

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР
ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ ИМЕНИ Р.Р. ВРЕДЕНА»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

Головёнкин Евгений Сергеевич

**ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА РАЦИОНАЛЬНОЙ ТАКТИКИ ЛЕЧЕНИЯ
ПАЦИЕНТОВ С МНОГОВЕРШИНЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ
ДЛИННЫХ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ
(экспериментально-клиническое исследование)**

3.1.8. Травматология и ортопедия

Диссертация
на соискание учёной степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

доктор медицинских наук, профессор
Соломин Леонид Николаевич

Санкт-Петербург – 2025

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. КОРРЕКЦИЯ МНОГОВЕРШИННЫХ ДЕФОРМАЦИЙ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ: СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ И НЕРЕШЁННЫЕ ВОПРОСЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	10
1.1. Определения, терминология, диагностика многовершинных деформаций	10
1.2. Этиология и медико-социальная значимость многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей.....	15
1.3. Планирование коррекции многовершинных деформаций	16
1.3.1. Планирование коррекции двухвершинных деформаций.....	17
1.3.2. Планирование коррекции деформаций, имеющих более двух вершин	19
1.4.1. Одномоментная коррекция.....	20
1.4.2. Постепенная коррекция.....	23
1.4.2.1. Коррекция при помощи унифицированных узлов по Илизарову	23
1.4.2.2. Коррекция при помощи ортопедических гексаподов	24
1.5. Резюме	30
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	31
2.1. Общая характеристика и структура проведенного исследования.....	31
2.2. Определение оптимальных характеристик, количества и принципа фиксации эластичных тяг к опорам, а также их позиции относительно промежуточного фрагмента	32
2.3. Исследование коррекционных возможностей «пружинной» и «традиционной» техник коррекции деформаций.....	40
2.4. Определение особенностей использования компьютерной программы ортопедического гексапода «Орто-СУВ» при реализации «пружинной» техники	45
2.5. Анализ результатов лечения и осложнений, возникших у пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей.....	47
2.6. Методы статистической обработки полученных данных	53
ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ И ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ «ПРУЖИННОЙ» ТЕХНИКИ	55
3.1. Физико-техническое обоснование принципа определения оптимальных характеристик эластичных тяг, их количества, точек фиксации, а также позиционирования относительно промежуточного фрагмента	55
3.1.1. Обоснование принципа определения оптимальных технических характеристик пружин	55
3.1.2. Обоснование оптимального количества пружин, точек и принципов крепления к опорам.....	58
3.2. Результаты исследования коррекционных возможностей «пружинной» техники при устранении деформаций бедренной кости.....	67
3.2.1. Обоснование «специфичных» компоновок	67
3.2.2. Обоснование «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок	71
3.3. Результаты исследования коррекционных возможностей «пружинной» техники при устранении деформаций большеберцовой кости.....	77
3.3.1. Обоснование «специфичных» компоновок	78
3.3.2. Обоснование «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок	83

3.4. Особенности использования компьютерной программы ортопедического гексапода при реализации «пружинной техники»	88
3.5. Обсуждение полученных результатов	97
Резюме.....	103
ГЛАВА 4. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С МНОГОВЕРШИННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПРИ ПОМОЩИ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДИК КОРРЕКЦИИ	105
4.1. Описание клинической реализации модифицированной версии пружинной техники	105
4.2. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей при помощи исходной и модифицированной версий «пружинной» техники	113
4.2.1. Сравнительный анализ ретро- и проспективных выборок пациентов с многовершинными деформациями костей голени, пролеченных с использованием «пружинной» техники	113
4.2.2. Сравнительный анализ ретро- и проспективных выборок пациентов с многовершинными деформациями бедренных костей, пролеченных методикой «пружинной» техники	118
4.3. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей при помощи стандартной методики и модифицированной версии «пружинной» техники	123
4.3.1. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями костей голени, пролеченных при помощи стандартной методики и модифицированной версии «пружинной» техники	123
4.3.2. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями бедренных костей, пролеченных при помощи стандартной методики и модифицированной версии «пружинной» техники	127
4.4. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей при помощи модифицированной версии «пружинной» техники и техники одномоментной коррекции с интрамедуллярной фиксацией.....	130
4.4.1. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями костей голени, пролеченных при помощи методик одномоментной и постепенной коррекции деформаций	131
4.4.2. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями бедренных костей, пролеченных при помощи методик одномоментной и постепенной коррекции деформаций	131
4.5. Обсуждение полученных результатов	134
4.6. Клинический алгоритм рационального подбора методики оперативного лечения многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей и обоснование одного алгоритма	136
4.7. Резюме	140
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	141
ВЫВОДЫ.....	145
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	146
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И ОПРЕДЕЛЕНИЙ.....	147
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	149
ПРИЛОЖЕНИЕ 1	163
ПРИЛОЖЕНИЕ 2	1645

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Коррекция деформаций длинных трубчатых костей является сложной задачей, которая требует корректного анализа деформации и тщательного планирования. Для обеспечения нормальной функции конечности необходимо восстановить не только длину, но ось и торсию пораженного сегмента в соответствии с референтными линиями и углами (РЛУ) [1-2]. Большинство деформаций имеют одну вершину. Деформации, имеющие в пределах одного сегмента две и более вершин, называют «многовершинными» [1,3-15] или «многоуровневыми» [16-21].

Коррекция деформации может быть выполнена одномоментно, т.е. непосредственно в ходе оперативного вмешательства с фиксацией костных фрагментов пластинами, интрамедуллярными стержнями или АВФ [4,7,9,22-30]. Более высокую точность одномоментной коррекции обеспечивает ассистирующая внешняя фиксация [7,22,31-34]. Одномоментная коррекция деформации и внутренняя фиксация, несомненно, обеспечивает более быстрое возвращение пациента к повседневной жизни и больший комфорт лечения по сравнению с внешней фиксацией и постепенной коррекцией деформации [7,27,32,33,35].

Однако, если деформация сочетается со значимым укорочением конечности, «плохим» состоянием мягких тканей, инфекционными осложнениями в анамнезе, окклюзией интрамедуллярного канала, а одномоментная коррекция чревата тракционным повреждением сосудов и нервов, использование техники одномоментной коррекции и внутренней фиксации становится затруднительным, а иногда и невозможным [25,29,33,36-40]. Таким образом, при наличии противопоказаний к одномоментной коррекции и(или) внутренней фиксации, используют дозированную коррекцию по Илизарову, т.е. с применением аппаратов внешней фиксации [16,18,39,41-46].

Необходимо отметить, что чем сложнее деформация, тем больше перемонтажей аппарата Илизарова (или его аналогов) необходимо выполнить для устранения каждого из компонентов деформации. Это требует значительных навыков и опыта, является длительным и трудоемким процессом [17,21,47-52]. Для решения этой проблемы были предложены ортопедические гексаподы, в конструкцию которых включены универсальные коррекционные узлы, позволяющие устранять несколько компонентов деформации одновременно, перемещая фрагменты по интегральной траектории, без перемонтажей аппарата [21,47,48,51,53-62]. Многие авторы в своих публикациях подтверждают эффективность гексаподов для коррекции одновершинных деформаций [37,47,51-55,60,62-66]. Для коррекции многовершинных

деформаций с использованием ортопедических гексаподов в настоящее время в мировой практике существуют две основные методики: одновременная коррекция с использованием нескольких гексаподов [48,57,62,67-71] (по одному на уровне каждой вершины деформации) и последовательная коррекция с использованием одного гексапода [18,21].

Но каждой технике присущи свои недостатки. Одновременное использование двух-трех гексаподов достаточно громоздко и некомфортно для пациента. Непросто выполнять несколько независимых расчетов в компьютерной программе. При последовательной коррекции с использованием одного гексапода всегда стоит выбор, с какого уровня необходимо начать коррекцию; общее время коррекции увеличивается и зависит от количества уровней деформации. Для устранения указанных недостатков была разработана методика одновременной коррекции многовершинных деформаций одним гексаподом: т.н. «пружинная» техника. Для ее реализации страты ортопедического гексапода фиксируют только к проксимальной и дистальной опорам. Промежуточные опоры фиксируются к выше- и нижележащим опорам при помощи пружин. Промежуточные фрагменты после завершения коррекции занимают корректное положение «автоматически».

Степень разработанности темы исследования

«Пружинная» техника применяется в клинической практике с 2014 года [17, 72]. Авторами было обращено внимание на возможное нежелательное поперечное смещение промежуточного фрагмента, но способа профилактики этого осложнения разработано не было. Неизвестны особенности оптимального монтажа пружин и их должные технические характеристики, имеются нерешенные вопросы использования компьютерной программы. Поэтому можно было считать, что технически «пружинная» до настоящего времени не была окончательно разработана. Кроме этого, в профильной литературе отсутствуют рекомендации, позволявшие выполнить обоснованный выбор тактики оперативного лечения многовершинной деформации в зависимости от особенностей конкретного клинического случая. Необходимость усовершенствования лечения пациентов с многовершинными деформациями легла в основу цели и задач данного исследования.

Цель исследования

На основании собственных сравнительных клинических исследований и анализа профильных научных публикаций обосновать алгоритм рационального выбора тактики

хирургического лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей.

Задачи исследования

1. На основе анализа литературы, посвящённой лечению пациентов с многовершинными деформациями бедренной и большеберцовой костей, выявить и сформулировать показания к одномоментной и дозированной коррекции, определить нерешенные вопросы и перспективные направления использования аппаратов внешней фиксации, а также использовать эти данные при оценке собственных результатов.

2. При помощи анализа биомеханических взаимодействий и технических расчётов определить технические характеристики пружин, обосновать принципы их монтажа с последующим экспериментальным подтверждением полученных выводов. Разработать оптимальные компоновки ортопедического гексапода при коррекции многовершинных деформаций бедренной и большеберцовой костей.

3. Усовершенствовать использование компьютерной программы ортопедического гексапода при «пружинной» коррекции многовершинных деформаций в отношении расчетов этапов distraction и собственно коррекции.

4. Выполнить анализ наблюдавшихся осложнений и исходов лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижней конечности.

5. Обосновать алгоритм рационального выбора лечебной тактики, учитывающий тип коррекции деформаций, особенности предоперационной подготовки, методику операции и схему послеоперационного ведения.

Научная новизна

1. Определены силы, которые при реализации «пружинной» техники воздействуют на промежуточный костный фрагмент и значимость факторов, оказывающих существенное значение на смещение промежуточного фрагмента(ов) при реализации «пружинной» техники: точки фиксации, и направление силы мышц, фиксирующихся к бедренной и большеберцовой костям, масса костного фрагмента и фиксирующего его чрескостного модуля, сила гравитации;

2. Определены основные параметры компоновки АВФ, от которых зависят коррекционные возможности при реализации «стандартной» и «пружинной» техник: тип и расположение платиков, а также длины резьбовых стержней, используемых в компоновке страт;

3. Впервые выявлены требования, которые должны быть учтены при разработке способа применения компьютерной программы ортопедического гексапода для расчетов этапов distraction и коррекции «пружинной» техникой: величина угла между проксимальным и дистальным фрагментами, позиционирование шаблона, имитирующего финальное положение промежуточного фрагмента(ов);

4. Обосновано влияние нежелательного смещения промежуточного фрагмента на длительность периодов коррекции и фиксации.

Практическая значимость

1. Разработана методика определения технических характеристик для индивидуальных пружин, необходимых для реализации «пружинной» техники;

2. Теоретически и экспериментально обоснован способ позиционирования пружин и крепления их к опорам, позволяющий избежать смещения промежуточного костного фрагмента(ов) большеберцовой кости;

3. Определены и обоснованы компоновки, позволяющие обеспечить максимальные коррекционные возможности «стандартной» и «пружинной» техник при устранении многовершинных деформаций бедра и голени;

4. Разработаны способы расчета в компьютерной программе ортопедического гексапода этапов distraction и определения оптимального длительности коррекции при реализации «пружинной» техники;

5. Доказано, что «модифицированная» версия «пружинной» техники коррекции костей голени в сравнении с прототипом обеспечивает меньшую продолжительность периодов коррекции и фиксации;

6. Разработан клинический алгоритм, обосновывающий выбор тактики лечения многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей.

Методология и методы исследования

Настоящее исследование включало в себя взаимосвязанные экспериментальную и клиническую части. Экспериментальная часть включала три основных раздела. Первый раздел предполагал выполнение расчётов сил, воздействующих на промежуточный фрагмент бедренной или большеберцовой кости при помощи формул классической механики, выполнение теоретического обоснования принципов монтажа пружин, а также последующее подтверждение полученных выводов путём выполнения эксперимента на условной кости. Второй раздел

включал в себя реализацию эксперимента с использованием пластиковых моделей костей с целью определения оптимальных компоновок для реализации максимальных коррекционных возможностей «стандартной» и «пружинной» техник. Третий раздел был посвящён особенностям использования компьютерной программы ортопедического гексапода при реализации «пружинной» техники. Данная работа представляет собой проспективно-ретроспективное сравнительное исследование. Данные полученные при реализации экспериментальной части работы были использованы при лечении пациентов проспективной выборки настоящего исследования. В исследование вошли 98 пациентов (113 сегментов), которые, согласно критериям включения, достигли возраста 18-и лет и имели многовершинные деформации длинных костей нижних конечностей. Лечение больных осуществлялось на базе ФГБУ «НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России с 2012 по 2022 (ретроспективная выборка) и с 2022 по 2024 (проспективная выборка) годы.

Личное участие автора в получении результатов

Автором самостоятельно был подготовлен обзор литературы, обосновавший значимость цели и задач диссертационного исследования. Автором была реализована экспериментальная часть исследования при содействии технической поддержки со стороны специалистов в области физики и механики. При выполнении клинической части исследования автор лично участвовал в операциях, занимался ведением больных, осуществлял внедрение результатов работы в клиническую практику. Также автором были подготовлены тексты научных публикаций.

Положения, выносимые на защиту

1. Индивидуальное определение оптимальных характеристик пружин, их монтаж в соответствии оси промежуточного костного фрагмента и крепление к опорам посредством тракционных зажимов позволяют избежать поперечного смещения промежуточного фрагмента(-ов) большеберцовой кости без уменьшения коррекционных возможностей и точности коррекции.

2. Разработанные способы использования компьютерной программы ортопедического гексапода при реализации «пружинной» техники обеспечивают оптимальную продолжительность периода коррекции и исключают смещение дистального фрагмента на этапе distraction.

3. При коррекции многовершинных деформаций костей голени модифицированная версия «пружинной» техники по продолжительности и результатам лечения является такой же

эффективной, как и «стандартная», в то же время являясь более удобной как для врача, так и для пациента.

Степень достоверности и апробация результатов

Полученные результаты диссертационного исследования основываются на анализе тематических публикаций, результатах физико-математических расчётов, экспериментальных исследований на пластиковых моделях костей, а также на анализе результатов лечения 98 пациентов (113 сегментов) с профильной патологией. Данные были обработаны с использованием методов статистического анализа.

Материалы диссертационного исследования были доложены на следующих мероприятиях: конгресс ASAMI в Канкуне (октябрь 2022), XII съезд травматологов и ортопедов в г. Москве (декабрь 2022), XIII Илизаровские чтения в г. Кургане (июнь 2023), Вреденовские игры, г. Санкт-Петербург (апрель 2024), XIV Илизаровские чтения в г. Кургане (июнь 2024), конгресс ASAMI в г. Пекине (октябрь 2024), X Национальный конгресс с международным участием «Медицинская помощь при травмах. Новое в организации и технологиях» (февраль 2025), LXX Национальный конгресс по ортопедии в г. Гвадалахара (апрель-май 2025).

По теме диссертационного исследования опубликовано 6 научных работ: в рецензируемых научных изданиях 5, а также глава в монографии. На текущий момент результаты диссертационного исследования используются в клинической практике НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена, а также включены в обучающие материалы для ординаторов и врачей, проходящих курсы повышения квалификации в НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена.

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 166 страницах машинописного текста, содержит 82 таблицы и 79 рисунков и состоит из введения, 4 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и определений, списка литературы и приложений. Список литературы включает 175 источника: 79 отечественных и 96 - зарубежных авторов.

ГЛАВА 1. КОРРЕКЦИЯ МНОГОВЕРШИННЫХ ДЕФОРМАЦИЙ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ: СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ И НЕРЕШЁННЫЕ ВОПРОСЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Определения, терминология, диагностика многовершинных деформаций

Определения термина «деформация» с технической и ортопедической точек зрения существенно отличаются. С «технической» точки зрения, деформация - это изменение взаимного расположения точек твёрдого тела, расстояние между которыми изменяется под воздействием внешних сил [73,74]. В ортопедической хирургии, а именно при анализе и определении показаний к коррекции деформаций длинных костей, понятие «деформация» зачастую имеет иной смысл (Рисунок 1.1). Делать заключение о наличии «ортопедической деформации» можно, если референтные линии и углы (РЛУ) не соответствуют значениям, принятым за норму при отсутствии или наличии укорочения [1,2,9,75].

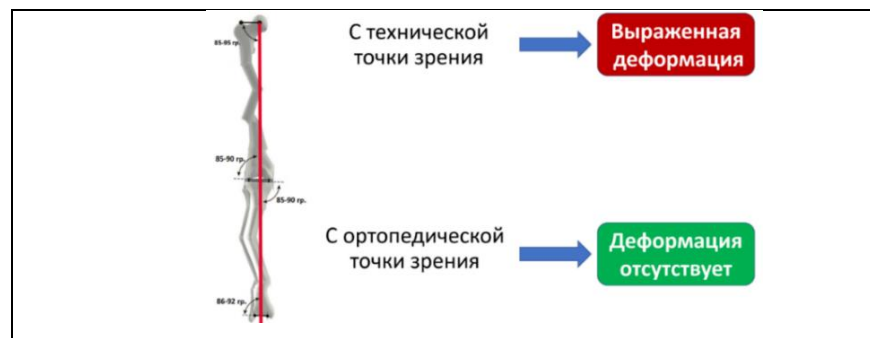


Рисунок 1.1 - Отличие двух определений деформации

РЛУ включают анатомические и механические оси, анатомические и механические углы, линии суставов, а также линии, позволяющие определить наличие торсионного компонента деформации (Рисунок 1.2). Анатомические оси кости во фронтальной и сагиттальной плоскостях - это среднediaфизарные линии (Рисунок 1.2в,г). Ввиду наличия у костей физиологической кривизны, анатомическая ось может иметь изогнутый вид. Механические оси костей во фронтальной и сагиттальной плоскостях - это прямые линии (Рисунок 1.2а, 1.2б). Во фронтальной плоскости общая механическая (биомеханическая) ось нижней конечности соединяет центры тазобедренного и голеностопного суставов [42,76-79]. В идеале она проходит и через центр коленного сустава, однако, допускается девиация, по разным данным, от 1 до 3 мм латерально и от 2 до 17 медиально [1,19,80,81].

Линии суставов проводят через референтные точки — специально выбранные анатомо-рентгенологические ориентиры [1,19,51]. В норме как анатомические, так и механические оси должны пересекать линии суставов в строго определенных (референтных) точках под углом,

величина которого принята за норму. При пересечении линий суставов с анатомическими осями образуются анатомические углы, при пересечении с механическими осями - механические.

С целью выявления торсионной деформации производится анализ КТ с определением референтных линий, специально разработанных для этой цели (Рисунок 1.2д,е). В норме линия, соединяющая центр головки и шейки бедра и линия, соединяющая наиболее задние точки мыщелков бедренной кости образуют угол антеверсии 10-25° (по данным разных авторов). Большеберцовая кость имеет наружную торсию в дистальном отделе. Угол, в норме составляющий 20-35°, формируется при пересечении линии, соединяющей задние края мыщелков большеберцовой кости с линией, проведенной через центр пилона и центр дистального межберцового синдесмоза [1,9,62,82-86].

Как уже указывалось, сопоставление значений референтных линий и углов с показателями нормы (Приложение 1) позволяет сделать вывод о наличии или отсутствии деформации [1,2,42,75,81,87-89]. РЛУ также используются на этапах планирования коррекции деформации и оценки послеоперационного результата [3,7,9,19-21,37,43,81,82,90,91].

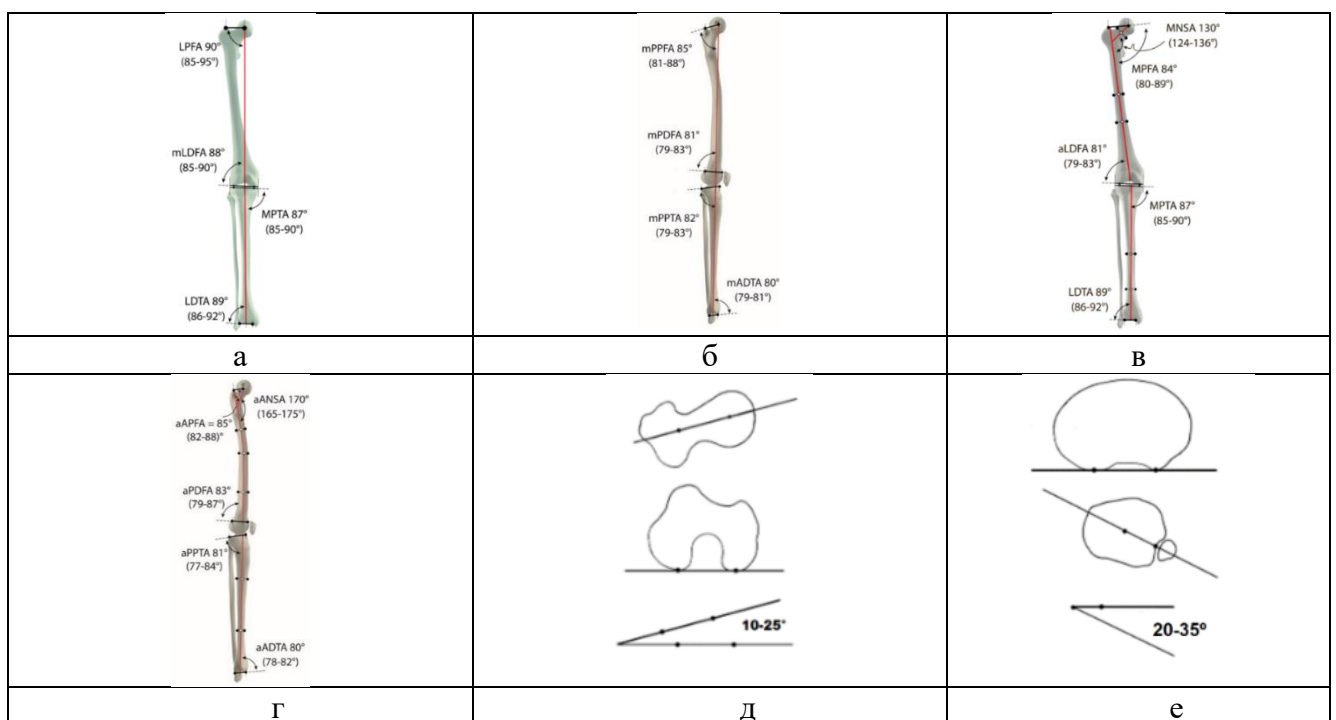


Рисунок 1.2 - Референтные линии и углы нижней конечности: а,б - механические оси, линии суставов и механические углы во фронтальной и сагиттальной плоскостях; в,г - анатомические оси, линии суставов и анатомические углы во фронтальной и сагиттальной плоскостях; д - референтные линии, определяющие величину угла антеверсии бедренной кости; е - референтные линии, определяющие величину угла торсии большеберцовой кости

Стандартными компонентами деформации являются: смещение по длине, по периферии, угловая деформация, а также торсия. При наличии угловой деформации используется понятие «вершина деформации - ВД» [51,87,89,92,93]. Для её определения выполняется проведение осей

проксимального и дистального отделов кости до момента их пересечения [1,10,19,51,88]. В англоязычной литературе в качестве синонима употребляются термины «Center of Rotation of Angulation - CORA» [1,2,6,9,10,14,59,62,81,88,94-95], «Apex of deformity - AOD» [3,5,10,16,19,96], «Center of deformity-CD» [97] и «Vertex of deformity-fulcrum» [53].

Деформацию с несколькими вершинами в пределах одного сегмента именуют «многовершинной деформацией» (англ.-«multiapical deformity»/ «multi-apex deformity») [1,3-15]. Также в профильных источниках встречается понятие «многоуровневая деформация» (англ. - «multilevel deformity» / «multiple-level deformity»), употребляемое как в аналогичном значении [16-21], так и при описании нескольких одновершинных деформаций разных сегментов [98,99]. В данной работе мы будем придерживаться термина «многовершинная деформация» (МД). Во избежание путаницы термин «многоуровневая деформация» будет использован нами при наличии деформаций нескольких сегментов.

Отдельного рассмотрения заслуживают признаки наличия МД. Первым по значимости является признак расположения вершины деформации за пределами кости [1,14,19,59] (Рисунок 1.3а,б). Однако он не является абсолютным. Нередко при определении вершины деформации бедренной кости во фронтальной плоскости при помощи механических осей, она располагается кнаружи или кнутри от медиального или латерального кортикальных слоев кости [1] (Рисунок 1.3в). В то же время при определении вершины той же деформации при помощи анатомических осей, этот признак МД отсутствует (Рисунок 1.3г). Поэтому, при диагностике МД бедренной кости рекомендуется использование анатомических осей, а большеберцовой кости - механических осей [1,59].

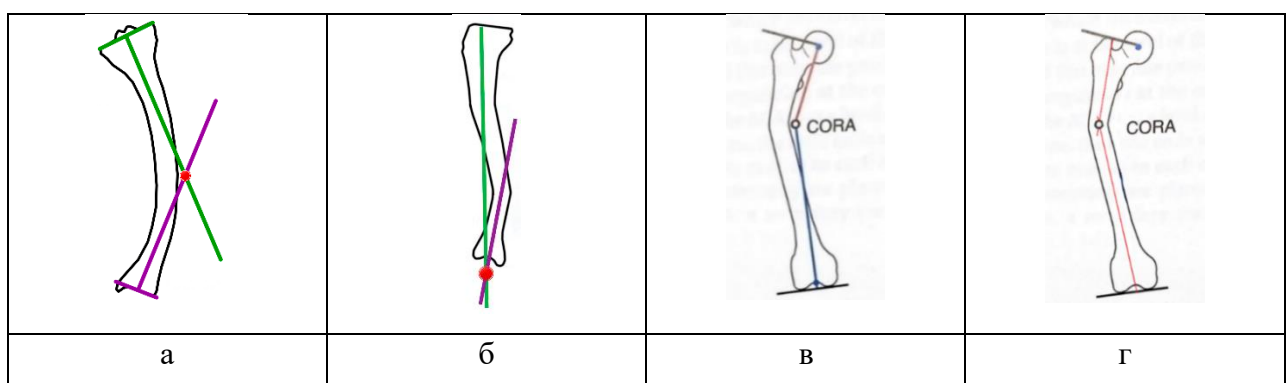


Рисунок 1.3 - Анализ первого признака МД: а - пример локализации вершины деформации кнаружи от латерального кортикала (аналогично [19]); б - пример локализации вершины деформации проксимально относительно границ кости (аналогично Standard S.C. et al., 2019); в - пример локализации вершины деформации за пределами бедренной кости при планировании с использованием механических осей [1]; г - пример определения вершины той же самой деформации при планировании с использованием анатомических осей [1]

Второй признак, согласно которому предлагается относить деформацию к многовершинной, предполагает наличие «дугобразной кости», т.е. напоминающей по форме лук [19] (Рисунок 1.4а). Однако этот пример полностью соответствует признаку №1, т.е. локализации вершины деформации за пределами кости (Рисунок 1.4б). Таким образом, «дугобразная кость» — это не отдельный признак МД, но частный случай признака №1.

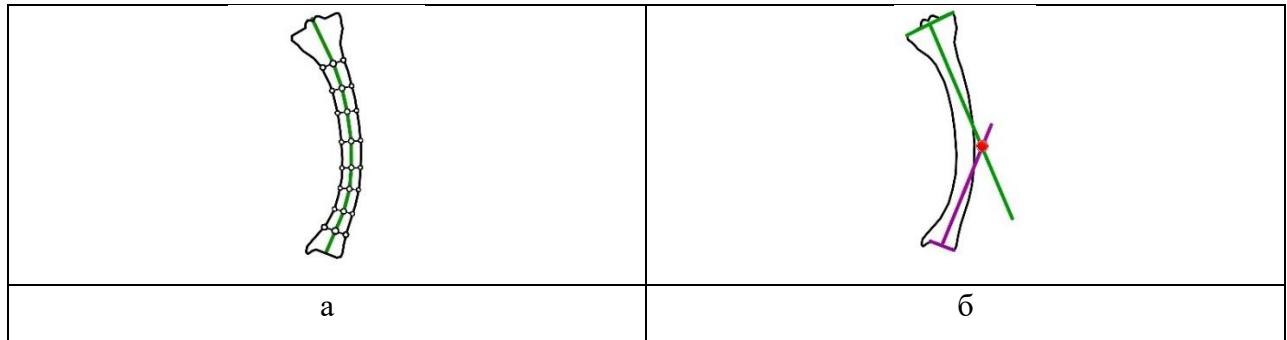


Рисунок 1.4 - Анализ второго признака МД: а - анатомическая ось «дугобразной кости» (аналогично [19]); б - определение вершины деформации у «дугобразной кости» при планировании с использованием механических осей

Третьим, представленным в профильной литературе, признаком многовершинных деформаций является отклонение одного из углов от референтных значений при пересечении анатомических осей в области «явной видимой деформации» [19] (Рисунок 1.5а). Однако, при проведении механических осей проксимального и дистального отделов, мы можем определить их пересечение за пределами контура кости также, как и в случае с «дугобразной костью» (Рисунок 1.5б). По этой причине, данный пример стоит охарактеризовать как ещё одно частное явление признака №1.

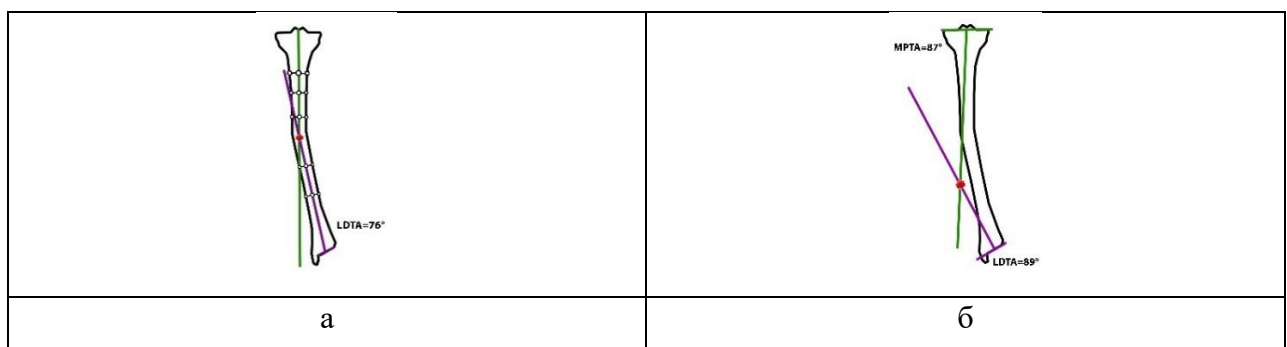


Рисунок 1.5 - Анализ третьего признака МД: а - планирование с использованием среднедиафизарных линий проксимального и дистального отделов кости (аналогично [19]); б - планирование при помощи механических осей проксимального и дистального отделов кости

Четвертым признаком МД является ситуация, когда вершина, образованная пересечением осей дистального и проксимального отделов, не соответствует «явной видимой деформации» [1,19]. Однако и этот признак не является абсолютным. В представленном в качестве примера на

Рисунке 1.6а случае, вершина располагается в пределах границ кости, что позволяет выполнить коррекцию с использованием 1-го правила остеотомий (Рисунок 1.6б). Вследствие этого можно заключить, что на данном примере представлена одновершинная деформация.

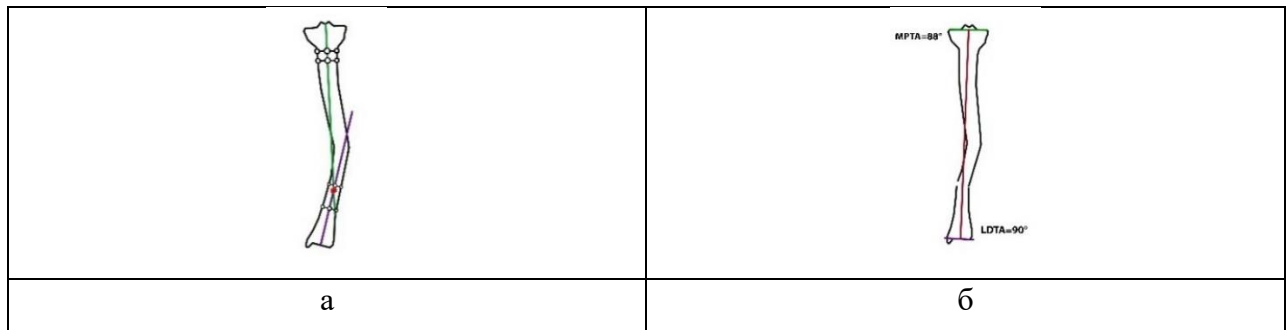


Рисунок 1.6 - Анализ четвёртого признака МД: а - определение вершины деформации (аналогично [19]); б - моделирование коррекции с выполнением остеотомии на вершине деформации

Пятый признак МД, описан как: «наличие параллельных осей проксимального и дистального отделов» (Рисунок 1.7а) [14,19]. К сожалению, в источниках никак не обозначены значения величины смещения по ширине, хотя этот показатель значительно влияет на оперативную тактику. Другие авторы не относят случаи с наличием параллельных осей проксимального и дистального отделов к признакам МД, а характеризуют как простую деформацию со смещением по ширине (англ.-isolated translation deformity) [1,59,97]. При трансляции менее, чем на 2/3 диаметра кости рекомендуется выполнение одной поперечной остеотомии на высоте деформации (Рисунок 1.7б) или, при необходимости удлинения, косой остеотомии (Рисунок 1.7в) [1,97]. При наличии бóльшего смещения рекомендуется коррекция с выполнением двух остеотомий [97]. Анализ данного примера будет выполнен в подзаголовке 1.3.

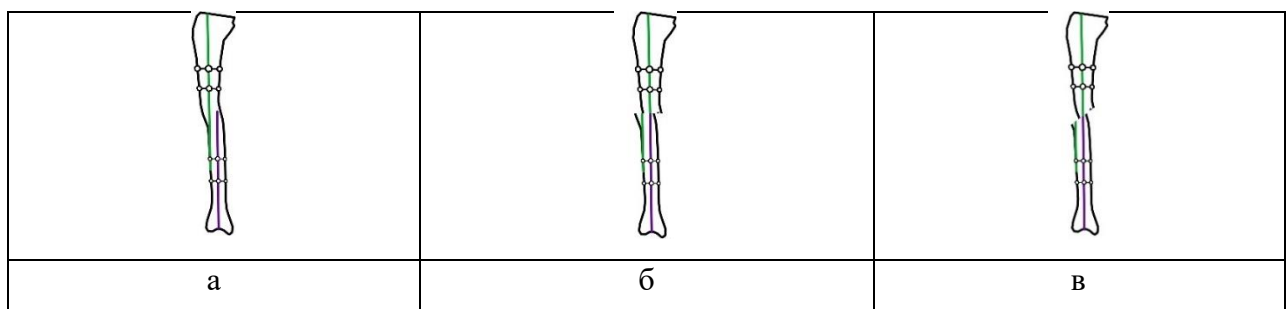


Рисунок 1.7 - Анализ пятого признака МД: а - отсутствие пересечения осей проксимального и дистального отделов при трансляции на ½ диаметра кости (аналогично [19]); б - коррекция деформации путём выполнения поперечной остеотомии; в - коррекция деформации с удлинением путём выполнения косой остеотомии

В профильной литературе имеется описание клинических случаев, когда вершина деформации расположена в пределах кости, однако коррекция согласно первому правилу

остеотомий невозможна, а согласно второму правилу - приводит к трансляции, значимой для возможности консолидации костных фрагментов (Рисунок 1.8б). Величина трансляции может быть уменьшена с помощью выполнения второй остеотомии и последующего смещения и/или «наклона» промежуточного фрагмента (Рисунок 1.8в) [90]. Поэтому дискуссионным является вопрос: могут ли подобные случаи быть отнесены к многовершинным деформациям? Кроме этого, отсутствуют рекомендации по определению уровня выполнения второй остеотомии.

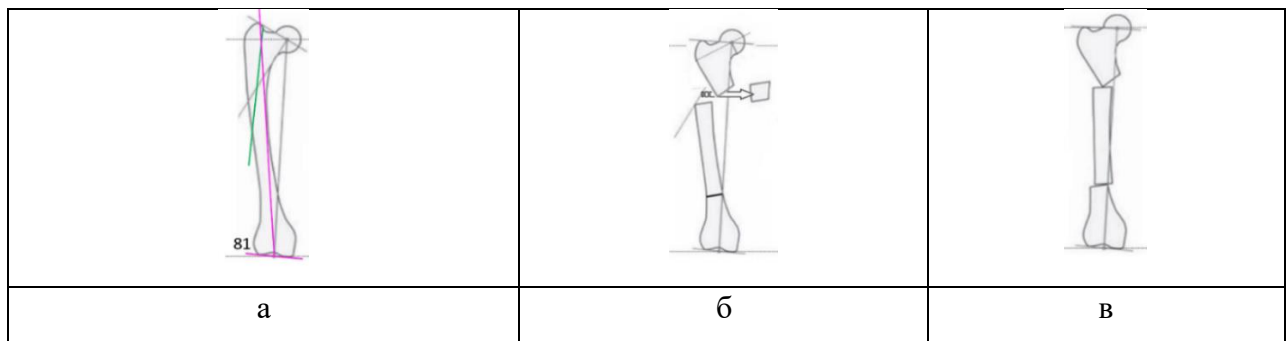


Рисунок 1.8 - Пример коррекции деформации с помощью одной и двух остеотомий (аналогично [90]): а - планирование с использованием анатомических осей; б - имитация коррекции с использованием второго правила остеотомий приводит к выраженной трансляции; в - коррекция с выполнением двух остеотомий, смещение промежуточного фрагмента по ширине минимизирует негативный эффект от трансляции

1.2. Этиология и медико-социальная значимость многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей

Многовершинные деформации длинных костей нижних конечностей являются сложной ортопедической патологией, которая ведёт к тяжёлым нарушениям статики и кинематики опорно-двигательного аппарата [100,101]. По этиологии деформации подразделяются на врождённые и приобретённые [18,48,102-104]. К врождённым патологиям, ведущим к формированию многовершинных деформаций длинных костей, относят несовершенный остеогенез [48,87,102,105,106], фиброзную дисплазию [17,90,107,108], спондилоэпифизарную дисплазию [109], болезнь Олье [18,62], и прочие хондродисплазии [39,67,110-112]. Имеются данные о случаях формирования многовершинных деформаций в связи с наличием врождённого ложного сустава [18,113]. Условно к врождённым также могут быть отнесены деформации, являющиеся следствием или проявлением заболеваний, связанных с нарушением метаболизма: витамин D-дефицитный рахит, фосфат-диабет [8,9,17,23,33,70,99,114-119], а также болезни Блаунта [117,118]

Причинами приобретённых деформаций с несколькими вершинами могут являться перенесённый гематогенный остеомиелит [18,71,120,121], а также последствия переломов, а

именно консолидация фрагментов костей в неправильном положении [1,5,9,11,17,18,57,122] и ложные суставы [59].

Согласно результатам исследования Богормистровой В.А. и соавт. [123]: в структуре соматической патологии поражения костно-мышечной системы занимают второе место (73,3%) после поражений ЦНС (75%) среди лиц подросткового (11-15 лет) возраста. Деформации нижних конечностей составляют 43,7% от всех деформаций скелета [118]. По материалам А.А. Артемьева и соавт. [98] более чем в 70% случаев деформации костей нижних конечностей являются многоплоскостными и многоуровневыми. Однако, к сожалению, данных о точном количестве многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей в литературе найти не удалось.

1.3. Планирование коррекции многовершинных деформаций

Как следует из информации, представленной в подзаголовке 1.1, наиболее значимым признаком МД является определение вершины деформации (ВД) за пределами кости. В случае если ВД располагается кнаружи, кнутри, кпереди или кзади, мы обозначим это состояние, как «поперечное смещение вершины деформации» (Рисунок 1.9а, б). В случае, если ВД расположена выше или ниже кости, назовем эту ситуацию, как «продольное смещение вершины деформации» (Рисунок 1.9в). При наличии параллельных осей проксимального и дистального отделов формально вершина деформации отсутствует. Однако, учитывая чрезвычайную редкость встречаемости полностью параллельных осей данные деформации (при необходимости выполнения двух остеотомий) могут быть рассмотрены в качестве частных случаев «продольного смещения» (Рисунок 1.9г)

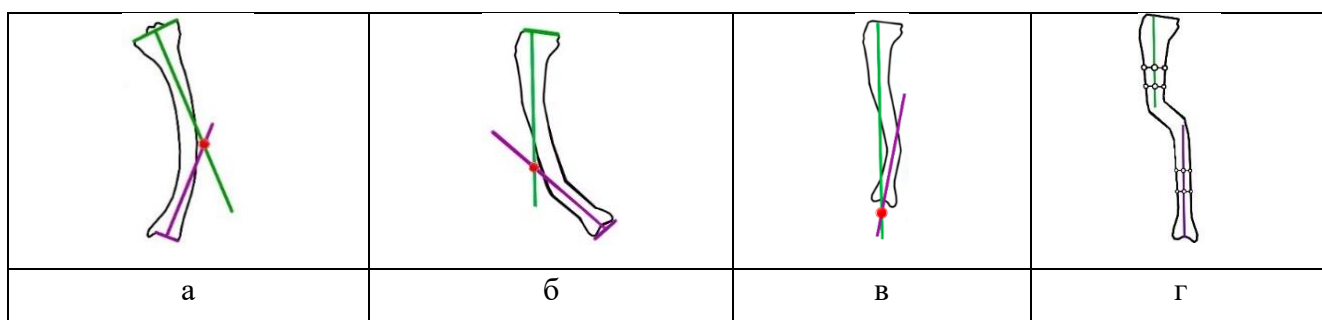


Рисунок 1.9 - Примеры МД с различной локализацией вершин. а - положение вершины деформации кнутри от границ кости (поперечное смещение); б - положение вершины деформации кпереди от границ кости (поперечное смещение); в - положение вершины деформации дистальнее границ кости (продольное смещение); г - параллельное положение осей отделов

1.3.1. Планирование коррекции двухвершинных деформаций

Коррекция МД при положении ВД кпереди, кзади, медиально или латерально от границ кости формально может быть успешно выполнена согласно 1-го правила остеотомий (Рисунок 1.10а,б). При нахождении ВД выше или ниже границ кости МД может быть выполнена согласно 2-го правила остеотомий (Рисунок 1.10г,д). Однако, в первом случае произойдёт формирование «зиг-зага» анатомической оси и костной «шишки» (ориг. - «bump»), что влечёт за собой неблагоприятный косметический эффект (Рисунок 1.10б) [81]. А во-втором - выраженная трансляция дистального фрагмента, которая может быть значимой для успешной консолидации (Рисунок 1.10д) [1]. Результирующая форма кости сделает технически трудным или даже невозможным последующее эндопротезирование [20,124,125].

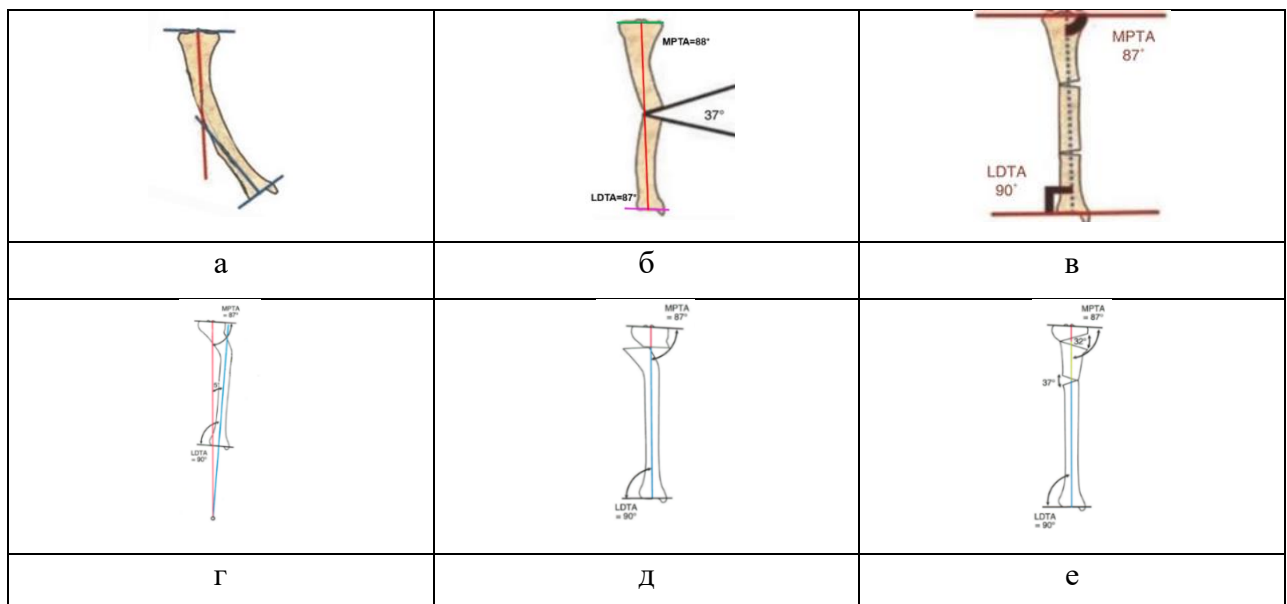


Рисунок 1.10 - Примеры коррекции МД с выполнением одной остеотомии: а - МД голени с положением ВД латеральнее границ кости; б - деформация устранена при помощи одной остеотомии, но сформирован «зиг-заг» анатомической оси; в - деформация устранена при помощи двух остеотомий, благодаря чему удалось избежать «костной шишки» («bump») (аналогично [10]); г - МД голени с положением ВД дистальнее границ кости; д - деформация устранена при помощи одной остеотомии, выраженная трансляция фрагмента; е - трансляции удалось избежать при помощи двух остеотомий [1]

Поэтому, несмотря на то что восстановление РЛУ является ключевой целью любой коррекции, при лечении пациентов с многовершинными деформациями, с целью избежать неприемлемого результата (Рисунок 1.10б,д) выполняется две и более остеотомий [33,81] (Рисунок 1.10в,е). Это является актуальным как для «поперечного» (кнаружи, кнутри, кпереди или кзади) так и для «продольного» (выше, ниже) положения вершины деформации относительно границ кости.

При планировании коррекции многовершинных деформаций, помимо осей проксимального и дистального отделов, моделируются оси одного или нескольких промежуточных отделов. При этом следует отметить, что точного определения терминов «промежуточный отдел» и «ось промежуточного отдела» в профильной литературе отсутствует. Большинство авторов придерживаются мнения, что ось промежуточного отдела представляет собой среднедиафизарную линию [10,18,19,32,33,48,59] (Рисунок 1.11а). В труде Paley D. [81] содержится альтернативная позиция, согласно которой ось промежуточного отдела может быть проведена в различных вариантах (ориг. «can be drawn at different orientations») (Рисунок 1.11б). Основываясь на приведённой в его работе иллюстрации, можно предположить, что допускается любое положение и угол наклона оси промежуточного отдела при условии, что она пересекается с осями проксимального и дистального отделов кости в пределах границ кости.

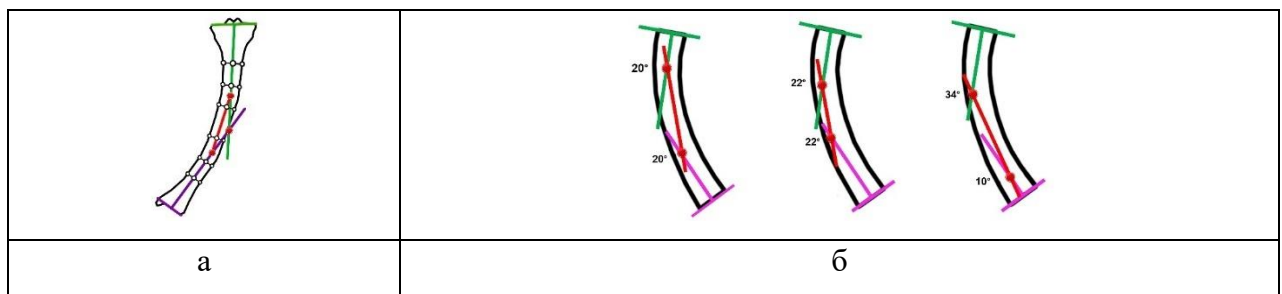


Рисунок 1.11 - Варианты определения оси промежуточного отдела: а - как среднедиафизарная линия; б - варианты определения оси промежуточного отдела аналогично [81]

Авторы солидарны в том, что точки пересечения оси промежуточного отдела с осями проксимального и дистального отделов являются оптимальными для выполнения остеотомий. Коррекция на уровне каждой из вершин выполняются согласно 1-му правилу остеотомий. В случаях, когда размер одного из отделов слишком мал, рекомендуется использование 2-го правила остеотомий [19].

При планировании коррекции деформаций костей с параллельными осями проксимального и дистального отделов ось промежуточного отдела также используется в тех случаях, когда коррекция предполагает выполнение двух остеотомий. Heijens E. et al. [97] рекомендует выполнение двух остеотомий при наличии трансляции более, чем на 2/3 диаметра кости. Paley D. [1] и Brinker M. R. et al. [59] также сообщают о возможности выполнения двух остеотомий с целью коррекции трансляционного компонента деформации, однако, не указывают каких-либо строгих показаний для данного подхода. При планировании авторы использовали анатомическую ось промежуточного отдела (Рисунок 1.12а) [1,97]. В случае устранения трансляции с выполнением двух остеотомий, углы коррекции на уровне каждой из них должны быть одинаковой величины и открыты в противоположных направлениях (Рисунок 1.12б) [1,59].

Необходимо подчеркнуть, что упомянутые авторы не определяют случаи с наличием параллельных осей проксимального и дистального отделов, требующие выполнение двух остеотомий, как многовершинные деформации. Так что вопрос, можно ли отнести данные случаи к МД, является дискуссионным.

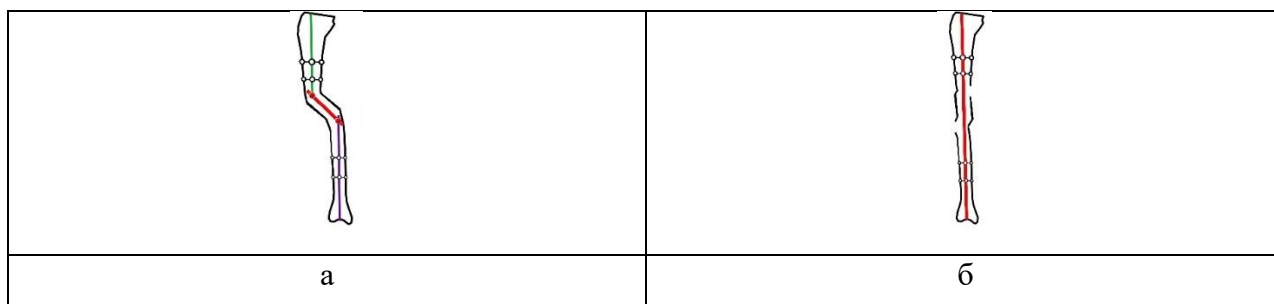


Рисунок 1.12 - Коррекция простой деформации с наличием трансляционного компонента при помощи двух остеотомий: а - пример планирования коррекции с помощью осей проксимального, дистального и промежуточного отделов; б - имитация коррекции с выполнением остеотомий на каждой вершине

При коррекции двухвершинной деформации ось промежуточного отдела должна являться продолжением оси проксимального отдела, а ось дистального отдела, соответственно - продолжением оси промежуточного отдела. Но данный метод планирования может быть легко осуществлён только при наличии линейной (т.е. прямой) оси промежуточного отдела. Если рассматривать ось промежуточного отдела как среднediaфизарную линию, то в случае, когда промежуточный отдел (а, значит, и его ось) нелинейны, реализация вышеописанного метода невозможна. Рекомендации по планированию МД, описанные Paley D. [81] (Рисунок 1.11б), также значительно сложнее реализовать в случае, когда отдел не линейен.

1.3.2. Планирование коррекции деформаций, имеющих более двух вершин

Несмотря на наличие в литературе сведений о коррекции деформаций, имеющих 3 вершины [17,23,35,50,69,102,126], их диагностические признаки не описаны. Известно лишь, что планирование коррекции таких деформаций осуществляется с использованием осей нескольких промежуточных отделов [1,17]. Paley D. [1] рекомендует использовать следующий алгоритм:

1. Провести среднediaфизарные линии проксимального и дистального отделов кости (Рисунок 1.13а);
2. Определить соответствие анатомических углов значениям нормы. В случае несовпадения - провести анатомические оси, соответствующие норме (Рисунок 1.13б);

3. Выявить ВД (точки пересечения осей проксимального, промежуточных и дистального отделов), измерить величины угловых деформаций для каждой ВД и определить оптимальные точки для выполнения остеотомий (Рисунок 1.13в).

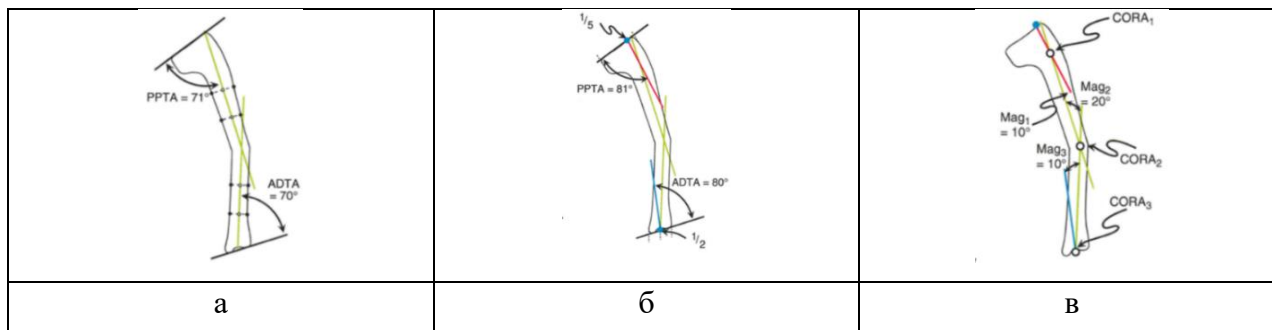


Рисунок 1.13 - Планирование коррекции трёхвершинной деформации (Paley D., 2009): а - шаг 1, проведение среднediaфизарных линий; б - шаг 2, проведение анатомических осей на основе линий суставов; в - шаг 3, выявление ВД и измерение величин угловых деформаций

Однако данный алгоритм применим в случаях, когда костные отделы линейны. Чем более искривлённой является кость, чем больше ее форма приближается к дугообразной, тем сложнее реализовать описанный способ планирования: нет рекомендаций, на сколько прямолинейных отрезков должна быть разбита кривая анатомической оси. Также, метод планирования коррекции трёхвершинных деформаций, предложенный Paley D. (Рисунок 1.13) предполагает использование анатомических осей. Остаётся неясным могут ли быть использованы с этой целью механические оси и как корректно осуществлять подобное планирование?

1.4. Методы коррекции многовершинных деформаций

Коррекция деформаций, в том числе многовершинных, выполняется двумя основными способами:

1. Одномоментно с использованием в качестве фиксаторов АВФ, пластин или интрамедуллярный стержней [4,7,9,22-30];
2. Постепенно (дозированно/во времени) с использованием унифицированных коррекционных узлов по Илизарову [46,102,114,119] или ортопедических гексаподов [17,18,50,57,60,61,68,69,90].

1.4.1. Одномоментная коррекция

После выполнения одномоментной коррекции одновершинных деформаций в качестве фиксаторов используются как внешние [23,25,127,128], так и внутренние металлоконструкции [1,7,22,23,26,27,29,31-34,47,105,111,126,129-133]. Внутренние фиксаторы используются и при

многовершинных деформациях [1,7,22,23,26,27,29,32,33,105,111,119,126,130,134,135]. Однако, данных о применении АВФ с целью фиксации при одномоментной коррекции деформаций, имеющих две и более вершин, нами в литературе не найдено.

В качестве внутренних фиксаторов для коррекции диафизарных деформаций длинных костей нижних конечностей наиболее распространённым является использование интрамедуллярных блокируемых стержней [47,129,136]. Пластины используются в исключительных случаях, когда установка интрамедуллярного стержня является крайне сложной или невозможной [1].

Одномоментная коррекция с использованием внутренних фиксаторов обладает следующими преимуществами над постепенной:

1. Бытовой комфорт, ввиду отсутствия громоздкой внешней металлоконструкции [7,27,32,33,35];
2. Предупреждение рецидивов деформаций в области диафиза [23,33], а также рефрактур, особенно при несовершенном остеогенезе [23,32];
3. Отсутствие характерных для внешней фиксации осложнений, а именно - трансфиксационных контрактур и воспалений мягких тканей вокруг чрескостных элементов [7,126];
4. Отсутствие необходимости участия пациента и/или ортопеда-куратора в процессе коррекции [63];
5. Сокращение общих сроков лечения [33].

Несмотря на положительные характеристики данного метода, в сравнении с постепенной коррекцией, он также обладает следующими недостатками:

1. Бóльшая продолжительность операции [29];
2. Более низкие показатели точности коррекции [16,33,37];
3. Отсутствие возможности выполнения коррекции остаточной деформации [16,33,37];
4. Бóльшая продолжительность времени, необходимого для консолидации [38,39,136];
5. Риск возникновения глубокой инфекции [23,32,33,126];
6. Бóльший объём интраоперационной кровопотери [29];
7. Необходимость выполнения остеотомий сложной формы (Z-образной, конической) в ситуациях, когда требуется устранение угловой деформации в сочетании с укорочением [47,138];
8. Объективные ограничения величины деформации, которая может быть скорректирована без риска нейротрофических осложнений [25,29,33,36-40].

Условиями, допускающими выполнение одномоментной коррекции, являются достаточный контакт фрагментов в области остеотомии и отсутствие чрезмерного натяжения мягких тканей [16,46]. В противном случае, присутствует высокий риск развития нейротрофических нарушений

[36-38,40,52,139,140]. При одномоментной коррекции, согласно данным разных авторов, суммарная величина угловой деформации не должна превышать 20-35° [38,40,102], а торсионной - 20° [40]. При работе с деформациями, сопровождающимися укорочением сегмента, стоит учитывать, что одномоментное удлинение бедренной кости не должно превышать 4 см, а укорочение 4,5 см в бедренной кости и 3 см - в большеберцовой. На практике, применение одномоментной коррекции с внутренней фиксацией наиболее распространено при устранении деформаций с укорочением, не превышающим 2-2,5 см [47,141,142].

Увеличенные, в сравнении с постепенной коррекцией, сроки консолидации Matsubara H. et al. [38] связывает с тем, что при одномоментной коррекции происходит большее повреждение мягких тканей и создаётся «внезапный зазор» (ориг. «sudden gap») между костными фрагментами, что усложняет процесс консолидации.

Как уже было отмечено, точность коррекции при одномоментном устранении деформации ниже, чем при постепенном [16,33] и напрямую зависит от навыков оперирующего хирурга [111]. Более низкие показатели точности, а также отсутствие возможности коррекции остаточной деформации [16,33] делают особенно значимым повышение точности одномоментной коррекции. С этой целью разработана методика ассистирующей внешней фиксации. Данная техника позволяет сочетать преимущества методик внешней и внутренней фиксации, также минимизируя их недостатки [7,22,31-33,126]. С этой целью используются как монологатеральные [7,32], так и кольцевые [31,126] аппараты внешней фиксации (АВФ). Данный метод успешно применяется при коррекции многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей [1,7,22,26,27,29,32,33,62,111,130] (Рисунок 1.14).

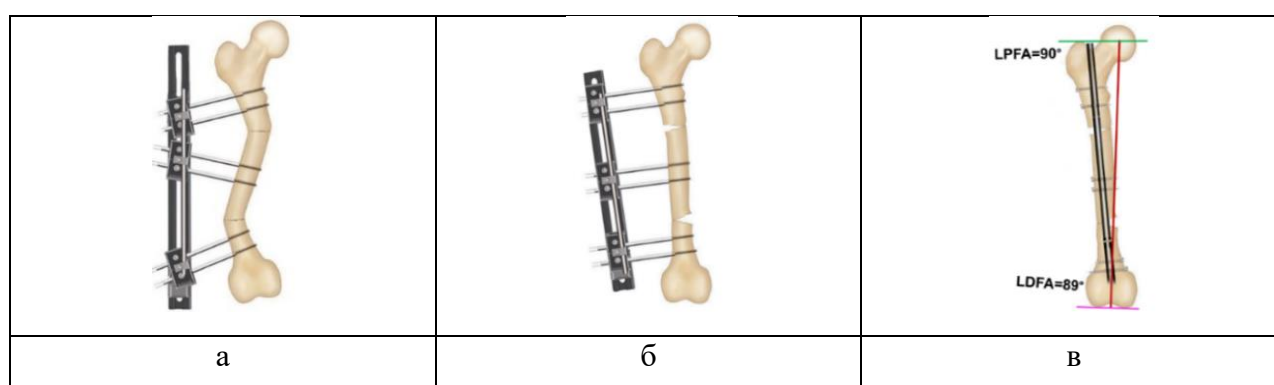


Рисунок 1.14 - Одномоментная коррекция двухвершинной деформации бедренной кости с использованием методики ассистирующей внешней фиксации (аналогично [7]): а - монтаж ассистирующей внешней фиксации, выполнение остеотомий; б - одномоментное устранение деформации; в - окончательная фиксация интрамедуллярным стержнем, проверка результатов коррекции

1.4.2. Постепенная коррекция

Постепенная коррекция выполняется при наличии противопоказаний к одномоментной коррекции [39]. Она также является предпочтительной при необходимости устранения многокомпонентных деформаций, деформаций, величина углового компонента которых превышает значения, приемлемые для выполнения одномоментной коррекции [16,23,39,44,45,47,143] и деформаций, сопровождающихся укорочением сегмента [16,18,33,38,41-43,46,47,50].

