дис. ...канд. (докт.) мед. наук / Г.А. Илизаров. – Пермь, 1968. – 483 с.
 14. Калнберз, В.К. Компрессионо-дистракционные аппараты напряженной и жесткой систем / В.К. Калнберз. – Рига, 1981. – 67 с.
 - 15.Кожевников, О.В. Современная технология остеосинтеза проксимального отдела бедренной кости при реконструктивных операциях на тазобедренном суставе у детей / О.В. Кожевников, Миронов С.П., Иванов А.В., Гаврюшенко Н.С., Затона Д.Б., Кралина С.Э., Азимов Ш.Т. // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова – 2010 - №1. – С. 54-59.
 - 16.Котельников, Г.П. Травматология / Г.П. Котельников, В.Ф. Мирошниченко. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. – 287 с.
 - 17.Кутин, А.А. Гематогенный остеомиелит / А.А. Кутин, Н.И. Моисеенко. – М.: Медицина, 2000. – 223 с.
 - 18.Ли, А.Д. Руководство по чрескостному компрессионно-дистракционному остеосинтезу. / А.Д. Ли, Р.С. Баширов. – Томск: Издательство «Красное знамя», 2002. - 307 с.

- 19.Марков, Д.А. Стимуляция репаративного остеогенеза при лечении диафизарных переломов длинных костей: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Марков Дмитрий Александрович. – Саратов, 2008 г. - 23 с.
- 20.Месхи, К.Т. Анализ сроков временной нетрудоспособности больных с различной ортопедической патологией / К.Т. Месхи // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. - 2007. - № 4. - С. 15-18.
- 21.Метод компоновок аппаратов для чрескостного остеосинтеза (медицинская технология). / сост. Л.Н. Соломин, В.А. Виленский, С.С. Торопов, С.В. Майков, К.Л. Корчагин, Е.П. Сорокин. – СПб, 2010. – 28 с.
- 22.Метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза длинных костей: методические рекомендации №2002/134 / сост. Л.Н. Соломин, Н.В. Корнилов, А.В. Войтович, В.И. Кулик, В.А. Лаврентьев. – СПб, 2004. – 21 с.
- 23.Минасов, Т.Б. Оценка результатов лечения переломов проксимального отдела бедра / Т.Б. Минасов, Б.Ш. Минасов, М.Р. Хакимов, Е.С. Шигаев // Специальный выпуск журнала «Хирург» - 2010 - №2. – С. 138-140.
- 24.Мироманов, А.М. Переломы длинных костей конечностей: прогностические критерии развития осложнений: автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Мироманов Александр Михайлович. – Курган, 2013. – 41 с.
- 25.Нелин, Н.И. Хирургическое лечение и профилактика ортопедических осложнений тяжелых травм бедра и голени: автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Нелин Николай Иванович. – Москва, 2010 г. – 37 с.
- 26.Оганесян О.В. Основы наружной чрескостной фиксации: руководство для врачей / О.В. Оганесян. – М.: Медицина, 2004. – 432 с.
- 27.Определение референтных линий и углов длинных трубчатых костей: пособие для врачей. – 2-е изд., перераб. и доп. / Л.Н. Соломин, Е.А. Щепкина, П.Н. Кулеш, В.А. Виленский, К.Л. Корчагин, П.В. Скоморошко // СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена. – 2012. – 48 с.
- 28.Попков, А.В. Биомеханические аспекты проблемы функциональной реабилитации опорно-двигательного аппарата при удлинении конечностей (обзор

