

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

На правах рукописи

РОХОЕВ

Сайгидула Абдурахманович

ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ГЕКСАПОДА
ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С КОНТРАКТУРАМИ
КОЛЕННОГО СУСТАВА
(анатомо-клиническое исследование)

3.1.8. – травматология и ортопедия

3.3.1. – анатомия человека

диссертация на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Научные руководители:

д.м.н. профессор Соломин Л.Н.

д.м.н. доцент Старчик Д.А.

Санкт-Петербург

2022

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	6
ГЛАВА 1 ЛЕЧЕНИЕ КОНТРАКТУР КОЛЕННОГО СУСТАВА: ОСОБЕННОСТИ, СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ, НЕРЕШЕННЫЕ ВОПРОСЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	15
1.1 Особенности кинематики (биомеханики) коленного сустава.....	15
1.2 Медико-социальная значимость, эпидемиология.....	20
1.3 Патогенез и классификация контрактур коленного сустава.....	22
1.4 Актуальные методы лечения контрактур коленного сустава.....	26
1.4.1 Оперативные методы.....	26
1.4.2 Локальные методы устранения контрактур (релизы).....	27
1.4.3 Использование аппаратов внешней фиксации	33
1.4.4 Бесшарнирные аппараты	33
1.4.5 Аппараты, работающие на основе одноосевых шарниров.....	35
1.4.6 Аппараты, работающие на основе шарниров, «воспроизводящих» кинематику сустава.....	39
1.4.7 Аппараты, работающие на основе виртуального шарнира.....	42
1.5 Резюме.....	44
ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ.....	46
2.1 Общая характеристика и структура исследования	46
2.2 Экспериментально-анатомическая часть.....	47
2.2.1 Усовершенствование компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ, используемых при лечении контрактур коленного сустава	47
2.2.2 Определение локализации мгновенных центров вращения и величины внутренней ротации голени.....	52
2.2.3 Разработка метода расчета в компьютерной программе	55

	Орто-СУВ, обеспечивающего движения в соответствии с кинематикой коленного сустава.....	
2.2.4	Анатомическое исследование структур, участвующих в формировании сгибательной контрактуры коленного сустава.....	59
2.3	Изучение эффективности клинического применения ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении контрактур коленных суставов.....	62
2.3.1	Изучение эффективности применения ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленных суставов.....	65
2.3.2	Изучение эффективности применения ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов со сгибательными контрактурами коленных суставов	67
2.3.3	Оценка функции при помощи шкал и опросников.....	68
2.3.4	Анализ осложнений.....	69
2.4	Методы статистической обработки полученных данных.....	70
ГЛАВА 3	РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-АНАТОМИЧЕСКОЙ ЧАСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	72
3.1	Результаты усовершенствования компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ, используемых при лечении контрактур коленного сустава.....	72
3.2	Результаты определения локализации мгновенных центров вращения и величины внутренней ротации голени.....	75
3.3	Результаты разработки метода расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, обеспечивающего движения в соответствии с кинематикой коленного сустава.....	77
3.4	Результаты анатомического исследования анатомических структур, участвующих в формировании сгибательной контрактуры коленного сустава.....	85
3.5	Обсуждение полученных результатов	90

ГЛАВА 4	РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ГЕКСАПОДА ОРТО-СУВ И АППАРАТА ИЛИЗАРОВА ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С КОНТРАКТУРАМИ КОЛЕННОГО СУСТАВА	96
4.1	Сравнительный анализ лечения пациентов со сгибательными контрактурами	96
4.1.1	Общая характеристика пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава	96
4.1.2	Особенности оперативного вмешательства и послеоперационного ведения пациентов	98
4.1.3	Сравнительная оценка результатов лечения пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава при использовании ортопедического гексапода Орто-СУВ и аппарата Илизарова	102
4.1.4	Обсуждение результатов лечения пациентов со сгибательными контрактурами	109
4.2	Сравнительный анализ лечения пациентов с разгибательными контрактурами	113
4.2.1	Общая характеристика пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава	113
4.2.2	Особенности оперативного вмешательства и послеоперационного ведения пациентов	115
4.2.3	Сравнительная оценка результатов лечения пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава при использовании ортопедического гексапода Орто-СУВ и аппарата Илизарова.....	120
4.2.4	Обсуждение результатов лечения пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава.....	126

ГЛАВА 5	ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКИЕ ОБОСНОВАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ГЕКСАПОДА ПРИ ЛЕЧЕНИИ КОНТРАКТУР КОЛЕННОГО СУСТАВА.....	130
5.1	Экспериментально-клиническое обоснование усовершенствованных компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ.....	130
5.2	Экспериментально-клиническое обоснование разработанного метода расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, обеспечивающего движения в соответствии с кинематикой коленного сустава.....	133
5.3	Анатомо-клиническое обоснование разработанного метода операции заднего релиза при стойких сгибательных контрактурах коленного сустава.....	136
5.4	Обоснование показаний к применению ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов со стойкими контрактурами коленного сустава	140
	ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	144
	ВЫВОДЫ	149
	ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	150
	СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	152
	СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	153
	ПРИЛОЖЕНИЯ	177

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Наиболее частой, до 20-38% случаев, причиной формирования разгибательных контрактур коленного сустава являются последствия переломов бедренной кости (Апагуни А.Э., 2005; Гримайло Н.С., 2013; Gomes J.L.E et al., 2010; Razaq M.N. et al., 2016). Формирование сгибательных контрактур коленного сустава при последствиях детского церебрального паралича отмечается в 47–53% случаев, а после черепно-мозговой травмы – в 13–20% случаев (Акулов М.А. с соавт., 2016; Хатькова С.Е. с соавт., 2017; Kumari A. et al., 2012; Brashear A. et al., 2016). Наличие контрактуры ограничивает способность к выполнению повседневных действий, тем самым существенно ухудшает качество жизни пациента (Richards J. et al., 2010; Fitzsimmons S.E. et al., 2010; Attias M. et al., 2016; Kumar R., 2020).

При отсутствии эффекта от проводимого консервативного лечения контрактура коленного сустава определяется как стойкая и для ее устранения необходимо оперативное вмешательство (Соломин Л.Н. с соавт., 2007; Ирисметов М.Э. с соавт., 2010; Барков О.О., 2018). Наиболее часто с этой целью выполняются операции на мягких тканях: квадрицепспластики – при разгибательных и задний релиз – при сгибательных контрактурах (Ma F.Y.P. et al., 2006; Khakharia S. et al., 2009; Ebrahimzadeh M.H. et al., 2010; Oliveira V.G. et al., 2012; Sung K.H. et al., 2017; Persico F. et al., 2017; Ding B.T.K. et al., 2019; Vahedi H. et al., 2020).

Длительное существование контрактуры приводит к вторичным изменениям в мягких тканях, таких как атрофия, снижение растяжимости мышц и их рубцовое перерождение, хроническое сокращение и образование спаек по ходу сосудов и нервов (Ирисметов М.Э. с соавт., 2010; Барков О.О., 2013; Schnitzler A. et al., 2017; Marfo K.A. et al., 2018). В подобных случаях выполнение квадрицепспластики сопряжено с риском возникновения некроза кожи, тракционного повреждения четырехглавой мышцы бедра (ЧГМБ), отрывным

переломом надколенника или бугристости большеберцовой кости (Kundu Z. et al., 2007; Hahn S.B. et al., 2010; Mousavi H. et al., 2017; Khan L. et al., 2021). При выполнении заднего релиза не всегда удается одномоментно достичь полного разгибания из-за риска тракционного повреждения подколенного сосудисто-нервного пучка (Katz K. et al., 2004; Hosny G.A. et al., 2008, Gaurav K. et al., 2010). Во избежание указанных осложнений мягкотканый этап операции может быть дополнен укорачивающей остеотомией, отрицательные стороны которой очевидны. Другая опция – это наложение аппарата внешней фиксации (АВФ) с целью устранения контрактуры постепенно во времени. Наиболее часто для этого используются АВФ с одноосевым типом шарнира, в том числе аппарат Илизарова (Lee D.H. et al., 2010; Balci H.I. et al., 2014; Zhai J. et al., 2019; Park H. et al., 2019). Однако известно, что движения в коленном суставе являются сложными и не ограничиваются одной плоскостью, а центр вращения коленного сустава не фиксирован и может изменять свое положение при сгибании-разгибании (Евсеев В.И., 2018; Coles L.G. et al., 2015).

Степень разработанности темы исследования

Проанализировав различные варианты заднего релиза для устранения сгибательных контрактур коленного сустава, установлено, что они не имеют должного экспериментального и анатомического обоснования. Как следствие, неизвестно на какие анатомические структуры более рационально воздействовать для достижения наилучшего эффекта (Damron T. et al., 1991; Feng L. et al., 2012; Bozinovski Z. et al., 2014; Sung K.H. et al., 2017).

Более 60 лет аппараты внешней фиксации применяются для лечения контрактур коленного сустава (Оганесян О.В., 2004). В течение этого периода времени были разработаны и апробированы различные типы шарнирного механизма АВФ. Разнообразие модификаций шарнирного механизма АВФ, также связано с меняющимися воззрениями на кинематику коленного сустава в различные периоды времени (Coles L.G. et al., 2015). Так, АВФ, применяемые для коленного сустава, в соответствии с их шарнирным механизмом можно разделить

на бесшарнирные, одноосевые, «воспроизводящие» и работающие по типу виртуального шарнира. При детальном разборе особенностей кинематики коленного сустава и анализе различных типов шарнирного механизма выявлено, что только конструкции, работающие на основе виртуального шарнира технически способны воспроизвести сложные движения в коленном суставе (Massobrio M. et al., 2021). К конструкциям данного типа относятся ортопедические гексаподы, работающие при помощи пассивной компьютерной навигации (Соломин Л.Н. с соавт., 2011).

Конструктивно все известные на сегодняшний день ортопедические гексаподы могли бы с той или иной эффективностью применяться для восстановления функции коленного сустава. При первых попытках разработать оптимальные компоновки ортопедического гексапода Орто-СУВ (Соломин Л.Н. с соавт., 2011) для разработки движений в коленном суставе были использованы модели, не содержащие мягкие ткани бедра и голени (Соломин Л.Н. с соавт., 2009). Вследствие этого не учитывалось, что сгибание в аппарате может быть ограничено соприкосновением страт с мягкими тканями.

Компьютерные программы всех известных на сегодняшний день гексаподов исходно разрабатывались с целью коррекции деформаций длинных костей и репозиции переломов (Скоморошко П.В., 2013). Поэтому программа рассчитывает перемещение дистального фрагмента по наикратчайшей траектории и имеется возможность установки только одной оси, вокруг которой будет происходить вращение (Виленский В.А. с соавт., 2015). В компьютерной программе ортопедического гексапода Орто-СУВ имеется опция «многоэтапной коррекции», которая позволяет рассчитывать перемещение дистального фрагмента по любой траектории и за любое количество этапов. Однако, применительно к контрактурам коленного сустава, для этого необходимо располагать данными о локализации центра вращения при различных углах сгибания. Информация о реальной локализации центров вращения отсутствует как в отечественных, так и в зарубежных публикациях: имеющиеся данные

демонстрируют только траекторию перемещения, и не более того (Frankel V.H. et al. 1971; Soudan K. et al., 1979; Оганесян О.В., 2004).

Практическая и научная значимость перечисленных выше нерешенных вопросов хирургического лечения стойких контрактур коленного сустава у пациентов рассматриваемого профиля, обусловили необходимость выполнения нашего диссертационного исследования, а также определили ее цель и задачи.

Цель исследования – обосновать и апробировать в клинике комплекс мер, направленных на улучшение исходов хирургического лечения пациентов с контрактурами коленного сустава, основанных на использовании ортопедического гексапода Орто-СУВ.

Задачи исследования

1. На основе анализа литературы определить нерешенные вопросы и перспективные направления использования аппаратов внешней фиксации в лечении пациентов с контрактурами коленного сустава.

2. В эксперименте на муляжах нижних конечностей с моделированными мягкими тканями людей с разным соматотипом усовершенствовать компоновки ортопедического гексапода Орто-СУВ, используемые при лечении пациентов с контрактурами коленного сустава.

3. В эксперименте с использованием анатомических препаратов нижней конечности определить локализацию мгновенных центров вращения коленного сустава и на этой основе разработать биомеханически обоснованную методику расчета сгибания-разгибания в компьютерной программе для ортопедического гексапода.

4. Посредством прикладного анатомического исследования определить структуры, от которых в наибольшей степени зависит формирование сгибательных контрактур коленного сустава и на этой основе усовершенствовать методику операции заднего релиза у пациентов указанного профиля.

5. Провести сравнительную оценку результатов применения ортопедического гексапода Орто-СУВ и аппарата Илизарова при лечении пациентов со стойкими сгибательными и разгибательными контрактурами коленного сустава.

Научная новизна исследования

1. Разработано устройство для определения оптимальных компоновок ортопедического гексапода, применяемого для разработки движений при контрактурах коленного сустава и способ его использования (патент РФ на изобретение № 2763643).

2. В результате экспериментально-анатомического исследования впервые определены конкретные локализации мгновенных центров вращения коленного сустава и величины внутренней ротации голени при различных углах сгибания.

3. На основе анатомического исследования выявлены структуры, наиболее вовлеченные в процесс формирования сгибательных контрактур коленного сустава и степень их препятствия разгибанию сустава.

4. Дано обоснование применению аппарата Илизарова и ортопедического гексапода при сгибательных и разгибательных контрактурах коленного сустава.

Практическая значимость работы

1. Экспериментально и клинически обоснован оптимальный вариант компоновки ортопедического гексапода, обеспечивающий сгибание в коленном суставе не менее 120°.

2. Разработан метод расчета в компьютерной программе ортопедического гексапода обеспечивающий движения в соответствии с кинематикой коленного сустава, что в свою очередь позволяет достичь высоких функциональных результатов при лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава.

3. Усовершенствована методика операции заднего релиза, позволяющая разогнуть сустав на максимально возможную величину и сохранить функцию сгибателей голени (патент РФ на изобретение № 2729021).

4. Доказано, что в сравнении с аппаратом Илизарова применение ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава позволяет добиться более высоких функциональных показателей, при сгибательных контрактурах обосновано использование аппарата Илизарова.

Методология и методы исследования

Выполненное нами диссертационное исследование включало взаимосвязанные экспериментально-анатомическую и клиническую части. Первоначально был проведен отбор и анализ научных публикаций, посвященных кинематике коленного сустава и хирургическому лечению контрактур коленного сустава. Анализ литературы позволил четко спланировать собственные экспериментально-анатомические и клинические исследования, которые связаны одной общей целью.

Экспериментально-анатомическая часть исследования включала три раздела. В первом разделе на искусственных моделях нижних конечностей людей с разным соматотипом определяли компоновки ортопедического гексапода Орто-СУВ, обеспечивающие максимально возможную амплитуду движений без соприкосновения страт с мягкими тканями. Второй раздел данной части работы был посвящён исследованию кинематики коленного сустава и разработке методики расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, которая обеспечивает движения в коленном суставе в соответствии с его естественной кинематикой. В третьем разделе определяли посредством анатомического исследования, какие структуры наиболее вовлечены в процесс формирования сгибательных контрактур, и на этой основе усовершенствовали методику операции «заднего релиза». Результаты экспериментально-анатомической части исследования были внедрены в клиническую практику.

Клиническая часть работы основана на сравнительной оценке результатов лечения пациентов с контрактурами коленного сустава при использовании ортопедического гексапода Орто-СУВ и аппарата Илизарова, а также с данными других авторов. В основную группу (Орто-СУВ) вошло 66 человек, из них 31 пациент вошел в подгруппу с разгибательными и 35 – в подгруппу со сгибательными контрактурами коленного сустава. В группу сравнения (аппарат Илизарова) вошли 65 человек, из них 32 пациента – в подгруппу со сгибательными контрактурами и 33 – в подгруппу с разгибательными контрактурами. Сравнительный анализ проводился между подгруппами основной и сравниваемой групп. На основании выполненного анализа литературы, собственных экспериментально-анатомических и клинических исследований были обоснованы показания к применению ортопедического гексапода Орто-СУВ.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Разработанный вариант компоновки ортопедического гексапода и метод расчета в компьютерной программе обеспечивают амплитуду движений в коленном суставе не менее 120° без касания страт с мягкими тканями и возможность воспроизведения всех свойственных пассивной кинематике компонентов движения (скольжение, перекаат, ротация).
2. Обоснованная анатомическими исследованиями методика операции заднего релиза обеспечивает максимально возможное одномоментное разгибание голени, что позволяет сократить сроки использования АВФ.
3. При лечении пациентов со сгибательными контрактурами использование ортопедического гексапода Орто-СУВ не имеет значимых преимуществ по сравнению с применением аппарата Илизарова.
4. Применение ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава позволяет добиться более высокой доли отличных функциональных результатов при

меньшем количестве выполненных циклов сгибания-разгибания по сравнению с аппаратом Илизарова.

Степень достоверности и апробация результатов исследования

Полученные результаты диссертационного исследования основаны на анализе 215 научных публикаций, данных собственных экспериментально-анатомических исследований, а также сравнительной оценке клинических результатов использования ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении 66 пациентов и применения аппарата Илизарова при лечении 65 пациентов с контрактурами коленного сустава. Все пациенты были сопоставимы по основным характеристикам и отличались в основном только используемой металлоконструкцией. Контрольные осмотры с оценкой функции сустава у пациентов обеих групп проводили после демонтажа АВФ на 2-е сутки, спустя 6 и 12 месяцев с момента демонтажа АВФ. У проспективных пациентов в основной группе для оценки динамики изменения функциональных исходов осмотры также проводили по прошествии 3 и 9 месяцев с момента демонтажа АВФ. Полученные количественные данные были обработаны с использованием надлежащих методов статистического анализа. Принимая во внимание все сказанное, результаты выполненного диссертационного исследования являются достоверными, а сделанные выводы обоснованными.

Результаты выполненной работы были представлены на конференции молодых ученых Северо-Западного Федерального округа «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии» (Санкт-Петербург, 2020), III национальном конгрессе «Реабилитация-XXI век: традиции и инновации» (Санкт-Петербург, 2020), XI научно-практической конференции «Илизаровские чтения» (Курган, 2021), Научно-практической конференции «Вреденовские чтения» (Санкт-Петербург, 2021).

По материалам научного исследования опубликовано 6 печатных работ, в том числе 4 работы в рецензируемых научных журналах, входящих в список изданий, рекомендованных ВАК РФ. Получено 2 патента РФ на изобретение.

Результаты исследования внедрены в практику работы клиники ФГБУ «НМИЦ травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России. Материалы исследования используются также при обучении на кафедре травматологии и ортопедии НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена клинических ординаторов, аспирантов и травматологов-ортопедов, проходящих усовершенствование по программам дополнительного образования.

Личный вклад автора

Автор самостоятельно проанализировал тематические научные публикации и выполнил эксперименты по усовершенствованию компоновок ортопедического гексапода. Лично выполнял исследование кинематики на анатомических препаратах и принимал участие в прикладном анатомическом исследовании. При выполнении клинической части работы автором были отобраны тематические пациенты, проводилась курация профильных пациентов и участие при выполнении оперативного вмешательства. Весь объем полученных был проанализирован, статистически обработан и представлен в виде таблиц и диаграмм самим автором. Автор активно участвовал в подготовке научных статей и заявок на изобретение по теме диссертационной работы, а также представлял результаты диссертационной работы на научных конференциях. Автором изложены выводы, практические рекомендации и подготовлен текст диссертации.

Объем и структура диссертации

Материалы научного исследования изложены на 181 странице машинописного текста. Диссертационная работа состоит из введения, пяти глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений, списка литературы и приложений. В списке литературы содержится 215 источников: из них 81 – отечественных и 134 – зарубежных авторов. Работа содержит 27 таблиц и 57 иллюстрации.

ГЛАВА 1

ЛЕЧЕНИЕ КОНТРАКТУР КОЛЕННОГО СУСТАВА: ОСОБЕННОСТИ, СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ, НЕРЕШЕННЫЕ ВОПРОСЫ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Особенности кинематики (биомеханики) коленного сустава

Движения в коленном суставе являются сложными и совершаются одновременно в трех плоскостях: сагиттальной, аксиальной и незначительно (в пределах 3–5°) – во фронтальной. Совершаемые контактными поверхностями бедренной и большеберцовой кости движения представляют собой комбинацию скольжения, качения и ротации (Николаев Л.П., 1950; Frankel V.H. et al. 1971; Soudan K. et al., 1979; Iwaki H. et al., 2000; Pinskerova V. et al., 2000; Karrholm, J. et al., 2000; Freeman M.A.R. et al., 2005; McPherson A. et al., 2005; Kozanek M. et al., 2009; Coles L.G. et al., 2015) (рис. 1.1).



Рис. 1.1. Виды движений в коленном суставе

Ось вращения в коленном суставе не фиксирована в одной плоскости и может изменять свое положение при сгибании-разгибании голени (Iwaki H. et al., 2000; Pinskerova V. et al., 2000; Karrholm J. et al., 2000; Martelli S. et al., 2001; Asano T. et al., 2001; Yin L. et al., 2015). Точка вращения при определенном угле сгибания в определенный момент называется мгновенным центром вращения (Dempster W.T., 1953; Freudenstein F., 1969; Blacharski P.A. et al., 1975; Frankel V.H. et al. 1971; Soudan K. et al., 1979; Harding M.L., et al., 1980). Первоначальная точка, от которой начинается перемещение центра вращения («нулевой

мгновенный центр»), по мнению некоторых авторов, расположена в проекции пересечения коллатеральных связок (Николаев Л.П., 1950; Frankel V.H. et al. 1971; Soudan K. et al., 1979; Elias S.G. et al., 1990; Hollister et al., 1993; Wetz H.H. et al., 2001).

Изучение перемещения мгновенных центров вращения было начато вместе с появлением рентгенографии. Для нахождения мгновенного центра вращения использовался метод срединных перпендикуляров по Rouleaux (Тихонов К.Б. с соавт., 1973; Евсеев В.И., 2018; Frankel V.H. et al. 1971; Blacharski P.A. et al., 1975; Soudan K. et al., 1979; Huiskes R. et al., 1985) (рис. 1.2). Так, К. Soudan и R. Van Audekercke, применив метод Rouleaux, отследили и схематично изобразили, как перемещается центр вращения коленного сустава (рис. 1.3 а). Найденная геометрически форма траектории перемещения центра вращения коленного сустава представляла собой кривую схожую с контуром заднего отдела мыщелков бедренной кости.

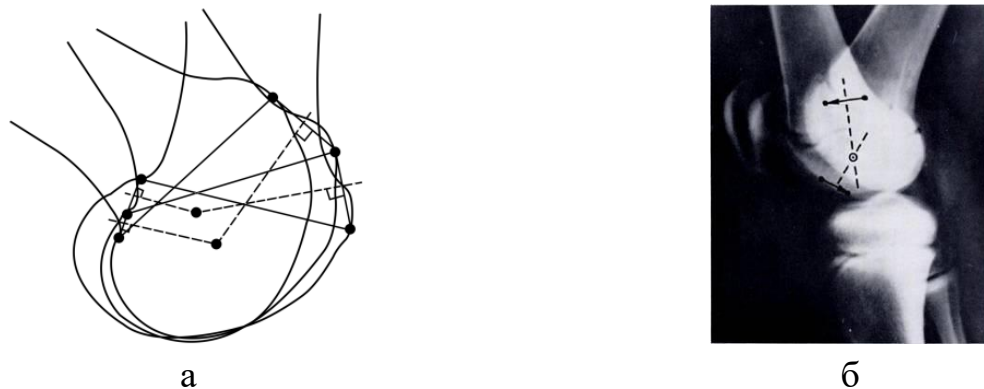


Рис. 1.2. Методика определения мгновенного центра вращения по Rouleaux: а – схема; б – рентгенограмма (Frankel V.H. et al., 1971)

Помимо рентгенологического исследования для изучения кинематики движений в коленном суставе также использовались специальные устройства. Одно из таких устройств было сконструировано группой ученых под руководством О.В. Оганесяна и Н.М. Калядина (Волков М.В. с соавт., 1986; Оганесян О.В., 2004). Результаты оценивали по циклограмме, полученной от регистрации движения 4 маркеров (по два в двух плоскостях), установленных на внутренней и наружной сторонах сустава параллельно сагиттальной плоскости.

При сравнении полученных результатов с данными, полученными К. Soudan и R. Van Audekercke, авторы пришли к мнению, что геометрическая форма траектории перемещения мгновенных центров в плоскости мышечков неизменна (рис. 1.3 б). Небольшие индивидуальные отклонения наблюдались в размере и расположении относительно мышечков бедра, что связано с конституциональными различиями телосложения.

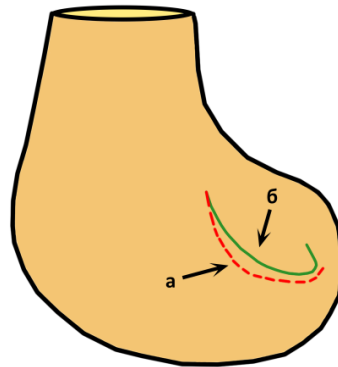


Рис. 1.3. Траектория перемещения центра вращения: а – данные исследования по методу Rouleaux (красная пунктирная линия) (Soudan K. et al., 1979); б – данные трехмерных измерений (зеленая сплошная линия) (Оганесян О.В., 2004)

Исследование мгновенных центров по срединным перпендикулярам является простым методом, но в то же время имеет некоторые недостатки. Так, при проведении перпендикуляров возможно нахождение мгновенного центра, однако неясно, какому углу будет соответствовать найденный мгновенный центр вращения (Frankel V.H. et al., 1971). Путем построения множества срединных перпендикуляров и соединения полученных точек есть возможность выстроить траекторию и оценить ее форму, которая расположена в проекции мышечков бедренной кости. При этом необходимо учесть, что даже малейшие погрешности при проведении отрезков или отметки точек могут привести к искаженным результатам. Исследование при помощи пространственных измерений также позволяет оценить форму траектории, но этих данных недостаточно для их использования в клинической практике. Таким образом, анализ литературы не выявил публикаций, сообщающих о точной локализации мгновенных центров при различных углах сгибания, что позволило бы применить эти данные в клинике.

Появление методов трехмерной визуализации, таких как КТ, МРТ, 3D моделирование, позволило более детально изучить кинематику коленного сустава (Iwaki H. et al., 2000; Pinskerova V. et al., 2000; Freeman M.A.R. et al., 2005). Так, движения в коленном суставе стали рассматриваться в виде пространственной системы, где задние отделы бедренных мыщелков выступали как окружности с их сгибательными и разгибательными контактными поверхностями (Iwaki H. et al., 2000; Pinskerova V. et al., 2000; Karrholm, J. et al., 2000; Martelli S. et al., 2001; Asano T. et al., 2001; Freeman M.A.R. et al., 2005; McPherson A. et al., 2005; Coles L.G. et al., 2015) (рис. 1.4). По мнению исследователей, центры этих окружностей выступали в роли осей, вокруг которых происходит сгибание и разгибание в коленном суставе. Во время сгибания центр вращения коленного сустава перемещается от центра окружности разгибательной контактной поверхности к центру сгибательной (Iwaki H. et al., 2000; Pinskerova V. et al., 2000).

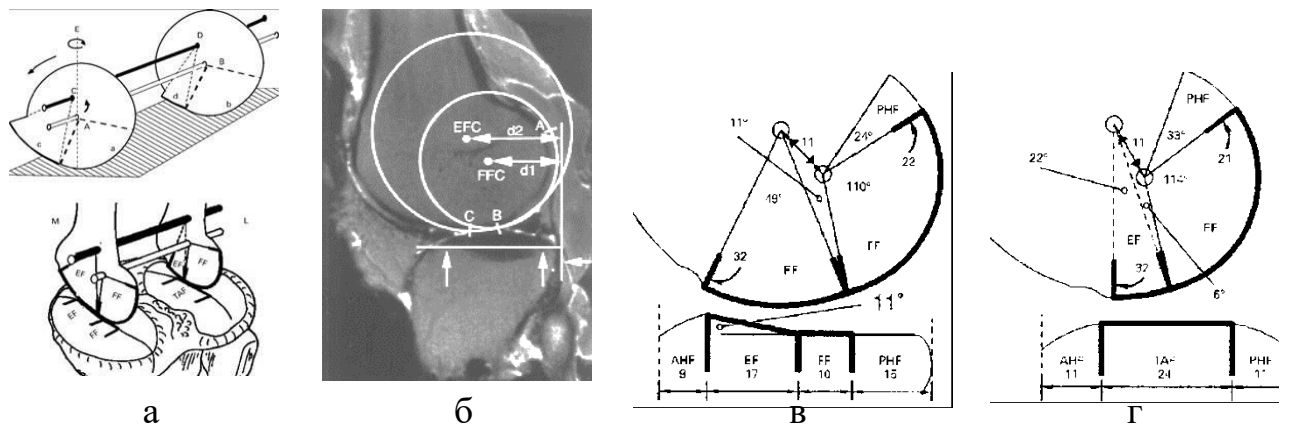


Рис. 1.4. Пространственная система движений коленного сустава: а – схематическая модель; б – центры окружностей сгибательной и разгибательной контактной поверхности; в – медиальные контактные поверхности, г – латеральные контактные поверхности (Iwaki H. et al., 2000)

Также при помощи трехмерных методов было доказано, что медиальный отдел при движении остается относительно неподвижным, так как в нем происходит скольжение суставных поверхностей. Напротив, в латеральном отделе помимо скольжения осуществляется перекатывание мыщелка бедренной относительно большеберцовой кости (Pinskerova V. et al., 2004; Moro-oka T. et al.,

2008; Leszko F. et al., 2011). При этом по мере достижения угла сгибания 120° перекачивание сопровождается внутренней ротацией большеберцовой кости и может достигать величины 30° (McPherson A. et al., 2005; Victor J. et al., 2010) (рис. 1.5). Происходит это из-за особенностей анатомии медиального отдела сустава, где задние и более короткие волокна медиальной коллатеральной связки не расслабляются при сгибании, а капсульно-связочные структуры связаны между собой комплексом «капсула – медиальная коллатеральная связка – медиальный мениск» (Николаев Л.П., 1950; Сапин М.Р., 2012). Благодаря этому аксиальная ось вращения коленного сустава проходит через медиальное плато большеберцовой кости (Николаев Л.П., 1950; Hollister et al., 1993; Hill P.F. et al., 2000; Wetz H.H. et al., 2001; Pinskerova V. et al., 2004).

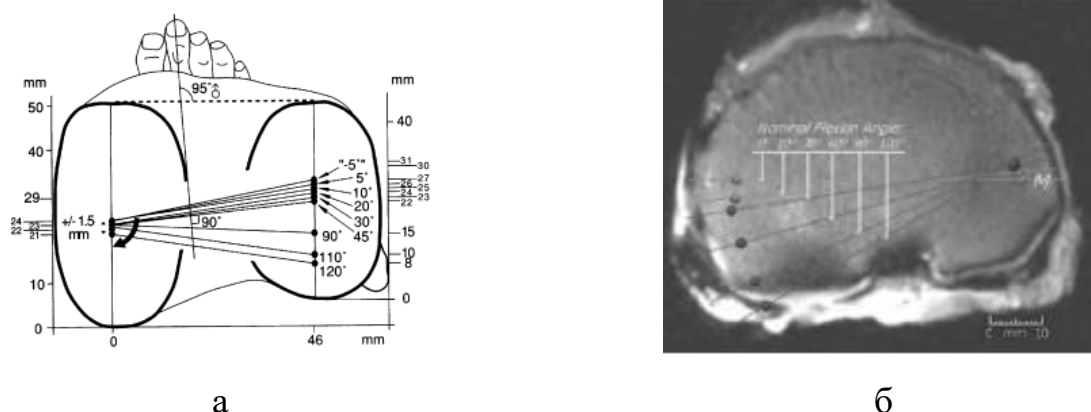


Рис. 1.5. Изменения в аксиальной плоскости во время сгибания:
 а – перемещение центра окружности сгибательной поверхности при перекачивании латерального мыщелка от -5° до 120° (Iwaki H. et al., 2000);
 б – ротации голени при сгибании от 0° до 120° сгибания (McPherson A. et al., 2005)

Важно отметить, что представленные модели движения относятся к пассивной кинематике коленного сустава. Экспериментально было доказано, что при активном сгибании под действием мышечной нагрузки перекачивания латерального мыщелка не происходит, как следствие не происходит и внутреннего вращения голени (More R.C. et al., 1993; MacWilliams B.A. et al., 1999; Kwak S.D. et al., 2000; Victor J.M.K., 2010; Haug L. et al., 2017). Это происходит под действием, оказываемым четырехглавой мышцей, медиальной и

латеральной групп мышц сгибателей голени (мышц Хамстринга). Отсутствие перекачивания, т.е. изолированное скольжение латерального мыщелка бедренной кости, сопровождается ротацией в тазобедренном суставе в среднем до 20° (Hill P.F. et al., 2000; Victor J.M.K., 2010). Интересен тот факт, что антеверсия шейки бедренной кости у взрослого человека в среднем также составляет 20° (Михайлов Н.Н., 2008; Капанджи А.И., 2010; Соломин Л.Н., 2014).

Исходя из всего сказанного, можно кратко резюмировать важные аспекты кинематики коленного сустава:

1. Перемещение центра вращения происходит от центра окружности разгибательной контактной поверхности к центру сгибательной. Траектория переменного центра геометрически схожа с контуром заднего отдела мыщелка.
2. При пассивном сгибании голени перекачивание латерального мыщелка сопровождается внутренней ротацией большеберцовой кости.
3. При активном сгибании в коленном суставе ротация голени нивелируется воздействием мышц.
4. Вертикальная ось, относительно которой происходит ротация голени, располагается в медиальном отделе сустава.

1.2. Медико-социальная значимость, эпидемиология

По данным литературы, для обеспечения правильной походки требуется сгибание в коленном суставе не менее $45-70^\circ$; подъема со стула – $90-93^\circ$; подъема по лестнице – $83-110^\circ$; спуска с лестницы – $90-106^\circ$; для занятий на велотренажере – не менее 110° (Kettelkamp D.B. et al., 1970; Laubenthal K.N. et al., 1972; McKinney V. et al., 2010; Richards J. et al., 2010; Pal P. et al., 2013; Attias M. et al., 2016; Ding B.T.K. et al., 2019). Таким образом, наличие контрактуры приводит к ограничению бытовой активности, создавая проблемы для выполнения повседневных действий (одевание носков и обуви, вождение автомобиля, молитва и прочие) (Дягилев А.В., 2018; Goldberg S.R. et al., 2006; Fitzsimmons S.E. et al., 2010; Ding B.T.K. et al., 2019).

Сгибательные и разгибательные контрактуры коленного сустава относятся к осложнениям, возникающим по различным причинам и значительно ухудшающим качество жизни. Наиболее частой причиной сгибательных контрактур коленного является спастичность, развивающаяся при детском церебральном параличе (ДЦП), тяжелой черепно-мозговой травме и последствиях острого нарушения мозгового кровообращения (Екушева Е.В., 2011; Барулин А.Е. с соавт., 2014; Зиновьева О.Е. с соавт., 2016; Гатамов О.И. с соавт., 2018; Fergusson D. et al., 2007; Sendroy-Terrill M. et al., 2010; Wissel J. et al., 2015; Miller F. et al., 2020). Стоит отметить, что с 1980 по 1998 года частота ДЦП в популяции не менялась и составляла 1,5–2 случая на 1000 детского населения (Бадалян Л.О. с соавт., 1988; Вельтищев Ю.Е. с соавт., 1995; Щеплягина Л.А. с соавт., 1995; Руцкий А.В. с соавт., 1998; Bowley A.H. et al., 1980). В дальнейшем успешная борьба с младенческой смертностью привела к тому, что к 2016 г. частота встречаемости ДЦП уже составляла 8–14 на 1000 детей с превалированием в общей структуре спастических форм до 80% случаев (Рыжиков Д.В. с соавт., 2016; Kumari A. et al., 2012; Graham H.K. et al., 2016). Данные о частоте пострадавших с черепно-мозговой травмой показывают, что развитие спастичности после травмы происходит в 18–75% случаев, при этом контингент больных чаще представлен людьми молодого возраста (Акулов М.А. с соавт., 2016; Хатькова С.Е. с соавт., 2017; Sendroy-Terrill M. et al., 2010; Brashear A. et al., 2016). Обратная ситуация имеется при постинсультной спастичности, где контрактуры возникают у более возрастной, 60-75 лет, группы пациентов. Последние данные указывают о распространенности спастичности при последствиях острого нарушения мозгового кровообращения – от 4,0 до 42,6% случаев (Зиновьева О.Е. с соавт., 2016; Хатькова С.Е. с соавт., 2017; Wissel J. et al. 2016).

Среди причин, формирующих разгибательные контрактуры, на первом месте стоят переломы бедренной кости и их последствия. Исследования конца 80-х и начала 90-х годов прошлого столетия свидетельствовали о частоте развития разгибательной контрактуры после перелома бедренной кости в 13–57% случаев

(Карпцов В.И., 1989; Гончаренко В.В. с соавт., 1990; Варфоломеев А.П., 1992; Попков А.В. с соавт., 1994; Гюльназарова С.В. с соавт., 1996). Публикации последних лет также свидетельствуют, что самой частой причиной разгибательных контрактур по-прежнему остаются переломы бедренной кости (Гюльназарова С.В. с соавт., 2010; Khakharia S. et al., 2009; Lee DH. et al., 2010; Pal P. et al., 2015; Persico F. et al., 2017). И, несмотря на совершенствование методов лечения переломов бедренной кости и программы ранней реабилитации, разгибательные контрактуры коленного сустава и в настоящее время встречаются в 20,6–38,4% случаев (Апагуни А.Э., 2005; Гримайло Н.С. с соавт., 2013; Назаров Х.Н. с соавт., 2018; Барков О.О. с соавт., 2019; Gomes J.L.E. et al., 2010; Razaq M. et al., 2016).

Основной контингент больных с контрактурами – это социально активные люди трудоспособного возраста. При ограничении движений в коленном суставе люди теряют возможность полноценно пользоваться функцией конечности (опороспособность, возможность передвигаться), что в конечном итоге приводит к потере трудоспособности (Ахтямов И.Ф. с соавт., 2002; Батышева Т.Т. с соавт., 2012; Куценко С.Н. с соавт., 2013; Назаренко Г.И. с соавт., 2013; Умнов В.В. с соавт., 2016; Kundu Z. et al., 2007; Pujol N. et al, 2015).

1.3. Патогенез и классификации контрактур коленного сустава

Большинство авторов считает, что причиной ограничения сгибания после диафизарных переломов бедренной кости является потеря скользящих свойств четырехглавой мышцы бедра (Новотельнов С.А., 1952; Крупко И.Л., 1954; Шимбарецкий А.Н., 1986; Bennet G.E., 1922; Thompson T.C., 1944; Judet R. et al., 1956). Известно, что подобные переломы всегда сопряжены с разной тяжестью повреждением промежуточной мышцы (Каплан А.В., 1967). Образованная после повреждения рубцовая ткань часто плотно спаивается с костью и вовлекается в костную мозоль, образуя так называемую «третью точку фиксации» (Мирошниченко В.Ф., 2001). Спаянный с костью рубцовый конгломерат препятствует активным и пассивным движениям, что провоцирует вторичные

дегенеративно-дистрофические изменения в мягких тканях. Вторичные изменения сопровождаются облитерацией верхнего заворота, образованием фиброзного или костного анкилоза пателло-фemorального сустава, рубцеванием и укорочением *m. vastus medialis* и *m. vastus lateralis* с адгезией к бедренным мышцам, рубцовым перерождением и укорочением *m. intermedius* (Hahn S.B. et al., 2000, 2010; Lee D.H. et al., 2010; Pujol N. et al., 2015). При внутрисуставных переломах бедренной или большеберцовой кости одновременно с явлениями гемартроза происходит реактивная воспалительная реакция с разрастанием молодой соединительной грануляционной ткани. Одновременно происходит организация фибриновых отложений, расположенных на поверхности капсулы сустава, являющихся продуктами образования костной мозоли и травматического воспаления. Таким образом, происходит уплощение капсулы сустава за счет образования грубоволокнистой соединительной ткани и образование артрогенной контрактуры (Гончаренко В.В. с соавт., 1990; Namba R.S. et al., 1992).

В отличие от разгибательных контрактур, при которых ограничение связано с фиксацией мышцы к подлежащей кости и вследствие этого потерей ее скользящих свойств, ограничение движений при сгибательных контрактурах опосредованно, и в основном связано со спастичностью. Группа заболеваний и состояний, сопровождающихся спастичностью, имеет единый патогенез и сопряжена с синдромом верхнего мотонейрона. Данный синдром характеризуется нарушением нервной регуляции и снижением тормозного влияния между мышцами-антагонистами, что приводит к повышенному тону мышечной ткани (Кенис В.М., 2003; Хатькова С.Е. с соавт., 2017). Длительно персистирующий гипертонус мышц нарушает микроциркуляцию и приводит к ишемии ткани. Накопленные в результате нарушения микроциркуляции продукты межклеточного обмена вызывают реактивный воспалительный процесс (Огородова И.И. с соавт., 2014). Таким образом, нормальная мышечная ткань перерождается в фиброзную. При этом изменяются ее морфологические характеристики (длина мышечных волокон и их поперечное сечение), биохимический состав и сократительная способность мышц, что в конечном итоге приводит к развитию миогенной

контрактуры (Кенис В.М., 2003; Зиновьева О.Е. с соавт., 2008, 2009). Длительное ограничение движения при сохраняющейся спастичности приводит к вторичным изменениям в коленном суставе и параартикулярных тканях. К ним относятся укорочение сгибателей голени, формирование спаек внутри спастичных мышц по ходу сосудов и нервов, сморщивание заднего отдела капсулы сустава, подвывих голени кзади (Умнов В.В. соавт., 2013; Клочкова О.А. с соавт., 2018; De Bruin M. et al., 2014; Marfo K.A. et al., 2018).

В 1945 г. Б.Е. Брук (1945) выдвинул тезис о том, что классификация полезна в том случае, если помогает определить тактику лечения и объем вмешательства. Уместно отметить, что М. Muller (1987) лишь спустя 42 года дал подобное определение значимости классификаций: «Классификация полезна только в том случае, если она учитывает степень повреждения и служит основой для лечения и оценки результатов» и применил определение для классификации переломов АО/ASIF. Так, Б.Е. Брук определил три важные составляющие, которые необходимо учитывать для достижения цели лечения:

- 1) причина возникновения контрактуры сустава;
- 2) морфологический субстрат (какие ткани вовлечены в процесс);
- 3) степень развития контрактуры и ее стойкость.

И.Л. Крупко выделял три фазы развития контрактур в зависимости от сроков: формирующаяся контрактура (до 4 недель), фаза нестойких контрактур (до 10 недель) и фаза стойких контрактур (10 недель и более). При этом автор отмечал, что трудно точно установить продолжительность времени от момента травмы до развития контрактуры. Независимо от того, какая ткань является первопричиной, при длительном ограничении движений контрактура всегда будет артрогенной, миогенной и десмогенной (Крупко И.Л., 1975).

В.И. Карпцов определял тяжесть контрактуры по остаточной амплитуде движений и подразделял контрактуру коленного сустава на три степени: 1) легкая – при амплитуде движений свыше 50° ; 2) средняя – при амплитуде от 30° до 49° , 3) тяжелая – амплитуда 29° и менее. Другое разделение автор произвел в

соответствии с причиной возникновения и локализацией очага, ограничивающего движения, классифицировав контрактуры на пять групп:

- 1) контрактура (переломы бедренной кости, внесуставное повреждение);
- 2) тугоподвижность (интраартикулярные переломы);
- 3) контрактура + тугоподвижность (смешанная контрактура);
- 4) контрактура, осложненная инфекционным процессом;
- 5) контрактура, сочетающаяся с нарушением сращения бедренной кости.

В.И. Карпцов отмечал, что такое разделение было необходимо по причине различий в определении тактики и объема лечения для каждой из групп пациентов (Карпцов В.И., 1989).

Спустя 18 лет Л.Н. Соломиным и А.П. Варфоломеевым данная классификация была уточнена и дополнена определением метода лечения как при внутрисуставной, так и при внесуставной этиологии контрактуры коленного сустава (Соломин Л.Н. с соавт., 2007).

Публикаций, посвященных классификации сгибательных контрактур коленного сустава, определяющих тактику лечения у взрослой категории пациентов, нами обнаружено не было. В учебных пособиях и руководствах сгибательные контрактуры относят к группе активных (неврогенных) контрактур (Казарезов М.В. с соавт., 2002; Корнилов Н.В. с соавт., 2006; Миронов С.П., 2013). Сгибательные контрактуры в зависимости от очага поражения и патогенетического воздействия разделяются на центральные неvroгенные (церебральные, спинальные) и периферические неvroгенные (ирритационно-паретические, болевые, рефлекторные) (Русецкий И.И., 1954; Казарезов М.В. с соавт., 2002; Корнилов Н.В. с соавт., 2006).

Некоторые авторы в своих работах для определения тактики лечения придерживаются разделения в зависимости от локализации рубцового процесса на артрогенные (внутрисуставные, артрофиброз), экстраартрогенные (внесуставные) и сочетанные (Magit D. et al., 2007; Lee D.H. et al., 2010; Liu K. et al., 2010; Pujol N. et al., 2015). Такое разделение, возможно, не совсем корректно, так как при длительно имеющемся ограничении движения как при структурных,

так и при неврогенных контрактурах всегда формируются вторичные изменения в смежных тканях, и тяжесть их будет зависеть о давности существования контрактуры сустава (Крупко И.Л., 1975).

1.4. Актуальные методы лечения сгибательных и разгибательных коленного сустава

Восстановление функции коленного сустава представляет непростую задачу и требует дифференцированного подхода с учетом особенностей сгибательных и разгибательных контрактур. Для устранения контрактур коленного сустава могут применяться как консервативные, так и оперативные методы лечения. К критерию, склоняющему выбор в пользу оперативного лечения, относится устойчивость контрактуры к проводимому консервативному лечению. Если с момента диагностирования контрактуры применялось интенсивное консервативное лечение в течение 3–6 месяцев, и при этом увеличить амплитуду движений не удалось, контрактура определяется как стойкая (Шумада И.В. с соавт., 1986; Соломин Л.Н. с соавт., 2007; Ирисметов М.Э. с соавт., 2010; Барков О.О., 2018).

1.4.1. Оперативные методы лечения

Хирургические вмешательства, направленные на восстановление функции коленного сустава, можно разделить на:

- 1) локальные (мягкотканый и артроскопический релиз) (Langeland N. et al. 2000; Hahn S.B. et al. 2000; Khakharia S. et al., 2009; Ebrahimzadeh M.H. et al., 2010; Oliveira V.G. et al., 2012; Pal P. et al., 2015; Erdogan O. et al., 2021);
- 2) внеочаговые (аппараты внешней фиксации) (Huang S.C., 1996; Devalia K.L. et al., 2007; Hosny G.A. et al., 2008; Gaurav K. et al., 2010; Плаксейчук Ю.А. с соавт., 2014; Meselhy M.A. et al., 2020);
- 3) комбинированные (Соломин Л.Н. с соавт., 2009; Lee D.H. et al., 2010; Balci H.I. et al., 2014; Vulcano E. et al., 2016).

1.4.2. Локальные методы устранения контрактур (релизы)

На сегодняшний день наиболее часто используемым оперативным методом лечения стойких контрактур коленного сустава является мягкотканый релиз (Ирисметов М.Э. с соавт., 2010; Hahn S.B. et al., 2000; Ali A.M. et al., 2003; Khakharia S. et al., 2009; Ebrahimzadeh M.H. et al., 2010; Oliveira V.G. et al., 2012; Pal P. et al., 2015; Bari M.M. et al., 2015; Persico F. et al., 2017; Ding B.T.K. et al., 2019).

Релизы, выполняемые при контрактурах коленного сустава, условно разделяют на передний, выполняемый при разгибательных контрактурах, и задний, используемый при сгибательных контрактурах. Суть переднего релиза заключается в устранении как внесуставных (миолиз, тенолиз четырехглавой мышцы бедра), так и внутрисуставных (артролиз коленного сустава) причин, препятствующих движению сустава. Для устранения разгибательной контрактуры наиболее часто используются квадрицепспластики Томпсона (Thompson T.C., 1944) и братьев Жюде (Judet R. et al., 1956) (рис. 1.6).

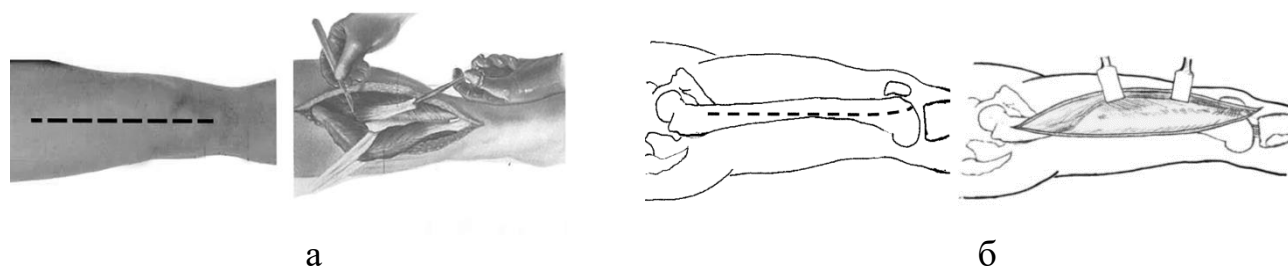


Рис. 1.6. Схемы операций: а – Томпсона; б – Жюде

На сегодняшний день известно и множество модификаций этих операций (Hahn S.B. et al., 2000; Ebrahimzadeh M.H. et al., 2010; Persico F. et al., 2017; Ding B.T.K. et al., 2019; Shobaki S., 2021; Melhem R. et al., 2021; Sulaiman S.K., 2021). Так S.B. Hahn с соавторами проводили операцию Томпсона поэтапно (Hahn S.B. et al., 2000). Первоначально прибегали к артролизу из парapatеллярных доступов, а если этого было недостаточно для достижения адекватного сгибания, выполняли второй этап. Из переднелатерального или латерального разреза в дистальной трети бедра производили миолиз четырехглавой мышцы бедра. Если

после выполненных манипуляций сохранялся дефицит сгибания, выполнялся третий этап – Z-образная пластика сухожилия четырехглавой мышцы (рис. 1.7).