Для реализации постепенной коррекции многовершинных деформаций используются унифицированные узлы по Илизарову [46,102,114,119] и ортопедические гексаподы [17,18,29,48,50,52,57,62,68-70,90].

1.4.2.1. Коррекция при помощи унифицированных узлов по Илизарову

Постепенная коррекция многоплоскостных (в т.ч. многовершинных) деформаций длинных костей нижних конечностей может быть выполнена с использованием унифицированных узлов [39,46,102,114,119].

Однако, для устранения каждого компонента деформации необходимо выполнить установку соответствующего унифицированного коррекционного узла (Рисунок 1.15). По этой причине для восстановления РЛУ требуется неоднократный перемонтаж конструкции. Это приводит к увеличению периода коррекции и объёма трудозатрат [17,21,47-52]. Согласно данным Скоморошко П.В. [47] при устранении простых деформаций бедренной кости срок коррекции составил 60,8 (22-117) дней, деформаций средней сложности - 77,3 (32-146) дней и сложных - 96,8 (68-152) дней. При наличии многовершинных деформаций процедура коррекции становится ещё сложнее, поскольку возникает необходимость замены унифицированных узлов отдельно для каждой вершины деформации [18,21].

Многократный перемонтаж негативно влияет и на точность коррекции. Согласно исследованию Manner H.M. et al. [63] в группе из 79 пациентов с одновершинными деформациями успешной коррекции с помощью циркулярного аппарата Илизарова удалось достичь в 55,7%. При наличии одного компонента деформации - 79,3%, двух компонентов - 48,6%, трёх - 28,6%, четырёх - 0%. В работе Скоморошко П.В. [47] приведены данные об успешном достижении полной коррекции у 44 из 80 (58,8%) пациентов, при этом учитывались все степени сложности деформаций.

Известна возможность комбинирования узлов по Илизарову в комплексный узел для одноэтапной коррекции нескольких компонентов деформации. Однако, это является чрезвычайно

сложным и трудоёмким. Продолжительность монтажа может занимать «целый рабочий день» [144].

В связи с этим в последние десятилетия активно применяются ортопедические гексаподы, главным преимуществом которых является возможность одноэтапной коррекции всех компонентов деформации [17,45,51,56,57,60].

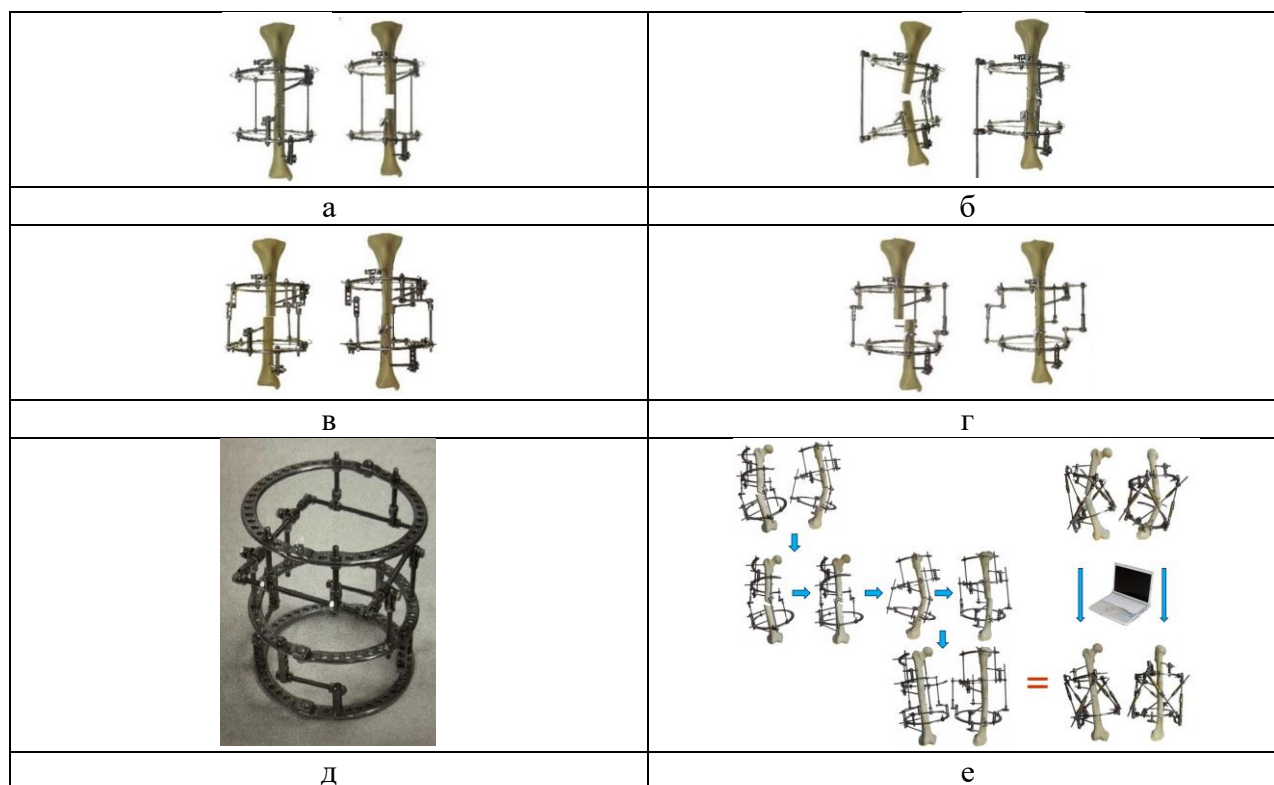


Рисунок 1.15 - Унифицированные коррекционные узлы: а - для коррекции по длине; б - для коррекции ангуляционного компонента деформации; в - для коррекции торсионной деформации; г - для коррекции трансляционного компонента деформации; д - пример комбинирования унифицированных коррекционных узлов [144]; е - коррекция многокомпонентной деформации по Илизарову и при помощи гексапода

1.4.2.2. Коррекция при помощи ортопедических гексаподов

В конструкции «классического» ортопедического гексапода имеется две опоры, базовая и перемещаемая, которые соединены шестью телескопическими стержнями - стратами. Изменение длины хотя бы одной из них влечёт за собой смещение мобильной опоры относительно базовой в трёх плоскостях. В связи с этим, для определения необходимой величины изменения длины каждой из страт, используется специальная компьютерная программа [21,47,48,51,53-62]. Поэтому с ортопедической точки зрения гексапод представляет собой универсальный коррекционный узел, соединяющий базовое и мобильное кольца, работа которого основана на компьютерной навигации [21,51,55,60,145,146].

Активное использование ортопедических гексаподов в клинической практике берёт своё начало в середине 1990-х годов и продолжается вплоть до сегодняшнего дня [37,38,47,48,50-58,60,62-68,90]. Наибольшее распространение получили следующие конструкции (Рисунок 1.16): Taylor Spatial Frame (TSF)/Smith and Nephew Spatial Frame (США), Ilizarov Hexapod Apparatus (ИНА) (Германия), «Орто-СУВ» (Россия), аппарат Smart-correction (Турция-США), аппарат TL-Hex (США) и аппарат Orthex (США) [60,62,146].

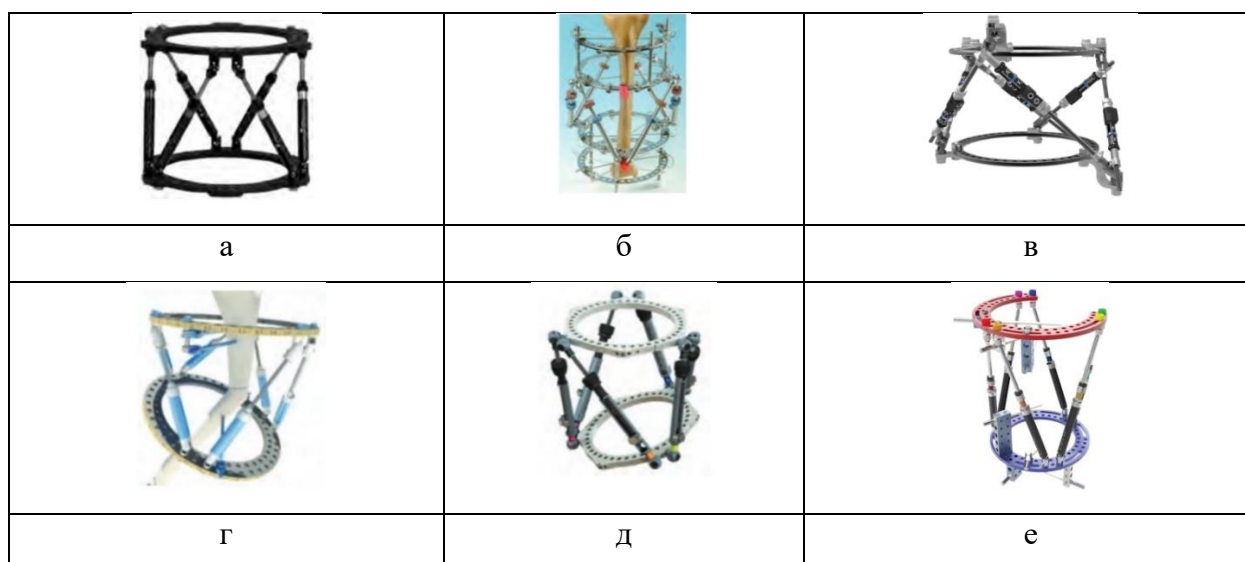


Рисунок 1.16 - Наиболее распространённые в клинической практике ортопедические гексаподы [60]: а - Taylor Spatial Frame; б - Ilizarov Hexapod Apparatus; в - «Орто-СУВ»; г - аппарат Smart-correction; д - аппарат TL-Hex; е - аппарат OrthoPediatrics Orthex [145]

В литературе присутствуют сведения о существовании и других ортопедических гексаподов, к примеру, Hoffmann LRF hexapod (впервые выпущен в 2019 году) и Synthes Maxframe Autostrut (впервые выпущен в 2022 году), однако, их распространённость ограничена одним географическим регионом: Европой и США соответственно [146].

Ортопедические гексаподы обладают следующими преимуществами над коррекционными узлами по Илизарову:

1. Возможность одноэтапной коррекции всех компонентов деформации [17,45,51,56,57,60];
2. Лучшие показатели точности коррекции, особенно, при устранении сложных (многокомпонентных многоплоскостных) деформаций [45,47,57,63-66];
3. Меньшая, в сравнении с унифицированными узлами, продолжительность срока, необходимого для подготовки специалистов [45,48,63,64].

Согласно результатам исследования, опубликованного Manner H.M. et al. [63] при использовании TSF успешная коррекция одновершинных деформаций была достигнута у 90,7% пациентов (группа - 129 человек). При наличии одного компонента деформации результат составил 100%, двух - 91,8%, трёх - 91,1%, четырёх - 66,7%. В результатах исследования

Скоморошко П.В. (2014) деформация была полностью устранена с помощью «Орто-СУВ» у 45 пациентов из 52 (86,5%).

Невзирая на все положительные характеристики, ортопедические гексаподы имеют существенный недостаток - высокая стоимость, которая делает их значительно менее доступными для широкого использования, чем аппарат Илизарова [48,52,55,64]. Также гексапод «Орто-СУВ» отличается относительной громоздкостью, ввиду выхода резьбовых стержней за пределы корпуса страт [56,60].

На современном этапе существуют три методики коррекции многовершинных деформаций с использованием ортопедических гексаподов:

1. Одновременная коррекция нескольких вершин деформации с использованием нескольких ортопедических гексаподов: по одному на уровне каждой вершины, аналогично использования коррекции по Илизарову (Рисунок 1.17) [48,57,62,67-71].

2. Последовательная коррекция МД при помощи одного гексапода [18,21] (Рисунок 1.18).

3. Одновременная коррекция нескольких вершин деформации при помощи одного ортопедического гексапода с использованием т.н. «пружинной» техники [17,72] (Рисунок 1.19).

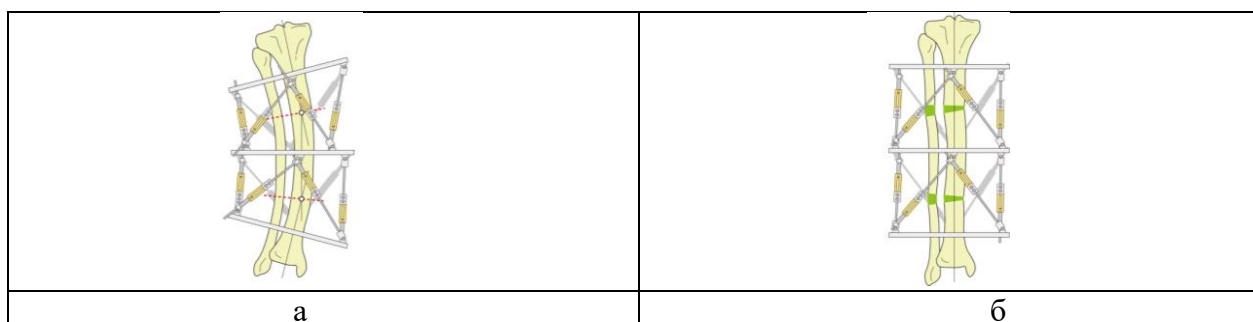


Рисунок 1.17 - Одновременная коррекция двухвершинной деформации при помощи двух ортопедических гексаподов: а - схема первоначальной компоновки аппарата; б - одновременная коррекция на уровнях обеих вершин

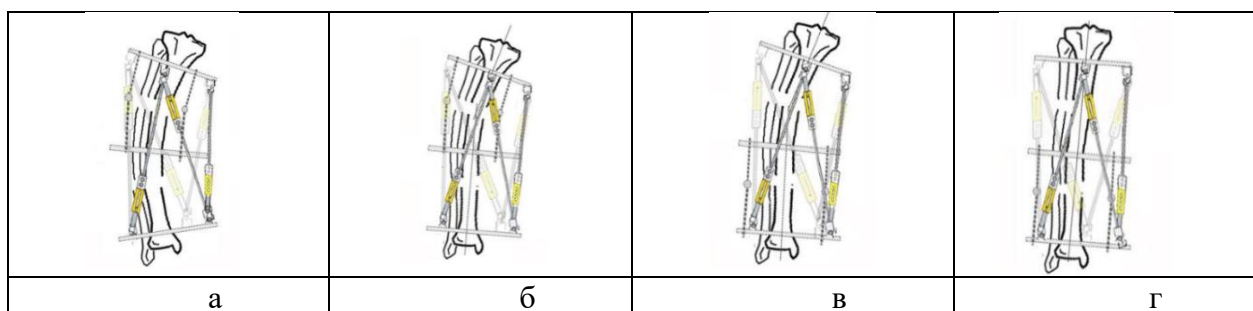


Рисунок 1.18 - Последовательная коррекция двухвершинной деформации при помощи одного ортопедического гексапода [18]: а - схема первоначальной компоновки конструкции после выполнения дозированной дистракции; б - коррекция на уровне дистальной вершины, уровень проксимальной при этом неподвижно зафиксирован; в - коррекция на уровне проксимальной вершины, уровень дистальной при этом стабилизирован; г - коррекция успешно завершена

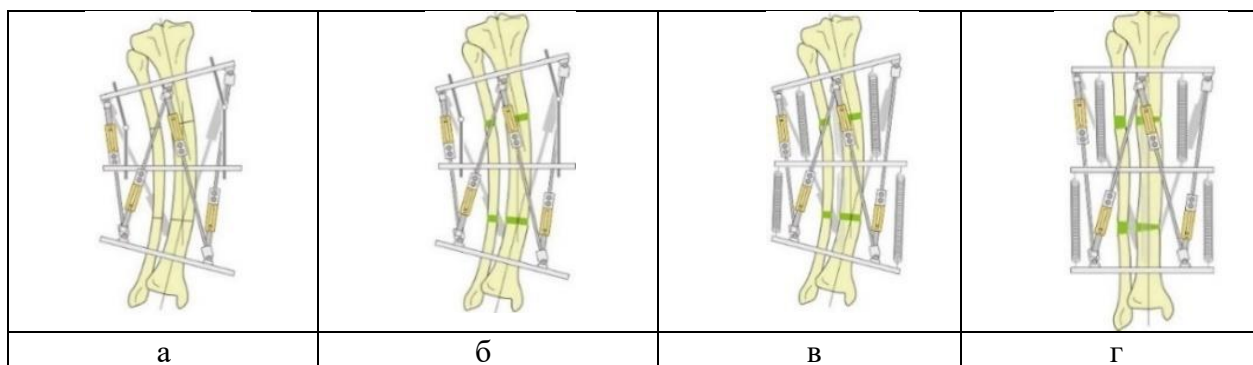


Рисунок 1.19 - Коррекция двухвершинной деформации при помощи одного ортопедического гексапода с использованием «пружинной» техники [17]: а - схема первоначальной компоновки конструкции; б - выполнение дистракции, достижение межфрагментарного диастаза на уровнях обеих вершин, проксимальной - при помощи двухплоскостных шарниров, дистальной - при помощи ортопедического гексапода; в - установка эластичных тяг (пружин), при помощи которых промежуточная опора фиксируются к выше- и нижележащим опорам; г - выполнена одновременная коррекция на уровнях обеих вершин, промежуточный фрагмент «автоматически» занимает своё положение при помощи эластичных тяг

Первая методика является наиболее распространённой в мировой практике и, по существу, «общепринятой». На этом основании она может именоваться «традиционной» или «стандартной». Однако, при одновременном использовании нескольких гексаподов конструкция оказывается избыточно тяжёлой и громоздкой, что усугубляет для пациента неудобства, связанные с наличием АВФ. Увеличиваются трудозатраты: врачу необходимо выполнение нескольких изолированных расчётов в компьютерной программе, а в процессе коррекции производить изменение не 6-ти, а 12-ти (при двухвершинных деформациях) или 18-ти (при трехвершинных деформациях) страт. Также возрастает экономическая нагрузка на учреждение, поскольку для реализации методики необходимо большее количество ортопедических гексаподов.

При последовательной коррекции с использованием одного гексапода всегда стоит выбор, с какой вершины необходимо начать коррекцию и также необходимо два отдельных расчёта. Период коррекции возрастает, увеличиваясь прямо пропорционально количеству вершин деформации. Возможна преждевременная консолидация на уровне вершины, «ожидающей» коррекцию [17].

«Пружинная» техника призвана устранить недостатки обеих методик. Данная техника предполагает использование всего одного гексапода, что комфортнее и для врача, и для пациента, а коррекция производится одновременно на уровне нескольких вершин, что сокращает её длительность [17].

Но, несмотря на перспективность данной методики, остаётся невыясненным ряд технических требований, значимых для её успешной реализации. А именно:

- оптимальное количество и технические характеристики эластичных тяг;

- оптимальные точки фиксации страт гексапода и эластичных тяг к опорам (изолированно для бедра и голени);

- особенности использования компьютерной программы для ортопедического гексапода при реализации «пружинной техники».

При реализации «пружинной» техники первый этап коррекции (дистракция) выполняется при помощи ортопедического гексапода на уровне одной из вершин и при помощи двуплоскостных шарниров - на уровне другой вершины [17]. При выполнении расчёта в компьютерной программе необходимо проведение осей проксимального и дистального (мобильного) фрагментов. Для выполнения плоскопараллельной дистракции рекомендуется установка оси базового фрагмента (т.н. «зелёной ёлки») в соответствии с осью проксимального фрагмента. Ось мобильного фрагмента (т.н. «фиолетовая ёлка») должна представлять собой продолжение оси базового фрагмента [51] (Рисунок 1.20а). Однако, данный способ не является оптимальным для реализации «пружинной» техники, поскольку при этом происходит нежелательная трансляция дистального костного фрагмента (Рисунок 1.20б). «Свободное перемещение» красного контура при помощи опций программы нетехнологично и может вызвать сбой в ее работе. Поэтому методика расчета дистракции с использованием ортопедического гексапода при реализации «пружинной» техники момент требует уточнения.

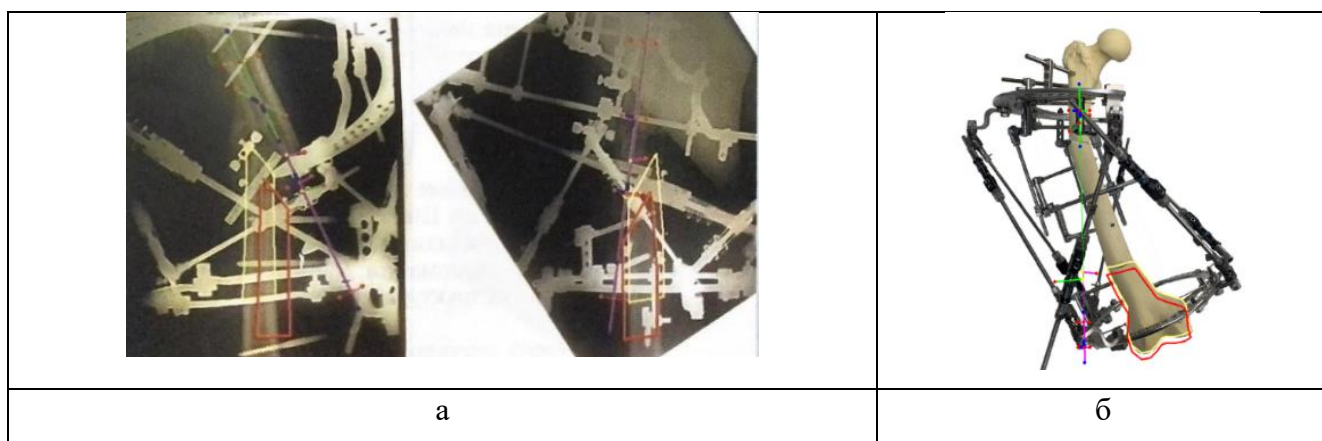


Рисунок 1.20 – «Стандартная» методика выполнения дистракции при помощи ортопедического гексапода: а - выполнение расчета дистракции для устранения «захождения» дистального фрагмента [51]; б - при попытке расчёта этапа дистракции ось базового фрагмента позиционирована как ось проксимального фрагмента, ось мобильного фрагмента является её «продолжением», при дистракции происходит нежелательная трансляция дистального фрагмента («жёлтый контур» обозначает исходное положение, «красный контур» - конечное положение).

Так как в процессе выполнения расчёта коррекции в компьютерной программе при реализации «пружинной» техники предполагается совмещение оси дистального фрагмента с осью проксимального, остаётся неясным, как в компьютерной программе формировать «жёлтый контур» - исходное положение мобильного костного фрагмента. Должен ли он соответствовать

границам дистального фрагмента, или же включать промежуточный фрагмент: полностью, частично? Еще одна функция «жёлтого контура» состоит в том, что с учётом его границ устанавливаются т.н. «Структуры риска» (“Structures at Risk” - SAR) - точки, критически значимые для расчёта программой количества дней коррекции. SAR#1 представляют собой точку проксимального края дистального фрагмента, которая при коррекции будет подвергнута наибольшему перемещению во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Таким образом, SAR#1 «привязана» к желтому контуру и, следовательно, без методики его определения при многовершинных деформациях точно рассчитать оптимальное количество дней коррекции программа не сможет. Из вышесказанного можно заключить, что требуется получение новых сведений о методике корректного использования компьютерной программы ортопедического гексапода при реализации «пружинной» техники.

Теоретически для реализации «пружинной» техники может быть использован любой из перечисленных выше ортопедических гексаподов (Рисунок 1.16). Однако, при использовании большинства из них присутствуют следующие риски: вероятность конфликта страт ортопедического гексапода и промежуточной опоры/опор или чрескостных элементов, а также недостаточная длина одной или более страт.

Большая часть ортопедических гексаподов функционирует на основе платформы Gough-Serrel (разработана в 1947/1962 гг.), предполагающую отдельную фиксацию к опорам каждой из страт [56,60,62]. Ортопедический гексапод «Орто-СУВ» функционирует на основе СУВ-платформы (разработана в 2006 г.), которая имеет по три точки фиксации к проксимальной и дистальной опорам. Этим обеспечиваются следующие преимущества «Орто-СУВа» в сравнении с другими ортопедическими гексаподами:

- возможность использовать опоры любой формы, типа и производителя (кроме моностеральных и секторных);
- возможность произвольного выбора точек фиксации страт к опорам;
- возможность фиксации страт не только к базовой и мобильной, но и стабилизирующим опорам;
- длина страт формально не ограничена.

Определённые места для крепления страт («табы») имеются у многих ортопедических гексаподов (Taylor Spatial Frame, TL-Hex, Orthex). Это усложняет для хирурга подбор оптимальной компоновки. Те гексаподы, у которых табы отсутствуют (Pizarov Hexapod Apparatus, Smart-correction) располагают стратами ограниченных размеров. И, в случае реализации «пружинной» техники, даже наиболее длинных страт может оказаться недостаточно для соединения проксимальной и дистальной опор.

При использовании ортопедического гексапода «Орто-СУВ» хирург имеет возможность произвольно выбирать точки фиксации страт к опорам. Оптимальным является одинаковое расстояние между ними, но это правило не является обязательным. Фиксация страт может быть выполнена как непосредственно к опоре, так и при помощи прямых или Z-образных платиков [47,56,60,62,146-148]. Длина страт ортопедического гексапода «Орто-СУВ» зависит лишь от длины используемых резьбовых стержней и, поэтому, является формально неограниченной [56,60,62,147].

Описанными особенностями обоснованы высокие коррекционные возможности конструкции. По результатам исследования, проведённого Виленским В.А. [56], в данном показателе «Орто-СУВ» показал лучшие результаты в сравнении с Taylor Spatial Frame (TSF) и Pizarov Hexapod Apparatus (ИНА).

На основании вышеперечисленного, на наш взгляд, именно «Орто-СУВ» является наиболее подходящим ортопедическим гексаподом для реализации «пружинной» техники.

1.5. Резюме

Многовершинные деформации (МД) длинных костей нижних конечностей являются сложной и достаточно широко распространённой ортопедической патологией. Для более успешного лечения подобных пациентов необходимо:

- усовершенствовать методику планирования коррекции многовершинных деформаций, включающую особенности, зависящие от локализации вершины деформации, а также определение осей нелинейного промежуточного отдела (-ов) во фронтальной и сагиттальной плоскостях;
- получить обоснованные данные об оптимальном количестве, принципах позиционирования, крепления к опорам и технических характеристиках эластичных тяг при реализации «пружинной» техники;
- разработать оптимальные компоновки ортопедического гексапода при коррекции многовершинных деформаций бедра и голени (особенности монтажа внешних опор и расположение точек фиксации пружин);
- получить новые данные об особенностях использования компьютерной программы ортопедического гексапода при реализации «пружинной» техники;
- разработать и обосновать клинический алгоритм, позволяющий осуществить рациональный подбор тактики оперативного лечения пациентов с многовершинными деформациями.

Следующие главы диссертационного исследования посвящены решению указанных задач.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование включало в себя экспериментальное и теоретическое обоснование «пружинной» техники, а также клиническую часть, предполагающую сравнение различных методик коррекции многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей. В данной главе приведён дизайн каждого из разделов исследования.

2.1. Общая характеристика и структура проведенного исследования

Комплексное исследование было проведено в ФГБУ «НМИЦ им. Р.Р. Вредена» Минздрава России. Все разделы взаимосвязаны общей целевой установкой, направленной на обоснование рационального подбора тактики оперативного лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей. Работа состоит из экспериментальной и клинической частей.

Экспериментальная часть исследования включала три основных этапа. Первый подразумевал работу по выявлению оптимального количества, характеристик эластичных тяг, а также их расположения относительно промежуточного фрагмента при реализации «пружинной» техники. По результатам второго этапа были разработаны оптимальные компоновки ортопедических гексаподов для коррекции многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей при помощи нескольких гексаподов, а также «пружинной» техники. Третий этап экспериментальной части работы был посвящён изучению особенностей использования компьютерной программы ортопедического гексапода при реализации «пружинной» техники.

Клиническая часть работы представляет собой анализ результатов лечения 96 пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей, оперативное лечение которых было выполнено на базе клинических отделений НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена. Были изучены данные, полученные при выполнении одномоментной коррекции с внутренней фиксацией, а также дозированной коррекции при помощи ортопедических гексаподов. Группа дозированной коррекции включала две подгруппы: пациентов при лечении которых использовалась «пружинная» техника, а также контрольная подгруппа. При коррекции деформаций пациентов контрольной подгруппы была использована «традиционная» методика коррекции с использованием нескольких ортопедических гексаподов (по одному на уровне каждой вершины деформации). При лечении пациентов проспективной группы, которым была выполнена постепенная коррекция деформации, были также использованы данные, полученные в результате реализации экспериментальной части исследования. Анализ данных проводился с использованием статистического метода малой выборки [149,150].

2.2. Определение оптимальных характеристик, количества и принципа фиксации эластичных тяг к опорам, а также их позиции относительно промежуточного фрагмента

Как упоминалось в Главе 1, несмотря на успешную клиническую апробацию «пружинной» техники, неизвестными остаются оптимальное количество пружин, их технические характеристики (плотность материала, длина, толщина проволоки, число и диаметр витков), а также локализация точек и способ крепления к опорам [17]. При изучении историй болезни и рентгенограмм пациентов ретроспективной выборки было выявлено, что в 25 (76%) случаях лечения больных с многовершинными деформациями бедра и голени происходила нежелательная трансляция (по сути - смещение) промежуточного фрагмента в среднем на величину 12 мм (3-45 мм) в обеих плоскостях (Глава 4, подзаголовки 4.1.1-4.1.3) (Рисунок 2.1а,б). В 7 случаях для её устранения были выполнены дополнительные манипуляции: мануальная коррекция положения опоры (4 случая), устранение остаточного смещения с использованием нескольких ортопедических гексаподов (3 случая) (Рисунок 2.1 в-е).

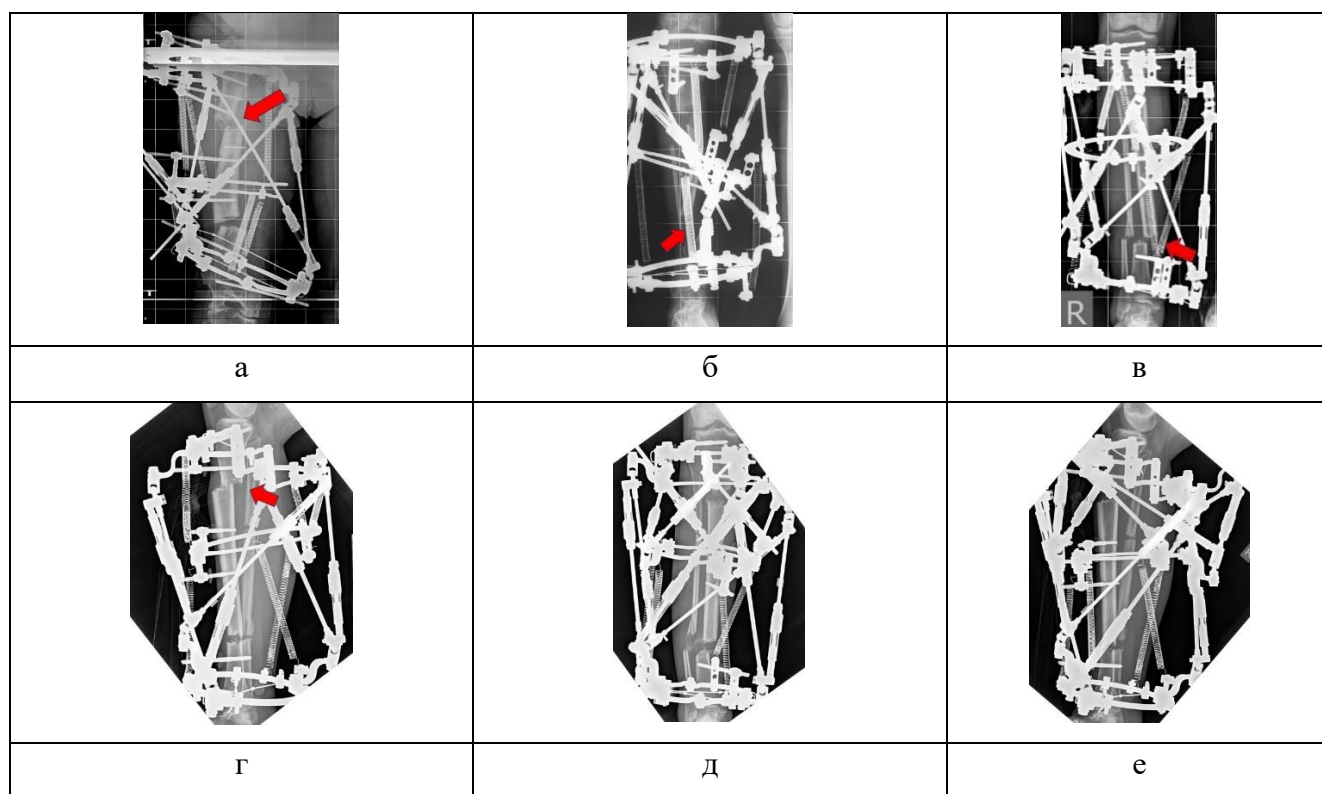


Рисунок 2.1 - Нежелательная трансляция промежуточного фрагмента: а,б - примеры нежелательной трансляции при коррекции многовершинных деформаций бедра и голени; в,г - выраженная двухплоскостная трансляция промежуточного фрагмента; д,е - для устранения данного явления выполнен монтаж второго ортопедического гексапода, коррекция продолжена согласно «стандартной» технике

Эксперимент был запланирован и проведен с учётом необходимости решения данной проблемы. Первая часть его предполагала определение технических характеристик и оптимального количества эластичных тяг. Вторая - принципа крепления их к опорам АВФ и позиционирования относительно промежуточного фрагмента.

Работа по определению оптимальных технических характеристик пружин была разделена на два этапа: теоретическую и экспериментальную. Теоретическая часть предполагала расчёт при помощи физических формул сил, действующих на промежуточный фрагмент.

При рутинной активности пациента для оперируемого сегмента имеются три основных позиции в пространстве: вертикальное, горизонтальное и под углом (при ходьбе). При статичном вертикальном положении ноги на промежуточный фрагмент кости действует только сила гравитации (F_g), направленная параллельно его оси, что не приводит к поперечной трансляции, но может приводить к продольному смещению. При статичном горизонтальном положении сила гравитации действует перпендикулярно оси промежуточного фрагмента и ведет к его поперечному смещению.

Силы, действующие на промежуточный фрагмент кости при ходьбе, обусловлены несколькими факторами. Для выполнения оценочных расчетов величин основных сил, действующих на рассматриваемые промежуточные фрагменты, рассмотрим Рисунок 2.2, на котором эти силы представлены соответствующими векторами.

Во-первых, это сила гравитации F_g , проекция которой на направление оси промежуточного фрагмента и ортогонально к нему изменяется при отклонении ноги от вертикального положения при выполнении шага.

Во-вторых, это центробежная сила $F_{ц}$, обусловленная движением сегмента кости по дуге близкой к окружности при переносе ноги в процессе выполнения шага.

В-третьих, это сила преодоления инерции $F_{и}$, формируемая мышцами ноги при выполнении шага и обеспечивающая перемещение ноги с АВФ в горизонтальной плоскости при выполнении шага.

В общем случае, при условии отсутствия точек прикрепления мышц на поверхности промежуточного фрагмента и наличия жесткой фиксации между проксимальным и дистальным фрагментом, существует еще одна сила, которая воздействует на промежуточный фрагмент, и препятствует его смещению от «нейтрального положения», из которого его выводят силы инерции и гравитации. Однако, ассиметричное расположение мышечного массива не способно обеспечить равномерное воздействие этой силы для поддержания нейтрального положения промежуточного фрагмента и в дальнейших расчетах ее учитывать не будем, полагая, что она незначительно компенсирует влияние упомянутых выше сил.

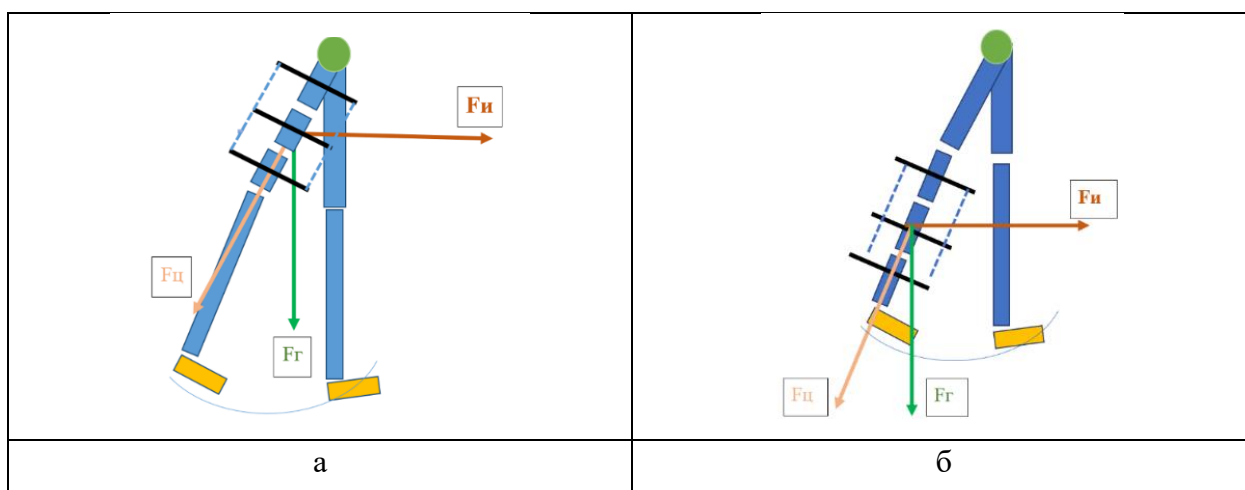


Рисунок 2.2 - Графическая иллюстрация сил, действующих на промежуточный фрагмент кости, при выполнении пациентом полушага в АВФ, зелёная стрелка - сила гравитации, оранжевая стрелка - центробежная сила, красная стрелка - сила преодоления инерции.
: а - на примере бедра; б - на примере голени

Для расчета величины сил, действующих на фрагмент кости (вместе с установленным АВФ), использовался Второй закон Ньютона [151], в соответствии с которым величина силы, действующей на объект, равна произведению его массы M на ускорение a . Тогда, вычисление сил, представленных на Рисунке.2.2, можно представить следующим образом:

$$F_{и} = a_{и} \times M, \quad (1)$$

$$F_{ц} = a_{ц} \times M, \quad (2)$$

$$F_{г} = g \times M, \quad (3)$$

где M - масса промежуточного костного фрагмента с модулем АВФ, $a_{и}$ - линейное (тангенциальное) ускорение, возникающее из-за неравномерного движения конечности при ходьбе, и направленное при ходьбе с АВФ практически параллельно горизонтальной поверхности, по которой происходит движение; $a_{ц}$ - центростремительное ускорение, возникающее при переносе опоры (стопы) в процессе выполнения шага и направленное вдоль продольной оси АВФ; g - ускорение свободного падения, возникающие из-за действия силы гравитации Земли, и направленное вертикально вниз.

Ускорение $a_{и}$, необходимое для расчета силы $F_{и}$ в соответствии с (1), может быть определено, как производная по времени t от скорости V движения конечности [152]:

$$a_{и} = \frac{dV}{dt}. \quad (4)$$

Тогда, учитывая зависимость изменения ускорения движения конечности при ходьбе, представленную на Рисунке 2.3 б, для скорости движения в пределах полушага можно записать уравнение:

$$V = k \cdot V_0 \cdot \sin(\Omega t), \quad (5)$$

где V_0 - амплитудное значение скорости на протяжении фазы полушага; Ω - круговая частота смены фаз полушага, k - коэффициент, определяющий положение фрагмента кости относительно стопы, и вычисляемый для фрагмента голени по формуле:

$$k = \frac{L_{\Gamma} + 2L_{\text{Б}}}{2(L_{\Gamma} + L_{\text{Б}})},$$

а для фрагмента бедра по формуле:

$$k = \frac{L_{\text{Б}}}{2(L_{\Gamma} + L_{\text{Б}})},$$

где L_{Γ} - длина кости голени, $L_{\text{Б}}$ - длина кости бедра.

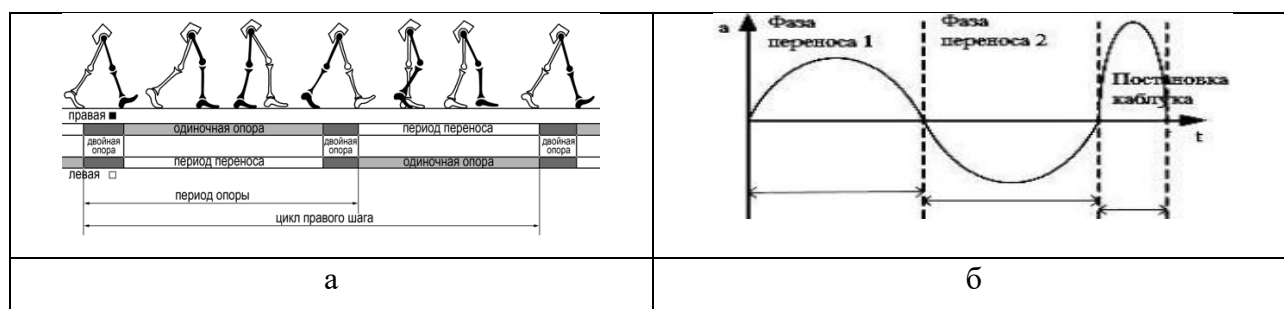


Рисунок 2.3 - Фазы шага. а - схематичное изображение [153]; б - графическое изображение [76].

Подставляя формулу (5) в (4), в соответствии с правилами вычисления производной сложной функции [152], получаем

$$a_{\text{н}} = kV_0\Omega \cos(\Omega t). \quad (6)$$

Из (6) следует, что максимальное значение линейного (тангенциального) ускорения $a_{\text{н}}^{\text{max}}$, будет равно

$$a_{\text{н}}^{\text{max}} = kV_0\Omega. \quad (7)$$

При известных средних значениях скорости движения $V_{\text{ср.}}$ и длины полушага $l_{\text{ср.}}$, круговая частота смены фаз полушага определяется выражением:

$$\Omega = \pi \frac{V_{\text{ср.}}}{l_{\text{ср.}}}, \quad (8)$$

Амплитудное значение скорости V_0 в пределах фазы полушага можно найти из формулы (5), воспользовавшись тем, что на полупериоде среднее значение функции $\sin(\Omega t) = 0,64$ [152]. Тогда,

$$V_0 = \frac{V_{cp.}}{0.64}. \quad (9)$$

Подставив в (7) выражения (8), (9), получим максимальное значение линейного ускорения $a_{II}^{\max}$:

$$a_{II}^{\max} = k \frac{\pi}{0,64} \frac{V_{cp.}^2}{l_{cp}} \approx 4,9k \frac{V_{cp.}^2}{l_{cp}}. \quad (10)$$

Расчёт максимальной величины ускорения $a_{II}^{\max}$ производился с учётом того, что при выполнении шага промежуточный фрагмент кости движется по дуге условной окружности радиусом R . Для фрагмента кости бедра: $R = \frac{1}{2} L_B$, Для фрагмента кости голени: $R = L_B + \frac{1}{2} L_G$. Тогда, для определения максимальной величины центростремительного ускорения $a_{II}^{\max}$ можно использовать известную формулу [151], связывающую скорость движения (в нашем случае амплитудное значение скорости на протяжении фазы полушага) и радиус условной окружности, по которой движется соответствующий фрагмент кости:

$$a_{II}^{\max} = \frac{(kV_0)^2}{R}. \quad (11)$$

Далее выполнялся расчёт максимальных величин проекций продольной g_r и поперечной g_t , составляющих ускорения свободного падения относительно оси фрагмента кости. Величина этих проекций зависит только от угла отклонения α оси фрагмента кости от вертикали.

Максимальное значение угла отклонения $\alpha_{\max}$ при ходьбе можно определить исходя из средней длины полушага l_{cp} и суммарной длины бедра L_B и голени L_G по формуле:

$$\alpha_{\max} \approx \arcsin\left(\frac{l_{cp.}}{2(L_B + L_G)}\right). \quad (12)$$

Ввиду того, что при ходьбе, а также при горизонтальном или вертикальном положении АВФ, проекции силы гравитации F_g сильно изменяются, для этой силы будем рассматривать две составляющие: продольную и поперечную относительно фрагмента.

Тогда, максимальное значение продольной составляющей гравитационного ускорения g_r определяется по формуле:

$$g_r^{\max} = g \cos(\alpha_{\max}), \quad (13)$$

а максимальное значение поперечной составляющей гравитационного ускорения g_t определяется по формуле:

$$g_t^{\max} = g \sin(\alpha_{\max}), \quad (14)$$

где g - ускорение свободного падения (на поверхности Земли $g \approx 9,81 \text{ м/с}^2$).

Техническая поддержка при реализации теоретических расчётов: д.т.н., проф. Саута Олег Иванович.

Исходные параметры, необходимые для вычисления величин при помощи вышеприведённых формул, определялись следующим образом. Данные о массе кости и промежуточного модуля АВФ были определены при помощи весов марки «Homesclub». Масса костного фрагмента была высчитана при помощи взвешивания 32 трупных бедренных и 32 большеберцовых костей. Масса «живой» кости была высчитана при помощи работы Malik S. S. et al. [154], где содержатся данные о доле воды в кости, как 20% общей массы. Данное значение было прибавлено к средним показателям массы целой кости, полученным в результате измерений. С учётом того, что размер промежуточного фрагмента в большинстве случаев превышает размеры проксимального и дистального, для расчёта его массы было взято 50% массы «живой» кости.

С целью определения средней скорости и длины полушага пациента в АВФ были проведены измерения этих показателей с участием 11 пациентов. В исследовании принимали участие больные с АВФ на бедре или голени, предварительно обученные ходьбе с использованием костылей. Нагрузка на оперированный сегмент была дозированной, составляя около 18% от массы тела т.е. массу нижней конечности [74].

Полученные описанным способом параметры использовались для выполнения теоретических расчётов сил, воздействующих на промежуточный фрагмент в различных положениях сегмента.

При реализации экспериментальной части было необходимо определить следующие параметры: рекомендуемую длину пружины в рабочем (растянутом) состоянии, а также восстанавливающую силу, необходимую для обеспечения отсутствия трансляции промежуточного костного фрагмента относительно смежных. Восстанавливающая сила стремится привести деформированное тело к начальному состоянию. В случае с пружиной, восстанавливающая сила может быть продольной или поперечной в зависимости от направления действия факторов, вызывающих деформацию.

Для определения требуемой восстанавливающей силы необходимо было получить данные о величине воздействия мышц на промежуточный костный фрагмент. В научной литературе имеются данные лишь о максимальной силе сокращения отдельных мышц [155-157]. Однако, эти

показатели являются усреднёнными, а потому не могут быть использованы для расчёта оптимальных для конкретного пациента технических характеристик пружин с учётом пола, возраста, длины сегмента, объёма и степени развития мышечной ткани. В связи с этим было принято решение определять технические характеристики пружин индивидуально для каждого больного.

Первым необходимым параметром являлась длина пружины в рабочем состоянии. Как это описано в главе 3 (подзаголовок 3.1.3), оптимальным является положение пружин параллельно оси промежуточного фрагмента с позиционированием точки её фиксации к тракционному зажиму на уровне остеотомии. По этой причине именно расстояние от остеотомии до края промежуточной опоры являлось клинически значимым (Рисунок 2.4а). Замер выполнялся по послеоперационной рентгенограмме в области минимального расстояния между опорами, поскольку дефицит длины пружины может быть легко нивелирован при помощи замены тракционного зажима. От полученной величины отнималось 15 мм (толщина трёх гаек, необходимых для фиксации пружины к тракционному зажиму и опоре). Вторым параметром являлась поперечная восстанавливающая сила. Определение выполнялось следующим образом. Как сказано в главе 3 (подзаголовок 3.1.1.) наибольшее воздействие внешних сил промежуточный фрагмент испытывает при горизонтальном положении сегмента. Потому именно в горизонтальном положении сегмента по его задней поверхности крепился многооборотный индикатор (Тип МИГ, ГОСТ 9696-75), конец щупа которого касался промежуточной опоры (Рисунок 2.4б,в). После расслабления двухплоскостных шарниров под воздействием силы гравитации происходило смещение промежуточной опоры, что фиксировал индикатор (Рисунок 2.4г). Далее при помощи динамометра выполнялась тяга в противоположном направлении вплоть до момента, пока стрелка индикатора не окажется на значении 0 (Рисунок 2.4д). Показатель динамометра в данный момент соответствовал поперечной восстанавливающей силе, которая требовалась для удержания промежуточного фрагмента в нейтральном положении. Определённые таким образом показатели вводились в Excel таблицу, которая была сформирована исходя из подобия треугольника сил и треугольника поперечных перемещений (Рисунок 2.4е). В вычислениях допускалось поперечное перемещение фрагмента 1 мм. На основе введённых данных была определена продольная (растягивающая) сила пружины, обеспечивающая нужную восстанавливающую силу при заданной поперечной деформации. На основе имеющихся значений сил в соответствии с ГОСТ 13765-86 определялись оптимальные технические параметры пружин: диаметр и количество витков пружины, диаметр проволоки, длина в нейтральном положении. Оптимальное количество пружин определялось на основании законов физики и геометрии, а впоследствии подтверждалось экспериментальным путём (т.н. эксперимент на «условной кости»).

Техническая поддержка при реализации расчётов индивидуальных технических характеристик пружин: к.т.н., инженер-конструктор Сорокоумов Николай Васильевич. Заказы на компоненты «пружинного блока» выполнялись ООО «НПП «Сланцевский завод пружин», реализующий продукцию по индивидуальным чертежам.

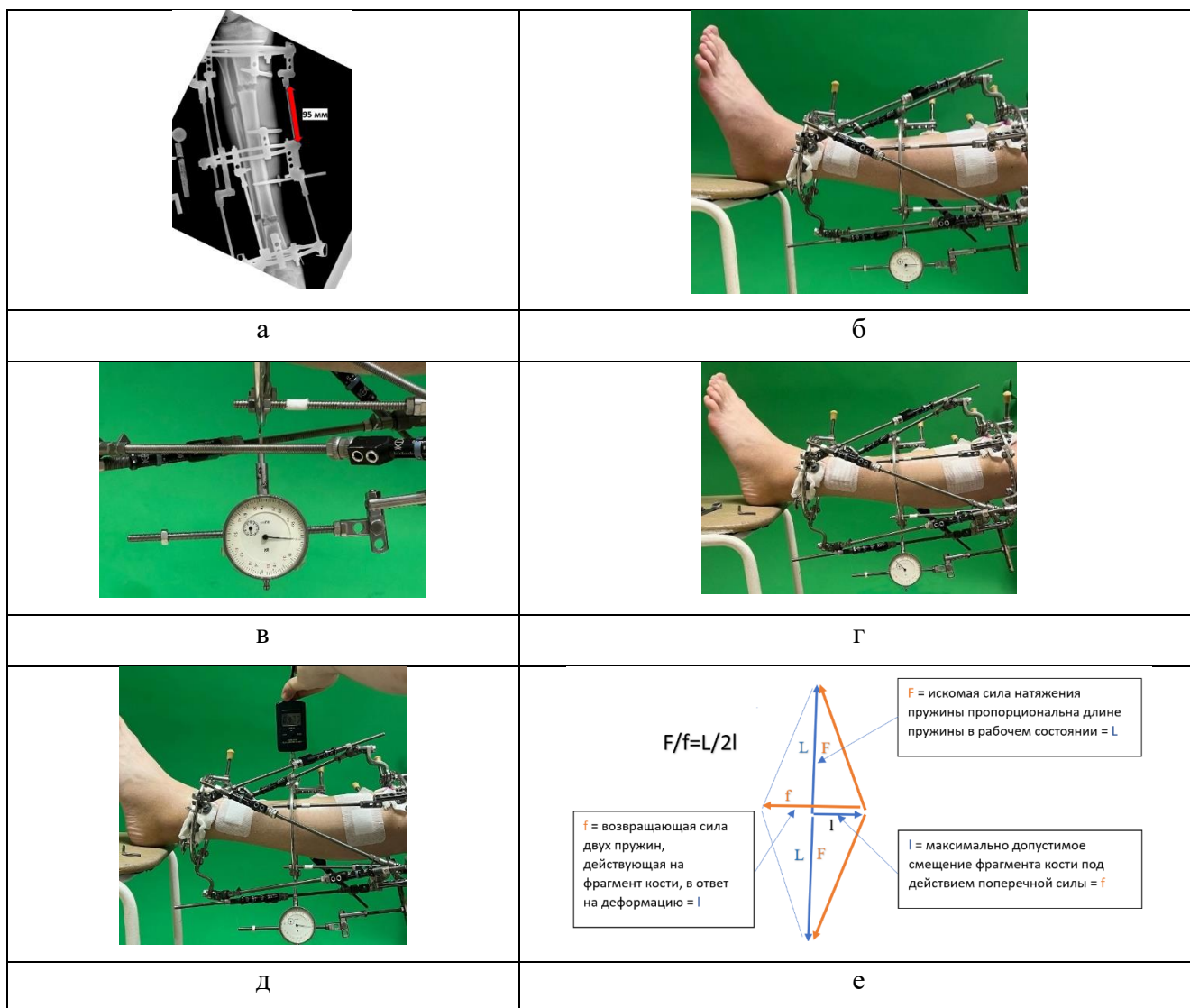


Рисунок 2.4 - Определение оптимальных технических характеристик для индивидуальных пружин: а - замер расстояния для определения максимальной рабочей длины производился параллельно оси промежуточного фрагмента (аналогично рекомендованной позиции пружин); б,в - позиционирование многооборотного индикатора по отношению к промежуточной опоре при условии стабилизированных шарниров; г - при расслаблении шарниров происходит смещение промежуточной опоры, что регистрирует индикатор; д - при помощи динамометра определяется значение поперечной восстанавливающей силы, возвращающей промежуточную опору в прежнее положение; е - графическое изображение треугольников сил и поперечных перемещений

Также, в рамках экспериментальной части работы выполнялось определение оптимального способа крепления пружин к опорам и их позиционирования относительно промежуточного

фрагмента. Для достижения этой задачи выполнялся эксперимент на т.н. «условной кости» - пластиковой модели, имитирующей диафиз длинной трубчатой кости: всего 9 штук. При подготовке к эксперименту на модели были скомпонованы три однокольцевых модуля и выполнены две остеотомии. После этого была имитирована одноплоскостная двухвершинная деформация с величиной углового компонента в 50° , а проксимальная и дистальная опора соединена стратами ортопедического гексапода. При этом проксимальная и промежуточная опора соединялись при помощи двухплоскостных шарниров (Рисунок 2.5).

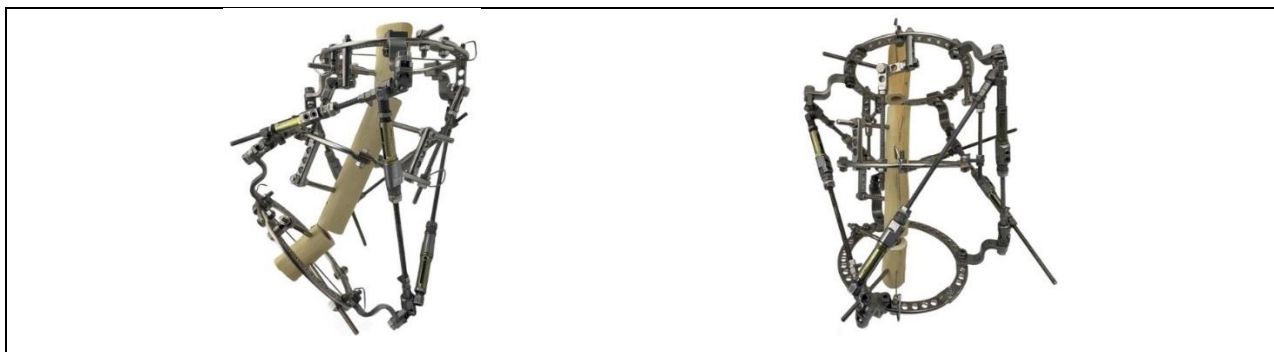


Рисунок 2.5 – Скомпонованная модель

Для реализации первой серии эксперимента были использованы пружины в ранее определённом количестве и с техническими характеристиками, вычисленными вышеописанным образом (Рисунок 2.4) на одной из больных ретроспективной выборки. При выполнении эксперимента пружины крепились к опорам двумя различными способами: напрямую и посредством тракционных зажимов. Также были испробованы различные варианты позиционирования пружин относительно промежуточного фрагмента, а именно: параллельно анатомической оси фрагмента и независимо от неё. Целью было добиться отсутствия смещения промежуточного фрагмента после демонтажа двухплоскостных шарниров. Манипуляции повторялись на каждой из моделей 5 раз. Как следствие, общее количество серий эксперимента составило 45.

2.3. Исследование коррекционных возможностей «пружинной» и «традиционной» техник коррекции деформаций

Главным ограничением коррекционных возможностей ортопедического гексапода являются ситуации столкновения («конфликта») страт с внешними опорами, чрескостными элементами аппарата и/или мягкими тканями [47,158]. Таким образом, необходимо было определить компоновки, которые обеспечат перемещение дистального и промежуточных фрагментов на максимально возможную величину для ангуляции (смещения под углом), трансляции (смещения

по ширине) и ротации (вращение дистального фрагмента вокруг его продольной оси). Эксперимент выполняли «от обратного»: не корректировали созданную на модели деформацию, но перемещали мобильную опору от исходного состояния, имитирующего результат коррекции. При этом определяли, какие особенности компоновки позволяют улучшить коррекционные возможности.

Мягкие ткани моделировали из полимерных дисков. Размеры полимерных дисков подбирали в соответствии с типоразмерами опор таким образом, чтобы расстояние между дисками и внутренним краем опор было в пределах 3-4 см [51,159-161]. Форму дисков и их расположение относительно кости выполняли согласно «Атласу проведения чрескостных элементов» (Рисунок 2.6).

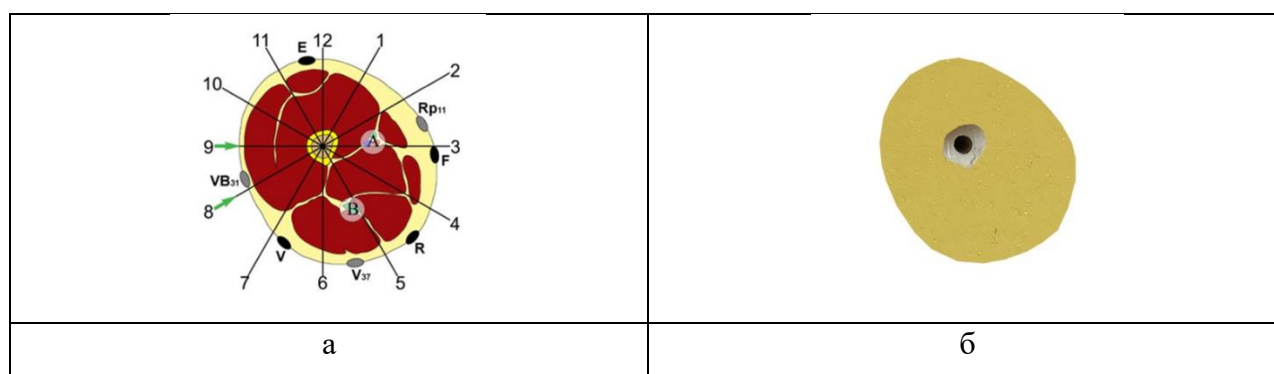


Рисунок 2.6 - Имитация мягких тканей при выполнении эксперимента. а - срез бедра, демонстрирующий взаиморасположение кости и мягких тканей на уровне V [51]; б - имитация мягких тканей бедра при помощи поролонового диска на уровне V

При реализации традиционной техники промежуточная опора соединялась с проксимальной и дистальной при помощи 12 страт двух ортопедических гексаподов «Орто-СУВ». При имитации «пружинной» техники промежуточная опора была соединена со смежными при помощи 6 пружин с техническими характеристиками, определёнными как оптимальные для одной из больных ретроспективной выборки: толщина проволоки - 1,2 мм, диаметр витка - 10, число витков - 19, рабочая длина - 65 мм, исходная длина - 35 мм. В комплектации страт ортопедических гексаподов «Орто-СУВ» использовались резьбовые стержни стандартной длины 195 мм. В случае, если перемещение было ограничено по причине нехватки длины одного или более резьбовых стержней, они заменялись на более длинные.