- литературы) / А.В. Попков, М.С. Сайфутдинов, Д.А. Попков // Гений ортопедии. – 2002. - №3. – С. 128.
- 29.Попков, Д.А. К вопросу о стабильности фиксации при билокальном дистракционном остеосинтезе бедра / Д.А. Попков, С.А. Аборин, О.В. Колчев // Гений ортопедии. – 2002. - №2. – С. 40.
- 30.Реброва О.В. Статистический анализ медицинских данных с помощью пакета программ «Статистика» / О.В. Реброва. – М.: Медиа Сфера, 2002. – 380 с.
- 31.Романенко О.П. Врожденные пороки развития / О.П. Романенко, С.К.Клюева. – СПб., 2004 г. – 150 с.
- 32.Скоморошко, П.В. Оптимизация лечения больных с диафизарными деформациями бедренной кости на основе использования чрескостного аппарата со свойствами пассивной компьютерной навигации (экспериментально-клиническое исследование): автореф. дис. ... канд. мед. наук / Скоморошко Петр Васильевич. – СПб., 2014. – 24 с.
- 33.Соколов, В.А. Профилактика и лечение осложнений закрытого блокируемого остеосинтеза переломов длинных костей у пострадавших с политравмой / В.А. Соколов, Е.И. Бялик, А.М. Файн, П.А. Иванов, Ю.А. Воронцов // Вестн. травматол. ортопед. - 2008. - №. 2. - С. 29-32.
- 34.Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Л.Н. Соломин. – СПб: Морсар АВ, 2005. – 544 с.
- 35.Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза / под ред. Л.Н. Соломина. – М.: БИНОМ, 2014. – Т. 1. – 328 с.
- 36.Соломин, Л.Н. Сравнительный анализ жесткости остеосинтеза, обеспечиваемой чрескостными аппаратами, работающими на основе компьютерной навигации, и комбинированным спице-стержневым аппаратом / Л.Н. Соломин, В.А. Виленский, А.И. Утехин, В. Террел // Травматология и ортопедия России. – 2009. - № 2 (52). – С. 20-25.

- 37.Тенилин, Н.А. Ортопедо-хирургическая реабилитация детей с редкими врожденными аномалиями нижних конечностей: автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Тенилин Николай Александрович. - Н. Новгород, 2009 г. – 46 с.
- 38.Травматология: национальное руководство / под ред. Г.П. Котельникова, С.П. Миронова. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. – 1044 с.
- 39.Челноков, А.Н. Ошибки и осложнения закрытого интрамедуллярного остеосинтеза бедра / А.Н. Челноков // Травма. – 2007. – Т. 8, №3. – С. 317.
- 40.Шапошников, Ю.Г., / Травматология и ортопедия: руководство для врачей в 3х томах, - «Медицина» 1997 г.).
- 41.Шевцов, В.И. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И. Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр. – Курган: Периодика, 1995. – 165 с.
- 42.Шевцов, В.И. Лечение детей с врожденным вывихом бедра с применением аппарата Илизарова / В.И. Шевцов, В.Д. Макушин, М.П. Тепленький // Вестник Тюменского государственного университета. Социально-экономические и правовые исследования – 2005 - №1. – С. 218- 225.
- 43.Шевцов, В.И. Метод чрескостного остеосинтеза в лечении больных хроническим остеомиелитом / В.И. Шевцов, А.И. Лапынин, Н.М. Ключин. – Курган, 2001. – 222 с.
- 44.Шевцов, В.И. Применение чрескостного остеосинтеза по Г.А. Илизарову в амбулаторных условиях / В.И. Шевцов. – Пермь, 1987. – 46 с.
- 45.Шевцов, В.И. Удлинение бедра у детей и подростков с ахондроплазией / В.И. Шевцов, К.И. Новиков, А.М. Аранович, Т.И. Менщикова // Гений Ортопедии. 2002. - № 1. – С. 7-10.
- 46.Aronson, J. Limb-lengthening, skeletal reconstruction, and bone transport with the Ilizarov method / J. Aronson // J Bone Joint Surg Am. – 1997. – Vol. 79, N 8. – P. 1243-1258.
- 47.Aspden R.M. Nerve traction during correction of knee flexion deformity: a case report and calculation / R.M. Aspden, R.W. Porter // J Bone Joint Surg Br. – 1994. – Vol. 76-B. – P. 471-473.