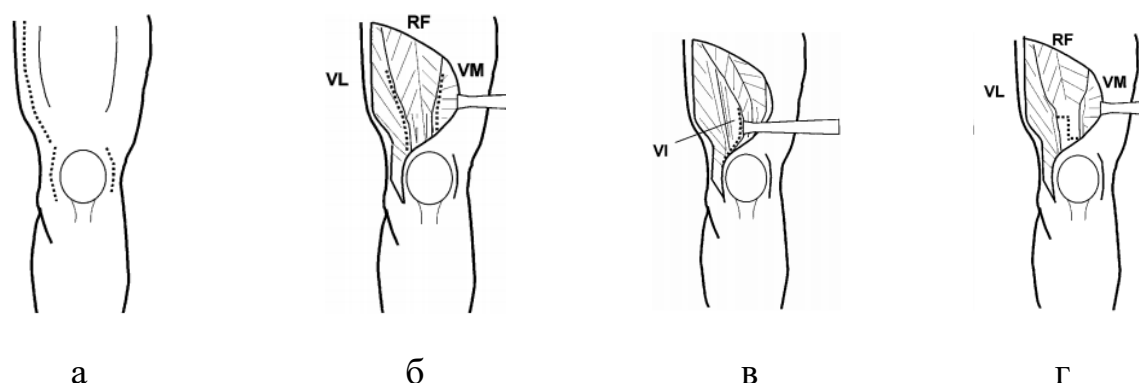


Рис. 1.7. Этапы модифицированной квадрицепспластики Томпсона: а – переднелатеральный и парапателлярные разрезы; б – освобождение от спаек головок ЧГМБ; в – выделение промежуточной мышцы от прямой; Z-образная пластика сухожилия ЧГМБ (Hahn S.B. et al., 2000)

М.Н. Ebrahimzadeh с соавторами, выполняя квадрицепс-пластику Томпсона, использовали классическую технику, однако после миолиза ЧГМБ, несмотря на фиброзное перерождение, не выполняли пересечение *m. intermedius* (Ebrahimzadeh M.H. et al., 2010; Virjandinejad A. et al., 2017).

Операция Жюде состоит из нескольких этапов, и после каждого проверяется сгибание в коленном суставе. Если необходимая амплитуда достигнута, то нет необходимости проводить следующий этап. Стандартная техника квадрицепспластики Жюде не предполагает выполнение медиальной артротомии, она была предложена Дрором Пэйли (Paley D., 2002). Доступ с медиальной стороны способствует лучшей мобилизации дистальной части *m. vastus medialis*, а также позволяет более тщательно выполнить артролиз (Holschen M. et al., 2014). Другие разработанные модификации операции Жюде существенно отличаются только отсутствием отдельного доступа для освобождения сухожилия прямой мышцы бедра. Данный этап выполняется продолжением латерального доступа (Persico F. et al., 2017; Ding B.T.K. et al., 2019) (рис. 1.8).

Однако, несмотря на усовершенствование выполнения квадрицепспластики, устранить контрактуру одномоментно без осложнений получается далеко не

всегда. При длительно существующих контрактурах уменьшается растяжимость не только мышц, но и кожи, подкожной клетчатки и фасции (Барков О.О., 2018).



а



б

Рис. 1.8. Модификации квадрицепспластики Жюде: а –Persico F. с соавт. (2017); б –Ding B.T.K. с соавт. (2019)

Агрессивные попытки одномоментно устранить контрактуру при хронически сокращенных мягких тканях чреваты их повреждением. Так, A. Masse с соавт. провели 24 операции Жюде по поводу стойких разгибательных контрактур коленного сустава и в результате анализировали следующие осложнения: интраоперационный разрыв сухожилия ЧГМБ (1), перелом латерального мыщелка бедренной кости (1) и некроз кожи (1) (Masse A. et al., 2006). Z.S. Kundu с соавт. провели 22 операции Томпсона и в 2 случаях интраоперационно получили переломы бугристости большеберцовой кости (1) и надколенника (1) (Kundu Z.S. et al., 2007). S.B. Hahn с соавт. Сообщают, что при выполнении квадрицепспластики Томпсона у 3 из 20 пациентов во время операции произошли осложнения: перелом бугристости большеберцовой кости (1), разрыв сухожилия надколенника (1) и перелом надколенника (1) (Hahn S.B. et al., 2010).

В последние годы активно внедряются миниинвазивные и комбинированные методики устранения контрактур, такие как квадрицепспластика из мини-доступа (Khakharia S. et al., 2009); удлинение сухожилия ЧГМБ из мини-доступа с артроскопическим релизом (Liu K. et al., 2010); чрескожное игольчатое удлинение сухожилия ЧГМБ в комплексе с артролизом или артроскопическим релизом (Liu K. et al., 2014; Shang P. et al., 2016; Xu H. et al., 2016). Однако необходимо отметить, что отрицательной стороной операций с удлинением сухожилия ЧГМБ

являются снижение силы ЧГМБ и дефицит активного разгибания (Барков А.В. с соавт., 2010; Nicoll E.A., 1963; Pal P. et al., 2015). А в случае сформировавшегося миофасцитенодеза выполнение одного чрескожного удлинения сухожилия ЧГМБ и артролиза будет неэффективно. Устранение контрактуры при миофасцитенодезе невозможно без открытого освобождения от рубцов и спаек четырехглавой мышцы бедра (Каплан А.В., 1967; Шимбарецкий А.Н., 1986; Мирошниченко В.Ф., 2002).

К операциям для устранения сгибательной контрактуры относятся: невролиз малоберцового нерва (рис. 1.9 а), миолиз сгибателей голени, их различное удлинение и пересадка (рис. 1.9 б, в), задняя капсулотомия коленного сустава (рис. 1.9 г) (Heydarian K. et al., 1984; Lobenhoffer H.P. et al., 1996; Wallny T. et al., 1999; Beals R.K. et al., 2001; Ma F.Y.P. et al., 2006; Vahedi H. et al., 2020).

Доступы для релиза могут осуществляться как по заднебоковой поверхности, так и по боковой. Релиз малоберцового нерва и удлинение двухглавой мышцы выполняются с заднелатеральной или латеральной стороны. С заднемедиальной или медиальной стороны выполняются релиз и удлинение полусухожильной, полуперепончатой и тонкой мышц. В зависимости от предпочтения хирургов удлинение сгибателей голени имеет некоторые отличия. T. Damron с соавт. предпочитали проксимально удлинять сухожилие полуперепончатой мышцы в сочетании с дистальным удлинением сухожилия двуглавой мышцы бедра и полусухожильной мышцы (Damron T. et al., 1991).

S. Jones с соавт. выполняли Z-образное удлинение полусухожильной и тонкой мышц, а сухожилие полуперепончатой мышцы удлиняли фракционно (рис. 1.9) (Jones S. et al., 2006). Z. Bozinovski с соавт. для удлинения предлагали полностью пересекать сухожилие полусухожильной мышцы, а сухожилия полуперепончатой, тонкой мышц и двуглавой мышцы бедра пересекать частично (Bozinovski Z. et al., 2014). По мнению L. Feng с соавт., полное отсечение сухожилий сгибателей голени может пагубно сказаться на функции конечности, так как эти мышцы принимают участие в поддержании равновесия в положении стоя (вертикальном) (Feng L et al., 2012). Во избежание такого явления K.H. Sung

с соавт. предлагают сочетать дистальное удлинение подколенных сухожилий с перемещением сухожилия полусухожильной мышцы на большую приводящую мышцу (Sung K.H. et al., 2017). Вариаций данных операций множество, при этом заранее предугадать объем релиза и какие мышцы необходимо удлинить, трудно. Вероятно, исследователи определяли объем вмешательства интраоперационно в зависимости от натяжения мышц после освобождения их от спаек. Сама цель выполнения операций «заднего релиза» – максимально возможное (в идеале полное) одномоментное устранение контрактуры. Для этого необходимо воздействовать на структуры, наиболее препятствующие разгибанию голени, то есть, более подверженные патологическому процессу. Однако в литературе отсутствуют экспериментальные или анатомические данные о том, на какие структуры необходимо воздействовать, чтобы добиться максимально возможного одномоментного удлинения, при этом сохранив функцию всех сгибателей голени. При стойких контрактурах, независимо от качества и объема выполненного релиза, одномоментная коррекция сопряжена с риском тракционного повреждения хронически сокращенных сосудисто-нервных образований (Aspden R.M., 1994; Katz K. et al., 2004; Hosny G.A. et al., 2008; Gaurav K. et al., 2010).

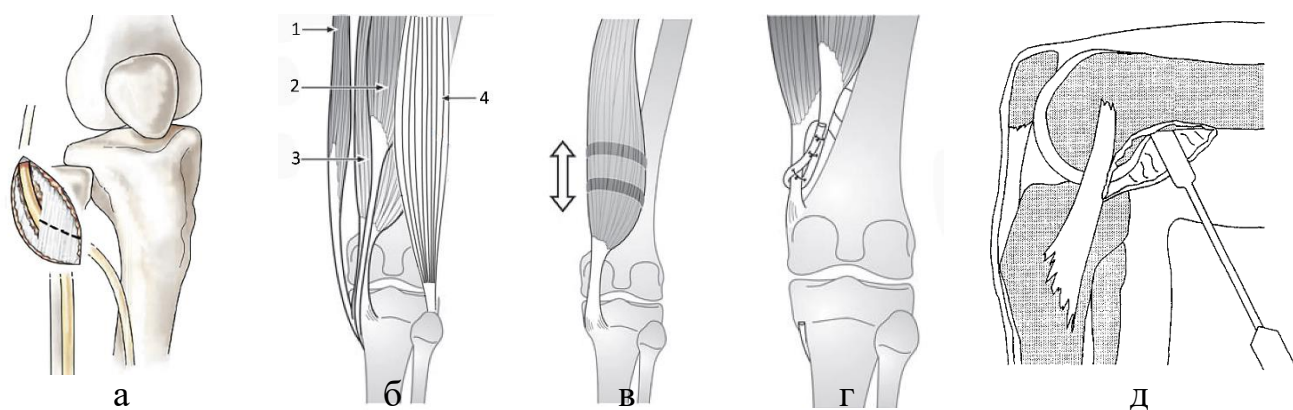


Рис. 1.9. Различные манипуляции, входящие в «задний релиз»: а – невролиз малоберцового нерва (Vahedi H. et al., 2020); б – сгибатели голени (1 – тонкая, 2 – полусухожильная, 3 – полуперепончатая, 4 – двуглавая мышца бедра) (Ma F.Y.P. et al., 2006); в – фракционное удлинение полуперепончатой мышцы; г – перемещение полусухожильной мышцы на большую приводящую; д – задняя капсулотомия коленного сустава (Lobenhoffer H.P. et al., 1996)

Так, Т. Wallny с соавт. отмечали, что при одномоментном устранении 45° сгибательной контрактуры развитие симптомов невропатии малоберцового нерва наблюдалось в 100% случаев (Wallny T. et al., 1999). L.A. Karol с соавт., проанализировав данные 292 пациентов, которым выполнялось удлинение сгибателей голени, обнаружили, что у 28 (9,6%) из них развился послеоперационный парез малоберцового нерва (Karol L.A. et al., 2008). Менее грозным осложнением, но важным в функциональном плане, является ретракция мышечной ткани, вследствие которой происходит подвывих голени кзади.

Во избежание нейроваскулярных расстройств дополнительно используются укорачивающие и разгибательные остеотомии в сочетании с перемещением и укорочением связки надколенника или перемещением ее с бугристостью большеберцовой кости (Leong J.C. et al., 1982; DelBello D.A. et al., 1996; De Moraes Barros Fucs P. et al., 2005; Healy M.T. et al., 2009; Novacheck T.F. et al., 2009; Park H. et al., 2019) (рис. 1.10). Так, Н. Park с соавт. при сгибательной установке более 30° применяли сегментарную резекцию (укорачивающую остеотомию) бедренной кости с пластикой связки надколенника у 33 пациентов с ДЦП. При этом величина укорочения составляла в среднем 2,8 см (2–4 см), что требовало корректировки ношением ортопедической обуви (Park H. et al., 2019).



Рис. 1.10. Рентгенограммы коленных суставов до и после дистальной укорачивающей бедренной остеотомии: а – с укорочением связки надколенника; б – с перемещением бугристости большеберцовой кости (Park H. et al., 2019)

Укорочение конечности и (или) изменение ее биомеханики для того, чтобы подстроить длину сегмента под мягкие ткани, нельзя признать оптимальным

решением. Данные операции позволяют избежать грозных осложнений, но при этом имеют и ряд негативных последствий (потеря коррекции, ретракция мышечной ткани, болевой синдром), оказывающих влияние на функциональный результат лечения (Herzenberg J.E. et al., 1994; Hosny G.A., 2008). В качестве альтернативы одномоментному укорочению используются аппараты внешней фиксации, при помощи которых возможно простимулировать неогистиогенез и восстановить необходимую длину мягких тканей без риска осложнений.

1.4.3. Использование аппаратов внешней фиксации

Метод чрескостного остеосинтеза для лечения контрактур коленного сустава используется на протяжении 60 лет (Оганесян О.В., 2004). За этот период для устранения контрактур коленного сустава были разработаны и применены различные типы аппаратов, которые в зависимости от типа шарнирного механизма можно разделить на:

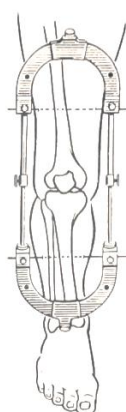
- 1) бесшарнирные,
- 2) работающие на основе одноосевых шарниров,
- 3) работающие на основе шарнира, воспроизводящего кинематику сустава,
- 4) работающие на основе виртуального шарнира.

1.4.4. Бесшарнирные аппараты

Родоначальником группы аппаратов внешней фиксации, применяемых при лечении контрактур коленного сустава, которые относятся к группе бесшарнирных считается Г. Рутиг. В 1953 г. автором впервые был сконструирован и применен аппарат для устранения сгибательной контрактуры коленного сустава. Конструктивно аппарат состоял из двух скоб, фиксированных к перпендикулярно проведенным через бедренную и большеберцовую кость спицам. Скобы были соединены специальными раздвижными дистракторами, при помощи которых осуществлялось устранение сгибательной контрактуры сустава (Ruthig H., 1953).

Схожей конструкции аппарат был сконструирован в 1971 г. Г.А. Илизаровым и А.А. Девятовым (рис. 1.11 а).

Более современные бесшарнирные аппараты, используемые при устранении контрактур коленного сустава, приобрели моностеральный тип конфигурации. Так, в 1994 г. J. Herzenberg с соавт. (1994) сообщили об использовании двух бесшарнирных моностеральных аппаратов (OrthoFix) у пациента с двухсторонней сгибательной контрактурой коленного сустава (рис. 1.11 б, табл. 1.1). Авторами было высказано мнение о том, что в случае использования бесшарнирного аппарата коленный сустав способен сам выступать в роли оси вращения («the knee joint itself serves as the axis of rotation»). Отрицательной стороной, описанной авторами, является невозможность полного устранения контрактуры при ее большой величине. В 2015 г. A. Mugalur с соавт. сообщили об использовании бесшарнирного моностерального аппарата Bhosale fixator (рис. 1.11 в) для устранения двухсторонней сгибательной контрактуры коленного сустава (Mugalur A. et al., 2015). В своих работах A. Mugalur с соавт. и J. Herzenberg с соавт. заявляли, что выбор моностеральной конфигурации аппарата был связан с малогабаритностью и удобством для одновременного устранения двухсторонней контрактуры коленного сустава.



а



б



в

Рис. 1.11. Бесшарнирные аппараты, используемые для лечения сгибательных контрактур коленного сустава: а – аппарат Илизарова – Девятова. (Илизаров Г.А. с соавт., 1971); б – Orthofix monolateral external fixator (Herzenberg J. et al., 1994); в – Bhosale fixator (Mugalur A. et al., 2015)

Несомненно, бесшарнирные аппараты имеют преимущества за счет удобства и простоты их применения, особенно при двухсторонних поражениях коленных суставов. Однако их применение возможно только для устранения сгибательной контрактуры коленного сустава. При этом имеются сообщения о негативных последствиях в отношении суставного хряща при их использовании (Brunner R. et al., 1997; Valci H.I. et al., 2014). Во время distraction на сустав начинают действовать абберантные силы компрессии, которые создают высокое механическое давление на хрящевую ткань. В результате ценной разогнутого сустава становится поврежденный суставной хрящ. Таким образом, мнение J. Herzenberg с соавт. о том, что «коленный сустав сам может выступать в роли оси вращения», можно считать ошибочным.

1.4.5. Аппараты, работающие на основе одноосевых шарниров

Первый одноосевой аппарат, состоящий из двух скоб, соединенных двумя раздвижными стержнями с шарнирами, был предложен Г.А. Илизаровым в 1963 г. (Илизаров Г.А. с соавт., 1967; Волков М.В. с соавт., 1975). Но широкой популярности одноосевые АВФ не получали вплоть до начала 90-х годов прошлого века. Вероятно, это связано с тем, что понимание кинематики, преобладавшее до 90-х годов, концептуально базировалось на отсутствии фиксированного центра вращения в коленном суставе.

Однако, несмотря на появление новых воззрений на кинематику коленного сустава, которые стали преобладать в 80-90-х годах прошлого столетия, одноосевые АВФ стали более востребованы и популярны (Hollister A.M. et al., 1986, 1993; Elias S.G. et al., 1990; Churchill D.J. et al., 1998). Началось все с того, что группа исследователей во главе с А.М. Hollister в своих исследованиях начала «упрощать» кинематику коленного сустава, тем самым приравнивая ее к одноосевому вращению. Полученную в результате ось, вокруг которой совершались движения в коленном суставе, авторы стали именовать как «ось сгибания-разгибания коленного сустава» (Hollister A.M. et al., 1986, 1993). Опираясь на эти исследования, были разработаны различные схемы определения

оси сгибания-разгибания (рис. 1.12). Таким образом, принятие упрощенного варианта кинематики коленного сустава обосновывало применение в клинике одноосевых аппаратов для устранения контрактур коленного сустава (Herzenberg J.E. et al., 1994; Damsin J.P. et al., 1996; Huang S., 1996; Lee D.H. et al., 2010; Balci H. et al., 2014; Vulcano E. et al., 2016; Zhai J. et al., 2018; Liu Y. et al., 2021).

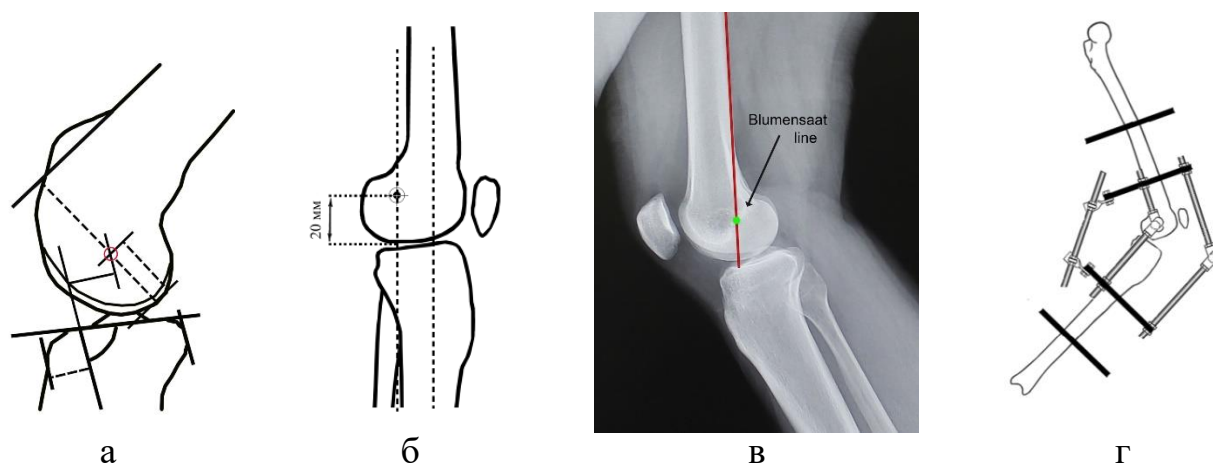


Рис. 1.12. Схемы определения оси сгибания-разгибания в коленном суставе: а – аналогично D. Paley с соавт. (2002); б – аналогично М.А. Catagni с соавт. (2000); в – аналогично S.C. Standard с соавт. (2019); г – схема аппарата, работающего на основе одноосевого шарнира

Как видно из таблицы 1.1, в большинстве случаев аппараты внешней фиксации были применены для лечения сгибательных контрактур. При этом в 7 из 8 представленных работ сообщается об использовании АВФ в комбинации с мягкотканым релизом. Также необходимо отметить, что на момент применения данной конфигурации АВФ многим авторам уже было известно о том, что в коленном суставе отсутствует фиксированный центр вращения.

Так, J. Herzenberg с соавт., учитывая этот факт, в своей работе отмечали, что одноосевой шарнир может быть использован для устранения сгибательной контрактуры в диапазоне от 0 до 65° сгибания. По мнению авторов, для этого необходимо расположить шарниры в проекции оси сгибания-разгибания, которую они определяли на пересечении заднего кортикального слоя и линии Blumensaat. Их мнение нашло свое подтверждение в 2004 г., когда М.В. Sommers с соавт. провели биомеханическое исследование на трупном материале. В результате было

выявлено, что при расположении шарнира на оси сгибания-разгибания можно осуществить сгибание не более 79° , а дальнейшее сгибание приводит к перерастяжению связочных структур (Sommers M.V. et al., 2004).

Таблица 1.1. Данные применения одноосевых АВФ, представленные различными авторами

Параметр	Herzenberg J.E. с соавт., 1994	Damsin J.P. с соавт., 1996 (1986–1994)	Huang S., 1996 (1988–1991)	Lee D.H. с соавт., 2010 (1997–2004)
Кол-во пациентов/суставов	10/14	11/13	10/10	10
Возраст, лет	14,8 (1,5–87)	12 (1,7–18)	13 (2–31)	39,5 (23–62)
Установка сустава	Сгиб	Сгиб	Сгиб	Разгиб
Сопутствующие операции	8-ЗР, 1-ДУБО	3-ЗР	1 – МОС, 1 – О/Т, 2 - ЗР, 1-Уд б/к	10 - КвПл
Контрактура до/после операции	В ср. 60° /в ср. 16°	90° (90 – 150°)/ $6,5^\circ$ (0 – 20°)	55° (40 – 135°)/ 10° (0 – 60°)	н/д
АДС до операции	В ср. 59°	н/д	50° (10 – 100°)	25° (5 – 35°)
АДС после демонтажа АВФ	н/д	н/д	н/д	91° (90° – 100°)
АДС в отдаленном периоде	В ср. 63°	н/д	20° (10 – 150°)	$93,5^\circ$ (85 – 105°)
Осложнения	н/д	1 - Нм/б, 3 - Пер., 3 - ПГ	2 – ПГ, 1 - НС	2-Ввчэ
Тип конфигурации аппарата	Цр-12 Моно-2	Комб	Цр	Цр

Таблица 1.1. (продолжение)

Авторы	Balci H. с соавт., 2014 (2002–2006)	Zhai J. с соавт., 2019 (2009– 2015)	Vulcano E с соавт., 2016 (2004–2015)	Liu Y. с соавт., 2021 (2012-2017)
Кол-во пациентов/суставов	6/6	7/10	21/21	36
Возраст, лет	14,7 (8–22)	17,0 (11–24)	45 (20–60)	45,5 (20-70)
Установка сустава	Сгиб	Сгиб	Сгиб	Разгиб
Сопутствующие операции	6 - ЗР	н/д	19 – ЗР	36 - КвПл
Контрактура до/после операции	45° (30–75°) / 10°(5–15°)	58±21° (30–95°) / 0°	н/д	н/д
АДС до операции	58,3 (40–90°)	64±29° (15– 110°)	44° разг. (10- 120°), сгиб. 96° (10-130°)	13° (8°-19°)
АДС после демонтажа АВФ	н/д	41±35°	н/д	н/д
АДС в отдаленном периоде	51,6° (25–90°)	38±19°	н/д	102° (78°- 115°)
Осложнения	1 - ПГ	н/д	2 – РК, 15-Ввчэ	н/д
Тип конфигурации аппарата	Цр	Цр	Цр+Гк	Комб

Сокращения: КвПл – квадрицепспастика, ДУБО – дистальная укорачивающая бедренная остеотомия, б/к – бедренная кость, ЗР – задний релиз, Уд – удлинение, Пер – перелом, ПГ – подвывих голени, Ввчэ – воспаление вокруг чрескостных элементов, Нм/б – невралгия малоберцового нерва, НС – нестабильность сустава, РК – рецидив контрактуры, Цр – циркулярный, Пц – полуциркулярный, Моно – монолатеральный, Комб. – комбинированный (Пц+Цк), н/д– нет данных

При этом важно отметить, что правильная установка одноосевого шарнира является непростой задачей, о чем свидетельствуют попытки разработать специальные устройства-«центроискатели», позволяющие обеспечить правильное выполнение этого этапа операции (Волков М.В., 1986; Попков А.В. с соавт., 1991). Если обратить внимание на осложнения, возникшие в ходе лечения, то это не «классические» осложнения, присущие чрескостному остеосинтезу (табл. 1.1). Подвывихи, перерастяжения капсульно-связочного аппарата, импиджмент или

даже смятие суставных поверхностей, вероятно, были связаны с погрешностью расположения шарниров вне оси сгибания/разгибания. Однако, несмотря на несовершенную кинематику аппаратов данной группы, они остаются самими используемыми при лечении контрактур коленного сустава. По-видимому, это связано с простотой их применения и всеобщей доступностью.

1.4.6. Аппараты, работающие на основе шарниров, «воспроизводящих» кинематику коленного сустава

Основоположниками в разработке и использовании аппаратов внешней фиксации, в которых была сделана попытка обеспечить кинематику коленного сустава в соответствии с концепцией переменного центра вращения, по праву можно считать О.В. Оганесяна и М.В. Волкова. С 1968 по 1979 г. авторами последовательно были разработаны четыре модели шарнирно-дистракционных аппаратов (рис. 1.13 а-г). Но по мнению авторов, при клиническом использовании каждой модели обнаруживались их недостатки и несоответствие кинематике сустава (Оганесян О.В., 1975, 2004). Неудовлетворенность авторов первыми четырьмя моделями аппаратов обосновало проведение совместно с участием Н.В. Тереховой собственных исследований пространственной кинематики коленного сустава.

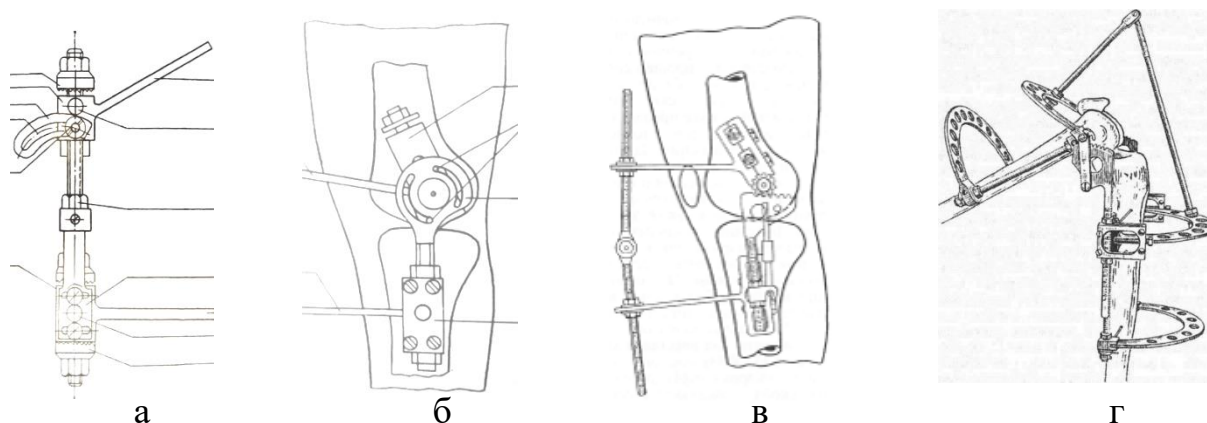


Рис. 1.13. Аппараты Волкова – Оганесяна, разработанные для коленного сустава: а – модель I; б – модель II; в – модель III; г – модель IV (Волков М.В., Оганесян О.В., 1986)

Опираясь на данные, полученные при исследовании кинематики коленного сустава, в 1979 г. М.В. Волков и О.В. Оганесян сконструировали новую модель аппарата (рис. 1.14). Авторами было отмечено, что указанная модель аппарата способна обеспечить одновременное скольжение и перекачивание мышечков в сагиттальной плоскости и ротацию вокруг аксиальной оси. В основе шарнирного механизма был заложен «полицентрически механизированный четырехзвенник». Однако позже О.В. Оганесяном были отмечены и отрицательные стороны разработанной модели аппарата, а именно необходимость перенастройки звеньев полицентрического четырехзвенника для нивелирования различия воспроизводимой centroиды от естественной вследствие индивидуальных различий в размерах сустава. Безболевая амплитуда сгибания не превышала 90° (Оганесян О.В., 2004). В 2006 г. О.В. Оганесяном была опубликована работа, сообщающая об использовании модернизированного аппарата для восстановления функции коленного сустава (Оганесян О.В., 2006).

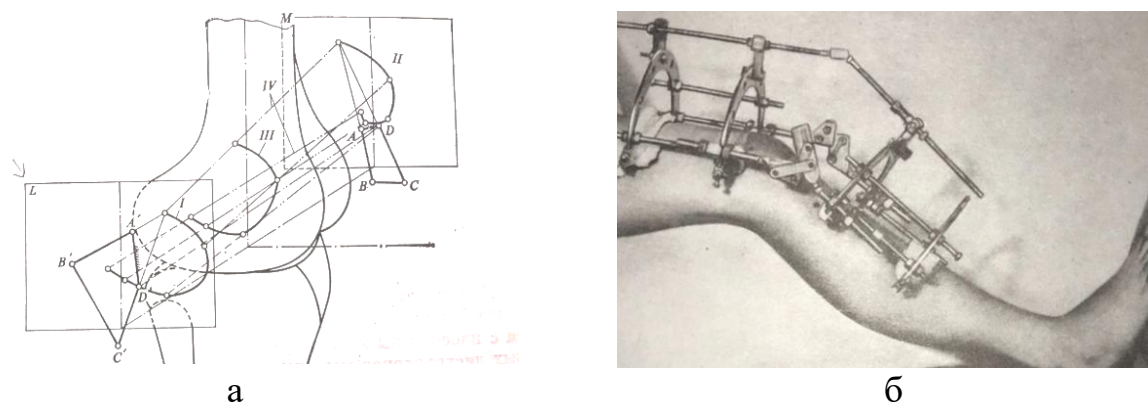


Рис. 1.14. Аппарат Волкова – Оганесяна – Тереховой с шарнирным четырехзвенником: а – схема латерального и медиального четырехзвенников; б – внешний вид аппарата (Оганесян О.В., 2004)

В упомянутой работе автор сообщает о способности аппарата «воспроизвести анатомию коленного сустава и кинематику всех трех видов движения в нем (перекачивание, скольжение, ротация). Проанализировав текст статьи, можно предположить, что речь шла именно о модели аппарата, разработанного совместно с Н.В. Тереховой в 1979 г. Модернизированный аппарат был использован при лечении 24 больных с контрактурой коленного сустава в порочном положении конечности (17 пациентов), переломами

мышцелков большеберцовой кости (4 случая) и вывихами костей голени (3 случая). Относительно подходов к лечению контрактур с использованием АВФ авторы рекомендовали выполнение от 10 до 20 циклов сгибания-разгибания. Экспериментальных или клинических работ, подтверждающих необходимость такого количества циклов, авторами представлено не было. Также авторы не уточняли, лечение какой контрактуры проводилось. Проанализировав содержимое публикаций, можно предположить, что авторы разрабатывали аппараты преимущественно для лечения разгибательных контрактур (Оганесян О.В., 2004).

Разработка шарниров «воспроизводящего» типа проводилась и другими авторами. Так, в 1983 г. Г.А. Илизаровым и Э.В. Бурлаковым были предложены шарнир с плавающей осью поворота и специальный шаблон для его установки (Попков А.В. с соавт., 1991) (рис. 1.15 а). В 1996 г. В.Д. Макушин с соавт. предложили свой вариант шарнирного механизма, т.н. шарнир, «перемещающийся в прорези» (рис. 1.15 б). Однако широкого применения они так и не получили, о чем свидетельствуют их единичные упоминания лишь в публикациях самих разработчиков (Макушин В.Д. с соавт., 1996).

Проанализировав литературу, посвященную аппаратам с «воспроизводящим» типом шарнирного механизма, можно предположить, что большинство разработок явились лишь попыткой создать устройство, близкое к кинематике коленного сустава.

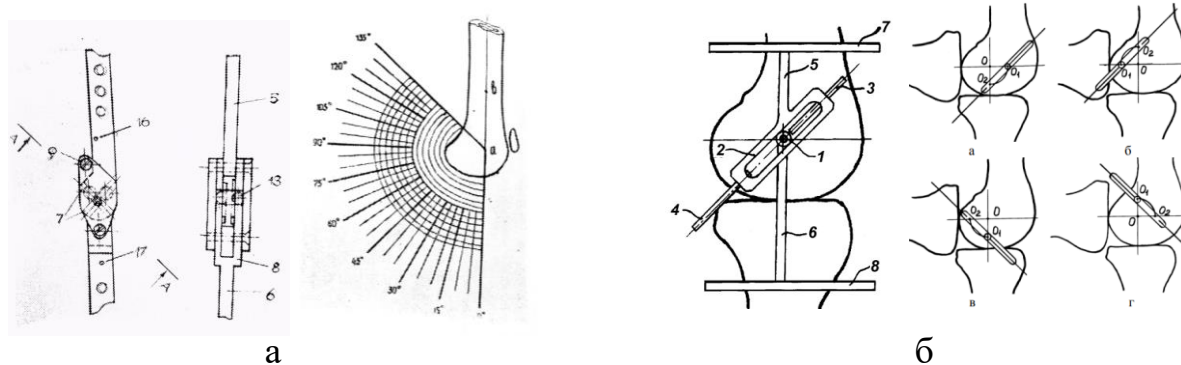


Рис. 1.15. «Воспроизводящие шарниры» применяемые для лечения контрактур коленного сустава: а – шарнир с плавающей осью поворота и шаблон для его корректного позиционирования (Попков А.В. с соавт., 1991); б – схема шарнира и изменения его положения при сгибании (Макушин В.Д. с соавт., 1996)

Движения, воспроизводимые аппаратами данного типа не выходили за пределы сагиттальной плоскости, т.е. все воспроизводимые движения являлись одноплоскостными (Попков А.В. с соавт., 1991; Макушин В.Д. с соавт., 1996; Оганесян О.В., 2004). При этом некоторые модели аппаратов Волкова и Оганесяна и вовсе воспроизводили кинематику, не свойственную коленному суставу, обеспечивая одинаковое перекатывание обеих мыщелков (рис. 1.14). Сами конструкторы аппаратов отмечали, что применение данных устройств приводило к растяжению капсулы и связок и, следовательно, к нестабильности разрабатываемого сустава (Оганесян О.В., 2004). По описанию разработчиков, аппарат Волкова – Оганесяна – Тереховой способен обеспечить перекат, скольжение и ротацию (Оганесян О.В., 2004). Однако, насколько это можно судить на основе публикации самих авторов, перекатывание воспроизводилось одинаково для обеих мыщелков. При этом так не была продемонстрирована возможность обеспечения ротации голени. Объективным ограничением развития данного типа аппаратов был один типоразмер шарнира, что заведомо ограничивало возможность его эффективного применения.

1.4.7. Аппараты, работающие на основе виртуального шарнира

Группой ученых под руководством Г.А. Илизарова в 1971 г. был разработан компрессионно-дистракционный аппарат, скобы которого соединялись тремя телескопическими стержнями с шаровыми шарнирами (Илизаров Г.А. с соавт., 1973). Вероятно, именно эта конструкция может по праву может считаться предтечей аппаратов, работа которых основана на использовании виртуального шарнира. Однако данных о его клиническом использовании обнаружено не было.

В конце 90-х годов прошлого века были разработаны ортопедические гексаподы, работа которых также основана на виртуальном шарнире (Taylor J., 1997; Seide K. et al., 1999). И на сегодняшний день только ортопедические гексаподы могут повторить сложную кинематику коленного сустава. Однако первое сообщение о применении ортопедического гексапода для лечения контрактуры коленного сустава относится к 2009 г. (Соломин Л.Н. с соавт., 2009).

Статья была посвящена разработке оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для разработки движений в коленном суставе и была проиллюстрирована клиническим примером его использования при лечении разгибательной контрактуры коленного сустава в качестве дополнения к квадрицепс-пластике. Важно отметить, что оптимальные компоновки ортопедического гексапода Орто-СУВ, представленные в этой статье, были разработаны без учета мягких тканей (рис. 1.16 а).

В 2016 г. E. Vulcano с соавт. (Vulcano E. et al., 2016) в своей статье упомянули, что гексапод Taylor Spatial Frame Struts (TSF) (Taylor J., 1997) и аппарат Илизарова были использованы при лечении пациентов со сгибательными контрактурами коленных суставов (табл. 1.1). Данных о количестве пациентов в каждой из групп (по Илизарову и с использованием гексапода TSF) авторы не представили. Не было в статье и клинических иллюстраций (Vulcano E. et al., 2016). Тот факт, что имеется лишь одно упоминание об использовании аппарата TSF, вероятно, связан со сложностью использования металлоконструкции и компьютерной программы применительно к лечению контрактур коленного сустава.

Таким образом, технические возможности гексапода как механического устройства, превосходят его навигационные, т.е. связанные с компьютерной программой, возможности. Так, практически у всех известных гексаподов компьютерная программа рассчитывает перемещение дистального фрагмента из точки А в точку Б по кратчайшей траектории (Виленский В.А. с соавт., 2015). Для выполнения расчета сгибания-разгибания голени в программе приходится устанавливать «вершину деформации» как центр одноосевого вращения, при том что в коленном суставе он отсутствует, как это упоминалось в разделе 1.1.

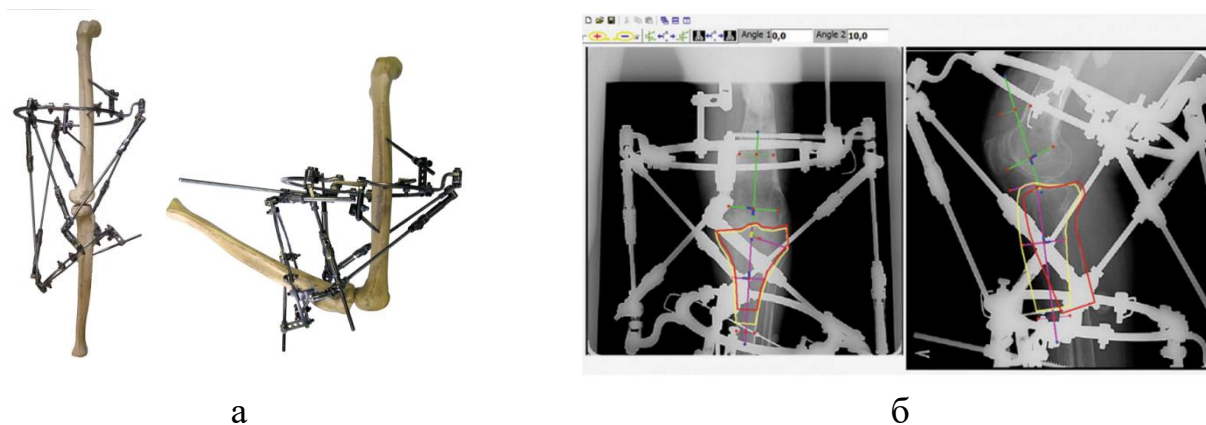


Рис. 1.16. Ортопедический гексапода Орто-СУВ: а – оптимальная компоновка, разработанная в 2009 г.; б – окно компьютерной программы

В версии компьютерной программы гексапода Орто-СУВ 2009 г. было необходимо разделять движения в коленном суставе на этапы (Соломин Л.Н. с соавт., 2011) (рис. 1.16 б). Этот процесс является трудоемким, т.к. для каждого из этапов сгибания (разгибания) $3-5^\circ$ требуется отдельный расчет. Версия программного обеспечения Орто-СУВ, разработанная 2018 г., была дополнена опцией «многоэтапной коррекции» («Multi-total residual»). Данная опция позволяет рассчитать изменение длины страт для обеспечения перемещения дистального фрагмента по любой траектории за любое количество этапов. В теории при помощи данной опции можно решить вопрос трудоемкости и длительности выполнения расчетов. Однако методики использования этой опции при лечении контрактур коленного сустава до настоящего времени не было разработано

1.5. Резюме

Несмотря на широкое выполнение операций мягкотканного релиза с применением аппаратов внешней фиксации для устранения стойких контрактур коленного сустава, остаются некоторые нерешенные вопросы и задачи:

- не решен вопрос, на какие анатомические структуры лучше воздействовать для получения максимально возможного разгибания голени при операции заднего релиза;

- нет данных о точной локализации центра вращения коленного сустава при различных углах сгибания, что позволило бы использовать эти данные при расчете в компьютерной программе ортопедического гексапода;
- необходимо усовершенствование компоновок ортопедического гексапода с учетом окружающих мягких тканей бедра и голени;
- нет исследований, подтверждающих эффективность клинического применения ортопедического гексапода в сравнении с использованием аппарата Илизарова.

Следующие главы диссертационного исследования посвящены решению вышеперечисленных вопросов лечения контрактур коленного сустава.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика и структура исследования

Комплексное исследование было проведено в ФГБУ «НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России и на кафедре морфологии человека Северо-Западного государственного медицинского университета имени И.И. Мечникова. Все разделы взаимосвязаны общей целевой установкой, направленной на обоснование применения ортопедического гексапода для лечения пациентов с контрактурами коленного сустава. Работа состоит из экспериментально-анатомической и клинической частей.

Экспериментально-анатомическая часть исследования включала работу по усовершенствованию компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ, применяемых для лечения контрактур коленного сустава, способных обеспечить максимальную амплитуду движений без соприкосновения страт гексапода с мягкими тканями. Вторая часть была посвящена исследованию кинематики коленного сустава и разработке методики расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, которая обеспечивает движения в коленном суставе в соответствии с его естественной кинематикой. Задачей третьей части исследования было определение анатомических структур, наиболее вовлеченных в процесс формирования сгибательных контрактур, и усовершенствование на этой основе методики операции «заднего релиза».

Клиническая часть работы представляет собой анализ результатов лечения 131 пациентов с контрактурами коленного сустава, прооперированных на базе клинических отделений НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена. Данные, полученные в результате экспериментально-анатомической части исследования, были применены в клинике при лечении всех пациентов с контрактурами с коленного сустава. Анализ клинических данных проводился с использованием статистического метода малой выборки (Реброва О.Ю., 2006; Носовский А.М. с соавт., 2013). Клинические данные, полученные при использовании гексапода

Орто-СУВ, сравнивались с результатами лечения контрактур коленного сустава аппаратом Илизарова и данными мировой литературы.

2.2. Экспериментально-анатомическая часть исследования

2.2.1. Усовершенствование компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ, используемых при лечении контрактур коленного сустава

Для проведения эксперимента были использованы искусственные модели нижних конечностей, состоящие из шарнирно соединенных пластиковых муляжей бедренной и большеберцовой костей. Для моделирования мягких тканей бедра и голени использовали пенополиуретановые листы (поролон). Кроме этого, для проведения эксперимента использовали стандартный набор ортопедического гексапода Орто-СУВ с заменой стандартных (20 см) резьбовых стержней на длинные (30 см) (рис. 2.1 а, б). Также в эксперименте использовались необходимые инструменты и комплектующие аппарата Илизарова (рис. 2.1 в).

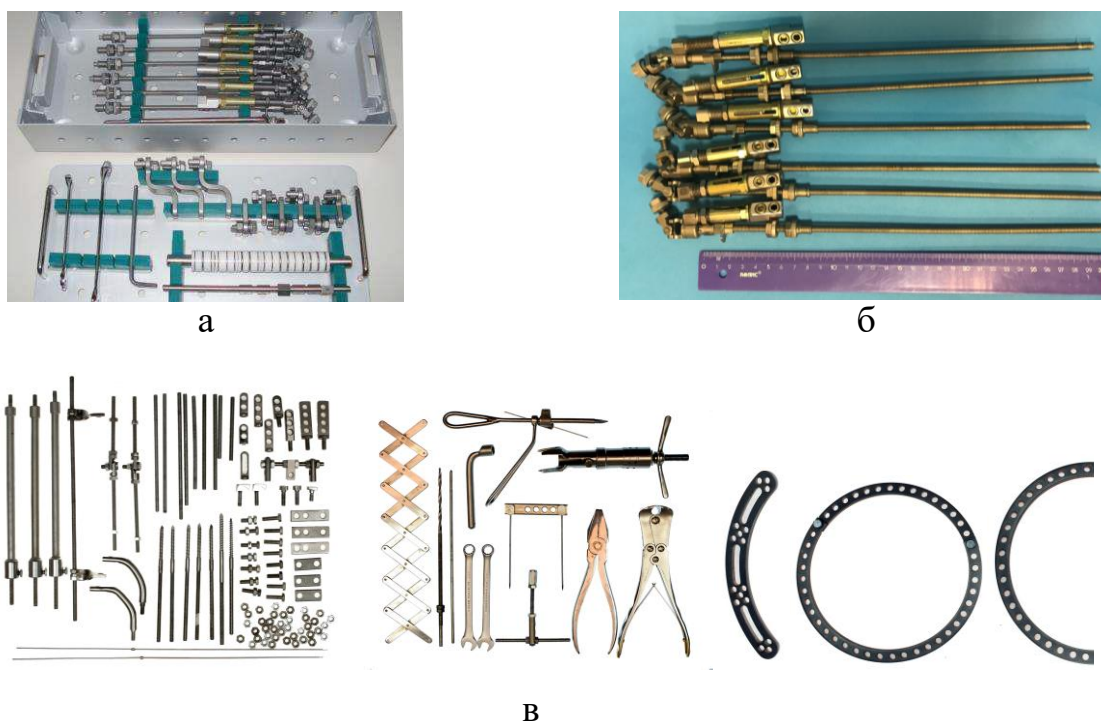


Рис. 2.2. Металлоконструкции и инструменты, используемые в эксперименте по усовершенствованию компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ: а – стандартный набор гексапода Орто-СУВ; б – узлы изменения длины страты с длинными (30 см) резьбовыми стержнями; в – комплектующие аппарата Илизарова

Исследование компоновок проводили на трех типах моделей нижних конечностей имитирующих экто-, мезо- и эндоморфный соматотипы, определяемые по методу В. Heath, J. Cartner (Никитюк Д.Б., 2015; Синдеева Л.В. с соавт., 2017; Rudnev S.G. et al., 2019). Конечности были смоделированы по замерам длины бедра и голени и их окружности на трех уровнях у 27 пациентов, относящихся к эктоморфному, у 30 пациентов, относящихся к мезоморфному и 29 пациентов, относящихся к эндоморфному соматотипу (рис. 2.2 а). Замеры были выполнены у пациентов мужского пола. Измерение длины и окружности сегментов выполняли по стандартной методике (Маркс В.О., 1978). По результатам замеров были изготовлены искусственные модели нижних конечностей людей с тремя разными типами конституции тела, на которые были нанесены восемь уровней согласно методу унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза (МУОЧО) (Соломин Л.Н., 2014) (рис. 2.2 б). Также в соответствии окружностью бедра и голени были подобраны кольцевые опоры необходимого диаметра (табл. 2.1).



а

б

Рис. 2.2. Моделирование нижних конечностей: а – определение параметров у трех пациентов с разным типом конституции тела (черным цветом отмечены уровни измерения окружности, красным – границы измерения длин бедер и голеней); б – изготовленные по полученным замерам длины и окружности модели нижних конечностей. На моделированных мягких тканях отмечены уровни согласно МУОЧО

Таблица 2.1. Параметры нижней конечности у людей с разным типом конституции тела ($M \pm \text{Std.dev}$) и диаметр подобранных опор

Соматотип	Длина бедр. кости, см	Окружность бедра, см	Длина большеберцовой кости, см	Окружность голени, см	Диаметр опор бедра и голени, мм
Эктоморф (n=27)	49,4±1,71	в/3 – 43,2±1,22	44,2±1,13	в/3 – 24,3±1,24	180/150
		с/3 – 36,4±1,25		с/3 – 28,2±1,20	
		н/3 – 31,1±1,03		н/3 – 18,1±1,09	
Мезоморф (n=30)	43,3±1,66	в/3 – 48,9±1,15	38,2±1,21	в/3 – 28,7±1,38	200/160
		с/3 – 41,4±1,27		с/3 – 34,1±1,5	
		н/3 – 36,4±1,3		н/3 – 21,4±1,13	
Эндоморф (n=29)	37,2±1,26	в/3 – 52,7±1,35	32,7±1,04	в/3 – 36,2±1,31	220/180
		с/3 – 46,3±1,68		с/3 – 39,1±1,37	
		н/3 – 41,4±1,54		н/3 – 25,6±1,05	

Примечание: в/3 – верхняя треть; с/3 – средняя треть; н/3 – нижняя треть.

Эксперимент проводили следующим образом. На уровне верхней трети бедра и нижней трети голени устанавливали кольцевые опоры подходящего диаметра (табл. 2.1), которые стабильно фиксировали чрескостными элементами к муляжам бедренной и большеберцовой костей. Таким образом, образовывали два статических модуля: бедренный (проксимальный) (рис. 2.3 а) и большеберцовый (дистальный) (рис. 2.3 б). К статическим опорам посредством трех телескопических шарнирных штанг (рис. 2.3 в) присоединяли мобильные модули, представляющие собой базовую (рис. 2.3 г) и мобильную (рис. 2.3 д) опоры, к которым прикрепляли шесть страт ортопедического гексапода Орто-СУВ (рис. 2.3 е). Опосредованная фиксация базовой и перемещаемой опоры при помощи телескопических штанг не требовала их фиксации чрескостными элементами к искусственной модели. Опосредованный вариант фиксации позволял путем изменения длины телескопических штанг перемещать опоры гексапода на расстояние от суставной щели. Фиксацию страт осуществляли в позициях, при которых линии, соединяющие центры карданов, образовывали равнобедренный треугольник. При фиксации страт в этих позициях

обеспечивается максимальное перемещение опор относительно друг друга (Виленский В.А., 2009; Seide К., 2004).