Для обозначения мест фиксации страт к опорам использовали систему координат «Метода унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза» [2,51,161]. В компоновке, принятой за исходную, стремились к тому, чтобы точки фиксации страт к опорам формировали равносторонние треугольники, т.к. это повышает коррекционные возможности гексапода [53,56,60,62]. Типы крепления страт к опорам (напрямую, при помощи прямых и Z-пластиков)

менялись в зависимости от серии эксперимента. При достижении максимально возможного перемещения для исследуемой компоновки анализировали величины компонентов деформации:

1. Смещение по ширине (трансляция) во фронтальной (влево, вправо) и сагиттальной (вперёд, назад) плоскостях;
2. Смещение под углом (ангуляция) во фронтальной (варус, вальгус) и сагиттальной (антекурвация, рекурвация) плоскостях;
3. Ротационное смещение (кнутри, кнаружи);
4. Смещение в дистальном направлении (дистракция).

Перемещения выполнялись в режиме «быстрых страт». Смещение прекращалось в случае, когда любая из страт достигала максимальной или минимальной длины, а также в случае, если страта сталкивалась с внешними опорами, чрескостными элементами или «мягкими тканями» (Рисунок 2.7). Страты фиксировали в достигнутом положении и выполнялось измерение величины смещения.

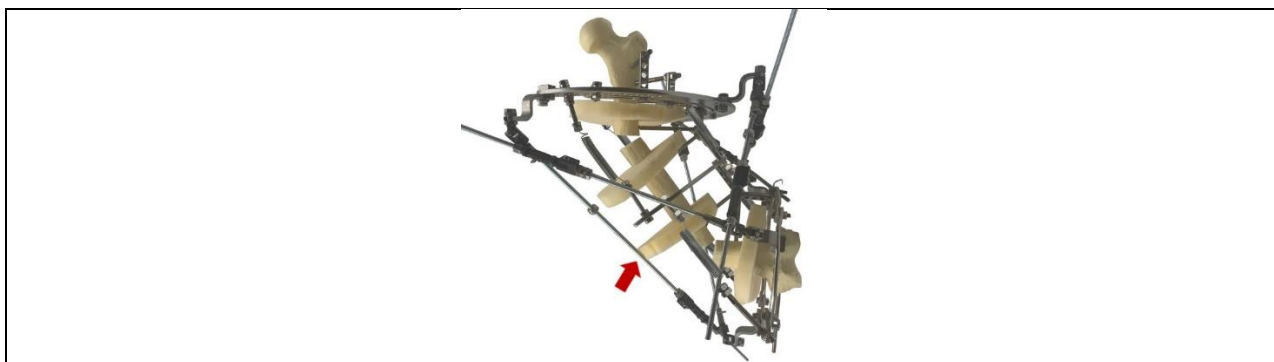


Рисунок 2.7 - Пример предельного смещения мобильного фрагмента ввиду контакта страты с поролоновым диском, имитирующим мягкие ткани (указано стрелкой)

Величину трансляции определяли при помощи линейки. Измеряли расстояние между кортикальными пластинками проксимального и дистального фрагментов со стороны, в которую выполнялось смещение (Рисунок 2.8а). Величину ангуляции определяли по величине угла, образованного осями проксимального и дистального фрагментов (Рисунок 2.8б). При исследовании ротационных смещений величина определялась при помощи двух спиц-меток, введённых в проксимальный и дистальный фрагменты в проекции позиций 12 (Рисунок 2.8в). Угол, образованный этими спицами в аксиальной проекции, соответствовал максимально возможному углу ротационного смещения (Рисунок 2.8г). При исследовании величины осевого перемещения («дистракция») выполнялась измерение достигнутого диастаза между фрагментами при помощи линейки (Рисунок 2.8д) с последующим вычитанием 6 мм (величина стандартного диастаза) от каждого уровня.

Первая серия экспериментов предполагала разработку т.н. «специфических» компоновок т.е. индивидуальных для реализации каждого вида перемещений при помощи как «традиционной», так и «пружинной» техник. Тип платиков и их положение относительно опор подбирались с целью достижения максимально возможной величины перемещения в каждом отдельно взятом случае.

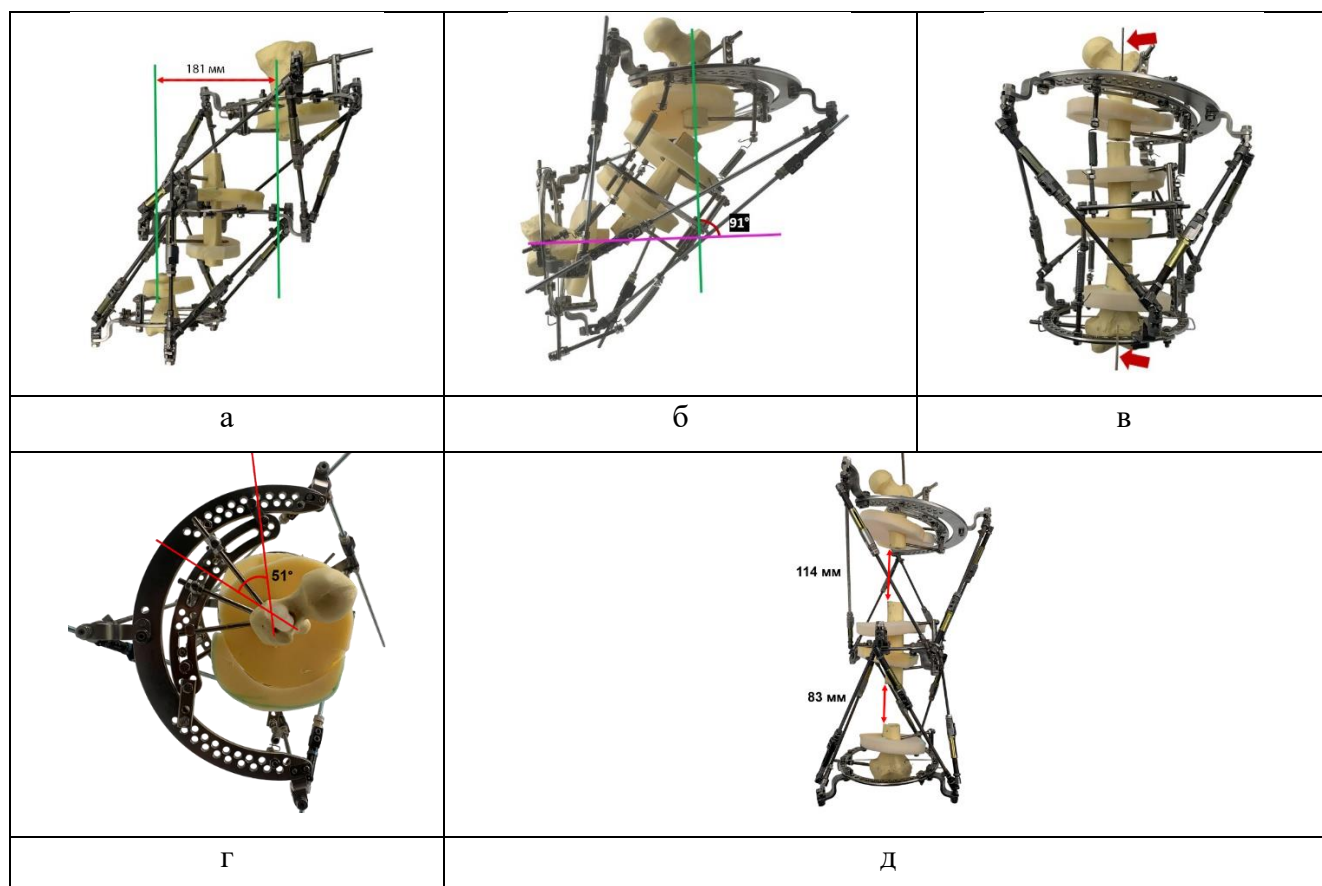


Рисунок 2.8 - Измерение величин перемещения при исследовании коррекционных возможностей компоновок ортопедического гексапода «Орто-СУВ». а - измерение величины поперечного перемещения; б - измерение величины углового перемещения; в - введение в проксимальный и дистальный фрагменты спиц-меток для дальнейшего исследования торсионного перемещения; г - измерение величины торсионного смещения; д - измерение величины осевого перемещения

Во второй серии экспериментов, на основании результатов первой серии, выполнялся подбор «универсальной», т.е. оптимальной для всех видов перемещений, компоновки для каждой техники.

Третья серия экспериментов предполагала разработку т.н. «универсальных клинических» компоновок для «традиционной» и «пружинной» техник. Дело в том, что использование Z-образных платиков повышает коррекционные возможности ортопедического гексапода, но это увеличивает громоздкость конструкции и неудобства для пациентов. Например, расположение Z-платиков по задней и медиальной поверхности бедра ограничивает активность пациентов и

 <u>I,10.90; I,11.90; II,9.90; III,8.90</u> — <u>IV, 10.90; V,9.90; VI,8.90</u> — <u>VII,8.90; VIII,3-9; VIII,4.90</u> R160+дуга Ил. 2/3 220 180	 <u>I,10.90; I,11.90; II,9.90; III,8.90</u> — <u>IV, 9.90; VI,8.90</u> — <u>VII,8.90; VIII,3-9; VIII,4.90</u> R160+дуга Ил. 2/3 220 180
а	б

Компоновки для реализации «традиционной» техники (Рисунок 2.9а) и «пружинной» техники (Рисунок 2.9б) различались количеством чрескостных элементов, вводимых в промежуточный фрагмент.

Для определения оптимальных компоновок, предназначенных для коррекции двухвершинных деформаций костей голени была использована пластиковая модель большеберцовой кости длиной 41 см и расстоянием между уровнями 5,2 см. По результатам анализа ретроспективной группы пациентов (Глава 3, подзаголовок 3.3) определено, что наиболее часто остеотомии большеберцовой кости выполняются на уровнях III и VII, а в качестве внешних

опор используются кольца диаметром 160 мм (проксимальная и промежуточная опора), 150 мм (промежуточная опора) и 140 мм (дистальная опора). В качестве промежуточной опоры кольца диаметром 160 и 150 мм используются приблизительно с равной частотой. При реализации «пружинной» техники в большинстве случаев используется промежуточная опора меньшего диаметра, чем проксимальная во избежание конфликта со стратами ортопедического гексапода. Это обосновало исходные компоновки аппарата, которые была использована для «традиционной» и для «пружинной» техник (Рисунок 2.10).

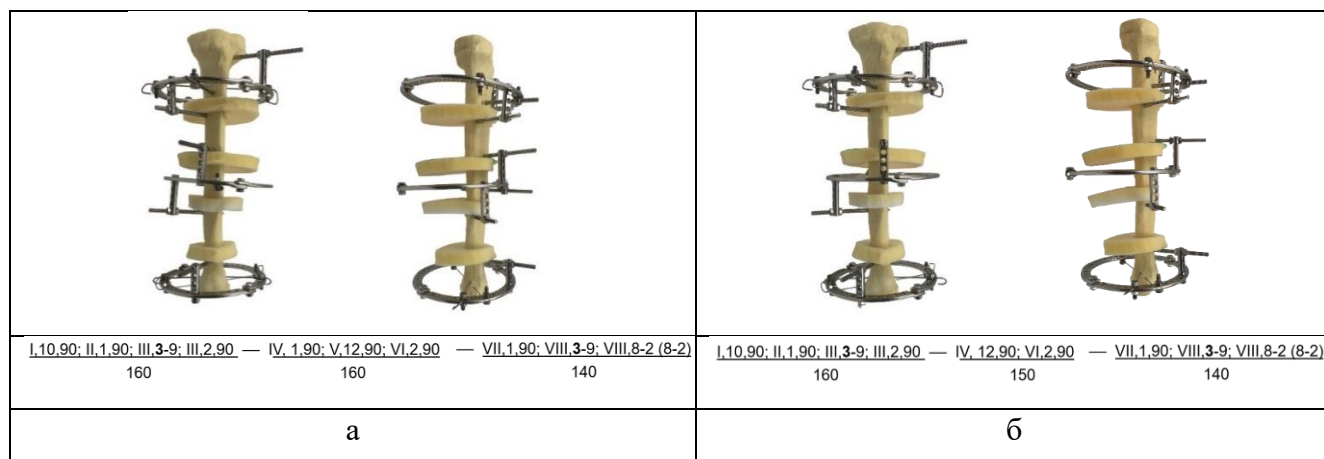


Рисунок 2.10 - Исходные компоновки АВФ для большеберцовой кости. а - при исследовании «традиционной техники»; б - при исследовании «пружинной техники»

Всего было использование по 10 моделей бедренной и 10 моделей большеберцовой кости. Количество серий эксперимента для каждой из моделей, подразумевающей сборку и реализацию определённого вида перемещений составляло 3 (30 серий в целом для каждого из видов перемещений).

2.4 Определение особенностей использования компьютерной программы ортопедического гексапода «Орто-СУВ» при реализации «пружинной» техники

Как это было указано в главе 1, до настоящего времени неизвестно как оптимально реализовывать некоторые шаги компьютерной программы OSF-7.2 software, когда она используется при реализации «пружинной» техники. Во-первых, когда первый этап коррекции (дистракция) выполняется при помощи ортопедического гексапода на одном уровне и двухплоскостных шарниров Илизарова на другом (-их), неизвестно, как корректно позиционировать оси базового («зелёная ёлка») и мобильного («фиолетовая ёлка») фрагментов, чтобы избежать смещения промежуточного фрагмента по ширине и/или под углом (Рисунок 1.20). Также не вполне неясно, какую величину дистракции нужно закладывать при расчёте в

компьютерной программе для достижения необходимой величины диастаза на каждом из уровней.

Для изучения зависимости траектории перемещения мобильного фрагмента от позиционирования «ёлок» был выполнен эксперимент с использованием компьютерной программы OSF-7.2 software. Ранее упоминалось, что при попытке позиционировать «ёлки» соответственно оси проксимального фрагмента происходит нежелательная трансляция (Глава 1, 1.4.2.2., Рисунок 1.20б). При выполнении эксперимента выполнялось позиционирование соответственно анатомическим осям промежуточного и дистального фрагментов. Целью было отсутствие смещения дистального фрагмента по ширине.

На шаге 10 вводились различные варианты величины осевого смещения. Целью было достижение равных диастазов оптимальной, 4-6 мм, величины на каждом из уровней [17].

Также неизвестным является корректный порядок действий на шагах 9 (обозначение границ «жёлтого контура») и 11 (обозначение «структур риска»). Для определения оптимальных границ «жёлтого контура» первоначально требовалась реализация корректного позиционирования «структур риска». С целью выявления оптимального количества дней коррекции, точки SAR#1 и SAR#2 позиционировались таким образом, чтобы при выполнении коррекции удлинение каждого из дистракционных регенератов составляло 1 мм в день. Согласно данным литературы, величина 1 (0,25x4) мм/день является оптимальным темпом увеличения длины дистракционного регенерата [65,158-162]. На основании этого требуемым результатом являлось достижение темпа коррекции, при котором смещение каждого из фрагментов было бы не более, чем 1 мм в сутки. После выполнения шага 11 осуществлялся возврат к шагу 9 с обозначением границ «жёлтого контура» в зависимости от ранее установленной SAR#1.

Для определения оптимального количества дней коррекции многовершинной деформации с наличием торсионного компонента был выполнен дополнительный эксперимент. Для его реализации использовалась компьютерная программа ортопедического гексапода «Орто-СУВ».

Первым этапом выполнялось измерение длин поперечников костей ретроспективных больных. При помощи статистического анализа выборка подразделялась на три группы, в зависимости от величины поперечника. Данное разделение было необходимо, поскольку для выполнения ротационного перемещения на одну и ту же величину фрагменты разного диаметра преодолевают разную дистанцию в мм. Далее при помощи алгоритмов программы выполнялась имитация коррекции угловой деформации разных величин с постепенно возрастающими значениями торсионных компонентов. Количество дней, необходимое для устранения деформации заносилось в таблицу. Эксперимент повторялся с фрагментами, имеющими различные длины поперечников. Величины были ранее определены при замерах поперечников

костей на рентгенограммах. Число серий эксперимента в каждом из перечисленных случаев составило 30.

Учитывая, что при коррекции многовершинных деформаций присутствуют два или три distractionных регенерата, то величина торсионного смещения распределяется между ними и, как следствие, для реализации коррекции требуется меньшее количество дней. Для определения структуры распределения величины торсии между несколькими вершинами деформации был проведён дополнительный эксперимент. Использовались модели циркулярной условной кости, в позицию 12 по МУОЧО всех костных фрагментов была введена спица-метка (Рисунок 2.11 а,б). Из нейтрального положения выполнялось торсионное смещение. По результатам выполнялся анализ аксиальных проекций с подсчётом соотношений величин доли смещения на уровне каждого из «регенератов». Было использовано 9 моделей условной кости, имитирующих двухвершинную деформацию и столько же, имитирующих трёхвершинную, манипуляции на каждой из которых повторялись 5 раз (общее число серий эксперимента 45).

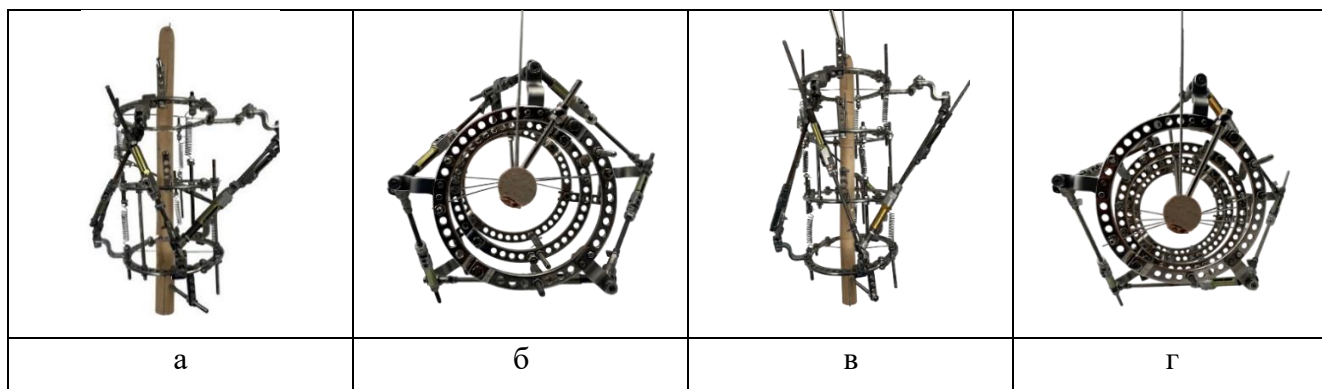


Рисунок 2.11 - Исходная модель для определения долей распределения торсионного смещения многовершинных деформациях: а,б - при двухвершинной деформации, прямая и аксиальная проекции, в,г - при трёхвершинной деформации, прямая и аксиальная проекции

2.5. Анализ результатов лечения и осложнений, возникших у пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей

Для изучения эффективности различных методик коррекции многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей был выполнен анализ результатов лечения пациентов НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена в период с 2012 по 2024 годы. Критерием включения являлось собственно наличие многовершинной деформаций длинных костей нижних конечностей у пациентов старше 18 лет.

Критериями исключения являлись:

1. Любые общие или местные противопоказания к оперативной коррекции многовершинных деформаций;

2. Использование метода одномоментной коррекции деформации с фиксацией фрагментов при помощи АВФ или наkostных конструкций.

Все пациенты были разделены на две группы (Рисунок 2.12). В 1-й группе (Гр-1) для лечения использовалась методика одномоментной коррекции с фиксацией интрамедуллярным стержнем. Эту группу составили 19 пациентов. Во 2-й группе (Гр-2) для лечения использовалась методика постепенной коррекции деформаций при помощи ортопедических гексаподов. Вторая группа включала в себя две подгруппы:

Гр-2.1 (контрольная). Для лечения использовалась «традиционная» техника, предполагающая использования отдельного ортопедического гексапода для каждой вершины деформации. Контрольная группа включала в себя 27 пациентов.

Гр-2.2 (исследуемая). Для лечения использовалась «пружинная» техника. В данной группе дополнительно производилось сравнение ретроспективной (30 пациентов) и проспективной (28 пациентов) выборок. В проспективной подгруппе использовались конструкция и техника монтажа пружин, а также особенности использования компьютерной программы, усовершенствованные в рамках экспериментальной части исследования.

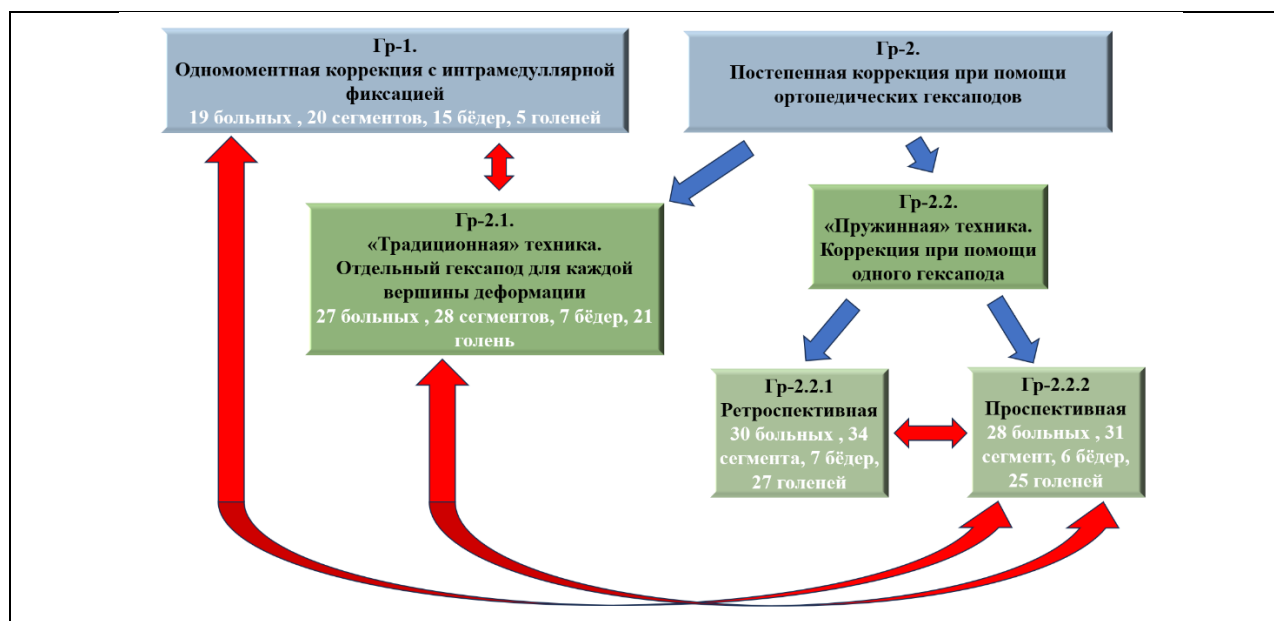


Рисунок 2.12 - Анализируемые группы пациентов. Синими стрелками обозначено деление Гр-2 на подгруппы («традиционная» и «пружинная» техники), а также деление Гр-2.2 на ретро- и проспективную выборки. Красными стрелками обозначены сравнения между группами

Статистическому анализу подвергались следующие показатели: пол, возраст, характеристика деформации, точность и длительность коррекции, сроки лечения, а также его функциональный результат, наличие и категория осложнений.

Всем пациентам на дооперационном этапе выполнялось обследование, включавшее: клинический осмотр, клинико-лабораторные методы исследования, клинико-инструментальные

методы исследования (рентгенография, КТ и КТ ангиография при необходимости). При необходимости к лечению были привлечены смежные специалисты, в частности, при наличии хронического остеомиелита, клинический фармаколог.

Всем пациентам выполнялись стандартное рентгенологическое исследование. Для анализа во фронтальной плоскости выполнялись телерентгенограммы нижних конечностей в переднезадней проекции (Рисунок 2.13а). При анализе сагиттальной плоскости выполнялись телерентгенограммы в боковой проекции (при анализе бедренной кости), а также рентгенограммы голени в боковой проекции [1,19,51,164] (Рисунок 2.13б,в). При наличии торсионного компонента для определения его величины назначалась компьютерная томография.

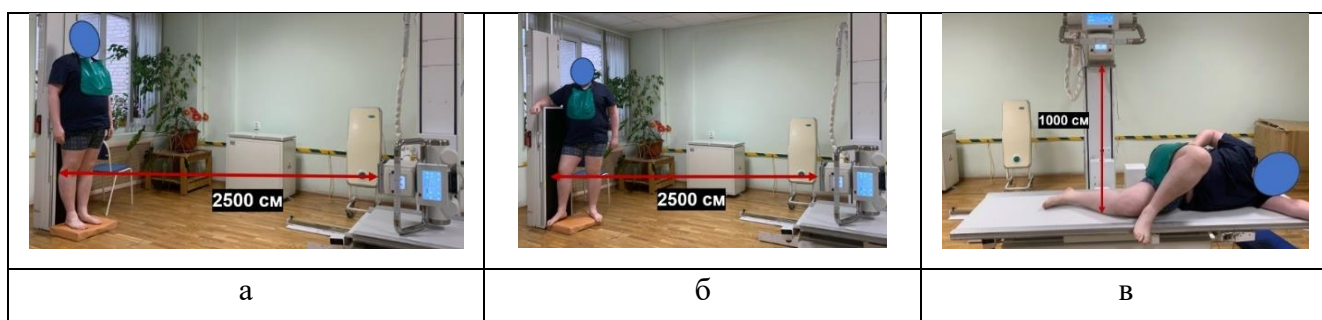


Рисунок 2.13 - Положение пациента при выполнении рентгенологического исследования: а - телерентгенограмма в прямой проекции; б - телерентгенограмма в боковой проекции; в - рентгенограмма голени в боковой проекции

На первом этапе выполнялась диагностика деформации. Для этого использовались референтные линии и углы нижних конечностей [1,19,51]. Диагностика осуществлялась при помощи механических осей и механических углов (Рисунок 1.2а,б). При невозможности их использования применялись анатомические оси и углы [51] (Рисунок 1.2в,г).

В случае выявления деформации определялись её характеристики:

- тип деформации (варусная, вальгусная, анте-, рекурвационная; комбинированная);
- величина угла деформации во фронтальной и сагиттальной плоскостях;
- наличие и величина торсионного компонента.
- величина укорочения сегмента;

Девияция общей механической оси (ДМО) во фронтальной плоскости оценивалась в мм. При положении оси медиальнее центра коленного сустава деформация оценивалась как варусная, при положении оси латеральнее - как вальгусная.

Оценка правильности взаимного расположения суставных поверхностей бедренной и большеберцовой кости в сагиттальной плоскости выполнялась при помощи специально разработанного шаблона для определения наличия или отсутствия подвывиха в коленном суставе [165].

Во избежание искажения показателей минимальные, средние и максимальные значения ДМО, а также показатели механических углов (mLPFA, mL DFA, mMP TA, mLDTA) фронтальной плоскости высчитывались отдельно для больных с вальгусными и варусными деформациями. Аналогично по отдельности выполнялся подсчёт показателей пациентов с антекурвационными и рекурвационными деформациями (mPPFA, mPDF A, mPPTA, mADTA).

Определение величины укорочения сегмента выполнялось при помощи рентгенограмм путём сравнения длин исследуемого и контралатерального сегментов [1,19]. Для определения величины угловой деформации выполнялось измерение угла, образованного при пересечении осей проксимального и дистального отделов [1,51]. При наличии деформации в двух плоскостях исследование проводилось отдельно для фронтальной и сагиттальной плоскостей (Рисунок 2.14).



Рисунок 2.14 - Определение величины угловой деформации. а - во фронтальной плоскости; б - в сагиттальной плоскости.

Определение величины торсионной деформации выполнялось на основе КТ по методу, предложенному Prokor M. et al. [166] (Рисунок 2.15).



Рисунок 2.15 - Определение величины торсии длинных костей нижних конечностей. а - бедренной кости; б - большеберцовой кости

После анализа деформации выполнялось планирование коррекции (Рисунок 2.16). Использовались оси проксимального, дистального и промежуточного отдела/-ов. Важной частью этапа планирования была имитация коррекции, позволяющая оценить ожидаемый результат, а

также установить наличие т.н. «истинного укорочения», т.е. укорочения сегмента, которое сохраняется после устранения угловой деформации. Соответствие рентгенологической картины по окончании коррекции предоперационному планированию позволяло оценивать эффективность методики.

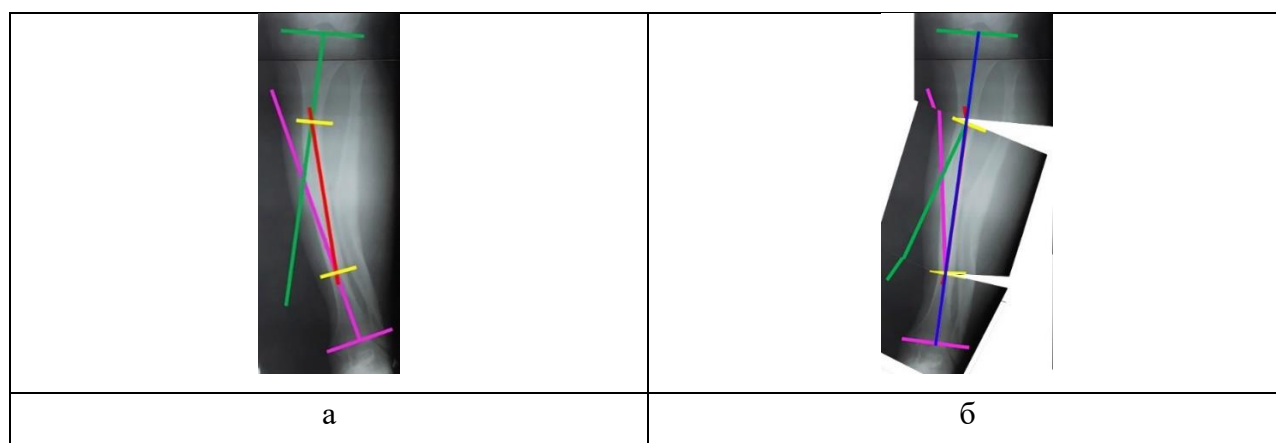


Рисунок 2.16 - Пример планирования коррекции многовершинной деформации. а - выявление вершин деформации и оптимальных уровней выполнения остеотомий; б - имитация коррекции.

Приоритетным методом лечения являлась одномоментная коррекция деформации с внутренней фиксацией. При невозможности выполнения одномоментной коррекции выполнялась постепенная коррекция.

Точность коррекции оценивалась при анализе рентгенограмм после устранения деформации с использованием РЛУ аналогичным образом, что и при выполнении анализа деформации. Оценка выполнялась сразу после выполнения коррекции, а также при оценке результата лечения спустя 3 месяца после установления факта консолидации (группа 1), или после демонтажа аппарата (группа 2).

Продолжительность лечения пациентов включала в себя периоды, различные для групп одномоментной и постепенной коррекций. При статистическом анализе группы одномоментной коррекции с интрамедуллярной фиксацией оценивался период консолидации: от дня выполнения операции до дня установления консолидации.

У пациентов, которым коррекция выполнялась постепенно, период лечения включал следующие временные отрезки (Рисунок 2.17):

1. Латентный период, т.е. время от дня операции до начала выполнения коррекции;
2. Период коррекции подразделялся на два этапа:

2.1. этап дистракции. Он начинался на 5-7 сутки послеоперационного периода. При отсутствии «истинного укорочения» достигался диастаз 4-6 мм на уровне каждой остеотомии. При наличии «истинного укорочения» выполнялось удлинение на необходимую величину;

2.2 этап окончательной коррекции. Устранение всех компонентов деформации (ангуляция, ротация, трансляция);

3. Период фиксации занимал время от момента устранения деформации до момента демонтажа АВФ;

4. «Аппаратный» период («период остеосинтеза»): время от момента выполнения операции до момента демонтажа АВФ.

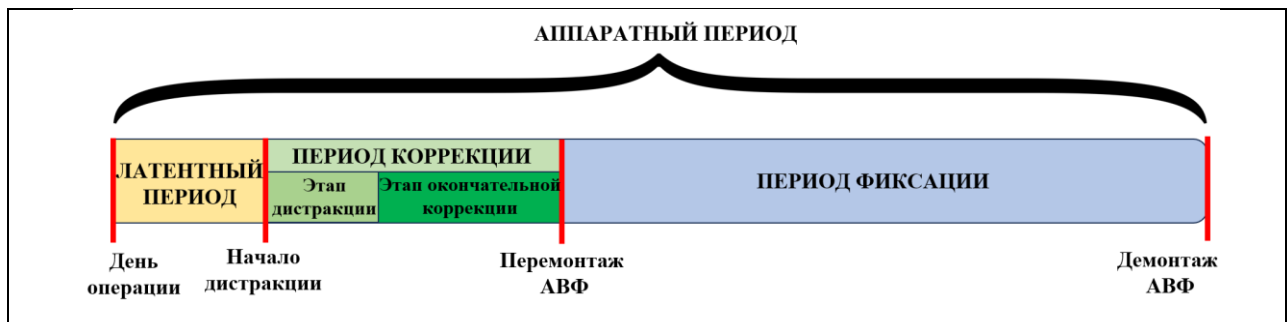


Рисунок 2.17 - Периоды лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей при помощи чрескостного остеосинтеза

При наличии «истинного укорочения» сегмента, т.е. остающегося после устранения угловой деформации, также производилось вычисление следующих показателей:

- индекс фиксации (Иф): отношение количества дней фиксации к величине удлинения в см;
- индекс остеосинтеза («аппаратного периода»): отношение количества дней нахождения в АВФ к величине удлинения в см.

Сроки консолидации при внутренней фиксации устанавливались на основе стандартных клинических (безболезненная нагрузка на конечность) и рентгенологических критериев. Рентгенологические критерии включали в себя: выраженность и непрерывность регенерата; наличие «3-х кортикальных пластинок» при формировании дистракционного регенерата; соответствие плотности регенерата плотности кости. При выполнении постепенной коррекции для установления факта консолидации также выполнялись клиническая и динамическая пробы (Соломин Л.Н., 2015). В сомнительных случаях выполнялась компьютерная томография.

Субъективная оценка функционального результата и качества жизни выполнялась путём анализа заполненных пациентами опросников LEFS (Приложение 2) [47,165,167]. Опросник включал в себя 20 вопросов, цель которых в анализе возможностей пациента к выполнению повседневных действий. Пациенты заполняли опросник на основе своих субъективных оценок. Результат оценивался по общей сумме баллов. Максимально возможный балл составлял 80, что соответствовало полному отсутствию функциональных ограничений. Результат от 60 до 79 б. оценивался как незначительное ограничение функции, 40-59 б. как умеренное ограничение, 20-

39 - значительное. Наличие у пациента результата менее чем 19 баллов рассматривалось как наличие минимальной функции или же её отсутствие.

Оценка при помощи опросника LEFS выполнялась: до операции, после окончания коррекции (для группы постепенной коррекции); через 1,5-2 мес. с момента начала периода фиксации, а также через 2,5-3 месяца после установления факта консолидации (для группы одномоментной коррекции) или же демонтажа АВФ (для группы постепенной коррекции).

Оценка осложнений выполнялась при помощи классификации J.Caton [42,47,165,167,168], включающей в себя 3 категории:

1-я категория: минимальные осложнения, которые не влияют на результат лечения и купируются консервативно. Примеры осложнений 1-й категории: контрактуры смежных к оперируемому сегменту суставов легкой степени, воспаления мягких тканей вокруг чрескостных элементов, гипотрофический дистракционный регенерат, тракционная невропатия.

2-я категория: осложнения, при которых требовались дополнительные хирургические вмешательства, не планируемые в начале лечения и не влияющие на его конечный результат. Примеры осложнений 2-й категории: преждевременная консолидация на уровне одной из остеотомий, нестабильность чрескостного элемента, перелом чрескостного элемента, деформация или перелом на уровне регенерата с возможностью закрытой репозиции и восстановлением длины и оси конечности, достигнутых после основного этапа хирургического лечения.

3-я категория: значимые осложнения, требующие дополнительных хирургических вмешательств и повлиявшие на конечный результат проводимого лечения. Примеры осложнений 3-й категории: переломы и деформации на уровне регенерата с невозможностью устранения деформации и восстановления достигнутой длины конечности при помощи репозиции, вывих в смежном к удлиняемому сегменту суставе, контрактуры тяжелой степени, требующие хирургического вмешательства, спицевой остеомиелит, стойкие неврологические нарушения, не купирующиеся консервативным путем.

2.6. Методы статистической обработки полученных данных

Имелось 2 массива исходных данных. Первый представлял собой результаты эксперимента по определению коррекционных возможностей «традиционной» и «пружинной» техник коррекции многовершинных деформаций. Второй включал сведения о пациентах исследуемых групп, которым была выполнена одномоментная или постепенная коррекция деформации.

Для сравнительного анализа данных экспериментального исследования использовался U-критерий Манна-Уитни.

В клинических группах выполнялся анализ следующих параметров:

- исходное состояние пациентов (общие данные, этиология деформации, сегмент, значения РЛУ, величина угла деформации, наличие укорочения сегмента и торсионного компонента)
- метод коррекции деформации (одномоментно с интрамедуллярной фиксацией, постепенно с реализацией «традиционной» или «пружинной» техники)
- результаты лечения (длительность лечения, точность коррекции, функциональный результат, наличие и характер осложнений).

Сопоставление частотных характеристик номинальных данных (пол, этиология, деформированный сегмент, степень сложной деформации) выполняли при помощи критерия хи-квадрат (с поправкой Йетса для малых когорт) и критерия Фишера. При сравнении количественных параметров (возраст, значения РЛУ, длительность лечения и отдельных его периодов, величина удлинения, Иф и т.д.) был использован U-критерий Манна-Уитни и медианный хи-квадрат. Оценка показателей в динамике (данные опросника LEFS) выполнялись при помощи критерия знаков и критерия Вилкоксона.

Обработка и сравнение данных выполнялись в программе «Jamovi 2.3.21». За критерий статистической достоверности была взята общепринятая в медицине величина $p < 0,05$. Вывод о наличии или отсутствии достоверной разницы делался в том случае, если мы обнаруживали одинаковые результаты по всему множеству применявшихся критериев [149,150,169].

ГЛАВА 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ И ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ «ПРУЖИННОЙ» ТЕХНИКИ

В данной главе содержатся результаты экспериментальной части исследования, полученные согласно дизайну, представленному в главе 2. Настоящая глава включает в себя комплексное обоснование принципа определения технических характеристик пружин для реализации «пружинной» техники, рекомендаций касательно их монтажа, а также особенностей работы в компьютерной программе ортопедического гексапода. Помимо этого, экспериментальным путём были разработаны и обоснованы оптимальные компоновки для реализации «стандартной» и «пружинной» техник коррекции многовершинных деформаций бедра и голени.

3.1. Физико-техническое обоснование принципа определения оптимальных характеристик эластичных тяг, их количества, точек фиксации, а также позиционирования относительно промежуточного фрагмента

В данном разделе представлены физико-математические расчёты, необходимые для определения рекомендуемых характеристик индивидуально изготовленных пружин. Также в нижеизложенном тексте содержится экспериментальное обоснование особенностей реализации модифицированной версии «пружинной» техники. Эксперимент на «условной кости» выполнялся с целью определения оптимального количества пружин, точек и принципов их крепления к опорам.

3.1.1. Обоснование принципа определения оптимальных технических характеристик пружин

Исходные параметры, необходимые для реализации расчётов приведены в Таблице 3.1.

Таблица 3.1 - Исходные параметры для расчетов сил, действующих на промежуточный фрагмент

Показатель	Среднее значение
Средняя скорость движения человека с АВФ (V_{cp})	0,45 м/с
Средняя длина полушага l_{cp} (фаза переноса 1)	0,42 м
Средняя длина бедра (L_B)	0,43 м
Средняя длина голени (L_G)	0,38 м
Вес фрагмента большеберцовой кости (1/2) и промежуточного модуля при использовании металлической кольцевой опорой 150 мм диаметром	0,55 кг
Вес фрагмента бедренной кости (1/3) и промежуточного модуля при использовании металлической опоры 2/3 220 мм диаметром	0,6 кг

Используя исходные параметры из Таблицы 3.1, при помощи формул, приведённых в Главе 2 (Подзаголовок 2.2), был выполнен расчет сил, действующих на промежуточный фрагмент большеберцовой или бедренной костей при ходьбе. Результаты расчетов сведены в Таблица 3.2. и 3.3

Таблица 3.2 - Силы инерции и гравитации, воздействующие на промежуточный фрагмент большеберцовой кости

Обозначение силы	Номер формулы	Величина силы, Н
F_H^{max}	1	0,99
$F_{Ц}^{max}$	2	0,26
$F_{1Г}^{max}$	13	5,21
$F_{2Г}^{max}$	14	1,39
$F_{1Г}^{max}$	13 ($\alpha_{max} = 90^\circ$)	0*
$F_{2Г}^{max}$	14 ($\alpha_{max} = 90^\circ$)	5,39

Примечание: * - фактически, при горизонтальном положении АВФ, возникнет действующая в продольном направлении сила, обусловленная натяжением пружин, если нейтральное положение фрагмента кости было зафиксировано при его горизонтальном положении

Таблица 3.3 - Силы инерции и гравитации, воздействующие на промежуточный фрагмент бедренной кости

Обозначение силы	Номер формулы	Величина силы, Н
F_H^{max}	1	0,38
$F_{Ц}^{max}$	2	0,1
$F_{1Г}^{max}$	13	5,68
$F_{2Г}^{max}$	14	1,53
$F_{1Г}^{max}$	13 ($\alpha_{max} = 90^\circ$)	0*
$F_{2Г}^{max}$	14 ($\alpha_{max} = 90^\circ$)	5,89

Примечание: * - фактически, при горизонтальном положении АВФ, возникнет действующая в продольном направлении сила, обусловленная натяжением пружин, если нейтральное положение фрагмента кости было зафиксировано при его горизонтальном положении

В двух последних строках Таблиц 3.2 и 3.3. приведены значения сил гравитации, действующих на фрагмент кости при приведении сегмента в АВФ в горизонтальное положение. Как следует из полученных данных, максимальное воздействие силы гравитации промежуточный фрагмент испытывает при горизонтальном положении сегмента т.е. в положении пациента лёжа. Также в данном положении, в отличие от ходьбы, мышцы человека находятся в состоянии покоя или минимального тонуса. Это усиливает риск смещения по ширине («трансляции») промежуточного фрагмента. При вертикальном положении сегмента (стоя) возможно продольное смещение фрагмента, однако, продольная восстанавливающая сила пружин многократно превосходит поперечную восстанавливающую силу. Таким образом, пружина,

восстанавливающая сила которой позволяет обеспечить отсутствие поперечного смещения промежуточного фрагмента, будет обеспечивать и отсутствие продольного смещения. На основании вышеизложенного можно утверждать, что технические параметры пружин должны быть ориентированы на преодоление сил, которые испытывает промежуточный фрагмент в горизонтальном положении. По этой причине именно эта позиция воссоздавалась при определении оптимальной поперечной восстанавливающей силы (Рисунок 2.4).

При расчёте оптимальных технических характеристик пружин необходимо было учитывать, что, в отличие от костей голени, в средней бедренной кости имеется область прикрепления мышц, направление действия которых находится под углом относительно диафиза (Рисунок 3.1).

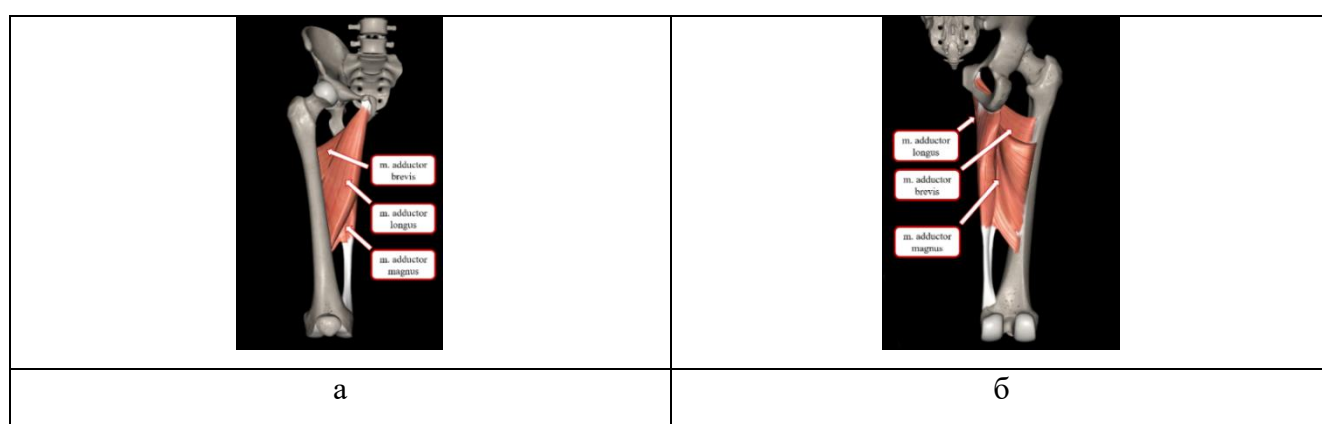


Рисунок 3.1 - Мышцы бедренной кости, зона прикрепления которых находится на поверхности диафиза: а - вид спереди; б - вид сзади.

Учитывая тот факт, что в период коррекции пациент осуществляет движения в тазобедренном суставе, это оказывает серьёзное влияние на риск смещения промежуточного фрагмента. Данные о силе мышц бедра были взяты из работы Щурова В.А. с соавт. [170]. Согласно его данным в норме силы мышц приводящей группы у мужчин 18-40 лет составляет $157,0 \pm 5,89$ Н/м. С учётом необходимости нивелирования действия данных величин силы были рассчитаны технические характеристики пружин (Таблица 3.4).

Таблица 3.4 - Оптимальные технические характеристики пружин для реализации «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренной кости с условием нивелирования действия мышц приводящей группы

Диаметр проволоки (мм)	6
Диаметр витка (мм)	20
Количество витков	6
Длина в свободном состоянии без элементов крепления (мм)	42
Длина в рабочем состоянии без элементов крепления (мм)	45

Однако, для растяжения пружины с данными техническими характеристиками до рабочего состояния (45 мм) требуется сила в 2401,50 Н, что значительно превышает физические возможности человека. Масса одной такой пружины составляет 175 гр, как следствие, масса комплекта из восьми пружин - 1400 гр. Это превосходит массу шести стандартных страт ортопедического гексапода (750 гр) даже с учётом Z-пластиков (1170 гр) и сводит на нет одно из преимуществ «пружинной» техники: меньший вес конструкции. Жёсткость данных пружин сопоставима с жёсткостью резьбовых стержней, которыми укомплектованы страты «Орто-СУВа», что делает попытку коррекции технически нереализуемой. Таким образом несмотря на то, что предложенные пружины обладают достаточной величиной поперечной восстанавливающей силы для нивелирования действия силы мышц приводящей группы на промежуточный фрагмент они не могут быть использованы в клинической практике.

Ввиду вышесказанного в рамках настоящего исследования было принято решение при определении оптимальных технических характеристик для пружин, необходимых для коррекции многовершинных деформаций бедра (Гр.-2.2.2) игнорировать фактор приводящих мышц. Технические характеристики пружин вычислялись индивидуально идентичным образом, как и для пациентов с многовершинными деформациями костей голени (Рисунок 2.4).

3.1.2. Обоснование оптимального количества пружин, точек и принципов крепления к опорам

Поскольку минимальное количество точек для создания плоскости в пространстве - три [171], было принято, что для успешной реализации «пружинной» техники необходимо не менее трёх пружин для каждой вершины деформации. Три - это также оптимальное количество резьбовых стержней («штанг») для обеспечения стабильности при использовании кольцевых опор, при использовании незамкнутых (к примеру, при остеосинтезе бедренной кости) - четырёх [51]. На основании данного факта было принято оптимальное количество пружин для каждого уровня при коррекции деформаций голени - 3, при коррекции деформаций бедра, где распространено использование секторных опор - 4. В эксперименте на условной кости были использованы кольцевые опоры, поэтому количество пружин составляло 3 для каждого уровня.

Для обеспечения максимальной стабильности между опорами АВФ оптимально наличие равного расстояния между резьбовыми стержнями/шарнирами, [1,51,172]. По этой причине эталоном позиционирования пружин по периметру опоры являлся равнобедренный треугольник (Рисунок 3.2а). В рамках первой серии эксперимента была воссоздана исходная версия «пружинной» техники, использовавшаяся для лечения пациентов ретроспективной группы. Технические характеристики пружин являлись следующими: длина в нейтральном положении -

100 мм, диаметр проволоки - 1 мм, диаметр витка - 10 мм, количество витков - 42. На каждой вершине деформации монтировалось по три пружины, крепящиеся непосредственно к опорам и формирующие треугольник максимально близкий к равностороннему. Никаких иных рекомендаций по позиционированию пружин относительно опор или же промежуточного фрагмента не было найдено ни в источниках, описывающих технику [17,72], ни при анализе рентгенограмм ретроспективных больных. При воссоздании описанных условий происходило смещение промежуточного фрагмента (Рисунок 3.2в,г).

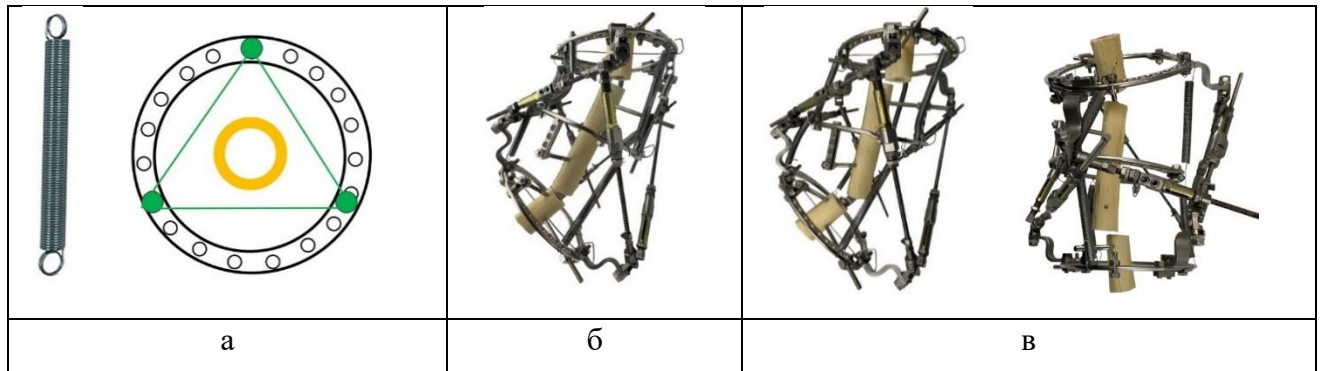


Рисунок 3.2 - Воссоздание исходной версии «пружинной» техники: а - внешний вид пружины и схема позиционирования по периметру опоры; б - выполнен монтаж пружин на модель; в - после демонтажа двухплоскостных шарниров произошло смещение промежуточного фрагмента в обеих плоскостях

При выполнении эксперимента был отмечен значимый недостаток исходной версии техники: неравномерное распределение восстанавливающих сил пружин по периметру окружности.

С целью устранения данного недостатка была предложена конструкция т.н. «пружинного блока». «Пружинный блок» представляет собой набор из 6 (для коррекции двухвершинных деформаций) или 9 (для коррекции трёхвершинных деформаций) пружин с одинаковыми техническими характеристиками (вычислены индивидуально), а также набор тракционных зажимов различной длины (40-120 мм). Каждая из пружин фиксируется к опоре посредством тракционных зажимов (Рисунок 3.3а). Конструкция «пружинного блока» позволяет обеспечивать равномерное действие восстанавливающих сил по всему периметру опоры при условии использования пружин с идентичными характеристиками (Рисунок 3.3б). В данном эксперименте были использованы пружины с техническими характеристиками, определёнными как оптимальные для одной из пациенток ретроспективной выборки с двухвершинной деформацией голени. Технические характеристики следующие: толщина проволоки - 1,2 мм, диаметр витка - 10, число витков - 19, рабочая длина - 65 мм, исходная длина - 35 мм. В данной серии эксперимента был использован «пружинный блок», однако, принцип его позиционирования соответствовал исходной версии техники, а именно: точки крепления к опорам образовывали

фигуру, максимально близкую к равностороннему треугольнику. Однако, и при этих условиях полностью избежать смещения промежуточного фрагмента не удалось (Рисунок 3.3в).

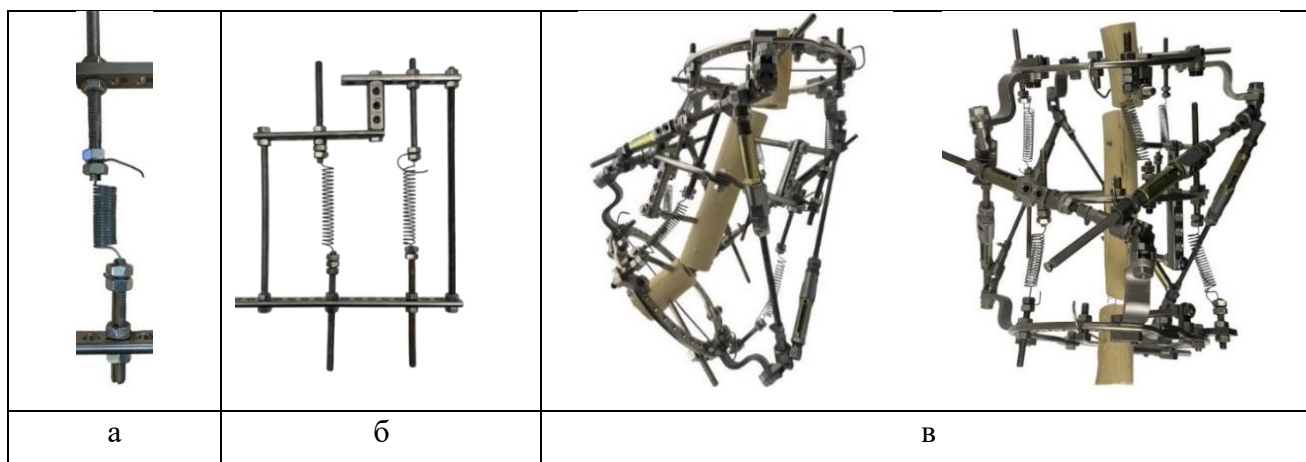


Рисунок 3.3 - Модификация пружин и способа их крепления к опорам для реализации техники: а - внешний вид модифицированной пружины с тракционными зажимами; б - даже при разном расстоянии между опорами конструкция позволяет обеспечить равное натяжение пружин; в - при монтаже одинаково натянутых пружин с использованием тракционных зажимов не удалось полностью избежать нежелательного смещения промежуточного фрагмента.

Для решения данной проблемы было предложено позиционирование пружин с учётом законов физики. Поскольку в случае положения относительно оси промежуточного фрагмента под углом, восстанавливающая сила предварительно натянутой пружины будет раскладываться на 2 силы: «продольную», действующую по оси фрагмента и «поперечную» (Рисунок 3.4а), которая будет приводить к смещению промежуточной опоры и костного фрагмента (Рисунок 3.4б). Как следствие, для обеспечения «нейтрального положения» промежуточного фрагмента («конец-в-конец») направление восстанавливающей силы пружины должно быть параллельным оси промежуточного фрагмента (Рисунок 3.4в,г). В том случае, если промежуточный фрагмент нелинеен или же необходимо выполнение трёх остеотомий, то в качестве ориентира корректно использовать перпендикуляр к биссектрисе угла истинной деформации (Рисунок 3.4г,д).

Для дополнительной проверки гипотезы была выполнена ещё одна серия эксперимента. Пружины были позиционированы параллельно друг другу, но под углом по отношению к оси промежуточного фрагмента во фронтальной плоскости, в сагиттальной плоскости пружины были параллельны оси фрагмента (Рисунок 3.5а,б). В результате произошло смещение фрагмента только во фронтальной плоскости в положение, соответствующее направлению пружин (Рисунок 3.5в).

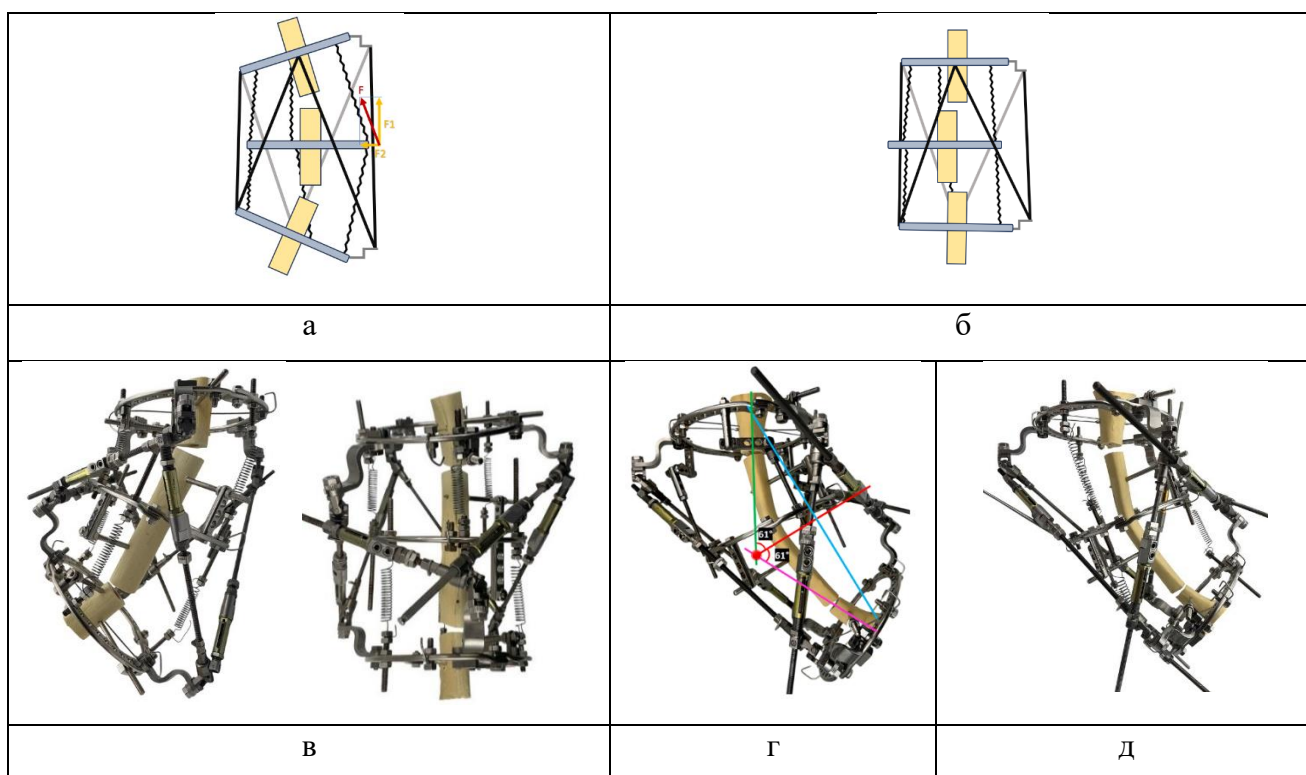


Рисунок 3.4 - Обоснование позиционирования пружин относительно оси промежуточного фрагмента: а - восстанавливающая сила (F) раскладывается на продольную (F_1) и поперечную (F_2) составляющие; б - в результате действия поперечной силы (F_2) произошла трансляция промежуточного фрагмента; в - пружины позиционированы параллельно к оси промежуточного фрагмента в обеих плоскостях, трансляция отсутствует; г - промежуточный фрагмент не линейен, поэтому ориентиром для позиционирования пружин является перпендикуляр (обозначен голубым) к биссектрисе угла деформации (обозначена красным); д - выполнен монтаж пружин при наличии нелинейного промежуточного фрагмента, трансляция отсутствует

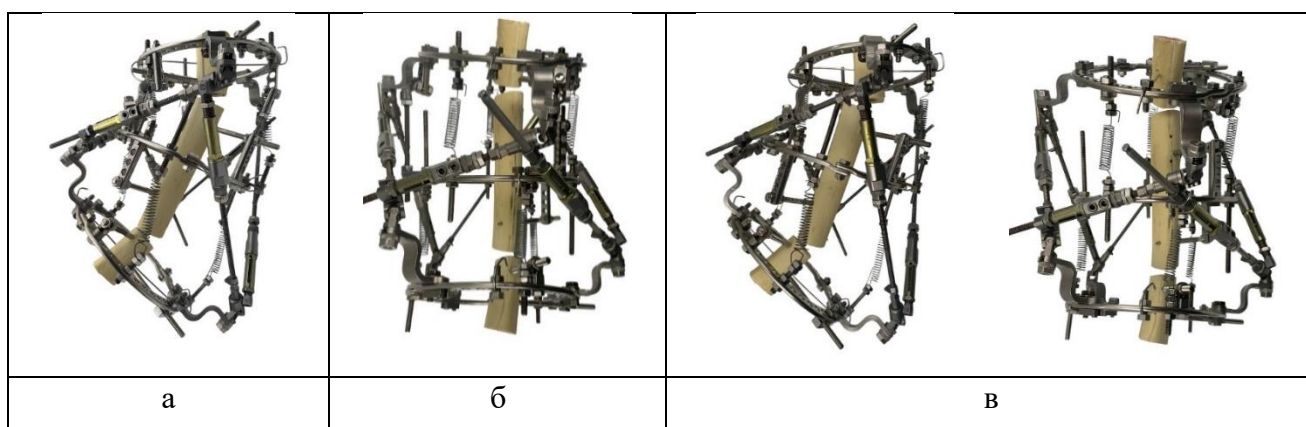


Рисунок 3.5 - Демонстрация зависимости положения промежуточного фрагмента от отношения пружин к его оси: а - во фронтальной плоскости все пружины расположены под углом 15° по отношению к промежуточному фрагменту; в сагиттальной плоскости пружины параллельны промежуточному фрагменту; в - после демонтажа двухплоскостных шарниров произошло смещение фрагмента во фронтальной плоскости

Успешное позиционирование пружин параллельно оси промежуточного фрагмента при помощи тракционных зажимов возможно при условии, если промежуточная опора заложена

корректно т.е. в обеих плоскостях находится перпендикулярно по отношению к оси фрагмента (Рисунок 3.4в) или же к биссектрисе угла деформации (Рисунок 3.4г). Если данная рекомендация нарушена (Рисунок 3.6а,б), то попытка осуществить позиционирование, аналогичное Рисунку 3.4 окажется неудачной по причине того, что крепление выполняется при помощи прямых тракционных зажимов. Выходом из данной ситуации является использование сферических шайб, позволяющих изменить угол наклона резьбового стержня (в данном случае, тракционного зажима) по отношению к опоре и осуществить корректное позиционирование (Рисунок 3.6в,г). При выполнении монтажа пружин необходимо в соответствии с осью промежуточного фрагмента выставить резьбовые стержни. Для этого требуется отклонить их относительно опоры в том же направлении и на ту же величину, что и ось промежуточного фрагмента. При корректной реализации рекомендации, несмотря на ошибку при позиционировании опоры, оптимальное положение пружин будет достигнуто и нежелательного смещения промежуточного фрагмента не произойдёт (Рисунок 3.6д,е).