48. Babst, R. LISS tractor. Combination of the “less invasive stabilization system” (LISS) with the AO distractor for distal femur and proximal tibial fractures (articles in german) / R. Babst, M. Hehli, P. Regazzoni // *Unfallchirurg*. – 2001. – Vol. 104, N. 6. – P. 530 - 535.
49. Babst, R. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis / R. Babst, S. Bavonratanavech, R. Pesantez. – Thieme, 2012. – 768 p.
50. Bar-On, E. Corrective lower limb osteotomies in children using temporary external fixation and percutaneous locking plates / E. Bar-On, T. Becker, K. Katz, S. Velkes, M. Salai, D.M. Weigl // *J Child Orthop*. – 2009. – Vol. 3, N 2. - P. 137 – 143.
51. Bobroff, G.D. Ten year experience with use of Ilizarov bone transport for tibial defects / G.D. Bobroff, S. Gold, D. Zinar // *Bull Hosp Jt Dis*. – 2003. – Vol. 61, N 3-4. – P. 101 – 107.
52. Carrington, N.C. Ilizarov bone transport over a primary tibial nail and free flap: a new technique for treating Gustilo grade 3b fractures with large segmental defects / N.C. Carrington, R.M. Smith, S.L. Knight, S.J. Matthews // *Injury*. – 2000. – Vol. 31, N 2. – P. 112 – 115.
53. Caton, J.H. Tibia lengthening complications after Ilizarov technique a comparative study between leg length inequality and short stature / J.H. Caton et al. // *SI-COT: Final Program & Abstract Book*. - Sydney, 1999. - P. 139.
54. Chen, C.E. Infection after intramedullary nailing of the femur / C.E. Chen, J.Y. Ko, J.W. Wang, C.J. Wang // *J Trauma*. – 2003. – Vol. 55, N 2. – P. 338 – 344.
55. Cleber, A. A simplified way of determining the direction of a single-cut osteotomy to correct combined rotational and angular deformities of long bones / A. Cleber, P. Jansen // *Ortop*. – 2011. – Vol. 46(3). – P. 329-334.
56. Dahl, M.T. Complications of limb lengthening. A learning curve / M.T. Dahl, B. Gulli, T. Berg // *Clin Orthop Relat Res*. – 1994. – Vol. 301. – P. 10 – 18.
57. Donnan, L.T. Acute correction of lower limb deformity and simultaneous lengthening with a monolateral fixator / L.T. Donnan, M. Saleh, A.S. Rigby // *J Bone Joint Surg Br*. – 2003. – Vol. 85. - P. 254–260.