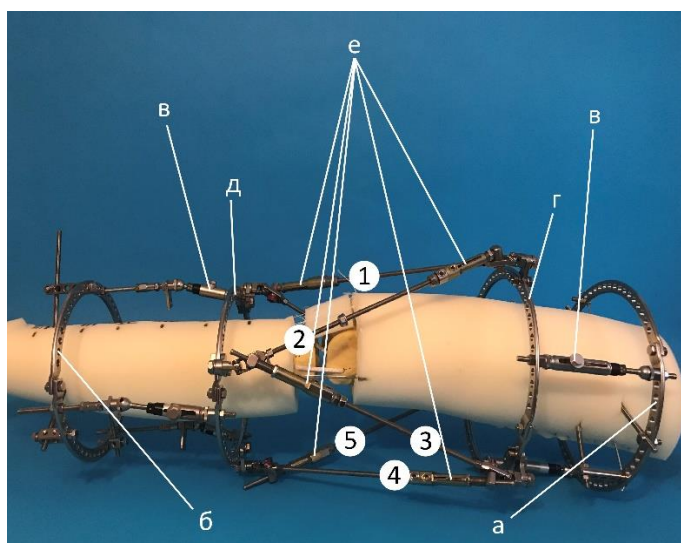


Рис 2.3. Способ фиксации базовой и мобильной опоры гексапода Орто-СУВ (пояснения в тексте)

Было проведено 4 серии эксперимента. Исследование начинали с расположения опор на расстоянии 100 мм от суставной щели. Последующие серии выполнялись при расположении опор на расстоянии 120, 140, 160 мм. В каждой серии зависимость амплитуды движений в коленном суставе без контакта страт с мягкими тканями была исследована поэтапно в зависимости от:

- 1) расстояния базовой и перемещаемой опор от уровня суставной щели коленного сустава (рис. 2.4 а);
- 2) варианта фиксации страты к опоре: при помощи прямых или Z-образных платиков (рис. 2.4 б);
- 3) наличия «свободной» секторной опоры (рис. 2.4 в);
- 4) угла наклона перемещаемой опоры относительно кости в сагиттальной плоскости (рис. 2.4 г).
- 5) угла наклона базовой и перемещаемой опор относительно кости в сагиттальной плоскости (рис. 2.4 г).

Таким образом, компоновки были исследованы в пяти различных вариантах.

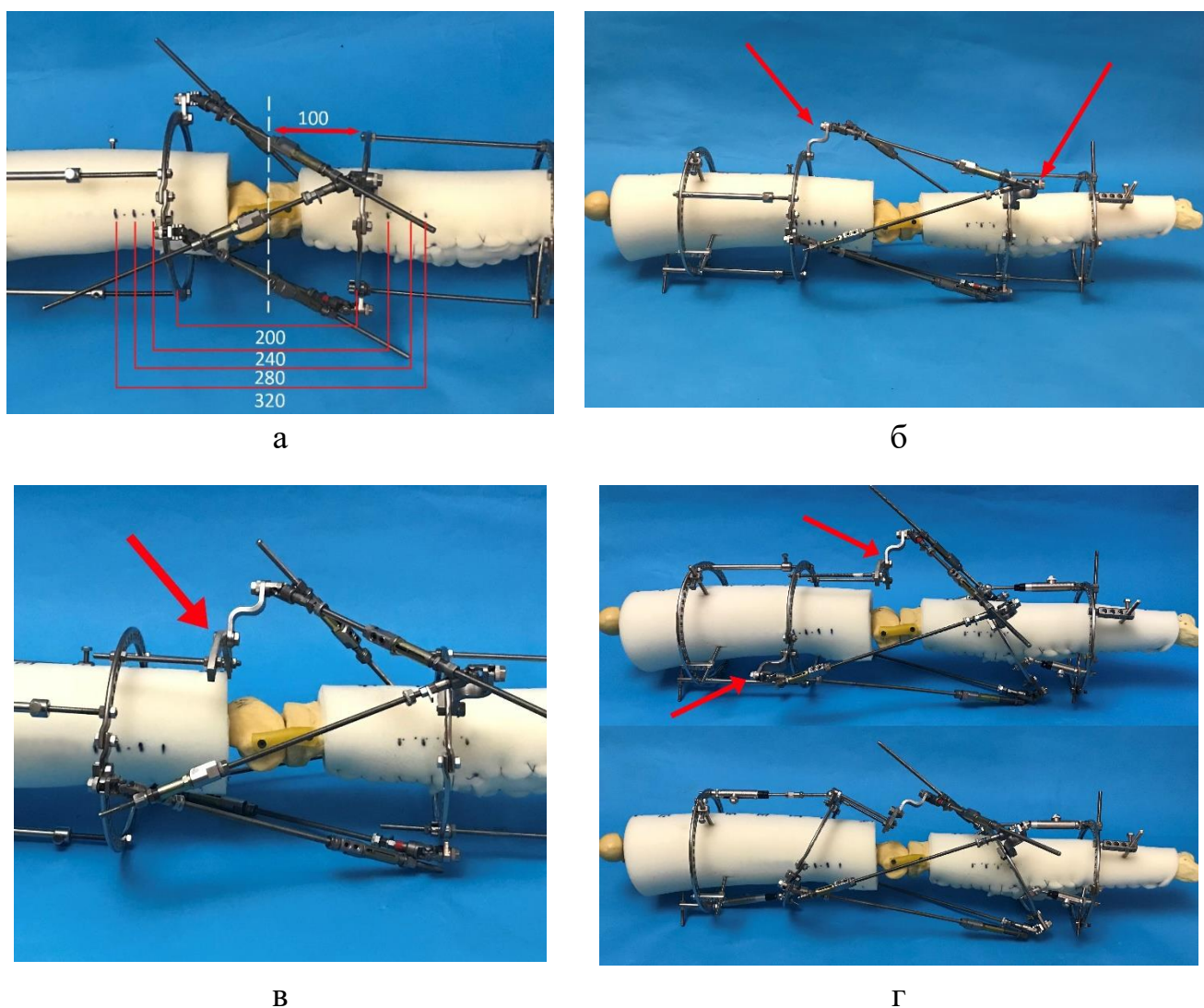


Рис. 2.4. Различные варианты исследуемых компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ: а – стандартная ориентация опор с фиксацией страт при помощи прямых платиков (1-й вариант); б – при помощи Z-образных платиков в точках фиксации страт № 1, 2, 6 (2-й вариант); в – с добавлением свободной секторной опоры и Z-образных платиков в точках фиксации страт № 1, 2, 6 (3-й вариант); г – с добавлением наклона мобильной опоры и фиксацией при помощи Z-образных платиков в точках фиксации страт №1, 2, 3, 5, 6 (4-й вариант) или с наклоном базовой и мобильной опоры и фиксацией при помощи Z-образных платиков в точках фиксации страт № 1, 2, 6 (5-й вариант). Z-образные платики и свободный сектор отмечены красными стрелками

Смонтировав аппарат, осуществляли сгибание-разгибание голени. Максимально обеспечиваемую компоновкой амплитуду движений определяли при помощи угломера. Максимально возможной считали амплитуду, при которой происходил контакт страт с моделированными мягкими тканями, либо страты становились параллельными опоре, либо заканчивалась длина самой страты.

Результаты исследования каждого из пяти вариантов компоновок заносили в таблицу для последующего статистического анализа полученных результатов.

Для выполнения эксперимента было изготовлено по 30 экземпляров экто-, мезо- и эндоморфной моделей нижних конечностей. На каждом экземпляре были отработаны 4 серии эксперимента в пяти различных вариантах компоновок. Общее число проведенных экспериментов составило 1800.

2.2.2. Определение локализации мгновенных центров вращения и величины внутренней ротации голени

Исследование было проведено на 12 непарных нефиксированных препаратах нижней конечности: шести трупов мужского и шести женского пола, причина смерти которых не связана с патологией опорно-двигательного аппарата. Длина бедра варьировала от 38 до 46 ($42,30 \pm 2,49$) см, а длина голени – от 33 до 41 ($37,10 \pm 2,44$) см.

Для эксперимента было подготовлено специальное устройство, которое включало основание (рис. 2.5 а, б1) и модуль на основе трех (двух кольцевого типа и одной секторного) опор (рис. 2.5 а, б2). Препараты нижних конечностей (рис. 2.5 а3) были стабильно фиксированы в опорах при помощи стандартных чрескостных элементов. Вдобавок к кольцевой опоре на бедре монтировали «свободную» (без чрескостных элементов) секторную опору (рис. 2.5 а, б4). На уровне средней трети голени устанавливали кольцевую опору (рис. 2.5 а, б5). На ее наружной стороне была установлена 2 мм спица с округлым утолщением на конце, используемым как метка (рис. 2.5 а, б6). Используемая конструкция обеспечивала двухплоскостное перемещение спицы с меткой. К этой же опоре, установленной на голени, крепились тросовая тяга (рис. 2.5 а, б7). Ее протягивали через два блока (рис. 2.5 а, б8,9), один из которых был установлен на свободной секторной опоре (рис. 2.5 а, б4), а второй – на кольцевой опоре, смонтированной у основания устройства (рис. 2.5 а, б1).

Эксперимент выполняли следующим образом. Под контролем мобильного рентгеновского аппарата «Арман 9Л5» (Медэкспорт, СССР) в положении

разгибания голени устанавливали метку в проекции нулевого мгновенного центра.

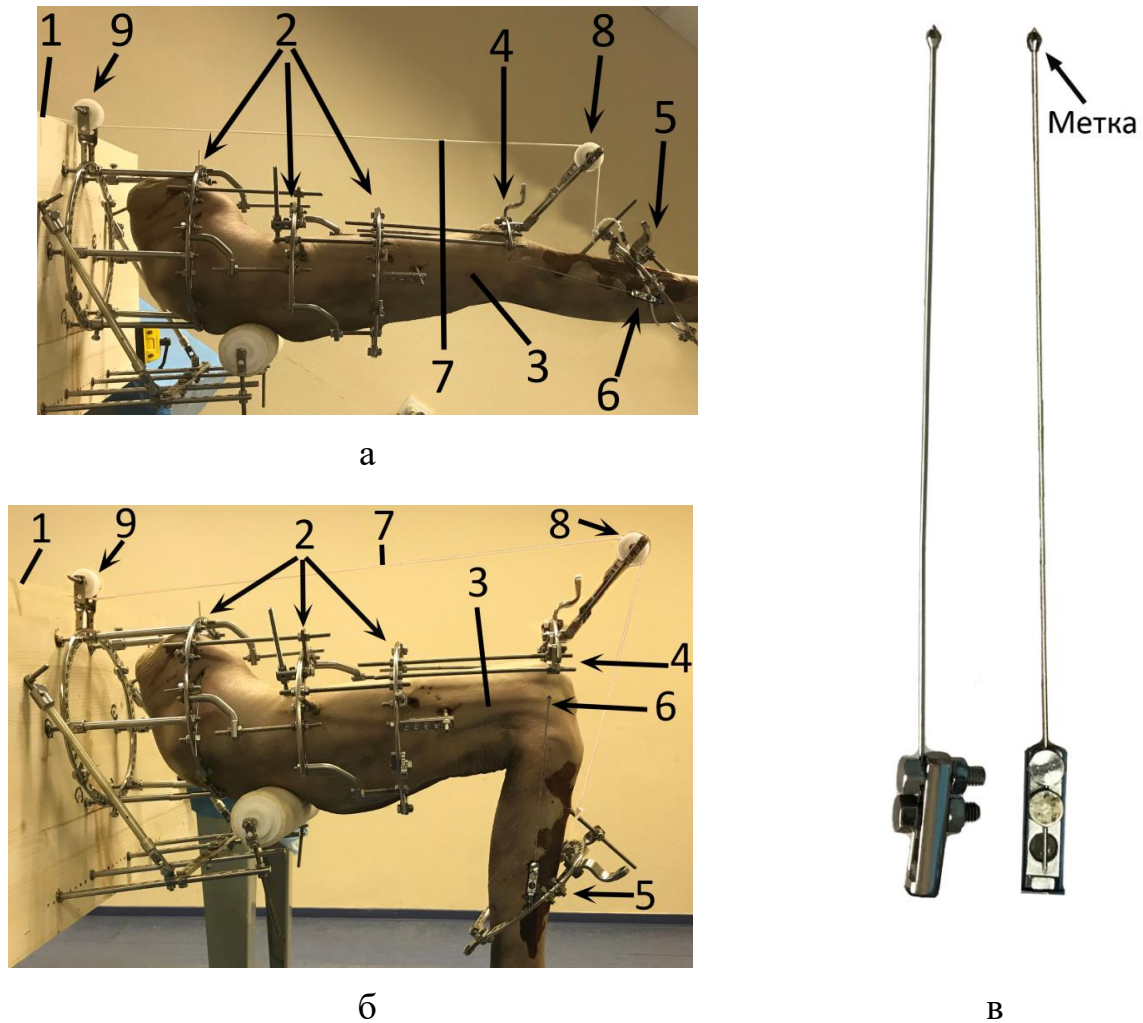


Рис. 2.5. Устройство, используемое для исследования мгновенных центров вращения коленного сустава (пояснения в тексте)

За нулевой мгновенный центр была принята точка пересечения линии, проведенной от задней кортикальной пластинки бедренной кости с линией межмышцелковой вырезки (линией Блюменсаата) (рис. 2.6 а). Расположив метку в вышеуказанной точке, ослабляли натяжение троса, что позволяло согнуть голень. С интервалом сгибания 10° выполняли рентгенографию коленного сустава в боковой проекции до достижения угла сгибания 120° .

Полученную серию из 12 рентгенограмм загружали в компьютер и при помощи графического редактора Adobe Photoshop 2021 (Adobe, Inc. San Jose, USA) наслаивали их друг на друга так, чтобы контуры дистального отдела

бедренной кости совпадали (рис. 2.6 б). Далее выявляли локализацию метки на каждой из рентгенограмм (рис. 2.6 в). Для этого на исследуемой рентгенограмме проводили две линии: одну вдоль заднего кортикального слоя, другую – под прямым углом на уровне ее пересечения с линией Блюменсаата. Обе линии пересекались на метке, установленной в проекции нулевого мгновенного центра (нулевая метка). Затем в графическом редакторе чертили прямоугольник от центра нулевой метки до центра исследуемой. Программа графического редактора автоматически измеряла длину и ширину прямоугольника и представляла данные в пикселях (pix) (рис. 2.6 г). Полученные при измерении каждой метки пиксельные величины заносили в таблицу для последующей статистической обработки.

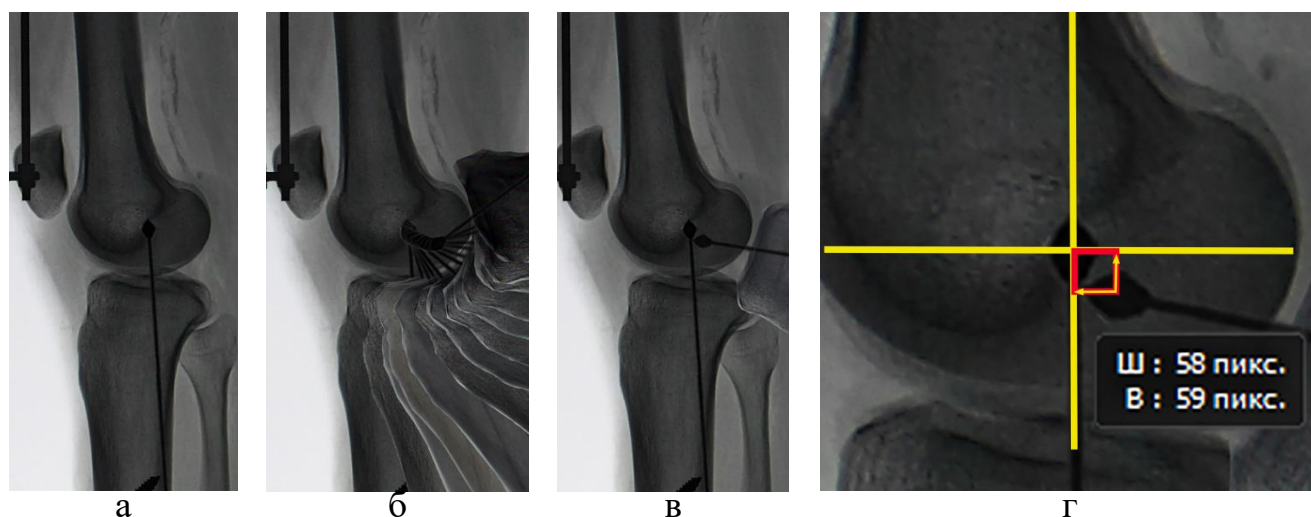


Рис. 2.6. Этапы выполнения эксперимента: а – установка метки в точке пересечения заднего кортикального слоя и межмышцелковой линии; б – интервальные рентгенограммы, обработанные в графическом редакторе; в – рентгенограмма коленного сустава в положении 80° сгибания; г – определение местоположения исследуемой метки относительно метки, установленной в проекции нулевого мгновенного центра

Величину внутренней ротации голени измеряли при сгибания в коленном суставе 10° , 30° , 60° , 90° и 120° . Для этого на секторную опору был установлен резьбовой стержень, который при полном разгибании голени был параллелен стержню-шурупу, введенному в передний край большеберцовой кости. Далее пассивно сгибали коленный сустав и измеряли угол, образованный между стержнем на свободном секторе и стержнем-шурупом, проведенным в передний

край большеберцовой кости (рис. 2.7). Данные измерения угла ротации заносили в таблицу для последующей статистической обработки.

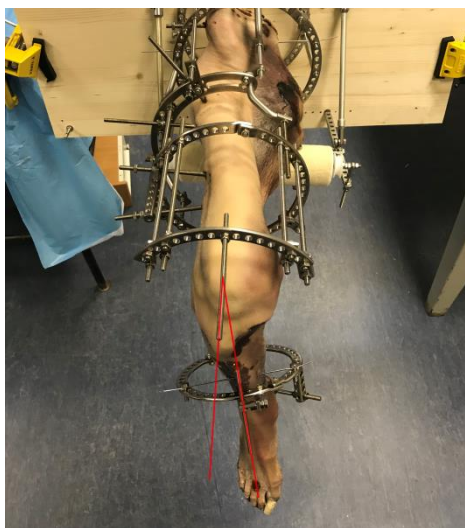


Рис. 2.7. Определение ротации большеберцовой кости

Для получения статистически значимых величин исследование каждого препарата нижней конечности повторяли 5 раз. Таким образом, число проведенных экспериментов составило 60.

2.2.3. Разработка метода расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, обеспечивающего движения в соответствии с кинематикой коленного сустава

Как первый этап был установлен «эталон» результата расчетов в компьютерной программе, а именно выяснено изменение длины страт, которые обеспечивают сгибание в коленном суставе в соответствии с его кинематикой – как активной, так и пассивной. Была использована модель, представленная в п. 2.2.2. Проксимальный и дистальный модули соединяли шестью стратами, т.е., по сути, монтировали гексапод Орто-СУВ (рис. 2.8).

Учитывая, что шаблон был разработан на основе воспроизведения активного сгибания голени т.е. скольжения мыщелков бедренной кости относительно большеберцовой без ее ротации, сначала проверяли соответствие разработанного шаблона активному сгибанию голени. Для этого, разогнув голень путем

натяжения троса (рис. 2.8 а), измеряли длину каждой из шести страт. После этого, ослабляя натяжение троса, сгибали голень на 10° и вновь измеряли длину каждой страты. Манипуляцию повторяли до тех пор, пока голень не оказывалась согнута на 120° , при этом натяжение троса нивелировало ротацию голени.

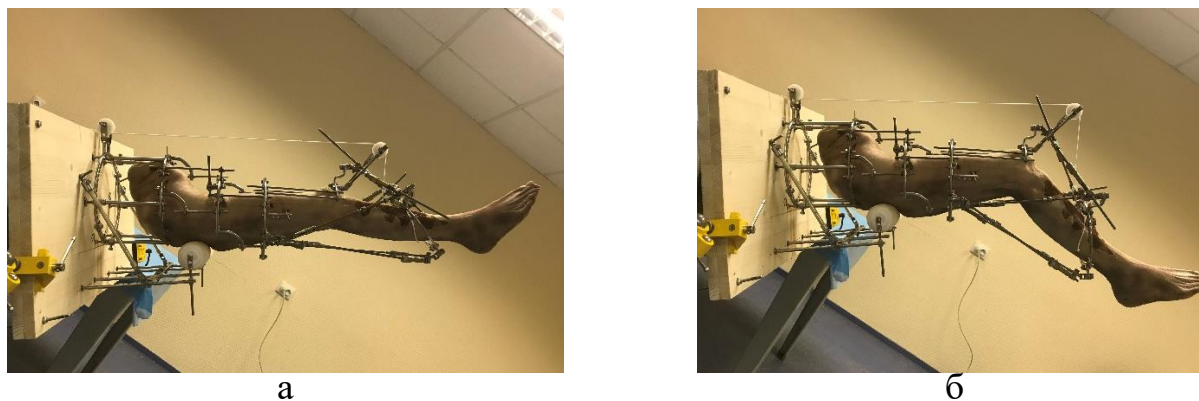
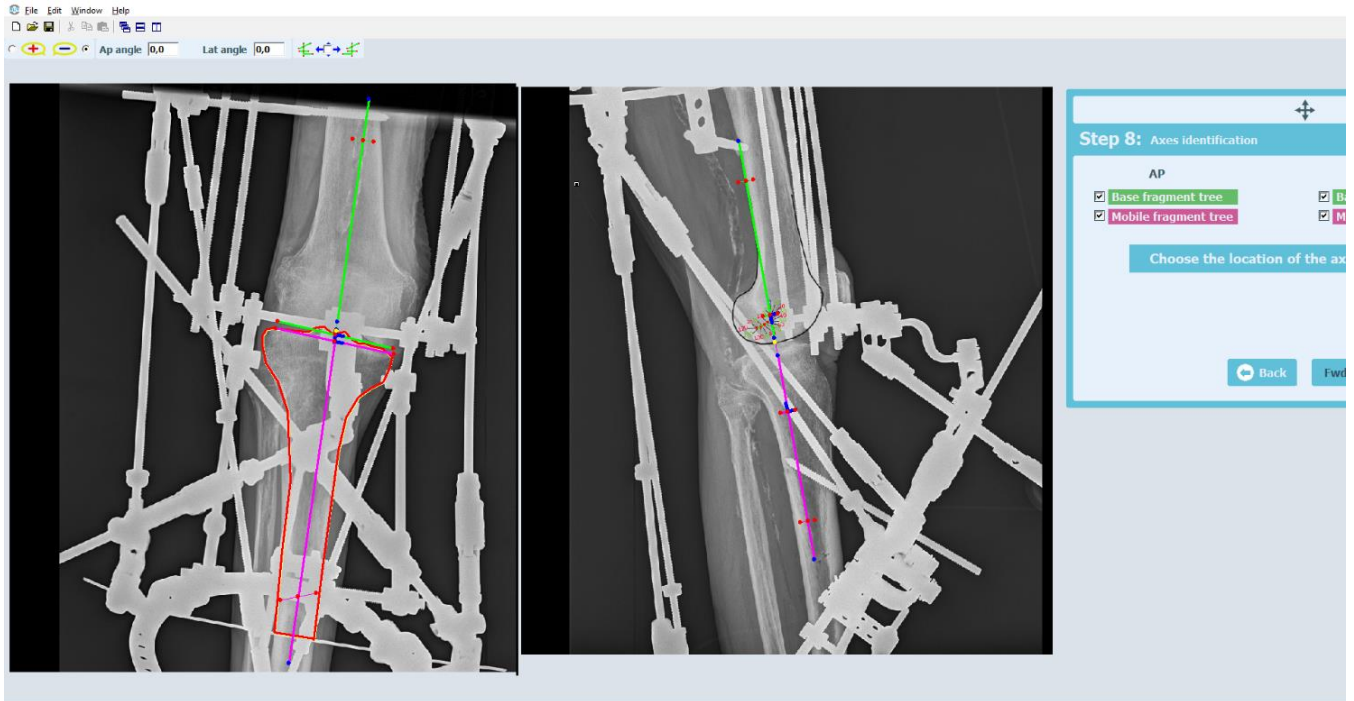
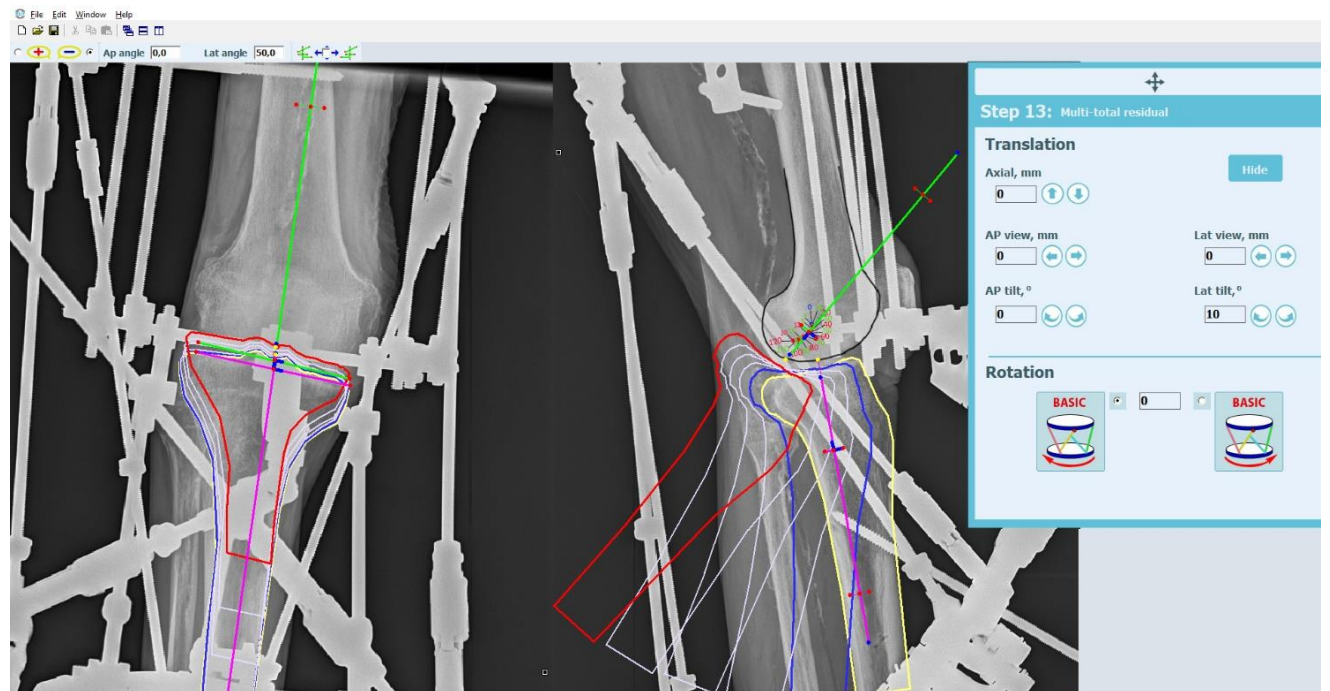


Рис. 2.8. Определение длины страт при активных движениях (с кратностью 10°): а – измерение страт при активном разгибании (при тяге за трос); б – измерение длин страт при активном сгибании (путем уменьшения натяжения троса)

Выполнив рентгенографию коленного сустава в двух проекциях, на боковую рентгенограмму накладывали разработанный шаблон и загружали в программу Orto-SUV, версия 7.2. Все шаги в программе выполняли стандартно. На 8-м шаге «установка осей проксимального и дистального фрагмента» маркер проксимального фрагмента, т.н. «зеленую елочку», устанавливали так, чтобы вершина «синего угла» располагалась в проекции пересечения нулевого мгновенного центра и заднего кортикального слоя бедренной кости (рис. 2.9). Во фронтальной плоскости маркеры осей (зеленую и фиолетовую «елочки») проксимального и дистального фрагментов устанавливали согласно механической оси конечности. При этапных расчетах сгибания каждые 10° вершину синего угла перемещали на соответствующую данному углу точку локализации мгновенного центра. Для получения статистически значимых данных, начиная с этапа накладывания шаблона на боковую рентгенограмму, было проведено 30 расчетов сгибания в компьютерной программе. Полученные данные изменения длины страт сравнивали с длиной страт, полученной при «активном» сгибании голени.



a



б

Рис. 2.9. Проведение расчета для сравнения длин страт при активном сгибании: а – построение осей (шаг 8); б – проведение этапных расчетов с перемещением синего угла на точки локализации мгновенных центров

Убедившись, что расчет при помощи разработанного шаблона соответствует данным изменения длины страт, полученным при активном сгибании (глава 3, раздел 3.3), переходили к измерению длины страт при пассивном сгибании с

ротацией голени (без натяжения троса). Измерения длины страт проводили теми же интервалами – по 10° от 0° до 120° сгибания. Учитывая, что измеренная на каждом этапе сгибания длина страт соответствовала бы идеальному расчету в компьютерной программе, эти показатели длины были приняты за «эталон».

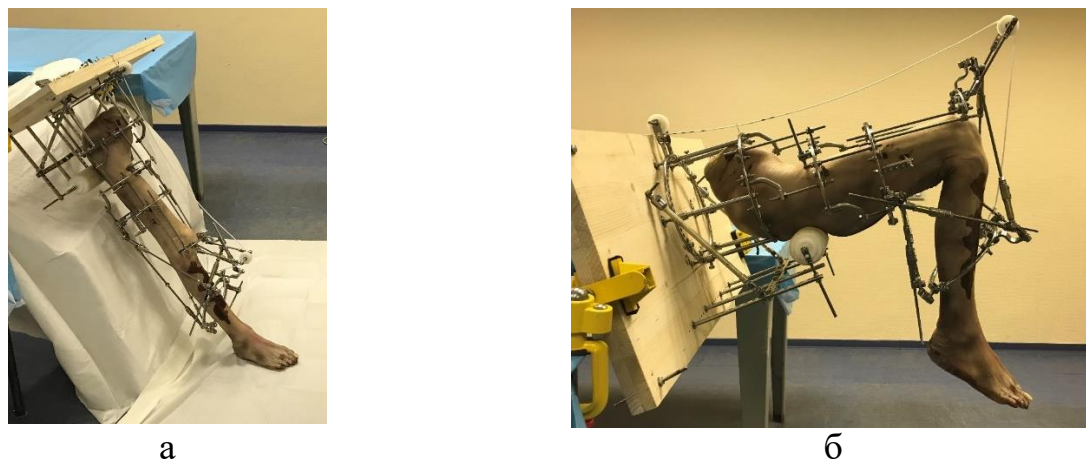


Рис. 2.10. Определение длины страт при пассивных движениях в коленном суставе: а – длина страт при полном разгибании; б – длина страт при сгибании 120°

Для определения расчёта, соответствующего пассивным движениям, было необходимо выявить, где располагать ось, вокруг которой будет происходить ротация голени. Предварительные данные, описанные в главе 1, разделе 1.1, свидетельствуют о том, что ось необходимо располагать в медиальном отделе сустава. Для сравнения совпадения с эталонной длиной страт, полученной при пассивном сгибании каждые 10° , было выполнено 35 расчетов в соответствии с расстоянием от края большеберцовой кости до центра сустава 35 мм, т.е. каждый 1 мм (рис. 2.11 а). При совпадении данных с эталонными значениями для исключения вероятности погрешности при проведении расчета и получения статистически значимых данных расчет в программе с оптимальным положением оси во фронтальной плоскости с момента накладывания шаблона повторяли 30 раз.

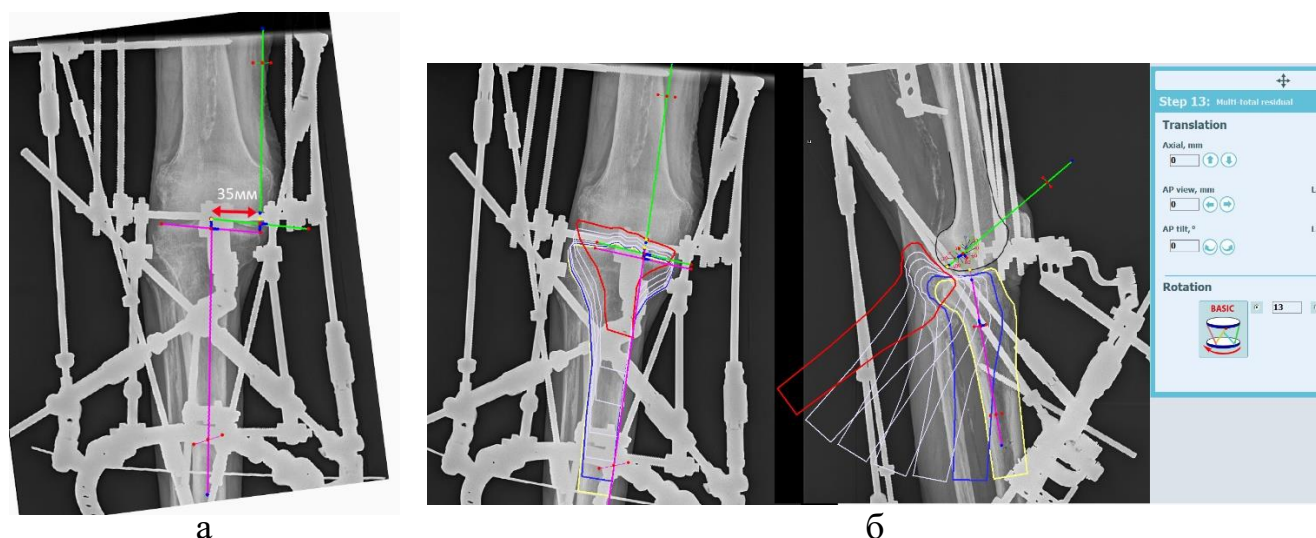


Рис. 2.11. Проведение расчета для сравнения длины страт при пассивном сгибании: а – определение оси, вокруг которой происходит ротация голени, проводилось в 35 позициях (каждый 1 мм от края большеберцовой кости до центра сустава); б – пример выполнения расчета при расположении оси на расстоянии 22 мм от края большеберцовой кости к центру сустава

После того как добились, что изменение длины страт, рассчитанное компьютерной программой, совпало с «эталонными» значениями, выполнили серию экспериментов на костных моделях без мягких тканей. Для этого монтировали компоновку, которая признана оптимальной для использования у пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава (глава 3, раздел 3.1). Расчет в компьютерной программе проводился аналогично методу, разработанному на предыдущем этапе исследования. Перерасчеты, как и в предыдущих экспериментах, повторяли 30 раз. В качестве контрольной группы использовали вариант, когда гексапод имитировал одноосевой аппарат. На каждом из этапов (каждые 10°) сгибания оценивали равномерность суставной щели, угрозу компрессии суставных поверхностей и подвывихов.

2.2.4. Анатомическое исследование структур, участвующих в формировании сгибательной контрактуры коленного сустава

Исследование было выполнено на базе кафедры морфологии человека Северо-Западного государственного медицинского университета им. И.И. Мечникова.

Анатомическое исследование было проведено на 18 нефиксированных препаратах нижней конечности со сгибательной контрактурой коленного сустава. Препараты нижних конечностей были получены от 6 мужчин и 3 женщин, умерших в возрасте от 40 до 58 лет, у которых имелась сгибательная контрактура коленного сустава. Сгибательная установка коленного сустава во всех случаях развилась вследствие спастичности. Причина смерти не имела связи с патологией нижних конечностей. Исследование было разделено на две серии.

В первой серии исследования с целью изучения изменений в мягких тканях при сгибательных контрактурах были выполнены поперечные распилы двух контрактурных коленных суставов на 6 уровнях с последующим изготовлением пластинированных гистотопограмм (рис. 2.12). Пластинаты были изготовлены по оригинальной технологии при помощи эпоксидной смолы (Старчик Д.А., 2015, 2020).

Анатомические препараты замораживали жидким азотом, после чего ленточной пилой производили поперечные распилы колена толщиной от 2 до 5 мм. Распилы обезживали в ацетоне, импрегнировали смесью эпоксидной смолы и отвердителя в вакуумной камере. На конечном этапе препараты повторно заливали новой порцией эпоксидной смолы и отверждали в плоских камерах из органического стекла. Сканирование гистотопограмм обеспечивало возможность оценки и точного измерения всех анатомических структур, попавших в область среза. Особо акцентировали внимание на морфологические характеристики и топографию мышц подколенной ямки и сосудисто-нервных структур, а также на состояние задней капсулы коленного сустава.

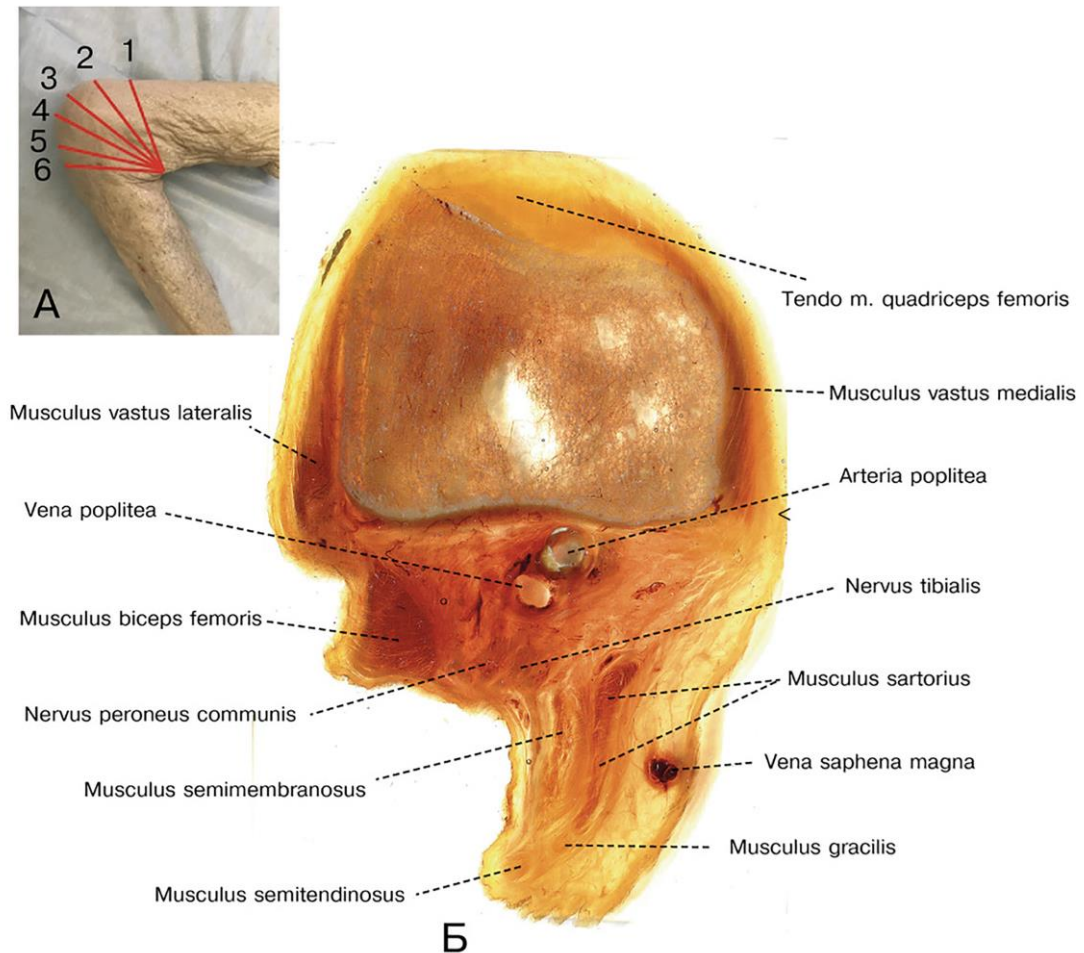


Рис. 2.12. Первая серия эксперимента: А – уровни распилов коленного сустава со сгибательной контрактурой; Б – пластинированный эпоксидной смолой распил коленного сустава на уровне 1

Во второй серии на 16 препаратах нижней конечности изучали, какие структуры подвержены патологическому процессу и оказывают наибольшее препятствие разгибанию сустава. В ходе эксперимента было проведено послойное препарирование задней области коленного сустава. Первым этапом отслаивали кожу, после чего разгибали голень и регистрировали угол максимального разгибания голени, удаляли фасцию подколенной ямки и повторно измеряли максимальное разгибание. Затем, визуализировав сухожилия сгибателей (рис. 2.13 а), разгибали голень и поочередно отсекали наиболее натянутые сухожилия (рис. 2.13 б), при этом регистрируя порядок их отсечения и угол максимального разгибания, достигнутого после каждого отсечения. На конечном этапе выполняли заднюю капсулотомию коленного сустава и аналогичным образом

измеряли достигнутое разгибание. Если натяжение сосудисто-нервного пучка (СНП) возникало до завершения этапа отсечения сухожилий, то угол, при котором возникало натяжение, регистрировали, а отсечение продолжали. Таким образом выявляли роль каждой структуры в формировании сгибательной контрактуры. При этом с клинической точки зрения максимально возможным считали разгибание, при котором происходит натяжение СНП.

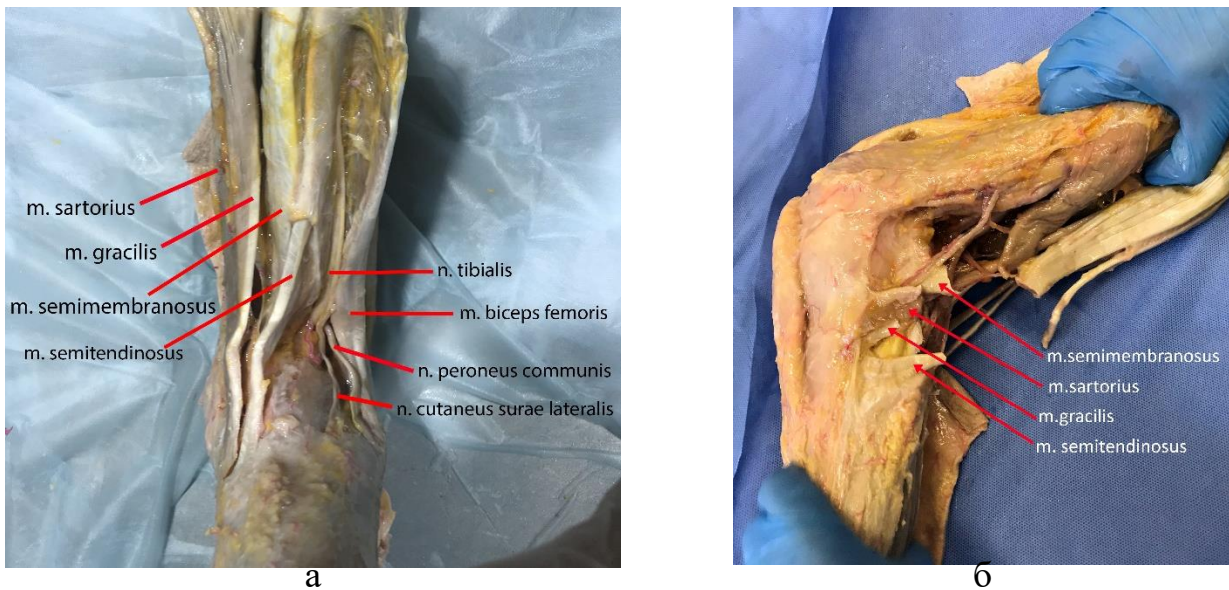


Рис. 2.13. Вторая серия исследования: а – визуализация сухожилий мышц задней группы бедра, сосудов и нервов; б – отсечение сухожилий

2.3. Изучение эффективности применения ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с контрактурами коленных суставов

Для изучения клинической эффективности применения ортопедического гексапода Орто-СУВ был проведен ретро- и проспективный анализ результатов лечения пациентов со сгибательными и разгибательными контрактурами коленного сустава. Полученные результаты сравнивали с данными лечения контрактур коленного сустава с использованием аппарата Илизарова, а также с данными мировой литературы.

Всем пациентам было проведено оперативное лечение на базе клинического отделения №7 НМИЦ ТО Р.Р. Вредена в период с 2003 по 2021 г. Общее число пациентов с контрактурами коленного сустава, пролеченных с использованием аппаратов внешней фиксации, составило 131, Представителей мужского пола

было 81 (61,8%), женского – 50 (38,2%). Возрастной диапазон варьировался от 18 до 58 лет.

Критериями включения пациентов в исследование являлись:

- 1) пациенты с разгибательной контрактурой коленного сустава, возникшей вследствие перелома бедренной кости;
- 2) пациенты с сгибательной контрактурой коленного сустава, возникшей в результате спастического пареза;
- 3) интраоперационно принятое решение о применении АВФ, т.е. после мягкотканного релиза получена недостаточная амплитуда движений в коленном суставе и имеется высокая опасность возникновения осложнений со стороны мягких тканей (риск отрыва сухожилия четырехглавой мышцы, тракционного повреждения сосудов и нервов).

Критериями исключения явились:

- 1) наличие в анамнезе интраартикулярного перелома костей, образующих коленный сустав;
- 2) наличие диафизарных и интраартикулярной деформаций.

Статистической обработке были подвергнуты следующие параметры: пол, возраст, длительность существования контрактуры (с момента определения ограничения движений), специфические для лечения аппаратами внешней фиксации характеристики (рис. 2.15, 2.16), а также амплитуда движений в коленном суставе (максимальное сгибание и разгибание).

Основную группу составили 66 пациентов, у которых при лечении контрактур использовался ортопедический гексапод Орто-СУВ. Основная группа была разделена на 2 подгруппы:

- 35 пациентов со сгибательными контрактурами коленного
- 31 пациент с разгибательной контрактурой коленного сустава

В подгруппе пациентов со сгибательными контрактурами проспективно были проанализированы 14 случаев, а в подгруппе с разгибательными, контрактурами – 12 случаев. Остальные пациенты были проанализированы ретроспективно.

В группу сравнения вошли 65 пациентов, у которых при лечении контрактур использовался аппарат Илизарова. Сравнительная группа также была разделена на 2 подгруппы:

- 32 пациента со сгибательными контрактурами коленного сустава;
- 33 пациента с разгибательной контрактурой коленного сустава.

Анализ всех пациентов в группе сравнения осуществлялся ретроспективно.

Пациенты подгруппы со сгибательными контрактурами из основной группы сравнивались с подобными им в группе сравнения. Аналогичным образом сравнивались подгруппы пациентов с разгибательными контрактурами (рис. 2.14).

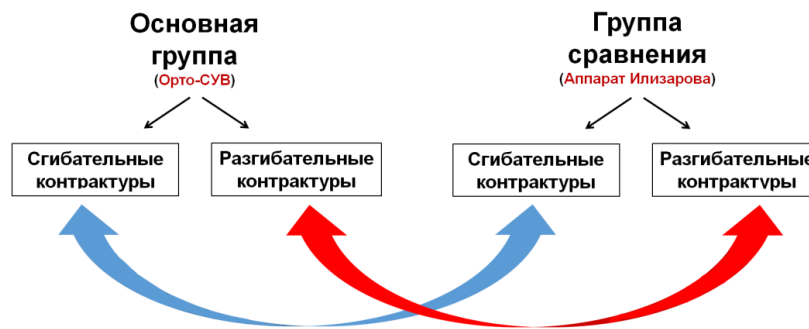


Рис. 2.14. Сравнение между подгруппами основной и сравниваемой групп

Для определения функционального состояния нижней конечности, особенно коленного сустава, всем пациентам на предоперационном этапе выполняли обследование, которое включало клинический осмотр, клинико-функциональные, клинико-инструментальные (рентгенография, ЭНМГ, УЗИ, МРТ, КТ и КТ ангиографию при необходимости), клинико-лабораторные методы исследования, консультацию невролога (для исключения сохраняющейся спастичности мышц), консультацию клинического фармаколога (при наличии в анамнезе хронического остеомиелита), а также анкетирование при помощи специальных шкал и опросников. Особое внимание уделяли определению амплитуды движений в коленном суставе. Измерение движений в коленном суставе выполняли по стандартной методике при помощи угломера (Маркс В.О., 1978). Во всех случаях оценивалась амплитуда пассивных движений, т.к. контрактурой принято считать

именно ограничение пассивных движений в суставе (Брук Б.Е., 1945; Крупко И.Л., 1946, 1975; Юмашев Г.С., 1977; Ткаченко С.С., 1987; Белова А.Н., 2000).

Всем пациентам определение амплитуды движений выполняли:

- до оперативного вмешательства;
- интраоперационно, после выполнения мягкотканного этапа;
- на 2-е сутки после демонтажа АВФ;
- через 6 месяцев с момента демонтажа АВФ;
- через 12 месяцев с момента демонтажа АВФ (всегда после завершения реабилитации).

Дополнительно у «проспективных» пациентов основной группы изменение движений в коленном суставе определялись на сроках 3 и 9 месяцев после демонтажа АВФ.

Помимо вышеперечисленных общих моментов, при изучении клинической эффективности лечения пациентов с разгибательными и сгибательными контрактурами коленного сустава имелись некоторые различия и особенности, которым было уделено специальное внимание.

2.3.1. Изучение эффективности применения ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленных суставов

При изучении эффективности применения АВФ и сравнения полученных результатов использовали этапы лечения, представленные на рисунке 2.15. Учитывались необходимое количество и длительность циклов сгибания-разгибания, выполненных с использованием аппарата внешней фиксации.

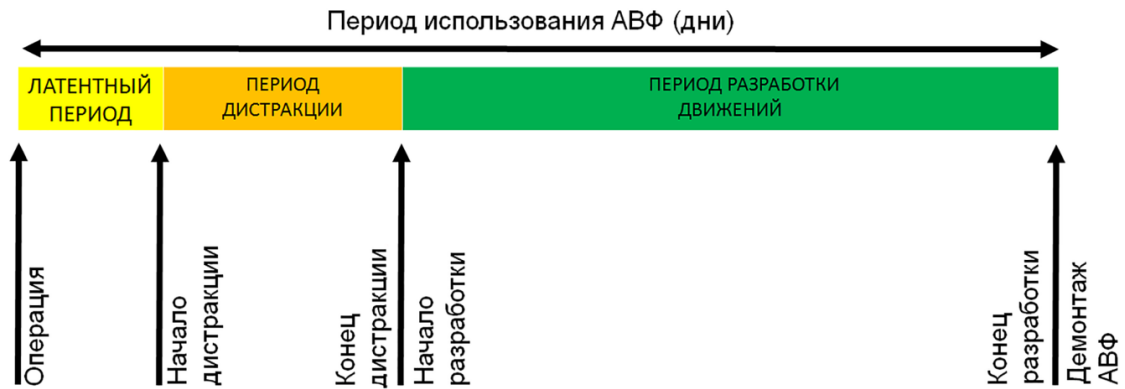


Рис. 2.15. Этапы лечения при лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава

После окончания каждого цикла сгибания-разгибания, помимо пассивных движений, не снимая АВФ, проводили оценку активных движений. Для этого у пациентов, у которых для лечения контрактуры применялся ортопедический гексапод, страты переводили в режим «быстрых страт» и просили пациента самостоятельно выполнить движения в суставе. У пациентов, которым для лечения разгибательной контрактуры применялся аппарат Илизарова, оценку активных движений проводили после разъединения осевых и поворотных шарниров. Функцию коленного сустава оценивали по амплитуде движений, используя методику У. Хайсяо (2018) (табл. 2.3).