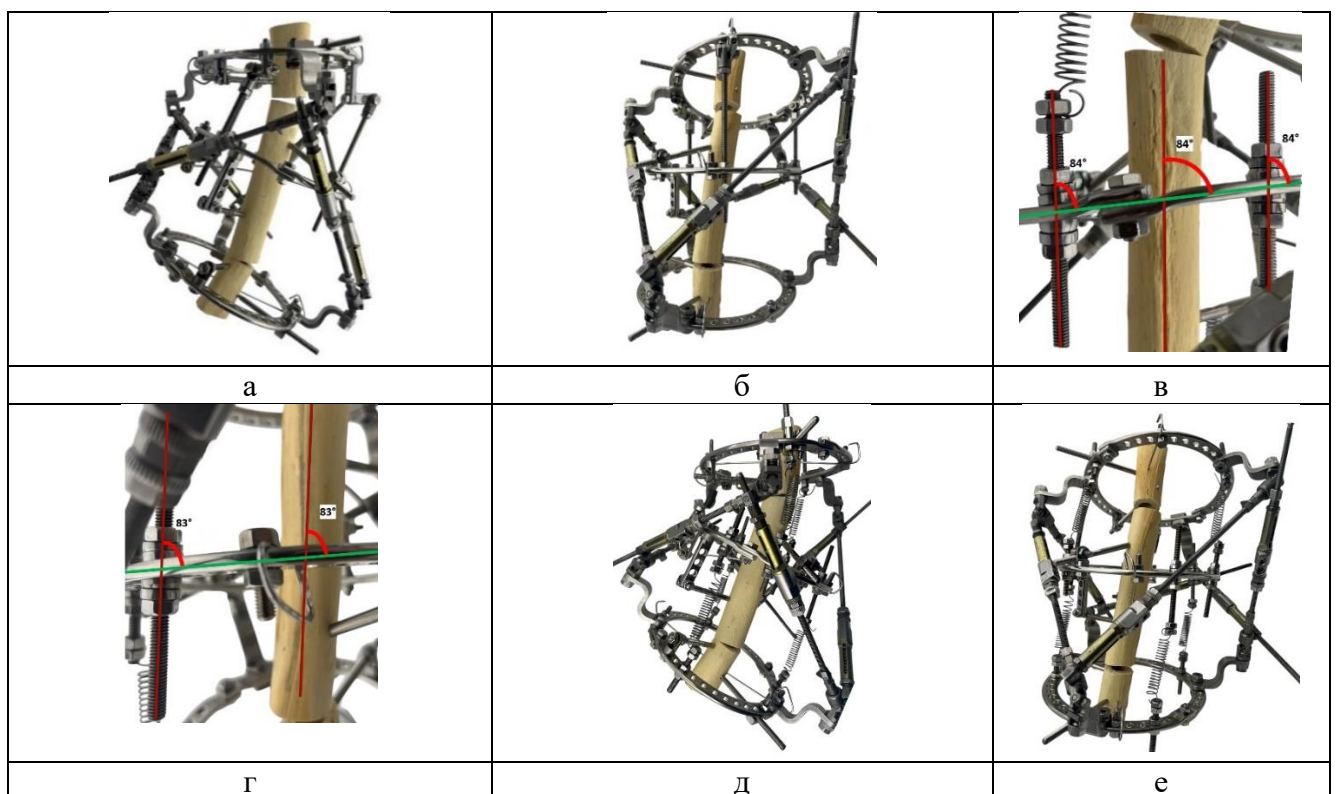


Рисунок 3.6 - Корректное позиционирование пружин при атипичном положении опоры. а,б - промежуточная опора заложена под углом отличным от 90° в обеих плоскостях; в,г - при помощи сферических шайб тракционные зажимы расположены по отношению к опоре под тем же углом, что и ось промежуточного фрагмента в обеих плоскостях; д,е - несмотря на атипичное положение промежуточной опоры пружины позиционированы параллельно по отношению к оси промежуточного фрагмента в обеих плоскостях

Для сохранения «нейтрального» положения промежуточного фрагмента требуется поддержание параллельной позиции пружин относительно оси промежуточного фрагмента на

протяжении коррекции. Наиболее простым способом сохранить данное положение является расположение начала рабочей части пружины на уровне края промежуточного фрагмента. Поскольку в таком случае пружина останется параллельной оси промежуточного фрагмента в течение всего периода коррекции, при условии регуляции длины с использованием тракционных зажимов (Рисунок 3.7а,б). Если же начало рабочей части пружины позиционировано выше или ниже уровня остеотомии (Рисунок 3.7.в), то на момент окончания коррекции параллельное положение между пружиной и осью промежуточного фрагмента будет нарушено (Рисунок 3.7г). Это повышает риск трансляции промежуточного фрагмента и вынуждает ортопеда выполнять дополнительные манипуляции с пружиной для восстановления «нейтрального» положения костного фрагмента.

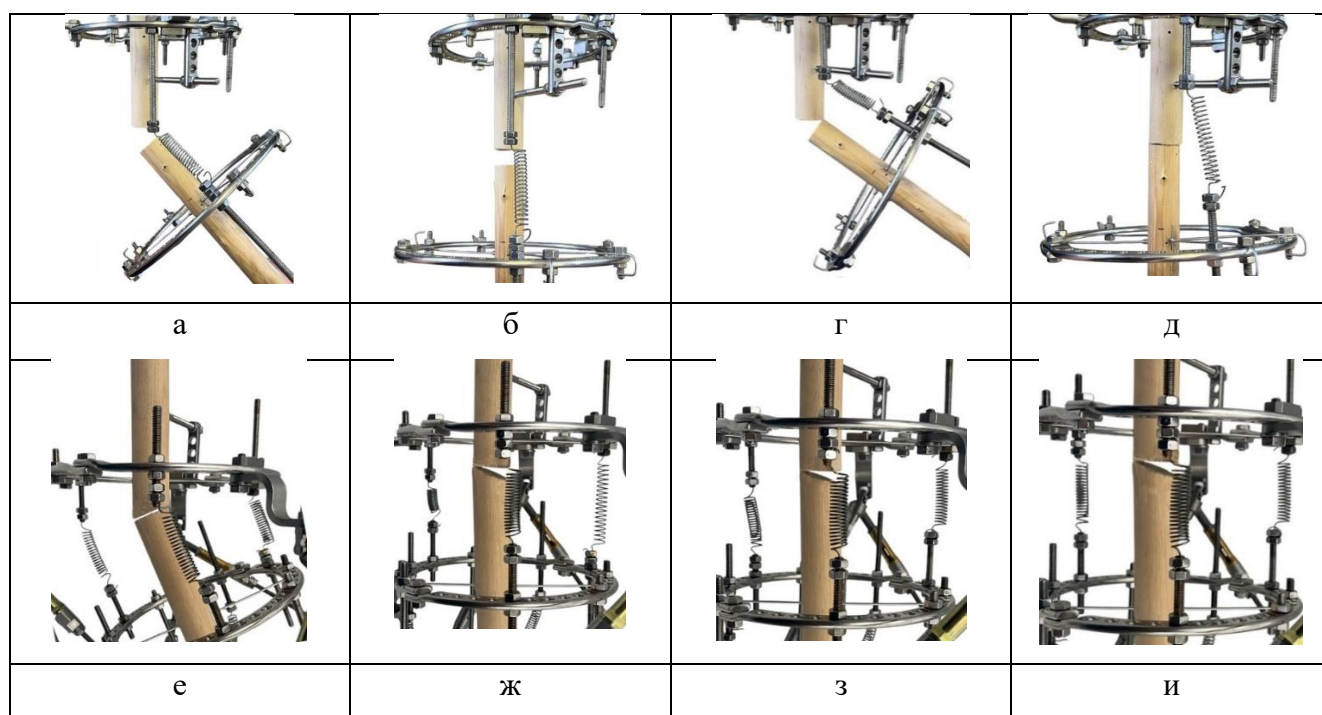


Рисунок 3.7 - Влияние положения начала рабочей части пружины на сохранение её позиции в соответствии с осью промежуточного фрагмента в течение коррекции: а - пружина параллельна оси промежуточного фрагмента, начало рабочей части пружины позиционировано на уровне начала промежуточного фрагмента; б - корректное положение пружины сохранено на момент окончания коррекции; в - пружина параллельна оси промежуточного фрагмента, начало рабочей части пружины позиционировано выше уровня остеотомии; г - на момент окончания коррекции пружина оказывается отклонена от оси промежуточного фрагмента, «нейтральное» положение промежуточного фрагмента симитировано искусственно для демонстрации отклонения пружины; д - пружины позиционированы параллельно по отношению к промежуточному фрагменту, с его краем совпадает начало рабочих частей пружин; е - выполнена имитация коррекция без регулировки длин пружин; ж - пружины приведены к исходным длинам при помощи дистальных тракционных зажимов, что помогло восстановить корректное положение всех пружин, кроме той, что находилась со стороны выпуклой стороны деформации; з - корректное положение пружины восстановлено при помощи проксимального тракционного зажима

Однако, присутствует нюанс: если пружина расположена со стороны выпуклой (на момент начала коррекции) стороны кости, то для поддержания рекомендуемого положения потребуется регуляция при помощи тракционных зажимов, расположенных с обеих концов (Рисунок 3.7д-з). При выполнении данной регуляции за ориентир оптимально брать пружину, расположенную со стороны вогнутой (на момент начала коррекции) стороны кости или же на уровне диафиза.

Для проверки влияния торсионных перемещений на трансляцию промежуточного фрагмента был выполнен эксперимент, условием которого было наличие фрагментов строго цилиндрической формы. При выполнении ротационных смещений трансляции промежуточного фрагмента не произошло (Рисунок 3.8). Для проверки результатов были выполнены дополнительные серии эксперимента, в которых костные фрагменты были позиционированы на удалении от центра кольцевых опор.

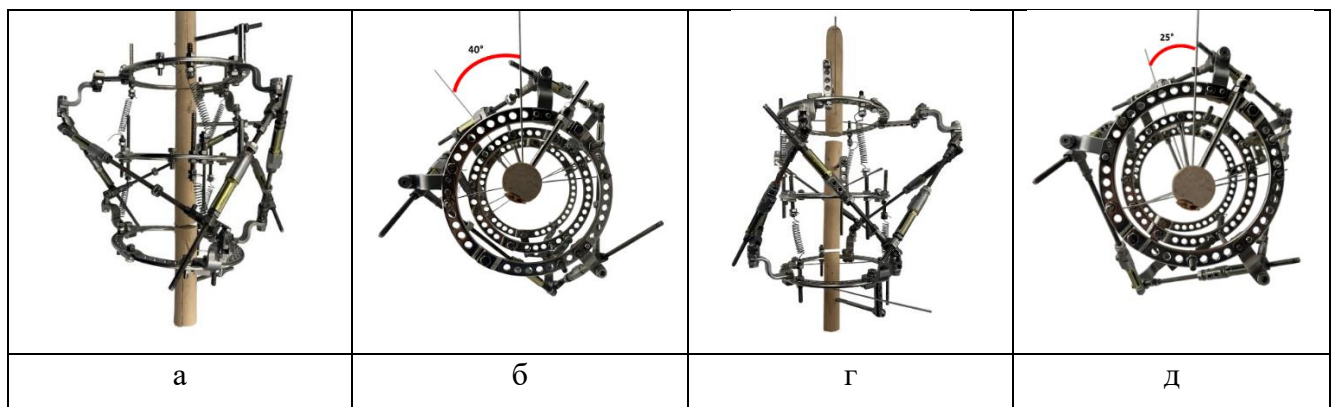


Рисунок 3.8 - Влияние торсионного перемещения на промежуточный фрагмент при реализации «пружинной» техники: а - смещение промежуточного фрагмента отсутствует, несмотря на значительную величину ротации мобильного модуля; б - была достигнута величина в 40° ротации; в,г - трансляция промежуточного фрагмента также отсутствует при положении костных фрагментов на 15% кзади относительно центра кольца

В процессе коррекции происходит смещение дистального модуля относительно проксимального и, как следствие, изменяются длины пружин. Для поддержания равномерной величины восстанавливающей силы пружин оптимальных значений необходимо обеспечение постоянной длины. Регулировка возможна при помощи резьбовых стержней пружинного блока. При игнорировании данной манипуляции возрастает риск смещения промежуточного фрагмента (Рисунок 3.9). Например, двухвершинная деформация на условной кости (Рисунок 3.4в) была устранена в режиме «быстрых страт» без поддержания исходной длины пружин. Это привело к значительному различию восстанавливающих сил и, как следствие, нежелательному смещению промежуточного фрагмента (Рисунок 3.9а). Данное явление устраняется при коррекции длин пружин с приведением их длин к исходной (Рисунок 3.9б).

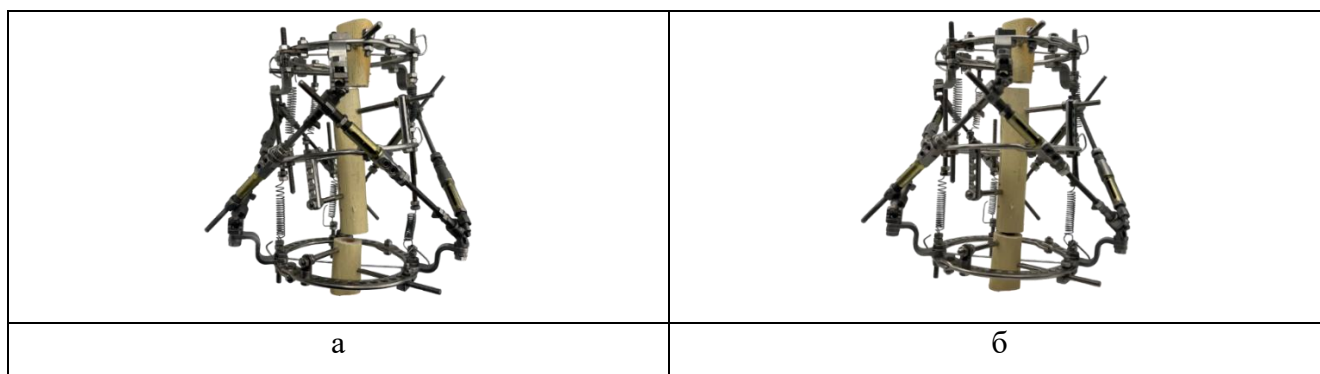


Рисунок 3.9 - Значимость регулировки длин пружин: а - модель на момент окончания коррекции, рекомендуемая длина пружин не поддерживалась, произошло нежелательное смещение промежуточного фрагмента; б - после приведения длин пружин к рекомендуемым значениям положение промежуточного фрагмента скорректировалось

С целью проверки полученных выводов была выполнена имитация коррекции двухвершинной деформации с наличием торсионного компонента (Рисунок 3.10). Манипуляция выполнялась согласно определённым в ходе эксперимента рекомендациям: использование пружин с оптимальными техническими характеристиками, крепление к опорам с использованием тракционных зажимов, позиционирование параллельно оси промежуточного фрагмента, поддержание оптимальной длины пружин. Коррекция была выполнена в режиме «быстрых страт», пружины приведены к рекомендуемым значениям длин. Трансляции промежуточного фрагмента не произошло.

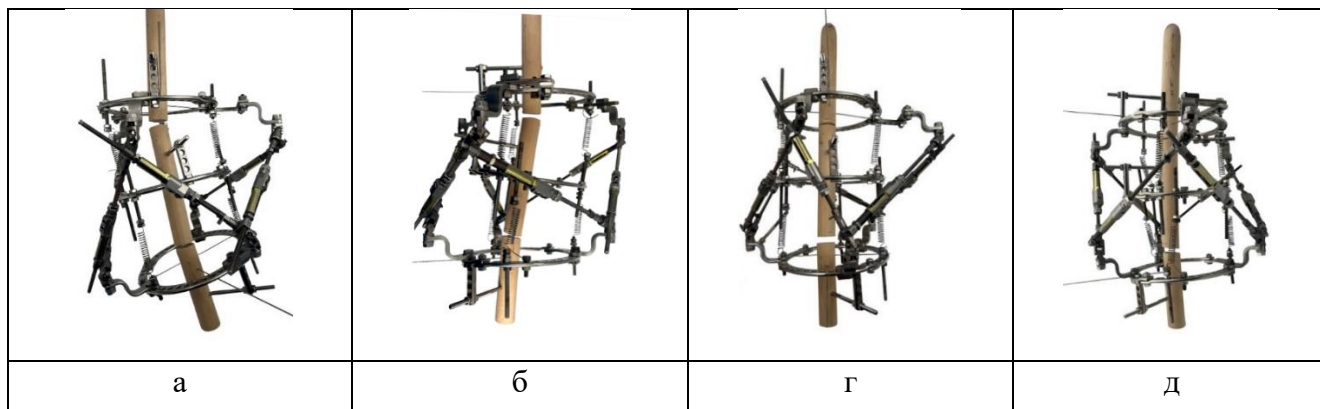


Рисунок 3.10 - Имитация коррекции деформации с наличием торсионного компонента: а,б - исходная «деформация»; в,г - в результате коррекции смещение промежуточного фрагмента отсутствует

Таким образом в случае, если в процессе лечения, например, на этапе первичной дистракции, произошло смещение промежуточного фрагмента, то оно может быть устранено при помощи пружин. Для этого рекомендуется использовать по 4 пружины для каждой вершины деформации. Пружины корректнее позиционировать в форме квадрата по аналогии с монтажом «виртуального» шарнира, используемого для коррекции угловых деформаций [2,131,160].

Коррекция положения в одной или обеих плоскостях может быть выполнена при помощи двух пружин, при увеличении натяжения которых происходит наклон фрагмента в желаемом направлении (Рисунок 3.11).

При необходимости устранения трансляции необходимо позиционировать пружины под углом, открытым в сторону, в которую планируется смещение, что образует своеобразный «гамак» (Рисунок 3.12а). Во второй плоскости пружины должны быть параллельны оси промежуточного фрагмента. После демонтажа шарниров, трансляция произойдёт под воздействием пружинной тяги, сами пружины автоматически примут положение параллельное промежуточному фрагменту (Рисунок 3.12б).

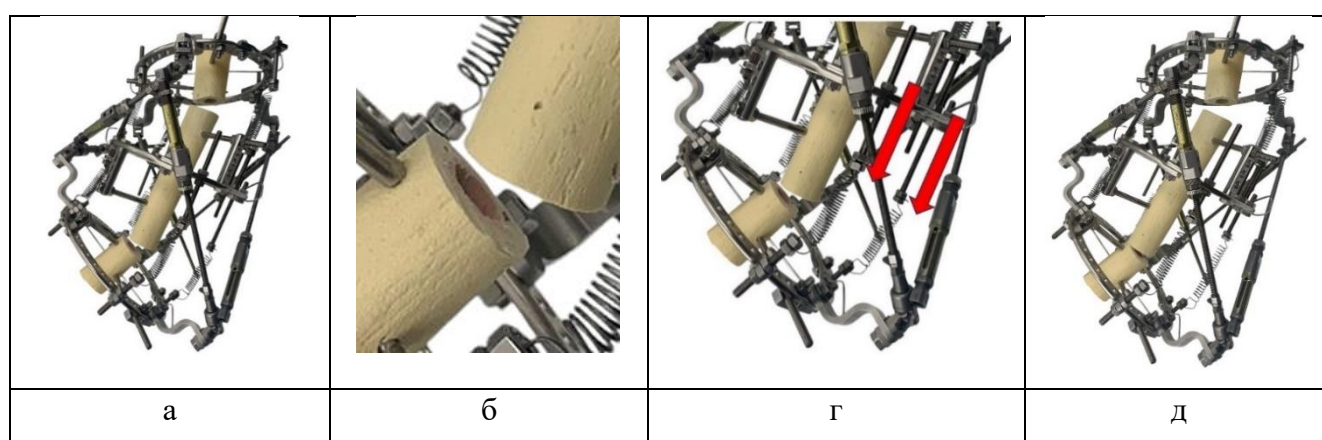


Рисунок 3.11 - Коррекция положения промежуточного фрагмента при помощи пружин: а,б - моделирование смещения промежуточного фрагмента на дистальном уровне; в,г - трансляция устранена при помощи усиления натяжения соответствующих пружин

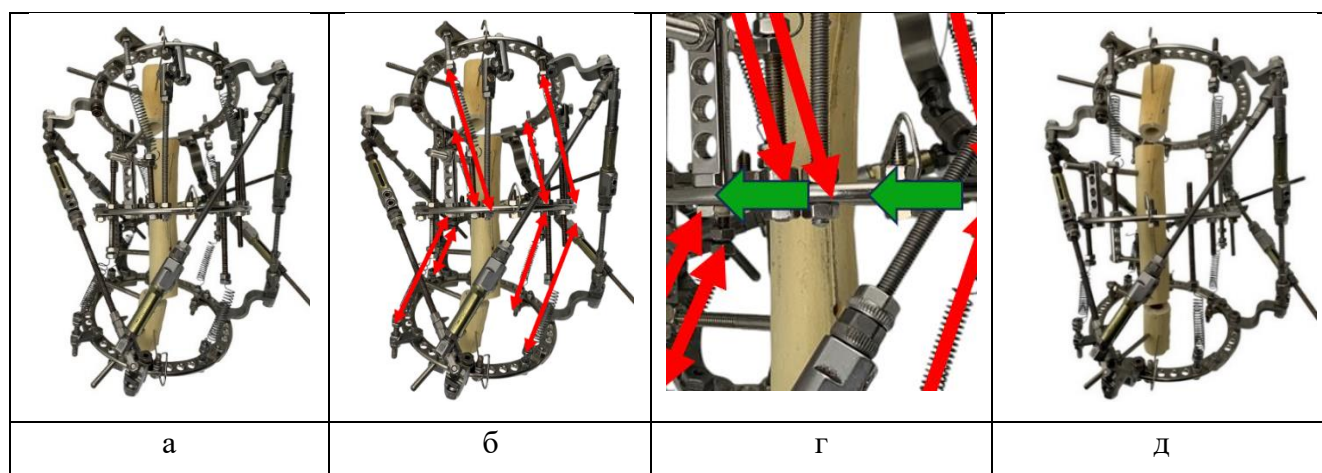


Рисунок 3.12 - Устранение трансляции промежуточного фрагмента при помощи пружин: а,б - пружины позиционированы под углом, формируя «гамак» для промежуточного фрагмента; в - направление трансляции опоры и промежуточного фрагмента под воздействием пружин после демонтажа шарниров; г - под воздействием пружинной тяги трансляция промежуточного фрагмента устранена

3.2. Результаты исследования коррекционных возможностей «пружинной» техники при устранении деформаций бедренной кости

Как указывалось в главе II, первая серия экспериментов предполагала разработку «специфичных», т.е. различных компоновок, каждая из которых обеспечивает максимально возможное перемещение мобильного фрагмента при каком-либо одном из видов перемещений (дистракции, ангуляции, трансляции и ротации). Вторая серия экспериментов позволила обосновать «универсальную», т.е. оптимальную для всех видов перемещений, компоновку. Третья серия экспериментов продолжала вторую, а именно предполагала разработку т.н. «универсальной клинической» компоновки, которая отличалась от «универсальной» меньшей громоздкостью, а, следовательно, обеспечивала больший комфорт лечения для пациента.

При анализе пациентов ретроспективной выборке было выявлено, что в качестве проксимальной опоры наиболее часто используется бедренный сектор 160 мм диаметром, в качестве промежуточной опора 2/3 кольца 220 мм диаметром, дистальной - кольцо 180 мм.

3.2.1. Обоснование «специфичных» компоновок

В Таблицах 3.5 и 3.6 приведены данные о специфических компоновках, обеспечивающих максимальные коррекционные возможности для каждого из перемещений для «традиционной» и «пружинной» техник.

Таблица 3.5 - «Специфические» компоновки ортопедических гексаподов для достижения максимальных коррекционных возможностей при реализации «традиционной» техники на бедренной кости

Вид перемещения		Под углом/ангуляция				По ширине/трансляция				Ротация		По оси
Направления перемещения		Вар.	Валь.	Анте.	Рекур.	Кпереди	Кзади	Мед.	Лат.	Кнут.	Кнар.	Вниз
Проксимальный гексапод	I	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.	Z ↓
	II	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.
	III	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.
	IV	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.
	V	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.
	VI	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓
Дистальный гексапод	I	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓
	II	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.
	III	Z ↓	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Z ↓
	IV	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.
	V	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.
	VI	Пр.	Пр.	Пр.	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z платик; пр. - прямой платик; стрелочкой указано направление установки платика

Таблица 3.6 - «Специфические» компоновки ортопедического гексапода для достижения максимальных коррекционных возможностей при реализации «пружинной» техники на бедренной кости

Вид перемещения	Под углом/ангуляция				По ширине/трансляция				Ротация		По оси
Направления перемещения	Вар.	Валь.	Антекр.	Рекур.	Кпереди	Кзади	Мед.	Лат.	Кнут.	Кнар.	Вниз
Кардан I	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓
Кардан II	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↑
Кардан III	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↓
Кардан IV	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑
Кардан V	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓
Кардан VI	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z платик; стрелочкой указано направление установки платика

В Таблицах 3.7 - 3.10, а также на Рисунке 3.13. представлены данные, полученные в результате первой серии экспериментов с использованием «специфических» компоновок.

Таблица 3.7 - Коррекционные возможности «традиционной» и «пружинной» техник при условии использования страт, укомплектованных резбовыми стержнями стандартного типоразмера («специфичные» компоновки)

«Компонент деформации»	Направление смещения	«Традиционная» техника Me [Q1;Q3]	«Пружинная» техника Me [Q1;Q3]
Ангуляция	Варус	116° [115;117]	27° [26;28]
	Вальгус	80° [79;81]	24° [23;25]
	Антекурвация	65° [64;66]	27° [26;28]
	Рекурвация	73° [72;74]	26° [25;27]
Трансляция	Медиально	179 мм [178;181]	55 мм [54;56]
	Латерально	120 мм [119;121]	80 мм [79;81]
	Кпереди	279 мм [278;280]	65 мм [65;66]
	Кзади	182 мм [180;183]	60 мм [58;61]
Ротация	Кнутри	92° [91;93]	33° [32;34]
	Кнаружи	76° [75;77]	16° [15;17]
Вдоль оси	Вниз	250 мм [249;251]	8 мм [7;9]

Примечание: уровень значимости $p < 0,05$; Me - медиана; Q1 - нижний квартиль; Q3 - верхний квартиль

Таблица 3.8 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента бедренной кости относительно базового при реализации «пружинной» техники с использованием страт, укомплектованных резбовыми стержнями различной длины («специфичные» компоновки)

Вид перемещения	Направление перемещения	Стандартные резбовые стержни	Более длинные резбовые стержни	Номер страты и величина необходимого увеличения длины резбовых стержней, мм	Величина увеличения коррекционных возможностей, %
-----------------	-------------------------	------------------------------	--------------------------------	---	---

Продолжение Таблицы 3.8

Под углом/ ангуляция	Варус	27°	91°	III - 50; IV - 108; V - 74	237
	Вальгус	24°	86°	I - 115; VI - 58	258
	Антекурвация	27°	50°	II - 28; V - 25; VI - 27	85
	Рекурвация	26°	75°	I - 10; III - 12; IV - 31; V - 50; VI - 52	189
По ширине/ трансляция	Кпереди	65 мм	367 мм	II - 102; III - 236; IV-39; V - 218; VI - 269	465
	Кзади	60 мм	325 мм	I - 246; II - 90; III - 85; IV - 233; V - 27; VI - 50	441
	Медиально	55 мм	311 мм	I - 185; II - 12; III - 238; IV - 169; V - 30; VI - 226	466
	Латерально	80 мм	220 мм	I - 52; II - 46; V - 103;	175
Ротационное	Кнутри	33°	45°	I - 25; III - 42;	36
	Кнаружи	16°	51°	II - 41; III - 12; IV - 13; VI - 9	219
Осевое	Вниз/дистракция	8 мм	Неограниченно	-	-

Примечание: римскими цифрами обозначен номер страты, резбовой стержень которой требуется заменить. Цифра следом - величина необходимого увеличения длины резбовых стержней в мм

Таблица 3.9 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента бедренной кости относительно базового при реализации «традиционной» техники с использованием страт, укомплектованных резбовыми стержнями различной длины («специфичные» компоновки)

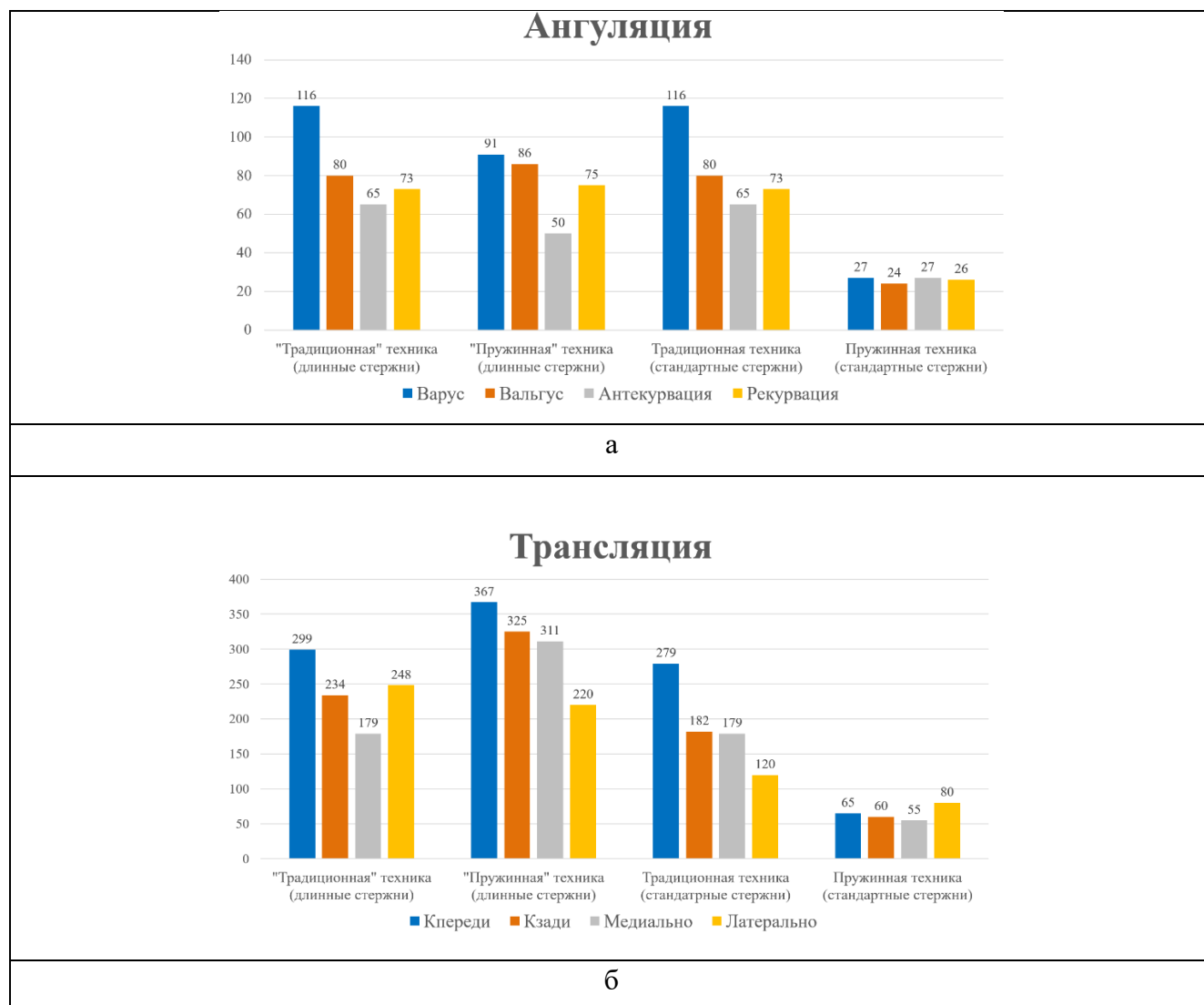
Вид перемещения	Направления перемещения	Стандартные резбовые стержни	Более длинные резбовые стержни	Величина необходимого увеличения длин резбовых стержней в мм	Величина увеличения коррекционных возможностей в %
Под углом/ ангуляция	Варус	116°	116°	-	0%
	Вальгус	80°	80°	-	0%
	Антекурвация	65°	65°	-	0%
	Рекурвация	73°	73°	-	0%
По ширине/ трансляция	Кпереди	279 мм	299 мм	Дист: VI - 24	7%
	Кзади	182 мм	234 мм	Прокс.: I-132	29%
	Медиально	179 мм	179 мм	-	0%
	Латерально	120 мм	248 мм	Прокс.: I-85; II-30; V-42; дист.:VI-17.	107%
Ротационное	Кнутри	92°	92°	-	0%
	Кнаружи	62°	62°	-	0%
Осевое	Вниз/дистракция	250 мм	Неограниченно	-	-

Примечание: римскими цифрами обозначен номер страты, резбовой стержень которой требуется заменить. Цифра следом - величина необходимого увеличения длины резбовых стержней в мм. Прокс.- проксимальный СУВ; Дист. - дистальный СУВ

Таблица 3.10 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента бедренной кости относительно базового при реализации «традиционной» и «пружинной» техник («специфичные» компоновки)

Вид перемещения	Направления перемещения	«Традиционная» техника; Me [Q1;Q3]	«Пружинная» техника; Me [Q1;Q3]
Под углом/ ангуляция	Варус	116° [115;117]	91° [90;92]
	Вальгус	80° [79;81]	86° [85;87]
	Антекурвация	65° [64;66]	50° [49;51]
	Рекурвация	73° [73;74]	75° [74;76]
По ширине/ трансляция	Медиально	179 мм [178;180]	311 мм [310;312]
	Латерально	248 мм [247;249]	220 мм [219;221]
	Кпереди	299 мм [298;300]	367 мм [366;368]
	Кзади	234 мм [233;235]	325 мм [324;326]
Ротационное	Кнутри	92° [91;93]	45° [44;46]
	Кнаружи	76° [75;77]	51° [50;53]
Осевое	Вниз/дистракция	250 мм [249;251]	8 мм [7;9]

Примечание: уровень значимости $p < 0,05$. Me - медиана; Q1 - нижний квартиль; Q3 - верхний квартиль. При сравнении величин перемещений по длине использованы данные эксперимента со стандартными резбовыми стержнями в комплектации страт



Продолжение Рисунка 3.13

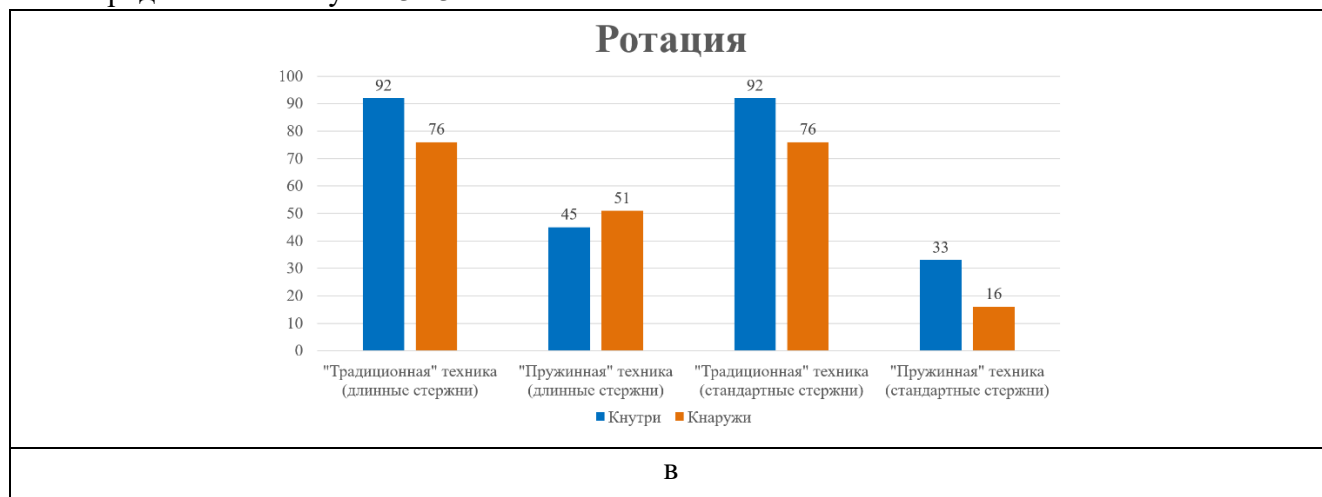


Рисунок 3.13 - Диаграммы коррекционных возможностей «традиционной» и «пружинной» техник при использовании различных типов резбовых стержней (специфичные компоновки для бедренной кости): а - ангуляция; б - трансляция; в - ротация

Из полученных результатов следует, что при условии использования стандартных резбовых стержней в комплектации всех 6-и страт коррекционные возможности «пружинной» техники на 58-97% (в среднем 72%) ниже возможностей «традиционной» (Таблица 3.7). Использование удлиненных резбовых стержней позволяет увеличить коррекционные возможности «традиционной» техники на 0-107% (в среднем 14%), а «пружинной» техники на 36-466% (в среднем 257%) (Таблица 3.8-3.9.). При использовании резбовых стержней увеличенной длины «пружинная» техника превосходит «традиционную» в 5 из 11 видах перемещений. Возможности «пружинной» техники лучше при необходимости выполнения перемещений по ширине (кроме латерального направления) в среднем на 97 мм, а «традиционной» техники - при необходимости ротационных смещений (в среднем на 36°) и дистракции (на 242 мм). При выполнении перемещений под углом «традиционная» техника показала лучшие результаты в среднем на 20° при варусном и анткурвационном направлениях смещения. «Пружинная» техника оказалась эффективнее при имитации вальгизации и рекурвации, однако среднее преимущество составило всего 4° (Таблица 3.10.).

3.2.2. Обоснование «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок

«Универсальные» компоновки для коррекции многовершинных деформаций бедренных костей демонстрируются на Рисунках 3.14 и 3.15. Данные о типах и направлениях платиков приведены в Таблицах 3.11 и 3.12.

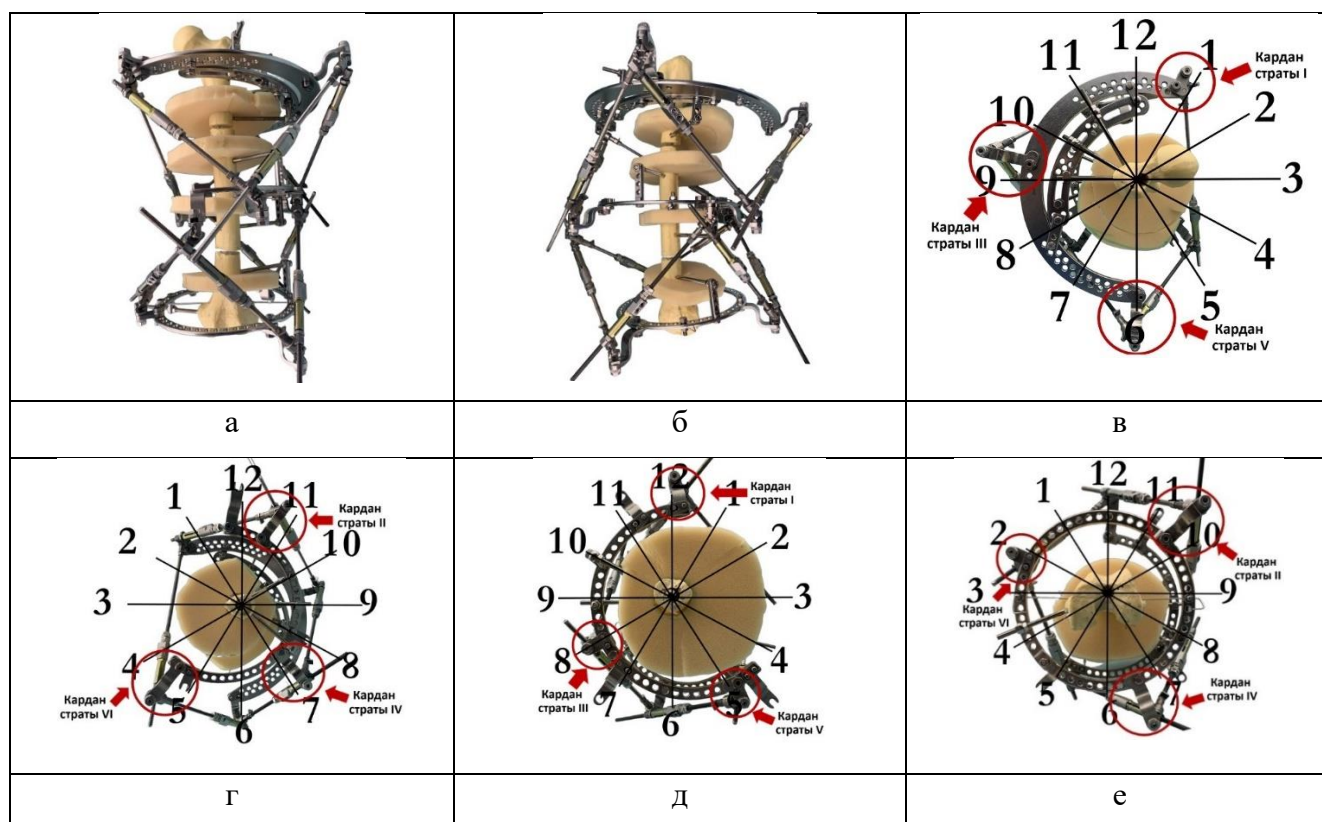


Рисунок 3.14 - «Универсальная» компоновка для реализации «традиционной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренной кости (на примере левой бедренной кости). а - внешний вид компоновки спереди; б - внешний вид компоновки сбоку; в - позиционирование карданов I,III,V проксимального СУВа (крепление к проксимальной опоре); г - позиционирование карданов II,IV,VI проксимального СУВа (крепление к промежуточной опоре); д - позиционирование карданов I,III,V дистального СУВа (крепление промежуточной опоре); е - позиционирование карданов II,IV,VI дистального СУВа (крепление к дистальной опоре)

Таблица 3.11 - Особенности использования платиков «универсальной» компоновки для реализации «традиционной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренных костей

Проксимальный гексапод	I	Пр.
	II	Z ↓
	III	Z ↑
	IV	Z ↓
	V	Z ↑
	VI	Z ↓
Дистальный гексапод	I	Z ↓
	II	Z ↓
	III	Пр.
	IV	Z ↓
	V	Пр.
	VI	Пр.

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z пластик; пр. - прямой пластик; стрелочкой указано направление установки пластика

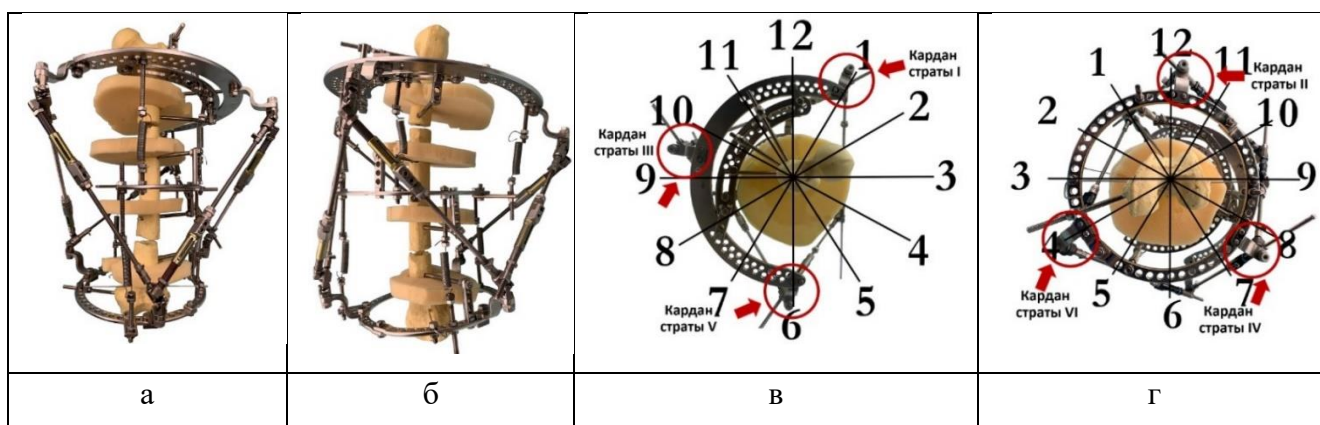


Рисунок 3.15 - Универсальная компоновка для реализации «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренной кости (на примере левой бедренной кости). а - внешний вид компоновки спереди; б - внешний вид компоновки сбоку; в - позиционирование карданов I,III,V СУВа (крепление к проксимальной опоре); г - позиционирование карданов II,IV,VI СУВа (крепление к дистальной опоре)

Таблица 3.12 - Особенности использования платиков «универсальной» компоновки для реализации «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренных костей

Кардан I	Z ↓
Кардан II	Z ↑
Кардан III	Z ↓
Кардан IV	Z ↑
Кардан V	Z ↓
Кардан VI	Z ↑

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z пластик; стрелочкой указано направление установки пластика

В Таблица 3.13 и 3.14 приведены данные об «универсальных клинических» компоновках для реализации «традиционной» и «пружинной» техник. Внешний вид демонстрируется на Рисунке 3.16.

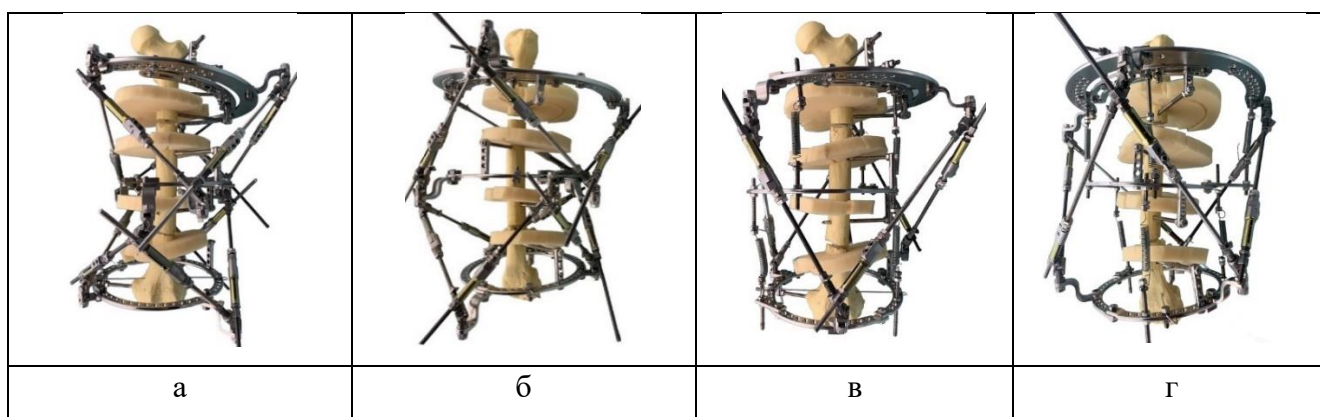


Рисунок 3.16 - «Универсальные клинические» компоновки для коррекции многовершинных деформаций бедренной кости: а,б - для реализации «традиционной» техники, вид спереди и сбоку; в,г - для реализации «пружинной» техники, вид спереди и сбоку

Таблица 3.13 - Особенности использования платиков «универсальной клинической» компоновки для реализации «традиционной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренных костей

Проксимальный гексапод	I	Пр.
	II	Z ↓
	III	Z ↑
	IV	Z ↓
	V	Пр.
	VI	Z ↓
Дистальный гексапод	I	Z ↓
	II	Z ↓
	III	Пр.
	IV	Пр.
	V	Пр.
	VI	Пр.

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z пластик; пр. - прямой пластик; стрелочкой указано направление установки платика

Таблица 3.14 - Особенности использования платиков «универсальной клинической» компоновки для реализации «пружинной» техники при коррекции многовершинных деформаций бедренных костей

Кардан I	Z ↓
Кардан II	Z ↑
Кардан III	Z ↓
Кардан IV	Z ↑
Кардан V	Пр.
Кардан VI	Пр.

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z пластик; стрелочкой указано направление установки платика

Как указывалось в Главе II (Подзаголовок 2.3), «универсальные клинические» компоновки для коррекции деформаций бедренной кости не должны иметь Z-образных платиков по задней и медиальной поверхностям сегмента. Однако разработанная нами компоновка для реализации «традиционной» техники не полностью соответствует этому требованию, поскольку кардан страты VI проксимального гексапода, который расположен по заднемедиальной поверхности, крепится к промежуточной опоре при помощи Z-платика. Эта вынужденная мера связана с тем,

что при попытке фиксации данного кардана посредством прямого платика, возникал контакт страты I с «мягкими тканями» (Рисунок 3.17 а,б). Во всем остальном условия для более комфортного лечения были соблюдены, а именно: страты, карданы которых были расположены по задней поверхности фиксировались к опорам при помощи прямых платиков.

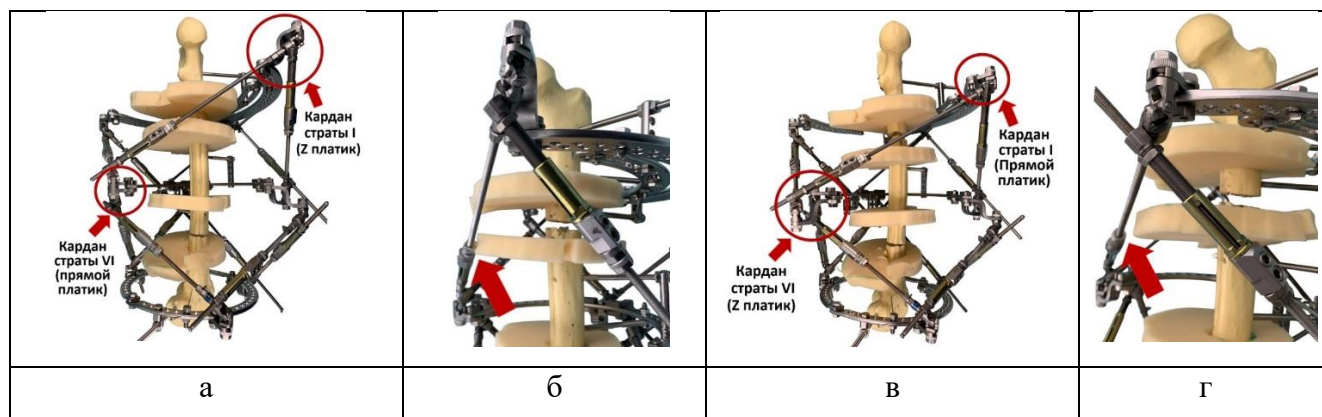


Рисунок 3.17 - Обоснование «универсальной клинической» компоновки для реализации «традиционной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренной кости (на примере левой бедренной кости). а - в компоновке полностью отсутствуют Z-пластики по задней и медиальной поверхностям; б - данное сочетание платиков приводит к контакту страты I с «мягкими тканями» (отмечено стрелкой); в - карданы I и VI страт проксимального гексапода крепятся к опоре точно также как в универсальной компоновке; г - конфликт с «мягкими тканями» отсутствует (отмечено стрелкой)

Результаты второй серии экспериментов («универсальные» компоновки) на модели бедренной кости, включающие сравнение коррекционных возможностей универсальных компоновок «традиционной» и «пружинной» техник приведены в Таблице 3.15. В Таблице 3.16 приведены данные о сравнении коррекционных возможностей «традиционной» техники при использовании «специфических», «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок. В Таблице 3.17 демонстрируются данные об аналогичном сравнении при реализации «пружинной» техники.

Таблица 3.15 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента бедренной кости относительно базового при реализации «традиционной» и «пружинной» техник («универсальные» компоновки)

Вид перемещения	Направления перемещения	«Традиционная» техника; Me [Q1;Q3]	«Пружинная» техника; Me [Q1;Q3]
Под углом/ ангуляция	Варус	80° [78;81]	91° [90;92]
	Вальгус	55° [54;56]	81° [80;82]
	Антекурвация	59° [68;60]	50° [49;51]
	Рекурвация	70° [69;73]	53° [51;53]

Продолжение Таблицы 3.15

По ширине/ трансляция	Медиально	64 мм [63;65]	311 мм [310;312]
	Латерально	192 мм [190;192]	220 мм [219;221]
	Кпереди	170 мм [169;172]	367 мм [366;368]
	Кзади	207 мм [206;208]	325 мм [324;326]
Ротационное	Кнутри	48° [48;50]	45° [44;46]
	Кнаружи	71° [69;71]	51° [50;53]
Осевое	Вниз/дистракция	191 мм [190;191]	8 мм [7;9]

Примечание: уровень значимости $p < 0,05$. Ме - медиана; Q1 - нижний квартиль; Q3 - верхний квартиль. При сравнении величин перемещений по длине использованы данные эксперимента со стандартными резбовыми стержнями в комплектации страт

Таблица 3.16 - Изменение коррекционных возможностей при реализации «традиционной» техники коррекции МД бедренной кости с помощью «специфических», «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок

«Компонент деформации»	Направление смещения	Специфическая компоновка	Универсальная компоновка	Процент снижения воз- ей	Универсальная клиническая компоновка	Процент снижения воз- ей (от унив.)
Ангуляция	Варус	116°	80°	31%	80°	0%
	Вальгус	80°	55°	31%	46°	16%
	Антекурвация	65°	59°	9%	46°	22%
	Рекурвация	73°	70°	4%	70°	0%
Трансляция	Медиально	179 мм	64 мм	64%	64 мм	0%
	Латерально	248 мм	192 мм	23%	192 мм	0%
	Кпереди	299 мм	270 мм	10%	270 мм	0%
	Кзади	234 мм	207 мм	12%	178 мм	14%
Ротация	Кнутри	92°	48°	48%	23°	52%
	Кнаружи	76°	71°	7%	42°	41%
Дистракция	Вниз	250 мм	191 мм	24%	191 мм	0%

Таблица 3.17 - Изменение коррекционных возможностей при реализации «пружинной» техники коррекции МД бедренной кости с помощью «специфических», «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок

«Компонент деформации»	Направление смещения	Специфическая компоновка	Универсальная компоновка	Процент снижения воз- ей	Универсальная клиническая компоновка	Процент снижения воз- ей (от унив.)
Ангуляция	Варус	91°	91°	0%	64°	30%
	Вальгус	86°	81°	6%	47°	42%
	Антекурвация	50°	50°	0%	50°	0%
	Рекурвация	75°	53°	28%	30°	44%
Трансляция	Медиально	311 мм	311 мм	0%	50 мм	84%

Продолжение Таблицы 3.17

Трансляция	Латерально	220 мм	220 мм	0%	150 мм	32%
	Кпереди	367 мм	367 мм	0%	91 мм	75%
	Кзади	325 мм	325 мм	0%	115 мм	65%
Ротация	Кнутри	45°	45°	0%	38°	14%
	Кнаружи	51°	51°	0%	32°	37%
Дистракция	Вниз	8 мм	8 мм	0%	0 мм	100%

Из приведенных данных следует, что при использовании универсальных компоновок для бедренной кости «пружинная» техника обеспечивает лучшие показатели в 6 видах перемещений из 11. При перемещении по ширине во всех направлениях данная техника превосходит «традиционную» на 28-247 мм (в среднем 148 мм), а при угловых смещениях во фронтальной плоскости - на 11-26° (в среднем 18,5°). При угловых перемещениях в сагиттальной плоскости она уступает «традиционной» технике на 9-17° (в среднем 13°). При ротационных перемещениях преимущество «традиционной» техники составляет 3-20° (в среднем 11,5°), а при выполнении дистракции - 183 мм.

Использование «универсальных» компоновок взамен «специфических» снижает коррекционные возможности по отдельно взятым видам перемещений на 0-28% (в среднем 3%) для «пружинной» техники и на 4-64% (в среднем 24%) для «традиционной». Использование «универсальных клинических» компоновок снижает коррекционные возможности «пружинной» техники на 0-100% (в среднем 48%), а «традиционной» техники на 0-52% (в среднем 13%) относительно показателей «универсальных» компоновок (Таблица. 3.16-3.17).

3.3. Результаты исследования коррекционных возможностей «пружинной» техники при устранении деформаций большеберцовой кости

Эксперимент выполнялся по аналогии с описанным в Подзаголовка 3.2. Целью первой серии была разработка «специфичных» компоновок, обеспечивающих максимальные коррекционные возможности в отдельно взятом виде перемещений. Вторая серия предполагала обоснование «универсальной» компоновки для всех видов перемещений. При выполнении третьей серии была разработана «универсальная клиническая» компоновка, позволяющая снизить для пациента дискомфорт от лечения при помощи АВФ.

При анализе пациентов ретроспективной выборке было выявлено, что чаще всего в клинической практике используются кольцевые опоры диаметром 160 мм для проксимального фрагмента, 150 - для промежуточного и 140 - для дистального.

3.3.1. Обоснование «специфичных» компоновок

Данные о специфических компоновках для коррекции деформаций большеберцовой кости приведены в Таблицах 3.18 («традиционная» техника) и 3.19 («пружинная» техника).

Таблица 3.18 - Особенности использования платиков ортопедического гексапода для достижения максимальных коррекционных возможностей при реализации «традиционной» техники на большеберцовой кости

Вид перемещения		Под углом/ангуляция				По ширине/трансляция				Ротация		По оси
Направление перемещения		Вар.	Валь.	Анте.	Рекур.	Кпереди	Кзади	Мед.	Лат.	Кнут.	Кнар.	Вниз
Проксимальный гексапод	I	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.
	II	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.
	III	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑
	IV	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑
	V	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.
	VI	Пр.	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.
Дистальный гексапод	I	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Пр.
	II	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓
	III	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Пр.	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Пр.	Пр.	Пр.
	IV	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.
	V	Пр.	Пр.	Z ↑	Пр.	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Пр.	Z ↑	Z ↑	Пр.
	VI	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Пр.

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z платик; пр. - прямой платик; стрелочкой указано направление платика.

Таблица 3.19 - Особенности использования платиков ортопедического гексапода для достижения максимальных коррекционных возможностей при реализации «пружинной» техники на большеберцовой кости

[illegible]

Продолжение Таблицы 3.19

Кардан II	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑
Кардан III	Z ↓	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓
Кардан IV	Z ↑	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑
Кардан V	Z ↑	Z ↓	Z ↑	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓	Z ↓
Кардан VI	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑	Z ↑

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z пластик; стрелочкой указано направление пластика.

В Таблицах 3.20 - 3.23, а также Рисунке 3.18 представлены данные, полученные в результате первой серии эксперимента с использованием специфических компоновок.

Таблица 3.20 - Коррекционные возможности «традиционной» и «пружинной» техник при условии использования страт, укомплектованных резбовыми стержнями стандартного типоразмера («специфичные» компоновки)

«Компонент деформации»	Направление смещения	«Традиционная» техника Me [Q1;Q3]	«Пружинная» техника Me [Q1;Q3]
Ангуляция	Варус	112° [111;113]	39° [38;41]
	Вальгус	105° [103;106]	46° [44;47]
	Антекурвация	80° [79;81]	66° [65;67]
	Рекурвация	94° [92;94]	50° [49;51]
Трансляция	Медиально	181 мм [179;182]	129 мм [128;130]
	Латерально	301 мм [299;301]	102 мм [100;102]
	Кпереди	213 мм [211;213]	57 мм [56;58]
	Кзади	292 мм [291;293]	144 мм [141;144]
Ротация	Кнутри	100° [99;102]	34° [32;34]
	Кнаружи	101° [99;102]	39° [38;40]
Вдоль оси	Вниз	302 мм [301;303]	75 мм [74;76]

Примечание: уровень значимости $p < 0,05$; Me - медиана; Q1 - нижний квартиль; Q3 - верхний квартиль.