- 58.Eralp, L. Application of external fixation for management of complications associated with musculoskeletal tumors and related surgery / L. Eralp, B. Toker, T. Akgul, H. Ozger, M. Kocaoglu, S. Hayat // *Acta Orthop Traumatol Turc.* – 2009. – Vol. 3, N 3. – P. 219 – 228.
- 59.Eralp, L. A review problems, obstacles and sequelae encountered during femoral lengthening: uniplanar versus circular external fixator / L. Eralp, M. Kocaoglu, F.E. Bilen, H.I. Balci, B. Toker, K. Ahmad // *Acta Orthop Belg.* – 2010. – Vol. 76, N 5. – P. 628 – 635.
- 60.Eralp, L. Reconstruction of segmental bone defects due to chronic osteomyelitis with use of an external fixator and an intramedullary nail. Surgical technique / L. Eralp, M. Kocaoglu, H. Rashid // *J Bone Joint Surg Am.* – 2007. – Vol 89, N 10. – P. 2218 – 2224.
- 61.Emara, K. Ilizarov technique of lengthening and then nailing for height increase/ K. Emara, A. Farouk, R. Diab // *J Orthop Surg (Hong Kong).* – 2011. – Vol. 19, N. 2. – P. 204 – 208.
- 62.Feldman, D.S. Accuracy of correction of tibia vara: acute versus gradual correction / D.S. Feldman, S.S. Madan, D.E. Ruchelsman, D.A. Sala, W.B. Lehman // *J Pediatr Orthop.* – 2006. – Vol. 26 (6). – P. 794 – 798.
- 63.Golyakhovsky, V. Textbook of Ilizarov surgical techniques: bone correction and lengthening / V. Golyakhovsky, V.H. Frankel. – New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2010. – 260 p.
- 64.Gugenheim, J.J. Jr Bone realignment with use of temporary external fixation for distal femoral valgus and varus deformities / J.J. Jr Gugenheim, M.R. Brinker // *J Bone Joint Surg Am.* – 2003. – Vol. 85, N. 7. – P. 1229 -1237.
- 65.Heineck, J. High union rates and function scores at midterm followup with ankle arthrodesis using a four screw technique / J. Heineck, H. Zwipp, S. Rammelt, T. Endres // *Clin Orthop Relat Res.* – 2010. – Vol. 468, N 4. – P. 958-968.
- 66.Hasler, C.C. Current concepts of leg lengthening / C.C. Hasler, A.H. Krieg // *Current concepts of leg lengthening // J Child Orthop.* – 2012. – Vol. 6, N 2. – P. 89-104.

67. Herzenberg J. E. Tibial lengthening over nails (LON) / J. E. Herzenberg, D. Paley // *Tech. Orthop.* – 1997. - Vol. 12. - P. 250–259.
68. Johnson, E.E. Acute lengthening of shortened lower extremities after malunion or non-union of a fracture / E.E. Johnson // *J Bone Joint Surg.* – 1994. – Vol. 76-A. – P. 379-389.
69. Kempf, I. Locked intramedullary nailing. Its application to femoral and tibial axial, rotational, lengthening, and shortening osteotomies / I. Kempf, A. Grosse, C. Abalo // *Clin Orthop Relat Res.* – 1986. – Vol. 212. – P. 165-173.
70. Keppler, P. Computer aided high tibial open wedge osteotomy / P. Keppler, F. Gebhard, P.A. Grützner, G. Wang, G. Zheng, T. Hüfner, S. Hankermeier, L.P. Nolte // *Injury.* – 2004. – Vol. 35. – P. 68-78.
71. Kocaoglu, M. Advanced techniques in limb reconstruction surgery / M. Kocaoglu, Tsuchiya H., Eralp L. – New York: Springer, 2015. – 471 p.
72. Kocaoglu, M. Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail / M. Kocaoglu, L. Eralp, O. Kilicoglu, H. Burc, M. Cakmak // *J Bone Joint Surg.* – 2004. – Vol. 86-A, N 11. – P. 2406-2411.
73. Kocaoglu, M. Fixator-assisted acute femoral deformity correction and consecutive lengthening over an intramedullary nail / M. Kocaoglu, L. Eralp, F.E. Bilen, H.I. Balci // *J Bone Joint Surg Am.* – 2009. – Vol. 91, N 1. – P. 152 – 159.
74. Kocaoglu, M. Reconstruction of segmental bone defects due to chronic osteomyelitis with use of an external fixator and an intramedullary nail / M. Kocaoglu, L. Eralp, H.U. Rashid, C. Sen, K. Bilsel // *J Bone Joint Surg Am.* – 2006. – Vol. 88, N 10. – P. 2137 – 2145.
75. Kocaoglu, M. Simultaneous bilateral lengthening of femora ad tibiae in achondroplastic patients / M. Kocaoglu, F.E. Bilen, G. Dikmen, H.I. Balci, L. Eralp // *Acta Orthop Traumatol Turc.* – 2014. – Vol. 48, N 2. – P. 157 – 163.
76. Kovar, F.M. Bone graft harvesting using the RIA (reaming irrigation aspirator) system - a quantitative assessment / F.M. Kovar, G.E. Wozasek // *Wien Klin Wochenschr.* – 2011. – Vol. 129. – P. 285 – 290.