Таблица 2.3. Оценка функции коленного сустава в зависимости от амплитуды движений по У. Хайсяо

Оценка	Амплитуда движений
Отлично	↑110°
Хорошо	90-109°
Удовлетворительно	60-89°
Неудовлетворительно	↓60°

2.3.2. Изучение эффективности применения ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов со сгибательными контрактурами коленных суставов

При изучении эффективности применения АВФ и сравнения полученных результатов использовали этапы лечения, представленные на рисунке 2.18. В отличие от разгибательных контрактур, при которых демонтаж АВФ выполняли по завершении разработки движений, при сгибательных контрактурах сустав фиксировали в достигнутом положении разгибания.

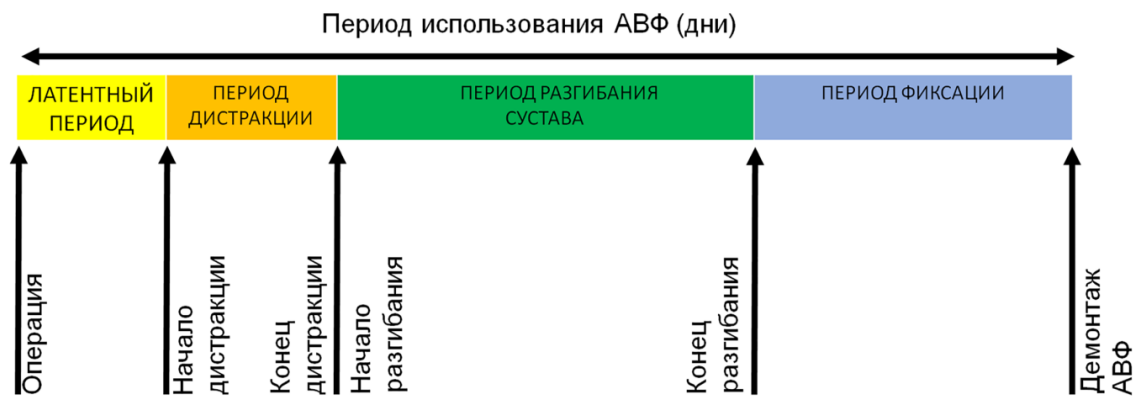


Рис. 2.16. Этапы лечения при лечении пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава

Функцию коленного сустава при сгибательных контрактурах оценивали в соответствии с дефицитом разгибания (Herzenberg J. et al., 1994) (табл. 2.4).

Таблица 2.4. Оценка функции коленного сустава в зависимости от дефицита разгибания

Оценка	Дефицит разгибания
Отлично	↓5°
Хорошо	6-15°
Удовлетворительно	16-29°
Неудовлетворительно	↑30°

2.3.3. Оценка функции при помощи шкал и опросников

Для оценки функционального результата мы применяли визуально адаптированные шкалы KSS (Knee Society Scores) (Kettelkamp D.B. et al., 1972) и Lysholm knee score (Tegner Y., Lysholm J., 1985), разработанные специально для оценки функции коленного сустава. Для общей оценки функции нижней конечности нами была использована шкала-опросник LEFS (Lower Extremity Functional Scale) (Dingemans S.A. et al., 2017). Полученные путем анкетирования результаты оценивались до оперативного вмешательства, на 2-е сутки, через 6 и 12 месяцев с момента демонтажа АВФ (всегда после завершения реабилитации). Для оценки динамики изменения функции по шкалам у проспективных пациентов основной группы, помимо выше перечисленных, оценку проводили через 3 и 9 месяцев после демонтажа АВФ.

Шкала KSS, созданная Американским обществом коленного сустава, состоит из двух разделов, один из которых заполняется пациентом, а второй – врачом. Оцениваемые критерии и баллы валидированной версии шкалы KSS представлены в приложении 1. В зависимости от количества полученных в сумме баллов по шкалам KSS отличным считали результат от 83 до 103 баллов, хорошим – 70–82, удовлетворительным – 60–69 и неудовлетворительным – менее 60 баллов.

Шкала Lysholm применяется для оценки функции после лечения различных травм и заболеваний коленного сустава. Аналогично шкале KSS оценка по шкале Lysholm производится в баллах, максимальное количество которых равно 100. В шкалу включены следующие параметры: хромота, использование дополнительных средств опоры, блокирование сустава, нестабильность сустава, боль, припухлость сустава, ходьба по лестнице, сидение на корточках (приложение 2). В результате оценки функции коленного сустава по шкале Lysholm за отличный результат принимали 91–100 баллов, хороший – 84–90 баллов, удовлетворительный 65 – 83 и неудовлетворительный – менее 65 баллов.

Шкала LEFS предназначена для оценки функции нижней конечности и включает 20 вопросов. Оценка ответов на вопросы проводится по

четырёхбалльной системе от «нет трудностей» (4 балла) до «выраженные трудности или невозможность выполнения» (0 баллов). Шкала заполняется самим пациентом, после чего выполняется суммирование баллов. Максимальное количество баллов в сумме составляет 80. В соответствии с суммой полученных баллов оценивали функцию нижней конечности, где показатели: от 0 до 19 баллов – это отсутствие функции или выраженные трудности, 20–39 баллов – значительное ограничение функции, 40–59 баллов – умеренное ограничение функции, 60–79 баллов – небольшое ограничение, 80 баллов – нет ограничения функции (приложение №3).

2.3.4. Анализ осложнений

Для анализа осложнений проведенного лечения была использована классификация, разработанная J. Caton (Caton J., 1991; Barreto V.V. et al., 2006), связывающая осложнения от применения аппарата внешней фиксации с результатами лечения и включающая в себя 3 категории:

1 категория – осложнений нет или минимальные осложнения, не влияющие на результат лечения (воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов, купирующиеся консервативным лечением, тракционная невропатия, устраняющаяся консервативно);

2 категория – осложнения, при которых требовались дополнительные хирургические вмешательства, не планируемые в начале лечения и не влияющие на его конечный результат (воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов или перелом чрескостных элементов, требующий их перепроведения, подвывих в суставе устраненный во время коррекции);

3 категория – осложнения, потребовавшие дополнительного оперативного лечения; тяжелые осложнения, которые отразились на конечном результате лечения и/или ухудшили итоговый результат (спицевой остеомиелит, повреждение сгибательного или разгибательного аппарата коленного сустава во время коррекции, обострение очага хронической инфекции, рецидив контрактуры).

Для каждого пациента была заполнена регистрационная карта (приложение 4), в которой отражались все вышеперечисленные данные пациента.

Полученный объем данных сравнивали с данными, опубликованными другими авторами при лечении аналогичных пациентов с использованием мягкотканного релиза и АВФ. Поиск тематических публикаций осуществляли в электронных базах данных MEDLINE, Google Scholar, PubMed, eLIBRARY и КиберЛенинка. Были проанализированы работы, опубликованные на русском и английском языках за последние 30 лет. Работы, сообщающие о лечении пациентов моложе 18 лет, не рассматривались. Было обнаружено две статьи, посвященных лечению разгибательных контрактур, и шесть статей, посвященных лечению сгибательных контрактур коленного сустава.

2.4. Методы статистической обработки полученных данных

Регистрацию данных проводили в электронных таблицах Microsoft Excel. Статистическая обработка данных проводилась с использованием программы Statistica (версия 10). Исследования проводились на различных выборках, по причине чего были использованы различные методы анализа. Проверка распределения на нормальность проводилась с использованием критерия Шапиро-Уилка. Учитывая, что большая часть массива данных отличалась от нормального распределения, мы использовали непараметрические методы статистической обработки. Как принято, при использовании непараметрических методов количественные данные представляли в виде медиан, верхних и нижних квартилей.

Оценка зависимых выборок в одной и той же группе и изучение показателей в динамике на различных сроках после операции выполнялась с использованием критерия Вилкоксона и критерия Фридмана. Для оценки количественных параметров в двух независимых группах применяли U-критерий Манна-Уитни и медианный хи-квадрат. Для вычисления связи между количественными параметрами использовали коэффициент корреляции Спирмена. Сопоставление частотных характеристик номинальных данных выполняли при помощи критерия

хи-квадрат (с поправкой Йетса для малых когорт) и критерий Фишера. Для анализа очередности отсечения анатомических структур применяли коэффициент конкордации Кенделла.

Критерием статистической достоверности получаемых результатов считали общепринятую в медицине величину $p < 0,05$. Вывод о наличии или отсутствии достоверной разницы делался в том случае, если мы обнаруживали одинаковые результаты по всему множеству применявшихся критериев, что позволяло говорить об устойчивости выстраиваемых выводов (Боровиков В.П., 2001; Реброва О.В., 2014).

ГЛАВА 3

РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-АНАТОМИЧЕСКОЙ ЧАСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1. Результаты усовершенствования компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ, используемых при лечении контрактур коленного сустава

Данные максимально достигнутой амплитуды движений при различных вариантах компоновок для эктоморфной модели конечности представлены в таблице 3.1.

Таблица 3.1. Результаты исследования максимально возможной амплитуды движений для эктоморфной модели конечности (градусы, Me [Q25;Q75])

Вариант компоновки гексапода	Расстояние от опоры до щели коленного сустава (мм)			
	100	120	140	160
I	54 [53;54]	<u>50 [49;50]</u>	<u>39 [38;39]</u>	<u>34 [33;34]</u>
II	73 [73;74]	67 [66;67]	<u>62 [61;62]</u>	<u>55 [54;55]</u>
III	65 [65;66]	78 [78;79]	83 [83;84]	90 [90;91]
IV	89 [88;90]	99 [99;100]	109 [108;109]	114 [113;115]
V	96 [95;97]	105 [104;105]	117 [116;117]	123 [122;123]

Примечание: I (стандартная ориентация опор+прямые пластики); II (стандартная ориентация опор + Z образные пластики в точках фиксации страт №1, №2, №6); III (стандартная ориентация опор + Z-образные пластики в точках фиксации страт №1, №2, №6 + свободный сектор); IV (стандартная ориентация базовой+наклон мобильной опоры+Z-образные пластики в точках фиксации №1, №2, №3, №5, №6 страт + свободный сектор); V (наклон базовой и мобильной опор + Z-образные пластики в точках фиксации №1, 2, 6 страт+свободный сектор). Выделены ячейки, в которых дальнейшему сгибанию препятствовало соприкосновение страт с мягкими тканями.

Данные максимально достигнутой амплитуды движений при различных вариантах компоновок для мезоморфной модели конечности представлены в таблице 3.2.

Таблица 3.2. Результаты исследования максимально возможной амплитуды движений для мезоморфной модели конечности, градусы, Me [Q25;Q75])

Вариант компоновки гексапода	Расстояние от опоры до щели коленного сустава (мм)			
	100	120	140	160
I	54 [53;54]	<u>60 [59;60]</u>	<u>46 [45;46]</u>	<u>41 [40;41]</u>
II	48 [48;49]	60 [60;61]	<u>69 [68;70]</u>	<u>63 [63;64]</u>
III	50 [50;52]	63 [63;64]	82 [81;82]	90 [90;91]
IV	92 [91;92]	98 [98;92]	105 [105;106]	113 [111;113]
V	99 [98;99]	111 [109;111]	118 [118;119]	129 [128;129]

Выделены ячейки, в которых дальнейшему сгибанию препятствовало соприкосновение страт с мягкими тканями.

Данные максимально достигнутой амплитуды движений при различных вариантах компоновок для мезоморфной модели конечности представлены в таблице 3.3.

Таблица 3.3. Результаты исследования максимально возможной амплитуды движений для эндоморфной модели конечности, градусы, Me [Q25;Q75])

Вариант компоновки гексапода	Расстояние от опоры до щели коленного сустава, мм			
	100	120	140	160
I	60 [59;60]	<u>65 [64;66]</u>	<u>55 [54;55]</u>	<u>50 [49;50]</u>
II	65 [64;65]	69 [69;70]	<u>79 [78;80]</u>	<u>73 [72;74]</u>
III	65 [64;66]	72 [71;72]	80 [80;82]	90 [90;91]
IV	87 [86;88]	91 [90;91]	98 [97;99]	108 [107;109]
V	91 [90;92]	101 [100;103]	111 [110;112]	121 [120;123]

Как видно из таблиц 3.1–3.3, независимо от типа конституциональной изменчивости, наибольшая амплитуда движений была достигнута при варианте V

компоновки ($p < 0,05$), включающей установку опор на расстоянии 160 мм от суставной щели, свободный сектор и фиксацию при помощи Z-образных платиков в точках прикрепления страт №1, №2, №6, при этом базовая опора установлена под наклоном 120° , а мобильная – под наклоном 60° к анатомической оси бедренной кости в сагиттальной плоскости; углы по передней поверхности открыты в проксимальном направлении (рис. 3.1).

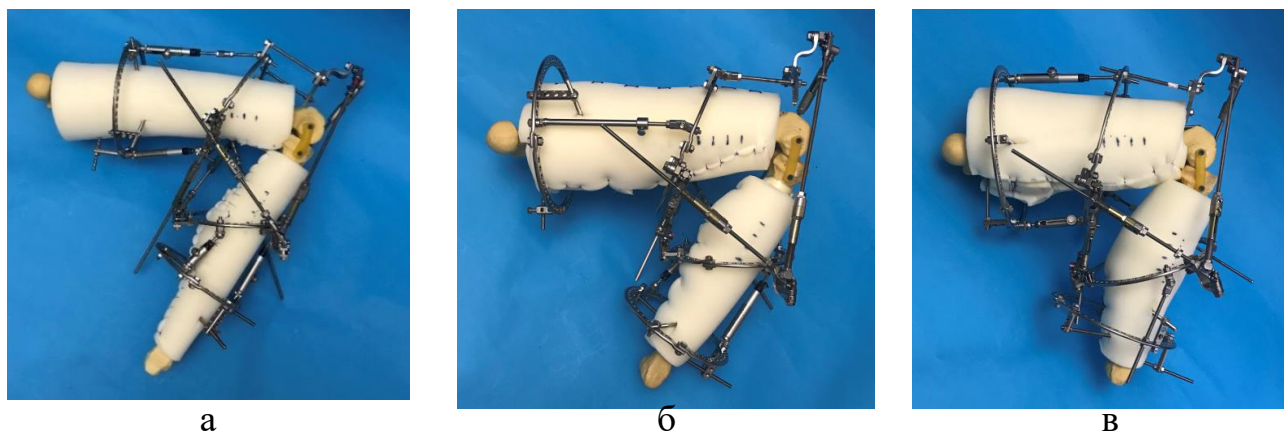


Рис. 3.1. Усовершенствованные компоновки ортопедического гексапода Орто-СУВ: а – для эктоморфной модели; б – для мезоморфной модели; в – для эндоморфной модели

Независимо от соматотипа в подавляющем большинстве вариаций компоновок, за исключением вариантов I и II, при перемещении опор на расстояние от суставной щели от 100 мм до 160 мм, выявлено увеличение амплитуды движений ($p < 0,05$). Контакт страт с моделированными мягкими тканями (рис. 3.2 а) происходил только при вариантах I и II компоновок (табл. 3.1–3.3). Контакт возникал либо со стратой №1 либо со стратой №2 (рис. 3.2 а).

Механика работы ортопедических гексаподов устроена таким образом, что если страта стала параллельна плоскости опоры (рис. 3.2 б), дальнейшее перемещение мобильной опоры невозможно. Поэтому при вариантах III, IV и V максимальное сгибание определялось тем, что страты №4 и №5 становились параллельными базовой опоре (рис. 3.2 в).



Рис. 3.2. Препятствия дальнейшему сгибанию: а - соприкосновение страты №2 с моделированными мягкими тканями; б – максимально возможное положение страты; в – страты №4 и №5 параллельны плоскости опоры (красная пунктирная линия положение опоры, желтая пунктирная линия положение страт №4 и №5)

3.2. Результаты определения локализации мгновенных центров вращения и величины внутренней ротации голени

Данные пиксельных значений длины и ширины прямоугольников, полученных в ходе эксперимента по определению мгновенных центров вращения на 12 непарных нефиксированных препаратах нижних конечностей, представленные в таблице 3.1. При сравнительном анализе количественных данных в зависимости от гендерной принадлежности значимые различия не были выявлены ($p > 0,05$) (табл. 3.4).

Таблица 3.4. Результаты определения расположения мгновенных центров вращения (длина и ширина прямоугольников, Me [Q25;Q75])

Угол	Длина, пиксели			Значение Р	Ширина, пиксели			Значение Р
	М	Ж	М+Ж		М	Ж	М+Ж	
10°	5 [4;5]	4,5 [4;5]	5,0 [4;5]	$P > 0,05$	1 [0;1]	1 [0;1]	1 [0;1]	$p > 0,05$
20°	14 [13;16]	15 [14;17]	15 [14;17]	$P > 0,05$	1 [1;2]	1,5 [1;2]	1 [1;2]	$p > 0,05$
30°	28 [26;29]	28 [25;29]	28 [25;29]	$P > 0,05$	3 [3;4]	3 [2;4]	3 [3;4]	$p > 0,05$

Таблица 3.4. (продолжение)

40°	35 [33;38]	34,5 [33;37]	35 [33;37]	P>0,05	6,5 [6;8]	7 [6;7]	7 [6;7,5]	p>0,05
50°	39 [38;41]	38 [37;40]	39 [37;41]	P>0,05	14,5 [13;15]	14 [13;15]	14 [13;15]	p>0,05
60°	48 [44;49]	46 [43;49]	47 [44;49]	P>0,05	33 [31;34]	31,5 [30;34]	32 [30;34]	p>0,05
70°	55 [53;57]	53 [51;55]	54 [51;56]	P>0,05	48 [46;50]	49 [46;50]	48,5 [46;50]	p>0,05
80°	58 [56;60]	58 [56;59]	58 [56;59]	P>0,05	60 [58;61]	60 [59;61]	60 [59;61]	p>0,05
90°	66 [65;68]	66 [64;68]	66 [64;68]	P>0,05	75 [72;76]	73,5 [72;75]	74 [72;76]	p>0,05
100°	71 [69;74]	71,5 [69;73]	71 [69;73]	P>0,05	88 [87;89]	87 [86;88]	87 [86;89]	p>0,05
110°	77 [75;79]	75 [74;78]	76 [74;79]	P>0,05	101 [100;102]	100 [99;101]	101 [100;102]	p>0,05
120°	71 [70;74]	70 [68;73]	71 [68;74]	P>0,05	119 [117;121]	118 [117;120]	119 [117;121]	p>0,05

Данные измерений величины ротации при сгибании голени представлены в таблице 3.5. При сравнении величины внутренней ротации голени между препаратами мужского и женского пола также не было обнаружено статистически значимых различий ($p>0,05$).

Таблица 3.5. Результаты определения величины ротации большеберцовой кости (градусы, Me [Q25;Q75])

Угол сгибания	Угол ротации			Значение p
	Муж	Жен	Муж+Жен	
10°	5,0 [4;5]	4,5 [3;5]	5 [4;5]	p>0,05
30°	8,0 [8;9]	8,0 [7,5;8]	8 [7,75;8,5]	p>0,05
60°	13,75 [13;14]	13,0 [12;14]	13,25 [12,5;14]	p>0,05
90°	17,25 [16;18]	16,25 [16;17]	16,75 [16;17,75]	p>0,05
120°	20,25 [19,5;21]	20,0 [19,5;20]	20,0 [19,5;20,75]	p>0,05

На основе данных таблиц 3.4 и 3.5 в программе графического редактора Adobe Photoshop 2021 был создан шаблон с отмеченными на нем точками локализации мгновенных центров вращения при углах сгибания от 0 до 120°, а также величинами ротации голени (рис. 3.3).

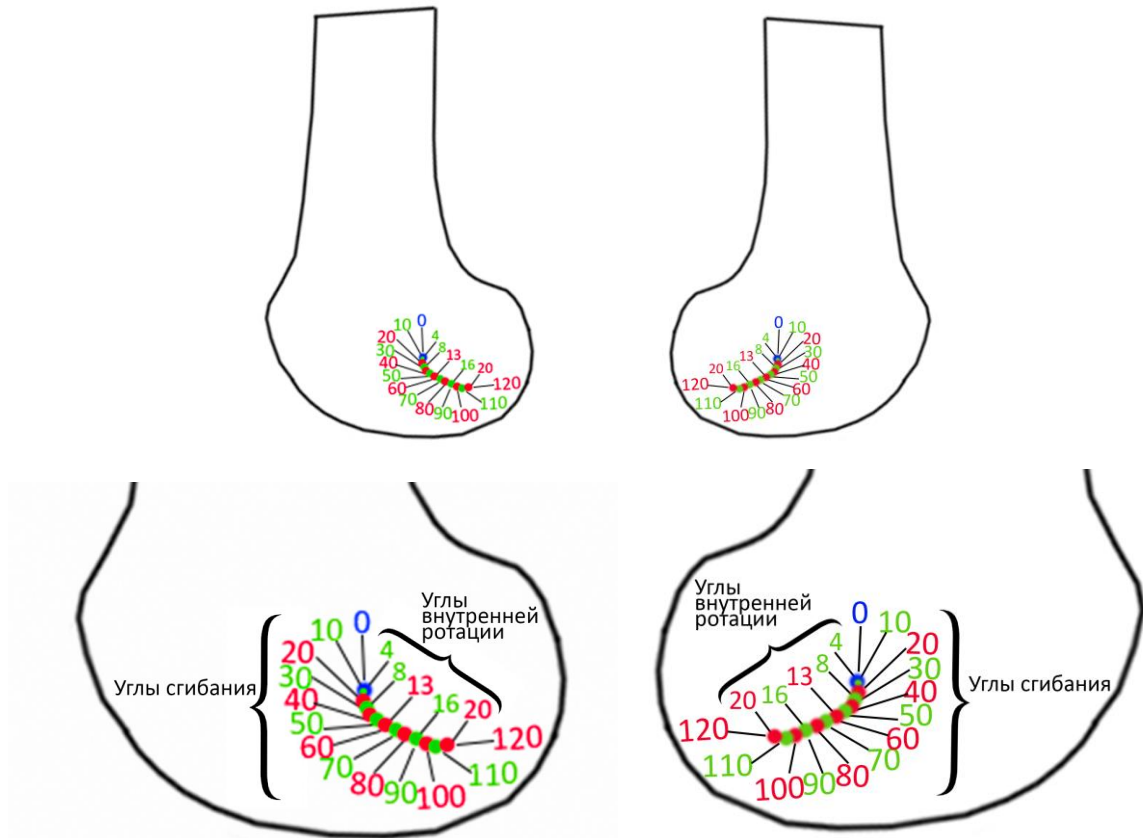


Рис. 3.3. Левый и правый шаблоны с отмеченными мгновенными центрами вращения и величинами ротации при различных углах сгибания в коленном суставе

3.3. Результаты разработки метода расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, обеспечивающего движения в соответствии с кинематикой коленного сустава

Результаты измерения длины страт, полученные при воспроизведении активного сгибания каждые 10°, а также данные изменения длины страт, полученные при расчете в программе с использованием разработанного шаблона, представлены в таблице 3.6. При сравнении показателей длины страт, полученных

при расчете в компьютерной программе, с показателями длин страт, измеренных при активном сгибании каждые 10° , статистически значимой разницы не выявлено ($p > 0,05$). Это подтверждает, что длина страт при выполнении расчета с перемещением на точки локализации мгновенных центров соответствует длине страт, полученной при активном сгибании.

Таблица 3.6. Длины страт при активном сгибании и длины страт, полученные при расчете в компьютерной программе, мм

Угол	Страта №1		Страта №2		Страта №3	
	1	2	1	2	1	2
0°	147	147	152	152	323	323
10°	166	166 [166;166]	168	168 [168; 168]	321	321 [321;322]
20°	185	184,5 [184;186]	186	187 [186;187]	317	317 [317;318]
30°	202	201,5 [201;203]	204	204,5 [203;205]	310	310 [310;318]
40°	219	218,5 [218;220]	220	220,5 [219;221]	301	301 [301;301]
50°	233	232,5 [232;234]	238	238,5 [237;239]	287	287 [287;288]
60°	248	248 [247;248]	253	253 [253;254]	272	272 [272;273]
70°	260	260 [259;260]	262	262 [262;263]	259	259 [258;259]
80°	271	270,5 [269;271]	275	275 [275;276]	247	247 [247;247]
90°	284	283,5 [283;285]	290	290,5 [289;291]	232	232 [232;233]
100°	292	292 [291;292]	297	297,5 [296;298]	221	221 [221;222]
110°	301	301 [300;301]	308	308 [307;308]	206	206 [206;207]
120°	310	310,5 [309;311]	319	319,5 [318;320]	197	197 [197;198]

Таблица 3.6. (продолжение)

Угол	Страта №4		Страта №5		Страта №6	
	1	2	1	2	1	2
0°	382	382	370	370	317	317
10°	363	363 [363;363]	347	347 [347;348]	311	311 [311;311]
20°	343	343 [342;343]	324	324 [323;324]	304	304 [304;305]
30°	322	321,5 [321;323]	298	297,5 [297;299]	294	294 [294;295]
40°	298	298,5 [297;299]	271	271 [270;271]	282	282 [282;283]
50°	277	277 [276;277]	241	241 [240;241]	268	268 [268;267]
60°	253	252,5 [252;254]	215	214,5 [214;216]	252	252 [252;252]
70°	224	224,5 [223;225]	188	188 [187;188]	233	233 [233;234]
80°	205	205 [204;205]	167	166,5 [166;168]	220	220 [220;220]
90°	184	183,5 [183;185]	151	150,5 [150;152]	208	208 [208;208]
100°	167	166,5 [166;168]	133	133 [133;134]	194	194 [193;194]
110°	150	149,5 [149;151]	119	119,5 [118;120]	181	181 [180;181]
120°	133	132,5 [132;134]	108	108,5 [107;109]	170	170 [169;170]

1 – длины страт, полученные при активном сгибании, 2 – длины страт, полученные при расчете в компьютерной программе (Me [Q25;Q75])

При проведении 35 расчетов с перемещениями осей во фронтальной плоскости схожие данные были получены при установке осей в центре сустава (рис. 3.4 а), а не в его медиальном отделе (рис. 3.4 б). При сравнении длин страт, измеренных каждые 10° пассивного сгибания, с данными расчета сгибания каждые 10° с использованием шаблона и добавлением ротации вокруг оси, установленной в центре сустава, значимых различий не выявлено ($p > 0,05$). Таким образом, выполнение расчета с использованием шаблона и установкой оси в центре сустава соответствует пассивной кинематике коленного сустава. Длины страт, полученные при пассивном сгибании каждые 10° голени, и средние

значения, полученные при проведении расчетов в компьютерной программе, представлены в таблице 3.7.

Таблица 3.7. Длины страт при пассивном сгибании (эталонный расчет) и при расчете сгибания с добавлением ротации вокруг оси, установленной в центре сустава, мм

Угол	Страта №1		Страта №2		Страта №3	
	1	2	1	2	1	2
0°	147	147	152	152	323	323
10°	165	164,5 [164;166]	169	169,5 [168;170]	321	321,5 [320;322]
20°	177	177 [176;177]	176	175,5 [175;177]	321	323 [322;323]
30°	199	198,5 [198;200]	190	189,5 [189;191]	320	320 [320;321]
40°	210	210 [209;210]	197	197 [196;197]	320	320 [320;321]
50°	226	226 [226;227]	215	215,5 [214;216]	311	310,5 [310;312]
60°	240	239,5 [239;241]	232	231,5 [231;233]	299	299,5 [298;300]
70°	256	256 [256;257]	246	246,5 [245;247]	293	293 [292;293]
80°	266	266 [265;266]	260	260 [260;261]	277	277 [277;278]
90°	274	273,5 [273;275]	272	271,5 [271;273]	256	255,5 [255;257]
100°	281	280,5 [281;283]	283	283 [282;283]	224	224 [224;225]
110°	290	290 [290;291]	295	295,5 [294;296]	198	198 [197;198]
120°	302	301,5 [301;303]	313	312,5 [312;314]	186	186 [186;187]

Таблица 3.7. (продолжение)

Угол	Страта №4		Страта №5		Страта №6	
	1	2	1	2	1	2
0°	382	382	370	370	317	317
10°	364	364,5 [363;365]	347	346,5 [346;348]	311	310,5 [310;312]
20°	351	351,5 [352;353]	337	336,5 [336;338]	305	305 [305;306]
30°	328	328,5 [327;329]	315	314,5 [314;316]	292	291,5 [291;293]
40°	316	316,5 [315;317]	304	303,5 [303;305]	285	285 [285;286]
50°	291	290,5 [290;292]	278	278,5 [277;279]	272	272 [271;272]
60°	266	266,5 [265;267]	250	249,5 [249;251]	256	256,5 [255;257]
70°	237	237,5 [236;238]	230	230,5 [229;231]	232	232 [231;232]
80°	211	211,5 [210;212]	204	204,5 [203;205]	216	216,5 [215;217]
90°	184	184,5 [183;185]	183	182,5 [182;184]	202	201,5 [201;203]
100°	164	163,5 [163;165]	160	160,5 [159;161]	190	190 [189;190]
110°	144	144,5 [143;145]	138	138,5 [137;139]	179	179 [179;180]
120°	116	115,5 [115;117]	101	100,5 [100;102]	161	160,5 [160;162]

1 – длина страт, полученная при пассивном сгибании, 2 – длина страт, полученная при расчете в компьютерной программе (Me [Q25;Q75])

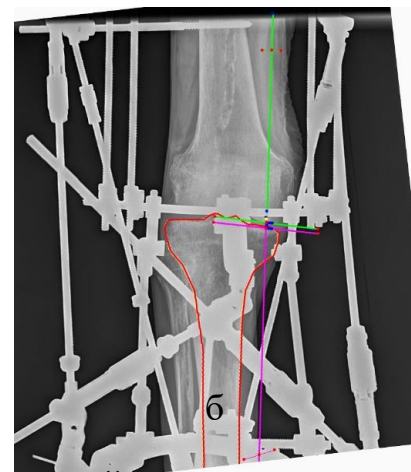
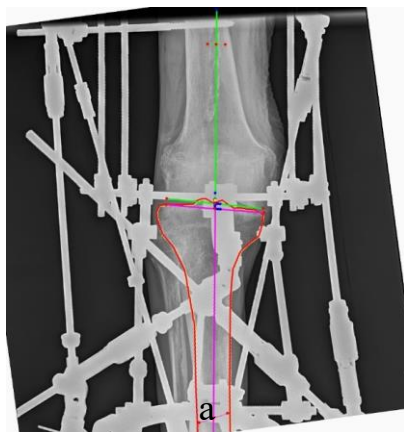


Рис. 3.4. Установка осей (маркеров) во фронтальной плоскости: а – в центре сустава; б – в медиальном отделе сустава

На основе данных компьютерного расчета была построена пространственная модель выполняемого расчета, которая демонстрирует изменение положения мышечков бедренной кости до и после внутренней ротации голени (рис. 3.5). Так, перемещая ось проксимального фрагмента в соответствии с локализацией мгновенных центров вращения, происходит трансляция мышечков бедренной кости кзади (оси синего цвета) (рис. 3.5 а, в). Перемещая ось проксимального фрагмента в соответствии с точками мгновенных центров вращения, необходимо обратить внимание, что так же перемещается ось в боковой проекции, вокруг которой будет происходить ротация голени. При добавлении ротации вокруг оси, установленной в центре сустава, происходит смещение медиального мышечка обратно кпереди, и таким образом как бы имитируется вращение голени вокруг медиальной оси, о чем свидетельствует пересечение красной линией т.е. осей мгновенных центров при ротации на медиальном крае большеберцовой кости (рис. 3.6 а). Латеральный мышечлок при ротации напротив еще больше отклоняется кзади, таким образом имитируя его перекачивание (рис. 3.6 б).

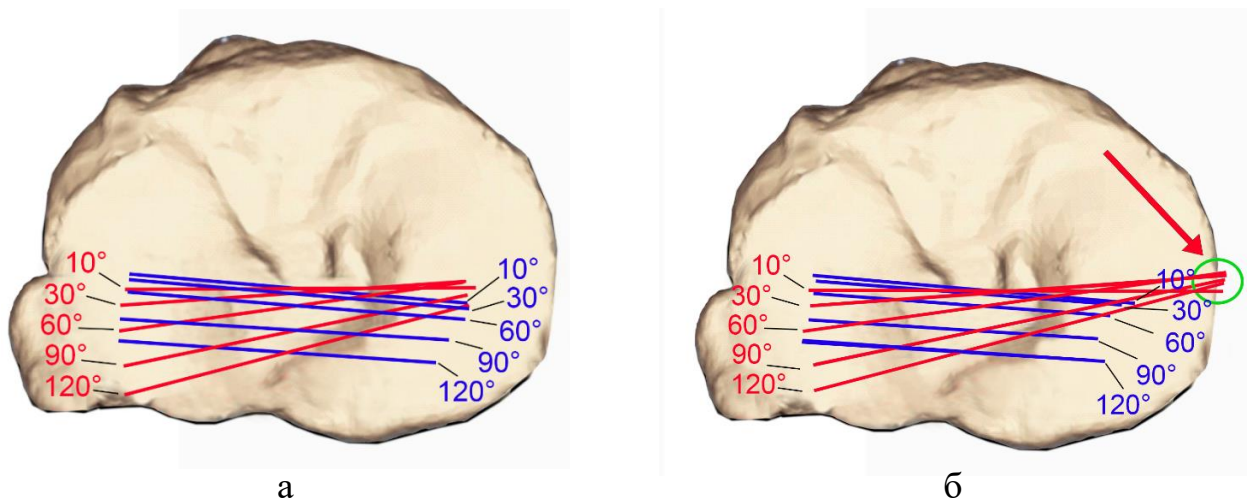


Рис. 3.5. Положение осей мгновенных центров при расчете в компьютерной программе: а – проекция осей мгновенных центров до (линии синего цвета) и после ротации (линии красного цвета); б – проекции осей мгновенных центров вращения при ротации сходятся у медиального края большеберцовой кости

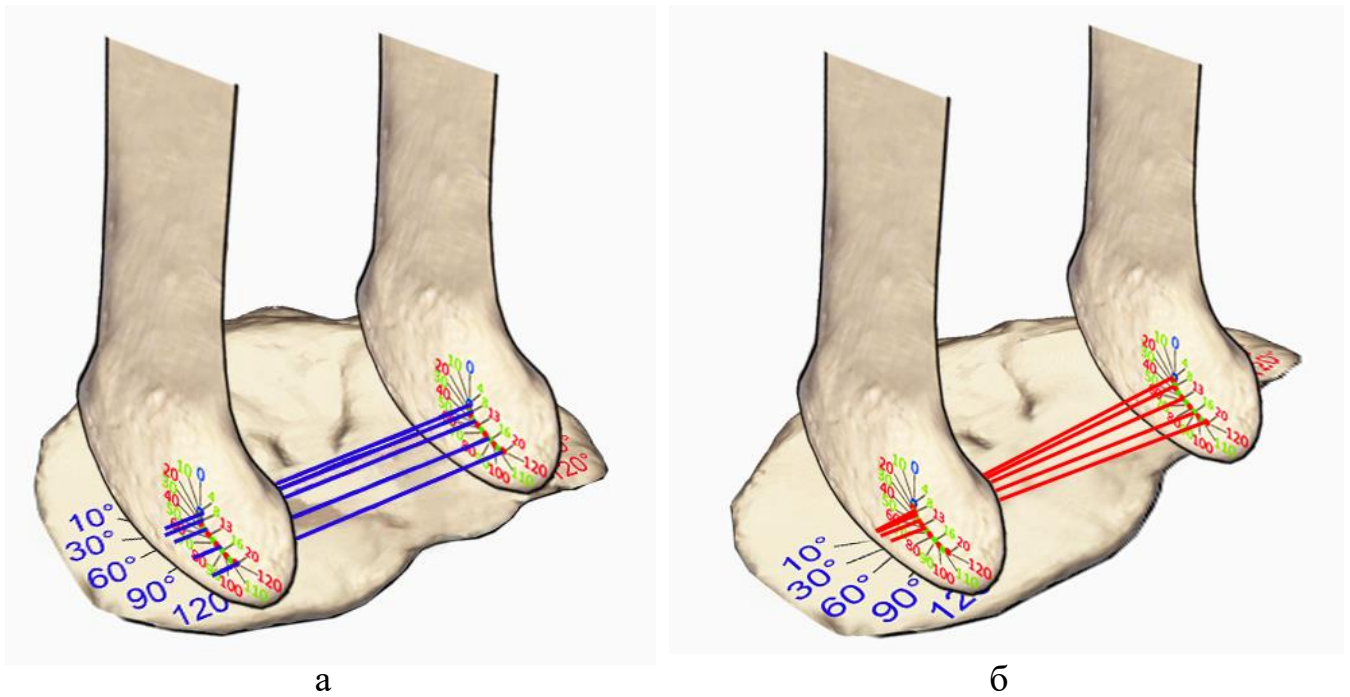
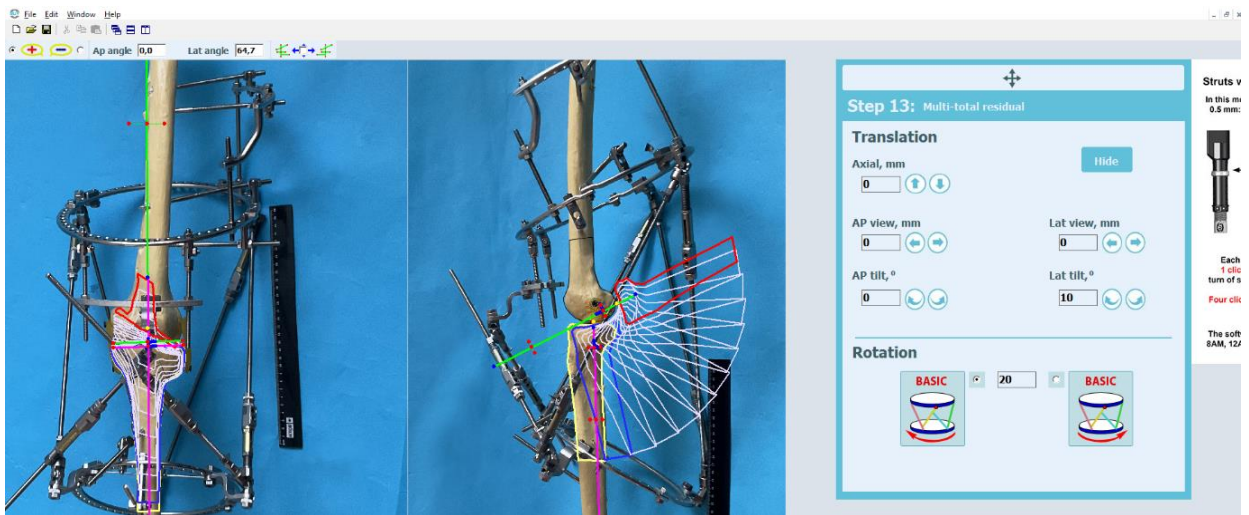


Рис. 3.6. Пространственная модель воспроизведения пассивной кинематики коленного сустава при расчете в компьютерной программе: а – двухплоскостная модель, демонстрирующая положение до ротации большеберцовой кости; б – двухплоскостная модель, демонстрирующая изменение положения мышечков после ротации

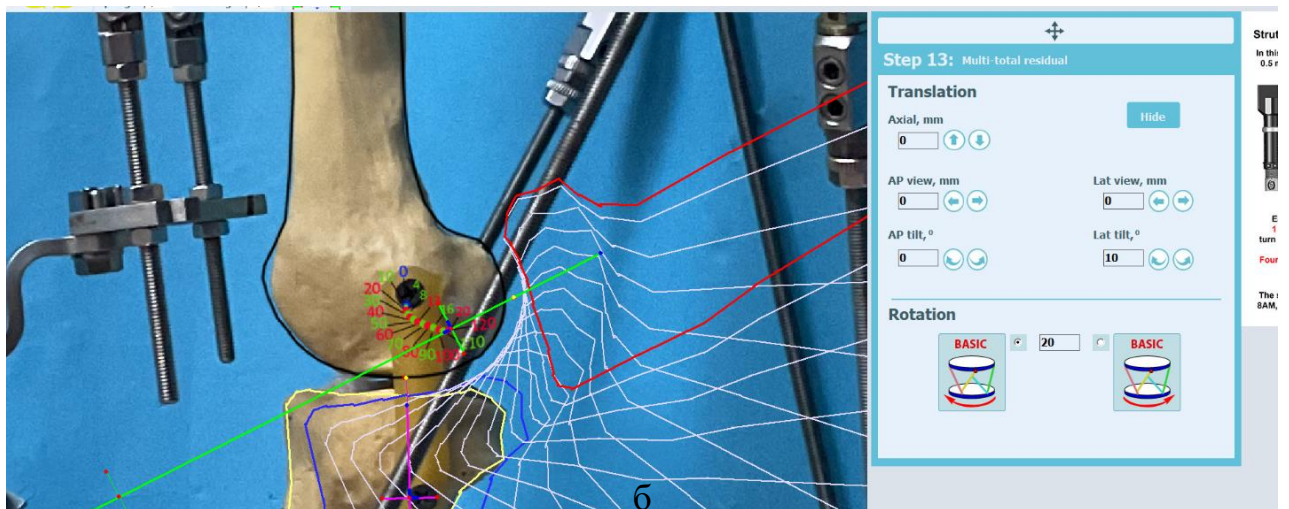
Данные, полученные при расчете по разработанной методике (рис. 3.7) и при сгибании голени вокруг одной оси (рис. 3.8), представлены в таблице 3.8. Изначально высота суставной щели на пластиковой модели при полном разгибании составляла 5 мм. При сгибании по разработанной методике на всех интервалах сгибания в среднем высота суставной щели сохраняла изначально заданное положение 5 мм (табл. 3.8, рис. 3.7 а, б). При расчете сгибания вокруг оси сгибания-разгибания уже с угла сгибания 20° возникает риск импидмента суставных поверхностей (табл. 3.8, рис 3.8 а, б). При дальнейшем сгибании, по достижению до угла 60° , возникает компрессия суставных поверхностей (рис. 3.8 б).

Таблица 3.8. Длины страт при пассивном сгибании (эталонный расчет) и при расчете с сгибания с добавление ротации вокруг оси, установленной центре сустава, мм

Угол	Высота суставной щели		Угол	Высота суставной щели	
	По методике	На одной оси		По методике	На одной оси
10°	5,0 [5,0;5,0]	5,0 [5,0;5,0]	70°	5,0 [5,0;5,0]	-
20°	5,0 [5,0;5,0]	4,0 [4,0;4,0]	80°	5,0 [5,0;5,0]	-
30°	5,0 [5,0;5,0]	2,1 [2,0;2,0]	90°	5,0 [5,0;5,0]	-
40°	5,0 [4,9;5,0]	1,1 [1,0;1,0]	100°	5,0 [5,0;5,0]	-
50°	5,0 [4,9;5,0]	0,2 [0,2;0,2]	110°	5,1 [5,0;5,1]	-
60°	5,0 [5,0;5,0]	Компрессия	120°	5,1 [5,0;5,1]	-

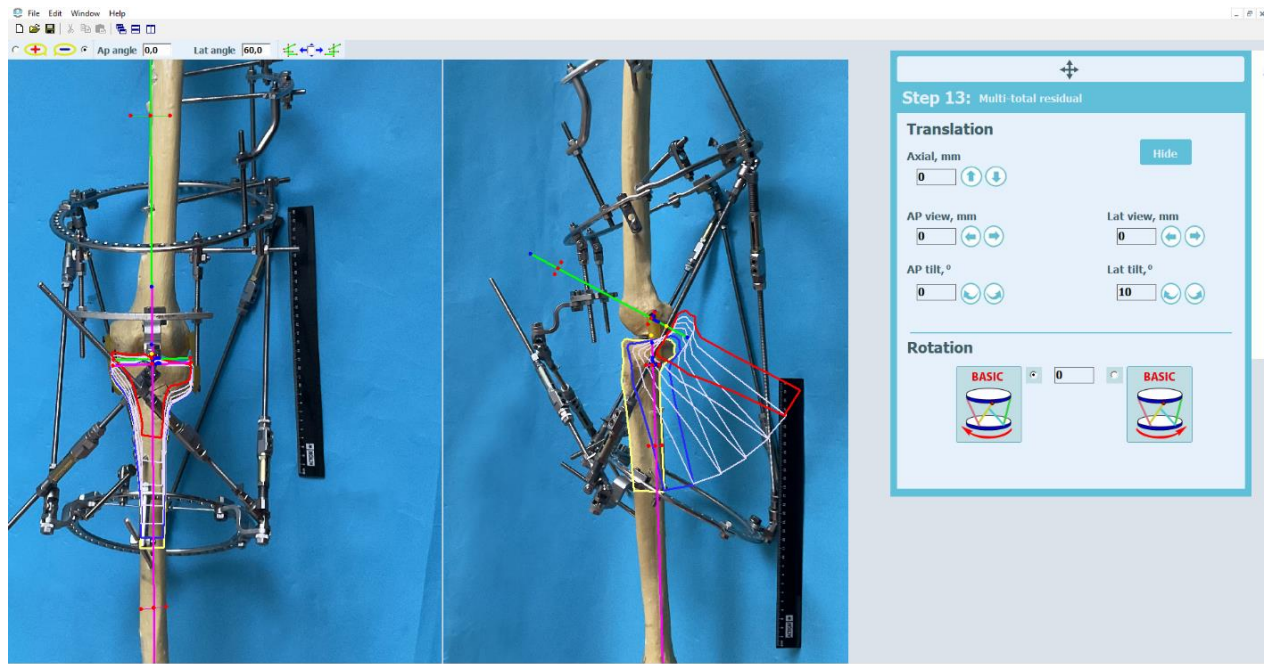


а

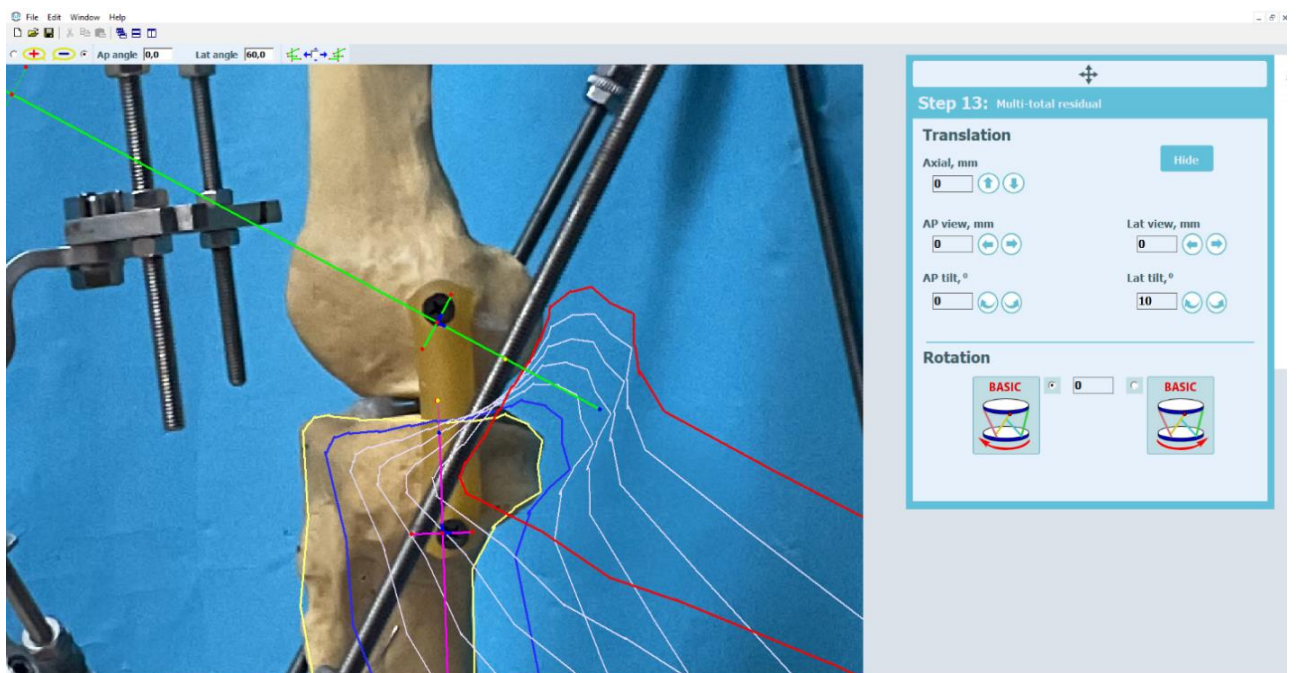


б

Рис. 3.7. Расчет сгибания по разработанной методике: а – прямая и боковая проекции; б – равномерная суставная щель на всех этапах сгибания



a



б

Рис. 3.8. Расчет сгибания вокруг одной оси: а – прямая и боковая проекции; б – компрессия суставных поверхностей при сгибании 60°

3.4. Результаты анатомического исследования структур, участвующих в формировании сгибательной контрактуры коленного сустава

В первой серии на выполненных гистотопограммах были выявлены анатомические структуры, наиболее вовлеченные в патологический процесс (рис. 3.9).

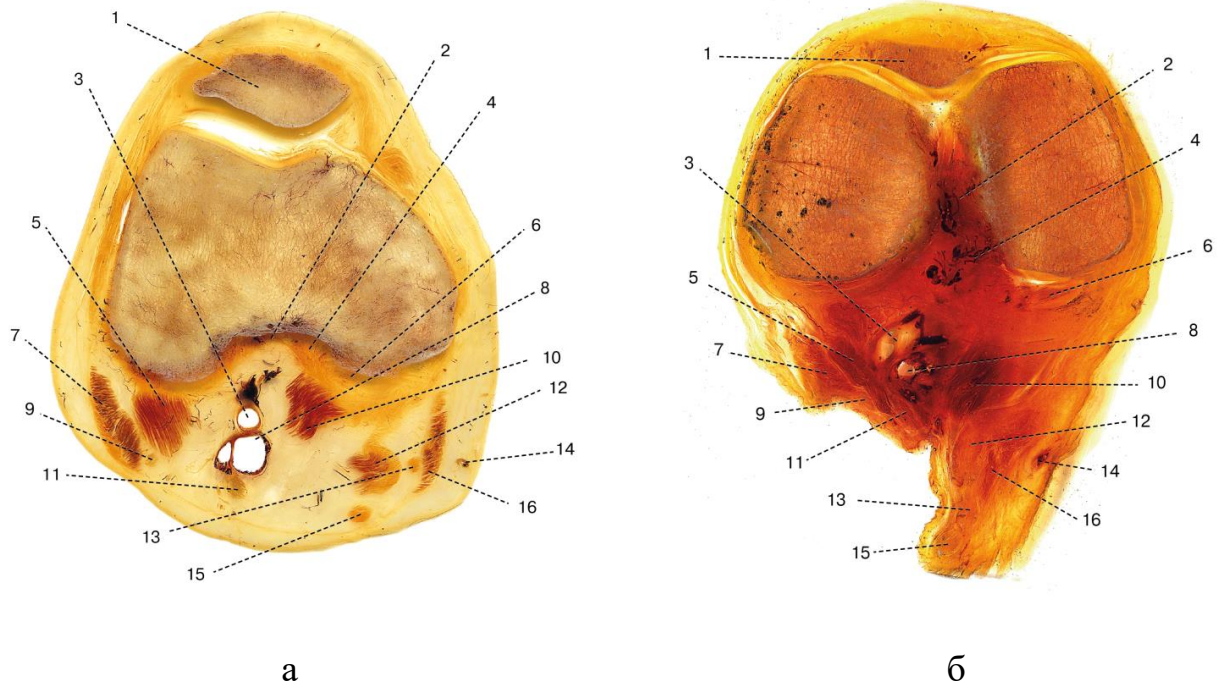


Рис. 3.9. Анатомические структуры области колена на распилах, выполненных на уровне верхнего края надколенника: а – вариант нормы; б – сгибательная контрактура: 1 – надколенник; 2 – межмыщелковая ямка; 3 – подколенная артерия; 4 – задняя крестообразная связка; 5 – латеральная головка *m. gastrocnemius*; 6 – капсула сустава; 7 – *m. biceps femoris*; 8 – *v. poplitea*; 9 – *n. peroneus communis*; 10 – медиальная головка *m. gastrocnemius*; 11 – *n. tibialis*; 12 – *m. semimembranosus*; 13 – *m. gracilis*; 14 – *v. saphena magna*; 15 – *m. semitendinosus*; 16 – *m. sartorius*.