Таблица 3.21 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента большеберцовой кости относительно базового при реализации «пружинной» техники с использованием страт, укомплектованных резбовыми стержнями различной длины («специфичные» компоновки)

Вид перемещения	Направление перемещения	Стандартные резбовые стержни	Более длинные резбовые стержни	Номер страты и величина необходимого увеличения длины резбовых стержней, мм	Величина увеличения коррекционных возможностей, %
Под углом/ангуляция	Варус	39°	53°	I-14	36%

Продолжение Таблицы 3.21

Под углом/ ангуляция	Варус	39°	53°	I-14	36%
	Вальгус	46°	46°	-	0%
	Антекурвация	66°	83°	I-7; IV-10; V-5	26%
	Рекурвация	50°	50°	-	0%
По ширине/ трансляция	Кпереди	57 мм	57 мм	-	0%
	Кзади	144 мм	272 мм	I-52; II-93; IV-42; V-56	89%
	Медиально	129 мм	182 мм	I-66; IV-68	41%
	Латерально	102 мм	150 мм	V-19	47%
Ротационное	Кнутри	34°	34°	-	0%
	Кнаружи	39°	39°	-	0%
Осевое	Вниз/дистракция	75 мм	Неограниченно	-	-

Примечание: римскими цифрами обозначен номер страты, резьбовой стержень которой требуется заменить. Цифра следом - величина необходимого увеличения длины резьбовых стержней в мм

Таблица 3.22 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента большеберцовой кости относительно базового при реализации «традиционной» техники с использованием страт, укомплектованных резьбовыми стержнями различной длины («специфичные» компоновки)

Вид перемещения	Направления перемещения	Стандартные резьбовые стержни	Более длинные резьбовые стержни	Величина необходимого увеличения длин резьбовых стержней в мм	Величина увеличения коррекционных возможностей в %
Под углом/ ангуляция	Варус	112 гр.	112 гр.	-	0%
	Вальгус	105 гр.	105 гр.	-	0%
	Антекурвация	80 гр	80 гр	-	0%
	Рекурвация	94 гр.	94 гр.	-	0%
По ширине/ трансляция	Кпереди	213 мм	254 мм	Дист: III-29; VI-39	19%
	Кзади	292 мм.	313 мм.	Прокс.: I-28	7%

Продолжение Таблицы 3.22

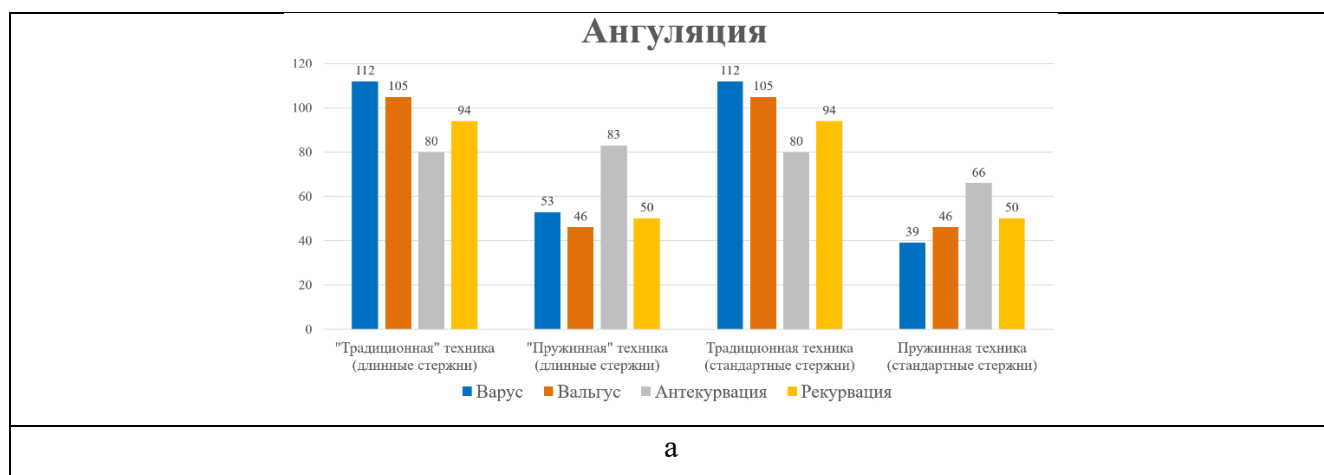
По ширине/ трансляция	Медиально	181 мм	279 мм	Прокс.: IV-7; Дист.: I-5; IV- 41	54%
	Латерально	301 мм.	315 мм.	Прокс.: I-22	5%
Ротационное	Кнутри	100 гр.	100 гр.	-	0%
	Кнаружи	101 гр.	101 гр.	-	0%
Осевое	Вниз/дистракция	302 мм.	Неограниченно	-	-

Примечание: римскими цифрами обозначен номер страты, резбовой стержень которой требуется заменить. Цифра следом - величина необходимого увеличения длины резбовых стержней в мм. Прокс.- проксимальный СУВ; Дист. - дистальный СУВ

Таблица 3.23 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента большеберцовой кости относительно базового при реализации «традиционной» и «пружинной» техник («специфичные» компоновки)

Вид перемещения	Направления перемещения	«Традиционная» техника; Me [Q1;Q3]	«Пружинная» техника; Me [Q1;Q3]
Под углом/ ангуляция	Варус	112° [111;113]	53° [52;54]
	Вальгус	105° [103;106]	46° [44;47]
	Антекурвация	80° [79;81]	83° [81;84]
	Рекурвация	94° [93;95]	50° [49;51]
По ширине/ трансляция	Медиально	279 мм [278;281]	182 мм [181;183]
	Латерально	315 мм [314;316]	150 мм [149;151]
	Кпереди	254 мм [253;255]	57 мм [56;58]
	Кзади	313 мм [311;313]	272 мм [271;273]
Ротационное	Кнутри	100° [99;101]	34° [32;34]
	Кнаружи	101° [100;102]	39° [38;40]
Осевое	Вниз/дистракция	302 мм [301;303]	75 мм [74;76]

Примечание: уровень значимости $p < 0,05$. Me - медиана; Q1 - нижний квартиль; Q3 - верхний квартиль. При сравнении величин перемещений по длине использованы данные эксперимента со стандартными резбовыми стержнями в комплектации страт



Продолжение Рисунка 3.18

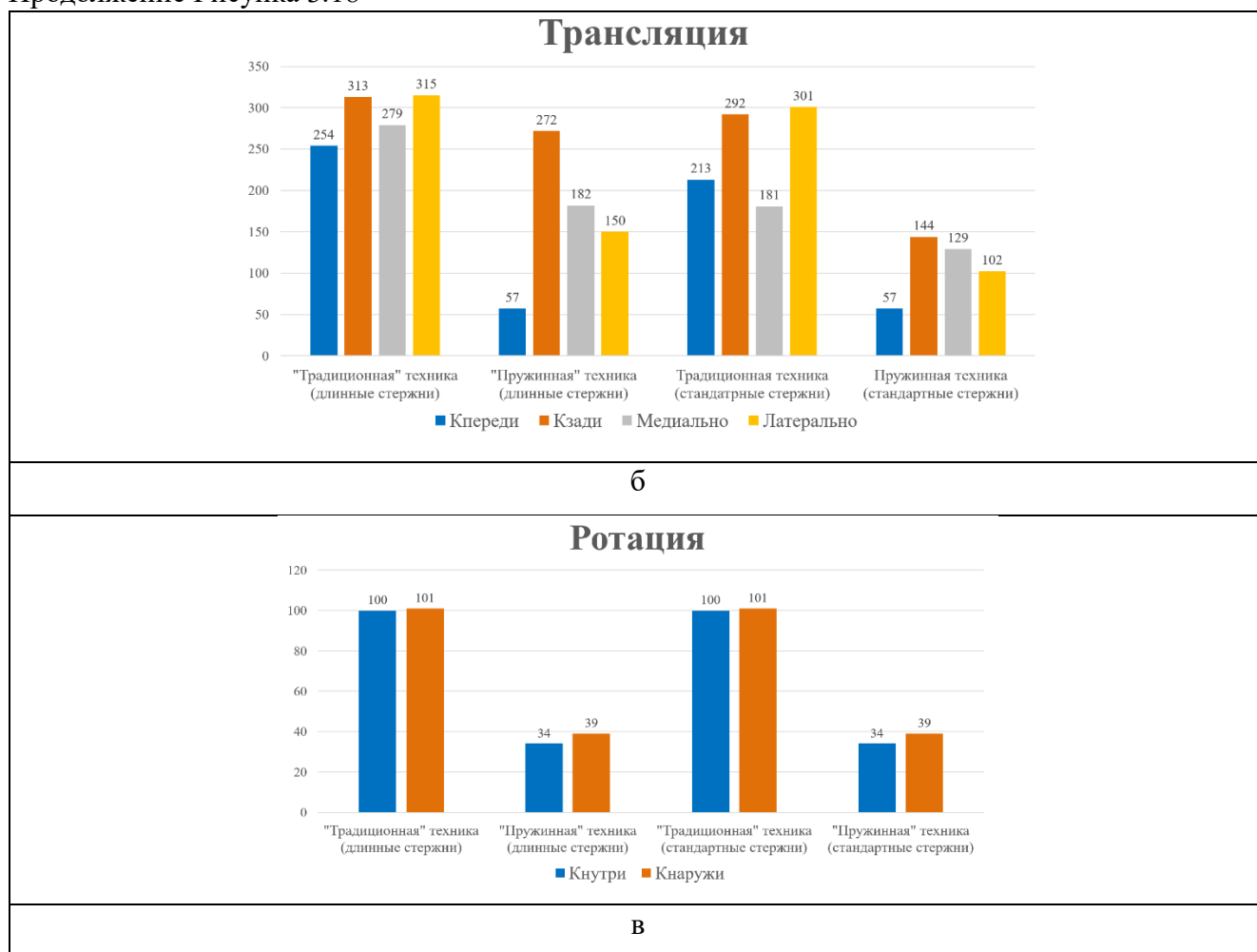


Рисунок 3.18 - Графики сравнения коррекционных возможностей «традиционной» и «пружинной» техник при использовании различных типов резбовых стержней (большеберцовая кость). а - ангуляция; б - трансляция; в - ротация

Из полученных результатов следует, что при условии использования стандартных резбовых стержней в комплектации всех 6-и страт коррекционные возможности «пружинной» техники на 8-75% (в среднем 49%) ниже возможностей «традиционной» (Таблица 3.20). Использование удлинённых резбовых стержней позволяет увеличить коррекционные возможности «традиционной» техники на 0-54% (в среднем 9%), а «пружинной» техники на 0-89% (в среднем 24%) (Таблица 3.21-3.22). При использовании резбовых стержней увеличенной длины «пружинная» техника превосходит «традиционную» в 1 из 11 видах перемещений (при имитации антекурвации на 3°). «Пружинная» техника уступает традиционной в перемещениях по ширине на 41-165 (в среднем 100) мм, ротационных смещениях на 62-66° (в среднем 64°), угловых перемещениях (кроме антекурвации) на 44-59° (в среднем 54°) и distraction на 227 мм (Таблица 3.23).

3.3.2. Обоснование «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок

«Универсальные» компоновки для коррекции многовершинных деформаций бедренных костей демонстрируются на Рисунках 3.19 и 3.20. Данные о типах и направлениях платиков приведены в Таблицах 3.24 и 3.25.

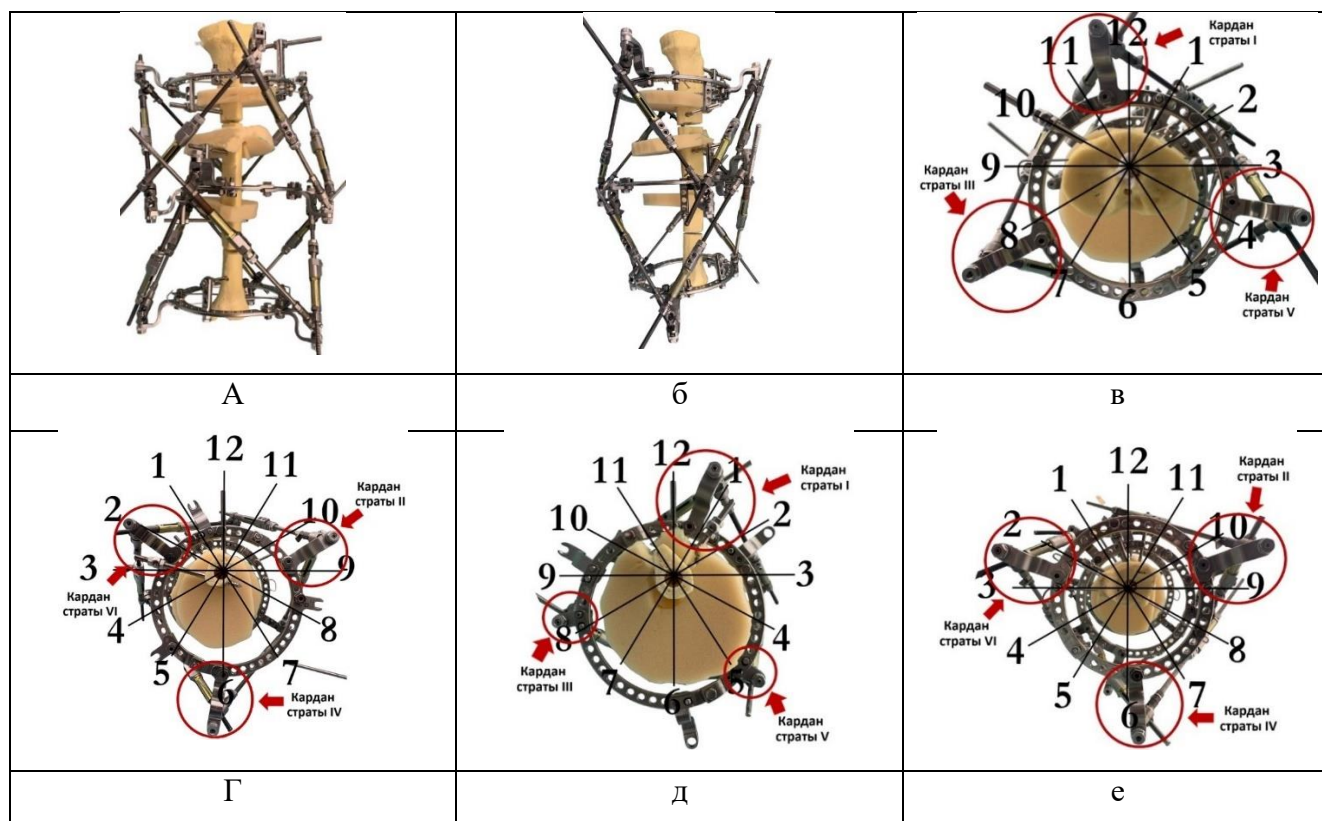


Рисунок 3.19 - Универсальная компоновка для реализации «традиционной» техники коррекции многовершинных деформаций большеберцовой кости (на примере левой большеберцовой кости). а - внешний вид компоновки спереди; б - внешний вид компоновки сбоку; в - позиционирование карданов I,III,V проксимального СУВа (крепление к проксимальной опоре); г - позиционирование карданов II,IV,VI проксимального СУВа (крепление к промежуточной опоре); д - позиционирование карданов I,III,V дистального СУВа (крепление промежуточной опоре); е - позиционирование карданов II,IV,VI дистального СУВа (крепление к дистальной опоре)

Таблица 3.24 - Особенности использования платиков «универсальной» компоновка для реализации «традиционной» техники коррекции многовершинных деформаций большеберцовых костей

Проксимальный гексапод	I	Z ↑
	II	Z ↓
	III	Z ↑
	IV	Z ↓
	V	Z ↑
	VI	Z ↓
Дистальный гексапод	I	Z ↑

Продолжение Таблицы 3.24

Дистальный гексапод	II	Z ↓
	III	Пр.
	IV	Z ↓
	V	Пр.
	VI	Z ↓

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z-платик; пр. - прямой платик; стрелочкой указано направление платика

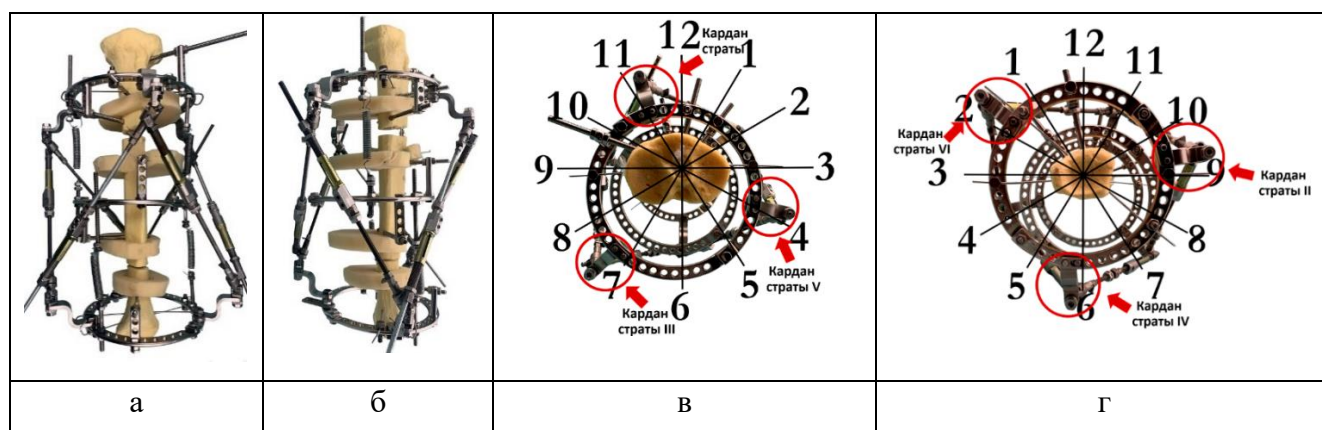


Рисунок 3.20 - Универсальная компоновка для реализации «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций большеберцовой кости (на примере левой большеберцовой кости). а - внешний вид компоновки спереди; б - внешний вид компоновки сбоку; в - позиционирование карданов I, III, V СУВа (крепление к проксимальной опоре); г - позиционирование карданов II, IV, VI СУВа (крепление к дистальной опоре)

Таблица 3.25 - Особенности использования платиков «универсальной» компоновки для реализации «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций большеберцовых костей

Кардан I	Z ↓
Кардан II	Z ↑
Кардан III	Z ↓
Кардан IV	Z ↑
Кардан V	Z ↓
Кардан VI	Z ↑

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z-платик; стрелочкой указано направление платика

В Таблицах 3.26 и 3.27 приведены данные об «универсальных клинических» компоновках для реализации «традиционной» и «пружинной» техник. Внешний вид демонстрируется на Рисунке 3.21.

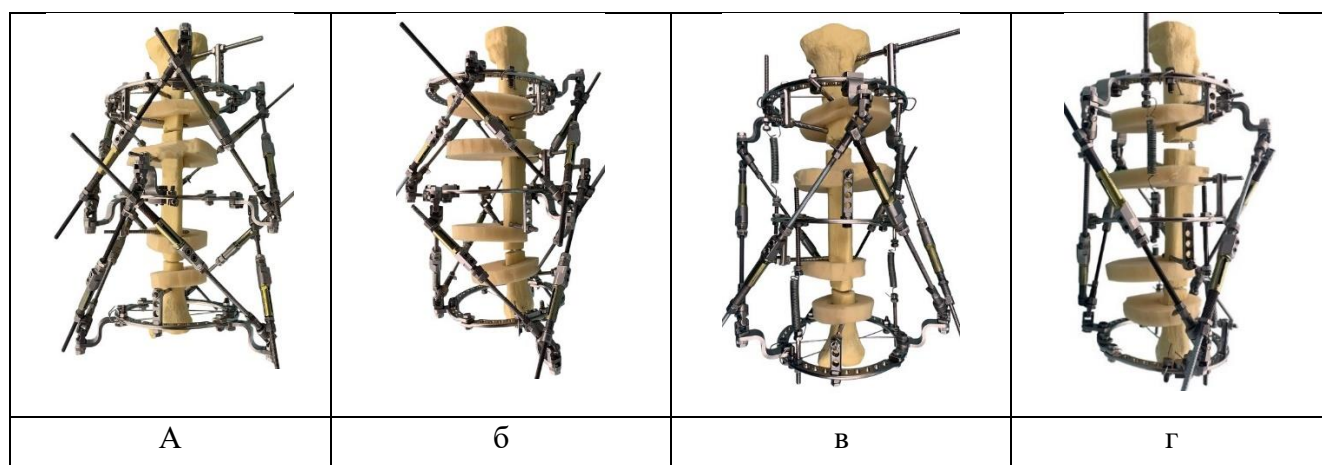


Рисунок 3.21 - «Универсальные клинические» компоновки для коррекции многовершинных деформаций большеберцовой кости: а,б - для реализации «традиционной» техники, вид спереди и сбоку; в,г - для реализации «пружинной» техники, вид спереди и сбоку

Таблица 3.26 - Особенности использования платиков «универсальной клинической» компоновки для реализации «традиционной» техники коррекции многовершинных деформаций большеберцовых костей

Проксимальный Гексапод	I	Z ↑
	II	Z ↓
	III	Z ↑
	IV	Пр.
	V	Пр.
	VI	Z ↓
Дистальный гексапод	I	Z ↑
	II	Z ↓
	III	Пр.
	IV	Пр.
	V	Пр.
	VI	Z ↑

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z платик; пр. - прямой платик; стрелочкой указано направление платика

Таблица 3.27 - Особенности использования платиков «универсальной клинической» компоновки для реализации «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций большеберцовых костей

Кардан I	Z ↓
Кардан II	Z ↑
Кардан III	Z ↓
Кардан IV	Пр.
Кардан V	Z ↓
Кардан VI	Z ↑

Примечание: Римскими цифрами обозначены номера карданов; Z - Z платик; стрелочкой указано направление платика

Разработанная компоновка для реализации «пружинной» техники не полностью соответствует озвученным требованиям для «универсальных клинических компоновок» (Глава 2,

подзаголовок 2.3). При попытке осуществить крепление кардана страты V с использованием прямого платика происходило столкновение данной страты с промежуточной опорой (Рисунок 3.22). Поэтому для фиксации страты V был использован Z-платик. Крепление страт по задней поверхности (страта IV) осуществлялось при помощи прямого платика.

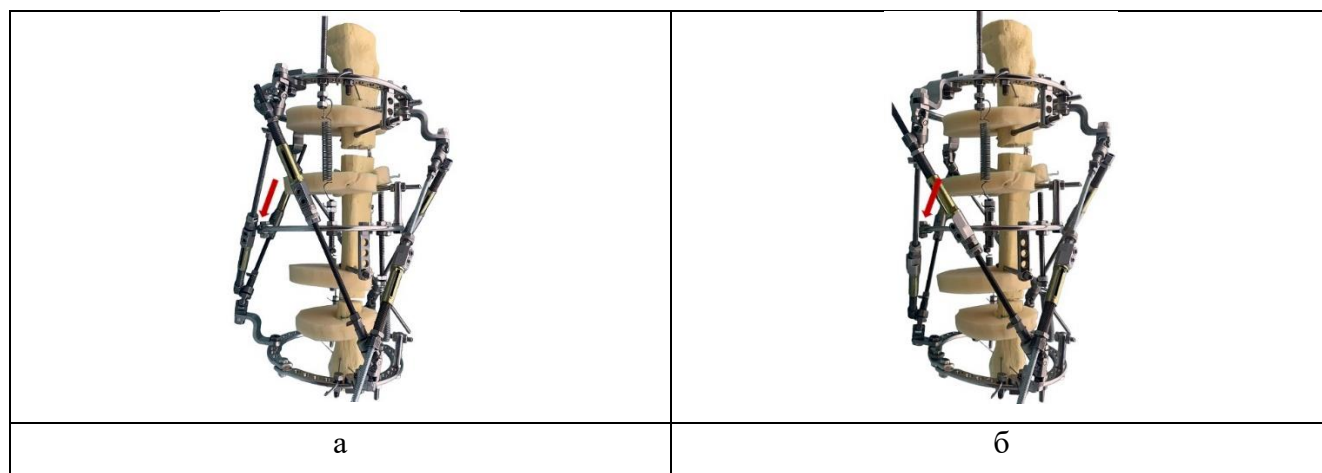


Рисунок 3.22 - Обоснование «универсальной клинической» компоновки для реализации «пружинной техники» коррекции многовершинных деформаций большеберцовой кости (на примере левой большеберцовой кости). а - при попытке замены платика кардана V страты с Z-образного на прямой даже при условии сохранения Z для кардана IV страты происходит немедленное столкновение V страты с промежуточной опорой (отмечено стрелкой); б - при условии наличия Z-образного платика для крепления V страты фиксация IV страты к опоре посредством прямого платика не вызывает «конфликта»

Результаты второй серии эксперимента («универсальные» компоновки) на модели большеберцовой кости, включающие сравнение коррекционных возможностей универсальных компоновок «традиционной» и «пружинной» техник приведены в Таблице 3.28. В Таблице 3.29 приведены данные о сравнении коррекционных возможностей «традиционной» техники при использовании «специфических», «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок. В Таблице 3.30 демонстрируются данные об аналогичном сравнении при реализации «пружинной» техники.

Таблица 3.28 - Максимальные величины перемещений мобильного фрагмента большеберцовой кости относительно базового при реализации «традиционной» и «пружинной» техник (универсальные компоновки)

Вид перемещения	Направления перемещения	«Традиционная» техника; Me [Q1;Q3]	«Пружинная» техника; Me [Q1;Q3]
Под углом/ ангуляция	Варус	67° [66;68]	53° [52;54]
	Вальгус	47° [46;48]	46° [44;47]
	Антекурвация	79° [79;81]	60° [59;61]
	Рекурвация	94° [93;95]	50° [49;51]
По ширине/трансляция	Медиально	238 мм [237;239]	182 мм [181;183]

Продолжение Таблицы 3.28

По ширине/трансляция	Латерально	265 мм [264;266]	150 мм [149;151]
	Кпереди	254 мм [253;255]	57 мм [56;58]
	Кзади	198 мм [197;199]	272 мм [271;273]
Ротация	Кнутри	95° [94;96]	34° [32;34]
	Кнаружи	94° [93;95]	39° [38;40]
Осевое	Вниз/дистракция	170 мм [169;171]	75 мм [74;76]

Примечание: уровень значимости $p < 0,05$. Ме - медиана; Q1 - нижний квартиль; Q3 - верхний квартиль. При сравнении величин перемещений по длине использованы данные эксперимента со стандартными резбовыми стержнями в комплектации страт

Таблица 3.29 - Изменение коррекционных возможностей при реализации «традиционной» техники коррекции МД большеберцовой кости с помощью «специфических», «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок

«Компонент деформации»	Направление смещения	Специфические компоновки	Универсальная компоновка	Процент снижения воз-ей	Универсальная клиническая компоновка	Процент снижения воз-ей (от унив.)
Ангуляция	Варус	112°	67°	40%	52°	22%
	Вальгус	105°	47°	55%	47°	0%
	Антекурвация	80°	79°	1%	55°	31%
	Рекурвация	94°	94°	0%	94°	0%
Трансляция	Медиально	279 мм.	238 мм	15%	78 мм	67%
	Латерально	315 мм.	265 мм	16%	225 мм	15%
	Кпереди	254 мм	254 мм	0%	175 мм	31%
	Кзади	313 мм.	198 мм	37%	145 мм	27%
Ротация	Кнутри	100°	95°	5%	48°	49%
	Кнаружи	101°	94°	7%	70°	26%
Дистракция	Вниз	302 мм	170 мм	44%	205 мм	+21%

Таблица 3.30 - Изменение коррекционных возможностей при реализации «пружинной» техники коррекции МД большеберцовой кости с помощью «специфических», «универсальных» и «универсальных клинических» компоновок

«Компонент деформации»	Направление смещения	Специфические компоновки	Универсальная компоновка	Процент снижения воз-ей	Универсальная клиническая компоновка	Процент снижения воз-ей (от унив.)
Ангуляция	Варус	53 гр.	53 гр.	0%	33 гр.	38%
	Вальгус	46 гр.	46 гр.	0%	20 гр.	68%
	Антекурвация	83 гр.	60 гр.	28%	44 гр.	27%
	Рекурвация	50 гр.	50 гр.	0%	30 гр.	40%
Трансляция	Медиально	182 мм	182 мм	0%	57 мм	69%
	Латерально	150 мм	150 мм	0%	48 мм	68%
	Кпереди	57 мм	57 мм	0%	38 мм	33%

Продолжение Таблицы 3.30

Трансляция	Кзади	272 мм	272 мм	0%	202 мм	26%
Ротация	Кнутри	34 гр.	34 гр.	0%	19 гр.	44%
	Кнаружи	39 гр.	39 гр.	0%	31 гр.	21%
Дистракция	Вниз	75 мм.	75 мм	0%	55 мм	27%

Из полученных данных следует, что при использовании универсальных компоновок «пружинная» техника демонстрирует лучшие показатели в 1 виде перемещений из 11: при перемещении кзади по ширине на 74 мм. При перемещениях по ширине в других направлениях «пружинная» техника уступает «традиционной» на 56-197 (в среднем 123) мм. При угловых перемещениях преимущество «традиционной» техники составляет 1-44° (в среднем 20°), при ротационных - 55-61° (в среднем 58°), а при дистракции - 95 мм (Таблица 3.28).

Использование «универсальных» компоновок взамен «специфических» снижает коррекционные возможности по отдельно взятым видам перемещений на 0-28% (в среднем 3%) для «пружинной» техники и на 0-55% (в среднем 20%) для «традиционной» (Таблица. 3.29-3.30). Использование «универсальных клинических» компоновок снижает коррекционные возможности «пружинной» техники на 21-69% (в среднем 42%), а «традиционной» техники на 0-67% (в среднем 27%), за исключением дистракции. Возможности дистракции напротив возрастают на 21%.

3.4. Особенности использования компьютерной программы ортопедического гексапода при реализации «пружинной техники»

Стандартно, при расчете в компьютерной программе выполнении дистракции рекомендуется позиционирование оси базового фрагмента («зелёная ёлка») в соответствии с осью проксимального фрагмента. Ось мобильного фрагмента («фиолетовая ёлка») позиционируется как «продолжение» оси базового фрагмента [51]. Однако, как ранее указывалось в Главах 1 (подзаголовок 1.4.2.2., Рисунок 1.20б) и 2 (подзаголовок 2.4), при реализации данного способа происходит трансляция промежуточного фрагмента.

При реализации «пружинной техники» дистракция с использованием ортопедического гексапода выполняется на одном уровне и при помощи двухплоскостных шарниров на другом/-их уровнях [17]. На Рисунке 3.23 представлено выполнение этапа дистракции с использованием ортопедического гексапода согласно стандартной технике [52]. Установлено, что при попытке позиционирования оси базового фрагмента (т.н. «зелёной ёлки») соответственно анатомической оси промежуточного фрагмента, а оси мобильного фрагмента (т.н. «фиолетовой ёлки») как её продолжения, происходит трансляция промежуточного фрагмента. Величина трансляции

возрастает прямо пропорционально величине угла между промежуточным и дистальным фрагментом (Рисунок 3.23 б,в). Для того, чтобы избежать этого предложено выполнять позиционирование «ёлок» соответственно оси дистального фрагмента. При выполнении данного условия смещение фрагмента будет происходить строго вдоль его оси без нежелательных смещений, независимо от величины угла между костными фрагментами (Рисунок 3.23г).

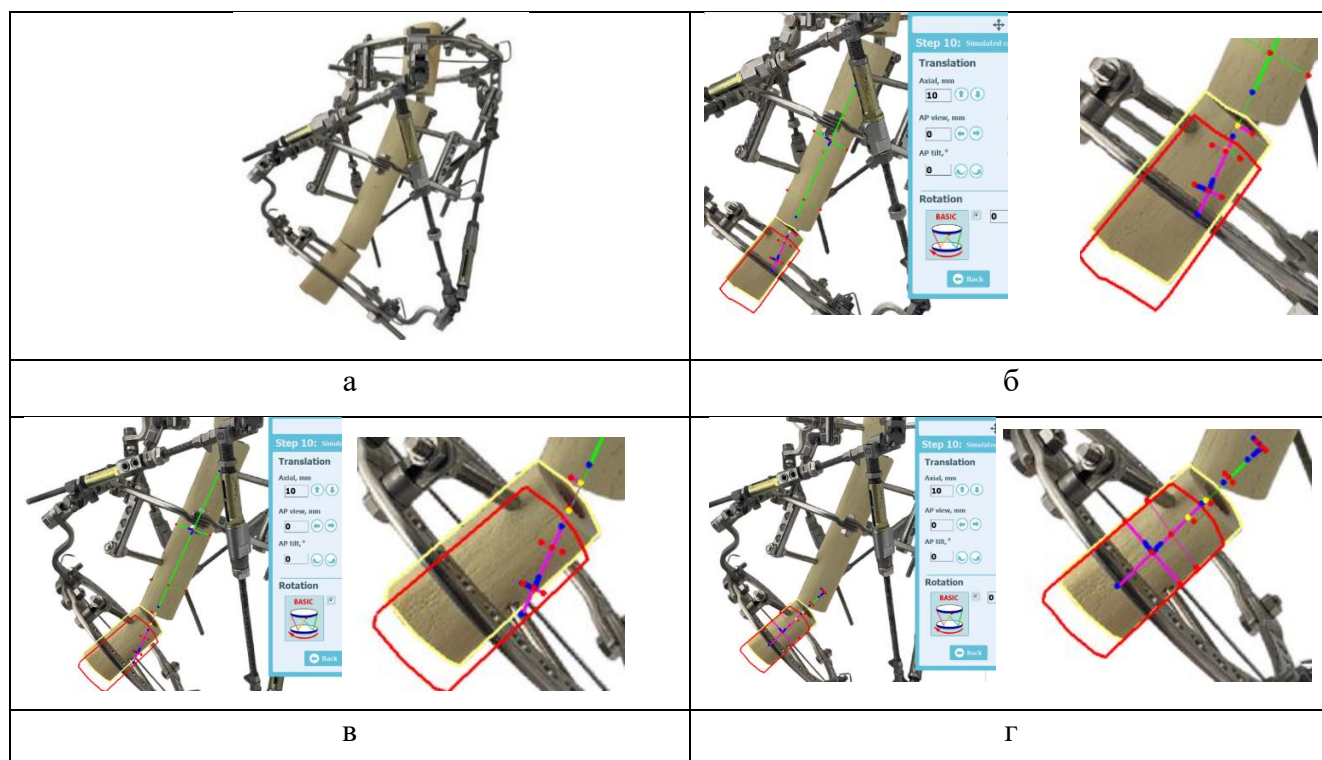


Рисунок 3.23 - Экспериментальное определение зависимости трансляции мобильного фрагмента от позиции «ёлок» при выполнении дистракции. а - моделирование начала периода дистракции на «условной кости»; б -позиционирование «ёлок» по промежуточному фрагменту, при попытке осуществления дистракции 10 мм нежелательная трансляция дистального фрагмента 2,7 мм, угол между фрагментами 12°; в - угол между промежуточным и дистальным фрагментом увеличен до 23,5°, трансляция возросла до 4,5 мм; при позиционировании «ёлок» по дистальному фрагменту трансляция отсутствует

Шаг 10 программы OSF-7.2 предполагает указание величины дистракции. При назначении величины, которая соответствует планируемому диастазу, расстояние, полученное по окончании дистракции будет меньше (Рисунок 3.24 а,б). Это объясняется тем, что ввиду перемещения промежуточного фрагмента вдоль оси (за счёт унифицированных коррекционных узлов) диастаз, формирующийся дистально, нивелируется. Для устранения данного недостатка требуются указание величины, соответствующей сумме величин всех диастазов. Данный способ позволяет достичь желаемого диастаза на каждом уровне (Рисунок 3.24 в,г).

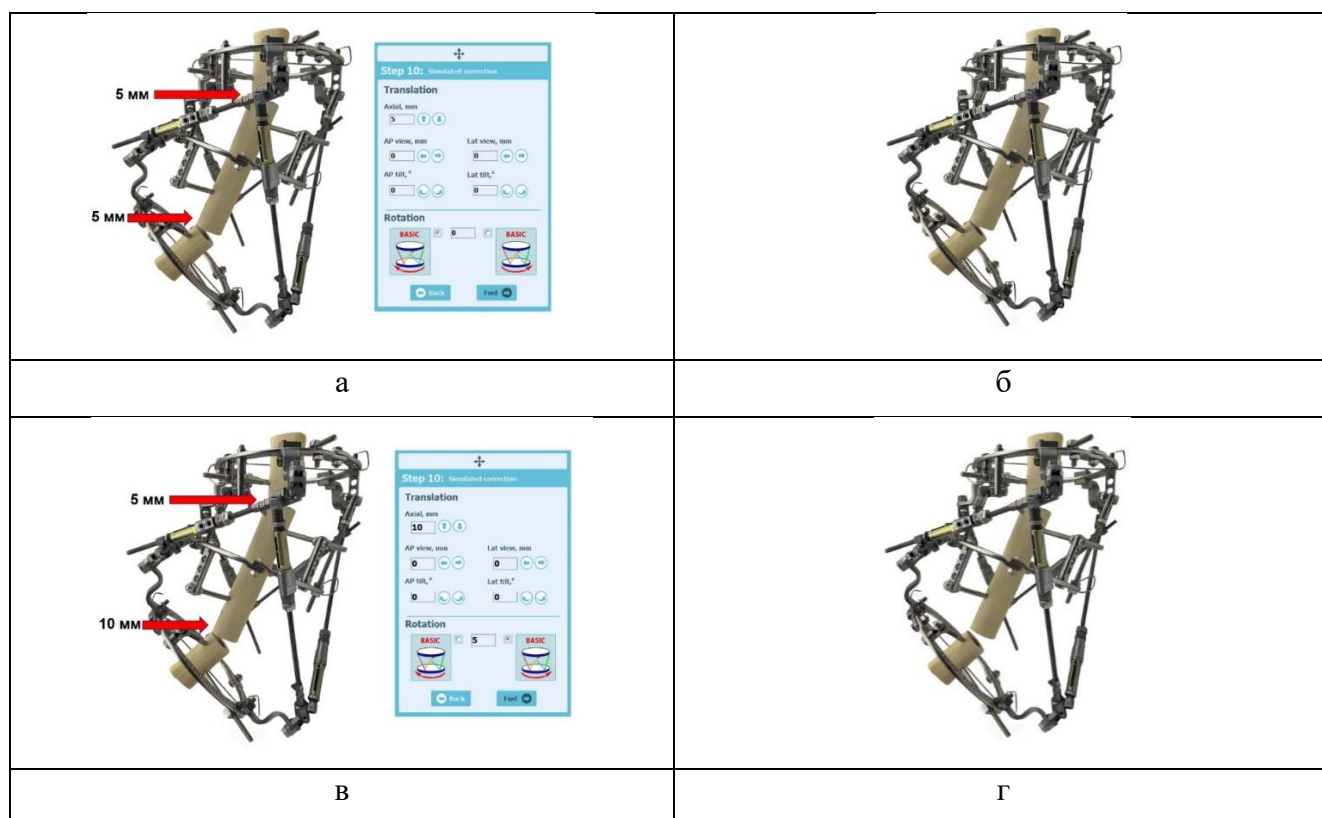


Рисунок 3.24 - Дистракция с использованием ортопедического гексапода при реализации «пружинной техники». а - при выполнении дистракции планируются диастазы по 5 мм на каждом уровне, в программе задана величина 5 мм; б - по результатам дистракции оптимальный диастаз достигнут только на проксимальном уровне; д - в программе задана величина в 10 мм, что соответствует сумме планируемых диастазов на обоих уровнях; е - дистракция успешно реализована, на обоих уровнях достигнут планируемый межфрагментарный диастаз в 5 мм

Для расчёта оптимального количества дней коррекции в рамках настоящего исследования был разработан способ, предполагающий использование «структур риска» (Шаг 11 OSF-7.2) не стандартным образом, а в качестве инструментов для измерения длин дистракционных регенератов. Методика измерения расстояния при помощи SAR#1 и SAR#2 представлена на Рисунке 3.25. Порядок реализации способа представлен на Рисунке 3.27.

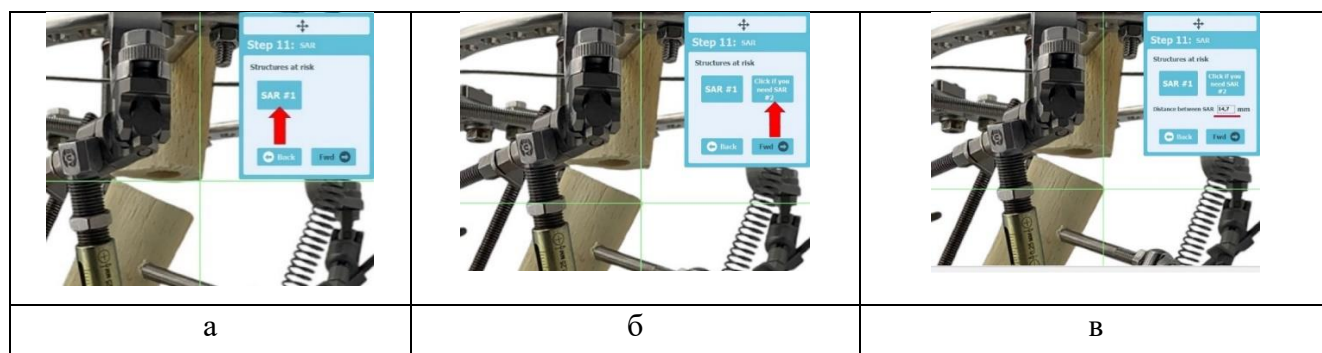


Рисунок 3.25 - Измерение расстояния при помощи SAR#1 и SAR#2: а - зелёный крест расположен на исходной точке, нажатие кнопки SAR#1 фиксирует начало измерения; б - зелёный крест расположен на точке, расстояние до которой необходимо измерить, необходимо нажать на кнопку SAR#2; в - программа измерила в мм расстояние между SAR#1 и SAR#2 - 7.2 мм. Боковая проекция не показана, но это должна быть одна и та же точка, что и для переднезадней проекции

Для измерения длин дистракционных регенератов на момент завершения коррекции необходимо определить планируемое положение костных фрагментов на момент окончания коррекции. Окончательное положение дистального костного фрагмента демонстрируют алгоритмы компьютерной программы в виде «красного контура». По этой причине ранее, на шаге 9, «жёлтый контур» должен совпадать с контурами дистального костного фрагмента. Определение конечного положения промежуточного фрагмента может быть выполнено в любом графическом редакторе или «мануально», с использованием шаблона. Шаблон должен полностью совпадать с контурами промежуточного фрагмента до коррекции (Рисунок 3.26а). После этого шаблон перемещают в положение, которое должен занять промежуточный фрагмент после завершения коррекции деформации (Рисунок 3.26б). Если при имитации конечного положения промежуточного фрагмента происходит его «наслоение» на «красный» контур, имитирующий планируемое положение дистального фрагмента, необходимо задать дополнительную дистракцию, чтоб избежать столкновения костных фрагментов в процессе коррекции.

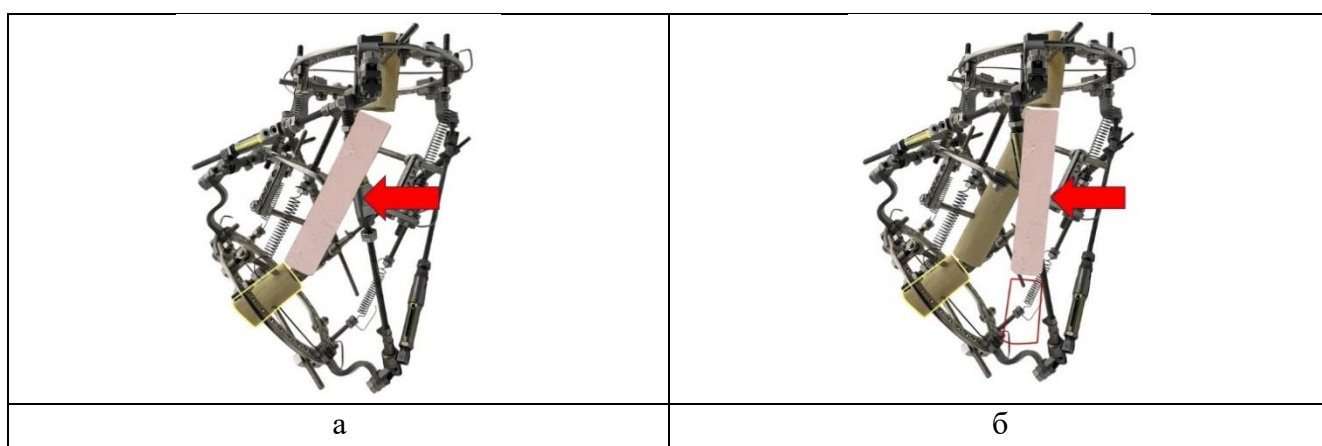


Рисунок 3.26 - Использование шаблона для имитации конечного положения промежуточного фрагмента: а - контуры шаблона (отмечен стрелкой) совпадают с контурами промежуточного фрагмента; б - имитация положения промежуточного фрагмента после коррекции деформации.

Таким образом, порядок действий для определения оптимального количества дней коррекции следующий:

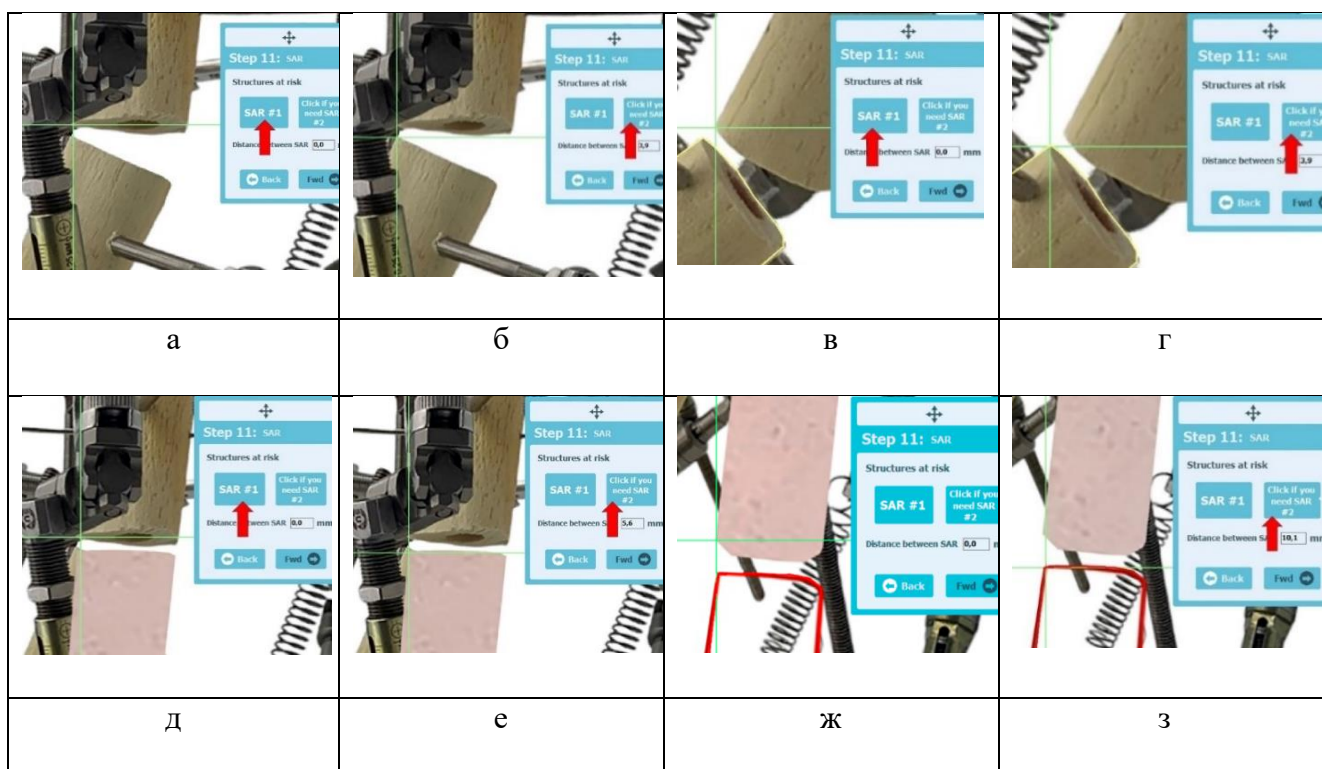
1. При помощи SAR#1 и SAR#2 измеряется расстояния между точкой проксимального края промежуточного фрагмента, которая будет подвергнута максимальному смещению в ходе коррекции, и находящейся напротив точкой дистального края проксимального фрагмента (3.27а, б);
2. Выполняется аналогичное измерение на уровне дистальной остеотомии (3.27в, г);
3. Повторно определяется расстояние между этими же точками, но исходя из их планируемого положения на момент окончания коррекции (3.27д-з). Конечное положение дистального фрагмента определяется «красным контуром» в программе ортопедического

гексапода «Орто-СУВ», а промежуточного (-ых) - при помощи шаблона. Шаблон изготавливается индивидуально из бумаги или иного материала, который помещают на поверхность монитора. Контуры шаблона должны в точности повторять контуры промежуточного фрагмента;

4. Определяются величины изменения длин distractionных регенератов на уровнях проксимальной и дистальной остеотомий. В примере, приведённом на Рисунке 3.27, величина изменения длин проксимального регенерата составит 1,7 мм (5,6-3,9), а дистального - 6,2 мм (10,1-3,9);

5. Для определения оптимального количества дней, необходимых для коррекции, используется бóльшая величина изменения длины регенерата. В приведённом примере эта величина 6,2≈6. Эта величина делится на темп коррекции, который в подавляющем большинстве случаев составляет 1 мм в день (при необходимости, ортопед может на своё усмотрение выбрать иной темп). Полученное число будет соответствовать рекомендованному количеству дней коррекции. Это число необходимо ввести в соответствующую строку независимо от количества дней, вычисленного программой автоматически (Рисунок 3.27 и,к).

Таким образом, при реализации способа ежедневное увеличение длины каждого из distractionных регенератов гарантированно не будет превышать определённой ортопедом величины. Данный способ явился основанием для патента РФ (№2839808) и свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ (№2024664498).



Продолжение Рисунка 3.27

	
И	К

Рисунок 3.27 - Пример определения оптимального количества дней коррекции: а,б - измерение длины дистракционного регенерата на уровне проксимальной остеотомии, начальная и конечная точки; в,г - измерение длины дистракционного регенерата на уровне дистальной остеотомии, начальная и конечная точки; д,е - измерение планируемой при помощи шаблона максимальной длины дистракционного регенерата на уровне проксимальной остеотомии, начальная и конечная точки; ж,з - измерение планируемой при помощи шаблона максимальной длины дистракционного регенерата на уровне дистальной остеотомии, начальная и конечная точки; и - программой сосчитано количество дней, которое, в данном случае, необходимо проигнорировать; к - введено рассчитанное исполнителем количество дней и, с его учётом, программой выведен график коррекции

По результатам измерения размеров поперечников костей для последующего определения зависимости количества дней коррекции от величины торсионного компонента получены следующие цифры (Таблица 3.31).

Таблица 3.31 - Результаты оценки величин поперечников костей

Показатель	Величина, мм
Медиана	23
Нижний квартиль	18,5
Верхний квартиль	28
Минимальное значение	11
Максимальное значение	41

Таким образом, были выделены 3 категории размеров поперечников костей: малая (<18,5), средняя (18,5-28), большая (>28). По результатам эксперимента с использованием компьютерной программы ортопедического гексапода были сформированы таблицы по следующим принципам. В крайнем левом столбце обозначены величины ангуляции, в крайней верхней строке величины ротации, голубым окрашены ячейки, демонстрирующие отсутствие влияния торсионного компонента на количество дней коррекции, красным - демонстрирующие невозможность

реализации коррекции без дополнительного перемонтажа ортопедического гексапода. Таким образом, получены следующие данные о количестве дней (Таблица 3.32-34).

Таблица 3.32 - Результаты первичной оценки зависимости количества дней коррекции деформации от наличия торсионного компонента для поперечника кости размером 18,5 мм

	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
5	1	1	2	3	4	5	6	8	9	11	13	16	19
10	2	2	3	4	5	7	8	10	11	13	16	19	23
15	3	3	4	5	7	8	10	11	13	16	18	22	26
20	5	5	5	6	8	9	11	13	16	18	21	25	30
25	6	6	6	8	9	11	13	15	18	21	24	29	34
30	8	8	8	9	11	12	15	17	20	23	27	32	39
35	10	10	10	11	12	14	16	19	22	25	30	36	43
40	13	13	13	13	14	16	18	20	23	27	32	39	47
45	16	16	16	16	16	17	19	22	24	28	33	40	50
50	19	19	19	19	19	20	21	23	25	28	30	36	50
55	25	25	25	25	25	25	25	26	27	30	36	53	
60	35	35	35	35	35	35	35	35	35	37			

Таблица 3.33 - Результаты первичной оценки зависимости количества дней коррекции деформации от наличия торсионного компонента для поперечника кости размером 23 мм

	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
5	1	2	3	4	5	7	8	10	12	14	16	19	23
10	2	3	4	5	7	8	10	12	14	16	19	22	26
15	4	4	5	6	8	10	11	14	16	18	21	25	29
20	5	5	6	8	9	11	13	15	18	21	24	28	33
25	7	7	8	9	11	13	15	18	20	24	27	32	37
30	9	9	9	10	12	14	17	20	23	26	30	35	41
35	11	11	11	12	14	16	19	22	25	29	34	39	46
40	14	14	14	14	16	18	20	23	27	31	37	43	51
45	17	17	17	17	18	20	22	25	29	33	39	47	56
50	20	20	20	20	20	21	23	26	29	33	39	48	60
55	25	25	25	25	25	26	27	29	31	33	36	42	
60	32	32	32	32	32	33	35	37	42	55			

Таблица 3.34 - Результаты первичной оценки зависимости количества дней коррекции деформации от наличия торсионного компонента для поперечника кости размером 28 мм

	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
5	1	2	3	5	6	8	10	11	14	16	19	23	27
10	3	3	4	6	7	9	11	13	16	18	22	26	30

Продолжение Таблицы 3.34

15	5	5	6	7	9	11	13	15	18	21	24	29	34
20	6	6	7	9	10	12	15	17	20	24	28	32	38
25	9	9	9	10	12	14	17	19	23	26	31	36	42
30	11	11	11	12	14	16	18	21	25	29	34	40	47
35	13	13	13	14	16	18	20	23	27	32	37	44	52
40	17	17	17	17	18	20	22	25	29	34	40	49	58
45	21	21	21	21	21	22	24	27	30	35	42	52	65
50	26	26	26	26	26	26	28	29	31	34	40	53	70
55	33	33	33	33	33	33	33	34	34	34			
60	41	41	41	41	42	43	45	48	63				

Для универсализации полученных данных они были конвертированы. Величины периода коррекции, не зависящие от наличия торсионного компонента (синие ячейки), были взяты за «х» (икс). При увеличении периода коррекции данные были высчитаны в процентах возрастания относительно «х». После конвертации данных таблицы имеют следующий вид (Таблицы 3.35-37).

Таблица 3.35 - Окончательные результаты оценки зависимости количества дней коррекции деформации от наличия торсионного компонента для костей «малого» диаметра

	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
5	x	x	100	200	300	400	500	700	800	1000	1200	1500	1800
10	x	x	50	100	150	250	300	400	450	550	700	850	1050
15	x	x	33	67	133	167	233	267	333	433	500	633	767
20	x	x	x	20	33	80	120	160	220	260	320	400	500
25	x	x	x	33	50	83	117	150	200	250	300	383	467
30	x	x	x	13	38	50	88	113	150	188	238	300	388
35	x	x	x	10	20	40	60	90	120	150	200	260	330
40	x	x	x	x	8	23	38	54	77	108	146	200	262
45	x	x	x	x	x	6	19	38	50	75	106	150	213
50	x	x	x	x	x	5	11	21	32	47	58	90	163
55	x	x	x	x	x	x	x	4	8	20	44	112	
60	x	x	x	x	x	x	x	x	x	6			

Таблица 3.36 - Окончательные результаты оценки зависимости количества дней коррекции деформации от наличия торсионного компонента для костей «среднего» диаметра

	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
5	x	100	200	300	400	600	700	900	1100	1300	1500	1800	2200
10	x	50	100	150	250	300	400	500	600	700	850	1000	1200
15	x	x	25	50	100	150	175	250	300	350	425	525	625
20	x	x	20	60	80	120	160	200	260	320	380	460	560
25	x	x	14	29	57	86	114	157	186	243	286	357	429
30	x	x	x	9	27	46	89	122	156	189	233	289	356
35	x	x	x	9	27	46	73	100	127	164	209	255	318
40	x	x	x	x	14	29	43	64	93	121	164	207	264
45	x	x	x	x	6	18	29	47	71	94	129	176	229
50	x	x	x	x	x	5	15	30	45	65	95	140	200
55	x	x	x	x	x	4	8	16	24	32	44	68	
60	x	x	x	x	x	3	9	16	31	72			

Таблица 3.37 - Окончательные результаты оценки зависимости количества дней коррекции деформации от наличия торсионного компонента для костей «большого» диаметра

	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
5	x	100	200	400	500	700	900	1000	1300	1500	1800	2200	2600
10	x	x	33	100	133	200	267	333	433	500	633	767	900
15	x	x	20	40	80	120	160	200	260	320	380	480	580
20	x	x	17	50	67	100	150	183	233	300	367	433	533
25	x	x	x	11	33	56	89	111	156	189	244	300	367
30	x	x	x	9	27	46	64	91	127	164	209	264	327
35	x	x	x	8	23	38	54	77	108	146	185	238	300
40	x	x	x	x	6	18	29	47	71	100	135	188	241
45	x	x	x	x	x	5	9	29	43	67	100	148	210
50	x	x	x	x	x	x	8	12	19	31	54	104	169
55	x	x	x	x	x	x	x	3	3	3			
60	x	x	x	x	2	5	10	17	54				

Таблицы демонстрируют на сколько процентов возрастает период коррекции из расчёта на одну вершину деформации. При помощи дополнительного эксперимента на условной кости было подсчитано, что при двухвершинной деформации на дистальный регенерат приходится 60% величины смещения, на проксимальный, соответственно, 40% (Рисунок 3.28а,б). При

трёхвершинной деформации соотношение следующее: проксимальный регенерат 40%, промежуточный 32%, дистальный 28% (Рисунок 3.28в,г). Таким образом, коэффициент для двухвершинных деформаций составляет 0,6, для трёхвершинных 0,4.

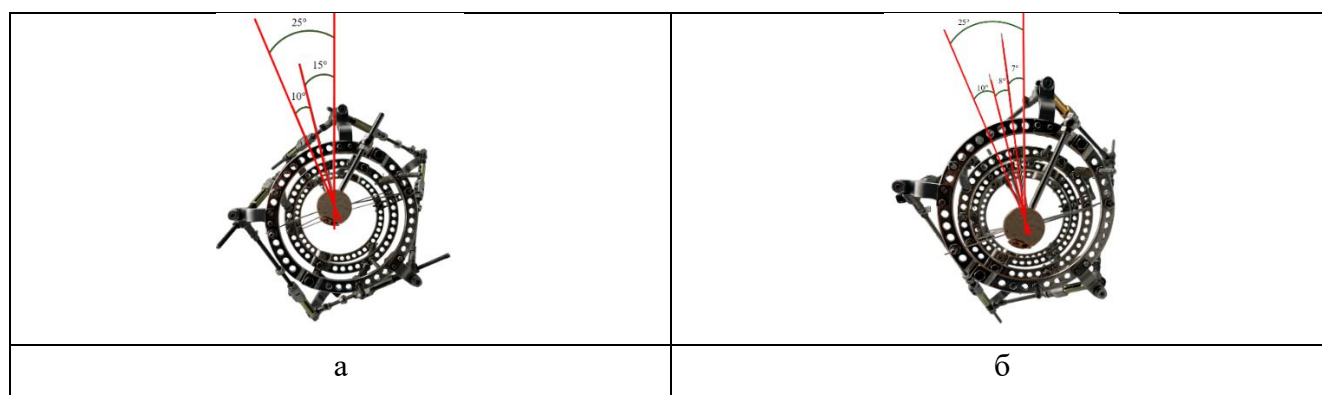


Рисунок 3.28 - Распределение величин смещения на уровне дистракционных регенератов при торсионном перемещении. а - торсионное смещение на 25° при имитации двухвершинной деформации; б - торсионное смещение 25° при имитации трёхвершинной деформации

К примеру, на Рисунке 3.26 был представлен пример двухвершинной деформации с общей величиной углового компонента 50°. Согласно методу определения оптимального количества дней при реализации «пружинной» техники, который был описан выше и проиллюстрирован на Рисунке 3.27, для устранения данной деформации необходимо 6 дней. Можно представить, что данная деформация имеет также и торсионный компонент величиной 20°. Величина поперечника данной модели 33 мм (измерение легко производится при помощи «Структур риска»), что соответствует условно «большому» диаметру, а значит необходимо обратиться к Таблице 3.37. Согласно ей, при таком сочетании углового и торсионного компонентов, ротация не оказывает влияния на количество дней коррекции, а значит, период составит всё те же 6 дней. А если, например, величина торсионного компонента составит 45°, то, согласно Таблице 3.37 срок коррекции возрастает на 31%. С учётом того, что деформация двухвершинная, необходимо умножить эту величину на коэффициент 0,6, получив 18,6%. Взяв 6 дней за 100%, получаем, что срок коррекции должен возрасти на 18,6% или на 1,1≈1 день. Таким образом, общая продолжительность коррекции должна составить 7 дней.