77. Kristiansen, L.P. Lengthening of tibia over an intramedullary nail, using the Ilizarov external fixator. Major complications and slow consolidation in 9 lengthenings / L.P. Kristiansen, H. Steen // *Acta Orthop Scand.* – 1999. – Vol. 70, N 3. – P. 271-274.
78. Kusz, D. Selected problems in the bone union of complicated diaphyseal fractures treated with interlocking nail / D. Kusz, S. Dudko, P. Wojciechowski, H. Guzik // *Orthop Traumatol Rehabil.* – 2006. – Vol. 8, N. 4. – P. 449 – 454.
79. Manner, H.M. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor spatial frame with the Ilizarov ring fixator / H.M. Manner, M. Huebl, C. Radler, R. Ganger, G. Petje, F. Grill // *J Child Orthop.* – 2007. – Vol.1, N 1. – P. 55–61
80. Marangoz, S. Femoral deformity correction in children and young adults using Taylor spatial frame / S. Marangoz, D.S. Feldman, D.A. Sala, J.E. Hyman, M.G. Vitale // *Clin Orthop Relat Res.* – 2008. – Vol. 466, N 12. – P. 3018–3024.
81. Masquelet, A.C. Muscle reconstruction in reconstructive surgery: soft tissue repair and long bone reconstruction / A.C. Masquelet // *Langenbecks Arch Surg.* – 2003. – Vol. 388, N 5. – P. 344-346.
82. Matsoukis, J. Secondary locked nailing of the leg after external fixation. 25 cases / J. Matsoukis, J.M. Thomine, R. Khallouk, N. Biga // *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* – 1991. – Vol. 77, N. 8. – P. 555-561.
83. Nakase, T. Distraction osteogenesis for correction of three-dimensional deformities with shortening of lower limbs by Taylor spatial frame / T. Nakase, M. Kitano, H. Kawai, T. Ueda, C. Higuchi, M. Hamada, H. Yoshikawa // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 2009. – Vol. 129, N 9. – P. 197-201.
84. Navadgi, B.C. A corrective osteotomy for post-traumatic malrotation and shortening of the femur / B.C. Navadgi, J.B. Richardson, V.N. Cassar-Pullicino, R.H. Wade // *Injury.* – 2004. – Vol. 35. – P. 1248–1254.
85. Oedekoven, G. The monorail system bone segment transport over undreamed interlocking nails / G. Oedekoven, D. Jansen, M. Raschke, B.F. Claudi // *Chirurg.* – 1996. – Vol. 67, N 11. – P. 1069 – 1079.

86. Palatnik, Y. Femoral reconstruction using external fixation / Y. Palatnik, S.R. Rozbruch // *Adv Orthop.* - 2011; 2011: Article ID 967186
87. Paley, D. Current techniques of limb lengthening (review) / Paley, D. // *J Pediatr Orthop.* – 1988. – Vol. 8, N 1. – P. 73–92.
88. Paley, D. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies / D. Paley, J.E. Herzenberg, K. Tetsworth, J. McKie, A. Bhave // *Orthop Clin North Am.* – 1994. – Vol. 25. – P. 425–465.
89. Paley, D. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening / D. Paley, J.E. Herzenberg, G. Paremian, A. Bhave // *J Bone Joint Surg Am.* – 1997. – Vol. 79, N 10. – P. 1464 – 1480.
90. Paley, D. Nerve lesions associated with limb-lengthening / D. Paley, M.P. Nogueira, A. Bhave, A. Herbert, C. Nocente, J.E. Herzenberg // *J Bone Joint Surg Am.* -2003. Vol. 85, N 8. – P. 1502 – 1510.
91. Paley, D. Principles of deformity correction. / D. Paley. – New York: Springer-Verlag, 2005. – 806 p.
92. Paley, D. Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique / D. Paley // *Clin Orthop Relat Res.* – 1990. – Vol. 250. – P. 81 – 104.
93. Raschke, M.J. Segmental transport after undreamed intramedullary nailing. Preliminary report of a «Monorail» system / M.J. Raschke, J.W. Mann, G. Oedekoven, B.F. Claudi // *Clin Orthop Relat Res* – 1992. – Vol. 186, N. 2. – P. 233 – 240.
94. Rozbruch, S.R. Limb lengthening and then insertion of an intramedullary nail: a case-matched comparison / S.R. Rozbruch, D. Kleinman, A.T. Fragomen, S. Ilizarov // *Clin Orthop Relat Res.* – 2008. – Vol. 466, N 12. – P. 2923-2932.
95. Rozbruch, S.R. What's new in limb lengthening and deformity correction / S. R. Rozbruch, S. Sabharwal // *J Bone Joint Surg Am.* – 2011. – Vol. 93, N. 24. – P. 2323 – 2332.