При сравнении нормального коленного с суставом, имеющим сгибательную контрактуру, отмечены многочисленные складки кожных покровов и уменьшение толщины жировой клетчатки в подколенной ямке, что сопровождалось расположением сосудисто-нервного пучка в непосредственной близости к дерме. На пластинатах определено значительное уменьшение мышечных волокон в *m. biceps femoris*, *m. semimembranosus* и *m. sartorius*, в которых отчетливо наблюдалась более светлая окраска мышечной ткани, свидетельствующая о замене мышечных пучков на коллагеновые волокна. Очевидно, что длительно существующая контрактура сустава приводит к атрофии мышечных волокон и увеличению содержания оформленной соединительной ткани. По сравнению с нормой нами выявлено увеличение толщины сухожилий *m. gracilis* и *m.*

semitendinosus, сечение которых при контрактуре имело не круглую, а уплощенную или овальную форму.

Сравнительное исследование гистотопограмм при увеличении до 15 раз выявило утолщение задней капсулы коленного сустава при сгибательной контрактуре, что свидетельствовало о вовлечении также и этой структуры в патологический процесс. На основе данных, полученных при изучении пластинированных гистотопограмм, стало очевидно, что при проведении релиза сгибательных контрактур во второй серии эксперимента, кроме мобилизации сухожилий сгибателей, необходимо учитывать влияние кожных покровов, фасций подколенной ямки и задней капсулы сустава и осуществлять рассечение этих структур с целью определения их влияния на ограничение движений. Во второй серии при анализе очередности во всех 16 случаях зарегистрирована одинаковая очередность ($p > 0,05$) в порядке отсечения анатомических структур, которая имеет следующую последовательность:

- 1 – кожа, 2 – фасция, 3 – m. semitendinosus, 4 – m. gracilis,
- 5 – m. semimembranosus, 6 – m. biceps femoris, 7 – m. gastrocnemius,
- 8 – m. sartorius, 9 – m. plantaris, 10 – задний отдел капсулы сустава.

Данные изменения величины разгибания в порядке очередности отсечения анатомических структур представлены в табл. 3.9.

Таблица 3.9. Величина разгибания после отсечения анатомических структур

Анатомические структуры	Кожа (1)	Фасция (2)	m. semitendinosus (3)	m. gracilis (4)	m. semimembranosus (5)	m. biceps femoris (6)	m. gastrocnemius (7)	m. sartorius (8)	m. plantaris (9)	Задняя капсула (10)	Максимальное разгибание до отсечений	Угол натяжения СНП
№ Препарата	Максимальное разгибание после отсечения, в градусах											
1	98	91	83	72	55	36	21	12	10	0	100°	52°
2	63	59	53	48	40	30	18	9	7	0	65°	23°
3	68	63	56	50	38	24	14	8	6	0	70°	35°

Таблица 3.9.(продолжение)

4	83	77	67	60	48	31	18	11	8	0	85°	47°
5	73	68	59	52	41	28	18	13	10	0	75°	32°
6	73	69	60	53	41	27	16	10	8	0	75°	35°
7	54	51	45	40	31	20	12	7	5	0	55°	22°
8	58	55	49	44	36	23	13	8	6	0	60°	25°
9	68	64	55	48	37	24	14	9	7	0	70°	28°
10	87	80	70	62	49	33	21	14	12	0	90°	50°
11	58	54	46	40	31	20	12	7	5	0	60°	23°
12	53	49	43	38	28	16	9	5	3	0	55°	20°
13	58	55	49	44	36	23	13	8	6	0	60°	25°
14	82	76	66	58	43	25	12	7	4	0	85°	45°
15	72	67	58	50	38	23	13	7	5	0	75°	30°
16	79	75	65	57	44	29	18	12	10	0	80°	40°

Средние величины разгибания, обеспечиваемого при отсечении анатомических структур, представлены в таблице 3.10 (данные представлены без учета натяжения СНП). При анализе наблюдалась значимая ($p < 0,05$) динамика изменения величины максимального разгибания (в процентном соотношении) после каждого отсечения.

При сортировке по величине разгибания (в %), обеспечиваемого при отсечении структур, выявлена следующая очередность в порядке от наименьшего к наибольшему:

- 1 – кожа, 2 – m. plantaris, 3 – фасция, 4 – m. sartorius, 5 – m. gracilis,
 6 – задний отдел капсулы сустава, 7 – m. semitendinosus, 8 – m. gastrocnemius,
 9 – m. semimembranosus, 10 – m. biceps femoris (рис. 3.10 а).

Дефицит разгибания до отсечений структур в среднем составлял 72,5° (60,0;82,5).

Натяжение СНП возникало в среднем при 31° (24,0;42,5) разгибания, таким образом в среднем до натяжения СНП было возможно разогнуть коленный сустав на 40° (35,0;42,0).

В процентном соотношении до натяжения СНП было возможным разогнуть коленный сустав на 57,8% (49,0%;60,0%) (рис. 3.10 б).

Таблица 3.10. Средние значения разгибания голени при отсечении различных анатомических структур

Анатомические структуры	Угол после отсечения, град.	Величина разгибания, град.	Величина разгибания (в % без учета натяжения СНП)
	Me[Q25;Q75]	Me[Q25;Q75]	Me[Q25;Q75]
Кожа	70,0 [58,0;80,5]	2,0 [2,0;2,0]	2,9 [2,5;3,3]
Фасции бедра и	65,5 [55,0;75,5]	4,0 [4,0;5,5]	6,6 [5,3;7,0]
m. semitendinosus	57,0 [49,0;65,5]	8,5 [6,5;9,5]	11,7 [10,4;12,1]
m. gracilis	50,0 [44,0;57,5]	7,0 [5,5;8,0]	9,2 [8,7;10,0]
m. semimembranosus	39,0 [36,0;43,5]	11,5 [9,5;12,5]	15,8 [14,5;16,6]
m. biceps femoris	24,5 [23,0;29,5]	13,5 [12,5;15,5]	19,5 [18,5;20,5]
m. gastrocnemius	14,0 [12,5;18]	10,0 [9,5;11,5]	14,2 [13,3;15,1]
m. sartorius	8,5 [7,0;11,5]	5,0 [5,0;6,0]	8,0 [7,3;8,3]
m. plantaris	6,5 [5,0;9,0]	2,0 [2,0;2,0]	3,2 [2,6;3,5]
Задняя капсула	0 [0;0]	6,5 [5,0;9,0]	10,0 [8,4;10,7]

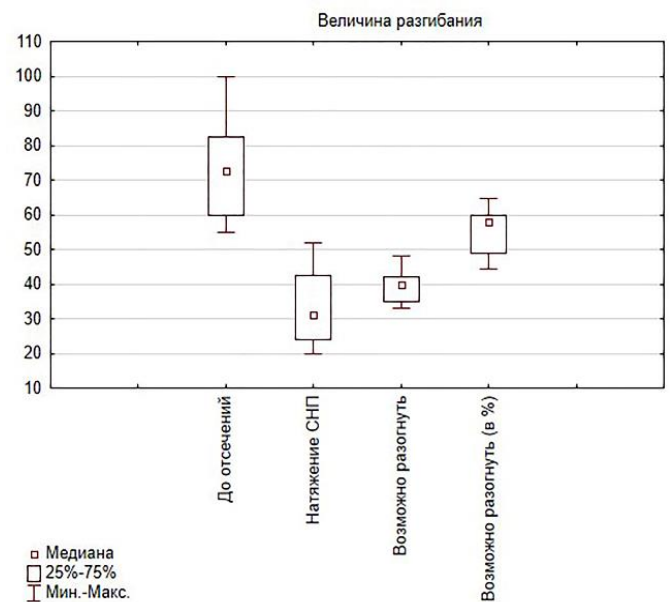
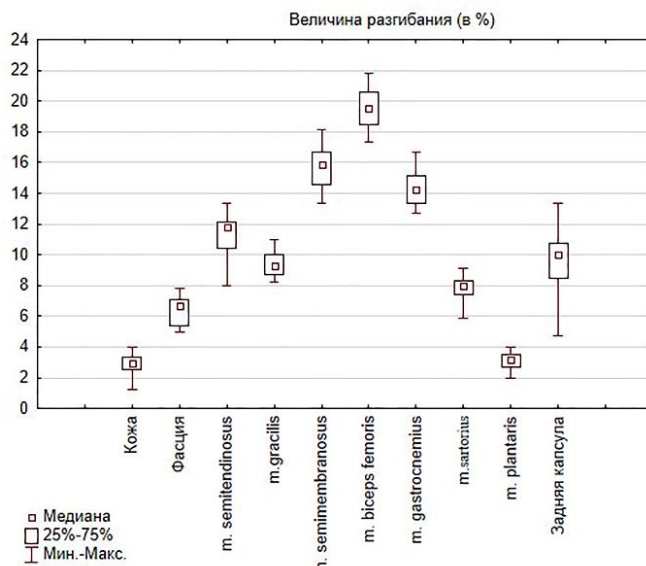


Рис. 3.10. Результаты второй серии эксперимента: а – величина разгибания при отсечении анатомических структур, в процентном соотношении (без учета натяжения СНП); б – величина разгибания с учетом натяжения СНП

3.5. Обсуждение полученных результатов

Разработка пяти вариантов компоновок ортопедического гексапода явилась своего рода этапом решения поставленной задачи. Из таблиц 3.1–3.3 следует, что при стандартной ориентации опор и фиксации страт при помощи прямых платиков компоновка обеспечивает наименьшую амплитуду движений. В основном это связано с препятствием сгибанию вследствие соприкосновения страт №1 или №2 с моделированными мягкими тканями. С целью увеличения расстояния между стратами № 1, 2 и мягкими тканями выполняли замену прямых платиков на Z-образные, что позволяло увеличить сгибание. При этом в сериях, где опоры были установлены на расстоянии 140 и 160 мм, дальнейшее сгибание также было ограничено соприкосновением страт. Для еще большего увеличения расстояния между стратами № 1, 2 и моделированными мягкими тканями к базовой опоре дополнительно была установлена «свободная» секторная опора. Независимо от расстояния базовой опоры, свободную секторную опору располагали в проекции мыщелков бедренной кости, т.е. на уровне VIII согласно МУОЧО (рис. 3.11). Таким образом, удалось избежать конфликта страт с моделированными мягкими тканями, но при этом дальнейшее сгибание было ограничено тем, что страты №4 и №5 становились параллельными базовой опоре.

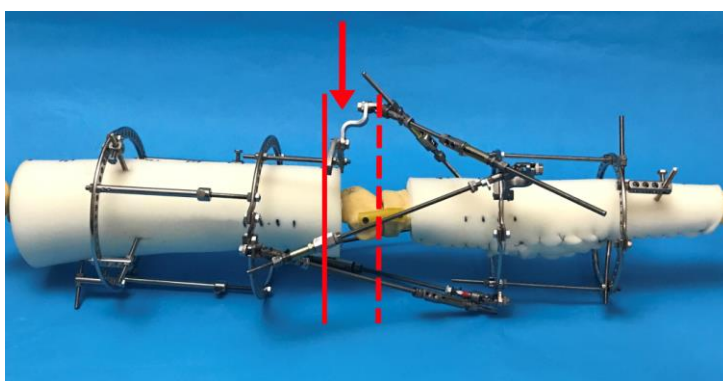
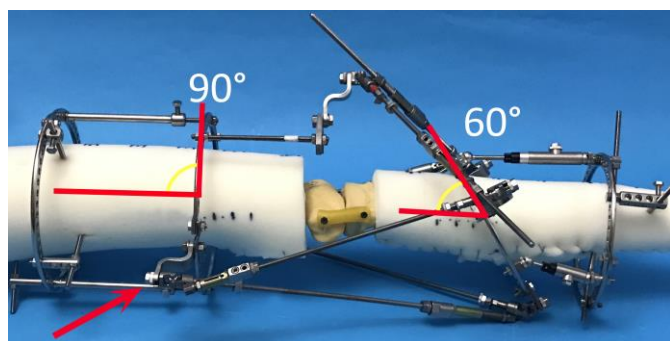


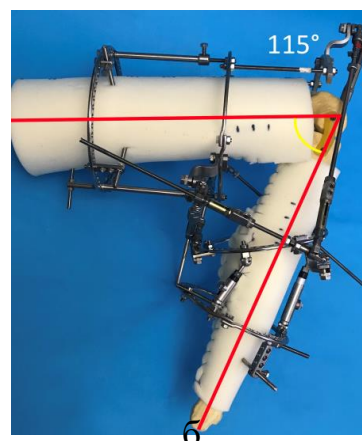
Рис. 3.11. Установка свободного сектора в проекции мыщелков бедренной кости (на уровне VIII согласно МУОЧО)

Для решения этой проблемы был добавлен наклон мобильной опоры и произведена замена прямых платиков в точках фиксации страт №3 и №5 на Z-образные (рис. 3.12 а). Но данным приемом оказалось возможным достигнуть

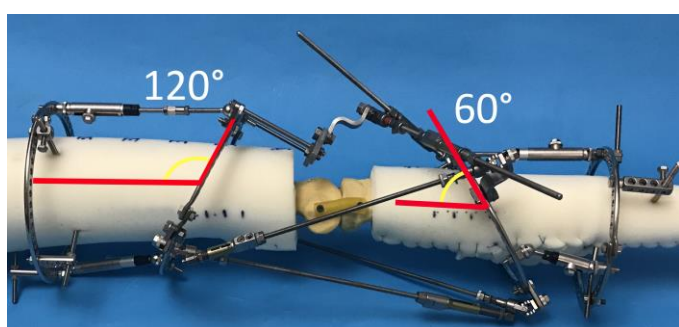
максимального сгибания не более 115° (рис. 3.12 б). Поэтому в следующем варианте было исследовано максимальное сгибание с добавлением наклона базовой опоры (рис. 3.12 в). При этом варианте Z-образные пластики в точках фиксации страт № 4, 5 были вновь заменены на прямые т.к. при попытке фиксировать страты к Z-образным пластикам длины 30 см резьбового стержня было недостаточно для его фиксации к узлу изменения длины страт. При данном варианте достигалась большая величина сгибания (до угла 120°), чем при варианте со стандартной ориентацией базовой опоры и Z-образным типом фиксации страт № 4, 5 (рис. 3.12 г). Замена Z-образных пластиков на прямые также несколько уменьшала громоздкость конструкции.



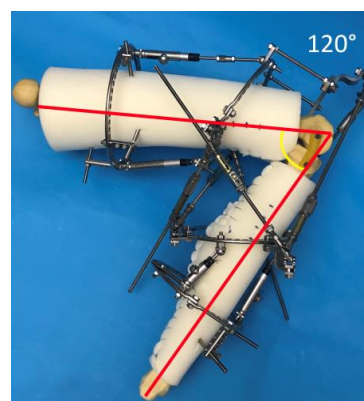
а



б



в



г

Рис. 3.12. Варианты ориентации базовой опоры и методов фиксации страт: а – стандартная ориентация базовой опоры и фиксация страт при помощи Z-образных платков (вариант IV); б – максимальный угол сгибания 115° ; в – наклон базовой опоры и фиксацией страт при помощи прямых платков (вариант V); г – максимальный угол сгибания 120°

Необходимо отметить, что для моделирования нижних конечностей, измерения длины и окружности бедра и голени были выполнены только у лиц мужского пола. Вероятно, что подобранные по замерам окружности бедра и голени кольцевые опоры для женщин будут отличаться по диаметру от тех, что используются у мужчин. Однако как мы упоминали выше, независимо от соматотипа или диаметра подобранных опор обеспечиваемая амплитуда движений будет зависеть от варианта компоновки и расстояния от суставной щели, на котором установлены опоры (табл. 3.1–3.3).

Как упоминалось ранее в главе 1, для выполнения расчета в соответствии с кинематикой коленного сустава необходимо располагать данными о локализации мгновенных центров вращения коленного сустава. Ввиду отсутствия этих данных в мировой литературе нами было принято решение путем выполнения эксперимента впервые обнаружить их локализацию при различных углах сгибания. Выполненное нами исследование по определению локализации мгновенных центров вращения основано на том, что по мере увеличения сгибания контрольная метка перемещается в соответствии с перемещением центра вращения. В отличие от описанных в главе 1 методик, позволяющих только оценить траекторию перемещения центра вращения, разработанная нами методика позволяет идентифицировать локализацию мгновенных центров вращения в боковой проекции мыщелков бедренной кости. Учитывая, что во всех исследуемых препаратах анатомическая форма дистального отдела была одинаковой и отличалась только размерами, разработанный шаблон путем масштабирования может быть использован для определения мгновенных центров вращения кости любого размера (рис. 3.13).

При анализе профильных публикаций, посвященных определению величины внутренней ротации, мы обнаружили схожесть наших данных с результатами опубликованными другими авторами. Так, в исследовании А. McPherson с соавт. было проведено МРТ исследование трех коленных суставов. Авторы отметили, что величина внутренней ротации голени при 10° сгибания имела значения $4,1^\circ$, $4,6^\circ$ и $5,2^\circ$; при 30° сгибания – $8,9^\circ$, $10,5^\circ$ и $12,5^\circ$; при 60° сгибания – $13,4^\circ$, $14,9^\circ$ и

15,6°; при 90° сгибания – 16,2°, 21,7° и 24,6; при 120° – 18,3°, 28,8° и 30° (McPherson A. et al., 2005). По данным J. Victor с соавт., величина внутренней ротации голени при пассивном сгибании до угла 130° достигает 20° (Victor J. et al., 2010).

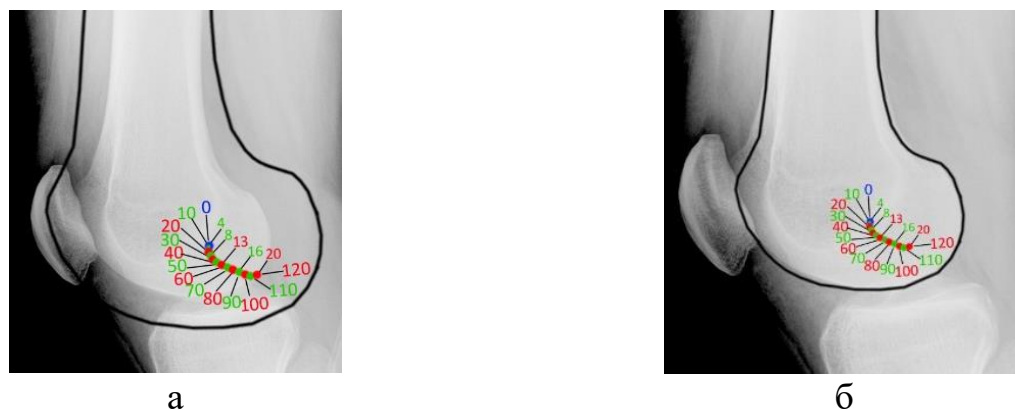


Рис. 3.13. Масштабирование шаблона: а – до; б – после

В работе Н. Iwaki с соавт. (2000) представлена пространственная модель (рис. 3.14 а), демонстрирующая изменение положения центра (оси) окружности сгибаемой контрактной поверхности мыщелков бедренной кости при пассивном сгибании коленного сустава (Iwaki Н. et al., 2000). При сравнении схожие данные можно обнаружить и в пространственной системе, воспроизводимой в программе с использованием шаблона и добавления внутренней ротации голени (рис. 3.14 б). Также схожая модель пассивной кинематики также имеется в работе McPherson A. с соавт. (2005). При этом небольшие различия связаны с величиной ротации (рис. 3.14 в).

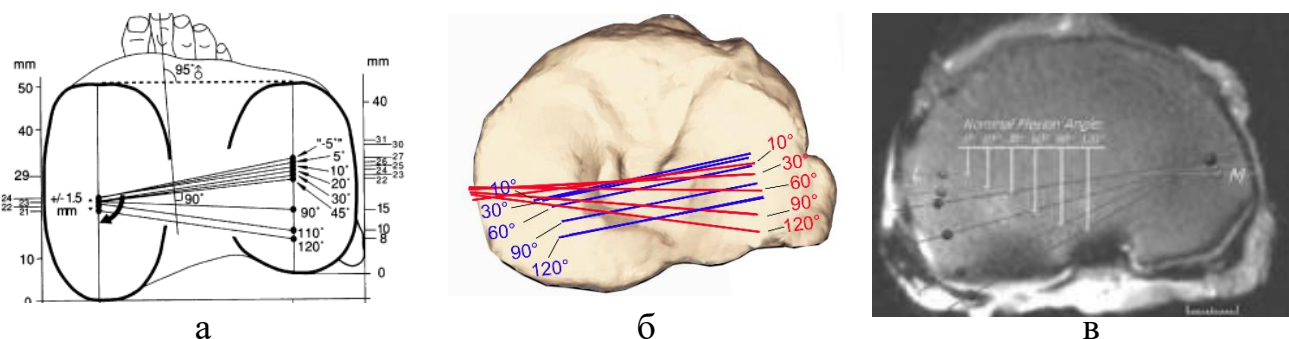


Рис. 3.14. Пространственные модели пассивной кинематики коленного сустава: а – данные исследования пассивной кинематики (Iwaki Н. et al., 2000); б – модель, воспроизводимая в программе; в – данные МРТ-исследования пассивной кинематики (McPherson A. et al., 2005)

Таким образом, можно полагать, что исследования пассивной кинематики, выполненные нами в целом, совпадают с данными представленными зарубежными авторами.

В главе 1 уже упоминалось, что длительно сохраняющийся гипертонус мышц нарушает микроциркуляцию и приводит к ишемии ткани, в результате чего продукты межклеточного обмена провоцируют реактивный воспалительный процесс. Таким образом, нормальная мышечная ткань перерождается в фиброзную (Кенис В.М., 2003, Зиновьева О.Е. с соавт., 2008; Огородова И.И. с соавт., 2014). При этом изменяются ее морфологические (длина мышечных

волокон и их поперечное сечение) и функциональные (снижение растяжимости и сократительной способности) характеристики и биохимический состав, что в конечном итоге приводит к развитию миогенной контрактуры (Зиновьева О.Е. с соавт., 2008). Длительное ограничение движений приводит к вторичным изменениям, таким как укорочение сгибателей голени, образование спаек внутри мышц по ходу сосудов и нервов и сморщиванию заднего отдела капсулы сустава (Умнов В.В. с соавт., 2013; Клочкова О.А. с соавт., 2018; De Bruin M. et al., 2014). Перечисленные явления нашли свое отражение при анализе выполненных гистотопограмм, где были получены сведения о значительной атрофии сгибателей голени с перерождением мышечной ткани в фиброзную, о чем свидетельствует замещение мышечной ткани на коллагеновые волокна. При анализе полученных гистотопограмм выявлено вовлечение в процесс капсулы сустава, а также всех мышц-сгибателей с изменением их архитектоники (формы, толщины и площади поперечного сечения).

Вторая серия анатомического исследования позволила определить не только наиболее препятствующие разгибанию структуры, но и очередность возникновения натяжения. Учитывая, что исходные значения максимального разгибания у каждого препарата отличались, величины разгибания, полученные после отсечений структур, оценивались в процентах. Так, в процентном соотношении наиболее значимое препятствие разгибанию голени оказывают *m. biceps femoris*, *m. semimembranosus* и *m. gastrocnemius* (табл. 3.10). В средней

степени контрактуры способствуют *m. semitendinosus*, *m. gracilis* и задний отдел капсулы коленного сустава (табл. 3.10). Наименее значимо препятствуют разгибанию *m. sartorius*, *m. plantaris*, фасция и кожа.

После отсечениях всех сухожилий сгибателей голени дефицит разгибания варьировал от минимального 4° (препарат №14, табл. 3.9) до максимального 12° (препарат №10, табл. 3.9). Последней структурой, препятствующей разгибанию голени, был задний отдел капсулы сустава, после рассечения которого во всех случаях достигалось полное разгибание.

Вмешательство на заднем отделе капсулы в среднем обеспечивало разгибание на 6,5°, что в процентном соотношении дает в среднем около 10% разгибания (табл. 3.9). Максимальная величина дефицита разгибания, отмеченная после отсечений сухожилий сгибателей голени, была равна 12° (препарат №10, табл. 3.9), при этом последующее рассечение капсулы обеспечивало полное разгибание голени. Очевидно, что вмешательство на капсуле может обеспечить разгибание величиной 12°, однако определить, возможно ли достичь большего разгибания вмешательством на данной структуре, не представлялось возможным.

Понимая, что в клинической практике именно натяжение СНП будет определять величину максимально возможного разгибания голени, мы регистрировали углы, при которых возникало натяжение СНП. Также мы понимали, что вопреки натяжению СНП, при отсечении всех структур, участвующих в формировании сгибательной контрактуры, можно добиться полного разгибания голени. Тем не менее нам было важно определить, какие структуры и в какой степени оказывают препятствие разгибанию голени. На наш взгляд, принятие во внимание этих данных при выполнении операции заднего релиза будет способствовать повышению эффективности лечения пациентов со стойкими контрактурами коленных суставов. Проанализировав литературу, мы обнаружили, что подобные исследования на анатомических препаратах людей со стойкой сгибательной контрактурой ранее не проводились.

ГЛАВА 4

РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ГЕКСАПОДА ОРТО-СУВ И АППАРАТА ИЛИЗАРОВА ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С КОНТРАКТУРАМИ КОЛЕННОГО СУСТАВА

В соответствии с дизайном исследования, представленным в главе 2, сравнительный анализ результатов лечения пациентов проводился между подгруппами основной (Орто-СУВ) и сравниваемой (Илизаров) групп (рис. 2.16).

4.1. Сравнительный анализ лечения пациентов со сгибательными контрактурами

4.1.1. Общая характеристика пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава

Проанализировано 67 случаев комбинированного (мягкотканное вмешательство и АВФ) лечения пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава. Патология у всех пациентов сформировалась вследствие спастического пареза. Все пациенты были прооперированы на базе клинического отделения №7 ФГБУ «НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена» в 2005–2021 гг. В основную подгруппу, где после мягкотканного этапа операции использовали ортопедический гексапод Орто-СУВ, вошли 35 пациентов. Из них 14 пациентов были проанализированы проспективно и 21 – ретроспективно. Подгруппу сравнения, где для разгибания сустава использовался аппарат Илизарова с одноосевым типом шарнира, составили 32 пациента. В обеих подгруппах преобладали лица мужского пола. Распределение пациентов по полу и возрасту представлено в таблице 4.1.

Этиологией спастического пареза были последствия детского-церебрального паралича (ДЦП), черепно-мозговая травма (ЧМТ) и острое нарушение мозгового кровообращения (ОНМК). В обеих подгруппах преобладали пациенты со спастичностью, возникшей вследствие ДЦП. У большей части пациентов

давность ограничения движений составляла более 10 лет. Значимых различий в подгруппах по этиологии, возрасту, полу и давности существования контрактур не выявлено ($p>0,05$), что говорит о сопоставимости подгрупп по указанным параметрам (табл. 4.1).

Таблица 4.1. Распределение пациентов обеих подгрупп по гендерно-возрастным характеристикам, этиологии и давности существования контрактуры, n/%, Me [Q25; Q75]

Подгруппа		Основная (Орто-СУВ)		Сравнения (Илизаров)	
Количество случаев		35		32	
Пол		Муж	Жен	Муж	Жен
		21/60%	14/40%	19/59,4%	13/40,6%
Возраст		32 [27;43]		28 [26;37]	
Этиология	ДЦП	17/48,57%		18/56,25%	
	ЧМТ	10/28,57%		8/25,0%	
	ОНМК	8/22,86%		6/18,75%	
Давность	3-5 лет	14/40,0%		9/28,13%	
	6-10 лет	4/11,43%		5/15,63%	
	↑10лет	17/48,57%		18/56,25%	

В основной подгруппе в 12 (34,29%) случаях контрактуре сопутствовал задний подвывих голени. В подгруппе сравнения задний подвывих голени до вмешательства был выявлен у 8 (25,0%), при этом разница была статистически не значима ($p>0,05$).

4.1.2. Особенности оперативного вмешательства и послеоперационного ведения пациентов

При оперативном лечении пациентов со сгибательной контрактурой первым этапом выполнялись оперативные вмешательства на мягких тканях. На основе данных, полученных при анатомическом исследовании (глава 3, раздел 3.4), был разработан способ мягкотканного лечения сгибательных контрактур (патент РФ №2729021С1), который выполнялся следующим образом.

Доступы осуществлялись через два линейных разреза вдоль нейтральных линий нижней конечности (границ между передней и задней поверхностями) по внутренней и наружной поверхностям на уровне коленного сустава. Через наружный доступ осуществляли ревизию, невролиз и мобилизацию *n. peroneus communis* (рис. 4.1) от нижней трети бедра до места его перехода через переднюю межмышечную перегородку.

После этого фракционно, рассекая на фрагменты сухожильный тяж внутри мышечного брюшка в области перехода мышц в сухожилия, удлиняли дистальную часть *m. biceps femoris*. Далее через этот же доступ визуализировали *n. tibialis* и *a., v. poplitea*, маркировали и защищали их. Через внутренний доступ выделяли и маркировали *m. sartorius*, *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. gracilis*. *M. sartorius* и *m. semimembranosus* удлиняли фракционно. Сухожилие *m. gracilis* отсекали проксимально на границе его мышечной и сухожильной части. Сухожилие *m. semitendinosus* отсекали в наиболее дистальной его части. При необходимости дополнительно, тупым путем, отслаивали зону прикрепления *m. gastrocnemius* и *m. plantaris* давая им возможность «соскользнуть» дистальнее («слайдинг»), а также выполняли заднюю капсулотомию коленного сустава.

Затем, разогнув голень до возникновения натяжения подколенного сосудисто-нервного пучка, с сохранением умеренного тонуса сшивали по типу «бок в бок» проксимальный конец *m. semitendinosus* и дистальный конец *m. gracilis*. Сухожилия соединяли в состоянии легкого натяжения при протяженности контакта не менее 1,5 см.

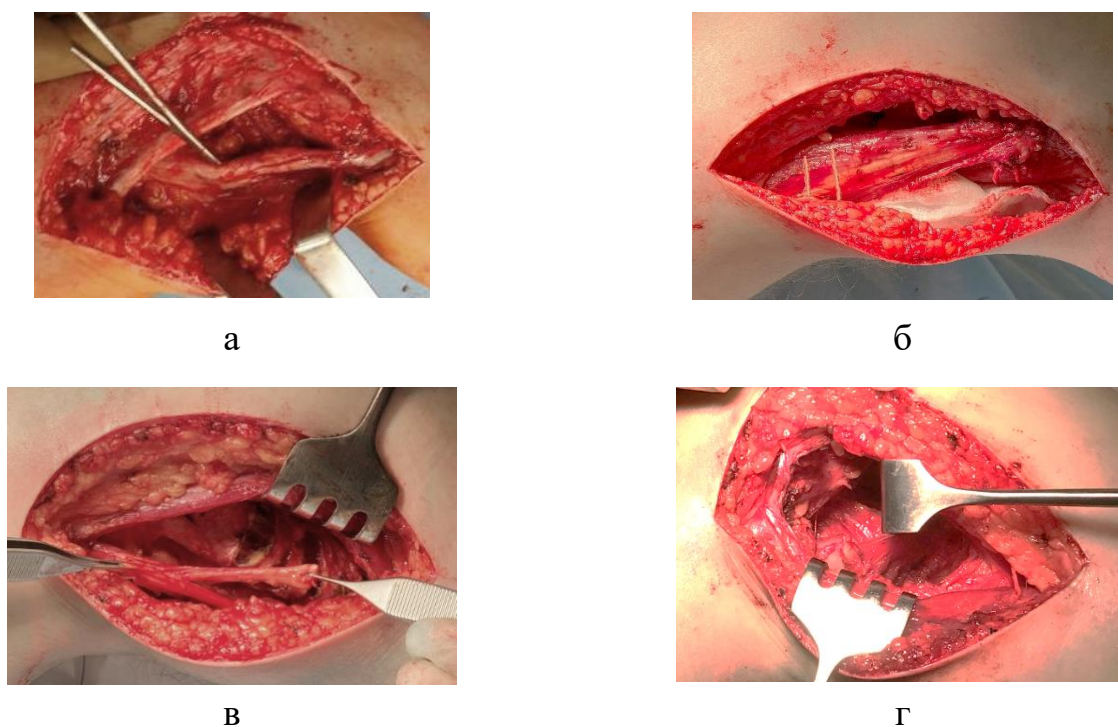


Рис. 4.1. Этапы выполнения «заднего релиза»: а – невролиз малоберцового нерва; б – удлинение двухглавой мышцы бедра; в – удлинение сухожилий полуперепончатой, полусухожильной и тонкой мышц; г – задняя капсулотомия коленного сустава

Если натяжение сосудисто-нервного пучка не позволяло достичь полного разгибания голени, переходили к этапу монтажа аппарата внешней фиксации. В обеих подгруппах при установке АВФ применяли две опоры на бедре (сектор и кольцо) и одну кольцевую опору на голени. Чрескостные элементы вводили в проекции «Рекомендуемых позиций - РП» (Соломин Л.Н. с соавт., 2014).

В основной подгруппе компоновка аппарата включала базовую опору, установленную на уровне нижней трети бедра, и мобильную, установленную на уровне средней или границе средней и верхней третей голени (рис. 4.2) т.е. компоновали аппарат по варианту II (глава 3, раздел 3.1). При необходимости компоновку дополняли свободным сектором (по варианту III, глава 3, раздел 3.1), прикрепленным к базовой опоре (рис. 4.2).

Ориентацию опор во фронтальной плоскости осуществляли перпендикулярно общей механической оси конечности. В сагиттальной плоскости опоры ориентировали перпендикулярно анатомическим осям бедренной и

большеберцовой костей. Базовую и мобильную опору соединяли шестью стратами ортопедического гексапода Орто-СУВ. Для профилактики тракционной невропатии сустав фиксировали в положении $+10^\circ$ сгибания от угла, при котором происходило натяжение СНП.

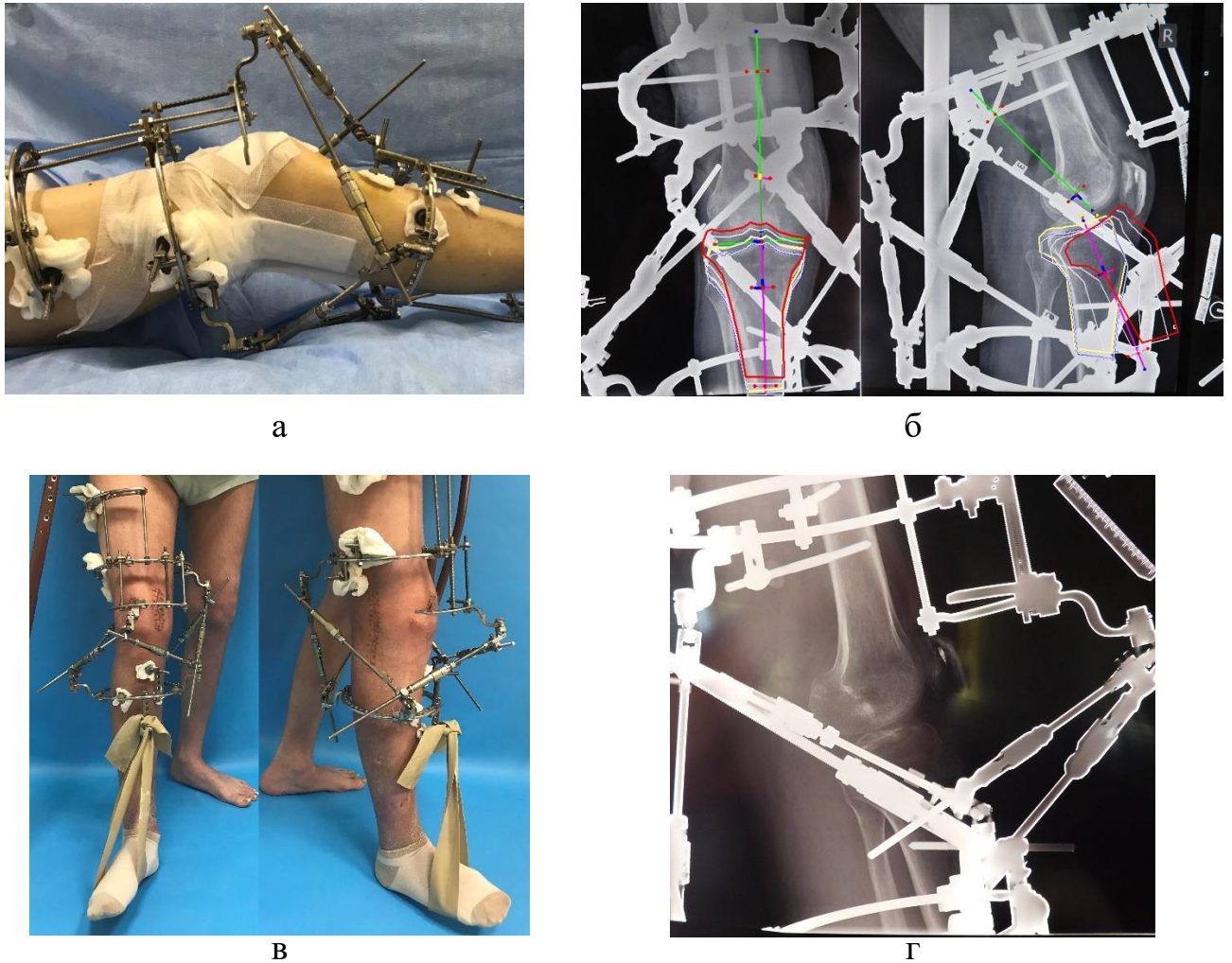


Рис. 4.2. Применение ортопедического гексапода Орто-СУВ: а – внешний вид после монтажа ортопедического гексапода; б – расчет разгибания в компьютерной программе; в – внешний вид после разгибания; г – контрольная рентгенограмма по окончании периода разгибания

На следующие сутки после операции выполняли рентгенографию коленного сустава в двух проекциях. Полученные рентгенограммы загружали в компьютер для выполнения расчета в программе SUV-Software v.7.2. Первоначально задавали дистракцию 5–7 мм. После этого с использованием программной опции «многоэтапной коррекции» выполняли этапные, каждые 10° , расчеты разгибания.

Изначально был выбран темп разгибания $2,5^\circ$ в сутки за 4 приема. Для этого при расчете, было необходимо заменить предложенное программой количество дней на 4 дня. Таким образом программа выполняла расчёт изменения длин страт необходимых для выполнения 10° разгибания за 4 дня в темпе $2,5^\circ$ в сутки. Также при наличии сопутствующего заднего подвывиха голени дополнительно в программе рассчитывали его устранение.

Дистракцию начинали с 3–7-х суток, после чего следовал период разгибания сустава. Первоначальный темп разгибания в зависимости от выраженности болевого синдрома мог быть ускорен или замедлен. Учитывая возможность возникновения феномена рикошета (рецидива контрактуры вследствие ретракции мягких тканей) при расчете в программе добавляли «переразгибание» голени в пределах $5-7^\circ$.

По завершении периода разгибания выполняли демонтаж ортопедического гексапода, а базовую и мобильную опоры соединяли резьбовыми стержнями. В положении переразгибания в коленном суставе коленный сустав фиксировали в АВФ на 6 недель, а пациентам с диагностированным на дооперационном этапе подвывихом – на 8 недель. По окончании периода фиксации АВФ демонтировали, а коленный сустав фиксировали еще на 3 недели в гипсовой лонгете.

В подгруппе сравнения использовались схожие, как и в основной подгруппе, компоновки. Разницей заключалась в том, что базовую и мобильную опоры соединяли осевыми шарнирами, установленными под ЭОП-контролем в проекции оси сгибания-разгибания коленного сустава (Holister A.M. et al., 1993).

В сравниваемой подгруппе пассивные движения выполняли при помощи поворотных шарниров (рис. 4.3). Сопутствующий задний подвывих голени устраняли после разгибания сустава, путем смещения мобильной опоры кпереди по Илизарову. Послеоперационное ведение пациентов не отличалось от проводимого в основной подгруппе.



а



б



в



г

Рис. 4.3. Использование аппарата Илизарова: а – внешний вид после наложения; б – послеоперационная рентгенограмма; в – внешний вид после разгибания; г – контрольная рентгенограмма после окончания периода разгибания

После демонтажа АВФ пациенты приступали к комплексному восстановительному лечению, включающему занятия со специалистом по лечебной физкультуре, курсы электромиостимуляции, лечебного массажа и механотерапии.

4.1.3. Сравнительная оценка результатов лечения пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава при использовании ортопедического гексапода Орто-СУВ и аппарата Илизарова

Показатели продолжительности различных этапов лечения пациентов со сгибательными контрактурами коленных суставов представлены в таблице 4.2.

При сравнении периодов лечения в основной подгруппе длительность периода разгибания сустава была статистически значимо меньше ($p < 0,05$), чем в сравниваемой. При сравнении периода фиксации и периода использования АВФ статистически значимые различия не были выявлены ($p > 0,05$).

Таблица 4.2. Сравнительная характеристика периодов лечения в обеих подгруппах, дни, Me [Q25; Q75])

Показатель	Основная подгруппа	Подгруппа Сравнения	Значение P
Латентный период	3,0 [2;4]	3,0 [2;5]	$p > 0,05$
Период distraction	3,0 [2;3]	3,0 [2;3]	$p > 0,05$
Период разгибания	22,0 [18;27]	24,5 [21;31]	$p < 0,05$
Период фиксации	46,0 [43;54]	45,0 [43;50]	$p > 0,05$
Период использования АВФ	78,0 [68;86]	76,5 [71;89]	$p > 0,05$

При сравнении величины максимального сгибания в обеих подгруппах статистически значимой разницы не обнаружено на всех сроках наблюдения ($p > 0,05$). В среднем полное разгибание коленного сустава, достигнутое в обеих подгруппах, оставалось прежним на всех сроках наблюдения ($p > 0,05$) (табл. 4.3, рис. 4.4). У одного пациента (2,8%) в основной подгруппе при наблюдении на сроке 6 месяцев с момента демонтажа АВФ выявлен дефицит разгибания 7° , который увеличился до 10° по прошествии 12 месяцев с момента демонтажа АВФ. В подгруппе сравнения дефицит разгибания на сроке 6 месяцев с момента демонтажа АВФ был зарегистрирован у трех пациентов – по 7° у 2 (6,25%) и 5° у одного (3,1%). При наблюдении по прошествии 12 месяцев у 2 (6,25%) пациентов дефицит разгибания также был равен 7° , а у третьего пациента дефицит разгибания незначительно увеличился и составил 8° .

По величине разгибания, зарегистрированной по прошествии 12 месяцев с момента демонтажа АВФ, в основной подгруппе отличные результаты отмечены в 34 (97,14%) случаях и хороший – в 1 (2,86%). В подгруппе сравнения отличные результаты достигнуты в 29 (82,85%) случаях и хорошие – в 3 (9,37%).

Таблица 4.3. Данные гониометрии коленного сустава в различные сроки наблюдения, градусы, Ме [Q25; Q75])

Срок наблюдения	Основная подгруппа		Подгруппа сравнения	
	Максимальное сгибание	Дефицит разгибания	Максимальное сгибание	Дефицит разгибания
До операции	130 [130;135]	65 [55;70]	122 [120;135]	67 [55;72]
После релиза	130 [130;135]	35 [30;45]	122 [120;135]	30 [20;40]
На 2-е сутки после демонтажа	30 [25;35]	0 [0;0]	33 [24;35]	0 [0;0]
По прошествии 6 месяцев	80 [65;85]	0 [0;0]	79 [58;84]	0 [0;0]
По прошествии 12 месяцев	110 [97;120]	0 [0;0]	104 [95;108]	0 [0;0]

Средняя сумма баллов по шкалам KSS и Lysholm на вторые сутки после демонтажа АВФ, а также по прошествии 6 и 12 месяцев была статистически значимо меньше в подгруппе сравнения ($p < 0,05$). При сравнении средних баллов по шкале LEFS на всех сроках наблюдения статистически значимой разницы не обнаружено ($p < 0,05$) (табл. 4.4, рис. 4.5).

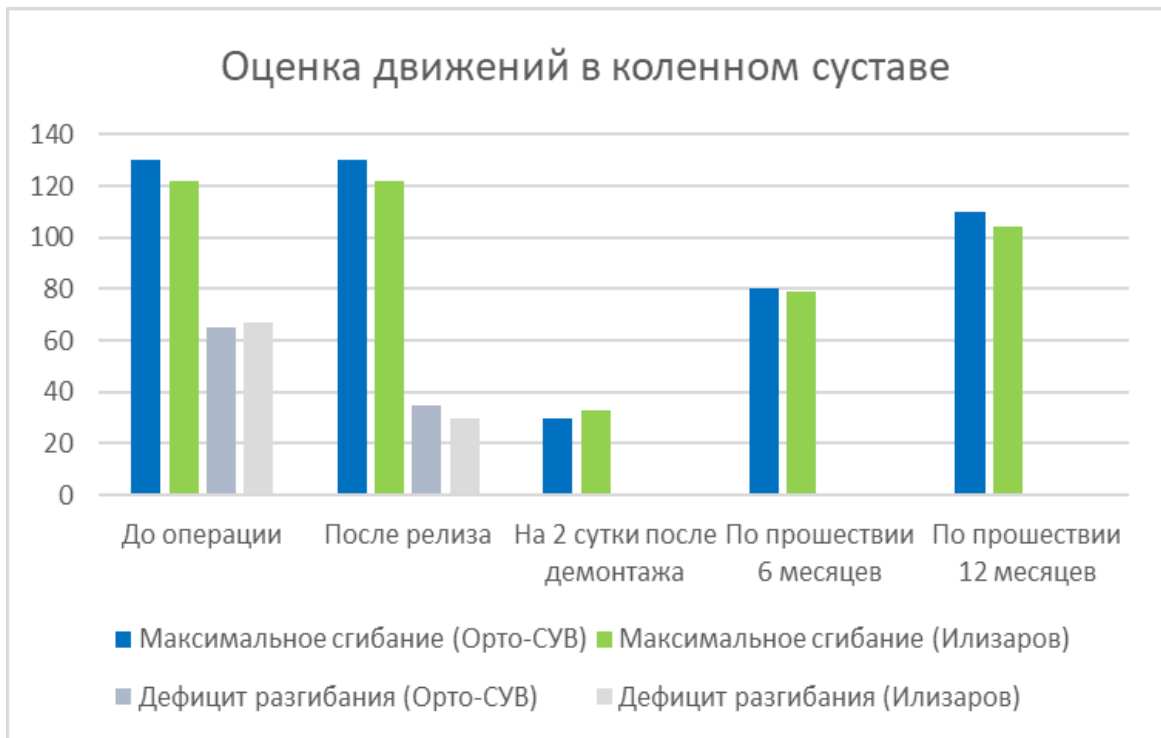


Рис. 4.4. Средние величины максимального сгибания и дефицита разгибания в обеих подгруппах на разных сроках наблюдения

В основной подгруппе по прошествии 12 месяцев с момента демонтажа АВФ функция сустава по шкале KSS отмечалась как отличная у всех пациентов (100%). В подгруппе сравнения функция сустава по шкале KSS как отличная отмечена у 27 (77,14%), а как хорошая – у 5 (15,6%). На сроке 12 месяцев с момента демонтажа АВФ по шкале Lysholm в основной подгруппе отличная функция выявлена в 32 (91,42%) случаях и хорошая – в 3 (8,57%). В сравниваемой подгруппе по шкале Lysholm отличная функция достигнута у 23 (71,87%) пациентов, у остальных 9 (28,12%) пациентов функция отмечена как хорошая. При оценке по шкале LEFS в обеих подгруппах по прошествии 12 месяцев с момента демонтажа АВФ незначительное ограничение функции нижней конечности выявлено у всех (100%) пациентов.