3.5. Обсуждение полученных результатов

В рамках экспериментальной части исследования был разработан и обоснован принцип определения технических характеристик пружин (Подзаголовок 3.1.1.), являющихся оптимальными для конкретного пациента. Это позволяет успешно реализовывать коррекцию,

максимально снижая риски нежелательного смещения промежуточного фрагмента. Однако, концепция требует от ортопеда выполнять описанные манипуляции с каждым пациентом, а после, на основе полученных данных, рассчитывать характеристики пружин и заказывать их по индивидуальным чертежам. Сделать методику менее трудоёмкой и экономически затратной можно было бы, если бы для её реализации использовались пружины со стандартизованными техническими характеристиками. Данные пружины должны обладать длиной, позволяющей позиционирование даже при наличии малого расстояния между опорами (дефицит длины легко компенсируется тракционными зажимами). Также требуется, чтоб поперечная восстанавливающая сила таких пружин была достаточной для удержания в нейтральном положении («конец-в-конец») костного фрагмента независимо от массы пациента и величины его мышечной силы. Настоящее исследование предполагало работу с клиническими группами малых размеров, что подразумевает бóльшую вероятность статистических погрешностей при попытке определения универсальных характеристик, нежели при работе со средними или, тем более, большими выборками. В связи с этим, разработка стандартизованных пружин на текущем этапе развития методики сопряжено с высоким риском ошибок. Но это является чрезвычайно перспективным направлением для дальнейшей работы в исследуемой области.

Результаты экспериментального исследования продемонстрировали, что при условии использования в комплектации страт гексапода «Орто-СУВ» резьбовых стержней стандартной длины коррекционные возможности «пружинной» техники существенно уступают возможностям «традиционной» (Таблица. 3.7 и 3.20). Это объясняется тем, что два ортопедических гексапода априори имеют бóльший потенциал для удлинения, чем один: при обеих техниках используется один и тот же узел изменения длин страт. По этой причине использование резьбовых стержней увеличенной длины значительно улучшает возможности «пружинной» техники: на 36-466% (в среднем 257%) для бедра и 0-89% (в среднем 24%) для голени. В то время как возможности «традиционной» техники возрастают на меньшие величины: 0-107% (в среднем 14%) при коррекции деформаций бедра и 0-54% (в среднем 9%) - голени.

Для достижения максимальных коррекционных возможностей («специфичные» компоновки) «пружинной» техники при коррекции деформаций бедренной кости было необходимо выполнить замену 2-6 (в среднем 4) резьбовых стержней. В среднем величина удлинения составила 9-269 мм (в среднем 88 мм) (Таблица 3.38). При коррекции деформации большеберцовой кости требовалась замена 0-4 (в среднем 1) резьбовых стержней на удлинённые на 5-93 мм (в среднем 39 мм) (Таблица 3.39).

Таблица 3.38 - Количество и величина необходимого удлинения резбовых стержней, используемых для достижения максимальных коррекционных возможностей «пружинной» техники при устранении деформаций бедренной кости

Вид перемещения	Число резбовых стержней, требующих удлинения	Величина необходимого удлинения в мм
Под углом/ангуляция	3 (2-5)	65 (10-115)
По ширине/трансляция	5 (3-6)	133 (12-269)
Ротация	3 (2-4)	24 (9-42)
Все компоненты	4 (2-6)	88 (9-269)

Таблица 3.39 - Количество и величина необходимого удлинения резбовых стержней, используемых для достижения максимальных коррекционных возможностей «пружинной» техники при устранении деформаций большеберцовой кости

Вид перемещения	Число резбовых стержней, требующих удлинения	Величина необходимого удлинения в мм
Под углом/ангуляция	1 (0-3)	9 (5-14)
По ширине/трансляция	2 (0-4)	57 (19-93)
Ротация	0	-
Все компоненты	1 (0-4)	39 (5-93)

Отмечено, что наибольшее число стержней было заменено при выполнении перемещений по ширине. В тех же случаях использовались и наиболее длинные резбовые стержни. Однако, величины трансляции, достигнутые при выполнении эксперимента, многократно превосходят величины деформаций, встречаемых в клинической практике. Поэтому для получения более достоверной картины в подсчёте было решено учитывать данные, полученные при выполнении ротации и ангуляции. Таким образом было получено, что при коррекции деформации бедра необходима замена 2-5 (в среднем 3-х) стержней на удлинённые на 9-115 мм (в среднем 40 мм). При коррекции деформации голени требуется замена 0-3 (1 в среднем) стержня со средней величиной удлинения в 9 мм (5-14 мм).

На основании вышеизложенного можно сделать вывод, что для максимально эффективной реализации «пружинной» техники рекомендуется использовать в комплектации страт резбовые стержни длиной не менее 310 мм для бедренной кости и 209 мм для большеберцовой кости.

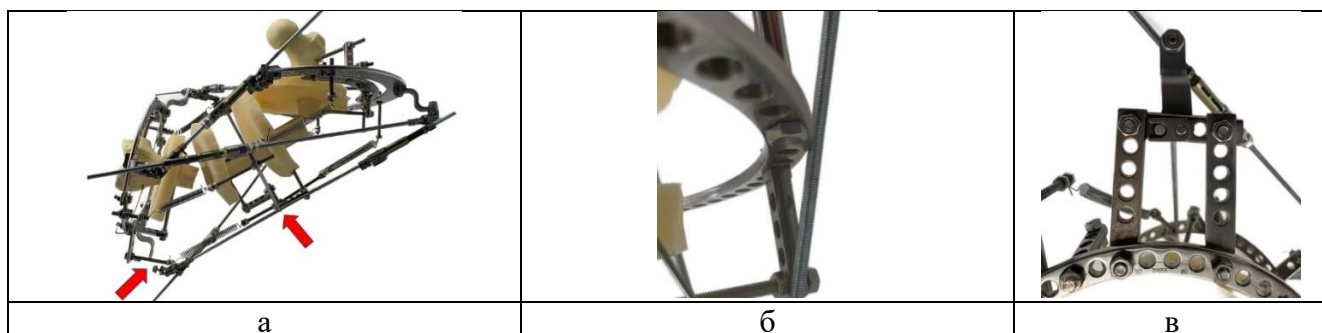
«Специфичные» компоновки максимально эффективны в случае, если конкретный компонент деформации является единственным или явно доминирующим. Использование «универсальных» компоновок взамен «специфических» снижает коррекционные возможности по отдельным видам перемещений. Однако, существует выраженная разница в величине снижения возможностей для обеих техник. Возможности «традиционной» техники снижаются в среднем на 24% (4-64%) при коррекции деформаций бедренной кости и 20% (0-55%) - при коррекции деформаций голени (Таблица. 3.16 и 3.29). Возможности «пружинной» - в среднем всего на 3% (0-28%) для обоих сегментов (Таблицы 3.17 и 3.30). Это объясняется тем, что использование нескольких ортопедических гексаподов при «традиционной» технике дают возможность

сформировать значительно большее количество различных компоновок. Вариации креплений страт к опорам и направлений платиков позволяют подобрать наиболее эффективное сочетание для решения конкретной задачи. Вариативность компоновок при реализации «пружинной» техники ниже, ввиду наличия всего 6 точек крепления страт к опорам, а также ввиду необходимости учёта риска столкновения страт с промежуточной опорой.

Обратной является ситуация с «универсальными клиническими» компоновками. Их использование взамен «универсальных» ухудшает возможности «традиционной» техники в среднем на 13% (0-52%) для бедренной кости и на 27% (0-67%) для большеберцовой (Таблицы 3.16 и 3.29). В то же время снижение возможностей «пружинной» техники составляет в среднем 48% (0-100%) при коррекции деформаций бедра и 42% (21-69%) - голени (Таблицы 3.17 и 3.30). Это объясняется тем, что использование прямых платиков увеличивает риск столкновения одной из страт с промежуточной опорой. При реализации «традиционной» техники риск данного явления отсутствует.

При сравнительном анализе максимальных коррекционных возможностей («специфичные» компоновки) двух техник необходимо отметить, что возможности «пружинной техники» при коррекции деформации бедренной кости сопоставимы с возможностями «традиционной». «Пружинная техника» показывает лучшие результаты в 5 видах перемещений из 11, превосходя на 3-64% (в среднем 24%). Но при устранении деформаций большеберцовой кости «пружинная» техника уступает «традиционной» по всем видам перемещений, кроме имитации антекурвации. Превосходство составляет всего 3° или 4%. Это объясняется тем, что в компоновках для бедренных костей в качестве проксимальной опоры используется дуга Илизарова большого диаметра, а промежуточная опора является незамкнутой - эти факторы значительно уменьшают риск «конфликта» страт с опорой.

Однако, «пружинная» техника может быть успешно реализована, даже если величина деформации превосходит её коррекционные возможности. При возникновении ситуации, когда крепление страт к опорам невозможно по причине возникающего «конфликта» с деталями АВФ, коррекционные возможности «пружинной техники» могут быть увеличены при помощи т.н. фиксационной приставки, легко собираемой из деталей аппарата Илизарова (Рисунок 3.29).



Продолжение Рисунка 3.29

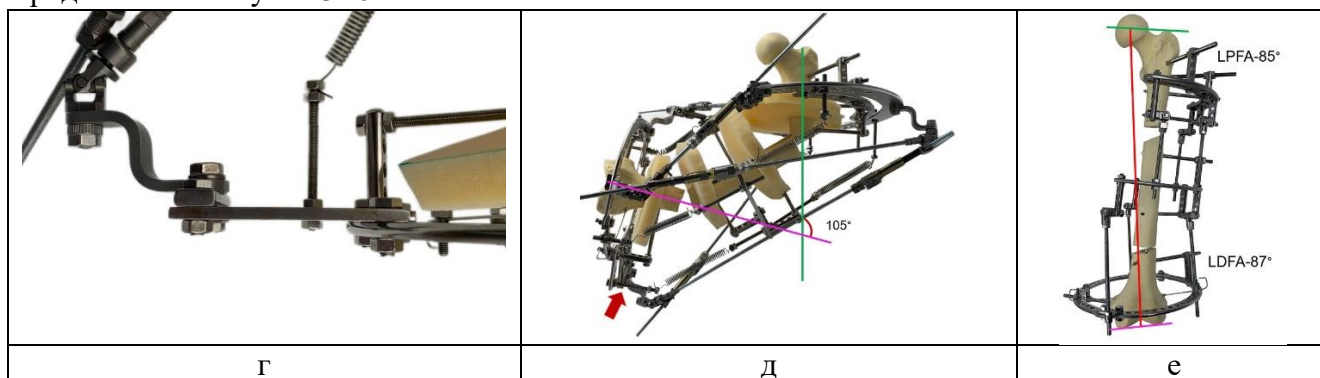
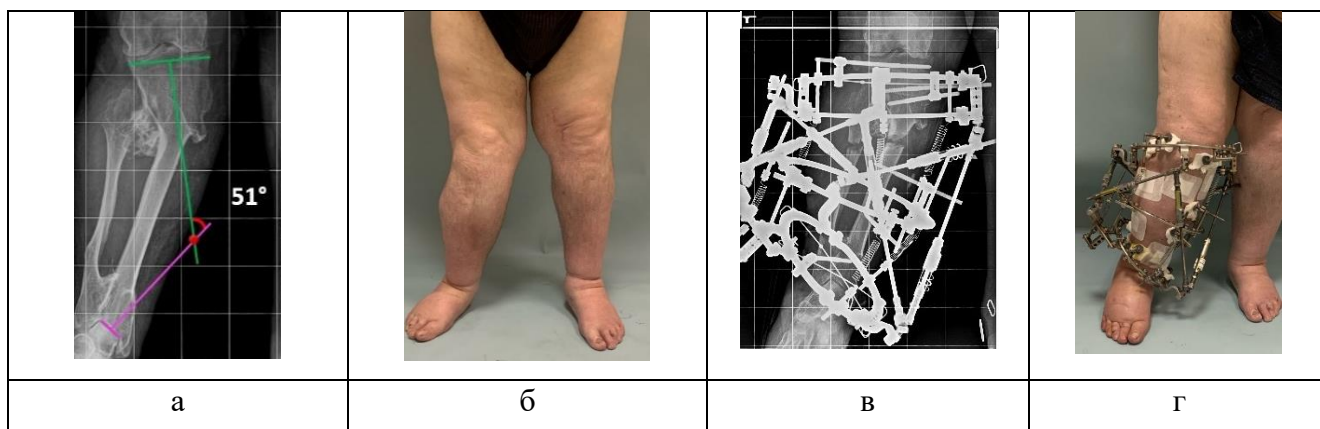


Рисунок 3.29 - Увеличение коррекционных возможностей при помощи приставки. а - крепление кардана к платику невозможно ввиду столкновения страты с промежуточной опорой (отмечено стрелками); б - столкновение страты с опорой; в,г - фиксация страты IV при помощи приставки, вид снизу и сбоку; д - использование приставки позволило избежать контакта страты с промежуточной опорой, кардан успешно фиксирован к платику (отмечено стрелкой); е - для снижения громоздкости конструкции после завершения коррекции выполнен демонтаж дуги Илизарова, пружин и фиксационной приставки, а страты заменены на двухплоскостные шарниры

Фиксационная приставка с успехом применена в клинической практике. На Рисунке 3.30а-з представлен пациент В., величина вальгусной деформации которого (51°) была больше, определённых экспериментальным путём возможностей техники (46°). Использование приставки (Рисунок 3.30 д,е) позволило успешно устранить деформацию (Рисунок 3.30 ж,з). Также данная приставка может стать решением проблемы при «избыточном» объёме мягких тканей. Например, несмотря на то, что у пациентки А. величина варусной деформации (43°) была ниже коррекционных возможностей техники (91°), непосредственное крепление отдельных карданов (I и IV) к опорам было невозможно.

Результаты экспериментальной части настоящего диссертационного исследования позволили адаптировать компьютерную программу ортопедического гексапода «Орто-СУВ» для реализации «пружинной» техники. Однако, относительным недостатком способа расчёта оптимального количества дней коррекции является необходимость использования бумаги или иного материала для изготовления шаблона промежуточного фрагмента.



Продолжение Рисунка 3.30

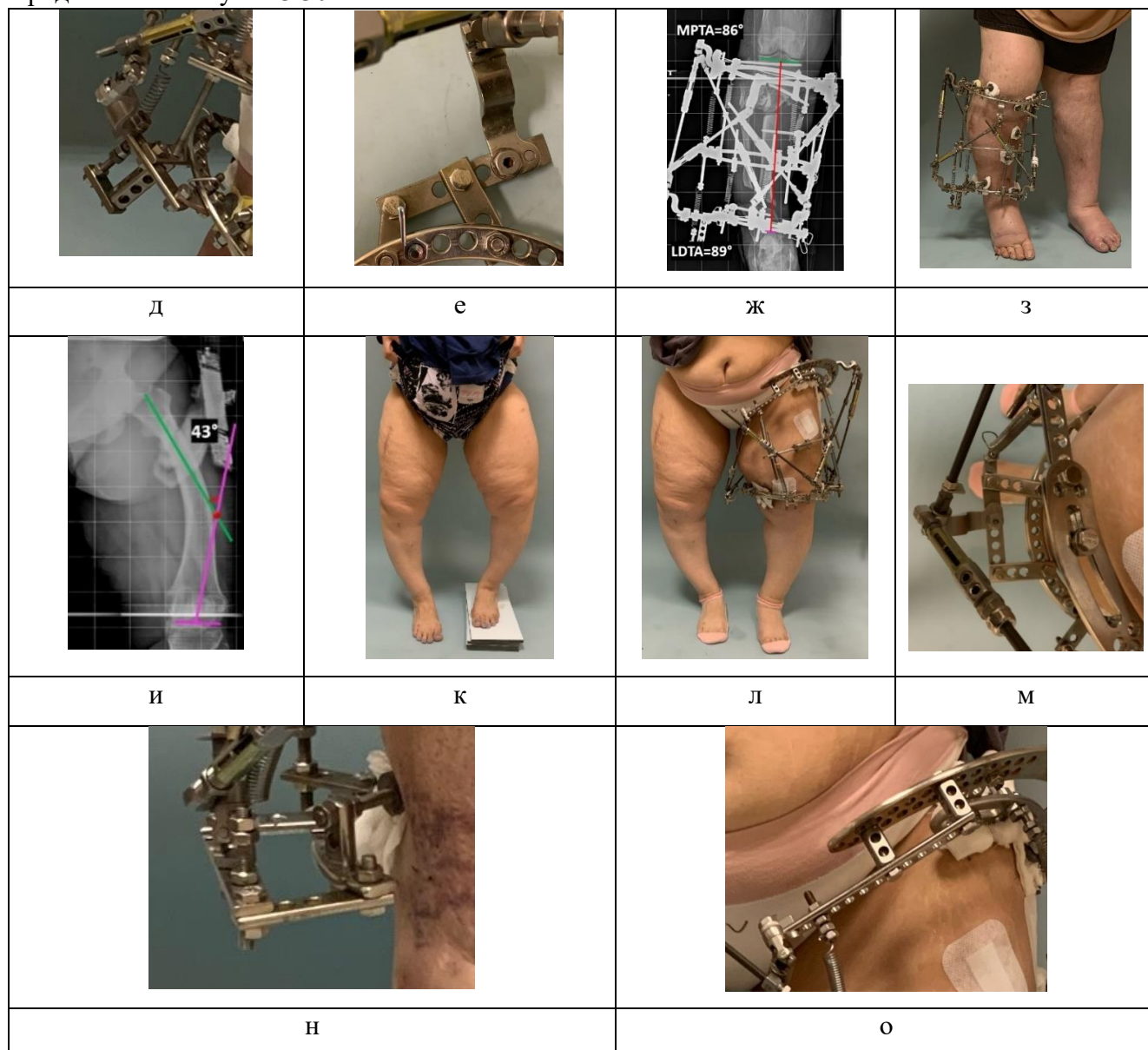


Рисунок 3.30 - Использование фиксационных приставок в клинической практике. а,б - Пациент В., рентгенограмма и внешний вид до операции; в, - ввиду выраженной вальгусной деформации крепление кардана страты VI к дистальной опоре было возможно только посредством приставки; д,е - фиксационная приставка крупным планом вид спереди и сверху; ж,з - коррекция успешно выполнена; и,к - пациентка А., рентгенограмма и внешний вид до операции; л - ввиду особенностей комплекции крепление карданов страт I и IV оказалось возможно только при помощи приставок; м,н - приставка кардана IV, вид сзади и сверху; о - приставка кардана I, вид спереди

Альтернативой является моделирование границ промежуточного фрагмента в графическом редакторе, но это требует дополнительной загрузки изображений в компьютерную программу. Оптимизировать данный способ позволила бы его интеграция в программу «OSF-7.2». К примеру, на этапе шага 8 помимо выделения «жёлтого контура» пользователь также может воспользоваться дополнительной возможностью и построить т.н. «зелёный контур», соответствующий границам

промежуточного фрагмента (Рисунок 3.31а). При реализации шага 11 («Структуры риска») также имеется возможность поставить галочку напротив команды «свободное трансформирование «зелёного контура», что даёт возможность управлять последним и смоделировать конечное положение промежуточного фрагмента (Рисунок 3.31б-г).

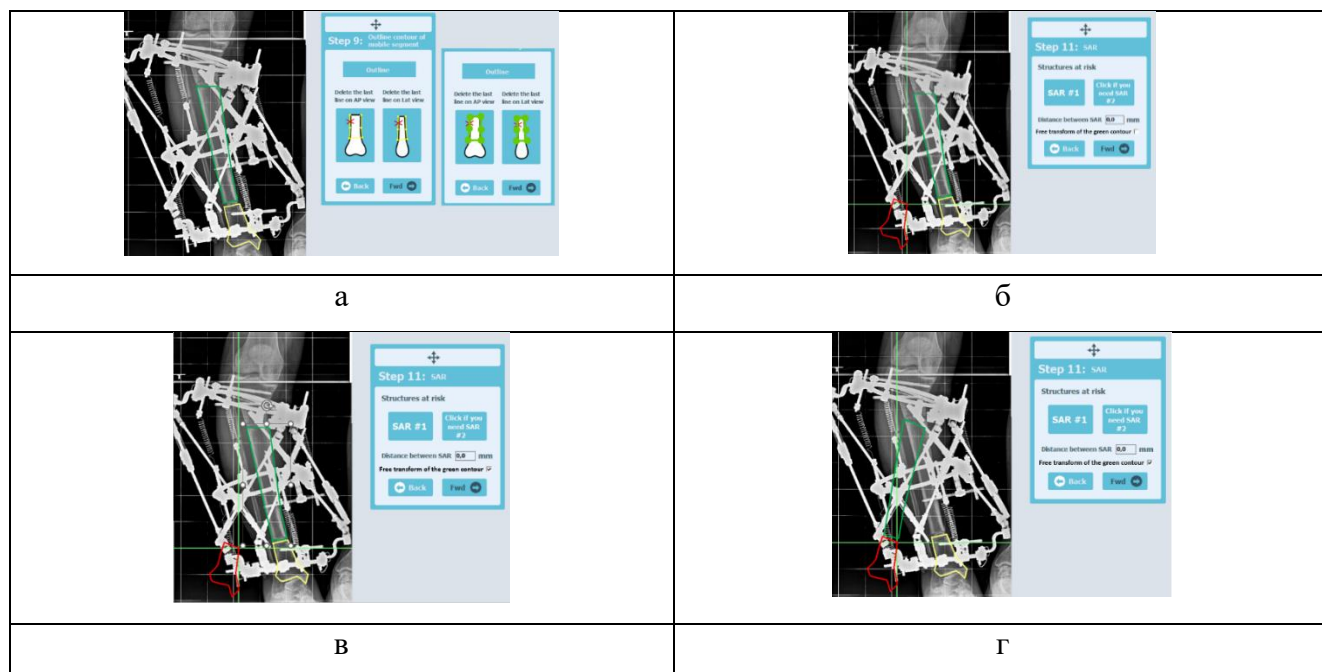


Рисунок 3.31- Предложенный вариант интеграции способа расчёта оптимального количества дней коррекции при реализации «пружинной» техники в компьютерную программу ортопедического гексапода. а - шаг 8, выделение «зелёного контура», соответствующего границам промежуточного фрагмента; б, в - установка галочки напротив соответствующей команды позволяет выполнить свободное трансформирование контура; г - контур выставлен в конечное положение

Предложенная модификация потребует внесения изменений в программный код, однако также позволит сделать разработанный способ менее трудо- и времязатратным, а также обеспечит сделает планируемый результат коррекции более наглядным.

Резюме

Ниже представлены основные результаты экспериментальной части исследования.

1. Для успешной реализации «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций необходимо соблюдение следующих рекомендаций:

- определение индивидуальных характеристик пружин при помощи рентгенологических измерений и вычисление, с использованием динамометра, величины силы, требуемой для удержания промежуточного фрагмента в «нейтральном» положении;

- позиционирование пружин в положении параллельном к оси промежуточного фрагмента (или перпендикулярно к биссектрисе угла деформации), которое необходимо поддерживать в период коррекции;

- при расчёте коррекции в компьютерной программе на шаге 7 зелёная и фиолетовая «ёлки» должны соответствовать осям проксимального и дистального фрагментов с позиционированием «жёлтых точек» на уровне проксимального края дистального фрагмента;

- на шаге 8 необходимо отметить границы «жёлтого контура», соответствующие границам дистального костного фрагмента;

- для определения оптимального количества дней коррекции необходимо определить величину изменения длин дистракционных регенератов при помощи «Структур риска» на шаге 11, а при наличии торсионного компонента, использовать Таблицы 3.35-3.37.

2. Определено, что в большинстве видах перемещений как при коррекции бедренной, так и большеберцовой костей «стандартная» техника демонстрирует лучшие коррекционные возможности, чем «пружинная», в то же время коррекционные возможности «пружинной» техники могут быть увеличены при помощи фиксационных приставок.

3. Страты, укомплектованные резьбовыми стержнями стандартной длины (195 мм), не позволяют полностью реализовать потенциал коррекционных возможностей «пружинной» техники. Для максимально эффективной реализации данной методики рекомендуется использовать в комплектации страт резьбовые стержни увеличенной длины. А именно: не менее 310 мм для бедренной кости и 209 мм для большеберцовой кости.

Полученные результаты экспериментальной части исследования позволяют повысить эффективность применения «пружинной» техники в клинической практике.

ГЛАВА 4. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С МНОГОВЕРШИННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПРИ ПОМОЩИ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДИК КОРРЕКЦИИ

В данной главе представлены результаты анализа результатов лечения пациентов при помощи методик одномоментной и постепенной коррекции в соответствии с дизайном исследования, представленном в Главе 2, а также обоснование клинического алгоритма по рациональному выбору тактики оперативного лечения.

4.1. Описание клинической реализации модифицированной версии пружинной техники

На этапе диагностики деформации и планирования коррекции реализация «пружинной» техники не отличается от «стандартной» методики постепенного устранения многовершинных деформаций (Рисунок 4.1). Используются данные рентгенограмм или (при наличии торсионного компонента) компьютерной томографии с 3Д реконструкцией (Рисунок 4.1). При планировании ось промежуточного отдела может являться как его среднедиафизарной линией, так и находиться в иной позиции [81].

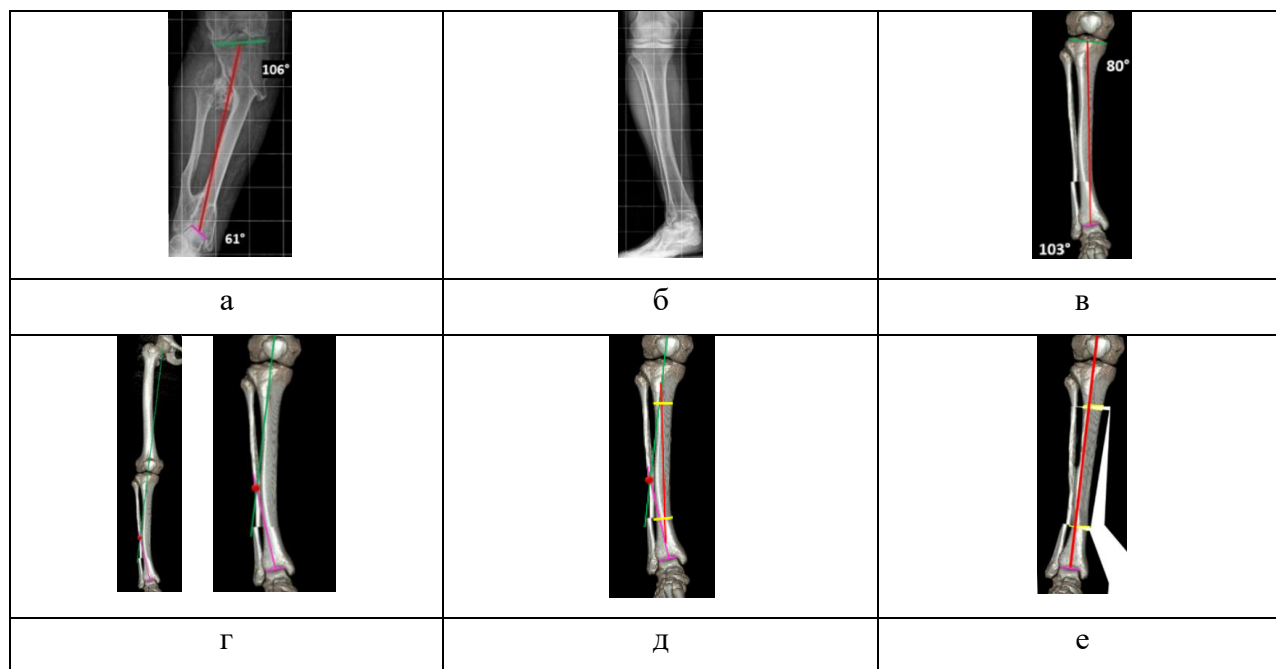


Рисунок 4.1. Диагностика и планирование коррекции многовершинной деформации: а - определения наличия вальгусной деформации по данным рентгенограммы; б - у пациента присутствует ротационный (кнаружи) компонент деформации голени; в - при наложении КТ проекций с нейтральным положением коленного и голеностопного сустава выявлена варусная деформация голени; г - при реализации планирования вершина деформации находится латеральнее границ кости т.е. деформация многовершинная; д - после проведения оси промежуточного отдела определены оптимальные уровни выполнения остеотомий; е - имитация коррекции

Остеотомии на уровне каждой из вершин выполняются согласно 1-му правилу, при невозможности - согласно 2-му. При имитации коррекции выполняется установка оси дистального фрагмента в соответствии с осью проксимального, промежуточный фрагмент позиционируется по отношению к смежным по принципу «конец-в-конец» (Рисунок 4.1е).

Интраоперационно выполняется последовательный монтаж проксимального, дистального и промежуточного модулей. После соединения опор выполняются остеотомии согласно предоперационному планированию. Тип соединения опор зависит от выбранного варианта дистракции. Первый вариант предполагает соединение проксимальной и дистальной опор стратами ортопедического гексапода, проксимальная и промежуточная опоры соединяются двухплоскостными шарнирами (Рисунок 4.2.а,б). При втором варианте все опоры соединяются со смежными посредством двухплоскостных шарниров (Рисунок 4.2в,г).

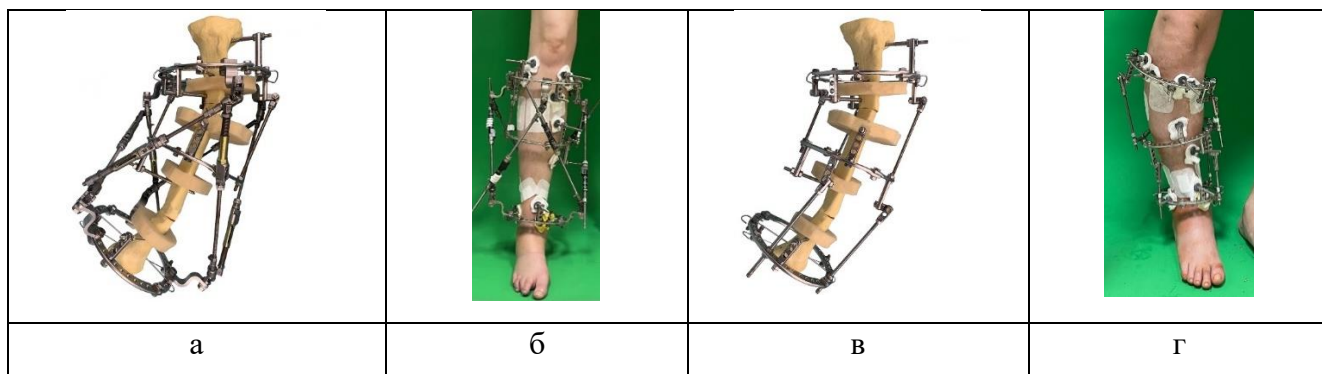


Рисунок 4.2. Варианты итоговых компоновок АВФ для выполнения первичной дистракции при «пружинной» технике коррекции многовершинных деформаций: а,б - компоновка для реализации первого варианта дистракции; в,г - компоновка для реализации дистракции согласно второму варианту

Ввиду необходимости определения индивидуальных технических характеристик для пружин первый вариант дистракции является более предпочтительным, поскольку требует от ортопеда меньшего количества перемонтажей конструкции. Процедуру определения технических характеристики оптимально выполнять на 1-2 сутки послеоперационного периода. Процедура подробно описана в Главе 2 (2.2., Рисунок 2.4). К примеру, у пациентки А. наименьшее расстояние между промежуточной опорой и остеотомией составило 95 мм (Рисунок 4.3а); при вычитании 15 мм получается величина 80 мм, соответствующая оптимальной длине пружины в рабочем состоянии. При помещении сегмента в горизонтальное положение и расслаблении шарниров произошло смещение промежуточного фрагмента и промежуточного модуля АВФ на 0,8 мм (Рисунок 4.3б, в). Для возврата в исходное положение при помощи динамометра потребовалась сила 4,6 Н (Рисунок 4.3г). Данная величина была получена путём умножения массы 0,47 на постоянную величину ускорения свободного падения 9,81.

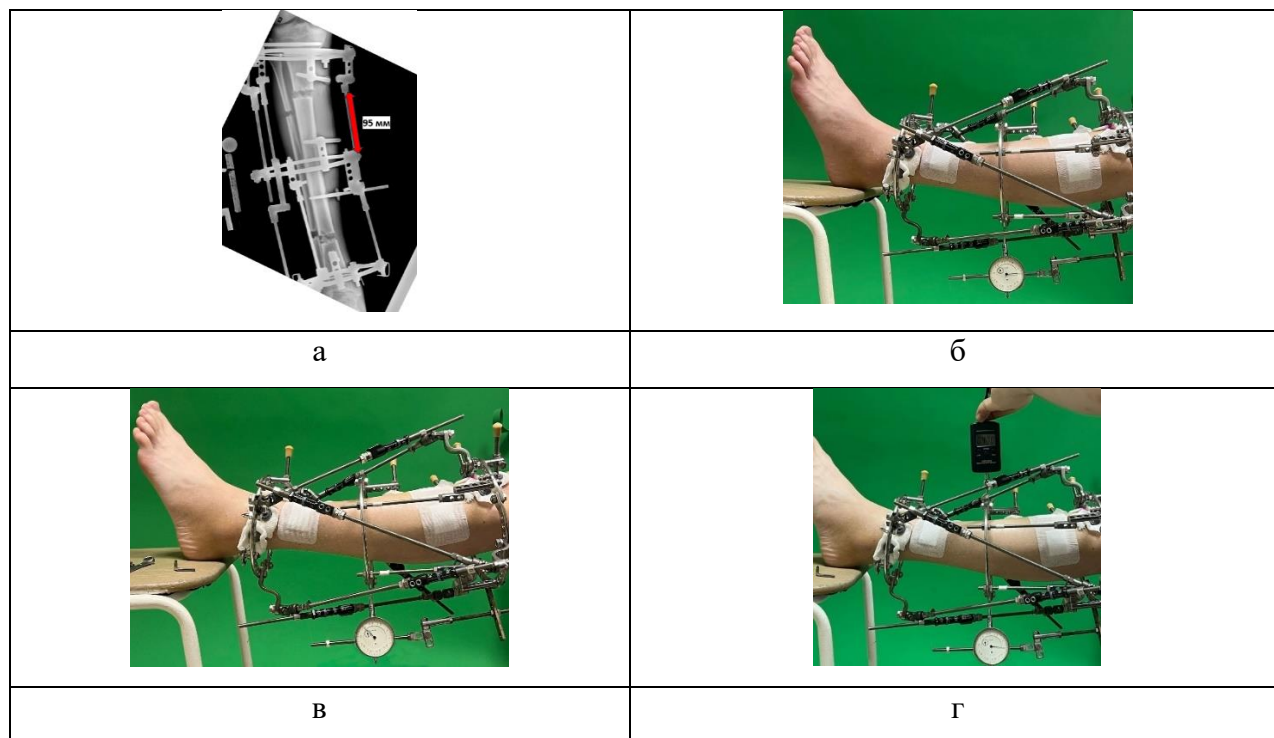


Рисунок 4.3. Пример определения индивидуальных рабочей длины и силы для пружин. а - замер минимального расстояния между остеотомией и промежуточной опорой, что используется для определения рабочей длины; б - сегмент помещён в горизонтальное положение, щуп индикатора касается промежуточной опоры при показателе 0; в - при расслаблении шарниров произошло смещение на 0,8 мм согласно данным индикатора; г - для восстановления исходного положения потребовалась сила 4,6 Н

Полученные величины помещаются в формулу. За величину допустимого смещения фрагмента принимается 1 мм (Глава 2, Подзаголовок 2.2.).

$$F/f=L/2*1$$

Таким образом получается следующая пропорция.

$$F/4,6=80/2*1$$

При вычислениях получена следующая величина F.

$$F=4,6*80/2*1=368/2=184$$

Полученная величина делится на количество «пар» пружин в компоновке АВФ, что в нашем случае соответствует трём. В результате $184/3=61$ Н

Таким образом, 61 Н соответствует требуемой поперечной восстанавливающей силе в рабочем состоянии. Согласно ГОСТ 13765-86 данная величина соответствует 80% от силы пружины при максимальной деформации. Таким образом, сила планируемой пружины при максимально возможной деформации составляет $61/0,8=76$ Н.

На следующем этапе необходимо вычислить оставшиеся технические характеристики пружин. Это можно сделать по материалам ГОСТ 13765-86 или при помощи калькулятора на сайте завода-изготовителя. К примеру, в данном случае, планируется заказ на «ООО Сланцевский

пружинный завод». На официальном сайте имеется возможность расчёта параметров изделия для индивидуального заказа (Рисунок 4.4а). Если завод занимается изготовлением нескольких видов пружин, требуется выбрать пружины растяжения. Необходимо ввести в соответствующие ячейки те данные, которые уже были ранее определены: сила пружины при максимально возможной деформации (F_3), сила пружины при рабочей деформации (F_2), длина пружины в рабочем состоянии (l_2). Заложенный в алгоритмы программы калькулятор поможет вычислить остальные технические характеристики. Часть из них исполнитель сможет варьировать самостоятельно, но с условием, что параметры F_3 , F_2 и l_2 должны соответствовать ранее определённым величинам. Например, в данном случае, оптимальные технические характеристики пружины следующие: длина в нерабочем состоянии - 58,5 мм (с учётом зацепов), длина в рабочем состоянии - 80 мм, диаметр проволоки - 1,2 мм, диаметр витка - 9 мм, количество витков - 15. Также стоит выбрать необходимое количество изделий, в описанном случае, требуется 6 пружин для коррекции двухвершинной деформации. Завод-изготовитель позволяет выбрать любое количество пружин в партии от 1.

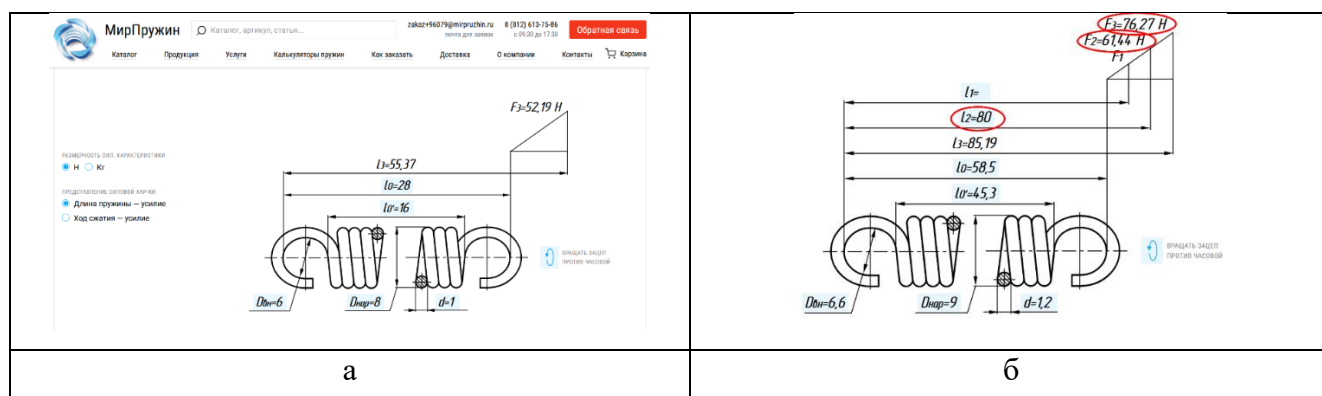


Рисунок 4.4 - Определение оптимальных технических характеристик пружин через сайт завода-изготовителя. а - окно официального сайта, раздел «калькулятор пружин», по умолчанию представлен условный чертёж со случайно сгенерированными характеристиками, которые должны быть изменены; б - в чертёж заложены ранее определённые величины F_3 , F_2 и l_2 , с их учётом алгоритм помог подобрать оставшиеся технические характеристики.

Срок исполнения заказа на упомянутом предприятии составляет не более 12 дней (на практике, 5-8 дней), что не влияет на продолжительность лечения, поскольку соответствует продолжительности латентного периода и периода дистракции. Дистракция, как было упомянуто ранее, может быть выполнена одним из двух способов (Рисунок 4.5) на усмотрение ортопеда. Первый предполагает выполнение дистракции при помощи ортопедического гексапода на одном из уровней и при помощи двухплоскостных шарниров на другом (-их) (Рисунок 4.5а,б). Важно, что при выполнении расчёта в компьютерной программе должна быть задана величина дистракции, соответствующая сумме планируемых величин всех диастазов (Глава 3,

Подзаголовок 3.4). При реализации второго способа дистракция выполняется вдоль резьбовых стержней (Рисунок 4.5в,г).

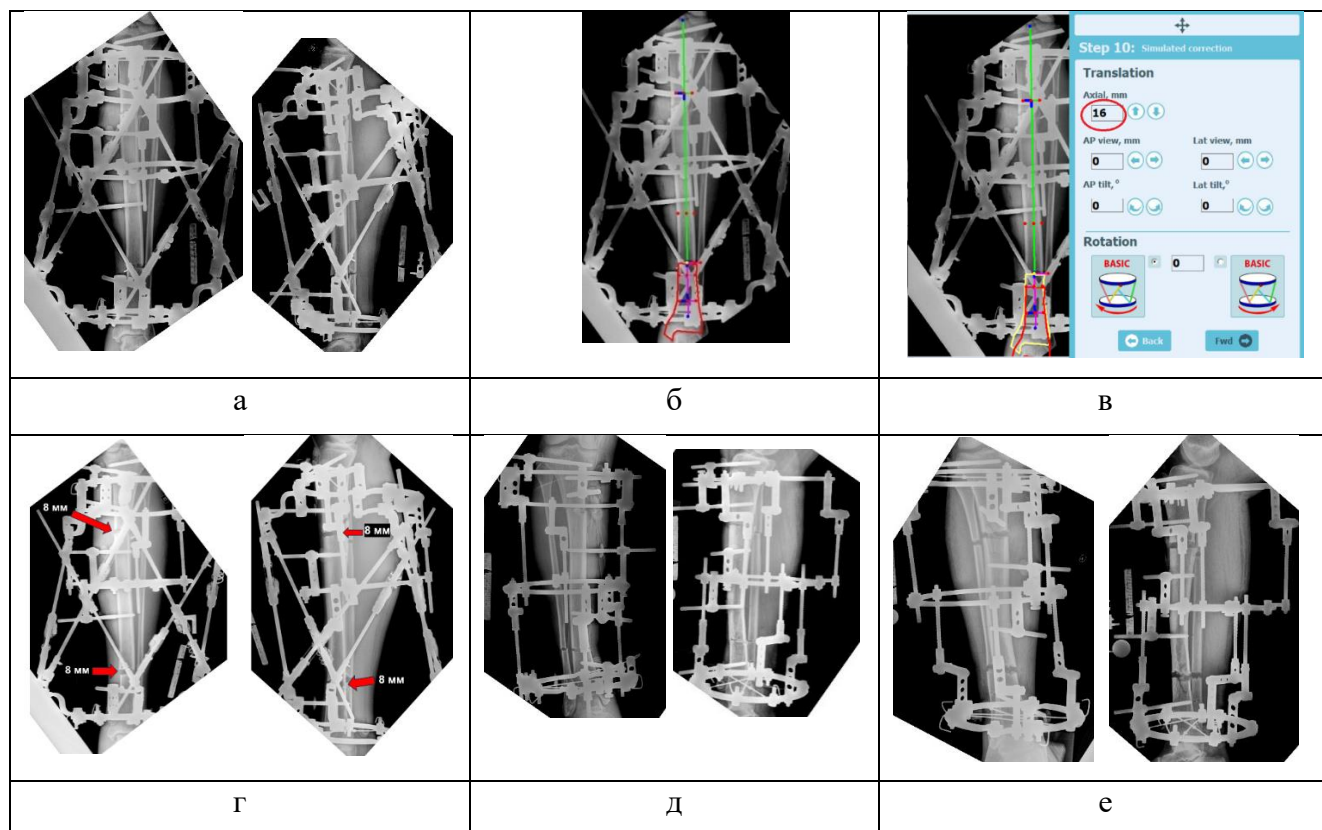


Рисунок 4.5 - Реализация первичной дистракции при коррекции с использованием методики «пружинной» техники. а - первый вариант реализации дистракции, исходное состояние; б - при выполнении расчёта дистракции «фиолетовая ёлка» соответствует оси дистального фрагмента, «зелёная ёлка» выставлена в соответствии с «зелёной»; в - на шаге 10 задана величина 16 мм, соответствующая сумме величин планируемых диастазов; г - по результатам дистракции достигнуты планируемые величины межфрагментарных диастазов; д - второй вариант реализации дистракции, исходное состояние; е - по результатам дистракции достигнуты планируемые величины межфрагментарных диастазов

После достижения планируемых величин межфрагментарных диастазов выполняется перемонтаж АВФ с заменой двухплоскостных шарниров на пружины (Рисунок 4.6) и монтажом страт ортопедического гексапода (если дистракция выполнялась вторым способом). При монтаже пружин необходимо обеспечить их параллельную позицию по отношению к промежуточному фрагменту. При корректном интраоперационном позиционировании промежуточной опоры она может являться ориентиром для монтажа пружин, которые необходимо расположить под углом 90° по отношению к ней в обеих плоскостях (Рисунок 4.6в). Оптимальным является позиционирование начала рабочей части пружины на уровне края промежуточного фрагмента (Рисунок 4.6а,б). Последняя рекомендация не является абсолютным правилом, но помогает сократить число манипуляций с пружинами в период коррекции. После завершения монтажа пружин двухплоскостные шарниры демонтируются (Рисунок 4.6г,д).

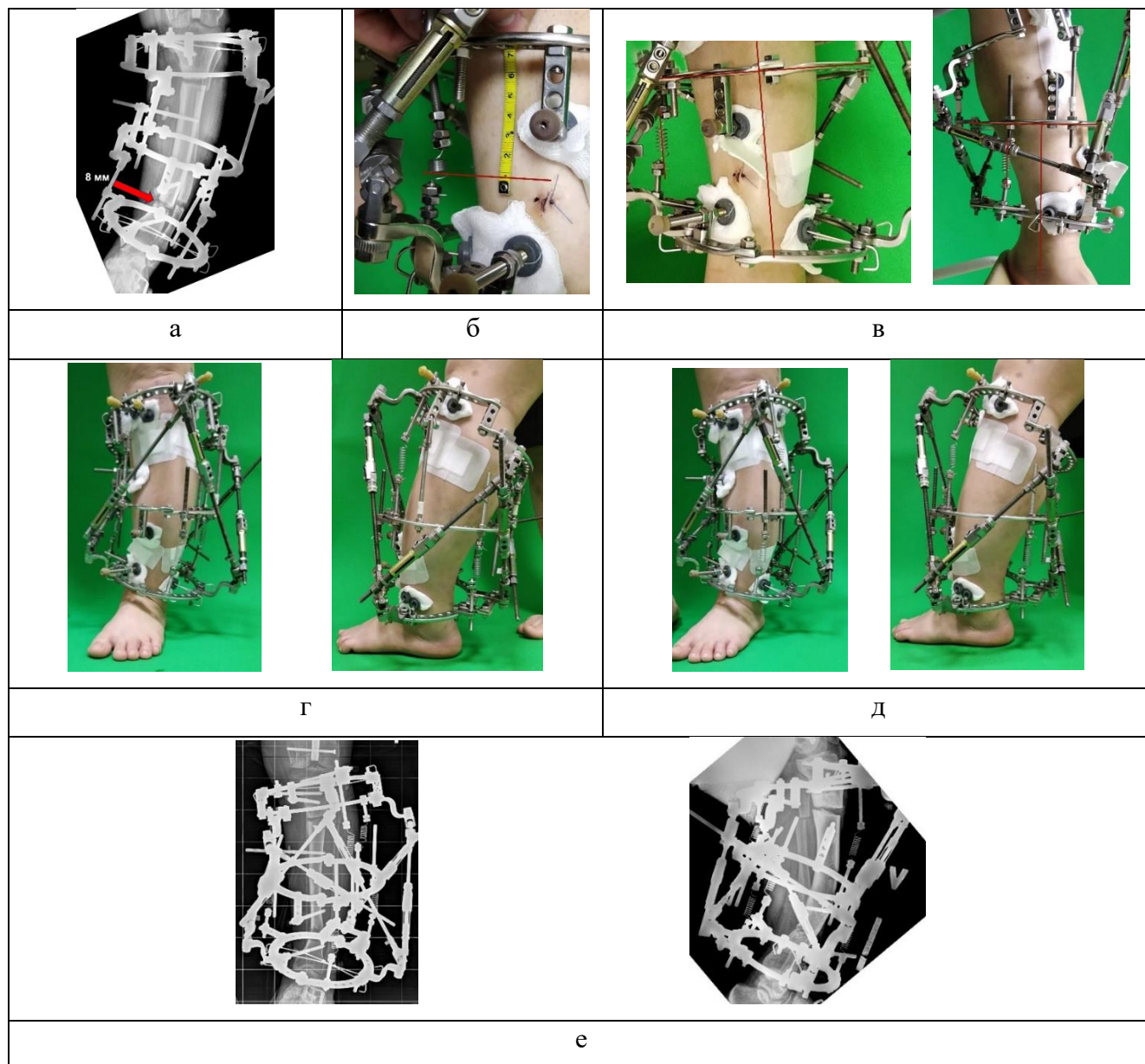


Рисунок 4.6 - Монтаж пружин при реализации «пружинной» техники. а - при выполнении замера по рентгенограмме после этапа первичной дистракции определена величина дистального диастаза 8 мм; б - на эту же величину выполнен отступ от п/о шва, соответствующего уровню остеотомии для определения уровня края промежуточного фрагмента; в - пружина фиксирована к промежуточной опоре, будучи перпендикулярна ей в обеих плоскостях; г - выполнен монтаж шести пружин (по 3 на каждом уровне) согласно описанным рекомендациям; д - демонтированы двухплоскостные шарниры с проксимального уровня; и,к - выполнен рентгенологический контроль для последующего расчёта коррекции деформации

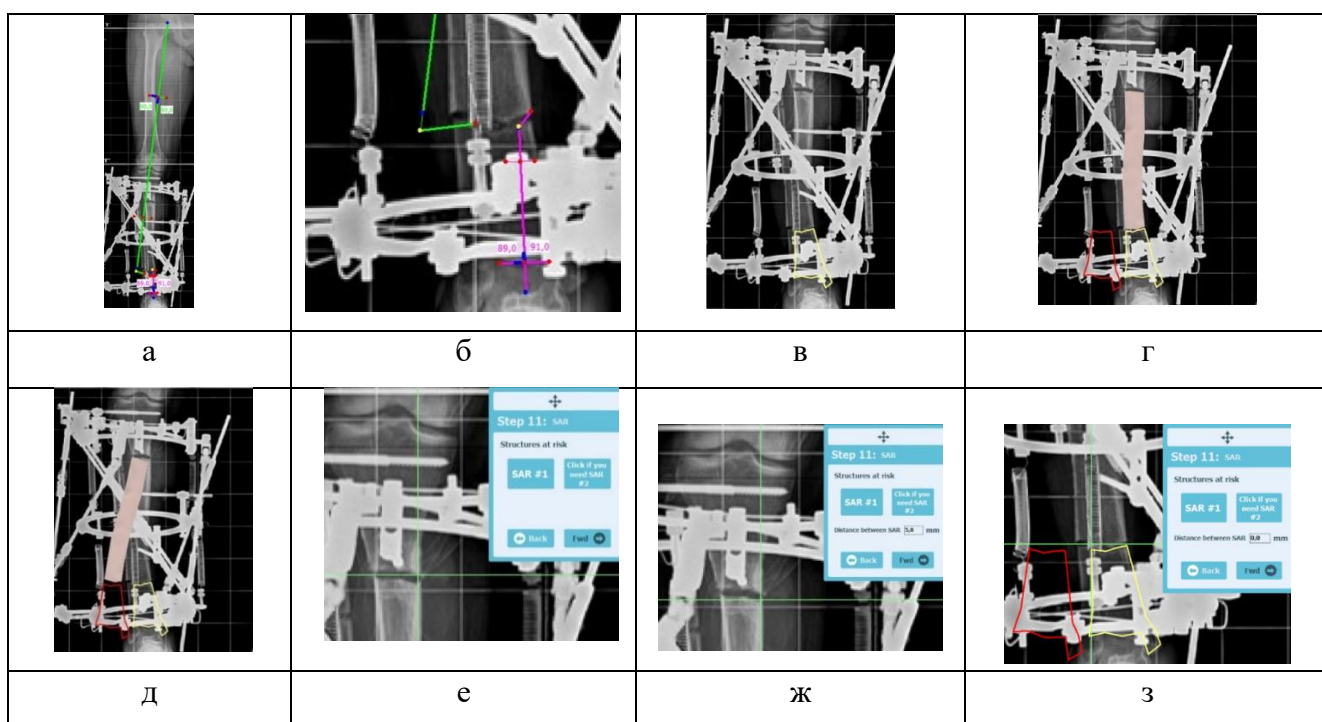
При выполнении расчёта коррекции в компьютерной программе необходимо соблюдение рекомендаций, определённых по результатам экспериментальной части исследования (Глава 3, подзаголовок 3.4). А именно:

- на шаге 8 «зелёная ёлка» соответствует оси проксимального костного фрагмента, «фиолетовая ёлка» оси дистального костного фрагмента, «жёлтые точки» устанавливаются на

- уровне, соответствующем проксимальному краю дистального фрагмента;
- на шаге 9 отмечаются границы «жёлтого контура», совпадающие с границами дистального костного фрагмента;
- на шаге 11 выполняются замеры изменений длин дистракционных регенератов для определения оптимального количества дней коррекции (Рисунок 3.28).

В качестве примера на Рисунок 4.7 демонстрируется расчёт коррекции деформации голени у пациентки А. По результатам замеров было определено: на момент начала коррекция величина проксимального регенерата в зоне, подвергающейся наибольшему удлинению 5,8 мм (Рисунок 4.7е,ж), дистального - 4,8 мм (Рисунок 4.7з,и). На момент окончания коррекции длина проксимального регенерата в той же области 11,7 мм (Рисунок 4.7к,л), дистального 7,8 мм (Рисунок 4.7м,о). Таким образом, изменение длины на проксимальном уровне составит 5,9 мм, дистальном - 3 мм. Следовательно, оптимальное количество дней коррекции составит $5,9 \approx 6$ дней. Однако, у пациентки также присутствует торсионный компонент деформации 10 гр. Для определения влияния на продолжительность коррекции выполнено измерение ширины поперечника - 25,8 мм (Рисунок 4.7и,р), что соответствует «средней» величине. Согласно Таблице 3.36 при общей величине углового компонента 20° наличие торсии в 10° увеличивает период коррекции на 20% (Рисунок 4.7с). 20% от 6 составляет 1,2. Поскольку деформация является двухвершинной, требуется умножить на коэффициент 0,6, что по итогу даёт $0,72 \approx 1$. Таким образом, оптимальный период коррекции составляет $6+1=7$ дней.

После успешного завершения коррекции период фиксации может реализован в АВФ (Рисунок.4.8а-г) или же выполнен переход на интрамедуллярный стержень (Рисунок 4.8.д,е).



Продолжение Рисунка 4.7

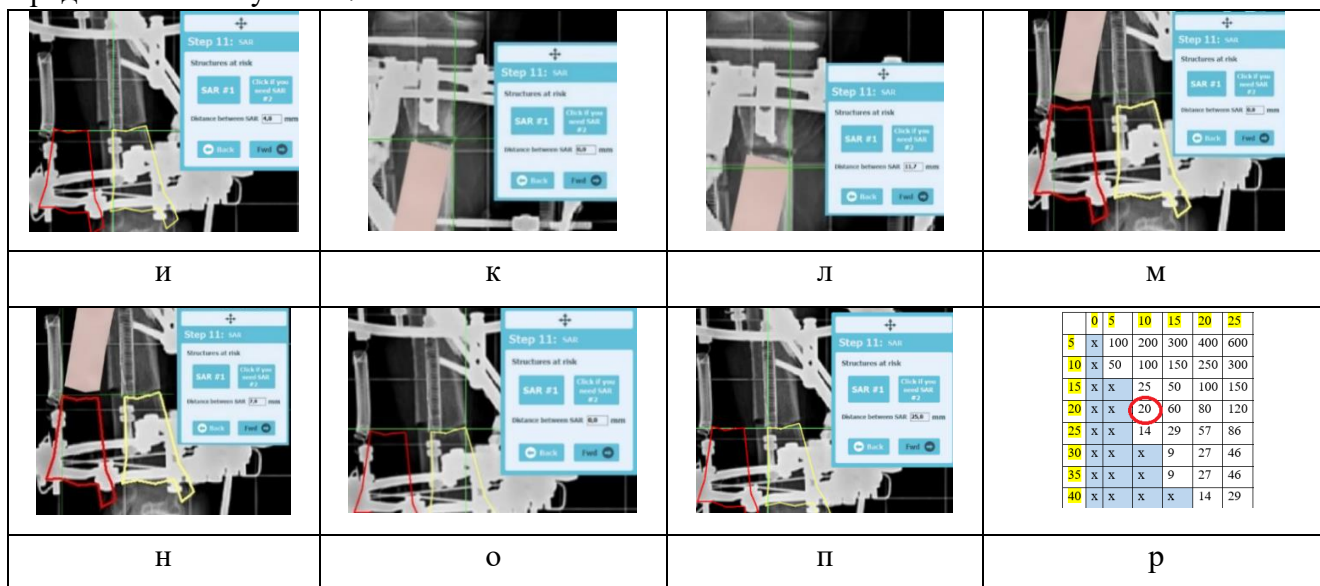


Рисунок 4.7 - Расчёт коррекции деформации пациентки А. в компьютерной программе. а,б - позиционирование «ёлок» и «жёлтых точек» (шаг 8); в - границы «жёлтого контура» соответствуют границами дистального костного фрагмента; г,д - использование шаблона промежуточного фрагмента в исходном положении и при моделировании конечного положения; е-и - измерение исходных длин проксимального и дистального регенерата в зонах наибольшего «удлинения»; к-н - измерение конечных длин проксимального и дистального регенерата в зонах наибольшего «удлинения»; о,п-измерение ширины поперечника; р - согласно таблице при сочетании ангуляции и ротации (фрагмент таблицы 3.36) у данной пациентки увеличение периода коррекции составит 20% (выделено красным кругом)

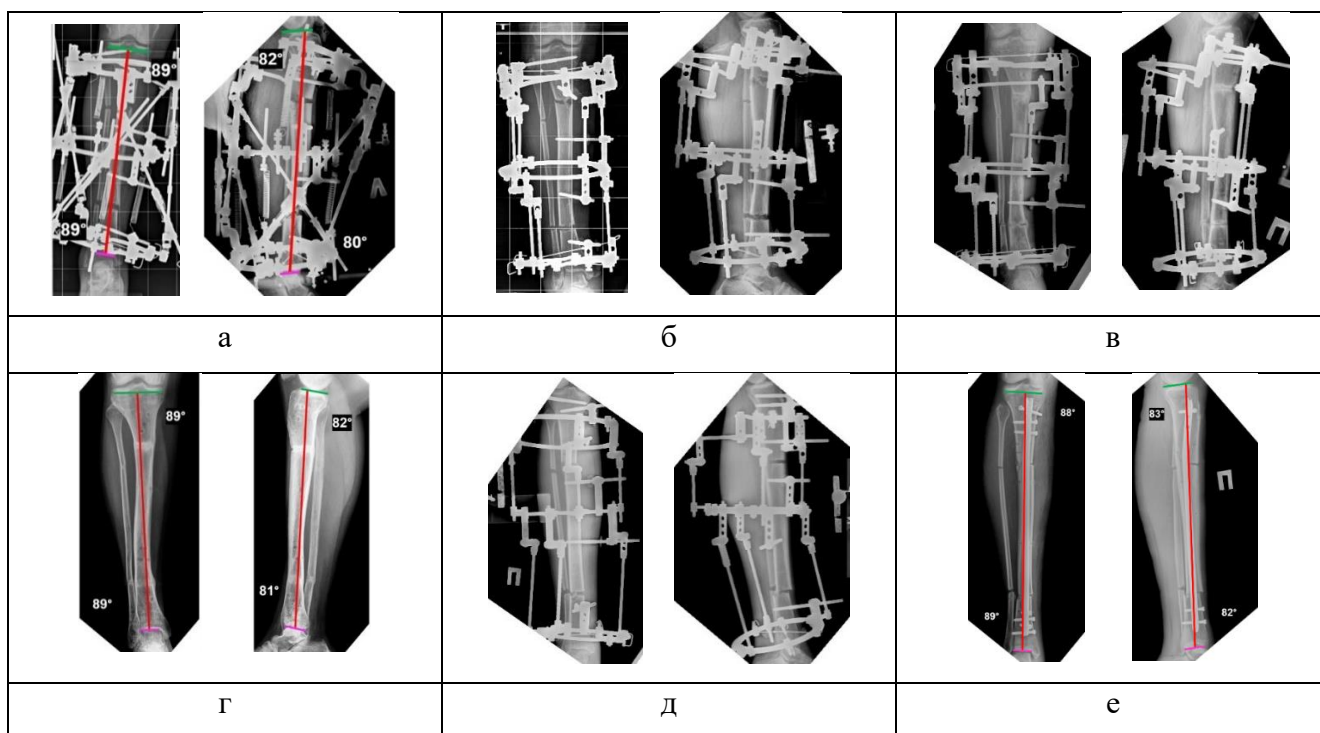


Рисунок 4.8 - Период фиксации при реализации «пружинной» техники. а - коррекция успешно завершена; б - после перемонтажа пружины и страты ортопедического гексапода заменены на двухплоскостные шарниры; в,г - по достижении консолидации и выполнении клинической и динамической проб АВФ демонтирован; д,е - после успешного завершения коррекции выполнен переход на интрамедуллярную металлоконструкцию

4.2. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей при помощи исходной и модифицированной версий «пружинной» техники

Всего было проанализировано 64 случая коррекции многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей у 57 пациентов.