96. Sadoghi, P. Revision surgery after total joint arthroplasty: a complication based analysis using worldwide arthroplasty registers / P. Sadoghi, M. Liebersteiner, M. Agreiter, A. Leithner, N. Bohler, G. Labek // *J Arthroplasty*. – 2013. – Vol. 28, N 8. – P. 1329 – 1332.
97. Sakai, T. Treatment of periprosthetic femoral fracture after cementless total hip arthroplasty with Ilizarov external fixation / T. Sakai, K. Ohzono, T. Nakase, S.B. Lee, T. Manaka, S. Nishihara // *J Arthroplasty*. – 2007. – Vol. 22, N. 4. – P. 617 – 620.
98. Sakurakichi, K. Correction of juxtaarticular deformities in children using the Ilizarov apparatus / K. Sakurakichi, H. Tsuchiya, T. Kabata, T. Yamashiro, K. Watanabe, K. Tomita // *J Orthop Sci*. – 2005. – Vol. 10, N 4. – P. 360-366.
99. Seah, K.T. Distal femoral osteotomy: is internal fixation better than external? / K.T. Seah, R. Shafi, A.T. Fragomen, S.R. Rozbruch // *Clin Orthop Relat Res*. – 2011. – Vol. 469, N 7. – P. 2003-2011.
100. Shevtsov, V.I. Regulation of distractional osteogenesis: biomechanical aspects / V.I. Shevtsov, K.S. Desiatnichenko, O.P. Berezovskaia, L.S. Kuznetsova // *Vestn Ross Akad Med Nauk*. – 2000. – Vol. 2. – P. 30-34.
101. Simpson, A.H. Leg lengthening over an intramedullary nail / A.H. Simpson, A.S. Cole, J. Kenwright // *J Bone Joint Surg*. – 1999. – Vol. 81, N 6. – P. 1041 – 1045.
102. Solomin L.N. The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov and Other Devices (2nd edition) // Milan: Springer-Verlag, 2012. – 1593 pp.
103. Tetsworth K. Post-Traumatic Reconstruction: Femoral Malunion / K. Tetsworth, S. Prodger // *Limb lengthening and reconstruction surgery*. - New York, USA, 2006. – Ch. 13. – P. 177-185.
104. Tetsworth K. Malalignment and degenerative arthropathy / K.D. Tetsworth, D. Paley // *Orth Clin North Am*. – 1994. – Vol. 25. – P. 367 – 377.
105. Venkateswaran, B. Extending fixation beyond the working length of an intramedullary nail with a linked intramedullary and extramedullary fixation in

complex femoral fractures; a brief series / B. Venkateswaran, R.M. Smith // Injury. – Vol. 32, N 9. – P. 719 – 724.

106. Wu C.C. Retrograde dynamic locked nailing for valgus knee correction: a revised technique / C.C. Wu // Int. Orthop. – 2012. – Vol. 36, N 6. – P. 1191-1197.