Таблица 4.4. Результаты оценки функции коленного сустава по шкалам в различные сроки наблюдения, баллы, Me [Q25; Q75])

Срок наблюдения	Шкала					
	KSS		Lysholm		LEFS	
	Орто-СУВ	Илизарова	Орто-СУВ	Илизарова	Орто-СУВ	Илизарова
До операции	43,0 [41;45]	43,0 [43;45]	57,0 [55;60]	55,0 [53;60]	15,0 [11;19]	16,0 [14;18]
	P>0,05		P>0,05		P>0,05	
На 2-е сутки после демонтажа	55,0 [53;55]	53,0 [51;55]	59,0 [55;61]	55,5 [51;59]	23,0 [22;25]	24,5 [23;26]
	P<0,05		P<0,05		P>0,05	
Спустя 6 месяцев	80,0 [75;81]	77,0 [69;81]	85,0 [83;85]	81,0 [71;83]	64,0 [60;67]	62,5 [59;66]
	P<0,05		P<0,05		P>0,05	
Спустя 12 месяцев	102,0 [94;103]	100,0 [92;101]	99,0 [93;100]	95,0 [88;99]	74,0 [72;76]	73,5 [70;76]
	P<0,05		P<0,05		P>0,05	

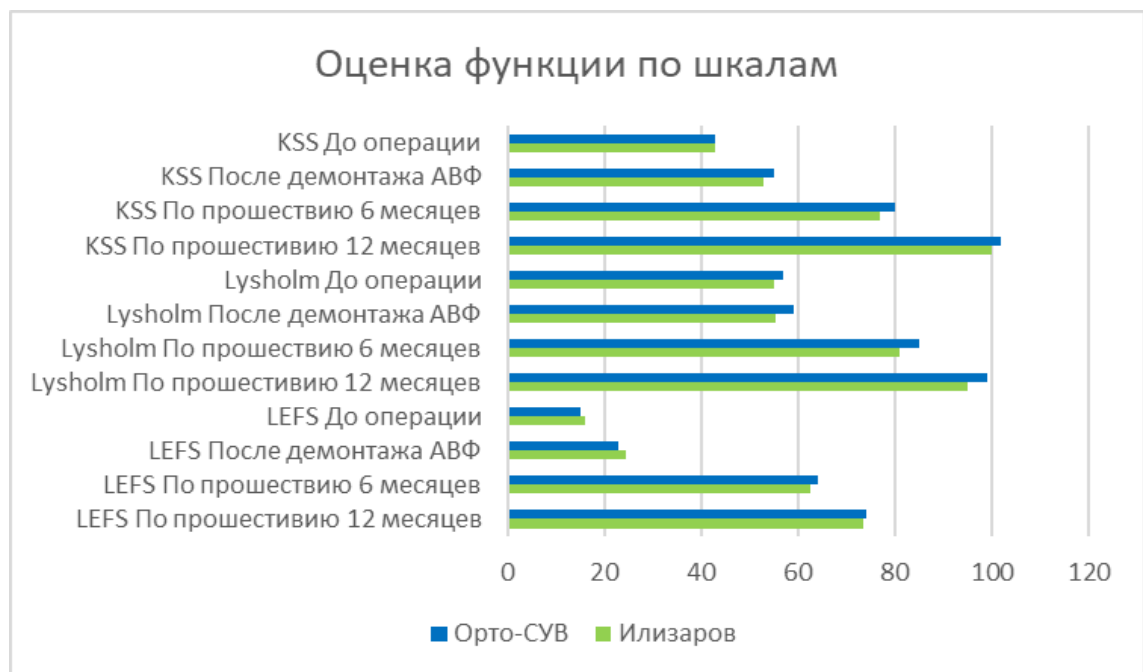


Рис. 4.5. Средние суммы баллов при оценке функции по шкалам KSS, Lysholm и LEFS в обеих подгруппах на разных сроках наблюдения

Динамика изменения максимального сгибания, дефицита разгибания и средней суммы баллов, зарегистрированных у проспективных пациентов основной подгруппы, представлены в таблице 4.5. При оценке динамики после демонтажа АВФ величина максимального сгибания снизилась в 4 раза по сравнению с дооперационной. При этом от момента демонтажа АВФ наблюдались положительная динамика и увеличение угла сгибания в коленном суставе с достижением хорошего результата к 9 месяцу и отличного результата по прошествии 12 месяцев.

При оценке динамики средних балльных значений по шкале KSS отличная функция коленного сустава отмечалась спустя 9 месяцев после демонтажа АВФ, по шкале Lysholm – спустя 12 месяцев. По шкале LEFS ограничение функции нижней конечности как незначительное отмечено по прошествии 6 месяцев с момента демонтажа АВФ.

Таблица 4.5. Динамика изменения функции по данным гониометрии и баллов по шкалам (Me [Q25; Q75])

Срок наблюдения	Макс. сгибание, °	Дефицит разгибания, °	KSS, баллы	Lysholm, баллы	LEFS, баллы
До операции	130 [130;135]	62,5 [55;65]	41 [39;44]	58,5 [57;60]	15,5 [11;19]
После релиза	130 [130;135]	30 [25;35]	-	-	-
После демонтажа АВФ	30 [25;35]	0 [0;0]	55 [52;58]	59 [55;61]	25 [23;27]
По прошествии 3 месяцев	55 [50;65]	0 [0;0]	65 [61;67]	74 [71;76]	49 [47;53]
По прошествии 6 месяцев	85 [70;85]	0 [0;0]	81 [75;81]	85 [83;85]	66 [62;67]
По прошествии 9 месяцев	101 [85;110]	0 [0;0]	100,5 [87;103]	94 [90;99]	72 [71;74]
По прошествии 12 месяцев	115 [100;120]	0 [0;0]	103 [94;103]	99 [93;100]	74 [72;76]

При сравнении основных изучаемых параметров в зависимости от наличия сопутствующего дооперационного подвывиха голени кзади в обеих подгруппах выявлено увеличение длительности использования АВФ ($p < 0,05$). При сравнении показателей максимального сгибания через 12 месяцев после демонтажа АВФ баллы, полученные по шкалам KSS, Lysholm и LEFS, были значимо меньше ($p < 0,05$) у пациентов с диагностированным до операции подвывихом голени кзади как внутри каждой из подгрупп отдельно, так и вместе.

В основной подгруппе осложнения были зарегистрированы в 12 (34,28%) случаях, из которых в 9 (25,7%) было отмечено поверхностное воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов (1 категория) без утраты их стабильности. Воспаление было купировано при помощи антимикробной мази «Левомеколь» и пероральных антибиотиков. У одного (2,85%) пациента в процессе лечения был выявлен перелом в нижней трети бедра, по поводу чего разгибание было приостановлено для проведения перемонтажа АВФ и стабилизации перелома (2 категория). У одного пациента была выявлена нестабильность проксимальной опоры, по поводу чего были проведены дополнительные чрескостные элементы для стабилизации опоры (2 категория), после чего разгибание было продолжено. Еще у 1 (2,85%) пациента разгибание было приостановлено из-за инфицирования гематомы в области оперативного вмешательства (2 категория) для выполнения ревизии, санации и дренирования инфекционного очага с посевом содержимого гематомы и подбором специфической антибиотикотерапии. После купирования гнойно-воспалительного процесса разгибание было продолжено.

В подгруппе сравнения осложнения были зарегистрированы у 11 (31,42%) пациентов, из которых у 6 (18,75%) случаях было отмечено воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов (1 категория), для купирования которого прибегали к консервативным методам, описанным выше. У 5 (15,63%) пациентов во время разгибания был выявлен незначительный подвывих голени кзади, который устраняли по окончании периода разгибания путем смещения мобильной опоры (2 категория). При сравнительном анализе осложнений в обеих подгруппах статистически значимых различий не обнаружено ($p > 0,05$).

4.1.4. Обсуждение полученных результатов

При сравнении продолжительности различных этапов лечения в АВФ (табл. 4.2) установлено, что в основной подгруппе было затрачено на 2,5 (9,8%) дня меньше времени для разгибания ($p < 0,05$). Вероятно, такое различие можно объяснить тем, что в основной подгруппе устранение подвывиха выполнялось одновременно с разгибанием в отличие от сравниваемой подгруппы, где подвывих устраняли по окончании разгибания путем смещения мобильной опоры по Илизарову. Другим объяснением этому может служить более быстрый темп разгибания вследствие менее выраженного болевого синдрома у пациентов, которым разгибание сустава выполняли при помощи ортопедического гексапода. Однако при сравнении общей длительности использования АВФ в обеих подгруппах значимой разницы не наблюдалось, что указывает на отсутствие преимуществ одного типа аппарата по сравнению с другим относительно времени, потраченного на лечение.

При сравнении максимального сгибания до операции и после демонтажа АВФ выявлено снижение в среднем на 76% в основной и на 72% в сравниваемой подгруппах. Объясняется это тем, что при длительной фиксации с целью сохранения полного разгибания коленного сустава мы создаем условия для формирования иммобилизационной разгибательной контрактуры. Однако, как указывалось в главе 1, ограничение движений до 10 недель классифицируется как нестойкая контрактура (Крупко И.Л., 1975). По этой причине возможно ее устранение консервативными методами, что и демонстрирует динамика изменения функции коленного сустава в различные периоды наблюдения при выполнении реабилитационных мероприятий (табл. 4.3–4.5). При сравнении максимального сгибания в обеих подгруппах не было выявлено значимых различий на всех этапах. Но при сравнении в отношении сопутствующего дооперационного подвывиха голени выявлено, что у всех пациентов с его наличием отмечаются более низкие показатели функции. Вероятно, это связано с тем, что длительность фиксации у данных пациентов была больше, что отразилось на функции сустава.

При сравнении дефицита разгибания также не было отмечено статистически значимых различий в обеих подгруппах. Это указывает на одинаковую эффективность разгибания сустава как при помощи ортопедического гексапода, так и аппарата Илизарова. При этом у одного пациента из основной (до 10°) и у трех пациентов в сравниваемой подгруппе все же произошел рецидив контрактуры (7° у двоих и 8° у третьего). У всех этих пациентов на предоперационном этапе был диагностирован сопутствующий задний подвывих голени. Из анамнеза известно, что все пациенты пренебрегали рекомендованной гипсовой иммобилизацией в течение 3 недель после демонтажа АВФ. Вероятно, это и послужило причиной возникновения незначительной ретракции мышечной ткани, т.е. феномена рикошета.

Средние балльные значения по шкалам KSS и Lysholm после демонтажа АВФ по прошествии 6 и 12 месяцев были значимо выше в подгруппе, где использовался ортопедической гексапод. По результатам заполнения шкалы-опросника KSS самими пациентами и лечащим врачом были определены причины меньшей средней суммы баллов в сравниваемой подгруппе. Разница была обусловлена в основном признаками незначительного перерастяжения капсульно-связочных структур. При анализе анкет шкалы Lysholm, заполненных пациентами, также было выявлено, что 5 пациентов отметили невозможность выполнения тяжелых физических нагрузок из-за дискомфорта вследствие незначительной нестабильности сустава. Можно предположить, что это связано с незначительными погрешностями при установке шарнира в проекции оси сгибания-разгибания т.к. это были именно те пациенты, у которых был выявлен незначительный подвывих голени после окончания разгибания. По шкале LEFS значимой разницы на всех сроках лечения не было выявлено.

Данные использования АВФ зарубежными авторами представлены в таблице 1.1 (глава 1). Необходимо отметить, что задний релиз авторы выполняли не у всех пациентов. В работе J.E. Herzenberg с соавт. (1994) выполнение заднего релиза у пациентов с дооперационной сгибательной контрактурой в среднем 60° отмечено в 8 из 14 случаев. Технику выполнения релиза, а также достигнутое

после релиза разгибание авторы не указали. Период использования АВФ составил 3,5 месяца (1,25–8,50 мес.), что больше, чем обеих подгруппах нашего исследования. Из 8 пациентов, которым выполнялся релиз, в соответствии с дефицитом разгибания отличные результаты лечения достигнуты у 2 пациентов (дефицит менее 5°). У двух пациентов отмечен хороший результат (дефицит от 6 до 15°), у двух – удовлетворительный (от 16-29°) и еще двоих – неудовлетворительный (более 30°). При сравнении средний дефицит разгибания после проведенного лечения авторами составлял 16°, что больше, чем в обеих подгруппах нашего исследования. Из осложнений авторами были отмечены воспаления вокруг чрескостных элементов (1 категория) без точного указания количества случаев.

В публикации Н. Valci с соавторами (2014) представлены результаты выполнения заднего релиза (в 6 из 6 случаев) в комбинации с аппаратом Илизарова при лечении пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава (Valci N. et al., 2014). При описании релиза авторы отметили, что выполняли Z-образное удлинение сухожилий медиальной группы сгибателей, удлинение сухожилия двуглавой мышцы бедра (без уточнения образа), релиз головок икроножных мышц и капсулы сустава (также без уточнения). При этом авторы также не указали, на сколько удалось разогнуть сустав после релиза. Средняя продолжительность наблюдения составила 8 (5,5–10,0) лет. Средняя длительность использования АВФ составила 4,4 (2,5-10,0) месяца, что больше, чем обеих подгруппах нашего исследования. Средняя величина дефицита разгибания до операции составляла 45° (30–75°), при последних наблюдениях (спустя 8 лет) в среднем – 10° (5–15°) дефицита, что также больше, чем в обеих подгруппах нашего исследования. Из осложнений авторами был отмечен один (16,6%) случай воспаления мягких тканей вокруг чрескостных элементов (1 категория) и один (16,6%) случай подвывиха голени, полученного после разгибания в АВФ (2 категория). Мы посчитали некорректным сравнивать представленные авторами данные о частоте осложнений с нашими из-за очень малого (n=6) числа наблюдений.

Из обнаруженных публикаций зарубежных авторов только в одной статье E. Vulcano с соавт. (2016) сообщается об использовании ортопедического гексапода (Taylor Spatial Frame). Ранее (в главе 1) мы уже упоминали, что ни фотоподтверждения применения конструкции, ни работы в компьютерной программе авторами представлено не было. В работе авторами было отмечено, что у 19 из 21 пациентов до наложения АВФ был выполнен задний релиз. При этом деталей проведения операции заднего релиза авторы не представили. Средняя продолжительность наблюдения составила 13 (10–18) месяцев. В среднем дефицит разгибания до операции составлял 44° (10–120°), при последнем наблюдении – 10° (0–50°), что является большим показателем, чем в обеих подгруппах нашего исследования. Средняя длительность использования АВФ составила 3 (3–4) месяца, что также больше, чем показатели в обеих подгруппах нашей работы. Из осложнений авторы отметили воспаление в области проведения чрескостных элементов у 15 (71%) пациентов (1 категория). У одного (4,8%) пациента произошел перелом бедренной кости и у 2 (9,5%) пациентов – полный рецидив контрактуры (40° у одного и 45° у второго) из-за отсутствия медикаментозной коррекции спастичности. При сравнении в обеих подгруппах нашего исследования наблюдается меньшая частота осложнений.

В работах J.P Damsin с соавт. (1996), где задний релиз выполнялся только у 3 из 13 пациентов, и S. Huang (1996), где релиз выполняли у 2 из 10, мы анализировали только осложнения, которые возникли при разгибании в АВФ (Damsin J.P. et al., 1996; Huang S., 1996). Так, J.P Damsin с соавт. отметили, что при разгибании произошли 1 (7,6%) случай невропатии малоберцового нерва, 3 (23%) случая импрессионного перелома и у 3 (23%) случая подвывихов голени. S. Huang в своей работе отметил 2 (20%) случая подвывиха голени и 1 (10%) случай нестабильности коленного сустава. В нашем исследовании осложнение в виде незначительного подвывиха голени было отмечено у 5 (15,6%) пациентов в подгруппе, где использовался аппарат Илизарова, что меньше в процентном соотношении, чем в работах J.P Damsin и S. Huang. Однако из-за за разницы в

количестве пациентов мы считаем, что сравнение частоты осложнений будет не совсем достоверным.

В публикации J. Zhai с соавт. (2019) не было представлено информации ни о выполнении мягкотканного релиза, ни о возникших при разгибании в АВФ осложнениях, из-за чего сравнений с данной работой мы не проводили.

По сравнению с данными зарубежных авторов в обеих подгруппах нашего исследования общее время использования АВФ было на порядок меньше. При сравнении функциональных результатов во всех работах зарубежных авторов также отмечаются более низкие показатели. Это можно объяснить тем, что в своем исследовании мы выполняли операцию заднего релиза по новой методике, разработанной на основании данных, полученных при анатомическом исследовании. Во время выполнения мягкотканного этапа нам удавалось разогнуть коленный сустав настолько, насколько это позволяло натяжение СНП. Так, в основной подгруппе после выполнения мягкотканного этапа нам удалось разогнуть коленный сустав в среднем на 45% (41%;50%) от исходного, а в подгруппе сравнения после заднего релиза этот же показатель был равен 53% (38%; 60%). Осложнения, возникшие у пациентов обеих подгрупп в нашем исследовании, в целом не превышают долю осложнений, о которых сообщается в литературе, а по сравнению с некоторыми авторами даже имеют более низкую частоту.

4.2. Сравнительный анализ лечения пациентов с разгибательными контрактурами

4.2.1. Общая характеристика пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава

Проанализировано 64 случая комбинированного (мягкотканная операция и АВФ) лечения пациентов с разгибательными контрактурами. У всех пациентов разгибательная контрактура сформировалась после перелома бедренной кости. В основную подгруппу (Орто-СУВ) были включены 31 пациент, которым в дополнении к мягкотканному релизу был применен ортопедический гексапод

Орто-СУВ. Из них 12 пациентов были проанализированы проспективно и 19 – ретроспективно. Подгруппу сравнения составили 33 пациента, у которых после мягкотканного этапа операции был смонтирован аппарат Илизарова с одноосевой шарнирной системой. Все пациенты были прооперированы на базе клинического отделения №7 ФГБУ «НМИЦ ТО Р. Р. Вредена» за период с 2003 по 2021 год.

Предшествующие контрактуре переломы бедренной кости были локализованы в надмыщелковой (33-A2,3 по АО/ОТА) и диафизарной (32 по классификации АО/ОТА) частях бедренной кости. Методы лечения переломов были как консервативными (26 случаев), так и оперативными (32 случая). Распределение пациентов по локализации и методам лечения переломов представлены в таблице 4.6. В обеих подгруппах преобладали пациенты с переломами в надмыщелковой области, лечение которых проводилось консервативными методами.

Таблица 4.6. Распределение пациентов в обеих подгруппах по локализации перелома и метода лечения (n/%)

Подгруппа		Основная (Орто-СУВ)		Сравниваемая (Илизаров)	
Классификация переломов по АО/ОТА		32	10/32,3	32	14/42,4
		33-A2,3	21/67,7	33-A2,3	19/57,6
Метод лечения перелома	Консервативное лечение	12 /38,7		14/42,4	
	МОС пластиной	9/29,03		7/21,2	
	АВФ	4/12,9		6/18,1	
	БИОС	2/6,45		4/12,1	
	ПИВВФ	4/12,9		2/6,06	

Распределение пациентов обеих подгрупп по гендерно-возрастным характеристикам представлено в таблице 4.7. В обеих подгруппах преобладали лица мужского пола с длительностью ограничения движений три года. Пациенты

обеих подгрупп были сопоставимы по возрасту полу, давности существования контрактуры и дефициту сгибания ($p > 0,05$).

Таблица 4.7. Распределение пациентов обеих подгрупп по полу, возрасту, длительности ограничения и дооперационной амплитуды движений (n/%, Me [Q25;Q75])

Подгруппа	Основная (Орто-СУВ)		Сравнения (Илизаров)	
Количество случаев	31		33	
Возраст	33 [18;55]		35 [19;57]	
Пол	Муж	Жен	Муж	Жен
	21/67,8	10/32,2	20/60,6	13/39,9
Длительность ограничения движения	2 года	12/38,7	2 года	15/45,4
	3 года	15/48,3	3 года	15/45,4
	4 года	4/12,9	4 года	3/9,09
Амплитуда движений до операции	20° [15°;35°]		30° [20°;35°]	

4.2.2. Особенности оперативного вмешательства и послеоперационного ведения пациентов

В обеих подгруппах первым этапом выполняли модифицированную квадрицепс-пластику Томпсона (Nanh et al., 2000). Доступ к четырехглавой мышце бедра и надколеннику осуществляли через линейный разрез по передне-латеральной поверхности от средней трети бедра до бугристости большеберцовой кости (рис. 4.6 а). Далее освобождали от рубцов полость коленного сустава (артролиз) и связку надколенника от фиброзно-измененной клетчатки Гоффа (тенолиз), после чего мобилизовали прямую мышцу бедра на всем протяжении до верхней трети бедра (миолиз). Промежуточная головка ЧГМБ, как правило, имела вид гипотрофичного рубцово-перерожденного тяжа, поэтому его всегда иссекали. При низком расположении надколенника (*patella baja*) у 5 (16,1%) пациентов в основной и у 8 (24,2%) пациентов в сравниваемой подгруппе выполняли

остеотомию и транспозицию бугристости большеберцовой кости. Если после выполнения квадрицепспластики необходимый угол сгибания не был достигнут (рис. 4.6 б), переходили к этапу наложения АВФ.



Рис. 4.6 Этап квадрицепспластики: а – артролиз, тенолиз, миолиз с отсечением бугристости большеберцовой кости; б – при отсеченной бугристости сгибание 120° ; при фиксированной бугристости максимальное сгибание 45°

Как и в разделе 4.1.2, при лечении пациентов с разгибательными контрактурами в обеих подгруппах при наложении АВФ использовали две опоры на бедре (сектор и кольцо) и одну кольцевую опору на голени. Чрескостные элементы вводили в проекции «Рекомендуемых позиций – РП» (Соломин Л.Н. с соавт., 2014).

При лечении пациентов основной подгруппы применялись усовершенствованные компоновки, описанные в разделе 3.1 главы №3 (рис. 4.7 а).

Скомпоновав аппарат, базовую и мобильную опоры соединяли шестью стратами, т.е. монтировали ортопедический гексапод Орто-СУВ.

В первые сутки после операции выполняли рентгенографию коленного сустава в двух проекциях. В программе графического редактора Adobe Photoshop 2021 (Adobe Systems, Inc.) на боковую рентгенограмму накладывали разработанный шаблон с отмеченными мгновенными центрами вращения коленного сустава и углами ротации. При расчете в компьютерной программе задавали distraction 7–8 мм и при помощи опции «многоэтапной коррекции» проводили расчет сгибания до угла 120° с интервалами по 10° (рис. 4.7 б). При расчете также добавляли внутреннюю ротацию большеберцовой кости при 10° , 30° , 60° , 90° и 120° сгибания. Сгибание осуществляли темпом $2,5^\circ$ в сутки за 4 приема, вследствие чего программа рассчитывала изменение длин страт для выполнения 10° сгибания за 4 дня.

Период distraction сустава начинался с 3–7-х суток, после чего следовал период пассивно-активной разработки движений. Пассивно-активная разработка движений включала выполнение циклов пассивного сгибания-разгибания голени с применением ортопедического гексапода Орто-СУВ. К активным упражнениям пациенты переходили после выполнения первого полного цикла пассивного сгибания-разгибания при помощи ортопедического гексапода. Для выполнения активных движений временно отсоединяли страты № 2, 4 и 6 от колец. Активные упражнения для сгибателей голени выполнялись ежедневно в течение 30–40 минут с интервалом 5–6 часов. После выполнения активных упражнений страты вновь фиксировали к соответствующим платикам. При фиксированном аппарате пациентам было рекомендовано в качестве упражнений касаться пальцами руки кончиков пальцев ноги и поднимать вес нижней конечности: сначала пассивно, в последующем – активно.

Повторение циклов проводили до тех пор, пока пациент самостоятельно не смог согнуть коленный сустав до угла 90° . Темп сгибания в зависимости от болевых ощущений пациента мог быть ускорен или замедлен. Как правило, темп для каждого последующего цикла был больше предыдущего.

Для предотвращения феномена рикошета (снижения амплитуды движений вследствие ретракции мягких тканей) в послеоперационном периоде по достижению пациентом активной амплитуды 70–80° посуточно чередовали фиксацию коленного сустава на ночь в положении максимального сгибания и разгибания. По достижению пациентом активной амплитуды движений 90° АВФ демонтировали.

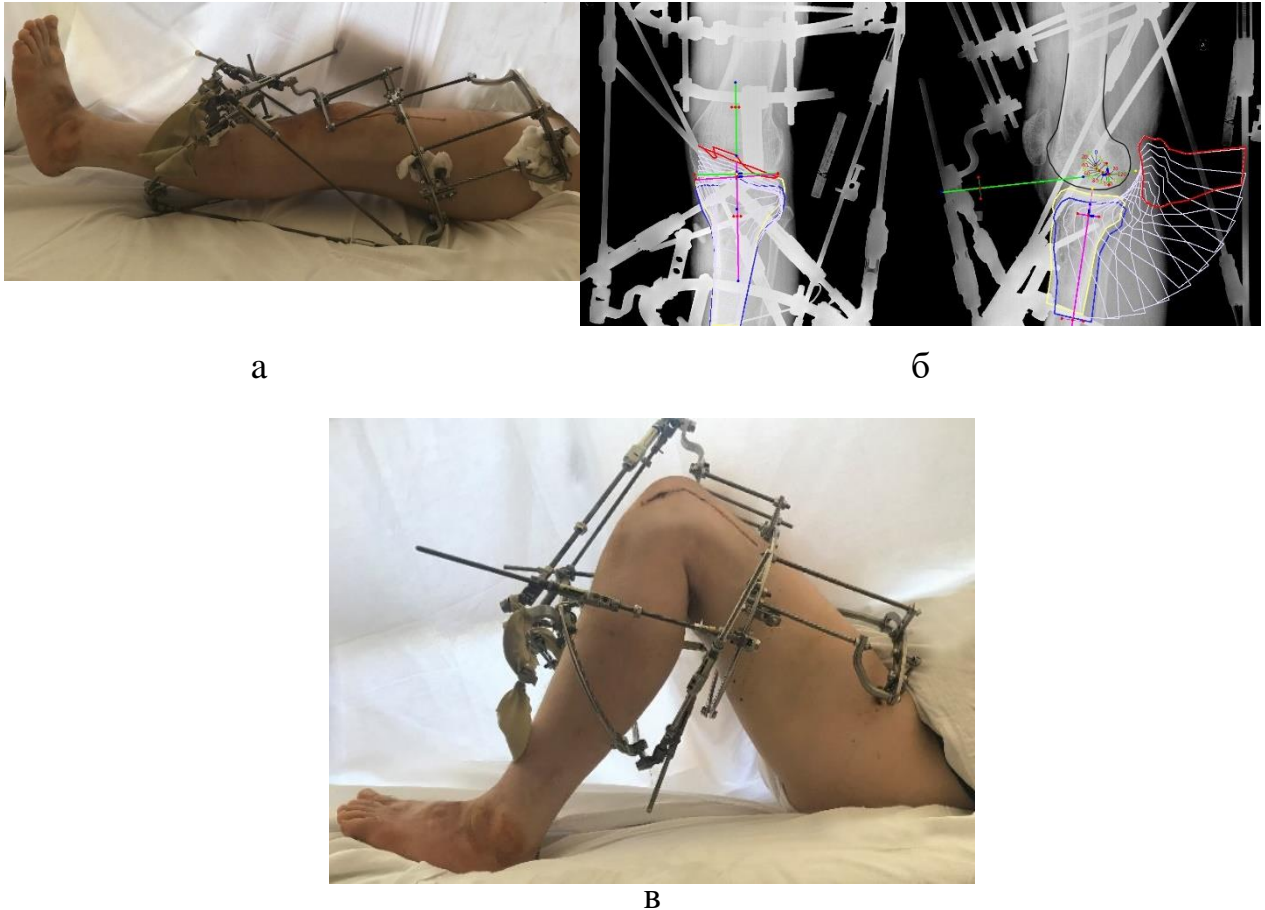
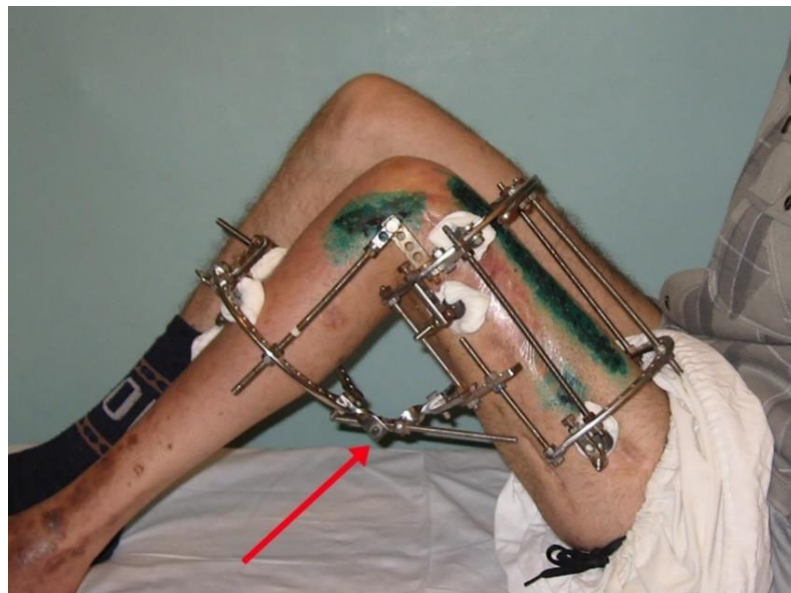
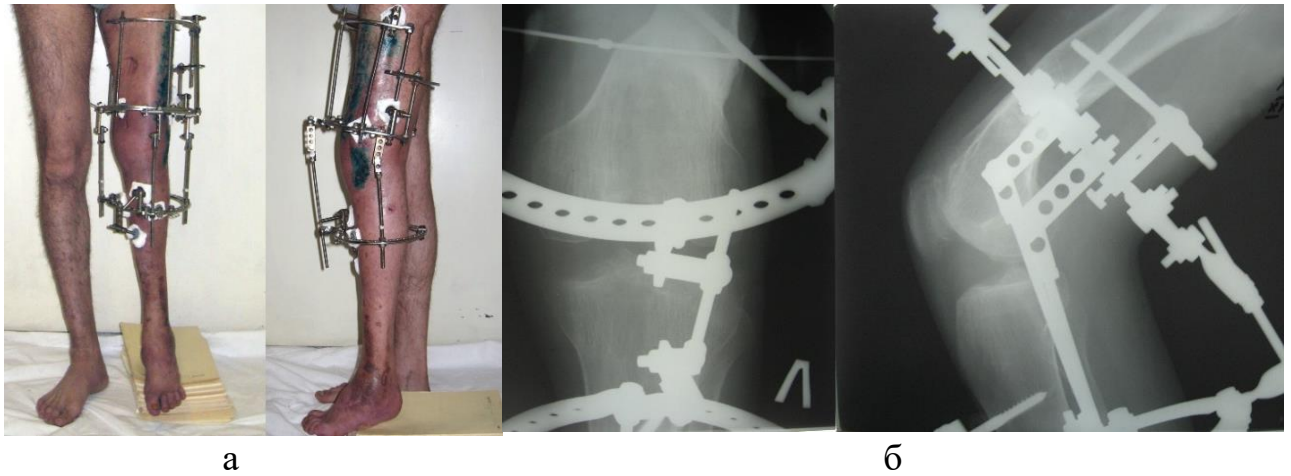


Рис. 4.7. Применение ортопедического гексапода Орто-СУВ: а – фотография до начала разработки движений; б – расчет движений в компьютерной программе; в – фотография при максимально достигнутом сгибании

В подгруппе сравнения использовались аналогичные, как и при лечении сгибательных контрактур, компоновки аппарата Илизарова (рис. 4.8), описанные в разделе 4.1.2. Осевые шарниры также устанавливали в проекции пересечения линии Блюменсаата и линии заднего кортикального слоя бедренной кости, т.е. на оси «сгибания-разгибания» (Holister A.M. et al., 1993). Послеоперационное

ведение не отличалось от проводимого в основной подгруппе. Для возможности активной разработки движений разъединяли осевые шарниры.



в

Рис. 4.8. Использование аппарата Илизарова: а – внешний вид после наложения аппарата; б – рентгенограммы коленного сустава в процессе лечения; в – схема установки осевых и поворотных шарниров; г – фотография во время разработки движений (дальнейшему сгибанию препятствует столкновение колец и поворотных шарниров)

После демонтажа АВФ пациенты обеих подгрупп продолжали комплексное реабилитационное лечение, включающее занятия лечебной физкультурой, курсы низкочастотной магнитотерапии, массажа и механотерапии.

4.2.3. Сравнительная оценка результатов лечения пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава при использовании ортопедического гексапода Орто-СУВ и аппарата Илизарова

При сравнении периода разработки движений и периода использования АВФ в обеих подгруппах не было выявлено статистически значимых различий ($p > 0,05$) (табл. 4.8).

Таблица 4.8. Временные характеристики обеих подгрупп, дни, Ме [Q25;Q75]

Показатель	Орто-СУВ	Илизарова	Значение P
Латентный период	3 [2;4]	3[2;3]	$P > 0,05$
Период distraction	4 [3;4]	5 [4;5]	$P > 0,05$
Период разработки движений	99 [91;107]	110 [88;119]	$P > 0,05$
Период использования АВФ	108 [99;120]	109 [98;114]	$P > 0,05$

В основной подгруппе, где применялся ортопедический гексапод Орто-СУВ, активное сгибание 90° было достигнуто у 5 (16,2%) пациентов за 4 цикла, у 24 (77,4%) пациентов за 5 циклов и у 2 (6,4%) пациентов за 6 циклов. В подгруппе сравнения у 12 (36,4%) пациентов активное сгибание до угла 90° было достигнуто за 6 циклов и у 21 (63,6%) пациентов за 7 циклов (табл. 4.9, рис. 4.7). При сравнении продолжительности циклов выявлено статистически значимое различие при первом, втором и третьем циклах ($p < 0,05$). На первые три цикла в сравниваемой подгруппе было потрачено меньше времени, чем в основной подгруппе (табл. 4.9). К концу четвертого цикла средняя продолжительность в обеих подгруппах сравнялась ($p > 0,05$), при этом средняя активная амплитуда движений в основной подгруппе оставалась статистически значимо большей ($p < 0,05$), чем в подгруппе сравнения. К концу пятого цикла средний показатель потраченного времени в основной подгруппе стал меньше ($p < 0,05$), но средняя активная амплитуда движений также оставалась статистически значимо больше, чем в подгруппе сравнения ($p < 0,05$).

Таблица 4.9. Результаты анализа циклов сгибания-разгибания в обеих подгруппах, n/%, Me [Q25;Q75])

№ цикла	Орто-СУВ			Илизарова			Значение P	
	n/%	ПЦ, дни	АДС, °	n/%	ПЦ, дни	АДС, °	ПЦ, дни	АДС, °
1	31/100	39 [37;41]	40 [25;50]	33/100	32 [30;34]	30 [20;35]	P<0,05	P<0,05
2	31/100	28 [26;30]	55 [45;60]	33/100	25 [22;26]	45 [40;45]	P<0,05	P<0,05
3	31/100	19 [16;23]	65 [55;70]	33/100	17 [16;18]	55 [50;60]	P<0,05	P<0,05
4	31/100	11 [9;13]	80 [70;85]	33/100	11 [10;13]	65 [60;70]	P>0,05	P<0,05
5	26/83,8	4 [4;5]	92 [90;95]	33/100	7 [6;8]	75 [75;85]	P<0,05	P<0,05
6	2/6,4	2,5 [2;3]	92 [90;95]	33/100	5 [3;7]	85 [85;90]	-	-
7	-	-	-	21/63,6	3 [3;4]	90 [90;90]	-	-

n – количество пациентов, ПЦ – продолжительность цикла в сутках, АДС – амплитуда движений в суставе.

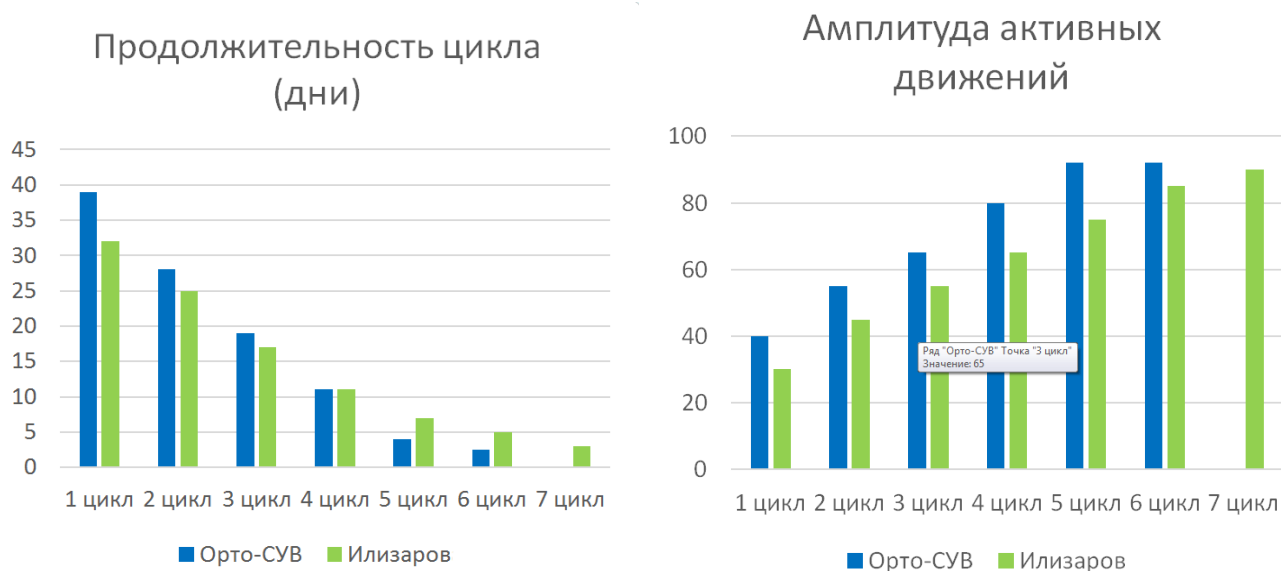


Рис. 4.7. Средние значения (медиана) длительности циклов «сгибание-разгибание» и амплитуды активных движений после каждого цикла

При помощи ортопедического гексапода максимальный угол сгибания в коленном суставе составил в среднем 115° (110;115), что на 25° больше, чем в подгруппе сравнения, где максимальный угол сгибания в среднем составил 90° ($p < 0,05$) (табл. 4.10). При оценке амплитуды движений на вторые сутки после демонтажа АВФ, а также по прошествии 6 и 12 месяцев с момента демонтажа АВФ значимо меньшая разница наблюдалась в подгруппе сравнения ($p < 0,05$) (табл. 4.10, рис. 4.8). По прошествии 12 месяцев с момента демонтажа АВФ в основной подгруппе отличная амплитуда движений наблюдалась у 27 (87,1%) пациентов, а хорошая – у 4 (12,9%) пациентов. В подгруппе сравнения во всех 33 (100%) случаях амплитуда движений была оценена как хорошая.

При анализе корреляции в основной подгруппе была выявлена прямая сильная связь максимально достигнутого сгибания в АВФ с амплитудой движений, достигнутой по прошествии 12 месяцев ($p < 0,05$, $r = 0,877$). В сравниваемой подгруппе выявлена прямая умеренная связь ($p < 0,05$, $r = 0,715$).

Таблица 4.10. Данные амплитуды движений коленного сустава в различные сроки, градусы, Me [Q25;Q75]

Амплитуда движений	Орто-СУВ	Илизарова	Значение P
До операции	20 [15;35]	30 [20;35]	$p > 0,05$
После релиза	55 [50;70]	60 [55;70]	$p > 0,05$
На 2-е сутки после демонтажа	90 [90;95]	90 [90;90]	$p < 0,05$
По прошествии 6 месяцев	105 [100;110]	95 [90;95]	$p < 0,05$
По прошествии 12 месяцев	115 [110;120]	95 [90;95]	$p < 0,05$

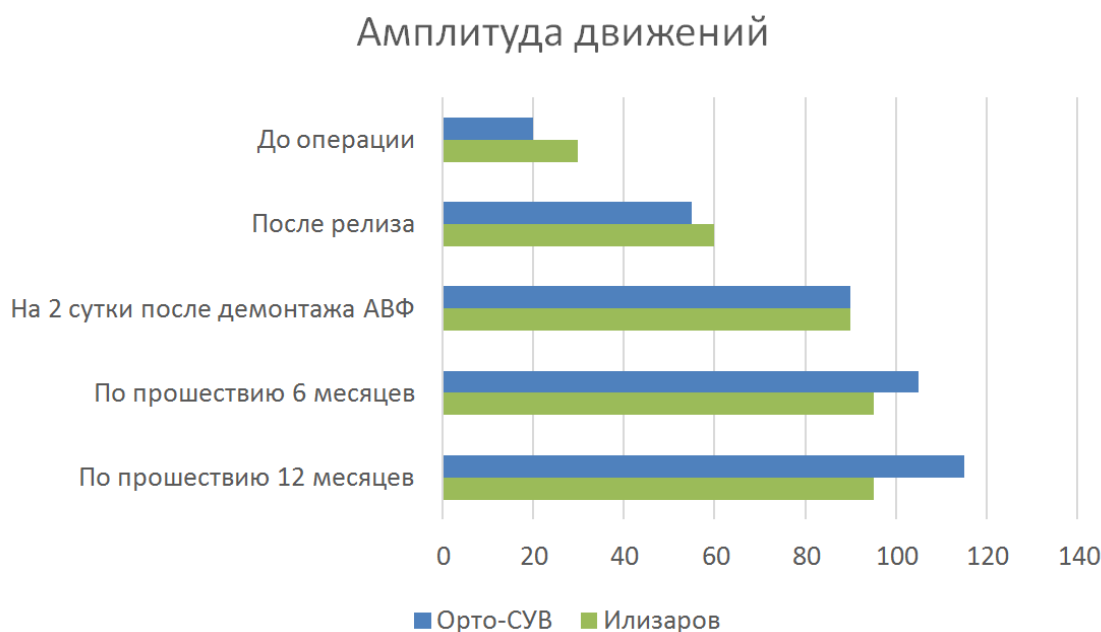


Рис. 4.8. Средние значения (медианы) амплитуды движений в коленном суставе на различных сроках лечения

Средние баллы по шкалам KSS и Lysholm на вторые сутки после демонтажа АВФ были статистически значимо меньше в подгруппе сравнения ($p < 0,05$), при этом по шкале LEFS значимые различия не были отмечены ($p > 0,05$). Средние балльные значения по шкалам KSS, Lysholm и LEFS по прошествии 6 и 12 месяцев с момента демонтажа АВФ были статистически значимо меньше в подгруппе сравнения ($p < 0,05$) (табл. 4.11, рис. 4.9).

В основной подгруппе через 12 месяцев отличные результаты по шкале KSS зарегистрированы у всех пациентов. В сравниваемой подгруппе отличная функция сустава отмечена в 10 (30,3%) случаях, хорошая – в 23 (69,7%) случаях. По шкале Lysholm в основной подгруппе отличная функция достигнута у 29 (93,5%) пациентов и хорошая – у 2 (6,4%) пациентов. В сравниваемой подгруппе по шкале Lysholm отличные результаты были отмечены в 9 (27,2%) случаях и хорошие – в 24 (72,8%). В основной подгруппе по шкале LEFS во всех случаях результаты демонстрируют незначительное ограничение функции нижней конечности. В сравниваемой подгруппе аналогичные результаты зарегистрированы в 15 (45,4%) случаях, а в 18 (54,6%) случаях выявлено умеренное ограничение функции.

Таблица 4.11. Результаты оценки функции по шкалам в различные сроки, баллы, Me [Q25;Q75])

Срок наблюдения	Шкалы					
	KSS		Lysholm		LEFS	
	Орто-СУВ	Илизарова	Орто-СУВ	Илизарова	Орто-СУВ	Илизарова
До операции	58 [48;62]	60 [54;63]	47 [44;53]	50 [42;55]	28 [24;30]	27 [24;31]
	P>0,05		P>0,05		P>0,05	
На 2-е сутки после демонтажа	74 [71;76]	68 [67;70]	81 [76;81]	77 [75;81]	50 [48;54]	51 [47;53]
	P<0,05		P<0,05		P>0,05	
Спустя 6 месяцев	85 [82;86]	78 [76;81]	88 [88;91]	86 [79;86]	66 [64;70]	58 [57;61]
	P<0,05		P<0,05		P<0,05	
Спустя 12 месяцев	95 [94;97]	79 [77;83]	95 [92;99]	90 [86;91]	74 [72;75]	59 [58;64]
	P<0,05		P<0,05		P<0,05	

Оценка функции по шкалам

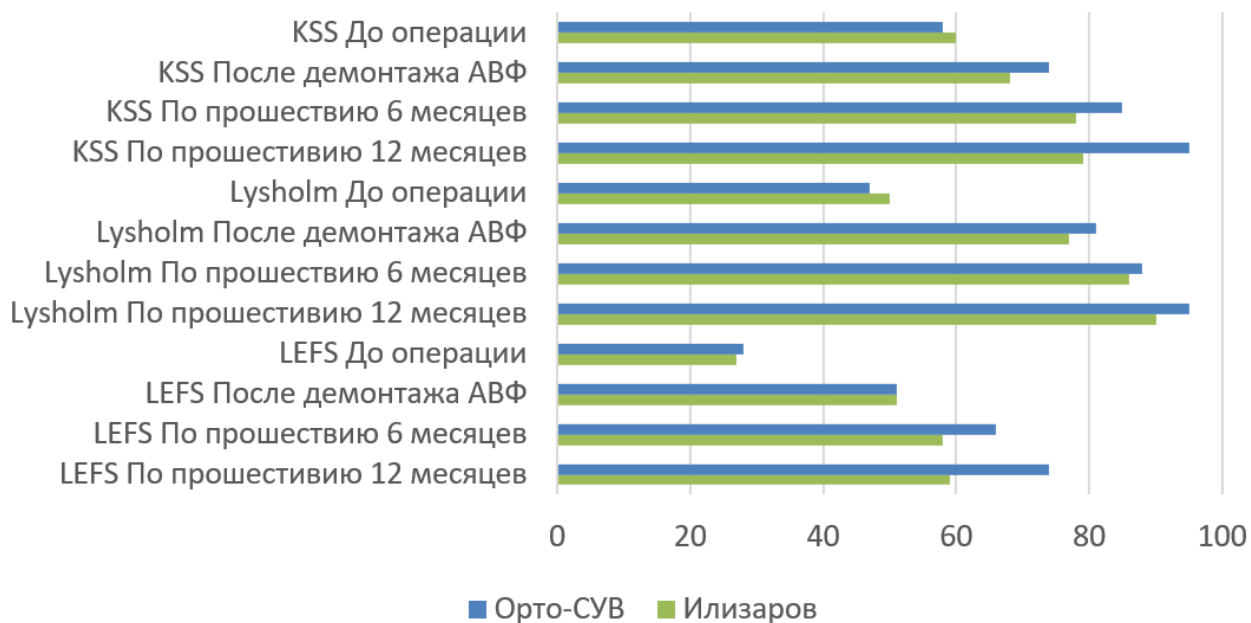


Рис. 4.9. Средние балльные значения при оценке функции по шкалам KSS, Lysholm и LEFS в обеих подгруппах на разных сроках наблюдения

Динамика изменения средней амплитуды движений и средней суммы баллов, зарегистрированных у проспективных пациентов основной подгруппы, представлена в таблице 4.12. При оценке динамики с момента операции отмечается увеличение средней амплитуды движений и достижение отличных результатов спустя 9 месяцев с момента демонтажа АВФ. При оценке динамики изменения средних баллов по шкале KSS по прошествии 6 месяцев после демонтажа АВФ отмечается отличная функция коленного сустава. По шкале Lysholm отличная функция коленного сустава отмечена спустя 9 месяцев с момента демонтажа АВФ. По шкале LEFS незначительное ограничение функции нижней конечности отмечено спустя 6 месяцев с момента демонтажа АВФ.

Таблица 4.12. Динамика изменения средней амплитуды движений и баллов шкалам, Me [Q25;Q75]

Срок наблюдения	Амплитуда движений, град.	KSS, баллы	Lysholm, баллы	LEFS, баллы
До операции	27,5 [17,5;40,0]	58,0 [56,0;62,0]	50,0 [45,5;63,0]	28,0 [24,0;29,5]
После релиза	55,0 [47,5;67,5]	-	-	-
После демонтажа АВФ	95,0 [95,0;95,0]	74,0 [72,0;76,5]	79,0 [76,0;81,0]	51,5 [47,5;55,5]
По прошествии 3 месяцев	100,0 [97,5;102,5]	80,0 [79,5;81,5]	84,5 [83,0;86,0]	55,0 [58,0;59,5]
По прошествии 6 месяцев	110,0 [105,0;112,0]	84,0 [82,5;86,0]	91,0 [88,0;91,0]	67,5 [62,5;71,0]
По прошествии 9 месяцев	115,0 [115,0;120,0]	93,0 [92,0;95,0]	97,0 [95,0;99,0]	71,5 [70,5;72,5]
По прошествии 12 месяцев	115,0 [115,0;125,0]	95,0 [95,0;96,5]	99,0 [97,0;99,0]	73,5 [72,5;75,0]

В основной подгруппе осложнения развились в 15 (48,3%) случаях, из которых в 12 (38,7%) было отмечено поверхностное воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов (1 категория). Для купирования воспаления применяли антимикробную мазь «Левомеколь» и пероральные антибиотики. В 1 (3,2%) случае в послеоперационном периоде развился ограниченный некроз кожи (2 категория), что потребовало временно приостановить разработку движений для проведения некрэктомии. После вторичного заживления раны разработка движений была продолжена. Еще в 1 (3,2%) случае пришлось приостановить разработку движений вследствие инфицирования гематомы в области оперативного вмешательства (2 категория) для выполнения ревизии, санации и дренирования инфекционного очага (с посевом содержимого гематомы и подбором специфической антибиотикотерапии). В результате гнойно-воспалительный процесс был купирован, а разработка движений продолжена.

В подгруппе сравнения осложнения были отмечены в 17 (51,4%) случаях, из которых в 16 (48,4%) было отмечено воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов (1 категория), для купирования которого прибегали к консервативным методам. У 1 (3%) пациента разработка была приостановлена из-за перелома чрескостного элемента, произошедшего при падении пациента, что потребовало его перепроведения (2 категория). При сравнительном анализе осложнений в обеих подгруппах статистически значимой разницы не выявлено ($p>0,05$).

4.2.4. Обсуждение полученных результатов

В результате сравнительного анализа выявлено, что величина максимального пассивного сгибания, достигаемого при помощи АВФ среди пациентов основной подгруппы, в среднем на 25° выше, чем в подгруппе сравнения. Даже несмотря на то, что АВФ был демонтирован после достижения 90° активного сгибания, продолжение реабилитации обеспечивало достижение той же амплитуды, что была достигнута в АВФ уже к девятому месяцу с момента демонтажа АВФ (см. табл. 4.10).

В подгруппе сравнения максимальное сгибание, достигнутое при помощи АВФ, не превышало 90–95°, так как дальнейшему сгибанию препятствовало столкновение базовой и мобильной опор, или поворотный шарнир достигал своей минимальной длины (см. рис. 4.8 г). В подгруппе сравнения АВФ также демонтировали по достижению 90° активного сгибания. При этом, несмотря на продолжение реабилитации, амплитуда движений оставалась такой же или превышала не более чем на 5° (см. табл. 4.10). Через 12 месяцев с момента демонтажа АВФ в основной подгруппе амплитуда движений в среднем была на 20° больше, чем в сравниваемой подгруппе. Таким образом, можно предположить, что более высокие показатели амплитуды движений в основной подгруппе напрямую связаны с более высоким показателем максимального сгибания достигнутого при помощи АВФ.

При анализе литературы мы не обнаружили публикаций, посвященных применению ортопедического гексапода при лечении разгибательных контрактур коленного сустава. Для сравнения нам удалось обнаружить две работы, в которых представлены результаты комбинированного (квадрицепс-пластика + аппарат Илизарова) лечения взрослых пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава.

Так, в публикации D.H. Lee с соавторами (2010) сообщается о лечении 10 пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава, у которых до операции амплитуда движений в среднем была равна 25° (5–35°). В результате лечения амплитуда движений, отмеченная авторами при «последних наблюдениях» (без представления точного срока наблюдения), в среднем составила 93° (85–105°). При этом авторами было подчеркнуто, что амплитуда движений в итоге была аналогична той, что и на момент демонтажа АВФ или выше, у всех кроме одного пациента. Полученные авторами средние значения амплитуды движений схожи с результатами, полученными нами в подгруппе сравнения при наблюдении на сроке 12 месяцев с момента демонтажа АВФ.