Ретроспективная группа (Гр.-2.2.1) включала 33 случая лечения многовершинных деформаций у 30 больных: 27 случаев (24 пациента) деформаций костей голени и 7 случаев (7 пациентов) деформаций бедренной кости. В проспективную группу (Гр.-2.2.2) были включены 28 пациентов (31 сегмент). У 23 пациентов (25 сегментов) были многовершинные деформации костей голени, у 6 больных (6 сегментов) - многовершинные деформации бедер. У двух пациентов (по 1 в каждой из групп) имелись деформации и бедра, и голени.

4.2.1. Сравнительный анализ ретро- и проспективных выборок пациентов с многовершинными деформациями костей голени, пролеченных с использованием «пружинной» техники

Ниже представлена характеристика сравниваемых групп пациентов. Обе группы были сопоставимы по исследуемым параметрам ($p > 0,05$) (Таблица 4.1).

Таблица 4.1 - Характеристика пациентов обеих групп. Ме [Q25; Q75]

Показатель	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
Количество пациентов/сегментов, n	24/27	23/25
Возраст, лет.	32 [23,5;40]	40 [26;46]
Пол, м/ж	10 (37%)/17 (63%)	11 (44%)/14 (56%)
Этиология, врождённая/приобретённая	22 (82%)/5 (18%)	16 (64%)/9 (36%)
Тип деформации во фронтальной плоскости, варус/вальгус	12 (44%)/15 (56%)	12 (48%)/ 13(52%)
Тип деформации в сагиттальной плоскости, антекурвация/рекурвация	17 (63%)/ 4(15%)	19 (76%)/ 2(8%)
Величина угловой деформации (фронтальная плоскость), °	24 [15;38]	20 [17;28]

Продолжение таблицы 4.1

Величина угловой деформации (сагиттальная плоскость), °	12 [5;20,5]	10 [5;14]
Удлинение, кол-во (%) / величина, мм	6 (22%) / 0 [0;0]	7 (28%) / 0 [0;15]
Торсионный компонент, кол-во (%) / величина, °	7 (32%) / 0 [0;5]	10 (40%) / 0 [0;14]
Число остеотомий (кол-во - %)	2 (24-89%) / 3 (3-11%)	2 (24-96%) / 3 (1-4%)

В Таблицах 4.2 и 4.3 представлены данные о продолжительности периодов лечения пациентов обеих групп, а также значения индексов фиксации и остеосинтеза, оцениваемые у пациентов, нуждающихся в удлинении сегмента. При анализе периодов коррекции (как без учёта, так и с учётом периода дистракции) и фиксации среди всех пациентов групп была выявлена статистически значимая разница показателей ($p < 0,05$). При анализе индексов фиксации и остеосинтеза значимая разница отсутствовала ($p > 0,05$). Период фиксации в подавляющем большинстве случаев был реализован в АВФ. Только в двух случаях (по одному в каждой группе) был выполнен переход на интрамедуллярную конструкцию.

Таблица 4.2 - Длительность отдельных периодов лечения пациентов. Ме [Q25; Q75]

Показатели (дни)	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)	p
Период коррекции (с учётом дистракции)	34 [23,5;59]	21 [18;35]	$p < 0,05$
Период коррекции (без учёта дистракции)	25 [18,46,5]	13 [8;22]	$p < 0,05$
Период фиксации	303 [232,5;522,5]	250 [190; 334]	$p < 0,05$

Таблица 4.3 - Дополнительные показатели оценки лечения пациентов, которым выполнялось удлинение сегмента. Ме [Q25; Q75]

Индексы	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)	p
Индекс фиксации	109 [92;716]	104 [79,4; 123,25]	$p > 0,05$
Индекс остеосинтеза	121 [118;808]	111,75 [80,18;134,25]	$p > 0,05$

После выполнения коррекции значения механических и анатомических углов находились в пределах референтных значений в 74% случаев (20 из 27 сегментов) в Гр.-2.2.1 и в 88% случаев

(22 из 25 сегментов) в Гр.-2.2.2. У 2 пациентов из обеих групп имелась препротезная деформация. Поскольку коррекция деформаций в этих случаях выполнялась с учётом предстоящего эндопротезирования, целевые значения углов отличались от референтных, и они были достигнуты во всех случаях. Таким образом, точность коррекции в Гр.-2.2.1 составила 82%, а в Гр.-2.2.2 - 96%. Медианные значения механических (во фронтальной плоскости) и анатомических (в сагиттальной) углов, а также значения квартилей приведены в Таблицах 4.4 и 4.5.

Таблица 4.4 - Точность коррекции многовершинных деформаций костей голени во фронтальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)			
	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (варус)	mMPTA	mLDT A	mMPT A	mLDT A	mMPT A	mLDTA	mMPTA	mLDTA
Значения углов	81 [78;83]	89 [85;95]	89 [86;90]	89 [86;91]	82,5 [80,5;84]	98 [92,75;101,2 5]	87,5 [86,75;88]	88,5 [88;89,25]
Угол (вальгус)	mMPTA	mLDT A	mMPT A	mLDT A	mMPT A	mLDTA	mMPTA	mLDTA
Значения углов	97 [93,5;111, 5]	74 [64,5;85]	89 [88;91]	90 [87;91]	95 [93;97]	80 [76;81]	88 [86;88]	89 [89; 91]

Примечание: mMPTA - mechanical, medial proximal tibial angle; mLDTA - mechanical lateral distal tibial angle. Значения округлены до целых

Таблица 4.5 - Точность коррекции многовершинных деформаций костей голени в сагиттальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)			
	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (антекур в.)	aPPTA	aADT A	aPPTA	aADTA	aPPTA	aADTA	aPPTA	aADTA
Значения углов	74 [71;76]	88 [84;93]	79,5 [77,75; 81,25]	82 [80,25;8 2]	79 [74;81]	86,5 [85;93]	80 [78;82]	81 [80;82]
Угол (рекурв.)	aPPTA	aADT A	aPPTA	aADTA	aPPTA	aADTA	aPPTA	aADTA
Значения углов	87,5 [85,75;8 8]	77,5 [74;81]	79 [78,5;8 1]	82 [81;82]	80,5 [80,25;80,7 5]	70,5 [68,25;72,7 5]	82 [81,5;82, 5]	80,5 [79,75;81,2 5]

Примечание: aPPTA - anatomical, posterior proximal tibial angle; aADTA - anatomical anterior distal tibial angle. Значения округлены до целых

При сравнении данных опросника LEFS, заполненных пациентами обеих групп на разных этапах лечения статистически значимой разницы ни на одном из этапов выявлено не было (Таблица 4.6). При оценке динамики показателей до начала лечения и по его завершении статистически значимая разница была выявлена в обеих группах (Таблица 4.7).

Таблица 4.6 - Сравнение показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента на различных этапах лечения. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)	p
До операции	58 [55;66]	54 [44;62]	$p > 0,05$
После окончания коррекции	24 [21;36]	25 [21;30]	$p > 0,05$
Перед демонтажом АВФ	42 [40;50]	41 [31; 45]	$p > 0,05$
2-3 мес. после демонтажа АВФ	68,5 [64;72,5]	65 [57,5; 77]	$p > 0,05$

Таблица 4.7 - Оценка динамики показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента до начала лечения и по его окончании. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
До операции	58 [55;66]	55,5 [44,3;65]
2-3 мес. после демонтажа АВФ	68,5 [64;72,5]	65 [56,75; 76]
p	$p < 0,05$	$p < 0,05$

В процессе лечения осложнения были отмечены у 18 пациентов (67%) Гр.-2.2.1. и 11 пациентов (50%) Гр.-2.2.2. Разница в количестве осложнений была признана статистически незначимой. Данные об осложнениях приведены в Таблице 4.8.

Таблица 4.8 - Осложнения согласно классификации J.Caton (1991)

Категория по J. Caton	Осложнение	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
I	Воспаление мягких тканей в области чрескостного элемента	6	7
	Гипотрофический регенерат	4	2
	Невропатия	3	2
	Контрактура голеностопного сустава	0	1
	Всего	13 (48%)	12 (48%)

Продолжение Таблицы 4.8

II	Ложный сустав	3	3
	Преждевременная консолидация	2	1
	Нестабильность чрескостного элемента	4	4
	Перелом чрескостного элемента	3	0
	Всего	12 (44%)	8 (36%)
III	Потеря результата коррекции	1	0
	Обострение хронического остеомиелита	1	0
	Всего	2 (7%)	0 (0%)

Отдельного рассмотрения требует такое нежелательное последствие реализации «пружинной» техники как трансляция промежуточного фрагмента. Указанное явление имело место быть у 19 пациентов (70%) Гр.-2.2.1. и 5 пациентов (20%) Гр.-2.2.2. Согласно результатам сравнительного анализа в проспективной группе нежелательная трансляция происходила значительно реже и была менее выражена. Данные сравнения приведены в Таблицах 4.9 и 4.10.

Таблица 4.9 - Частота встречаемости нежелательного смещения промежуточного фрагмента в различных плоскостях

Оцениваемый параметр	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
Смещение только во фронтальной плоскости, кол-во (%)	10 (37%)	3 (12%)
Смещение только в сагиттальной плоскости, кол-во (%)	1 (4%)	2 (8%)
Смещение в обеих плоскостях, кол-во (%)	8 (30%)	0 (%)
Всего	19 (70%)	5 (20%)
p	p < 0,05	

Таблица 4.10 - Величина нежелательного смещения промежуточного фрагмента в мм и процентах от длины поперечника кости (%п)

Оцениваемый параметр	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)		Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)	
	$\bar{x}$ (min;max)	Me [Q25; Q75]	$\bar{x}$ (min;max)	Me [Q25; Q75]
Смещение во фронтальной плоскости (%п), вся выборка	38,32 (0-185)	23 [0;32]	2,74 (0-27)	0 [0;0]

Продолжение Таблицы 4.10

р	p < 0,05			
Смещение в сагиттальной плоскости (%п), вся выборка	17,95 (0-79)	0 [0;33,5]	1,48 (0-20)	0 [0;0]
р	p < 0,05			
Смещение во фронтальной плоскости (%п), среди пациентов со смещением	56,88 (14-185)	30,5 [23,75;66,5]	21 (17-27)	19 [18;23]
Смещение в сагиттальной плоскости (%п), среди пациентов со смещением	37,89 (14-79)	36 [30;42]	17 (14-20)	17 [15,5;18,5]
Смещение во фронтальной плоскости (мм), среди пациентов со смещением	14,9 (3-45)	8 [6;22]	6,67 (4-9)	7 [5,5;8]
Смещение в сагиттальной плоскости (мм), среди пациентов со смещением	8,5 (5-14)	7 [5,75;11,5]	3,5 (3-4)	3,5 [3,25;3,75]

Примечание: $\bar{x}$ - среднее арифметическое значение ряда; min - минимальное значение ряда; max - максимальное значение ряда; Me - медианное значение ряда; Q25 - нижний квартиль; Q75 - верхний квартиль; %п-процент от длины поперечника кости

4.2.2. Сравнительный анализ ретро- и проспективных выборок пациентов с многовершинными деформациями бедренных костей, пролеченных методикой «пружинной» техники

Согласно двуххвостовой теории значимости параметра p минимальным значением для получения статистически значимых результатов является 15 [173,174]. Ниже представлены группы, величины которых 7 и 6. По этой причине статистическая достоверность данных результатов недостаточна, а риск погрешности является высоким. Также, согласно правилам, при оценке количественных признаков в выборке менее 10 единиц, в таблицах были приведены все значения по каждому исследуемому признаку, а не значения медиан и квартилей (Баврина А.П., 2020). Характеристика групп пациентов представлена в Таблице 4.11. Всем больным выполнялось по 2 остеотомии. Обе группы были сопоставимы по исследуемым параметрам.

Таблица 4.11 - Характеристика пациентов обеих групп. Ме [Q25; Q75]

Показатель	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
Количество пациентов/сегментов, n	7/7	6/6
Возраст, лет.	27,26,23,59,26,27,26	36,42,21,44,20,33
Пол, м/ж	2 (29%)/5 (71%)	3 (50%)/3 (50%)
Этиология, врождённая/приобретённая	4 (57%)/3 (43%)	3 (50%)/3 (50%)
Тип деформации во фронтальной плоскости, варус/вальгус	5 (71%)/2 (29%)	3 (50%)/3 (50%)
Тип деформации в сагиттальной плоскости, антекурвация/рекурвация	5 (71%)/ 0(0%)	4 (67%)/ 0(0%)
Величина угловой деформации (фронтальная плоскость), °	53,22,39,30,37,16,37	15,16,13,43,33,17
Величина угловой деформации (сагиттальная плоскость), °	48,30,32,0,32,0,0	0,7,0,23,23,7
Удлинение, кол-во (%)/величина, мм	2 (29%)/ 50,0,0,0,0,21	3 (50%)/ 31,0,40,0,0,15
Торсионный компонент, кол-во (%)/величина, °	2 (29%)/ 0,0,0,0,0,10,13	3 (50%)/ 0,0,30,0,20,15

Анализ длительности периодов лечения и дополнительных показателей (индексы фиксации и остеосинтеза) показал отсутствие статистически значимой разницы (Таблицы 4.12, 4.13).

Таблица 4.12 - Длительность отдельных периодов лечения пациентов. Ме [Q25; Q75]

Показатели (дни)	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)	p
Период коррекции (с учётом distraction)	71,21,40,83,37,22,25	56,33,35,23,27,30	p > 0,05
Период коррекции (без учёта distraction)	29,15,32,66,30,10,11	41,17,3,15,13,18	p > 0,05
Период фиксации	240,169,261,259,15,798	208,252,274,379,205,322	p > 0,05

Таблица 4.13 - Дополнительные показатели оценки лечения пациентов, которым выполнялось удлинение сегмента. Ме [Q25; Q75]

Индексы	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)	p
Индекс фиксации	48,380	67,62,215	p > 0,05
Индекс остеосинтеза	74,394	87,78,238	p > 0,05

При оценке точности коррекции значения РЛУ находились в пределах нормы в 74% случаев (5 из 7) ретроспективной выборки и в 83% случаев (5 из 6) - проспективной. В 1 случае (ретроспективная выборка) отклонение значений РЛУ было связано с наличием препротезной деформации и целевых значениях углов, отличных от нормы. Ещё в 2-х случаях (по одному в каждой из групп) отличным от нормы являлось значение LPFA. Однако, данный факт был связан с наличием внутрисуставной деформации проксимального отдела бедренной кости. Коррекция же выполнялась с учётом построения механической оси проксимального фрагмента с опорой на анатомическую ось. Целевые значения соотношения между анатомической и механической осями (7) были достигнуты. Таким образом, можно заключить, что точность коррекции в обеих группах составила 100%. Значения механических углов приведены в Таблицах 4.14 и 4.15.

Таблица 4.14 - Точность коррекции многовершинных деформаций бедренных костей во фронтальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)			
	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (варус)	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPF A	mLDF A
Значения углов	133,103,130, 108,86	104,96,91 ,103,103	89,92,93, 98,92	87,88,90, 86,87	93,118,93	112,104,97	85,95,90	89,88,88
Угол (вальгус)	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPF A	mLDF A
Значения углов	80,87	78,83	87,77	77,90	80,94,117	77,79,84	69,87,89	86,88,87

Примечание: mLPFA - mechanical lateral proximal femoral angle; mLDFA - mechanical lateral distal femoral angle

Таблица 4.15 - Точность коррекции многовершинных деформаций бедренных костей в сагиттальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)			
	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (антекур.)	mPPFA	mPDFFA	mPPF A	mPDFFA	mPPF A	mPDFFA	mPPF A	mPDFFA
Значения углов	57,95,74, 93	61,67,57,60 ,67	86,88, 84	80,80,81,83 ,83	100,87	75,65,76, 75	88,87	83,79,82, 81

Примечание: mPPFA - mechanical posterior proximal femoral angle; mPDFFA - mechanical posterior distal femoral angle

При анализе показателей опросника субъективной оценки качества жизни статистически значимой разницы между двумя группами не было определены. (Таблица 4.16). В то же время разница присутствовала в обеих группах при оценке динамики показателей до начала лечения и по его завершении (Таблица 4.17).

Таблица 4.16 - Сравнение показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента на различных этапах лечения. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)	p
До операции	53,69,60,50,42,52,58	69,50,55,55,36,48	p > 0,05
После окончания коррекции	18,31,11,14,21,9	20,15,6,18,16,17	p > 0,05
Перед демонтажом АВФ	22,38,21,23,43,19	25,21,35,23,22,28	p > 0,05
2-3 мес. после демонтажа АВФ	67,78,73,72,65,75,48	75,72,60,72,38,68	p > 0,05

Таблица 4.17 - Оценка динамики показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента до начала лечения и по его окончании. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
До операции	53,69,60,50,42,52,58	69,50,55,55,36,48
2-3 мес. после демонтажа АВФ	67,78,73,72,65,75,48	75,72,60,72,38,68
p	p < 0,05	p < 0,05

В процессе лечения осложнения были отмечены у 5 пациентов (71%) Гр.-2.2.1. и 4 пациентов (67%) Гр.-2.2.2. Разница в количестве осложнений была признана статистически незначимой. Данные об осложнениях приведены в Таблице 4.18.

Таблица 4.18 - Осложнения согласно классификации J.Caton (1991)

Категория по J. Caton	Осложнение	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
I	Воспаление мягких тканей в области чрескостного элемента	3	2
	Гипотрофический регенерат	0	2
	Всего	3 (43%)	4 (67%)
II	Ложный сустав	2	0
	Рефрактура	1	1

Продолжение Таблицы 4.18

II	Нестабильность чрескостного элемента	1	2
	Всего	4 (57%)	3 (50%)
III	Обострение хронического остеомиелита	1	0
	Всего	1 (14%)	0 (0%)

При рассмотрении такого фактора, как нежелательное смещение промежуточного фрагмента было отмечено отсутствие разницы как при анализе частоты возникновения, так и при анализе величины трансляции (Таблицы 4.19-4.20).

Таблица 4.19 - Частота встречаемости нежелательного смещения промежуточного фрагмента в различных плоскостях.

Оцениваемый параметр	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
Смещение только во фронтальной плоскости, кол-во (%)	0 (0%)	1 (17%)
Смещение только в сагиттальной плоскости, кол-во (%)	2 (28%)	2 (33%)
Смещение в обеих плоскостях, кол-во (%)	4 (57%)	2 (33%)
Всего	6 (86%)	5 (83%)
p	p < 0,05	

Таблица 4.20 - Величина нежелательного смещения промежуточного фрагмента в мм и процентах от длины поперечника кости (%п).

Оцениваемый параметр	Гр.-2.2.1. Исходная версия «пружинной» техники (ретроспективно)	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники (проспективно)
Смещение во фронтальной плоскости (%п), вся выборка	77,0,55,40,0,0,65	42,0,0,74,0,75
p	p > 0,05	
Смещение в сагиттальной плоскости (%п), вся выборка	34,0,85,35,33,19,50	0,25,21,53,0,58
p	p > 0,05	
Смещение во фронтальной плоскости (мм), вся выборка	25,0,13,12,0,0,20	19,0,0,26,0,20
	p > 0,05	

Продолжение Таблицы 4.20

Смещение в сагиттальной плоскости (мм), вся выборка	14,0,16,10,8,11,15	0,7,7,19,0,20
	$p > 0,05$	

При сравнении про- и ретроспективных выборок не было отмечено статистически значимой разницы ни по одному из исследуемых признаков. По этой причине, при выполнении дальнейших сравнений, допустимо объединить подгруппы исходной и модифицированной версий «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций бедренной кости в одну группу.

4.3. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей при помощи стандартной методики и модифицированной версии «пружинной» техники

С использованием т.н. «стандартной» техники коррекции многовершинных деформаций (несколько гексаподов) было пролечено 20 пациентов (21 сегмент) с деформациями голени и 7 пациентов (7 сегментов) с деформациями бедра. Эти пациенты составили группу 2.1. Гр.-2.2.2 включала пациентов, для коррекции деформации которых была использована модифицированная версия «пружинной» техники. 23 пациента (25 сегментов) имели деформации костей голени, а 6 больных (6 сегментов) - деформации бедренных костей.

4.3.1. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями костей голени, пролеченных при помощи стандартной методики и модифицированной версии «пружинной» техники

Ниже представлена характеристика сравниваемых групп пациентов. Обе группы были сопоставимы по исследуемым параметрам ($p > 0,05$) (Таблица 4.21).

Таблица 4.21 - Характеристика пациентов Гр.2.1 и 2.2.2. Ме [Q25; Q75]

Показатели	Гр.-2.1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники
Количество пациентов/сегментов, n	20/21	23/25
Возраст, лет.	34 [24;42]	40 [26;46]
Пол, м/ж	10 (48%)/11 (52%)	11 (44%)/14 (56%)
Этиология, врождённая/приобретённая	11 (52%)/10 (48%)	16 (64%)/9 (36%)

Продолжение Таблицы 4.21

Тип деформации во фронтальной плоскости, варус/вальгус	8 (38%)/12 (57%)	12 (48%)/ 13(52%)
Тип деформации в сагиттальной плоскости, антекурвация/рекурвация	12 (57%)/3 (14%)	19 (76%)/ 2(8%)
Величина угловой деформации (фронтальная плоскость), °	25 [16;34]	20 [17;28]
Величина угловой деформации (сагиттальная плоскость), °	15 [0;29]	10 [5;14]
Удлинение, кол-во (%) / величина, мм	8 (38%)/0 [0;20]	7 (28%)/0 [0;15]
Торсионный компонент, кол-во (%) / величина, °	7 (33%)/0 [0;10]	10 (40%)/0 [0;14]
Число остеотомий (кол-во -%)	2 (21-100%)	2 (24-96%)/3 (1-4%)

В Таблицах 4.22 и 4.23 представлены данные о продолжительности периодов лечения пациентов обеих групп, а также значения индексов фиксации и остеосинтеза, оцениваемые у пациентов, нуждающихся в удлинении сегмента.

Статистически значимой разницы ($p < 0,05$) ни в одном из оцениваемых показателей выявлено не было.

Таблица 4.22 - Длительность отдельных периодов лечения пациентов. Ме [Q25; Q75]

Показатель (дни)	Гр.-2.1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники	p
Период коррекции (с учётом дистракции)	30 [18;35]	21 [18;35]	$p > 0,05$
Период коррекции (без учёта дистракции)	16 [10;24]	13 [8;22]	$p > 0,05$
Период фиксации	245 [215;282]	250 [190; 334]	$p > 0,05$

Таблица 4.23 - Дополнительные показатели оценки лечения пациентов, которым выполнялось удлинение сегмента. Ме [Q25; Q75]

Индекс	Гр.-2.1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники	p
Индекс фиксации	107,5 [85,9;192,3]	104 [79,4; 123,25]	$p > 0,05$
Индекс остеосинтеза	149,5 [102,8;210,4]	111,75 [80,18;134,25]	$p > 0,05$

После выполнения коррекции значения механических и анатомических углов находились в пределах референтных значений в 76% случаев (16 из 21 сегментов) в Гр.-2.1 и в 88% случаев (22 из 25 сегментов) в Гр.-2.2.2. У 5 пациентов (3 из Гр.-2.1 и 2 из Гр.-2.2.2) коррекция выполнялась с учётом предстоящего эндопротезирования, чем объясняется отличие достигнутых значений от

референтных, при этом цель коррекции была достигнута. Таким образом, точность коррекции в Гр.-2.1 составила 95%, а в Гр.-2.2.2 - 96%. Медианные значения механических (во фронтальной плоскости) и анатомических (в сагиттальной) углов, а также значения квартилей приведены в Таблицах 4.24 и 4.25.

Таблица 4.24 - Точность коррекции многовершинных деформаций во фронтальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-2.1 «Стандартная» техника				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники			
Период оценки	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (варус)	mMPTA	mLDT A	mMPTA	mLDTA	mMPT A	mLDTA	mMPT A	mLDTA
Значения углов	82 [70,5;83]	98 [95;99]	88 [85,75;89,25]	87,5 [86,75;89]	82,5 [80,5;84]	98 [92,75;101,25]	87,5 [86,75;88]	88,5 [88;89,25]
Угол (вальгус)	mMPTA	mLDT A	mMPTA	mLDTA	mMPT A	mLDTA	mMPT A	mLDTA
Значения углов	95,5 [91,25;100]	79 [72;84]	88 [86,25;89]	88 [88;89,75]	95 [93;97]	80 [76;81]	88 [86;88]	89 [89;91]

Примечание: mMPTA - mechanical, medial proximal tibial angle; mLDTA - mechanical lateral distal tibial angle

Таблица 4.25 - Точность коррекции многовершинных деформаций в сагиттальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-2.1 «Стандартная» техника				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники			
Период оценки	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (антекурв.)	aPPTA	aADT A	aPPTA	aADT A	aPPTA	aADTA	aPPTA	aADTA
Значения углов	75 [65;80]	99 [90;103]	80 [79;83,25]	81 [79;82]	79 [74;81]	86,5 [85;93]	80 [78;82]	81 [80;82]
Угол (рекурв.)	aPPTA	aADT A	aPPTA	aADT A	aPPTA	aADTA	aPPTA	aADTA
Значения углов	94[84;98]	76 [75;79]	82 [81;82,5]	81 [80;81,5]	80,5 [80,25;80,75]	70,5 [68,25;72,75]	82 [81,5;82,5]	80,5 [79,75;81,25]

Примечание: aPPTA - anatomical, posterior proximal tibial angle; aADTA - anatomical anterior distal tibial angle

При сравнении данных опросника LEFS, заполненных пациентами обеих групп на разных этапах лечения, статистически значимой разницы между группами выявлено не было (Таблица 4.26). При оценке динамики показателей до начала лечения и по его завершении была отмечена статистически значимая разница как в контрольной, так и в исследуемой группе (Таблица 4.27).

Таблица 4.26 - Сравнение показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента на различных этапах лечения. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники	p
До операции	56,5 [43,5;62,5]	54 [44;62]	p > 0,05
После окончания коррекции	25,5 [23;29,75]	25 [21;30]	p > 0,05
Перед демонтажом АВФ	38,5 [32;42]	41 [31; 45]	p > 0,05
2-3 мес. после демонтажа АВФ	64 [52;72,25]	65 [57,5; 77]	p > 0,05

Таблица 4.27 - Оценка динамики показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента до начала лечения и по его окончании. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники
До операции	56,5 [43,5;62,5]	55,5 [44,3;65]
2-3 мес. после демонтажа АВФ	64 [52;72,25]	65 [56,75; 76]
p	p < 0,05	p < 0,05

Данные об осложнениях, возникших в процессе лечения приведены в Таблице 4.28. Все осложнения относились к категориям I и II по Caton.

Таблица 4.28 - Осложнения согласно классификации J.Caton (1991)

Категория по J. Caton	Осложнение	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники
I	Воспаление мягких тканей в области чрескостного элемента	8	7
	Гипотрофический регенерат	1	2
	Невропатия	1	2
	Контрактура голеностопного сустава	1	1
	Всего	11 (52%)	12 (48%)
II	Ложный сустав	4	3

Продолжение Таблицы 4.28

II	Преждевременная консолидация	1	1
	Нестабильность чрескостного элемента	2	4
	Перелом регенерата	2	0
	Всего	9 (43%)	8 (36%)
III	Обострение остеомиелита	1	0
	Всего	1 (5%)	0

4.3.2. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями бедренных костей, пролеченных при помощи стандартной методики и модифицированной версии «пружинной» техники

По причине малой величины выборок (аналогично сравнению исходной и модифицированной версий «пружинной» техники) риск статистической погрешности являлся повышенным, а в ячейках таблиц перечни данных количественных признаков записывались целиком. Первичная характеристика выборок представлена в Таблице 4.29.

Таблица 4.29 - Характеристика пациентов обеих групп. Ме [Q25; Q75]

Показатель	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники
Количество пациентов/сегментов, n	7/7	6/6
Возраст, лет.	32,50,37,35,28,21,54	36,42,21,44,20,33
Пол, м/ж	4 (57%)/3 (43%)	3 (50%)/3 (50%)
Этиология, врождённая/приобретённая	4 (57%)/3 (43%)	3 (50%)/3 (50%)
Тип деформации во фронтальной плоскости, варус/вальгус	4 (57%)/3 (43%)	3 (50%)/3 (50%)
Тип деформации в сагиттальной плоскости, антекурвация/рекурвация	2 (29%)/ 0(0%)	4 (67%)/ 0(0%)
Величина угловой деформации (фронтальная плоскость), °	16,21,30,15,19,16,10	15,16,13,43,33,17
Величина угловой деформации (сагиттальная плоскость), °	0,0,10,0,0,34	0,7,0,23,23,7
Удлинение, кол-во (%) / величина, мм	5 (71%)/ 40,50,30,30,0,35,0	3 (50%)/ 31,0,40,0,0,15
Торсионный компонент, кол-во (%) / величина, °	2 (29%)/ 20,0,0,0,0,15,0	3 (50%)/ 0,0,30,0,20,15

Статистически значимой разницы в длительности периодов лечения выявлено не было (Таблицы 4.30, 4.31).

Таблица 4.30 - Длительность отдельных периодов лечения пациентов. Ме [Q25; Q75]

Показатели (дни)	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники	p
Период коррекции (с учётом дистракции)	35,87,50,36,21,24,20	56,33,35,23,27,30	p > 0,05
Период коррекции (без учёта дистракции)	20,37,20,6,13,9,15	41,17,3,15,13,18	p > 0,05
Период фиксации	318,247,217,203,247	208,252,274,379,205,322	p > 0,05

Таблица 4.31 - Дополнительные показатели оценки лечения пациентов, которым выполнялось удлинение сегмента. Ме [Q25; Q75]

Индексы	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники	p
Индекс фиксации	64,82,72	67,62,215	p > 0,05
Индекс остеосинтеза	82,101,86	87,78,238	p > 0,05

При оценке точности коррекции значения РЛУ находились в пределах нормы в 86% случаев (6 из 7) ретроспективной выборки и в 83% случаев (5 из 6) -«пружинной». Однако в 2-х случаях (по одному в каждой из групп) отличным от нормы являлось значение LPFA. Данный факт был связан с наличием внутрисуставной деформации проксимального отдела бедренной кости. Коррекция же выполнялась с учётом построения механической оси проксимального фрагмента с опорой на анатомическую ось. Целевые значения соотношения между анатомической и механической осями (7°) были достигнуты. Таким образом, можно заключить, что точность коррекции в обеих группах составила 100%. Значения механических углов приведены в Таблицах 4.32 и 4.33.

Таблица 4.32 - Точность коррекции многовершинных деформаций бедренных костей во фронтальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-1 «Стандартная» техника				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники			
Период оценки	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (варус)	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPF A	mLDF A
Значения углов	90,112,88,90	96,95,94,97	94,93,86,86	90,88,89,88	93,118,93	112,104,97	85,95,90	89,88,88

Продолжение Таблицы 4.32

Угол (вальгус)	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA	mLPFA	mLDFA
Значения углов	87,87,11 7	61,73,8 3	92,88,11 4	89,88,8 9	80,94,11 7	77,79,8 4	69,87,8 9	86,88,8 7

Примечание: mLPFA - mechanical, lateral proximal femoral angle; mLDFA - mechanical lateral distal femoral angle

Таблица 4.33 - Точность коррекции многовершинных деформаций бедренных костей в сагиттальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-1 «Стандартная» техника				Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники			
Период оценки	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (антекурв.)	mPPFA	mPDFFA	mPPFA	mPDFFA	mPPFA	mPDFFA	mPPFA	mPDFFA
Значения углов	79,81	70,77	80,81	82,83	100,87	75,65,76,75	88,87	83,79,82,81

Примечание: mPPFA - mechanical posterior proximal femoral angle; mPDFFA - mechanical posterior distal femoral angle

При анализе показателей опросника субъективной оценки качества жизни статистически значимой разницы между двумя группами не было определены. (Таблица 4.34). В то же время разница присутствовала в обеих группах при оценке динамики показателей до начала лечения и по его завершении (Таблица 4.35).

Таблица 4.34 - Сравнение показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента на различных этапах лечения. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники	p
До операции	49,60,51,44,47,66,50	69,50,55,55,36,48	p > 0,05
После окончания коррекции	14,21,18,19,12,37,16	20,15,6,18,16,17	p > 0,05
Перед демонтажом АВФ	22,49,26,25,21,42,24	25,21,35,23,22,28	p > 0,05
2-3 мес. после демонтажа АВФ	70,78,75,65,50,68,76	75,72,60,72,38,68	p > 0,05

Таблица 4.35 - Оценка динамики показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента до начала лечения и по его окончании. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники
До операции	49,60,51,44,47,66,50	69,50,55,55,36,48

Продолжение Таблицы 4.36

2-3 мес. после демонтажа АВФ	70,78,75,65,50,68,76	75,72,60,72,38,68
p	p < 0,05	p < 0,05

В процессе лечения осложнения были отмечены у 5 пациентов (71%) Гр.-2.2.1. и 4 пациентов (67%) Гр.-2.2.2. Разница в количестве осложнений была признана статистически незначимой. Данные об осложнениях приведены в Таблице 4.36.

Таблица 4.36 - Осложнения согласно классификации J.Caton (1991)

Категория по J. Caton	Осложнение	Гр.-1 «Стандартная» техника	Гр.-2.2.2. Модифицированная версия «пружинной» техники
I	Воспаление мягких тканей в области чрескостного элемента	4	2
	Гипотрофический регенерат	0	2
	Всего	4 (57%)	4 (67%)
II	Ложный сустав	1	0
	Нестабильность чрескостного элемента	1	2
	Рефрактура	0	1
	Всего	2 (29%)	3 (50%)
	Обострение хронического остеомиелита	1	0
	Всего	1 (14%)	0 (0%)

4.4. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей при помощи модифицированной версии «пружинной» техники и техники одномоментной коррекции с интрамедуллярной фиксацией

Пациентам Гр.-1 выполнялась одномоментная коррекция с внутренней фиксацией. Гр.-1 включала 14 пациентов (15 сегментов) с деформациями бедренных костей и 5 пациентов (5 сегментов) с деформациями костей голени. В Гр.-2.2 вошло 36 больных (38 сегментов), которым была выполнена коррекция методом «пружинной» техники. В 25 случаях (23 пациента) выполнялась коррекция деформации костей голени, в 13 случаях (13 сегментов) - бедренных костей. Ранее при сравнении исходной и модифицированной версий «пружинной» техники костей голени была выявлена статистически значимая разница по большинству факторов, а бедренной кости - такой разницы не определилось. По этой причине для выполнения сравнения

результатов лечения деформаций бедренных костей была использована группа, объединяющая как ретро- так и проспективную группы «пружинной» техники.

4.4.1. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями костей голени, пролеченных при помощи методик одномоментной и постепенной коррекции деформаций

При помощи «пружинной» техники постепенной коррекции было пролечено 23 пациента (25 сегментов), при помощи методики одномоментной коррекции - 5 пациентов (5 сегментов). В статистике допустимым является сравнение групп, не превосходящих друг друга по величине более, чем на 20% [173,175]. В данном случае, первая группа превосходит вторую по величине на 80%. Таким образом, сравнение данных групп не может быть выполнено.

4.4.2. Сравнительный анализ лечения пациентов с многовершинными деформациями бедренных костей, пролеченных при помощи методик одномоментной и постепенной коррекции деформаций

В Таблицы 4.37 представлена первичная характеристика пациентов анализируемых групп.

Таблица 4.37 - Характеристика пациентов обеих групп. Ме [Q25; Q75]

Показатель	Гр.-1. Одномоментная коррекция и внутренняя фиксация	Гр.-2.2 Постепенная коррекция методикой «пружинной» техники
Количество пациентов/сегментов, n	14/15	13/13
Возраст, лет.	36 [26;75;53;75]	27 [26;36]
Пол, м/ж	4 (27%)/11 (73%)	5 (38%)/8 (62%)
Этиология, врождённая/приобретённая	11 (73%)/4 (27%)	7 (54%)/6 (46%)
Тип деформации во фронтальной плоскости, варус/вальгус	12 (80%)/3(20%)	8 (62%)/5 (38%)
Тип деформации в сагиттальной плоскости, антекурвация/рекурвация	9(60%)/0(0%)	9 (69%)/0 (0%)
Величина угловой деформации (фронтальная плоскость), °	29 [24;46]	30 [16;37]
Величина угловой деформации (сагиттальная плоскость), °	0 [0;15]	7 [0;30]
Торсионный компонент, кол-во (%)/величина, °	5 (33%)/0 [0;13]	5 (38%)/0 [0;13]

В Таблице 4.38 представлены данные о продолжительности периодов консолидации. В группе постепенной коррекции выполнялось сравнение только с категорией пациентов, не нуждающихся в удлинении, поскольку одномоментная коррекция априори не предполагала выполнения distraction. Разница была признана статистически незначимой ($p < 0,05$).

Таблица 4.38 - Длительность периодов консолидации пациентов. Ме [Q25; Q75]

Показатель (дни)	Гр.-1. Одномоментная коррекция и внутренняя фиксация	Гр.-2.2 Постепенная коррекция методикой «пружинной» техники
Период фиксации/консолидации	286 [248;394]	252 [187; 260]

Значения механических углов находились в пределах допустимых значений в 7 случаях (47%) в Гр.-1 и в 9 случаях (69%) в Гр.-2.2. В 4 случаях (по 2 случая для каждой группы) присутствовало отклонение LPFA от нормы в связи с наличием отклонения ШДУ (шеечно-диафизарный угол) от нормы и наличия внутрисуставной деформации. Поскольку целью коррекции являлось устранение внесуставной деформации и ось проксимального фрагмента проводилась с ориентацией на анатомическую ось можно заключить, что в данных случаях результат коррекции был успешно достигнут. В 1 случае (Гр.-2.2) целевые значения механических углов были успешно достигнуты, но отличались от общепринятых в связи с тем, что коррекция выполнялась с учётом предстоящего эндопротезирования коленного сустава. Таким образом точность коррекции для Гр.-1 составила 60% (9 случаев из 15), а для Гр.-2.2 - 92% (12 случаев из 13). Медианные значения механических углов, а также значения квартилей приведены в Таблицах 4.39 и 4.40.

Таблица 4.39 - Точность коррекции многовершинных деформаций во фронтальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-1. Одномоментная коррекция и внутренняя фиксация				Гр.-2.2 Постепенная коррекция методикой «пружинной» техники			
Период оценки	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (варус)	mLPFA	mLDFA	mLPF A	mLDFA	mLPF A	mLDFA	mLPFA	mLDFA
Значен ия углов	105,5 [102;111, 75]	104,5 [93,75;114, 25]	96 [94;97, 5]	93 [89,5;96, 5]	105,5 [93;12 1]	103 [96,75;1 04]	92 [89,75;93 ,5]	88 [87;88,2 5]
Угол (вальгу с)	mLPFA	mLDFA	mLPF A	mLDFA	mLPF A	mLDFA	mLPFA	mLDFA

Продолжение Таблицы 4.39

Значения углов	80 [76;90,5]	78 [72;86]	90 [84,5;95]	87 [85;87]	87[80;94]	79 [78;83]	87 [86;88]	87 [86;88]
----------------	-----------------	------------	-----------------	---------------	-----------	---------------	------------	---------------

Примечание: mLPFA - mechanical, lateral proximal femoral angle; mLDFA - mechanical lateral distal femoral angle

Таблица 4.40 - Точность коррекции многовершинных деформаций бедренных костей в сагиттальной плоскости. Ме [Q25; Q75]

Группа	Гр.-1. Одномоментная коррекция и внутренняя фиксация				Гр.-2. Постепенная коррекция методикой «пружинной» техники			
Период оценки	До коррекции		После коррекции		До коррекции		После коррекции	
Угол (антекурв.)	mPPFA	mPDFFA	mPPF A	mPDFFA	mPPFA	mPDFFA	mPPF A	mPDF A
Значения углов	93 [81,5;94,5]	76,5 [71,75;83,5]	85 [84;87]	81,5 [80,25;83]	90 [77,25;94,5]	67[61;75]	87 [86;88]	81 [80;83]

Примечание: mLPFA - mechanical, lateral proximal femoral angle; mLDFA - mechanical lateral distal femoral angle

При сравнении данных опросника LEFS, заполненных пациентами обеих групп на разных этапах лечения было отмечено статистически значимое отличие в период лечения (Таблица 4.41). При оценке динамики показателей до начала лечения и по его завершении в обеих группах была отмечена статистически значимая разница (Таблица 4.42).

Таблица 4.41 - Сравнение показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента на различных этапах лечения. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-1. Одномоментная коррекция и внутренняя фиксация	Гр.-2. Постепенная коррекция методикой «пружинной» техники	p
До операции	54 [48;59]	53 [50;58]	p > 0,05
После окончания коррекции	-	16 [14;18]	-
Спустя 1,5-2 мес. с начала периода фиксации /перед демонтажом АВФ/	43 [35;47]	23 [22;28]	p < 0,05
2-3 мес. после наступления консолидации /демонтажа АВФ	71 [64,5;75]	72 [65;73]	p > 0,05

Таблица 4.42 - Оценка динамики показателей субъективной оценки качества жизни и функции сегмента до начала лечения и по его окончании. Ме [Q25; Q75]

Период оценки при помощи опросника LEFS	Гр.-1. Одномоментная коррекция и внутренняя фиксация	Гр.-2. Постепенная коррекция методикой «пружинной» техники
---	---	---

Продолжение Таблицы 4.42

До операции	54 [48;59]	53 [50;58]
2-3 мес. после наступления консолидации /демонтажа АВФ	71 [64,5;75]	72 [65;73]
p	p < 0,05	p < 0,05

В процессе лечения осложнения были отмечены у 6 пациентов (40%) Гр.-1. и 9 пациентов (69%) Гр.-2.2. Данные об осложнениях приведены в Таблице 4.43.

Таблица 4.43 - Осложнения согласно классификации J.Caton (1991)

Категория по J. Caton	Осложнение	Гр.-1. Одномоментная коррекция и внутренняя фиксация	Гр.-2. Постепенная коррекция методикой «пружинной» техники
I	Воспаление мягких тканей в области чрескостного элемента	-	5
	Гипотрофический регенерат	1	2
	Невропатия	1	0
	Всего	2 (14%)	7 (54%)
II	Ложный сустав	3	3
	Нестабильность чрескостного элемента	-	3
	Рефрактура	0	2
	Миграция конструкции	1	0
	Перелом конструкции	2	0
	Всего	6 (46%)	8 (62%)
III	Обострение хронического остеомиелита	0	1
	Всего	0 (0%)	1 (8%)

4.5. Обсуждение полученных результатов

В главе были проанализированы 2 группы и 3 подгруппы пациентов с многовершинными деформациями бедёр и голеней. Наибольшую статистическую достоверность представляло сравнение Гр.-2.2.1 и Гр.-2.2.2, а также Гр.-2.1. и Гр.2.2.2. В обоих случаях речь идёт о коррекции деформации голеней.

Сравнительный анализ выборок Гр.-2.2.1 и Гр.-2.2.2. показал, что при реализации исходной версии «пружинной» техники периоды лечения занимают больше времени, чем при реализации «модифицированной» версии. А именно, большей продолжительностью отличается период коррекции как с учётом дистракции (36 дней против 22 соответственно), так и без её учёта (25,5 дней против 13,5). Это может быть объяснено двумя факторами. Во-первых, в период реализации

исходной версии ещё не был разработан метод определения оптимального количества дней коррекции и её этот показатель определялся эмпирически, что неизбежно влекло погрешности и повышало риск необоснованного увеличения продолжительности коррекции. Во-вторых, согласно проведённому анализу, нежелательное смещение промежуточного фрагмента при реализации исходной версии методики происходит значительно чаще (70%), чем при коррекции согласно «модифицированной» версии (20%). И в 7 из 19 случаев смещения в Гр.-2.2.1 для коррекции положения промежуточного фрагмента требовались дополнительные меры: мануальное вправление опоры (4 случая) или монтаж дополнительного гексапода (3 случая). Данные манипуляции также увеличивали длительность периода коррекции. При анализе продолжительности периодов фиксации также была отмечена статистически значимая разница. Медианное значение при реализации исходной техники было больше на 53 дня. Это также объясняется тем, что выраженное нежелательное смещение промежуточного фрагмента негативно влияет на состояние дистракционных регенератов и увеличивает срок сращения. По всем остальным параметрам не было выявлено статистически значимой разницы. Данные анализа демонстрируют преимущества «модифицированной» версии методики и обосновывают значимость усовершенствований, определённых по результатам экспериментальной части настоящего исследования.

При выполнении сравнения Гр.-2.1. и Гр.-2.2.2 не было выявлено статистически значимой разницы ни по одному из исследуемых показателей. Это доказывает, что для коррекции многовершинных деформаций голеней «пружинная» техники коррекции (в усовершенствованной вариации) является такой же эффективной, как и стандартная.

При анализе результатов сравнения тех же групп, включающих деформации бедренных костей не было выявлено преимуществ «модифицированной» версия «пружинной» техники перед исходной ни в одном из параметров. Это объясняется тем, что, как ранее говорилось в Главе 3, наличие в области диафиза бедра зон прикрепления крупных мышц с направлением сокращения под углом по отношению к анатомической оси кости делает очень высоким вероятность смещения промежуточного фрагмента. Оно отсутствовало всего у 2 пациентов (по одному в каждой из групп), что означало 86% смещений в ретроспективной группе и 83% в проспективной. В то же время значимые различия отсутствовали и при сравнении групп «стандартной» и «пружинной» техник. Это объясняется тем, что размер выборок является очень малым (менее 10), а риск статистической погрешности крайне высок. Анализ, проведённый среди пациентов с многовершинными деформациями голени, даёт основание полагать, что в случае набора большего количества больных с деформациями бедренных костей будет отмечена статистически значимая разница в длительности периодов лечения среди Гр.-2.1. и Гр.-2.2.

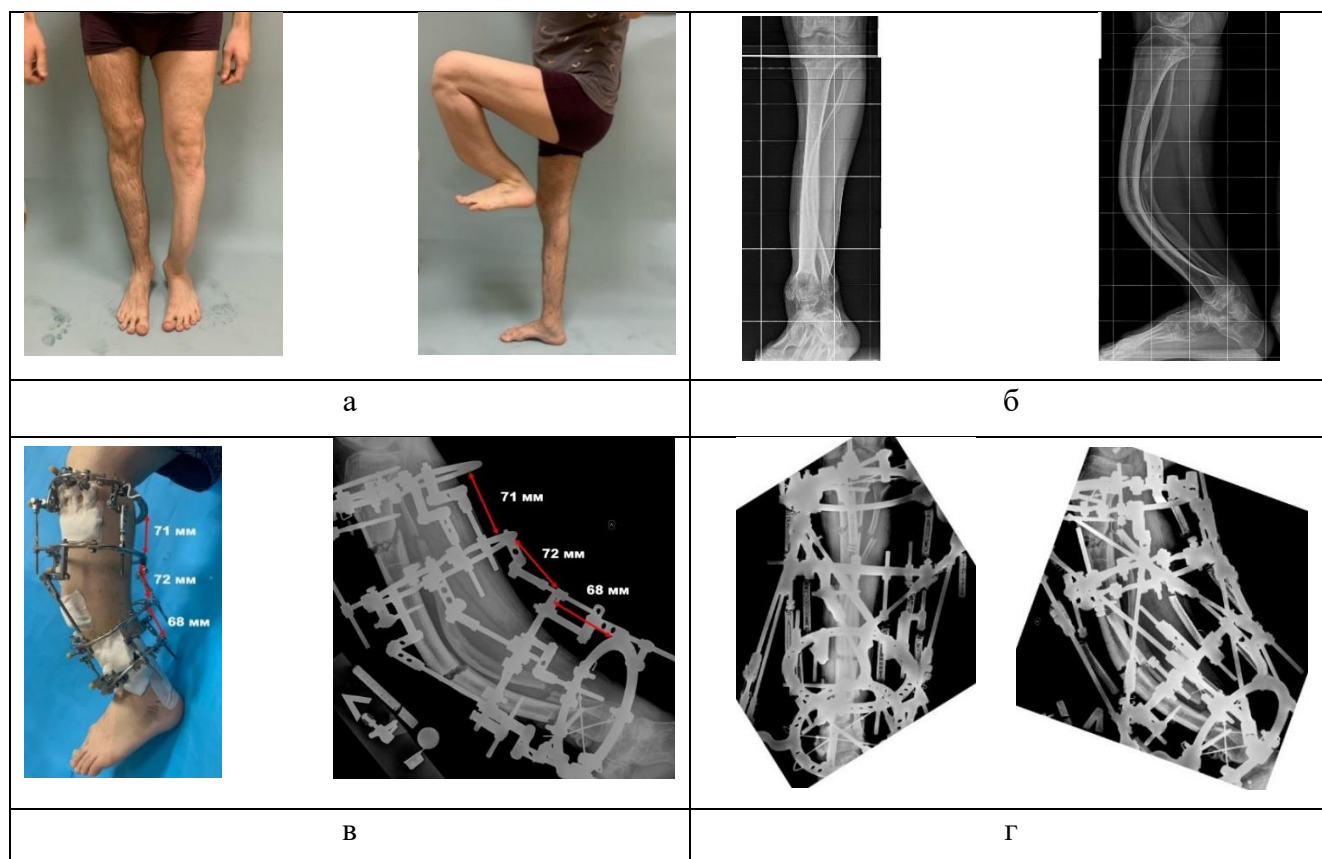
При выполнении сравнения результатов лечения больных с многовершинными деформациями бедра, пролеченными по методикам одномоментной и постепенной коррекций статистически значимой разницы в продолжительности консолидации. В то же время медианное значение Гр.-1 на 34 дня превосходит значение Гр.-2.2. Поскольку размер выборки является малым, а одна из групп сравнения не превышает 15, есть основания говорить о тенденциях к бóльшим срокам консолидации при одномоментной коррекции. Это предположение согласуется с данными литературы [38,45]. Также, результаты настоящего исследования демонстрируют значительно меньшие показатели точности коррекции Гр.-1 нежели в Гр.-2.2 (60% против 92%). И этот вывод находит подтверждение в мировой литературе [16,33,130]. Это может быть объяснено бóльшей зависимостью от навыков оперирующего хирурга [111]. Помимо этого, чаще всего для интраоперационного контроля выполненной коррекции используется электронно-оптический преобразователь (ЭОП). При помощи данного прибора могут быть визуализированы лишь небольшие участки оперируемого сегмента, значительно усложняющие оценку результата. Оптимальна реализация рентген контроля с возможностью визуализации сегмента целиком, с захватом смежных суставов. Во всех случаях лечения больных проспективной выборки, когда интраоперационный рентген-контроль осуществлялся таким образом результат коррекции был успешно достигнут. Важным аспектом является то, что использование методики одномоментной коррекции обеспечивает бóльший бытовой комфорт для больного [7,27,32,33,35], а также избавляет от характерных осложнений для чрескостного остеосинтеза, а именно трансфиксационных контрактур и воспалений вокруг чрескостных элементов [35,126]. Это подтверждается результатами настоящего исследования, демонстрирующих лучшие показатели качества жизни и функции сегмента на протяжении всех этапов послеоперационного наблюдения.

4.6. Клинический алгоритм рационального подбора методики оперативного лечения многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей и обоснование одного алгоритма

На основании материалов настоящего исследования, а также данных мировой литературы можно заключить, что одномоментная коррекция с внутренней фиксацией является методикой, позволяющей обеспечить более комфортное лечение для пациента, а также избавить его от характерных для внешней фиксации осложнений. Таким образом, именно она рекомендуется в качестве методики выбора при отсутствии противопоказаний и при наличии технической возможности для имплантации. К основным противопоказаниям стоит отнести повышенный риск развития глубокой инфекции и наличие выраженной деформации, одномоментная

коррекция которой приведёт к травматизации мягких тканей, главным образом, сосудисто-нервных структур. При возникновении подобной ситуации или при наличии формы ИМ канала (на момент окончания коррекции), не позволяющей имплантировать стержень показано выполнение постепенной коррекции многовершинной деформации.

При выборе методики постепенной коррекции необходимо определить расстояние между опорами АВФ. Поскольку, известно, что при расстоянии между кольцами менее 10-12 см компоновка аппарата более громоздка за счет необходимости применения Z-пластиков и/или «свободных» колец; альтернатива - использование минимизированных страт, что тоже имеет свои ограничения [148]. Использование «пружинной» техники позволяет полностью избежать данной проблемы. На Рисунке 4.9 представлен пример лечения пациента с трёхвершинной деформацией. Ввиду наличия выраженной антекурвации (75°), расстояние между кольцами по задней поверхности сегмента составляло от 68 до 72 мм. Монтаж трёх ортопедических гексаподов был бы технически возможен, но являлся непростой задачей для ортопеда как в плане сборки конструкции, так и в «тройном» расчете в компьютерной программе. Подобный аппарат был бы чрезвычайно неудобен для пациента ввиду веса, громоздкости и необходимости изменения длин 18 страт. Поэтому коррекция была успешно реализована с использованием «пружинной» техники.



Продолжение Рисунка 4.9

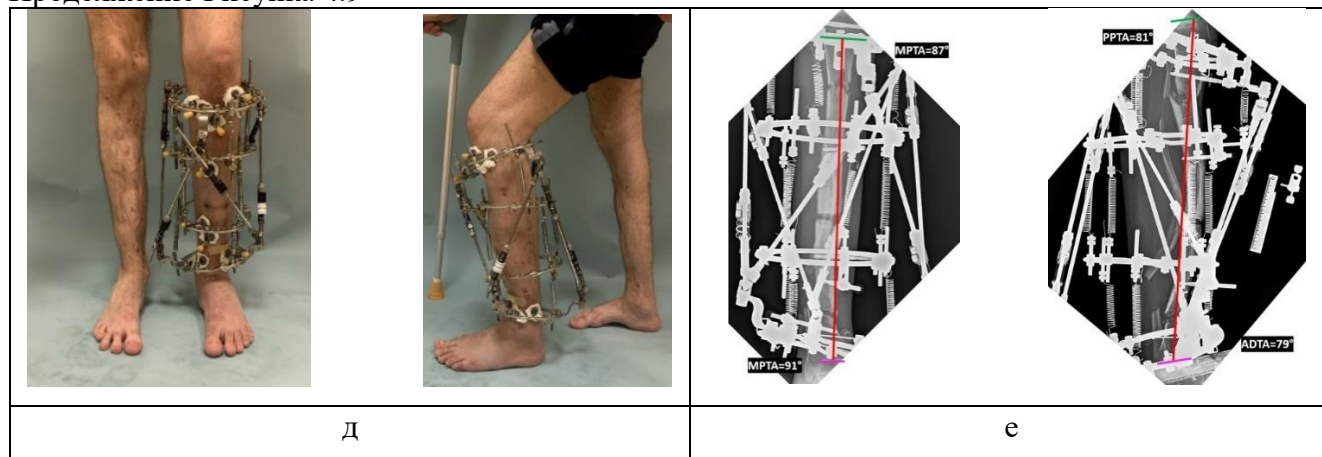


Рисунок 4.9 - Клинический пример реализации «пружинной» техники при трёхвершинной деформации голени: а,б - внешний вид пациента и рентгенограммы больного до операции; в - после окончания дистракции расстояние между опорами по задней поверхности значительно меньше оптимального для монтажа страт; г - один ортопедический гексапод и пружины успешно смонтированы, начато выполнение коррекции; д,е - пациент и его рентгенограммы на момент окончания коррекции

По описанной причине, в случаях малого (менее 10-12 см) расстояния между опорами более оптимальным является использование «пружинной» техники ввиду того, что компоновки при реализации «стандартной» методики будут чрезвычайно громоздки, а монтаж избыточно трудозатратен.

Как уже ранее говорилось в Главе 3, реализация «пружинной» техники для коррекции деформаций бедренной кости усложняется наличием на протяжении диафиза зон прикрепления мышц, направление сокращения которых находится под углом по отношению к анатомической оси кости. Пружины, необходимые для нейтрализации силы данных мышц являются чересчур жёсткими и препятствуют корректной работе ортопедического гексапода. Смещение промежуточного фрагмента может быть устранено при помощи ряда способов, наиболее простой из которых - мануальное вправление опоры. Однако, это требует от ортопеда выполнения дополнительных манипуляций и является дискомфортным, а иногда и болезненным для пациента. Завершение коррекции при помощи других методик («стандартная» или последовательная) увеличивает длительность периода коррекции. Поэтому, с учётом высоких (более 80%) рисков смещения промежуточного фрагмента оптимальнее использование «стандартной» техники коррекции.

При наличии торсионного компонента необходимо заранее рассчитать по данным КТ величину углового компонента и торсии. Поскольку, если совокупность показателей находится в области т.н. «красных ячеек», то одноэтапная коррекция при помощи одного гексапода невозможна. На Рисунке 4.10 представлена иллюстрация данного термина на примере Таблицы

3.37. Для реализации коррекции методом «пружинной» техники потребуются перемонтаж с переустановкой карданов. В связи с этим, стандартная методика коррекции деформаций является предпочтительной.

	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
5	x	100	200	400	500	700	900	1000	1300	1500	1800	2200	2600
10	x	x	33	100	133	200	267	333	433	500	633	767	900
15	x	x	20	40	80	120	160	200	260	320	380	480	580
20	x	x	17	50	67	100	150	183	233	300	367	433	533
25	x	x	x	11	33	56	89	111	156	189	244	300	367
30	x	x	x	9	27	46	64	91	127	164	209	264	327
35	x	x	x	8	23	38	54	77	108	146	185	238	300
40	x	x	x	x	6	18	29	47	71	100	135	188	241
45	x	x	x	x	x	5	9	29	43	67	100	148	210
50	x	x	x	x	x	x	8	12	19	31	54	104	169
55	x	x	x	x	x	x	x	3	3				
60	x	x	x	x	2	5	10	17	54				

Рисунок 4.10 - В Таблице красным цветом закрашены ячейки, которые соответствуют ангуляции 55° с наличием торсии 50-60° и ангуляции 60° с наличием торсии 45-60°. Данные зоны условно названы «красными ячейками», т.е. значениям деформаций, которые не могут быть одноэтапно устранены при помощи одного гексапода

Если же торсионный компонент отсутствует, тогда, для рационального подбора методики, необходимо обратиться к результатам экспериментального исследования коррекционных возможностей. Если величина деформации превосходит максимальную (согласно данным таблиц) величины, которая может быть устранена при помощи «пружинной» техники, то оптимальнее использовать «стандартную». Согласно полученным данным, стандартная техника в 10 из 11 видов перемещений превосходит «пружинную». В то же время, коррекционные возможности последней могут быть увеличены при помощи фиксационных приставок, легко собираемых и с успехом используемых в клинической практике (Рисунок 3.31). С опорой на материалы настоящего исследования был сформулирован алгоритм рационального подбора тактики оперативного лечения при коррекции многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей (Рисунок 4.11).

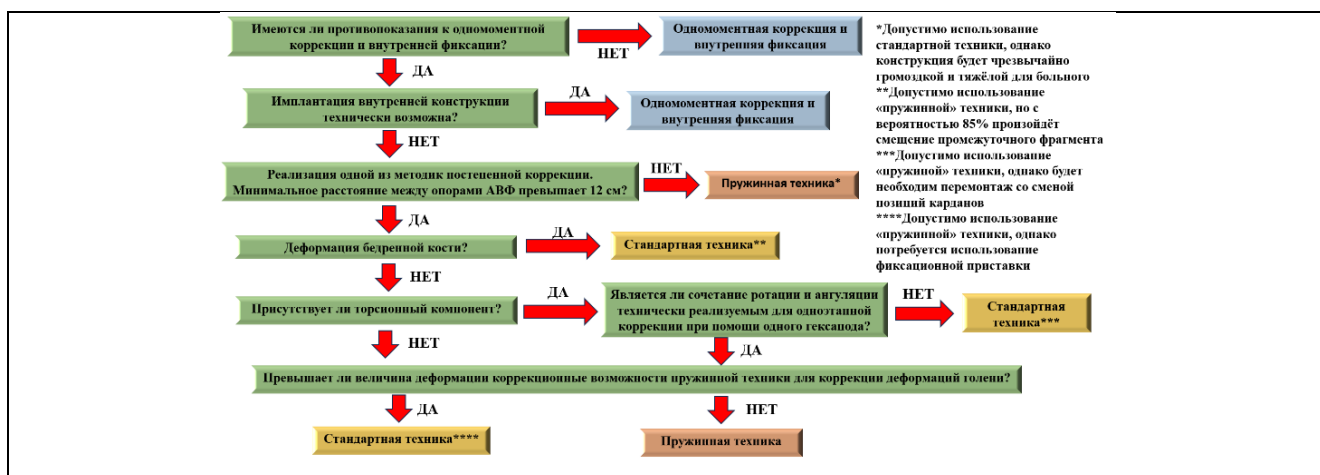


Рисунок 4.11 - Алгоритм рационального подбора тактики оперативного лечения при коррекции многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей

4.7. Резюме

Ниже описаны выводы, сделанные на основании результатов клинической части исследования:

1. Модифицированная версия «пружинной» техники, в отличие от исходной, позволяет минимизировать частоту и величину нежелательных смещений промежуточного фрагмента большеберцовой кости, что значительно снижает продолжительность периодов коррекции и фиксации;
2. «Пружинная» техника коррекции многовершинных деформаций голени является такой же эффективной, как и «стандартная» методика;
3. Методика одномоментной коррекции с внутренней фиксацией позволяет обеспечить более комфортное для пациента лечение многовершинных деформаций бедренной кости, а для минимизации риска недокоррекции рекомендуется использовать интраоперационный рентген-контроль, позволяющий полностью визуализировать сегмент и оценить результат коррекции.
4. По результатам настоящего диссертационного исследования было выполнено обоснование алгоритма, призванного упростить рациональный выбор тактики лечения многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Целью настоящего диссертационного исследования являлось обоснование алгоритма рационального выбора тактики хирургического лечения пациентов с многовершинными деформациями длинных костей нижних конечностей на основании собственных сравнительных клинических исследований и анализа профильных научных публикаций. Для достижения данной цели было поставлено пять задач, решённых в процессе экспериментально-клинического исследования.