В исследовании Y. Liu с соавторами (2020) представлены результаты мягкотканного релиза в комбинации с применением аппарата Илизарова для

лечения 36 пациентов с разгибательными контрактурами коленных суставов. Дооперационная амплитуда движений в среднем была равна $13,8^\circ$ ($8-19^\circ$). Как результат была достигнута средняя величина амплитуды движений, которая составила $102,9^\circ$ ($78-115^\circ$), при этом срок оценки результата также не был указан. В основной подгруппе нашего исследования величина средней амплитуды движений выше достигнутой Y. Liu с соавторами(2020), при этом в сравниваемой подгруппе этот же показатель ниже. Мы полагаем, что более высокие показатели в исследовании Y. Liu с соавторами (2020), вероятно, связаны с применением специальных пружинных толкательных шарниров, фиксируемых к опорам по передней стороне, которые позволяли достичь большего угла сгибания в АВФ.

При сравнении циклов сгибания-разгибания (см. табл. 4.9) выявлено, что в основной подгруппе после каждого цикла амплитуда активных движений была больше, чем в подгруппе сравнения. При этом в сравниваемой подгруппе для выполнения первых трех циклов было потрачено меньше времени, чем в основной подгруппе. Для достижения активной амплитуды движений 90° в основной подгруппе потребовалось провести меньшее количество циклов, чем в сравниваемой. Вероятно, по этой причине средние значения периода разработки движений и периода использования АВФ значимо не различались. На выполнение 1-го, 2-го и 3-го циклов сгибания-разгибания в основной подгруппе потребовалось больше времени из-за большего угла сгибания, достигаемого при помощи АВФ. При этом к 4-му циклу данный показатель сравнялся. В основной подгруппе на выполнение 5-го цикла понадобилось уже меньше времени, чем в сравниваемой. Пятерым пациентам из основной подгруппы удалось достичь активного сгибания 90° уже после окончания 4-го цикла. Сравнить шестые циклы не представлялось возможным из-за большой разницы в количестве пациентов (2 в основной подгруппе и 33 в сравниваемой). Проведение шести циклов в двух случаях в основной подгруппе потребовалось вследствие временной приостановки разработки движений из-за возникших осложнений. В сравниваемой подгруппе необходимое активное сгибание было достигнуто в 12 случаях после 6-го цикла. В остальных случаях активное сгибание 90° было

достигнуто после 7-го цикла. При достижении большего сгибания при помощи АВФ происходит большее растяжение четырехглавой мышцы и, как следствие, лучшая функция. Вероятно, поэтому в основной подгруппе понадобилось проведение меньшего количества циклов для достижения активного сгибания 90° (см. табл. 3.9).

При сравнении с данными обеих подгрупп нашего исследования (см. табл. 4.8), можно отметить, что D.H. Lee с соавторами (2010) более длительно применяли АВФ (в среднем 125 дней). При этом данных, описывающих выполнение циклов сгибания-разгибания и оценки функции по шкалам, авторами представлено не было (Lee D.H. et al., 2010). Нами была получена большая частота осложнений в обеих подгруппах по сравнению с данными D.H. Lee с соавторами (2010), где отмечено, что воспаление мягких тканей вокруг чрескостных элементов (1 категория осложнений) выявлено у 2 (20%) из 10 пациентов. Возможно, это связано с некорректной статистикой ввиду малого количества случаев. В работе Liu Y. et al. (2020) не было представлено описания особенностей проведения циклов сгибания-разгибания, данных о периоде использования аппарата Илизарова, оценки функции сустава по шкалам и осложнений.

В обеих подгруппах с момента демонтажа АВФ отмечалось увеличение средних балльных значений по функциональным шкалам KSS и Lysholm, однако в сравниваемой подгруппе средние баллы были значимо меньше. По результатам заполнения шкалы-опросника KSS самими пациентами и лечащим врачом были определены причины меньших средних балльных значений в подгруппе сравнения. Разница в основном была обусловлена меньшей амплитудой движений в коленном суставе и симптомами перерастяжения капсульно-связочных структур. На момент демонтажа АВФ функция нижней конечности по шкале LEFS в обеих подгруппах не отличалась. Однако по прошествии 6 и 12 месяцев разница была значимо ниже в подгруппе сравнения, что, вероятно, связано с причинами, указанными ранее.

ГЛАВА 5**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ
ПРИМЕНЕНИЯ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ГЕКСАПОДА ОРТО-СУВ ПРИ
ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С КОНТРАКТУРАМИ КОЛЕННОГО СУСТАВА**

Выполненные последовательно экспериментально-анатомические исследования позволили получить необходимые данные для обоснования применения ортопедического гексапода при лечении пациентов с контрактурами коленного сустава. Результаты экспериментально-анатомической части успешно прошли проверку на эффективность, о чем свидетельствуют результаты лечения 66 профильных пациентов. Итоги проведенного сравнительного анализа результатов лечения, а также критического анализа литературы послужили, в свою очередь, достаточным основанием для уточнения показаний к использованию ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с контрактурами коленного сустава.

**5.1. Экспериментально-клиническое обоснование усовершенствованных
компоновок ортопедического гексапода Орто-СУВ**

Известно, что для выполнения даже простых повседневных действий к коленному суставу предъявляются высокие функциональные требования. Так, например, для правильной ходьбы требуется сгибание в коленном суставе от 45 до 70°, для подъема со стула – 90–93°, для подъема по лестнице – 83–110°, для спуска с лестницы и одевания обуви – 90–106° и для поднятия предметов с пола и занятий на велотренажере – не менее 110° сгибания (Kettelkamp D.B. et al., 1970; Laubenthal K.N. et al., 1972; McKinney B. et al., 2010; Richards J. et al., 2010; Attias M. et al., 2016; Ding B.T.K. et al., 2019). Исходя из вышесказанного, при ограничении сгибания в коленном суставе (т.е. при разгибательной контрактуре) для соответствия функциональным требованиям необходимо восстановление амплитуды движений до показателя не менее 110°.

При предпринятой ранее попытке разработать оптимальные компоновки ортопедического гексапода Орто-СУВ использовались только костные муляжи и не учитывались мягкие ткани бедра и голени (Соломин Л.Н. с соавт., 2009), то есть не учитывалось, что сгибание в аппарате может быть ограничено соприкосновением страт с мягкими тканями. Поэтому в проведенном нами эксперименте, описание которого представлено в главе 2 данного исследования, была поставлена задача усовершенствовать компоновки ортопедического гексапода, которые обеспечат максимально возможную амплитуду движений с учетом возможного соприкосновения страт с мягкими тканями. При разработке компоновок были также учтены различные варианты конституции телосложения людей.

В ходе эксперимента нами были последовательно изучены пять вариантов компоновок ортопедического гексапода, которые явились своего рода этапами решения поставленной задачи. Проведенные нами эксперименты на моделях, имитирующих нижние конечности людей с экто-, мезо- и эндоморфным соматотипами позволили сделать вывод о том, что обеспечиваемая компоновкой амплитуда движений не зависит от типа конституции тела человека. Обеспечиваемая амплитуда движений зависит от варианта компоновки базовой и мобильной опор, а также от расстояния от линии коленного сустава, на котором установлены базовая и мобильная опоры. Также в эксперименте было доказано, что наилучшие показатели амплитуды движений обеспечивает вариант V компоновки, при котором базовая и мобильная опоры расположены на расстоянии 160 мм от щели коленного сустава. Наклон базовой должен составлять 60° , а мобильной опоры – 120° (углы открыты проксимально). При этом страта №1 должна быть фиксирована Z-образным платиком к свободному сектору, установленному в проекции мыщелков бедренной кости (на уровне VIII согласно МУОЧО), а страты №2 и №6 должны быть фиксированы Z-образными платиками к мобильной опоре. При таком варианте монтажа достигается амплитуда движений не менее 120° (глава 3, раздел 3.1. табл. 3.1–3.3). Учитывая необходимость восстановления максимально возможной амплитуды движений

при лечении пациентов с разгибательными контрактурами, было обоснованным использовать именно данную компоновку.

При лечении пациентов со сгибательной контрактурой коленного сустава основным функциональным требованием является восстановление опороспособности конечности, т.е. полное разгибание сустава. Поэтому нет необходимости использовать компоновки аппарата, обеспечивающие максимальную амплитуду движений. Таким образом, возможно использование вариантов II или III компоновок (глава 3, раздел 3.1. табл. 3.1–3.3). Также надо отметить, что при применении варианта II можно с легкостью перейти на вариант III, всего лишь добавив к базовому кольцу свободный сектор. Поэтому лучше располагать опоры на расстоянии 160 мм. В этом случае при добавлении свободного сектора к базовой опоре получится вариант III компоновки, при котором возможно устранение контрактуры от 90° сгибания. Поэтому для разгибания сустава в диапазоне 0–90° упомянутая компоновка является оптимальной. В тех случаях, когда необходимо разгибание сустава свыше 0–90°, возможно использование вариантов обеспечивающих большую амплитуду движений – IV и V.

В результате применения усовершенствованных компоновок при лечении сгибательных контрактур у всех пациентов было достигнуто полное разгибание. При использовании усовершенствованных компоновок при лечении пациентов с разгибательными контрактурами максимальные углы сгибания, достигнутые при помощи ортопедического гексапода Орто-СУВ, соответствовали функциональным требованиям.

Суммируя все вышесказанное, можно констатировать, что обоснования, сделанные в результате экспериментальной части, подтверждаются клиническими результатами использования ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с контрактурами коленного сустава.

5.2. Экспериментально-клиническое обоснование разработанного метода расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, обеспечивающего движения в соответствии с кинематикой коленного сустава

В первой главе нашего исследования подробно описывались особенности кинематики коленного сустава. Кратко резюмируя наиболее важные аспекты кинематики, было отмечено, что коленный сустав не имеет фиксированного центра вращения. При пассивном сгибании голени перекачивание латерального мыщелка сопровождается внутренней ротацией большеберцовой кости. При активном сгибании в коленном суставе ротация большеберцовой кости реверсируется под воздействием мышц, сгибающих и разгибающих голень, при этом внутренняя ротация до 20° происходит в тазобедренном суставе. Вертикальная ось, относительно которой происходит ротация голени, располагается в медиальном отделе сустава (Iwaki H. et al., 2000; Hill P.F. et al., 2000; Pinskerova V. et al., 2000, 2004; McPherson A. et al., 2005; Victor J.M.K., 2010; Coles L.G. et al., 2015; Haug L. et al., 2017). Было также отмечено, что воспроизведение такой сложной кинематики возможно только с использованием ортопедического гексапода.

При расчете в компьютерной программе ортопедического гексапода имеется возможность установки только одной оси, вокруг которой будет происходить вращение. Данную ось можно перемещать на точки локализации центра вращения при различных углах сгибания (мгновенных центров) и проводить этапные расчеты с использованием опции «многоэтапной коррекции» программы Орто-СУВ. Но для этого необходимо располагать данными о локализации центра вращения при различных углах сгибания. Вместе с этим практическая (пригодная для реализации) информация об этом не была обнаружена ни в отечественных, ни в зарубежных работах. Поэтому важной частью нашего исследования стало экспериментально-анатомическое исследование кинематики коленного сустава, выполненное на 12 непарных препаратах нижних конечностей.

В ходе эксперимента нам удалось определить локализацию мгновенных центров вращения, а также исследовать величину внутренней ротации голени.

Полученные данные были положены в основу для разработки шаблона с отмеченными мгновенными центрами вращения и величинами внутренней ротации голени. Учитывая, что мгновенные центры были найдены при имитации активного сгибания, было необходимо сравнить данные программы с данными при естественных движениях. В результате сравнительного анализа было подтверждено соответствие проведенного расчета сгибания (с использованием шаблона без добавления ротации) в компьютерной программе с данными измерения длин страт измеренных интервально, каждые 10° активного сгибания, от 0° до 120° . Следующим этапом было необходимо подтвердить соответствие выполняемого расчета в соответствии естественной пассивной кинематикой сустава т.е. в соответствии с переменным центром вращения и внутренней ротацией голени.

Согласно предварительным данным ротация голени проходит в медиальном отделе сустава (McPherson A. et al., 2005; Victor J. et. al., 2010). Однако при проведении множества расчетов с перемещением оси во фронтальной плоскости от медиального края в сторону центра сустава соответствующие длины страт были определены при установке оси в центре сустава, а не в медиальном отделе. Для более детального понимания воспроизводимых при расчете в компьютерной программе движений нами была построена пространственная модель. Это позволило визуально представить сложную комбинацию движений, происходящих в коленном суставе. Воссоздав пространственную модель, нам удалось понять, почему ось необходимо располагать в центре сустава.

При интервальных (каждые 10°) перемещениях оси в боковой проекции по точкам локализации мгновенных центров происходит небольшая трансляция обеих мышечков кзади. При ротации вокруг оси, установленной в центре сустава, происходит обратная трансляция медиального мышечка кпереди и еще большая трансляция латерального мышечка кзади. Эти компоненты движения совершаются одновременно в двух плоскостях. Таким образом, сгибание воспроизводится в соответствии с переменным центром вращения и имитация сразу всех компонентов, присущих пассивной кинематике коленного сустава:

скольжение, перекат и ротация. Данная модель пассивной кинематики, воспроизводимой в программе с использованием шаблона, имеет сходства с моделями пассивной кинематики, приведенными у зарубежных авторов (Iwaki H. et al., 2000; McPherson A. et al., 2005; Victor J. et. al., 2010).

При построении пространственной модели отмечено, что оси, соединяющие мгновенные центры при ротации, сходятся в медиальном отделе сустава (см. рис. 5.1). При этом в литературе упоминается, что перекат и внутреннюю ротацию голени координируют передняя (ПКС) и задняя (ЗКС) крестообразные связки (Pinskerova V. et al., 2000, 2004; Smith P. et al., 2003). Если провести линии от места креплений ПКС и ЗКС в направлении к медиальной коллатеральной связке, видно, что оси мгновенных центров при ротации располагаются в пределах этой области и не выходят за ее пределы (см. рис. 5.1). Это указывает на отсутствие риска перерастяжения капсульно-связочных структур, что, в свою очередь, подчеркивает соответствие выполняемого расчета с пассивной кинематикой коленного сустава.

Мы полагали, что результаты комплекса проведенных экспериментально-анатомических исследований являлись обоснованием для клинического применения разработанного метода расчета в компьютерной программе при лечении пациентов с контрактурами коленного сустава.

Разработанный шаблон с отмеченными мгновенными центрами вращения и величинами внутренней ротации был успешно использован при лечении 31 пациента с разгибательными контрактурами коленного сустава. Результаты лечения, оцененные по специализированным шкалам и опросникам продемонстрировали высокую функцию коленного сустава. Возникшие у пациентов осложнения никаким образом не были связаны с расчетом выполняемым в программе Орто-СУВ.

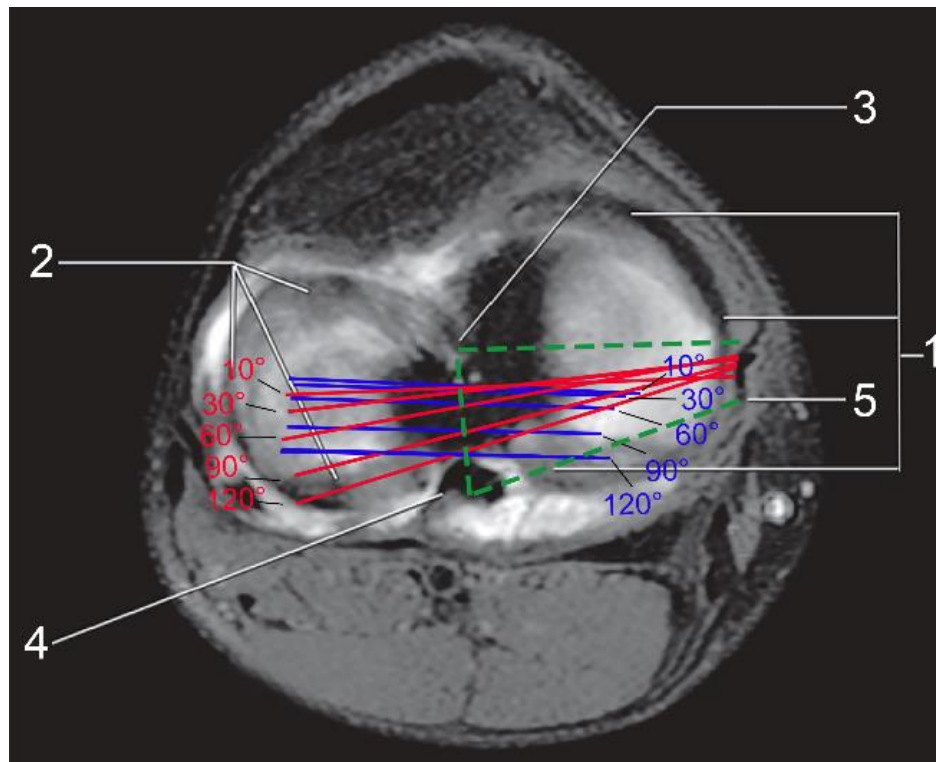


Рис. 5.1. Пространственная модель пассивной кинематики коленного сустава воспроизводимой при расчете в программе на примере МРТ коленного сустава: 1 – медиальный мениск; 2 – латеральный мениск; 3 – место прикрепления передней крестообразной связки; 4 – место прикрепления задней крестообразной связки; 5 – медиальная коллатеральная связка; пунктир – границы линий проведенных от мест креплений ПКС, ЗКС и медиальной коллатеральной связки

В целом можно констатировать, что без проведения экспериментально-анатомических исследований для разработки метода расчета в компьютерной программе Орто-СУВ, обеспечивающего движения в соответствии с кинематикой коленного сустава, использование ортопедического гексапода при лечении разгибательных контрактур было бы несовершенным. Соответствие выполняемого расчета пассивной кинематике подтверждается результатами оценки функции сустава и отсутствием осложнений, которые можно было бы связать с расчетом, выполненным в компьютерной программе.

5.3. Анатомо-клиническое обоснование разработанного метода операции заднего релиза при стойких сгибательных контрактурах коленного сустава

В первой главе нашего исследования мы упоминали, что имеются различные варианты выполнения операции заднего релиза (Damron T. et al., 1991; Feng L. et

al., 2012; Vozinovski Z. et al., 2014; Sung K.H. et al., 2017). Также было отмечено, что предлагаемые авторами различные методики вмешательств не имеют экспериментально-анатомического обоснования, которое позволило бы склонить чашу весов в пользу предложенного ими метода. Как следствие, не было ясно, на какие анатомические структуры необходимо воздействовать для достижения лучшего эффекта от мягкотканного вмешательства. На наш взгляд, располагая этими данными, можно было бы существенно повысить качество и эффективность лечения пациентов со стойкими сгибательными контрактурами коленного сустава. По этой причине мы посчитали целесообразным провести собственное анатомическое исследование в рамках данной научной работы.

Анализ выполненных гистотопограмм позволил выявить, какие анатомические структуры наиболее вовлечены в процесс формирования сгибательной контрактуры коленного сустава, а также изучить их морфологические характеристики и оценить топографию мышц и сосудисто-нервных структур в подколенной области. Следующим этапом мы определили, в какой степени эти структуры препятствуют разгибанию голени, а также при каких углах происходит натяжение СНП. В результате оказалось, что наибольшее препятствие разгибанию голени оказывают *m. biceps femoris*, *m. semimembranosus* и *m. gastrocnemius*. В средней степени *m. semitendinosus*, *m. gracilis* и задний отдел капсулы коленного сустава, а наименее значимо препятствуют разгибанию *m. sartorius*, *m. plantaris*, фасция и кожа.

Полученные данные были положены в основу разработки метода операции заднего релиза. Выбор в пользу медиального и латерального доступов был сделан по нескольким причинам. Данные доступы выполняются при стандартной укладке пациента на спине и удобны в случае необходимости перехода к этапу монтажа АВФ. На пластинированных гистотопограммах видно, что эти доступы обеспечивают возможность вмешательства на всех анатомических структурах подколенной области. Вследствие необходимости устранения спаек по ходу сосудов и нервов говорить о безопасности данных доступов в отношении

сосудисто-нервных образований можно лишь условно, так как безопасность в данном случае не зависит от самого доступа.

Учитывая, что *m. biceps femoris* и *m. semimembranosus*, наиболее препятствующие разгибанию голени, имеют массивное мышечное брюшко, был сделан выбор в пользу их фракционного удлинения: рассечения на фрагменты сухожильного тяжа внутри мышечного брюшка в области перехода мышц в сухожилия. *M. gracilis* по натяжению следует сразу за *m. Semitendinosus* и в меньшей степени препятствует разгибанию голени. Поэтому мы решили пересекать сухожилие *m. gracilis* в месте ее перехода в мышечную часть, а *m. semitendinosus* пересекать наиболее дистально. При этом обе мышцы имели измененные уплощенные сухожилия, что делало их удобными для сшивания по типу «бок в бок». Слайдинг медиальной головки *m. gastrocnemius* из медиального доступа и латеральной головки *m. gastrocnemius* из латерального, а также слайдинг *m. plantaris* позволял сместить точки фиксации этих мышц дистальнее от исходного уровня. Также из уже имеющегося медиального доступа было удобно медиальным разрезом осуществлять релиз заднего отдела капсулы сустава.

По предложенной нами методике операции заднего релиза было пролечено 67 пациентов со стойкими сгибательными контрактурами, которым в дополнение к мягкотканному этапу применялся АВФ. Мы ранее отмечали, что в клинической практике максимально возможное разгибание определяется натяжением подколенного СНП. Так, при анатомическом исследовании на препаратах мы выявили, что в среднем сосудисто-нервный пучок натягивается после разгибания на 57,8% (49,0%;60,0%) от исходного (рис. 5.2 б). Схожие данные были получены в клинической части исследования после проведения заднего релиза у пациентов в подгруппе сравнения, где этот показатель был равен 53% (38%; 60%). Меньшие показатели были выявлены у пациентов в основной подгруппе, где натяжение СНП возникало в среднем после разгибания на 45% (41%; 50%) от исходного. Эта разница обусловлена тем, что при более длительном существовании контрактуры вторичные изменения в мягких тканях более выражены и, соответственно, более выражено сокращение подколенного СНП (Умнов В.В. с соавт., 2013; Ключкова

О.А. с соавт., 2018; De Bruin M. et al., 2014). Тем не менее, полученные данные имеют важную клиническую значимость и позволяют заострить внимание на том факте, что при стойком характере контрактуры необходимо быть готовым к переходу на этап монтажа АВФ.

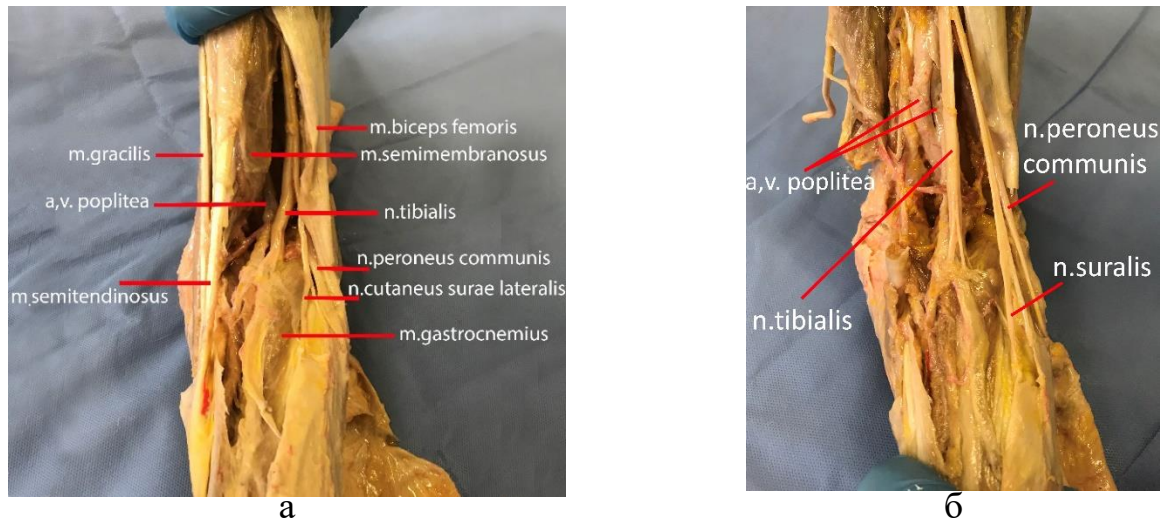


Рис. 5.2. Препарат коленного сустава со стойкой сгибательной контрактурой: а – при разгибании отмечается натяжение медиальной группы сгибателей голени; б – после отсечений сухожилий при попытке разогнуть сустав отмечается натяжение СНП

Несомненно, чем большее разгибание достигнуто после этапа заднего релиза, тем меньше времени будет потрачено для разгибания сустава при помощи АВФ. Применение разработанной методики позволило в обеих подгруппах пациентов после заднего релиза достигнуть максимально возможного разгибания. При сравнительном анализе с результатами, представленными другими авторами, мы выявили, что в обеих подгруппах нашего исследования средняя длительность использования АВФ была меньше (Herzenberg J.E. et al., 1994; Balci H. et al., 2014; Vulcano E. et al., 2016). Авторы в своих работах не отмечали, насколько удавалось разогнуть сустав после мягкотканного вмешательства. Однако, исходя из длительности применения АВФ, можно предположить, что после мягкотканного этапа авторами было достигнута меньшая величина разгибания.

При оценке функции коленного сустава по специализированным шкалам у пациентов обеих подгрупп в подавляющем большинстве были выявлены

отличные функциональные результаты. При этом удовлетворительных или плохих результатов не было. Все осложнения, зарегистрированные у пациентов в нашем исследовании, никоим образом не были связаны с мягкотканым этапом операции.

Исходя из всего вышесказанного, можно утверждать, что проведенное анатомическое исследование и разработанная методика операции заднего релиза существенно способствовали повышению эффективности лечения пациентов со стойкими сгибательными контрактурами коленного сустава.

5.4. Обоснование показаний к применению ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов со стойкими контрактурами коленного сустава

В первой главе нашего исследования уже упоминалось о несоответствии одноосевого типа вращения с естественной кинематикой коленного сустава (Оганесян О.В., 2004; Herzenberg J. et al., 1994; Sommers M.B. et al., 2004). Так, J. Herzenberg с соавторами (1994) указывали, что осведомлены об отсутствии фиксированного центра вращения в коленном суставе. Тем не менее, по их мнению, установки шарнира в проекции оси сгибания-разгибания достаточно для устранения сгибательной контрактуры в диапазоне от 0 до 65°. Эти данные не имели экспериментального обоснования и, вероятно, опирались на клинические данные и результаты лечения пациентов. Одно экспериментальное обоснование было представлено в работе M.B. Sommers с соавторами (2004). Авторы провели биомеханическое исследование на препаратах коленного сустава и отметили, что безопасный диапазон сгибания, т.е. без натяжения капсульно-связочных структур, не превышает 79°.

Несоответствие одноосевого типа вращения также подтверждается в проведенном нами эксперименте при сравнении двух вариантов расчета, выполненных на пластиковых моделях. В ходе исследования было наглядно продемонстрировано, что при расчете сгибания с перемещением оси на точки локализации мгновенных центров и добавлением внутренней ротации

сохраняется равномерная суставная щель на всех интервалах сгибания (рис. 5.3 а). При сгибании вокруг одной оси без добавления дистракции компрессия суставных поверхностей возникает при 60° сгибания (рис. 5.3 б). При данном варианте расчета, чтобы сохранить исходную величину суставной щели 5 мм, приходится каждые 10°, начиная с 20° сгибания, добавлять 1 мм дистракции до достижения угла 90° (рис. 5.2 в). При дальнейшем сгибании до угла 120° добавления дистракции не требуется. В итоге общая величина добавленной дистракции составляла 7 мм.

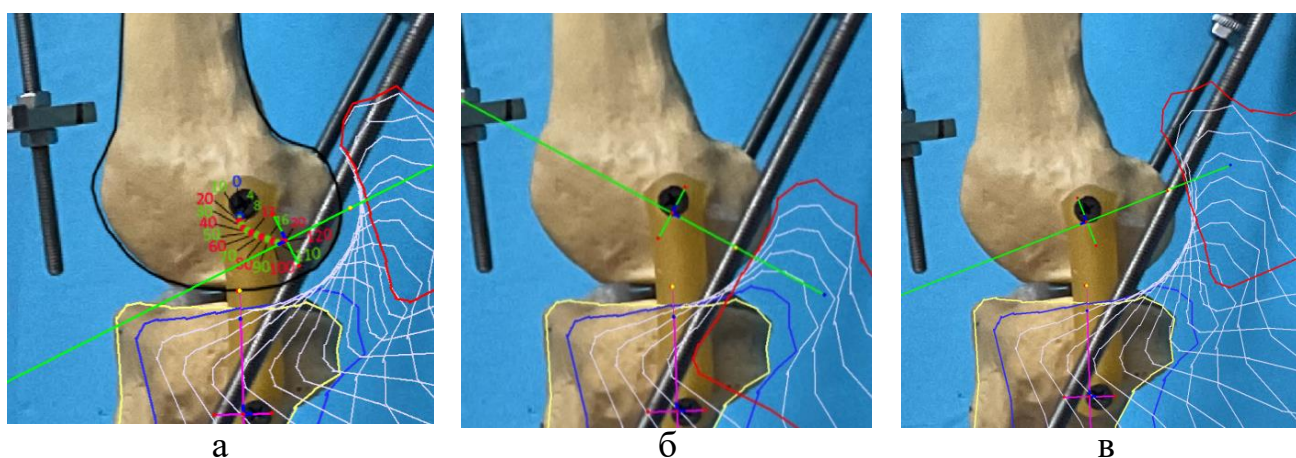


Рис. 5.3. Сравнение расчетов, выполняемых в компьютерной программе:
 а – расчет сгибания с перемещением оси в соответствии с локализацией мгновенных центров вращения и добавлением внутренней ротации; б – расчет сгибания вокруг одной оси без добавления дистракции (компрессия при 60° сгибания); в – расчет сгибания вокруг одной оси с добавлением дистракции 7 мм

Исходя из экспериментальных данных, представленных зарубежными авторами, разгибание вокруг оси сгибания-разгибания возможно в диапазоне до 79° сгибания, а исходя из клинических – до 65° (Herzenberg J. et al., 1994; Sommers M.V. et al., 2004). В клинической части нашего исследования в обеих подгруппах разгибание при помощи АВФ выполнялось вокруг оси сгибания-разгибания. В полной мере подтвердить данные зарубежных авторов собственными клиническими результатами не представлялось возможным вследствие высокой эффективности разработанной методики заднего релиза. Так, в нашем исследовании при помощи АВФ в основной подгруппе в среднем было

необходимо разогнуть коленный сустав на 35° (диапазон дефицита разгибания от 20° до 60°), а в подгруппе сравнения – на 30° ($15\text{--}70^\circ$).

При сравнительном анализе балльных значений по шкалам в обеих подгруппах в подавляющем большинстве были выявлены отличные функциональные результаты. И все же у 8 (25%) пациентов в подгруппе сравнения были выявлены признаки перерастяжения связочного аппарата. У 5 (15,6%) из них перерастяжение было обусловлено подвывихом в суставе, возникшим вследствие небольшой погрешности при установке шарнира в проекции оси сгибания-разгибания.

В сравниваемой подгруппе максимальный дефицит разгибания величиной 70° был зарегистрирован только у одного пациента. После лечения пациент отмечал, что при выполнении повседневных действий у него возникает ощущение нестабильности в суставе. При клиническом осмотре были выявлены признаки небольшой задней нестабильности сустава, выражающиеся в положительном симптоме «заднего выдвигающего ящика». Надо отметить, что до операции у пациента также был диагностирован сопутствующий подвывих голени кзади. Учитывая, что одноосевой шарнир был правильно позиционирован в проекции сгибания-разгибания, можно полагать, что нестабильность возникла еще до операции вследствие заднего подвывиха голени. В основной подгруппе максимальный дефицит разгибания после релиза величиной 60° был зарегистрирован только у одного пациента, при лечении которого не было выявлено признаков нестабильности сустава.

В целом результаты клинической части нашего исследования подтверждают, что разгибание сустава вокруг оси сгибания-разгибания в диапазоне $0\text{--}60^\circ$ является безопасным и не сопровождается перерастяжением капсульно-связочных структур. Сравнительный анализ длительности использования АВФ в обеих подгруппах не выявил значимых различий. Исходя из представленного объема данных, можно сделать вывод, что при соблюдении техники и правильном позиционировании шарнира на оси сгибания-разгибания использование

ортопедического гексапода Орто-СУВ не имеет значимых преимуществ по сравнению с аппаратом Илизарова.

Возвращаясь к результатам эксперимента по расчету сгибания вокруг одной оси, необходимо отметить, что для достижения угла 120° (рис. 5.3 в) достаточно просто изначально добавить distraction 7 мм. Это позволит достичь необходимой амплитуды движений, но при этом, начиная от угла 79° , будет сопровождаться перерастяжением капсульно-связочного аппарата. Подобное явление было упомянуто О.В. Оганесяном (2004), который отмечал, что при помощи АВФ им не удавалось достичь сгибания более 90° из-за болевого синдрома, возникающего у пациентов. Сам автор связывал это с противодействием ротационным нагрузкам, возрастающим по мере увеличения сгибания. Следует отметить, что данное описание касалось не одноосевого типа шарнира, а четырехзвенного. Это еще раз указывает на то, что для соответствия кинематике и, как следствие, безболевого разработки движений в коленном суставе при помощи АВФ необходимо обеспечить внутреннюю ротацию голени.

Все вышеперечисленное подкрепляется результатами сравнительного анализа результатов лечения пациентов со стойкими разгибательными контрактурами коленного сустава при использовании ортопедического гексапода в сравнении с применением аппарата Илизарова. Было доказано, что при помощи ортопедического гексапода достигается больший угол сгибания, благодаря чему требуется выполнение меньшего количества циклов сгибания-разгибания. В основной подгруппе при оценке по специализированным шкалам наблюдаются более высокие показатели функции коленного сустава, в основном за счет большей амплитуды движений и отсутствия признаков нестабильности сустава вследствие соответствия выполняемого расчета пассивной кинематике коленного сустава. Таким образом, исходя из всего объема полученных экспериментально-клинических данных, ввиду явных преимуществ по сравнению с применением аппарата Илизарова показанием для использования ортопедического гексапода Орто-СУВ являются пациенты со стойкими разгибательными контрактурами.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выполненное диссертационное исследование преследовало цель обосновать и апробировать в клинике комплекс мер, направленных на улучшение исходов хирургического лечения пациентов с контрактурами коленного сустава, основанных на использовании ортопедического гексапода Орто-СУВ. Для достижения указанной цели были поставлены пять задач, которые последовательно решались в ходе экспериментально-анатомической и клинической частей нашего исследования.

Для решения первой задачи были отобраны и проанализированы профильные научные публикации, посвященные хирургическому лечению стойких контрактур коленного сустава. Также были проанализированы работы, раскрывающие особенности кинематики коленного сустава и эффективности мягкотканых релизов. Было выяснено, что из четырех типов АВФ, применяемых для лечения контрактур коленного сустава, только ортопедические гексаподы обладают необходимыми возможностями для воспроизведения сложных движений в коленном суставе (Massobrio M. et al., 2021). При этом конструктивные возможности ортопедических гексаподов превосходят их навигационные. В отличие от подавляющего большинства компьютерных программ, где возможно перемещение дистального фрагмента только по наикратчайшей траектории, только в программе Орто-СУВ имеется опция многоэтапной коррекции. С использованием данной опции возможно перемещать ось вращения на точки локализации мгновенных центров при различных углах сгибания для выполнения расчета сгибания-разгибания в соответствии с естественной кинематикой. Однако данные ограничены лишь описанием траектории без указания точной локализации мгновенных центров вращения. Помимо этого, была отмечена необходимость усовершенствования компоновок ортопедического гексапода с учетом мягких тканей бедра и голени. В целом, исходя из проведенного анализа тематической литературы выявлено, что технология использования металлоконструкции и компьютерной программы ортопедического гексапода для

лечения контрактур коленного сустава нуждается в дальнейшем совершенствовании.

При решении второй задачи было проведено экспериментальное исследование на искусственных муляжах нижних конечностей с моделированными мягкими тканями людей с разным соматотипом для усовершенствования компоновки ортопедического гексапода, которая бы обеспечила максимально возможную амплитуду движений без касания страт с мягкими тканями. В ходе эксперимента на моделях нижней конечности с экто-, мезо- и эндоморфным соматотипами последовательно были изучены пять вариантов компоновок с четырьмя различными вариантами расположения опор (100, 120, 140, 160 мм) от суставной щели. При анализе результатов выявлено, что компоновка не зависит от соматотипа. Наилучшие показатели представлены вариантом V с установкой базовой и мобильной опор на расстоянии 160 мм от суставной щели, углом наклона базовой опоры 120° и мобильной – 60° . Эти данные позволили нам обосновать применение усовершенствованного варианта компоновки в клинической практике.

При решении третьей задачи было проведено экспериментальное исследование кинематики коленного сустава с использованием 12 анатомических препаратов нижних конечностей для определения локализации мгновенных центров вращения и разработки на основе полученных данных метода расчета в компьютерной программе. По результатам исследования было определены точки локализации мгновенных центров вращения коленного сустава при углах сгибания от 0° до 120° с интервалами каждые 10° , а также проведена оценка величины внутренней ротации голени. Полученные данные положены в основу разработанного шаблона с отмеченными мгновенными центрами вращения коленного сустава и величинами внутреннего вращения. С использованием шаблона разработан метод расчета в компьютерной программе. Построена пространственная модель кинематики, воспроизводимой при расчете в программе по разработанному методу и экспериментально обосновано его соответствие

естественным пассивным движениям в суставе, что сподвигло к переходу для его клинического применения.

При решении четвертой задачи было проведено две серии анатомического исследования на 18 препаратах нижних конечностей со сгибательной контрактурой. Целью было определить основные анатомические субстраты формирования сгибательных контрактур, оценить степень оказываемого ими препятствия разгибанию сустава и на основании полученных данных усовершенствовать методику операции заднего релиза. В первой серии были изучены две специально изготовленные пластинированные гистотопограммы, полученные при поперечном распиле препаратов со сгибательными контрактурами коленного сустава. Благодаря этому были выявлены анатомические структуры, наиболее вовлеченные в патологический процесс. Во второй серии были определены структуры, оказывающие значимое препятствие разгибанию голени, в средней степени и минимальное. В целом полученные результаты этой части работы позволили впервые разработать анатомически обоснованный метод операции заднего релиза, что явилось основанием для его клинического применения.

В целом решение третьей задачи дополнило вторую задачу и тем самым создало предпосылки для оптимального использования ортопедического гексапода Орто-СУВ при лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава. Решение четвертой задачи было необходимо для повышения эффективности и улучшения исходов хирургического лечения пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава.

При решении пятой задачи была проведена сравнительная оценка результатов лечения 131 пациента с контрактурами коленного сустава, у которых при лечении применялся ортопедический гексапод Орто-СУВ (основная группа – 66 пациентов), с пациентами, у которых использовался аппарат Илизарова (группа сравнения – 65 пациентов), а также с данными, представленными другими авторами. В обеих группах пациенты подразделялись на подгруппы со сгибательными (35 в основной и 32 в сравниваемой) и разгибательными

контрактурами (31 в основной и 33 в сравниваемой). Поэтому сравнение проводилось между подгруппами.

При сравнительной оценке результатов лечения пациентов с разгибательными контрактами было установлено, что в основной подгруппе отличная амплитуда движений наблюдалась у 87,1% пациентов в отличие от подгруппы сравнения, где во всех 100% случаев амплитуда была отмечена как хорошая. В целом длительность использования АВФ не имеет значимой разницы ($p>0,05$), учитывая, что в основной подгруппе для достижения большей амплитуды требуется больше времени, но благодаря этому в основной подгруппе требуется выполнить меньше количество циклов сгибания-разгибания. При оценке функции спустя 12 месяцев с момента демонтажа АВФ по всем трем шкалам (KSS, Lysholm и LEFS) выявлена статистически значимая меньшая функция в подгруппе сравнения ($p<0,05$). При этом было отмечено, что основной причиной такой разницы является меньшая амплитуда движений, достигаемая при помощи аппарата Илизарова, и признаки послеоперационной нестабильности коленного сустава вследствие перерастяжения капсульно-связочных структур.

При лечении пациентов со сгибательными контрактурами в обеих группах применяли разработанную методику заднего релиза. При сравнительной оценке результатов лечения сгибательных контрактур коленного сустава установлено, что длительность использования АВФ в обеих подгруппах не имеет значимых различий ($p>0,05$). После демонтажа в обеих подгруппах отмечалось снижение максимального сгибания в среднем на 23–27%, вследствие длительной фиксации в послеоперационном периоде. Реабилитационные мероприятия способствуют восстановлению утраченного сгибания с восстановлением нормальной амплитуды уже 9–12-му месяцу с момента демонтажа АВФ. В обеих подгруппах темпы восстановления сгибания проходили одинаково, и на всех этапах при сравнении максимального сгибания не было выявлено значимых различий ($p>0,05$). Более медленные темпы восстановления отмечены у пациентов с сопутствующим подвывихом вследствие более длительной фиксации коленного сустава во избежание рецидива. При сравнении дефицита разгибания в обеих подгруппах

также не было выявлено различий ($p > 0,05$). При оценке функции спустя 12 месяцев с момента демонтажа АВФ по шкале LEFS не было выявлено значимых различий ($p < 0,05$). Разница в оценке функции по шкалам KSS, Lysholm в пользу основной подгруппы произошла из-за признаков перерастяжения капсульно-связочных структур в подгруппе сравнения. У 5 пациентов это было обусловлено погрешностью в позиционировании шарнира на оси сгибания-разгибания. При сравнении с данными других авторов функциональные результаты и сроки лечения, полученные нами, были лучше. В обеих подгруппах нашего исследования было потрачено значительно меньше времени для разгибания сустава и, как следствие, больному пришлось меньше времени «носить» АВФ.

Таким образом, исходя из результатов сравнительной оценки, определено, что при разгибательных контрактурах коленного сустава более обосновано применение ортопедического гексапода Орто-СУВ, нежели аппарата Илизарова. При соблюдении техники операции и правильном позиционировании шарнира на оси сгибания-разгибания применение ортопедического гексапода Орто-СУВ не имеет явных преимуществ перед аппаратом Илизарова для лечения пациентов со сгибательными контрактурами коленного сустава.

В целом мы считаем, что проведенное нами комплексное диссертационное исследование, включавшее экспериментально-анатомическую и клиническую части, позволило решить все поставленные задачи и достигнуть поставленную цель.

ВЫВОДЫ

1. Анализ профильной литературы подтвердил как целесообразность использования ортопедических гексаподов при лечении пациентов с контрактурами коленного сустава, так и тот факт, что оптимальные компоновки и методы расчета в компьютерной программе отсутствуют.

2. Эксперименты по усовершенствованию компоновок ортопедического гексапода, выполненные на искусственных муляжах нижних конечностей людей с разным соматотипом, показали, что независимо от соматотипа наилучшие показатели амплитуды движений обеспечиваются установкой базовой и мобильной опор на расстоянии 160 мм от суставной щели, а также наклоном базовой опоры под углом 120° , а мобильной – 60° .

3. Экспериментальное анатомическое исследование на нефиксированных препаратах нижних конечностей позволяет определить локализацию мгновенных центров вращения и величину внутренней ротации, необходимых для разработки оригинальной методики расчета пассивной кинематики коленного сустава в компьютерной программе Орто-СУВ.

4. В результате анатомического исследования на нефиксированных препаратах нижних конечностей выявлено, что наибольшее значение при формировании сгибательных контрактур имеют сухожилия полуперепончатой, икроножной и двуглавой мышц бедра, что необходимо учитывать при заднем релизе.

5. При лечении пациентов с разгибательными контрактурами коленного сустава применение ортопедического гексапода в сравнении с аппаратом Илизарова обеспечивает лучшие функциональные исходы ($p < 0,05$), при лечении пациентов со сгибательными контрактурами применение ортопедического гексапода Орто-СУВ не имеет явных преимуществ перед аппаратом Илизарова.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Ортопед, занимающийся лечением пациентов с контрактурами коленного сустава, должен владеть навыками чрескостного остеосинтеза в целом и особенностями его использования при данной патологии в частности.

2. При лечении пациентов со сгибательными контрактурами для получения максимального разгибания во время операции мы рекомендуем применять разработанную нами методику операции заднего релиза, защищенную патентом РФ 2729021 С1.

3. Пациент должен быть осведомлен, что в случае невозможности одномоментного устранения контрактуры интраоперационно будет принято решение о дополнительном использовании АВФ, а именно ортопедического гексапода Орто-СУВ в случае разгибательной и аппарата Илизарова в случае сгибательной контрактуры.

4. При использовании аппарата Илизарова корректное расположение осевых шарниров имеет принципиальное значение. Для того чтобы соответствовать этому требованию, под ЭОП-контролем строго во фронтальной плоскости проводят спицу с точкой введения на пересечении линии заднего кортикального слоя бедренной кости с межмышцелковой линией (линия Блюменсаата), т.е. согласно оси сгибания/разгибания в коленном суставе. На внутренний и наружный концы спицы «надевают» осевые шарниры, к которым присоединяют резьбовые стержни – бранши шарниров. Резьбовые стержни, в свою очередь, соединяют с базовым и мобильным кольцами. После этого спица может быть удалена.

5. Рентгенограммы коленного сустава должны быть выполнены строго в прямой и боковой проекциях – без «двойных контуров». Перед введением боковой рентгенограммы в компьютерную программу следует отмасштабировать и наложить на нее шаблон с мгновенными центрами ротации. Без этого работа с компьютерной программой будет малоэффективной.

6. В послеоперационном периоде для купирования болевого синдрома следует применять НПВС и неопиоидные анальгетики. При сохраняющемся болевом синдроме темп сгибания-разгибания должен быть снижен. Применять микроинфузионную помпу для блокады нерва следует с осторожностью под постоянным мониторингом медперсонала.

7. Критерием для демонтажа аппарата при разгибательных контрактурах является достижение пациентом активного сгибания не менее 90°. При сгибательных контрактурах после достижения полного разгибания необходим период фиксации 6 недель. В случае, если сгибательная контрактура сопровождалась подвывихом голени, период фиксации должен быть продлен до 8 недель.

8. Пациенты должны быть осведомлены, что после демонтажа АВФ для закрепления полученного эффекта необходимо пройти курсы реабилитационного лечения, включающего занятия со специалистом по лечебной физкультуре, электростимуляцию, лечебный массаж и механотерапию

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АВФ – аппарат внешней фиксации

АО – ассоциация остеосинтеза

БИОС – блокируемый интрамедуллярный синтез

ДЦП – детский церебральный паралич

КТ – компьютерная томография

МОС – металлостеосинтез

МРТ – магнитно-резонансная томография

ОНМК – острое нарушение мозгового кровообращения

ПИБВФ – последовательное использование внутренней и внешней фиксации

ПЦ – продолжительность цикла

РП – рекомендуемые позиции для введения чрескостных элементов

СНП – сосудисто-нервный пучок

ЧМТ – черепно-мозговая травма

ЧГМБ – четырехглавая мышца бедра

ЭОП – электронно-оптический преобразователь

KSS – Knee Society Score

LEFS – Lower Extremity Functional Scale

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Акулов, М.А. Эффективность ботулинотерапии в лечении спастичности верхней конечности у пациентов с черепно-мозговой травмой / М.А. Акулов, С.Е. Хатькова, О.А. Мокиенко [и др.] // Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. – 2016. – Т. 116, № 8. – С. 30-35.
2. Апагуни, А.Э. Ошибки и осложнения оперативного лечения диафизарных переломов бедренной кости / А.Э. Апагуни // Травматология и ортопедия России. – 2005. – № 1. – Р. 38-39.
3. Ахтямов, И.Ф. Послеоперационная реабилитационная больных с внутрисуставными повреждениями коленного сустава и их последствиями / И.Ф. Ахтямов, Г.М. Кривошапко, С.В. Кривошапко // Гений ортопедии. – 2020. – № 2. – С. 150-155.
4. Бадалян, Л.О. Детские церебральные параличи / Л.О. Бадалян, Л.Т. Журба, О.В. Тимонина. – Киев : Здоровье, 1988. – 328 с.
5. Барков, А.В. Устранение контрактур коленного сустава, возникших после лечения осложненных переломов бедренной кости / А.В. Барков, А.А. Барков // Запорожский медицинский журнал. – 2010. – Т. 12, № 4. – С. 125-128.
6. Барков, А.В. Лечение разгибательных контрактур коленных суставов у пациентов с переломами бедренной кости осложненных несращением, остеомиелитом и дефектами кости / А.В. Барков, А.А. Барков // Літопис травматології та ортопедії. – 2009. – № 1-2. – С. 182-184.
7. Барков, О.О. Вдосконалення техніки оперативних втручань при стійких післятравматичних розгинальних контрактур колінного суглобу / О.О. Барков, О.В. Барков // Літопис травматології та ортопедії. – 2018. – № 3-4. – С. 152-153.
8. Барков, О.О. Стійкі післятравматичні розгинальні контрактури колінного суглоба-відоме та нез'ясоване / О.О. Барков, О.В. Барков // Одеський медичний журнал. – 2019. – №. 4-5. – С. 49-60.

9. Барулин, А.Е. Лечение постинсультной спастичности (шаг за шагом) / А.Е. Барулин, О.В. Курушина // РМЖ. – 2014. – Т. 22, № 10. – С. 732-735.
10. Батышева, Т.Т. Детский церебральный паралич — современные представления о проблеме (обзор литературы) / Т.Т. Батышева, О.В. Быкова, А.В. Виноградов // Русский медицинский журнал. – 2012. – Т. 20, № 8. – С. 401–405.
11. Белова, А.Н. Нейрореабилитация: руководство для врачей / А.Н. Белова. – Москва : Антидор, 2000. – 565 с.
12. Белова, А.Н. Руководство по реабилитации больных с двигательными нарушениями / Под ред. А.Н. Беловой, О.Н. Щепетовой. – Т. II. – Москва : Антидор, 1999. – 648 с.
13. Боровиков, В.П. STATISTICA. Искусство анализа данных на компьютере / В. П. Боровиков. – Санкт-Петербург : Питер, 2001. – 656 с.
14. Брижань, Л.К. Реализация общебиологических законов, открытых ГА Илизаровым, в лечении раненых и пострадавших с дефектами диафизов длинных костей нижних конечностей / Л.К. Брижань, М.И. Бабич, В.В. Хоминец [и др.] // Гений ортопедии. – 2016. – № 2. – С. 21-26.
15. Брук, Б.Е. Контрактуры суставов после военной травмы, их профилактика и лечение / Б.Е. Брук ; под ред. проф. С. Н. Шиловцева. – Куйбышев : Куйбышевск. изд-во, 1945. – 82 с.
16. Варфоломеев, А.П. Оперативное лечение больных с ложными суставами и неправильно сросшимися переломами бедренной кости, сочетающимися с контрактурами коленного сустава (экспериментально-клиническое исследование) : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.22 / Варфоломеев Александр Павлович. – Санкт-Петербург, 1992. – 227 с.
17. Вельтищев Ю.Е. Детская инвалидность: медицинские и социальные аспекты, меры профилактики / Ю.Е. Вельтищев, Д.И. Зелинская // Российский вестник перинатологии и педиатрии. Приложение. – Москва, 2000. – 68 с.
18. Виленский, В.А. Ортопедические гексаподы: история, настоящее, перспективы / В.А. Виленский, А.П. Поздеев, Э.В. Бухарев [и др.] // Ортопедия,

травматология и восстановительная хирургия детского возраста. – 2015. – Т 3, № 1. – С. 61-69.