Для решения первой задачи был выполнен анализ профильной литературы. По его результатам было определено, что коррекция многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей может выполняться одновременно с последующей внутренней фиксацией, а, при наличии противопоказаний, постепенно - по Илизарову. Для реализации постепенной коррекции достаточно широко используются ортопедические гексаподы. Их главным преимуществом, в сравнении с унифицированными коррекционными узлами по Илизарову, является возможность одновременного устранения всех компонентной деформации. В литературных источниках было найдено упоминание о трёх методиках использования ортопедических гексаподов. Это т.н. «стандартная» методика, предполагающая использование нескольких гексаподов, методика последовательной коррекции деформации и «пружинная» техника. «Пружинная» техника была предложена как альтернатива двум другим методикам, т.к. лишена присущих им недостатков. Для её реализации требуется всего один ортопедический гексапод, что обеспечивает бóльший комфорт как для врача, так и для пациента. Однако, при анализе литературы было отмечено, что «пружинная» техника имеет ряд нерешённых вопросов. А именно: было неизвестно, какие технические характеристики являются оптимальными для пружин, по каким принципам выполняется их позиционирование и крепление к опорам, как именно должен реализовываться этап distraction и расчёт коррекции в компьютерной программе ортопедического гексапода. Поэтому анализ литературы показал, что проблема лечения многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей нуждается в дальнейшем исследовании.

Решение второй задачи включало в себя две основные части. Первая предполагала реализацию физико-технического обоснования «пружинной» техники. Целью модификаций являлось минимизация рисков нежелательного смещения промежуточного фрагмента, которое отмечалось у 74% больных ретроспективной выборки. При помощи анализа биомеханических взаимодействий и математических расчётов было определено, что наибольшая нагрузка (а значит и наибольший риск смещения) на промежуточный фрагмент приходится при горизонтальном положении сегмента. Потому при моделировании именно этого положения реализовывалось

определение величин, требуемых для определения индивидуальных характеристик пружин. В связи с тем, что имеющиеся в литературе данные о силе мышечного сокращения являются усреднёнными, было принято решение определять технические характеристики пружин индивидуально для каждого пациента с учётом длины сегмента и величины мышечного тонуса. Для подтверждения теоретических расчетов был выполнен эксперимент на «условной» кости, в процессе которого были смоделированы различные варианты крепления пружин к опорам АВФ и позиционирования относительно промежуточного фрагмента. По результатам было определено, что для минимизации рисков смещения промежуточного фрагмента из «нейтрального» положения необходимо крепление пружин к опорам посредством тракционных зажимов, позволяющих регулировать величину натяжения и позиционирование параллельно по отношению к оси промежуточного фрагмента. Если же фрагмент нелинеен (или имеются 3 вершины деформации), то ориентиром является перпендикуляр к биссектрисе угла истинной деформации.

Для решения второй части второй задачи был выполнен эксперимент с использованием пластиковых моделей бедренной и большеберцовых костей. По его результатам для каждого из сегментов были разработаны «специфичные» (позволяющие достичь максимального результата в конкретном виде перемещения), «универсальные» и «универсальные клинические» (минимизирующие дискомфорт для пациента) компоновки для реализации «стандартной» и «пружинной» техник коррекции. Было определено, что «универсальная» компоновка для реализации «пружинной» техники коррекции деформаций бедренной кости в 6 видах перемещений из 11 превосходит «стандартную» в среднем 56% (14-115%) и в 1 виде из 11 - при имитации деформаций голени (преимущество 37%). Результаты эксперимента позволили определить, что для реализации максимальных коррекционных возможностей («универсальная компоновка») «пружинной» техники для бедренной кости необходимо позиционирование карданов I, III и V страт на 1,9 и 6 часах (согласно системы координат МУОЧО) соответственно, а II, IV и VI - на 12,8 и 4. Для крепления всех страт рекомендуется использовать Z-пластики, фиксируемые в направлении промежуточного фрагмента(ов), а в комплектации страт применять резьбовые стержни длиной 310-430 мм. Для обеспечения максимальных коррекционных возможностей при коррекции деформаций голени оптимальными позициями для карданов являются: 11,7 и 4 часа (для I, III и V страт) и 9,6,2 (для II, IV и VI). Фиксацию к опорам стоит осуществлять при помощи Z-пластиков, ориентированных в сторону промежуточного фрагмента(ов), а минимальная длина резьбовых стержней, которыми укомплектованы страты должна составлять 200-288 мм.

При решении третьей задачи было выполнено экспериментальное исследование, по результатам которого были определены особенности использования компьютерной программы

ортопедического гексапода при реализации «пружинной» техники. Было выявлено, что для того, чтоб избежать нежелательного смещения дистального фрагмента на этапе distraction необходимо позиционирования маркёров осей фрагментов («ёлок») в соответствии с осью дистального костного фрагмента. Также определено, что для определения оптимального количества дней коррекции необходимо определения величины наибольшего изменения длины distractionных регенератов. Это легло в основу разработанного способа определения оптимальной продолжительности периода коррекции при реализации «пружинной» техники.

В рамках решения четвёртой задачи был выполнен сравнительный анализ результатов лечения больных, разделённых на две основные группы: одномоментная коррекция и внутренняя фиксация (19 больных, 20 сегментов: бедро - 15, голень - 5) или постепенной коррекции с использованием ортопедических гексаподов. Вторая группа включала в себя две подгруппы. При помощи «стандартной» техника было устранено 27 многовершинных деформаций (26 больных), из которых 6 деформаций бедренных костей, а 21 - костей голени. Методикой «пружинной» техники было пролечено 65 сегментов у 60 больных. Из них 34 (7 бёдер и 27 голеней) было проанализировано ретроспективно, а 31 (6 бёдер, 25 голеней) - проспективно. По результатам определено, при реализации «модифицированной» версии «пружинной» техники для коррекции деформаций голени продолжительность лечения меньше, чем при «исходной» версии методики. В частности, период коррекции (без учёта distraction) короче на 12 дней, а период фиксации на 53 дня (медианные значения). Нежелательное смещение промежуточного фрагмента было отмечено у 70% ретроспективной выборки и 20% проспективной. Результаты сравнения позволили выявить негативное влияние данного фактора на продолжительность лечения. При сравнении проспективной выборки «пружинной» техники с подгруппой «стандартной» методики не было выявлено статистически значимой ($p < 0,05$) разницы ни в показателях точности коррекции, ни в длительности периодов лечения. В то же время было отмечено, что «пружинная» техника требует меньших трудозатрат от врача, а также снижает дискомфорт от лечения для больного. Также данный способ имеет меньше ограничений в тех случаях, когда присутствует малое (менее 10-12 см) расстояние между опорами. Всё это повышает привлекательность методики на фоне альтернатив. Сравнение «пружинной» техники коррекции деформаций голени с одномоментной коррекцией не было выполнено по причине выраженной разницы (80%) в объёме выборок, что противоречит правилам статистики. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов с «исходной» и «модифицированной» версиями «пружинной» техники коррекции многовершинных деформаций бедра продемонстрировал отсутствие статистически значимой разницы по всем изучаемым критериям ($p > 0,05$), включая частоту смещения промежуточного фрагмента. Аналогичный результат был отмечен и при сравнении усовершенствованной версии «пружинной» техники со стандартной. Это объясняется

малочисленностью (7 и менее) пациентов в выборках. При сравнении групп одномоментной коррекции многовершинных деформаций бедренной кости с «пружинной» техникой постепенной коррекции статистически значимой разницы в продолжительности консолидации выявлено не было ($p > 0,05$). В то же время, была отмечена значительная разница ($p < 0,05$) в точности коррекции: 60% для группы одномоментной коррекции и 92% - для постепенной. Данные опросника LEFS позволили подтвердить тезис о бóльшем комфорте внутренней фиксации для пациентов: 43 (Гр.-1) и 23 (Гр.-2) балла (медианные в периоде фиксации).

В целом, решение второй и третьей задачи позволило усовершенствовать «пружинную» технику и сформировать предпосылки для повышения её эффективности при коррекции многовершинных деформаций голени. Решение четвёртой задачи было необходимо для клинической апробации модифицированной версии методики и выполнения сравнения с альтернативными техниками.

Для решения пятой задачи было выполнено обоснование клинического алгоритма, призванного упростить подбор тактики оперативного лечения. На основании данных литературы и результатов клинического исследования была определена приоритетность одномоментной коррекции и внутренней фиксации для лечения многовершинных деформаций длинных костей нижних конечностей. При невозможности реализации данной методики рекомендуется выполнение постепенной коррекции. Выбор способа постепенной коррекции зависит от особенностей конкретного случая, отражённых в ячейках алгоритма. Таким образом, по результатам исследования была разработана и апробирована технология лечения пациентов с многовершинными деформациями.

Подводя итог, мы полагаем, что проведенное нами комплексное диссертационное исследование, включавшее экспериментальную и клиническую части, позволило решить все поставленные задачи и достигнуть поставленной цели.

ВЫВОДЫ

1. Анализ профильной литературы подтвердил высокую эффективность использования ортопедических гексаподов для постепенной коррекции многовершинных деформаций, а также необходимость усовершенствования «пружинной» техники.

2. Индивидуальное определение оптимальных характеристик пружин, их крепление к опорам посредством тракционных зажимов и монтаж в соответствии с осью промежуточного костного фрагмента позволяют избежать поперечного смещения фрагментов большеберцовой кости.

3. Для реализации максимальных коррекционных возможностей «пружинной» техники необходимо использовать страты с резьбовыми стержнями длиной не менее 310 мм для бедренной кости и не менее 209 мм для большеберцовой кости. Это при коррекции деформаций бедренной кости обеспечивает превосходство над стандартной техникой в 6 видах перемещений из 11 на 56% (14-115%), при коррекции деформаций костей голени - в 1 из 11 на 37%.

4. Для исключения поперечного смещения дистального фрагмента на этапе дистракции маркеры осей фрагментов необходимо располагать в соответствии с осью дистального фрагмента. Способа расчета оптимального количества дней коррекции при использовании «пружинной» техники основан на моделировании положения промежуточного фрагмента(ов) при помощи шаблона и измерения длин каждого из дистракционных регенератов.

5. Методика одномоментной коррекции в сравнении с постепенной обеспечивает меньшую точность, имеет ограниченные показания, однако, она более комфортна для пациентов и позволяет избежать характерных для внешней фиксации осложнений.

6. Компоновка аппарата внешней фиксации для реализации «пружинной» техники до 1 кг легче, чем при для «стандартной», методике, необходим только один расчёт в компьютерной программе и изменения длин только 6 страт. Это делает «пружинную» технику более комфортной методикой как для врача, так и для пациента, особенно, при наличии малого (12 и менее см) расстояния между опорами.

7. Модифицированная версия «пружинной» техники в сравнении с исходной предполагает меньшую продолжительность периодов коррекции (Me на 12 дней) и фиксации (Me на 53 дня). Модифицированная версия «пружинной» техники и «стандартная» техники имеют одинаковые показатели точности коррекции и длительности периодов коррекции и фиксации ($p > 0,05$)

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При планировании коррекции многовершинной деформации с нелинейным промежуточным отделом согласно «стандартной» методике коррекции рекомендуется определять т.н. «назначенную» ось промежуточного костного отдела. «Назначенной» оси соответствует та часть оси сегмента, которая находится в пределах границ промежуточного костного отдела по результатам имитации коррекции.

2. В ситуации, когда при планировании коррекции ось промежуточного отдела не удаётся позиционировать в пределах границ кости на всём протяжении рекомендуется выполнять три остеотомии. В противном случае возникает высокая вероятность «клинически неприемлемого» результата.

3. При монтаже АВФ рекомендуется, по возможности, позиционировать промежуточную опору максимально близко к середине расстояния между проксимальной и дистальной опорами, поскольку это делает более простым, в зависимости от выбранной методики, монтаж нескольких ортопедических гексаподов или пружин.

4. При необходимости использования сферических шайб для корректного позиционирования пружин необходимо следить за неизменностью положения тракционных зажимов относительно опоры, в особенности, при изменении величины натяжения. Для этого, при выполнении данной манипуляции, рекомендуется пользоваться помощью ассистента, который осуществляет фиксацию зажима и смещает его строго вдоль оси без изменения угла наклона, в то время как ортопед выполняет перемещение гаек.

5. При «стандартной» технике коррекции, перед выполнением расчёта в компьютерной программе гексапода, следует заранее нанести на рентгенограммы «назначенную» ось промежуточного костного фрагмента, определённую при планировании. Это значительно облегчит позиционирование маркёров осей фрагментов.

6. При определении оптимального количества дней коррекции при реализации «пружинной» техники в момент имитации конечного положения промежуточного фрагмента может происходить наложение контуров шаблона на «красный» контур. При возникновении данной ситуации необходимо дать дополнительную distraction. В противном случае при реализации коррекции произойдёт столкновение костных фрагментов.

7. При использовании «пружинной» техники пациент должен быть осведомлён, что в связи с эластичной фиксацией промежуточного костного фрагмента, в период коррекции следует избегать внешнего давления на фиксирующего его опору, в том числе находясь в положении лёжа.

8. После завершения периода коррекции, при отсутствии противопоказаний, рекомендуется рассмотреть возможность перехода на внутреннюю фиксацию.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И ОПРЕДЕЛЕНИЙ

Сокращения:

1. АВФ - аппарат внешней фиксации
2. ВАК - высшая аттестационная комиссия
3. ВД - вершина деформации
4. ИМ - интрамедуллярный
5. Иф - индекс фиксации
6. Ио - индекс остеосинтеза
7. КТ - компьютерная томография
8. МД - многовершинная деформация
9. МУОЧО - метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза
10. НИР - научно-исследовательская работа
11. РЛУ - референтные линии и углы
12. ЭВМ - электронно-вычислительная машина
13. ЭОП - электронно-оптический преобразователь
14. AOD - Apex of deformity
15. ASAMI - Association for the Study and Application of the Methods of Ilizarov
16. CORA - Center of Rotation of Angulation
17. ИНА - Ilizarov Hexapod Apparatus
18. LEFS - Lower Extremity Functional Scale
19. OSF - Ortho-SUV Frame
20. SAR - Structures at Risk
21. TSF - Taylor Spatial Frame

Определения:

1. «Стандартная методика выполнения расчёта дистракции в компьютерной программе ортопедического гексапода» предполагает позиционирование маркёров осей фрагментов в соответствии с осью проксимального костного фрагмента.

2. «Стандартная» («традиционная») техника коррекции многовершинных деформаций с использованием ортопедических гексаподов предполагает использование нескольких ортопедических гексаподов - по одному для каждой вершины деформации.

3. «Пружинная» техника коррекции многовершинных деформаций предполагает использование одного ортопедического гексапода, страты которого соединяют проксимальную и дистальную опоры, а промежуточная(-ые) фиксируются к смежным опорам при помощи пружинного блока.

4. «Специфические» компоновки – это компоновки, обеспечивающие максимальную величину одного из видов перемещений дистальной опоры, например, максимальную варизацию.

5. «Универсальные» компоновки – это компоновки, обеспечивающие максимально возможную величину всех вариантов перемещения дистальной опоры.

6. «Универсальные клинические» компоновки – это версии «универсальных» компоновок, разработка которых была направлена на уменьшение громоздкости аппарата и повышения комфортности лечения для пациента.

7. «Исходная» версия «пружинной» техники предполагает непосредственное крепление пружин к опорам так, чтобы они формировали равносторонний треугольник.

8. «Модифицированная» версия «пружинной» техники предполагает использование пружин с индивидуально рассчитанными техническими характеристиками, которые фиксируются к опорам посредством тракционных зажимов. Пружины должны быть позиционированы по периметру опоры в форме равностороннего треугольника, а также параллельно по отношению к оси промежуточного костного фрагмента.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Paley, D. Principles of deformity correction. / D. Paley. - New York: Springer-Verlag, 2009. - 806 p.
2. Solomin L.N. The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov and Other Devices (2nd edition) // Milan: Springer-Verlag Italia, 2012. - 1593 pp.
3. Paley D., Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia //Clinical Orthopaedics and Related Research. - 1992. - №. 280. - C. 65-71.
4. Fox, D. B., Tomlinson, J. L., Cook, J. L., Breshears, L. M. Principles of uniapical and biapical radial deformity correction using dome osteotomies and the center of rotation of angulation methodology in dogs //Veterinary Surgery. - 2006. - T. 35. - №. 1. - C. 67-77.
5. Lesiak A. C., Vosseller J. T., Rozbruch S. R. Osteotomy, arthrodesis, and arthroplasty for complex multiapical deformity of the leg //HSS Journal®. - 2012. - T. 8. - №. 3. - C. 304-308.
6. Fabricant P. D., Camara J. M., Rozbruch S. R. Femoral deformity planning: intentional placement of the apex of deformity //Orthopedics. - 2013. - T. 36. - №. 5. - C. e533-e537.
7. Kocaoğlu M., Tsuchiya H., Eralp L. (ed.). Advanced techniques in limb reconstruction surgery. - Springer, 2015.
8. Sharkey M. S., Grunseich K., Carpenter T. O. Contemporary medical and surgical management of X-linked hypophosphatemic rickets //JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. - 2015. - T. 23. - №. 7. - C. 433-442.
9. Schröter. S., Elson, D. W., Ateschrang, A., Ihle, C., Stöckle, U., Dickschas, J., Harrer, J. Lower limb deformity analysis and the planning of an osteotomy //The Journal of Knee Surgery. - 2017. - T. 30. - №. 05. - C. 393-408.
10. Çakmak M., Civan M. Multiapical Deformities //Basic Techniques for Extremity Reconstruction. - Springer, Cham, 2018. - C. 285-294.
11. Corona. P. S., Vicente, M., Tetsworth, K., Glatt, V. Preliminary results using patient-specific 3d printed models to improve preoperative planning for correction of post-traumatic tibial deformities with circular frames //Injury. - 2018. - T. 49. - C. S51-S59.
12. Hooper, J. M., Walker, P., Hsu, T. T., Kurtz, A., Reynolds, R., Hennessy, D., Chu, A. Biomechanical implications of an oblique knee joint line //The Journal of Knee Surgery. - 2018. - T. 31. - №. 08. - C. 761-766.
13. Xu, J., Zhang, Y., Li, D., Huang, Y., Cai, Z., Ma, R. Different osteotomy solutions influence future total knee arthroplasty in patients with multiapical lower extremity deformities //ANNALS OF JOINT. - 2018. - T. 3. - №. 4.

14. Mechoor K. Long bone deformities of the lower limb and concepts of deformity planning //Kerala Journal of Orthopaedics. - 2023. - Т. 2. - №. 1. - С. 99-109.
15. Rozbruch S. R. Multiapical Deformity of Knee, Tibia, and Ankle Treated with Osteotomy, Arthrodesis, and Arthroplasty //Limb Lengthening and Reconstruction Surgery Case Atlas: Adult Deformity• Tumor• Upper Extremity. - Cham : Springer Nature Switzerland, 2024. - С. 265-270.
16. Tetsworth K. D., Paley D. Accuracy of correction of complex lower-extremity deformities by the Ilizarov method //Clinical Orthopaedics and Related Research®. - 1994. - Т. 301. - С. 102-110.
17. Соломин, Л. Н., Щепкина, Е. А., Корчагин, К. Л., Сабиров, Ф. К., Таката, М., Цучия, Х. Новый способ коррекции многоуровневых деформаций длинных костей с использованием ортопедического гексапода //Травматология и ортопедия России. - 2017. - Т. 23. - №. 3. - С. 103-109.
18. Виленский, В. А., Захарьян, Е. А., Зубаиров, Т. Ф., Долгиев, Б. Х., Толдиева, Х. Б., Фомылина, О. А. Лечение двухуровневых деформаций костей голени: два гексапода или один? //Современные проблемы науки и образования. - 2019. - №. 6. - С. 141-141.
19. Standard SC, Herzenberg JE, Conway JD, Siddiqui NA, McClure PK. The Art of Limb Alignment. Baltimore //Rubin Institute for Advanced Orthopedics, Sinai Hospital of Baltimore. - 2019.
20. Рохоев, С. А., Митрофанов, А. И., Сараев, А. В., Корнилов, Н. Н. Артропластика коленного сустава при внесуставных деформациях: какую тактику лечения выбрать? (клиническое наблюдение и обзор литературы) //Гений ортопедии. - 2020. - Т. 26. - №. 1. - С. 108-116.
21. Баиндурашвили, А. Г., Виленский, В. А., Захарьян, Е. А., Поздеев, А. П., Зубаиров, Т. Ф., Баушев, М. А. Лечение многоуровневых деформаций костей голени у детей при помощи ортопедического гексапода. - 2020
22. Eralp, L., Kocaoglu, M., Cakmak, M., Özden, V. E. A correction of windswept deformity by fixator assisted nailing: a report of two cases //The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume. - 2004. - Т. 86. - №. 7. - С. 1065-1068.
23. Song H. R. et al. Deformity correction by external fixation and/or intramedullary nailing in hypophosphatemic rickets //Acta Orthopaedica. - 2006. - Т. 77. - №. 2. - С. 307-314.
24. Gilbody J., Thomas G., Ho K. Acute versus gradual correction of idiopathic tibia vara in children: a systematic review //Journal of Pediatric Orthopaedics. - 2009. - Т. 29. - №. 2. - С. 110-114.
25. Horn D. M., Fragomen A. T., Rozbruch S. R. Supramalleolar osteotomy using circular external fixation with six-axis deformity correction of the distal tibia //Foot & ankle international. - 2011. - Т. 32. - №. 10. - С. 986-993.
26. Nicol S., Jackson M., Monsell F. Recent advances in external fixation //Bone & Joint 360. - 2015. - Т. 4. - №. 4. - С. 2-7.

27. Galal S. Comparison of fixator-assisted plating versus fixator-assisted nailing for distal femoral osteotomy //Journal of Limb Lengthening & Reconstruction. - 2017. - T. 3. - №. 1. - C. 52.
28. Simon M. H., Grünwald, L., Schenke, M., Dickschas, J., Strecker, W. Corrective osteotomies of femur and tibia: which factors influence bone healing? //Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. - 2019. - T. 140. - №. 3. - C. 303-311.
29. Chaudhary M. M., Lakhani P. H. Double-level fixator-assisted nailing (DL-FAN) //The Bone & Joint Journal. - 2019. - T. 101. - №. 2. - C. 178-188.
30. Oba, M., Choe, H., Yamada, S., Gondai, Y., Abe, K., Tezuka, T., Inaba, Y. Corrective osteotomy for complex tibial deformity in a patient with hereditary vitamin D-resistant hypophosphatemic rickets (HVDRR) using CT-based navigation system and 3D printed osteotomy model //Computer Assisted Surgery. - 2022. - T. 27. - №. 1. - C. 84-90.
31. Rogers, M. J., McFadyen, I., Livingstone, J. A., Monsell, F., Jackson, M., Atkins, R. M. Computer hexapod assisted orthopaedic surgery (CHAOS) in the correction of long bone fracture and deformity //Journal of orthopaedic trauma. - 2007. - T. 21. - №. 5. - C. 337-342.
32. Bilen, F. E., Kocaoglu, M., Eralp, L., Balci, H. I. (2010). Fixator-assisted nailing and consecutive lengthening over an intramedullary nail for the correction of tibial deformity //The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume. - 2010. - T. 92. - №. 1. - C. 146-152.
33. Eralp, L., Kocaoglu, M., Toker, B., Balci, H. I., Awad, A. Comparison of fixator-assisted nailing versus circular external fixator for bone realignment of lower extremity angular deformities in rickets disease //Archives of orthopaedic and trauma surgery. - 2011. - T. 131. - №. 5. - C. 581-589.
34. Сабиров Ф. К. Использование экстракортикальных фиксаторов при чрескостном остеосинтезе бедренной кости (экспериментально-клиническое исследование) : дис. - Рос. науч.-исслед. ин-т травматологии и ортопедии им. П. П. Вредена, 2016.
35. Kocaoglu, M., Bilen, F. E., Sen, C., Eralp, L., Balci, H. I. Combined technique for the correction of lower-limb deformities resulting from metabolic bone disease //The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume. - 2011. - T. 93. - №. 1. - C. 52-56.
36. Donnan L. T., Saleh M., Rigby A. S. Acute correction of lower limb deformity and simultaneous lengthening with a monolateral fixator //The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume. - 2003. - T. 85. - №. 2. - C. 254-260.
37. Feldman, D. S., Madan, S. S., Koval, K. J., van Bosse, H. J., Bazzi, J., Lehman, W. B. Correction of tibia vara with six-axis deformity analysis and the Taylor Spatial Frame //Journal of Pediatric Orthopaedics. - 2003. - T. 23. - №. 3. - C. 387-391
38. Matsubara, H., Tsuchiya, H., Sakurakichi, K., Watanabe, K., & Tomita, K. Deformity correction and lengthening of lower legs with an external fixator //International orthopaedics. - 2006. - T. 30. - №. 6. - C. 550-554.

39. Vaidya, S. V., Song, H. R., Lee, S. H., Suh, S. W., Keny, S. M., Telang, S. S. Bifocal tibial corrective osteotomy with lengthening in achondroplasia: an analysis of results and complications //Journal of Pediatric Orthopaedics. - 2006. - Т. 26. - №. 6. - С. 788-793.
40. Аранович, А. М., Стогов, М. В., Гасанова, А. Г., Коркин, А. Я. Состояние минерального обмена у детей с фосфат-диабетом при коррекции деформаций нижних конечностей методом Илизарова //Гений ортопедии. - 2011. - №. 1. - С. 71-74.
41. Виленский, В. А., Поздеев, А. А., Зубаиров, Т. Ф., Захарьян, Е. А., Поздеев, А. П. Лечение детей с деформациями длинных трубчатых костей нижних конечностей методом чрескостного остеосинтеза с использованием аппарата «Орто-СУВ»: анализ 213 случаев //Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. - 2016. - Т. 4. - №. 4. - С. 21-32.
42. Виленский, В. А., Поздеев, А. А., Зубаиров, Т. Ф., Захарьян, Е. А. Деформации костей голени у детей вследствие повреждения зоны роста: анализ хирургического лечения 28 пациентов (предварительное сообщение) //Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. - 2017. - Т. 5. - №. 4. - С. 38-47.
43. Виленский, В. А., Захарьян, Е. А., Поздеев, А. А., Зубаиров, Т. Ф., Поздеев, А. П. Лечение детей с врожденными деформациями длинных костей нижних конечностей путем последовательного использования управляемого роста и чрескостного остеосинтеза (предварительное сообщение) //Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. - 2018. - Т. 6. - №. 3. - С. 12-24.
44. Hammouda, A. I., Szymczuk, V. L., Gesheff, M. G., Mohamed, N. S., Conway, J. D., Standard, S. C., Herzenberg, J. E. Acute deformity correction and lengthening using the PRECICE magnetic intramedullary lengthening nail //Journal of Limb Lengthening & Reconstruction. - 2020. - Т. 6. - №. 1. - С. 20.
45. Lu, Y., Li, J., Qiao, F., Xu, Z., Zhang, B., Jia, B., Cao, X. Correction of severe lower extremity deformity with digital hexapod external fixator based on CT data //European Journal of Medical Research. - 2022. - Т. 27. - №. 1. - С. 252.
46. Tsuchiya, H., Uehara, K., Abdel-Wanis, M. E., Sakurakichi, K., Kabata, T., Tomita, K. Deformity correction followed by lengthening with the Ilizarov method //Clinical Orthopaedics and Related Research®. - 2002. - Т. 402. - С. 176-183.
47. Скоморошко П. В. Оптимизация лечения больных с диафизарными деформациями бедренной кости на основе использования чрескостного аппарата со свойствами пассивной компьютерной навигации (экспериментально-клиническое исследование) : дис. - Рос. науч.-исслед. ин-т травматологии и ортопедии им. РР Вредена МЗ РФ, 2014.

48. Naqui, S. Z. H., Thiryayi, W., Foster, A., Tselentakis, G., Evans, M., Day, J. B. Correction of simple and complex pediatric deformities using the Taylor-Spatial Frame //Journal of Pediatric Orthopaedics. - 2008. - Т. 28. - №. 6. - С. 640-647.
49. Соломин Л. Н., Утехин А. И., Виленский В. А. «Орто-СУВ» аппарат: чрескостный аппарат, работа которого основана на компьютерной навигации //Гений ортопедии. - 2011. - №. 2. - С. 148-156.
50. Koren L., Keren Y., Eidelman M. Multiplanar deformities correction using Taylor Spatial Frame in skeletally immature patients //The Open Orthopaedics Journal. - 2016. - Т. 10. - С. 71.
51. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза / Под ред. Л.Н. Соломина.-М.: Издательство БИНОМ, 2015.-Т.2.-2-е издание, переработанное и дополненное. -696 с.:ил.
52. Abdelaziz, A. M., Gamal, H. A., Ahmad, A. S., Abdulsalam, A. A. Correction of multiplanar proximal tibial deformities using the taylor spatial frame //Journal of Limb Lengthening & Reconstruction. - 2020. - Т. 6. - №. 1. - С. 40.
53. Seide, K., Faschingbauer, M., Wenzl, M. E., Weinrich, N., Juergens, C. A hexapod robot external fixator for computer assisted fracture reduction and deformity correction //The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. - 2004. - Т. 1. - №. 1. - С. 64-69.
54. Eidelman M., Bialik V., Katzman A. Correction of deformities in children using the Taylor spatial frame //Journal of Pediatric Orthopaedics B. - 2006. - Т. 15. - №. 6. - С. 387-395.
55. Elbatrawy Y., Fayed M. Deformity correction with an external fixator: ease of use and accuracy? //Orthopedics. - 2009. - Т. 32. - №. 2. - С. 82.
56. Виленский В. А. Разработка основ новой технологии лечения пациентов с диафизарными повреждениями длинных костей на базе чрескостного аппарата со свойствами пассивной компьютерной навигации (экспериментально-клиническое исследование): дис. - Рос. науч.-исслед. ин-т травматологии и ортопедии им. П.П. Вредена, 2009.
57. Ganger, R., Radler, C., Speigner, B., Grill, F. Correction of post-traumatic lower limb deformities using the Taylor spatial frame //International orthopaedics. - 2010. - Т. 34. - №. 5. - С. 723-730.
58. Faschingbauer, M., Heuer, H. J., Seide, K., Wendlandt, R., Münch, M., Jürgens, C., Kirchner, R. Accuracy of a hexapod parallel robot kinematics based external fixator //The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery. - 2014. - Т. 11. - №. 4. - С. 424-435.
59. Brinker M. R., O'Connor D. P. Principles of malunions //Rockwood Green's fractures in adults. 8th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health. - 2015. - С. 869-94.
60. Виленский, В. А., Поздеев, А. П., Бухарев, Э. В., Поздеев, А. А., Зубаиров, Т. Ф., Соломин, Л. Н. Ортопедические гексаподы: история, настоящее, перспективы //Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. - 2015. - Т. 3. - №. 1. - С. 61-69.

61. Roy, A., Pesenti, S., Chalopin, A., Peltier, E., Jouve, J. L., Launay, F. Can the TrueLok Hexapod System™ be used to accurately correct lower limb deformity in children? //Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. - 2020. - T. 106. - №. 7. - C. 1361-1366.
62. Massobrio M., Mora R. (ed.). Hexapod External Fixator Systems: Principles and Current Practice in Orthopaedic Surgery. - Springer International Publishing, 2021.-311 p.
63. Manner H.M., Huebl M, Radler C, Ganger R, Petje G, Grill F. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator. J Child Orthop 2007; 1(1): 55-61.
64. Dammerer, D., Kirschbichler, K., Donnan, L., Kaufmann, G., Krismer, M., Biedermann, R. Clinical value of the Taylor Spatial Frame: a comparison with the Ilizarov and Orthofix fixators //Journal of children's orthopaedics. - 2011. - T. 5. - №. 5. - C. 343-349.
65. Hasler C. C., Krieg A. H. Current concepts of leg lengthening //Journal of children's orthopaedics. - 2012. - T. 6. - №. 2. - C. 89-104.
66. Solomin L. N., Paley, D., Shchepkina, E. A., Vilensky, V. A., Skomoroshko, P. V. A comparative study of the correction of femoral deformity between the Ilizarov apparatus and Ortho-SUV Frame //International orthopaedics. - 2014. - T. 38. - C. 865-872.
67. Keshet D., Eidelman M. Clinical utility of the Taylor spatial frame for limb deformities //Orthopedic Research and Reviews. - 2017. - C. 51-61.
68. Riganti, S., Nasto, L. A., Mannino, S., Marrè Brunenghi, G., Boero, S. Correction of complex lower limb angular deformities with or without length discrepancy in children using the TL-HEX hexapod system: comparison of clinical and radiographical results //Journal of Pediatric Orthopaedics B. - 2018. - T. 28. - №. 3. - C. 214-220.
69. Ray, V., Popkov, D., Lascombes, P., Barbier, D., & Journeau, P. Simultaneous multisegmental and multifocal corrections of complex lower limb deformities with a hexapod external fixator //Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. - 2021. - C. 103042.
70. Trombetti, A., Al-Daghri, N., Brandi, M. L., Cannata-Andía, J. B., Cavalier, E., Chandran, M., Rizzoli, R. Interdisciplinary management of FGF23-related phosphate wasting syndromes: a consensus statement on the evaluation, diagnosis and care of patients with X-linked hypophosphataemia //Nature Reviews Endocrinology. - 2022. - T. 18. - №. 6. - C. 366-384.
71. Tsuchiya H. Deformity Correction (Tibial Bone Defect due to Osteomyelitis) in Lower Limb Using Taylor Spatial Frame //Limb Lengthening and Reconstruction Surgery Case Atlas: Adult Deformity• Tumor• Upper Extremity. - Cham : Springer Nature Switzerland, 2024. - C. 573-578.
72. Соломин, Л. Н., Щепкина, Е. А., Поздеев, А. П., Виленский, В. А., Корчагин, К. Л., Сабиров, Ф. К., Гаджиев, В. Е. О. Способ коррекции многоуровневых деформаций длинных костей. — 2018.

73. Прохоров А. М. Большая Советская Энциклопедия: Ива-Италики. - Изд-во " Советская энциклопедия", 1972. - Т. 8.
74. Дубровский В. И., Федорова В. Н. Учебник для ВУЗов //Биомеханика. Москва. – 2003.
75. Зырянов С. Я. Клиническая классификация деформаций конечностей //Гений ортопедии. - 1998. - №. 2. - С. 34-36.
76. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. Янсон Х.А. Рига, «Зинатне»- 1975 г. 324 с.
77. Маркс В. О. Ортопедическая диагностика (руководство-справочник). Мн., «Наука и техника», 1978, с.512.
78. Maini, L., Singh, S., Kushwaha, N. S., Saini, A., Rohilla, S., Sharma, H., Sharma, V. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity in Indian adult males //Journal of Arthroscopy and Joint Surgery. - 2015. - Т. 2. - №. 3. - С. 128-131.
79. Тропин, В. И., Буравцов, П. П., Бирюкова, М. Ю., Чертищев, А. А., Тропин, Д. В. Оперативное лечение пациентов с гонартрозом и варусной деформацией коленного сустава с применением аппарата Илизарова //Гений ортопедии. - 2016. - №. 1. - С. 70-74.
80. El Ghazaly S. A., El-Moatasem E. H. M. Femoral supracondylar focal dome osteotomy with plate fixation for acute correction of frontal plane knee deformity //Strategies in Trauma and Limb Reconstruction. - 2015. - Т. 10. - №. 1. - С. 41-47.
81. Paley D., Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs //Orthop Clin North Am. - 1994. - Т. 25. - С. 425-466.
82. Соломин, Л. Н., Щепкина, Е. А., Кулеш, П. Н., Виленский, В. А., Корчагин, К. Л., Скоморошко, П. В. Определение референтных линий и углов длинных трубчатых костей. - 2012.
83. Хусаинов Н. О. Торсионные деформации нижних конечностей у больных детским церебральным параличом //Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. - 2014. - Т. 2. - №. 1. - С. 63-69.
84. Тихилов, Р. М., Шубняков, И. И., Плиев, Д. Г., Денисов, А. О., Мясоедов, А. А., Гончаров, М. Ю., Билык, С. С. Руководство по хирургии тазобедренного сустава. - 2015.
85. Варфоломеев Д. И. Способ определения торсии шейки бедренной кости. - 2019.
86. Аносов, В. С., Соколовский, О. А., Сычевский, Л. З., Лобань, С. Б., Слапик, С. С. Диагностические приемы измерения торсионного профиля нижних конечностей //Медицинские новости. - 2020. - №. 11 (314). - С. 31-34.
87. Мингазов Э. Р., Рябых Т. В., Попков Д. А. Особенности ортопедического и соматического статуса у пациентов с несовершенным остеогенезом //Гений ортопедии. - 2018. - Т. 24. - №. 2. - С. 177-184.

88. Gupta, P., Gupta, V., Patil, B., Verma, V. Angular deformities of lower limb in children: Correction for whom, when and how? //Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma. - 2020. - Т. 11. - №. 2. - С. 196-201.
89. Кулеш П. Н., Соломин Л. Н. Изменения взаимоотношений референтных линий при коррекции формы ног в соответствии с желаниями пациента //Гений ортопедии. - 2021. - Т. 27. - №. 3. - С. 390-397.
90. Watanabe, K., Tsuchiya, H., Sakurakichi, K., Matsubara, H., Tomita, K. Double-level correction with the Taylor Spatial Frame for shepherd's crook deformity in fibrous dysplasia //Journal of Orthopaedic Science. - 2007. - Т. 12. - №. 4. - С. 390.
91. Захарьян Е. А., Поздеев А. П., Виленский В. А. Лечение деформаций костей голени у пациентов с консолидированным врожденным ложным суставом //Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. - 2018. - Т. 6. - №. 4. - С. 27-36.
92. Крисюк А. П., Кинчая-Полищук Т. А. Способ лечения угловых деформаций конечностей при почечной остеодистрофии. - 1985.
93. Котельников Г. П., Измалков С. Н., Ларцев Ю. В. Способ реконструкции угловой деформации костей. - 2005.
94. Nakase, T., Yasui, N., Kawabata, H., Shimizu, N., Ohzono, K., Hiroshima, K., Yoshikawa, H. (2007). Correction of deformity and shortening due to post traumatic epiphyseal arrest by distraction osteogenesis //Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. - 2007. - Т. 127. - №. 8. - С. 659-663.
95. Knapp J. L., Tomlinson J. L., Fox D. B. Classification of angular limb deformities affecting the canine radius and ulna using the center of rotation of angulation method //Veterinary Surgery. - 2016. - Т. 45. - №. 3. - С. 295-302.
96. Paley D. The principles of deformity correction by the Ilizarov technique: Technical aspects //Techniques in Orthopaedics. - 1989. - Т. 4. - №. 1. - С. 15-29.
97. Heijens E., Gladbach B., Pfeil J. Definition, quantification, and correction of translation deformities using long leg, frontal plane radiography //Journal of Pediatric orthopedics. Part B. - 1999. - Т. 8. - №. 4. - С. 285-291.
98. Артемьев, А. А., Ивашкин, А. Н., Абросимов, М. Н., Шипулин, А. А. Остеотомии при гонартрозе у пожилых пациентов: эффективно, но почему так поздно? //Травма 2018: мультидисциплинарный подход. - 2018. - С. 29-30. (70% и многоуровневые)
99. Давыдова, О. В., Антонова, А. А., Дербенева, Л. И., Гернер, М. Г., Рабеева, А. Г., Торишнева, Ж. Э. НАСЛЕДСТВЕННАЯ ТУБУЛОПАТИЯ: ФОСФАТ-ДИАБЕТ (Два клинических наблюдения) //Вестник современной клинической медицины. - 2024. - Т. 17. - №. 2. - С. 124-129.

100. Шевцов, В. И., Шрейнер, А. А., Смелышев, К. Н., Свешников, А. А., Обанина, Н. Ф. Рентгенологическая картина и плотность минеральных веществ в костях голени на этапах коррекции двухуровневых деформаций аппаратом Илизарова //Гений ортопедии. - 2000. - №. 1. - С. 60-64.
101. Лунева, С. Н., Смелышев, К. Н., Ерофеева, Т. Н., Десятниченко, К. С. Пролиферативная и экспрессивная активности клеток суставного хряща при устранении деформации голени в эксперименте //Гений ортопедии. - 2000. - №. 4. - С. 15-18.
102. Зырянов С. Я. Одновременное устранение деформаций всех сегментов нижней конечности //Гений ортопедии. - 1995. - №. 1. - С. 53-58
103. Корнилов Н. В., Дулаева А. К. Травматология и ортопедия //Т. - 2006. - Т. 3. - С. 1053.
104. Шевцов, В. И., Дьячкова, Г. В., Ковалева, А. В., Корабельников, М. А., Алекберов, Д. А., Щукин, А. А., Нижечик, С. А. Качественный и количественный анализ КТ-морфологии distractionного регенерата при удлинении и устранении деформаций нижних конечностей //Травматология и ортопедия России. - 2007. - №. 3. - С. 56-62.
105. Мингазов, Э. Р., Попков, А. В., Кононович, Н. А., Аранович, А. М., Попков, Д. А. Результаты применения интрамедуллярного трансфизарного эластичного армирования у пациентов с тяжелыми формами несовершенного остеогенеза //Гений ортопедии. - 2016. - №. 4. - С. 6-16.
106. Солодовникова, Е. Н., Жердев, К. В., Челпаченко, О. Б., Овечкина, А. А., Яцык, С. П., Тимофеев, И. В. Современные подходы к оперативному лечению детей с несовершенным остеогенезом //Педиатрия. Приложение к журналу Consilium Medicum. - 2021. - №. 3. - С. 265-270
107. McCoy Jr, T. H., Kim, H. J., Cross, M. B., Fragomen, A. T., Healey, J. H., Athanasian, E. A., Rozbruch, S. R. Bone tumor reconstruction with the Ilizarov method //Journal of surgical oncology. - 2012. - Т. 107. - №. 4. - С. 343-352.
108. Kushchayeva, Y. S., Kushchayev, S. V., Glushko, T. Y., Tella, S. H., Teytelboym, O. M., Collins, M. T., Boyce, A. M. Fibrous dysplasia for radiologists: beyond ground glass bone matrix //Insights into imaging. - 2018. - Т. 9. - №. 6. - С. 1035-1056.
109. Моренко Е. С., Кенис В. М., Сапоговский А. В. Воспроизводимость основных рентгенометрических параметров деформаций нижних конечностей у детей с системными дисплазиями скелета //Травматология и ортопедия России. - 2018. - Т. 24. - №. 1. - С. 74-79.
110. Stevens, P. M., Novais E. N. Multilevel guided growth for hip and knee varus secondary to chondrodysplasia //Journal of Pediatric Orthopaedics. - 2012. - Т. 32. - №. 6. - С. 626-630.
111. Paley D., Herzenberg J. E., Bor N. Fixator-assisted nailing of femoral and tibial deformities //Techniques in Orthopaedics. - 1997. - Т. 12. - №. 4. - С. 260-275.

112. Kaissi, A. A., Farr, S., Ganger, R., Hofstaetter, J. G., Klaushofer, K., Grill, F. Treatment of varus deformities of the lower limbs in patients with achondroplasia and hypochondroplasia //The open orthopaedics journal. - 2013. - Т. 7. - №. 1.
113. Кутиков, С. А., Борзунов, Д. Ю., Дьячкова, Г. В., Чевардин, А. Ю. Лечение врождённого ложного сустава костей голени //Вестник хирургии имени ИИ Грекова. - 2016. - Т. 175. - №. 4. - С. 53-58.
114. Matsubara, H., Tsuchiya, H., Kabata, T., Sakurakichi, K., Watanabe, K., Tomita, K. Deformity correction for vitamin D-resistant hypophosphatemic rickets of adults //Archives of orthopaedic and trauma surgery. - 2008. - Т. 128. - №. 10. - С. 1137-1143.
115. Дьячкова, Г. В., Рязанова, Е. А., Дьячков, К. А., Корабельников, М. А. Особенности регенерации и перестройки кости после устранения деформаций у больных витамин D-дефицитным и витамин D-резистентным рахитом //Гений ортопедии. - 2010.
116. Brickley M., Mays S., Ives R. Evaluation and interpretation of residual rickets deformities in adults //International Journal of Osteoarchaeology. - 2010. - Т. 20. - №. 1. - С. 54-66.
117. Веклич В.В. Управляемый чрескостный остеосинтез аппаратами внешней фиксации для детей и взрослых-К: Украинская конфедерация журналистов, 2017.-592 с.
118. Багиров, А. Б. А. О., Алинагиев, Б. Д. О., Оглы, С. П. Н., Кызы, Т. А. Н. Полисегментарные операции на длинных костях нижних конечностей при устранении деформаций у детей//Медицина. Социология. Философия. Прикладные исследования. - 2022. - №. 5. - С. 28-33.
119. Литвинов И. И., Бландинский В. Ф., Савгачев В. В. Отдалённый результат хирургических коррекций деформаций нижних конечностей с интрамедуллярным армированием на фоне остеомалиции у взрослого пациента с гипофосфатемическим рахитом (редкое клиническое наблюдение) //Пациентоориентированная медицина и фармация. - 2023. - №. 3. - С. 41-51.
120. Calhoun, J. H., Anger, D. M., Mader, J., Ledbetter, B. R. The Ilizarov technique in the treatment of osteomyelitis //Texas Medicine. - 1991. - Т. 87. - №. 12. - С. 56-59.
121. Коркин А. Я. Устранение деформаций нижних конечностей у детей с последствиями гематогенного остеомиелита: дис. - Курган: [Рос. НЦ-Восстановит. травматология и ортопедия им. ГА Илизарова], 2004.
122. Шаповалов, В. М., Хоминец, В. В., Михайлов, С. В., Шакунов, Д. А., Туракулов, Ф. И. Ревизионные операции при ошибках и неинфекционных осложнениях стабильно-функционального остеосинтеза //Травматология и ортопедия России. - 2009. - №. 4. - С. 73-79.
123. Богормистрова, В. А., Свобода, П. Н., Шестакова, В. Н., Удовенко, А. А., Сосин, Д. В. Структура поражений опорно-двигательного аппарата у детей подросткового возраста с учетом соматической патологии и среды проживания. - 2022.

124. Berry D. J. Total hip arthroplasty in patients with proximal femoral deformity //Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007). - 1999. - Т. 369. - С. 262-272.
125. Mullaji A. B., Shetty G. M. Deformity correction in total knee arthroplasty. New York: Springer; 2014.
126. Hughes, A., Heidari, N., Mitchell, S., Livingstone, J., Jackson, M., Atkins, R., Monsell, F. Computer hexapod-assisted orthopaedic surgery provides a predictable and safe method of femoral deformity correction //The Bone & Joint Journal. - 2017. - Т. 99. - №. 2. - С. 283-288.
127. Артемьев, А. А., Кашуб, А., Хассан, М. Х., Гулулян, Г. Г., Шипулин, А. А., Тюлькевич, Б. В. Выбор оптимального режима коррекции варусной деформации голени у пациентов с гонартрозом //IX Научно-практическая конференция с международным участием Приоровские чтения 2021" Ортобиология" совместно с конференцией молодых ученых. - 2021. - С. 9-11.
128. Вавилов, М. А., Бландинский, В. Ф., Громов, И. В., Соловьева, Е. Н., Торно, Т. Э., Карташов, Е. А., Соколов, А. Г. Симультантные операции при множественных и сочетанных пороках конечностей у детей //Кафедра травматологии и ортопедии. - 2021. - №. 3. - С. 10-16.
129. Bar-On E. et al. Corrective lower limb osteotomies in children using temporary external fixation and percutaneous locking plates //Journal of children's orthopaedics. - 2009. - Т. 3. - №. 2. - С. 137-143.
130. Kocaoglu, M., Eralp, L., Bilen, F. E., & Balci, H. I. Fixator-assisted acute femoral deformity correction and consecutive lengthening over an intramedullary nail //JBJS. - 2009. - Т. 91. - №. 1. - С. 152-159.
131. Fragomen A. T., Rozbruch S. R. Retrograde magnetic internal lengthening nail for acute femoral deformity correction and limb lengthening //Expert Review of Medical Devices. - 2017. - Т. 14. - №. 10. - С. 811-820.
132. Iobst, C. A., Rozbruch, S. R., Nelson, S., Fragomen, A. Simultaneous acute femoral deformity correction and gradual limb lengthening using a retrograde femoral nail: technique and clinical results //JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. - 2018. - Т. 26. - №. 7. - С. 241-250.
133. Корчагин, К. Л., Чугаев, Д. В., Соломин, Л. Н., Сорокин, Е. П., Ласунский, С. А. Артроскопически-ассистированный артродез коленного сустава индивидуальным интрамедуллярным стержнем с одномоментной коррекцией деформации бедренной кости (клиническое наблюдение и обзор литературы) //Вестник травматологии и ортопедии им. НН Приорова. - 2020. - Т. 27. - №. 1. - С. 43-52.

134. Wallace, S. J., Greenstein, M. D., Fragomen, A. T., Reif, T. J., & Rozbruch, S. R. Staged extra-articular deformity correction in the setting of total knee arthroplasty //Arthroplasty Today. - 2023. - Т. 24. - С. 101247.
135. Sharma H. K., Al Omar H. K., Langit M. B. Malunited Tibia (Multi-apical Deformity) in Elderly Lady with Knee Ligament Insufficiency //Limb Lengthening and Reconstruction Surgery Case Atlas. – Springer, Cham, 2024. – С. 437-445.
136. Свешников, П. Г., Жиленко, В. Ю., Медведчиков, А. Е., Буров, Е. В., Есин, Д. Ю. Комбинированный остеосинтез в лечении пациентов с посттравматическими деформациями, укорочениями и дефект-псевдоартрозами бедренной кости //ББК 54.58 я431 Ц58. - 2017. - С. 402.
137. Mayer, S. W., Hubbard, E. W., Sun, D., Lark, R. K., Fitch, R. D. Gradual deformity correction in Blount disease //Journal of Pediatric Orthopaedics. - 2016. - Т. 39. - №. 5. - С. 257-262.
138. Navadgi, B. C., Richardson, J. B., Cassar-Pullicino, V. N., Wade, R. H. A corrective osteotomy for post-traumatic malrotation and shortening of the femur //Injury. - 2004. - Т. 35. - №. 12. - С. 1248-1254.
139. Arnaoutoglou, C. M., Sakellariou, A., Vekris, M., Mitsionis, G. I., Korompilias, A., Ioakim, E., Beris, A. Maximum intraoperative elongation of the rat sciatic nerve with tissue expander: functional, neurophysiological, and histological assessment //Microsurgery: Official Journal of the International Microsurgical Society and the European Federation of Societies for Microsurgery. - 2006. - Т. 26. - №. 4. - С. 253-261.
140. Guo, Q., Zhang, T., Zheng, Y., Feng, S., Ma, X., Zhao, F. Tibial lengthening over an intramedullary nail in patients with short stature or leg-length discrepancy: a comparative study //International orthopaedics. - 2012. - Т. 36. - С. 179-
141. Johnson E. E. Acute lengthening of shortened lower extremities after malunion or non-union of a fracture //JBJS. - 1994. - Т. 76. - №. 3. - С. 379-389.
142. El-Rosasy M. A. Nonunited humerus shaft fractures treated by external fixator augmented by intramedullary rod //Indian journal of orthopaedics. - 2012. - Т. 46. - №. 1. - С. 58-64.
143. Bor N., Rubin G., Rozen N. Ilizarov method for gradual deformity correction //Operative Techniques in Orthopaedics. - 2011. - Т. 21. - №. 2. - С. 104-112.
144. Мацукатов Ф. Чрескостный остеосинтез: запоздалый портрет без макияжа. Издательство: Авторский тираж, 2020.-291 стр.
145. Захарьян Е. А. Ранние результаты коррекции деформаций нижней конечности репозиционным узлом «Орто-СУВ» у детей с врожденным ложным суставом костей голени //Гений ортопедии. - 2015. - №. 3. - С. 84-86.

146. Iobst C., Ferreira N., Kold S. A Review and Comparison of Hexapod External Fixators: Current Concept Review //Journal of the Pediatric Orthopaedic Society of North America. - 2023. - Т. 5. - №. 1.
147. Соломин, Л. Н., Виленский, В. А., Утехин, А. И., Террел, В. Сравнительный анализ репозиционных возможностей чрескостных аппаратов, работающих на основе компьютерной навигации и аппарата Илизарова //Гений ортопедии. - 2009. - №. 1. - С. 5-10.
148. Гаврилов Д. В., Соломин Л. Н. Сравнительный анализ репозиционных возможностей ортопедического гексапода Орто-СУВ и его минимизированной («педиатрической») версии (экспериментальное исследование) //Гений ортопедии. – 2023. – Т. 29. – №. 3. – С. 270-276.
149. Реброва О. Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ Statistica-М., Медисфера, 2006.-312 с.-3-е издание //Dental science and practice. – 2014. – №. 1. – С. 43-47.
150. Баврина А. П. Основные понятия статистики //Медицинский альманах. – 2020. – №. 3 (64). – С. 101-111.
151. Яворский Б. М., Селезнев Ю. А. Справочное руководство по физике для поступающих в вузы и для самообразования. – Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1989.
152. Выгодский М. Я. Справочник по высшей математике. Издание: Наука - 1969 год. Твёрдый переплёт_672 стр
153. Скворцов Д. В. Клинический анализ движений. Анализ походки: Издательство НППС-"Стимул", Иваново. - 1996.
154. Malik S. S., Malik S. S. Orthopaedic biomechanics made easy. - Cambridge University Press, 2015.
155. Косицкий Г. И. (ред.). Физиология человека: учебное пособие. – Медицина, 1985
156. Гайтон А. К., Холл Д. Э. Медицинская физиология. – Logobook. ru, 2008
157. Агаджанян, Н. А., Власова, И. Г., Ермакова, Н. В., Торшин, В. И., Свешников, Д. С., Северин, А. Е. Основы физиологии человека. – 2017.
158. Рохоев, С. А., Соломин, Л. Н., Старчик, Д. А., Демин, А. С. Усовершенствование компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ, используемых для лечения пациентов с контрактурами коленного сустава (экспериментальное исследование) //Современные проблемы науки и образования. – 2022. – Т. 2. – С. 12.
159. Илизаров Г.А., Ли А.Д., Дегтярёв В.Е., Лапынин А.А., Ключин Н.М. Способ замещения остеомиелитической полости. - 1985.
160. Ilizarov G. A. Transosseous osteosynthesis: theoretical and clinical aspects of the regeneration and growth of tissue. - Springer Science & Business Media, 1992
161. Соломин Л. Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом ГА Илизарова. – 2005.

162. Шевцов В. И. Вклад Г.А. Илизарова в развитие травматологии и ортопедии //Гений ортопедии. - 1996. - №. 2-3. - С. 15-19.
163. Шевцов В. И. ИСТОРИЯ АСАМИ-ИСТОРИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ МЕТОДА ИЛИЗАРОВА //Архивариус. – 2022. – Т. 8. – №. 2 (65). – С. 28-34.
164. Бонтрагер К. Л. Руководство по рентгенографии с рентгеноанатомическим атласом укладок. - 2005.
165. Рохоев С.А. Обоснование применения ортопедического гексапода при лечении пациентов с контрактурами коленного сустава (анатомо-клиническое исследование) : дис. - НМИЦ травматологии и ортопедии им. РР Вредена МЗ РФ, 2022.
166. Prokop, M. Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body / M. Prokop, M. Galanski. - New York : Georg Thieme Verlag, 2003. - 710 p
167. Лебедев И.В. Сравнительная оценка эффективности комбинированного чрескостного и интрамедуллярного остеосинтеза и удлинения по Илизарову при восстановлении длины голени и бедра (экспериментальное и клиническое исследование): дис. - НМИЦ травматологии и ортопедии им. РР Вредена МЗ РФ, 2023.
168. Caton, J. L'allongement bilatéral des membres inférieurs chez les sujets de petite taille en France. Résultats de l'enquête GEOP; notre expérience: Traitement des inegalites de longueur des membres inferieurs et des sujets de petite taille chez l'enfant et l'adolescent: Symposium sous la direction de J. Caton (Lyon) / J. Caton // Rev. Chir. Orthop. - 1991. - Vol. 77, suppl. 1. - P. 74-77.
169. Боровиков В. П. Программа STATISTICA для студентов и инженеров //М.: компьютерпресс. – 2001. – Т. 301. – С. 24.
170. Щуров В. А., Долганова Т. И., Долганов Д. В. Установка для измерения силы мышц бедра //Медицинская техника. – 2014. – №. 1. – С. 27-30.
171. Люторович, В.А. Начертательная геометрия. Часть 1 Позиционные задачи: учебное пособие /В.А. Люторович, Е.Н. Булина. - СПб.: СПбГТИ(ТУ), 2017 - 62 с.
172. Илизаров Г. А. Чрескостный компрессионный остеосинтез аппаратом автора: экспериментально-клиническое исследование. - Свердловский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии. Издатель электронной версии TU Berlin FG Systemdynamik und Reibungsphysik, 2022, 1968.
173. Боровиков В. П. Популярное введение в современный анализ данных в системе STATISTICA. – 2013.
174. Vere J., Gibson B. Evidence-based medicine as science //Journal of Evaluation in Clinical Practice. – 2019. – Т. 25. – №. 6. – С. 997-1002.
175. Rohrich R. J. et al. Evidence-based medicine in plastic surgery: from then to now //Plastic and reconstructive surgery. – 2021. – Т. 148. – №. 4. – С. 645e-649e.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

Референтные линии и углы нижней конечности

Показатель	Показатель (англоязычное наименование)	Нормальные значения
Механические углы		
мЛПБУ механический латеральный проксимальный бедренный угол	LPFA lateral proximal femoral angle	90° (85-95°)
мЛДБУ механический латеральный дистальный бедренный угол	mLDFA mechanical lateral distal femoral angle	88° (85-90°)
мМПББУ механический медиальный проксимальный большеберцовый угол	MPTA medial proximal tibial angle	87° (85-90°)
мЛДББУ механический латеральный дистальный большеберцовый угол	LDTA lateral distal tibial angle	89° (86-92°)
мЗПБУ механический задний проксимальный бедренный угол	mPPTA mechanical posterior proximal femoral angle	53° (50-65°)
мЗДБУ механический задний дистальный бедренный угол	mPLTA mechanical posterior distal femoral angle	78° (73-84°)
мЗПББУ механический задний проксимальный большеберцовый угол	mPPTA mechanical posterior proximal tibial angle	83° (79-87°)
мПДББУ механический передний дистальный большеберцовый угол	mADTA mechanical anterior distal tibial angle	82° (78-85°)
Анатомические углы		
ЩДУ шеечно-диафизарный угол	MNSA medial neck shaft angle	130° (124-136°)
аМПБУ анатомический медиальный проксимальный бедренный угол	MPFA medial proximal femoral angle	84° (80-89°)
аЛДБУ анатомический латеральный бедренный угол	aLDFA anatomic lateral distal femoral angle	81° (79-83°)
аППБУ анатомический передний проксимальный бедренный угол	aANSA anatomic anterior neck shaft angle	170° (165-175°)
аЗПБУ анатомический задний проксимальный бедренный угол	PPFA posterior proximal femoral angle	53° (50-65°)

Продолжение Приложения 1

аЗДБУ анатомический задний бедренный угол	aPDFa anatomic posterior distal femoral angle	83° (79-87°)
аМПББУ анатомический медиальный проксимальный большеберцовый угол	MPTA anatomic medial proximal tibial angle	87° (85-90°)
аЛДББУ анатомический латеральный дистальный большеберцовый угол	LDTA anatomic lateral distal tibial angle	89° (86-92°)
аЗПББУ анатомический задний проксимальный большеберцовый угол	aPPTA anatomic posterior proximal tibial angle	81° (77-84°)
аПДББУ анатомический передний дистальный большеберцовый угол	aADTA anatomic anterior distal tibial angle	80° (78-82°)
ЛСУ угол расхождения линий суставов	JLCA joint line convergence angle	0-2°
ДМО девиация механической оси	MAD mechanical axis deviation	1-3 мм. лат., 2- 17 мм. мед.

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

Субъективный опросник оценки качества жизни и функции сегмента LEFS

Вид деятельности	Чрезвычайные трудности или невозможность выполнения	Серьёзные трудности	Умеренные трудности	Незначительные трудности	Трудности отсутствуют
Работа по дому или в школе	0	1	2	3	4
Ваше повседневное хобби или занятия спортом	0	1	2	3	4
Выход из ванны	0	1	2	3	4
Ходьба между комнатами	0	1	2	3	4
Надевание носков или обуви	0	1	2	3	4
Приседание	0	1	2	3	4
Подъём сумки или подобного объекта с пола	0	1	2	3	4
Выполнение лёгкой работы по дому и вокруг него	0	1	2	3	4
Выполнение тяжёлой работы по дому и вокруг него	0	1	2	3	4
Посадка в машину и выход из неё	0	1	2	3	4
Ходьба на расстояние 2 кварталов	0	1	2	3	4
Ходьба на 1 милю (около 1,6 км.)	0	1	2	3	4
Спуск или подъём на 1 лестничный пролёт	0	1	2	3	4
Положение стоя в течение 1 часа	0	1	2	3	4

Продолжение Приложения 2

Положение сидя в течение 1 часа	0	1	2	3	4
Бег по ровной поверхности	0	1	2	3	4
Бег по неровной поверхности	0	1	2	3	4
Повороты под острым углом при быстром беге	0	1	2	3	4
Прыжки	0	1	2	3	4
Перевороты в постели	0	1	2	3	4
Итого					