19. Виленский, В.А. Разработка основной технологии лечения пациентов с диафизарными повреждениями длинных костей на базе чрескостного аппарата со свойствами пассивной компьютерной навигации : дис. ... канд. мед. наук / Виленский Виктор Александрович. – Санкт-Петербург, 2009. – 284 с.

20. Волков, М.В. Восстановление формы и функции суставов и костей (аппаратами авторов) / М.В. Волков, О.В.Оганесян. – Москва : Медицина, 1986. – 256 с.

21. Гатамов, О.И. Хирургическое ортопедическое лечение взрослых пациентов с ДЦП: обзор литературы и предварительный анализ собственных результатов / О.И. Гатамов, Г. М. Чибиров, Д. Ю. Борзунов, Д. А. Попков // Гений ортопедии. – 2018. – Т. 24, № 4. – С. 538-547.

22. Гончаренко, В.В. Предупреждение послеоперационных артрогенных контрактур / В.В. Гончаренко, Н.В. Солод. – Воронеж : Изд-во Воронежского гос. университета, 1990. – 168 с.

23. Гримайло, Н.С. Алгоритм оперативного лечения переломов дистального отдела бедренной кости / Н.С. Гримайло // Актуальные проблемы медицины. – 2013. – Т. 23, № 18 (161). – С. 45-48.

24. Гюльназарова, С.В. Восстановление функции коленного сустава у пациента с застарелыми повреждениями его разгибательного аппарата / С.В. Гюльназарова, Н.В. Смирнова // Вестник травматологии и ортопедии им. В.Д. Чаклина. – 2010. – Т. 3, № 3. – С. 6-10.

25. Гюльназарова, С.В. Чрескостный остеосинтез в реконструктивно-восстановительной операции при контрактурах коленного сустава / С.В. Гюльназарова, Л.А. Казак // Гений ортопедии. – 1996. – № 2-3. – С. 36

26. Дягилев, А.В. Медико-социальные аспекты лечения больных с контрактурами коленного сустава / А.В. Дягилев // Проблемы развития предприятий: теория и практика. – 2018. – № 3. – С. 242-246.

27. Евсеев, В.И. Биомеханика повреждений коленного сустава: монография / В.И. Евсеев. – Москва : РУСАЙНС, 2018. – 335 с.
28. Екушева, Е.В. Роль уровня поражения центральной нервной системы в формировании двигательных нарушений у больных с синдромом верхнего мотонейрона / Е.В. Екушева // Вестник неврологии, психиатрии и нейрохирургии. – 2011. – № 9. – С. 45-53.
29. Зиновьева, О.Е. Патогенез церебральной спастичности / О.Е. Зиновьева, Б.С. Шенкман, Э.А. Катускина // Украинский неврологический журнал. – 2009. – № 1. – С. 11-17.
30. Зиновьева, О.Е. Состояние скелетных мышц при церебральной спастичности / О.Е. Зиновьева, Б.С. Шенкман, Э.А. Катускина // Неврологический журнал. – 2008. – Т. 13, № 6. – С. 42-48.
31. Зиновьева, О.Е. Вопросы патогенеза и лечения постинсультной спастичности / О.Е. Зиновьева, В.А. Головачева // Медицинский совет. – 2016. – № 8. – С. 63-67.
32. Илизаров, Г.А. Устранение сгибательных контрактур суставов конечностей чрескостным дистракционным аппаратом / Г.А. Илизаров, Н.М. Стрельников // Материалы научной конференции, посвященной 50-летию Советской власти. – Свердловск, 1967. – С. 183-184.
33. Ирисметов, М.Э. Хирургическое лечение стойких разгибательных контрактур коленного сустава / М.Э. Ирисметов // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – № 3. – С. 31-34.
34. Казарезов, М.В. Контрактуры / М.В. Казарезов, А.М. Королева, Головнев В.А. – Новосибирск : Новосибирская ГМА. – 2002. – 295 с.
35. Капанджи, А.И. Нижняя конечность. Функциональная анатомия / А.И. Капанджи – Москва : Эксмо, 2010. – 352 с.
36. Каплан, А.В. Повреждения костей и суставов / А.В. Каплан – Москва : Медицина, 1979. – 512 с.

37. Карпцов, В.И. Комплексное восстановительное лечение стойких контрактур коленного сустава после переломов костей : дис. ... д-ра мед. наук : 14.00.22 / Карпцов Виктор Иванович. – Ленинград, 1989 – 309 с.
38. Кенис, В.М. Хирургическое лечение контрактур и деформаций коленного сустава у детей с детским церебральным параличом : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.22 / Кенис Владимир Маркович. – Санкт-Петербург, 2003. – 314 с.
39. Ключкова, О.А. Формирование контрактур при спастических формах детского церебрального паралича: вопросы патогенеза / О.А. Ключкова, А.Л. Куренков, В.М. Кенис // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. – 2018. – Т. 6, № 1. – С. 58-66.
40. Комбинированный чрескостный остеосинтез при лечении контрактур коленного сустава : медицинская технология / сост.: Л.Н. Соломин, А.П. Варфоломеев. – Санкт-Петербург, 2007. – 34 с.
41. Корнилов, Н.В. Травматология и ортопедия : руководство для врачей / в 4 томах / Н.В. Корнилов. – Санкт-Петербург : Гиппократ, 2006. – Т. 3: Травмы и заболевания нижней конечности. – 896 с.
42. Крупко, И.Л. Руководство по травматологии и ортопедии. Кн. 2. Ортопедия / И.Л. Крупко. – Ленинград : Медицина, 1975. – 270 с.
43. Крупко, И.Л. Контрактуры и анкилозы после огнестрельных переломов костей конечностей / И.Л. Крупко // Опыт советской медицины в Великой Отечественной войне 1941-1945 гг. – Москва, 1954. – Т. 16. – С. 410-420.
44. Крупко, И.Л. Контрактуры и тугоподвижности суставов после огнестрельных ранений конечностей: профилактика и лечение / И.Л. Крупко. — Ленинград : Медгиз, 1946. – 70 с.
45. Куценко, С.Н. Хирургическое лечение посттравматических укорочений бедра, осложненных стойкими разгибательными контрактурами коленного сустава / С.Н. Куценко, Р.Р. Никифоров, Д.А. Митюнин, С. Лей // Травма. – 2013. – Т. 14, № 1. – С. 34-39.

46. Макушин, В.Д. К обоснованию применения шарнирных устройств для устранения контрактур коленного сустава / В.Д. Макушин, Э.В. Бурлаков, А.Е.Х. Югай // Гений ортопедии. – 1996. – № 4. – С. 52-55.
47. Маркс, В.О. Ортопедическая диагностика / В.О. Маркс – Минск : Наука и техника, 1978. – 511 с.
48. Миронов, С.П. Ортопедия: национальное руководство / под ред. С.П. Миронова, Г.П Котельникова. – Москва : ГЕОТАР-Медиа. – 2013. – 943 с.
49. Мирошниченко, В.Ф. Миофасциотенодез коленного сустава: монография / В.Ф. Мирошниченко. – Самара : СамГМУ, 2001. – 188 с.
50. Михайлов, Н.Н. Структурные преобразования проксимального конца бедренной кости на этапах онтогенеза человека : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.02 / Михайлов Николай Николаевич. – Волгоград, 2008. – 157 с.
51. Назаренко, Г.И. Восстановительное лечение посттравматических контрактур / Г.И. Назаренко, И.Б Героева // Лечебная физкультура и спортивная медицина. – 2013. – № 7. – С. 20-27.
52. Назаров, Х.Н. Профилактика и лечение посттравматической контрактуры, анкилозов и артрозов суставов при сочетанных и множественных травмах нижних конечностей / Х.Н. Назаров, С.А. Линник, Р.Р. Мирзоев // Вестник Академии медицинских наук Таджикистана. – 2018. – Т. 8, № 3 (27). – С. 341-348.
53. Никитюк, Д.Б. Антропометрическая характеристика физического статуса женщин зрелого возраста / Д.Б. Никитюк, С.В. Ключкова, Е.А. Рожкова [и др.] // Журнал анатомии и гистопатологии. – 2015. – Т. 4, № 1. – С. 9-14.
54. Николаев, Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию / Л.П. Николаев– Киев : Медгиз, 1950. – 316 с.
55. Носовский, А.М. Статистика малых выборок в медицинских исследованиях / А.М. Носовский, А.Э. Пихлак, В.А. Логачев [и др.] // Российский медицинский журнал. – 2013. – № 6. – С. 57-60.

56. Оганесян, О.В. Лечение заболеваний суставов с помощью шарнирно-дистракционных аппаратов / О.В. Оганесян. – Москва : Медицина, 1975. – 181 с.
57. Оганесян, О.В. Модернизированный аппарат для восстановления формы и функции коленного сустава / О.В. Оганесян // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2006. – № 4. – Р. 29-34.
58. Оганесян, О.В. Основы наружной чрескостной фиксации / О.В. Оганесян. – Москва : Медицина, 2004. – 432 с.
59. Огородова, И.И. Морфологические изменения мышечного аппарата детей, страдающих спастическими формами ДЦП, при различных подходах к лечению / И.И. Огородова, В.И. Загороднева, И.А. Огородов, Н.Н. Белая // Детская и подростковая реабилитация. – 2014. – № 1. – С. 24-30.
60. Патент №1268149 А1. Способ определения мгновенного центра вращения коленного сустава : №3704824/1984 : заявл. 22.02.1984 : опубл. 07.11.1986 / Н.И. Калядин, В.А. Широков, Б.С. Фарбер. – 2 с.
61. Плаксейчук, Ю.А. Опыт применения дистракционных аппаратов в хирургическом лечении спастических контрактур коленного сустава / Ю.А. Плаксейчук, Р.З. Салихов, В.В. Соловьев // Практическая медицина. – 2014. – Т. 2, № 4 (80). – С. 115-117.
62. Попков, А.В. Лечение разгибательных контрактур коленного сустава методом Илизарова / А.В. Попков, А.Е. Югай, Г.В. Дьячкова. – Курган : МЗ РСФСР, ВКНЦ ВТО, 1991. – 17 с.
63. Реброва, О.Ю. Статистический анализ медицинских данных с помощью пакета программ «Статистика» / О.Ю. Реброва. – Москва : Медиа Сфера, 2002. – 380 с.
64. Реброва, О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ Statistica-M / О.Ю. Реброва – Москва : МедиаСфера, 2006. – 305 с.
65. Русецкий, И.И. Контрактуры конечностей / И.И. Русецкий. – Москва : Медгиз, 1954. – 136 с.

66. Руцкий, А.В. Нейроортопедические и ортопедоневрологические синдромы у детей и подростков / А.В. Руцкий, Г.Г. Шанько. – Минск : Харвест, 1998. – 336 с.

67. Рыжиков, Д.В. Ортопедические последствия спастических форм ДЦП: хирургическая коррекция деформаций стоп у детей и подростков / Д.В. Рыжиков, Е.В. Губина, А.В. Андреев, Е.А. Анастасиева // Современные проблемы науки и образования. – 2016. – № 6. – С. 206.

68. Сапин, М.Р. Анатомия человека. В 3 т. Т. 1 Учение о костях, соединениях костей и мышцах / М.Р. Сапин, Г.Л. Билич. - 3-е изд., испр. и доп. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2012. - 608 с.

69. Синдеева, Л.В. Характеристика половозрастной изменчивости соматотипа по Хит-Картеру у взрослых людей и возможности его биоимпедансной оценки (на примере русского населения Восточной Сибири) / Л.В. Синдеева, С.Г. Руднев // Морфология. – 2017. – Т. 151, № 1. – С. 77-87.

70. 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. ... канд. мед. наук : 14.01.15 / Скоморошко Петр Васильевич. – Санкт-Петербург, 2014. – 224 с.

71. Соломин, Л.Н. Определение оптимальных компоновок основанного на компьютерной навигации аппарата Орто-СУВ для коррекции сложных деформаций среднего и заднего отделов стопы / Л.Н. Соломин, К.А. Уханов, В.М. Машков, М.И. Глузман // Травматология и ортопедия России. – 2014. – № 1 (71). – С. 72-79.

72. Соломин, Л.Н. Атлас позиций для проведения чрескостных элементов / Л.Н. Соломин // Основы чрескостного остеосинтеза: в 3-х т. / под. ред. Л.Н. Соломина. – Москва: БИНОМ, 2014. – Т.1, гл. 1.9. – С. 220-250.

73. Соломин, Л.Н. Коррекция деформаций бедренной кости по Илизарову и основанном на компьютерной навигации аппаратом «Орто-СУВ» / Л.Н.

Соломин, Е.А. Щепкина, В.А. Виленский [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2011. – № 3. – С. 32-39.

74. Соломин, Л.Н. Метод унифицированного обозначения чрескостного остеосинтеза. / Л.Н. Соломин // Основы чрескостного остеосинтеза: в 3-х т. / под ред. Л.Н. Соломина. – Москва: БИНОМ, 2014. – Т.1, гл. 1.8. – С. 45-55.

75. Соломин, Л.Н. Разработка оптимальной компоновки аппарата Орто-СУВ для разработки движений в коленном суставе / Л.Н. Соломин, К.Л. Корчагин, А.И. Утехин // Травматология и ортопедия России. – 2009. – № 4. – С. 21-26.

76. Тихонов, К.Б. Рентгенокинематография как метод изучения движений в коленном суставе / К.Б. Тихонов, Э.Ю. Поляков, А.В. Рожков // Архив анатомии, гистологии и эмбриологии. – 1973. – Т.64. – С. 93–97

77. Умнов, В.В. Взаимосвязь сгибательных контрактур в суставах нижних конечностей и сагиттального профиля позвоночника у больных детским церебральным параличом: предварительное сообщение / В.В. Умнов, А.В. Звозиль, Д.В. Умнов, В.А. Новиков // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. – 2016. – Т. 4, № 4. – Р. 71-76.

78. Умнов, В.В. Особенности патогенеза, клиники и диагностики эквино-плано-вальгусной деформации стоп у больных детским церебральным параличом / В.В. Умнов, Д.В. Умнов // Травматология и ортопедия России. – 2013. – №. – С. 93-98.

79. Хатькова, С.Е. Ботулинотерапия в лечении спастичности нижней конечности / М.А. Акулов, О.Р. Орлова, Д.Ю. Усачев [и др.] // Нервно-мышечные болезни. – 2017. – Т. 7, № 3. – С. 21-35.

80. Шимбарецкий, А.Н. Оперативное лечение посттравматических разгибательных контрактур коленного сустава / А.Н. Шимбарецкий // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1986. – Т. 4. – С. 8-11.

81. Шумада, И.В. Дифференцированный подход к оперативному лечению стойких посттравматических разгибательных контрактур коленного сустава / И.В.

Шумада, О.И. Рыбачук, К.И. Катонин // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1986. – Т. 1. – С. 43-46.

82. Ali, A.M. Judet's quadricepsplasty, surgical technique, and results in limb reconstruction / A.M. Ali, J. Villafuerte, M. Hashmi, M. Saleh // *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. – 2003. – N 415. – P. 214-220.

83. Asano, T. In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique / T. Asano, M. Akagi, K. Tanaka [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. – 2001. – Vol. 388. – P. 157-166.

84. Aspden, R.M. Nerve traction during correction of knee flexion deformity. A case report and calculation / R.M. Aspden, R.W. Porter // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1994. – Vol. 76-B, N 3. – P. 471-473.

85. Attias, M. Effects of contracture on gait kinematics: a systematic review / M. Attias, O. Chevalley, A. Bonnefoy-Mazure [et al.] // *Clinical Biomechanics*. – 2016. – Vol. 33. – P. 103-110.

86. Balci, H.I. Knee flexion contracture in haemophilia: treatment with circular external fixator / H.I. Balci, M. Kocaoglu, L. Eralp, F.E. Bilen // *Haemophilia*. – 2014. – Vol. 20, N 6. – P. 879-883.

87. Bari, M.M. Judet's quadricepsplasty for extension contracture of the Knee (stiff knee) / M.M. Bari, S. Islam, N.H. Shetu [et al.] // *MOJ Orthopedics & Rheumatology* – 2015. – Vol. 2, N 6. – P. 202-206

88. Beals, R.K. Treatment of knee contracture in cerebral palsy by hamstring lengthening, posterior capsulotomy, and quadriceps mechanism shortening / R.K. Beals // *Developmental Medicine & Child Neurology*. – 2001. – Vol. 43, N 12. – P. 802-805.

89. Bennett, G.E. Lengthening of the quadriceps tendon / G.E. Bennett // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1922. – Vol. 4, N 2. – P. 279-316.

90. Bhave, A. Custom knee device for knee contractures after internal femoral lengthening / A. Bhave, L. Shabtai, P.H. Ong [et al.] // *Orthopedics*. – 2015. – Vol. 38. – N 7. – P. 567-572.

91. Bidolegui, F. Safety and efficacy of the modified Judet quadricepsplasty in patients with post-traumatic knee stiffness / F. Bidolegui, S.P. Pereira, R.E. Pires

// European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology. – 2021. – Vol. 31, N 3. – P. 549-555.

92. Birjandinejad, A. Prognostic Factors Affecting the Results of Modified Thompson Quadricepsplasty for the Treatment of Extension Contracture of the Knee / A. Birjandinejad, M.H. Ebrahimzadeh, S.H. Sayyed-Hosseinian [et al.] // Archives of Bone and Joint Surgery. – 2017. – Vol. 5, N 2. – P. 109-113.

93. Blacharski, P.A. A three-dimensional study of the kinematics of the human knee / P.A. Blacharski, J.H. Somerset, D.G. Murray // Journal of Biomechanics. – 1975. – Vol. 8, N 6. – P. 375-384.

94. Bowley, A.H. The handicapped child: Educational and psychological guidance for the organically handicapped / A.H. Bowley, L. Gardner. – Churchill Livingstone, 1980. – 242 p.

95. Bozinovski, Z. Operative treatment of the knee contractures in cerebral palsy patients / Z. Bozinovski, N. Popovski // Medical Archives. – 2014. – Vol. 68, N 3. – P. 182-183.

96. Brashear, A. Spasticity: diagnosis and management. 2nd ed. / A. Brashear. – New York : Demos Medical Publishing, 2015. – 512 p.

97. Brunner, R. Arthrogyrotic joint contracture at the knee and the foot: correction with a circular frame / R. Brunner, F. Hefti, J.D. Tgetgel // Journal of Pediatric Orthopaedics. Part B. – 1997. – Vol. 6. – P. 192-197.

98. Catagni, M.A. Advances in Ilizarov Apparatus Assembly / M.A. Catagni, V. Malzev, A. Kirienko. – Milan, Italy: Medical Plastic, 2000. – 155 p.

99. Churchill, D.L. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee / D.L. Churchill, S.J. Incavo, C.C. Johnson, B.D. Beynon // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 1998. – Vol. 356. – P. 111-118.

100. Coles, L.G. Kinematics of the natural and replaced knee // Total Knee Arthroplasty /ed. T. Karachalios. – London : Springer, 2015. – P. 7-19.

101. Damron, T. Hamstring tenotomies in cerebral palsy: long-term retrospective analysis / T. Damron, A.L. Breed, E. Roecker // JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. – 1991. – Vol. 11, N 4. – P. 514-519.

102. Damsin, J.P. Treatment of severe flexion deformity of the knee in children and adolescents using the Ilizarov technique / J.P. Damsin, I. Ghanem // *The Journal of Bone and Joint Surgery.* – 1996. – Vol. 78-B, N 1. – P. 140-144.

103. De Bruin, M. Intramuscular connective tissue differences in spastic and control muscle: a mechanical and histological study / M. Be Bruin, M.J. Smeulders, M. Kreulen [et al.] // *PloS One.* – 2014. – T. 9, N 6. – P. e101038.

104. De Moraes Barros Fucs, P.M. Knee flexion deformity from poliomyelitis treated by supracondylar femoral extension osteotomy / P.M. De Moraes Barros Fucs, C. Svartman, R.M.C. de Assumpção. // *International Orthopaedics.* – 2005. – Vol. 29, N 6. – P. 380-384.

105. DelBello, D.A. Distal femoral extension osteotomy for knee flexion contracture in patients with arthrogryposis / D.A. DelBello, H.G. Watts // *Journal of Pediatric Orthopaedics.* – 1996. – Vol. 16, N 1. – P. 122-126.

106. Dempster, W.T. Study of the Hinge Points of the Human Body / W.T. Dempster // *Wright Air Development Center. United States Air Force Contract No. AF.* – 1953. – Vol. 18, N 600. – 43 p.

107. Devalia, K.L. Joint distraction and reconstruction in complex knee contractures / K.L. Devalia, J.A. Fernandes, P. Moras [et al.] // *Journal of Pediatric Orthopaedics.* – 2007. – Vol. 27, N 4. – P. 402-407.

108. Ding, B.T.K. The judet quadricepsplasty for elderly traumatic knee extension contracture: a case report and review of the literature / B.T.K. Ding, S.A. Khan // *BioMedicine.* – 2019. – Vol. 9, N 3. – P. 39-45.

109. Dingemans, S.A. Normative data for the lower extremity functional scale (LEFS) / S.A. Dingemans, S.C. Kleipool, M.A. Mulders [et al.] // *Acta Orthopaedica.* – 2017. – Vol. 88, N 4. – P. 422-426.

110. Ebrahimzadeh, M.H. A modified Thompson quadricepsplasty for extension contracture resulting from femoral and periarticular knee fractures / M.H. Ebrahimzadeh, A. Birjandi-Nejad, S. Ghorbani, M.R. Khorasani // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery.* – 2010. – Vol. 68, N 6. – C. 1471-1475.

111. Elias, S.G. A correlative study of the geometry and anatomy of the distal femur / S.G. Elias, M.A.R. Freeman, E.I. Gokcay // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1990. – N 260. – P. 98-103.
112. Erdogan, O. Judet's quadricepsplasty after total hip arthroplasty and Thompson's quadricepsplasty: A case report / O. Erdogan, E. Kaya, T. Keçeci, M. Soyarslan // *Journal of Surgery and Medicine*. – 2021. – Vol. 5, N 1. – P. 103-105.
113. Feng, L. Comparison of hamstring lengthening with hamstring lengthening plus transfer for the treatment of flexed knee gait in ambulatory patients with cerebral palsy / L. Feng, K. Patrick Do, M. Aiona [et al.] // *Journal of Children's Orthopaedics*. – 2012. – Vol. 6, N 3. – P. 229-235.
114. Fergusson, D. The epidemiology of major joint contractures: a systematic review of the literature / D. Fergusson, B. Hutton, A. Drodge // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2007. – Vol. 456. – P. 22-29.
115. Fitzsimmons, S.E. How to treat the stiff total knee arthroplasty?: a systematic review / S.E. Fitzsimmons, E.A. Vazquez, M.J. Bronson // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2010. – Vol. 468, N 4. – P. 1096-1106.
116. Frankel, V.H. Biomechanics of internal derangement of the knee: pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion / V.H. Frankel, A.H. Burstein, D.B. Brooks // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1971. – Vol. 53-A, N 5. – P. 945-977.
117. Freeman, M.A.R. The movement of the normal tibio-femoral joint / M. A. R. Freeman, V. Pinskerova // *Journal of Biomechanics*. – 2005. – Vol. 38, N 2. – P. 197-208.
118. Freudenstein, F. Kinematics of the human knee joint / F. Freudenstein, L.S. Woo // *The Bulletin of Mathematical Biophysics*. – 1969. – Vol. 31, N 2. – P. 215-232.
119. Gaurav, K. A new approach to the management of fixed flexion deformity of the knee using Ilizarov's principle of distraction histogenesis: a preliminary communication / K. Gaurav, J. Vilas // *The International Journal of Lower Extremity Wounds*. – 2010. – Vol. 9, N 2. – P. 70-73.

120. Goldberg, S.R. Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexion following treatment for stiff-knee gait / S.R. Goldberg, S. Ounpuu, A.S. Arnold [et al.] // *Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 39, N 4. – P. 689-698.
121. Gomes, E.J.L. Femoral pseudoarthrosis and knee stiffness: long-term results of a one-stage surgical approach / E.J.L. Gomes, R.P. Ruthner, L. Moreira // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2010. – Vol. 130, N 2. – P. 277-283.
122. Graham, H.K. Erratum: Cerebral palsy / H.K. Graham, P. Rosenbaum, N. Paneth [et al.] // *Nature Reviews Disease Primers*. – 2016. – Vol. 2, N 1. – P. 1-1.
123. Hahn, S.B. A modified Thompson quadricepsplasty for the stiff knee / S.B. Hahn, W.S. Lee, D.Y. Han // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2000. – Vol. 82-B, N 7. – P. 992-995.
124. Hahn, S.B. Prognostic factors and long-term outcomes following a modified Thompson's quadricepsplasty for severely stiff knees / S.B. Hahn, Y.R. Choi, H.J. Kang, S.H. Lee // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2010. – Vol. 92-B, N 2. – P. 217-221.
125. Harding, M.L. The instant centre pathway as a parameter of joint motion—an experimental investigation of a method of assessment of knee ligament injury and repair / M.L. Harding, M.E. Blakemore // *Engineering in Medicine*. – 1980. – Vol. 9, N 4. – P. 195-200.
126. Haug, L. Dynamic MRI assessment of normal knee kinematics / L. Haug, D.L. Weber, D. Haddad [et al.] // *Journal of Experimental Orthopaedics*. – 2017. – Vol. 3, N 3. – P. 41.
127. Healy, M.T. Is simultaneous hamstring lengthening necessary when performing distal femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement? / M.T. Healy, M.H. Schwartz, J.L. Stout [et al.] // *Gait & Posture*. – 2011. – Vol. 33, N 1. – P. 1-5.
128. Herzenberg, J.E. Mechanical distraction for treatment of severe knee flexion contractures / J.E. Herzenberg, J.R. Davis, D. Paley, A. Bhave // *Clinical Orthopaedics and Related Researches*. – 1994. – N 301. – P. 80-88.

129. Heydarian, K. Posterior capsulotomy for the treatment of severe flexion contractures of the knee / K. Heydarian, B.A. Akbarnia, M. Jabalameli, K. Tabador // *Journal of Pediatric Orthopedics*. – 1984. – Vol. 4, N 6. – P. 700-704.
130. Hill, P.F. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI / P.F. Hill, V. Vedi, A. Williams, H. Iwaki, V. Pinskerova, M.A.R. Freeman // *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. – 2000. – Vol. 82, N 8. – P. 1196-1198.
131. Hollister, A.M. Knee axes of rotation: determination and implications / A.M. Hollister, M.A. Kester, S.D. Cook [et al.] // *Trans. Orthop. Res. Soc.* – 1986. – Vol. 11. – P. 383.
132. Hollister, A.M. The axes of rotation of the knee / A.M. Hollister, S. Jatana, A.K. Singh, W.W. Sullivan, A.G. Lupichuk // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1993. – N 290. – P. 259-268.
133. Holschen, M. Die Quadrizepsplastik nach Judet zur Therapie der myogenen Extensionskontraktur des Kniegelenks / M. Holschen, P. Lobenhoffer // *Operative Orthopädie und Traumatologie*. – 2014. – Bd. 26, H. 4. – S. 353-360.
134. Hosny, G.A. Managing flexion knee deformity using a circular frame / G.A. Hosny, M. Fadel // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2008. – Vol. 466, N 12. – P. 2995-3002.
135. Huang, S.C. Soft tissue contractures of the knee or ankle treated by the Ilizarov technique: High recurrence rate in 26 patients followed for 3-6 years / S.C. Huang // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 1996. – Vol. 67, N 5. – P. 443-449.
136. Huiskes, R. Kinematics of the human knee joint. Biomechanics of normal and pathological human articulating joints / R. Huiskes, R.V. Dijk, A.D. Lange [et al.] – Dordrecht : Springer, 1985. P. 165-187.
137. Iwaki, H. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee / H. Iwaki, V. Pinskerova, M.A.R. Freeman // *The Journal of bone and joint surgery*. – 2000. – Vol. 82-B, N 8. – P. 1189-1195.

138. Jones, S. Distal hamstring lengthening in cerebral palsy: the influence of the proximal aponeurotic band of the semimembranosus / S. Jones, H.A. Al Hussainy, F. Ali, J. Garcia [et al.] // *Journal of Pediatric Orthopaedics B*. – 2006. – Vol. 15, N 2. – P. 104-108.
139. Judet, R. A technique for freeing the extensor apparatus in cases of stiffness of the knee / R. Judet, J. Judet, J. Lagrange // *Mem Acad Chir.* – 1956. – Vol. 82. – P. 944-947.
140. Karol, L.A. Nerve palsy after hamstring lengthening in patients with cerebral palsy / L.A. Karol, C. Chambers, D. Popejoy, J.G. Birch // *Journal of Pediatric Orthopaedics*. – 2008. – Vol. 28, N 7. – P. 773-776.
141. Karrholm, J. Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA / J. Karrholm, S. Brandsson, M.A.R. Freeman // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2000. – Vol. 82-B, N 8. – P. 1201-1203.
142. Katz, K. Monitoring of the sciatic nerve during hamstring lengthening by evoked EMG / K. Katz, J. Attias, D. Weigl [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2004. – Vol. 86-B, N 7. – P. 1059-1061.
143. Kettelkamp, D.B. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait / D.B. Kettelkamp, R.J. Johnson, G.L. Smidt [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1970. – Vol 52, N 4. – P. 775-790.
144. Kettelkamp, D.B. Chao A method for quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during standing / D.B. Kettelkamp, E.Y. Chao // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1972. – N 83. – P. 202-213.
145. Khakharia, S. Limited quadricepsplasty for contracture during femoral lengthening / S. Khakharia, A.T. Fragomen, S.R. Rozbruch // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2009. – Vol. 467, N 11. – P. 2911-2917.
146. Khan, L. Functional outcome of judet's quadriceptoplasty in posttraumatic stiff knees / L. Khan, S. Ahmad, I. Qadir [et al.] // *The Professional Medical Journal*. – 2021. – Vol. 28, N 12. – P. 1783-1787.

147. Kozanek, M. Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait / M. Kozanek, A. Hosseini, F. Liu [et al.] // *Journal of Biomechanics*. – 2009. – Vol. 42, N 12. – P. 1877-1884.
148. Kumar, A. Ilizarov external fixator for bilateral severe flexion deformity of the knee in haemophilia: case report / A. Kumar, V. Logani, D.S. Neogi [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2010. – Vol. 130, N 5. – P. 621-625.
149. Kumar, R. Role of physiotherapy in post-operative knee stiffness: A literature review / R. Kumar, K. Kaushal, S. Kaur // *Adesh University Journal of Medical Sciences & Research*. – 2020. – Vol. 2, N 1. – P. 31-35.
150. Kumari, A. Cerebral Palsy: a mini review / A. Kumari, S. Yadav // *International Journal of Therapeutic Applications*. – 2012. – Vol 3, N 1. – P. 15-24.
151. Kundu, Z.S. Thompson's quadricepsplasty for stiff knee / S.S. Sangwan, G. Guliani, R.C. Siwach [et al.] // *Indian Journal of Orthopaedics*. – 2007. – Vol. 41, N 4. – P. 390.
152. Kwak, S.D. Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern / S.D. Kwak, C.S. Ahmad, T.R. Gardner [et al.] // *Journal of Orthopaedic Research*. – 2000. – Vol. 18, N 1. – P. 101-108.
153. Langeland, N. Release surgery in stiffness of the knee / N. Langeland, B. Carlsen // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 1983. – Vol. 54, N 2. – P. 252-255.
154. Laubenthal, K.N. A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living / Laubenthal K.N., Smidt G.L., Kettelkamp D.B // *Physical therapy*. – 1972. – Vol. 52, N 1. – P. 34-43.
155. Lee, D.H. Modified judet quadricepsplasty and Ilizarov frame application for stiff knee after femur fractures / D.H. Lee, T.H. Kim, S.J. Jung [et al.] // *Journal of Orthopaedic Trauma*. – 2010. – Vol. 24, N 11. – P. 709-715.
156. Leong, J.C. Supracondylar femoral osteotomy for knee flexion contracture resulting from poliomyelitis / J.C. Leong, C.O. Alade, D. Fang // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1982. – Vol. 64-B, N 2. – P. 198-201.

157. Leszko, F. In vivo normal knee kinematics: is ethnicity or gender an influencing factor? / F. Leszko, K.R. Hovinga, A.L. Lerner [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2011. – Vol. 469, N 1. – P. 95-106.
158. Liu, S.H. Management Strategies for Post-traumatic Knee Stiffness / S.H. Liu, K.M. Liu, A.Q. Wang [et al.] // *Biomedica*. – 2016. – Vol. 32, N 2. – P. 115-121.
159. Liu, Y. Treatment of traumatic knee stiffness with Ilizarov stretcher / Y. Liu, P. Shi, J. Li [et al.] // *Res Sq.* – 2020. – URL: <https://www.researchsquare.com/article/rs-21353/latest.pdf> (Published: 09.04.2020)
160. Lobenhoffer, H.P. Role of posterior capsulotomy for the treatment of extension deficits of the knee / H.P. Lobenhoffer, U. Bosch, T.G. Gerich // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. – 1996. – Vol. 4, N 4. – P. 237-241.
161. Ma F.Y.P. Lengthening and transfer of hamstrings for a flexion deformity of the knee in children with bilateral cerebral palsy: technique and preliminary results / F.Y.P. Ma, P. Selber, G.R. Nattrass, A.R. Harvey, R. Wolfe, H.K. Graham // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2006. – Vol. 88-B, N 2. – P. 248-254.
162. MacWilliams, B.A. Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion / B.A. MacWilliams, D.R. Wilson, J.D. DesJardins [et al.] // *Journal of Orthopaedic Research*. – 1999. – Vol. 17, N 6. – P. 817-822.
163. Magit, D. Arthrofibrosis of the knee / D. Magit, A. Wolff, K. Sutton, M.J. Medvecky // *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. – 2007. – Vol. 15, N. 11. – P. 682-694.
164. Marfo, K.A. Flexion contractures: A stepwise algorithmic approach / K.A. Marfo, K.R. Berend, Jr A.V. Lombardi // *Seminars in Arthroplasty*. – 2018. – Vol. 29, N 3. – P. 229-235.
165. Martelli, S. The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement / S. Martelli, V. Pinskerova // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. – 2002. – Vol. 84, N 4. – P. 607-613.

166. Masse, A. The Judet quadricepsplasty: long-term outcome of 21 cases / A. Masse, A. Biasibetti, J. Demangos [et al.] // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. – 2006. – Vol. 61, N 2. – P. 358-362.
167. Massobrio, M. Hexapod External Fixator Systems: Principles and Current Practice in Orthopaedic Surgery. – Rome : Springer Nature, 2021. – 313 p.
168. McPherson, A. Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation / A. McPherson, J. Kärrholm, V. Pinskerova, A. Sosna, S. Martelli // *Journal of Biomechanics*. – 2005. – Vol. 38, N 2. – P. 263-268.
169. Melhem, R. Modified Thompson's Quadricepsplasty with VY Lengthening of Vastus Lateralis for Stiff Knee / R. Melhem, E. Doumith, M.L. Lehtitani // *SAS Journal of Surgery*. – 2021. – Vol. 6. – P. 304-308.
170. Meselhy, M.A. Role of Ilizarov external fixator in the treatment of long-standing knee flexion deformity in adults: A prospective cohort study / M.A. Meselhy, A.S. Elhammady // *Current Orthopaedic Practice*. – 2020. – Vol. 31, N 2. – P. 173-178.
171. Miller, F. Knee Flexion Deformity in Cerebral Palsy / F. Miller, S. Bachrach, N. Lennon, M.E. O'Neil // *Cerebral Palsy*. – Cham : Springer, 2020. – P. 2137-2158.
172. More, R.C. Hamstrings – an anterior cruciate ligament protagonist: an in vitro study / R.C. More, B.T. Karras, R. Neiman [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. – 1993. – Vol. 21, N 2. – P. 231-237.
173. Moro-oka, T. Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics / T.A. Moro-oka, S. Hamai, H. Miura [et al.] // *Journal of Orthopaedic Research*. – 2008. – Vol. 26, N 4. – P. 428-434.
174. Mugalur, A. Successful Correction of Idiopathic Bilateral Flexion Deformity of Knee: A Rare Case Report / A. Mugalur, A.C. Pathak, S.M. Shahane, A. Samant // *Journal of Orthopaedic Case Reports*. – 2015. – Vol. 5, N 1. – P. 48-51.
175. Namba, R.S. Intra-articular corticosteroid reduces joint stiffness after an experimental periarticular fracture / R.S. Namba, J.M. Kabo, F.J. Dorey, R.A. Meals // *The Journal of Hand Surgery*. – 1992. – Vol. 17, N 6. – P. 1148-1153.

176. Novacheck, T.F. Distal femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement to treat persistent crouch gait in cerebral palsy: surgical technique / T.F. Novacheck, J.L. Stout, J.R. Gage, M.H. Schwartz // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2009. – Vol. 91-B, N 2. – P. 271-286.

177. Nicoll, E.A. Quadricepsplasty / E.A. Nicoll // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1963. – Vol. 45-B, N 3. – P. 483-490.

178. Oliveira, V.G. Judet quadricepsplasty in the treatment of posttraumatic knee rigidity: long-term outcomes of 45 cases / V.G. Oliveira, L.F. D'Elia, L.E.P. Tirico [et al.] // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. – 2012. – Vol. 72, N 2. – P. 77-80.

179. Pal, P. Outcome of Thompson's Quadricepsplasty for Extension Contracture of Knee / P. Pal, G. Chatterjee // *International Journal of Science and Research*. – 2016. – Vol. 7. – P 2137-2140.

180. Paley, D. Principles of deformity correction / D. Paley. – New York : Springer-Verlag, 2005. – 806 p.

181. Park, H. Distal Femoral Shortening Osteotomy for Severe Knee Flexion Contracture and Crouch Gait in Cerebral Palsy / H. Park, B.K. Park, K.B. Park [et al.] // *Journal of Clinical Medicine*. – 2019. – Vol. 8, N 9. – P. 1-14.

182. Persico, F. Treatment of extraarticular knee extension contracture secondary to prolonged external fixation by a modified Judet quadricepsplasty technique / F. Persico, O. Vargas, G. Fletscher, M. Zuluaga // *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*. – 2018. – Vol. 13, N 1. – P. 19-24.

183. Pinskerova, V. The knee in full flexion: an anatomical study / V. Pinskerova, K.M. Samuelson, J. Stammers [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2009. – Vol. 91-B, N 6. – P. 830-834.

184. Pinskerova, V. Does the femur roll-back with flexion? / V. Pinskerova, P. Johal, S. Nakagawa [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2004. – Vol. 86-B, N 6. – P. 925-931.

185. Pinskerova, V. Writings on the knee between 1836 and 1917 / V. Pinskerova, P. Maquet, M.A.R. Freeman // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2000. – Vol. 82-B, N 8. – P. 1100-1102.

186. Pujol, N. Post-traumatic knee stiffness: surgical techniques / N. Pujol, P. Boisrenoult, P. Beaufile // *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* – 2015. – Vol. 101, N 1. – P. 179-186.
187. Razaq, M.N. Outcomes of distal femur fracture treated with dynamic condylar screw / M.N. Razaq, T. Muhammad, A. Ahmed [et al.] // *Journal of Ayub Medical College Abbottabad.* – 2016. – Vol. 28, N 2. – P. 259-261.
188. Richards, C. Knee contact force in subjects with symmetrical OA grades: differences between OA severities / C. Richards, J.S. Higginson // *Journal of Biomechanics.* – 2010. – Vol. 43, N 13. – P. 2595-2600.
189. Rudnev, S.G. Assessment of the Heath-Carter somatotype in adults using bioelectrical impedance analysis / S.G. Rudnev, M.A. Negasheva, E.Z. Godina // *Journal of Physics: Conference Series.* – 2019. – Vol. 1272, N 1. – 012001.
190. Ruthig, H. Treatment of popliteal space contractions / H. Ruthig // *Das Deutsche Gesundheitswesen.* – 1953. – Vol. 8, N 35. – P. 1050-1053.
191. Schnitzler, A. Lengthening of knee flexor muscles by percutaneous needle tenotomy: Description of the technique and preliminary results / A. Schnitzler, F. Genêt, A. Diebold [et al.] // *Plos One.* – 2017. – Vol. 12, N 11. – P. e0182062.
192. Seide, K. Fracture reduction and deformity correction with the hexapod Ilizarov fixator / K. Seide, D. Wolter, H.R. Kortmann // *Clinical Orthopaedics and Related Research.* – 1999. – N 363. – P. 186-195.
193. Sendroy-Terrill, M. Aging with traumatic brain injury: cross-sectional follow-up of people receiving inpatient rehabilitation over more than 3 decades / M. Sendroy-Terrill, G.G. Whiteneck, C.A. Brooks // *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* – 2010. – Vol. 91, N 3. – P. 489-497.
194. Shang, P. A mini-invasive technique for severe arthrofibrosis of the knee: A technical note / P. Shang, H.X. Liu, Y. Zhang [et al.] // *Injury.* – 2016. – Vol. 47, N 8. – P. 1867-1870.
195. Shobaki, S. Editorial review on: Excellent outcome with modified thompson quadricepsplasty for knee extension contracture: Case report and review of

the literature / S. Shobaki // Journal of Musculoskeletal Surgery and Research. – 2021. – Vol. 5, N 1. – P. 75.

196. Smith, P.N. Development of the concepts of knee kinematics / P.N. Smith, K.M. Refshauge, J.M. Scarvell // Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. – 2003. – Vol. 84, N 12. – P. 1895-1902.

197. Sommers, M.B. Hinged external fixation of the knee: intrinsic factors influencing passive joint motion / M.B. Sommers, D.C. Fitzpatrick, K.M. Kahn [et al.] // Journal of Orthopaedic Trauma. – 2004. – Vol. 18, N 3. – P. 163-169.

198. Soudan, K. Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: the knee joint / K. Soudan, R. Van Audekercke, M. Martens // Journal of Biomechanics. – 1979. – Vol. 12, N 1. – P. 27-33.

199. Standard, S.C. The art of limb alignment / S.C. Standard, J.E. Herzenberg, J.D. Conway, B.M. Lamm, N.A. Siddiqui. – International Center for Limb Lengthening, Rubin Institute for Advanced Orthopedics, Sinai Hospital of Baltimore, 2019. – 236 p.

200. Sulaiman, S.K. Excellent outcome with modified Thompson quadricepsplasty for knee extension contracture: Case report and review of the literature / S.K. Sulaiman // Journal of Musculoskeletal Surgery and Research. – 2021. – Vol. 5, N 1. – P. 67.

201. Sung, K.H. Factors influencing outcomes after medial hamstring lengthening with semitendinosus transfer in patients with cerebral palsy / K.H. Sung, J. Lee, C.Y. Chung [et al.] // Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. – 2017. – Vol. 14, N 1. – P. 1-13.

202. Taylor, J.C. A new look at deformity correction. Distraction / J.C. Taylor // The Newsletter of ASAMI-North America. – 1997. – Vol. 5, N 1. – P. 204-209.

203. Thompson, T.C. Quadricepsplasty to improve knee function / T.C. Thompson // The Journal of Bone and Joint Surgery. – 1944. – Vol. 26, N 2. – P. 366-379.

204. Vahedi, H. Treatment with posterior capsular release, botulinum toxin injection, hamstring tenotomy, and peroneal nerve decompression improves flexion

contracture after total knee arthroplasty: minimum 2-year follow-up / H. Vahedi, A. Khlopas, V.L. Szymczuk [et al.] // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. – 2020. – Vol. 28, N 8. – P. 2706-2714.

205. Victor, J.M.K. Biomechanics of the knee and alignment / J.M.K. Victor // *The Knee: A Comprehensive Review* / Ed. G.R. Scuderi, A.J. Tria, Singapore : World Scientific Publishing Co, 2010. – P. 37-68.

206. Victor, J. An experimental model for kinematic analysis of the knee / J. Victor, F.V. Glabbeek, J.V. Sloten, P.M. Parizel, J. Somville, J. Bellemans // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. – 2009. – Vol. 91-B, N 6. – P. 150-163.

207. Victor, J. The influence of muscle load on tibiofemoral knee kinematics / J. Victor, L. Labey, P. Wong, B. Innocenti, J. Bellemans // *Journal of Orthopaedic Research*. – 2010. – Vol. 28, N 4. – C. 419-428.

208. Vulcano, E. Gradual correction of knee flexion contracture using external fixation / E. Vulcano, J.S. Markowitz, A.T. Fragomen, S.R. Rozbruch // *Journal of Limb Lengthening & Reconstruction*. – 2016. – Vol. 2, N 2. – P. 102-107.

209. Wallny, T. Hamstring release and posterior capsulotomy for fixed knee flexion contracture in haemophiliacs / T. Wallny, H.H. Eickhoff, G. Raderschadt, H.H. Brackmann // *Haemophilia*. – 1999. – Vol. 5, N 1. – P. 25-27.

210. Wetz, H.H. Functional anatomy and kinematics of the femorotibial joint. Results of research 1836-1950 / H.H. Wetz, H.A. Jacob // *Der Orthopade*. – 2001. – Vol. 30, N 3. – P. 135-144.

211. Wissel, J. OnabotulinumtoxinA improves pain in patients with post-stroke spasticity: findings from a randomized, double-blind, placebo-controlled trial / J. Wissel, V. Ganapathy, A.B. Ward [et al.] // *Journal of Pain and Symptom Management*. – 2016. – Vol. 52, N 1. – P. 17-26.

212. Wissel, J. Post-stroke spasticity: Predictors of early development and considerations for therapeutic intervention / J. Wissel, M. Verrier, D. M. Simpson [et al.] // *PM & R*. – 2015. – Vol. 7, N 1. – P. 60-67.

213. Xu, H. A mini-invasive procedure for treating arthrofibrosis of the knee / H. Xu, J. Ying // *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. – 2016. – Vol. 50, N 4. – P. 424-428.

214. Yin, L. Identifying the functional flexion-extension axis of the knee: an in-vivo kinematics study / L. Yin, K. Chen, L. Guo [et al.] // *PloS One*. – 2015. – Vol. 10, N 6. – URL: <https://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0128877&type=printable> (Published: 03.06.2015).

215. Zhai, J. Management of knee flexion contracture in haemophilia with the Ilizarov technique / J. Zhai, X. Weng, B. Zhang [et al.] // *The Knee*. – 2019. – Vol. 26, N 1. – P. 201-206.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1**KNEE SCORING SCALE (по D.B. Kettelkamp)**

Пациент определяет самостоятельно

Боль и активность (26 баллов)	
Нет	26
При необычной (чрезмерной) нагрузке	22
Боль в конце дня, нагрузка не ограничена	18
Боль в конце дня, нагрузка ограничена	14
Ходьба возможна в течение нескольких часов	10
Ходьба возможна менее одного часа	6
Боль при каждом шаге	3
Боль постоянная	0
Туфли и носки (6 баллов)	
Надевает без труда	6
С трудом	4
Может надеть носки, не может надеть туфли	2
Не может надеть ни носки, ни туфли	0
Ходьба по лестнице (22 балла)	
Без труда	22
Медленно переставляя ноги (переступая)	14
Шаг за шагом	6
Не может	0
Походка (2 балла)	
Нет хромоты	2
Есть хромота, ходьба с тростью или одним костылем	1
Ходьба с двумя тростями или на двух ногах	0
Припухлость (4 балла)	
Нет	4
Незначительная	2
Умеренная	1
Выраженная	0
Боль при сгибании и разгибании в суставе (6 баллов)	
Отсутствует	6
Или при сгибании или при разгибании	3
И при сгибании и при разгибании	0

ПРИЛОЖЕНИЕ №1 (продолжение)

Определяет врач

Сгибательная контрактура (8 баллов)	
0°	8
1–5°	6
6–10°	4
11–15°	2
16–20°	1
Более 20°	0
Амплитуда сгибания (2 баллов)	
Более 100°	2
75–99°	1
Менее 75°	0
Симптом переднего «выдвижного ящика» (6 баллов)	
Отрицательный	6
Слегка положительный	4
Умеренно положительный	2
Выраженный	0
Ротационная нестабильность (4 балла)	
Нет	4
Незначительная	2
Умеренная выраженная	0
Стабильность боковой связки (8 баллов)	
Связка не повреждена	8
Слегка растянута	6
Умеренно растянута	4
Сильно растянута	0
Боль при ротации (8 баллов)	
Отсутствует	8
Или при наружной или при внутренней ротации	4
И при наружной и при внутренней	0
Вальгус-варус (1 балл)	
Вальгус 5–9°	1
Менее 5 и более 9°	0

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

Lysholm knee score (по Tegner Y., Lysholm J.)

Хромота		Использование дополнительных средств опоры	
Отсутствует	5	Нет	5
Небольшая / периодическая	3	Нужны трость или костыли	2
Тяжелая/постоянная	0	Невозможно носить вес	0
Наличие блокирования сустава		Наличие нестабильности сустава	
Нет блокирования	15	Нет	25
Есть ощущение неловкости в суставе, нет блокирования	10	Появляется только после тяжелой физической нагрузки	20
Иногда имеется блокирование сустава	6	Невозможно участвовать в тяжелой физической нагрузке	15
Часто имеется блокирование сустава	2	Иногда появляется в повседневной деятельности	10
На момент физического осмотра имеется блокирование сустава	0	Часто появляется в повседневной деятельности	5
Болевой синдром		Появляется при каждом шаге	0
Нет	25	Припухлость сустава	
Иногда появляется после тяжелой физической нагрузки	20	Нет	10
Усиливает после тяжелой физической нагрузки	15	Появляется только после тяжелой физической нагрузки	6
Появляется во время или после ходьбы более 2 км	10	Появляется после обычной деятельности	2
Появляется во время или после ходьбы менее 2 км	5	Постоянно существует	0
Постоянно	0		
Ходьба по лестнице		Сидение на корточках	
Нет проблем	10	Нет проблем	5
Имеется небольшая проблема при ходьбе по лестнице	6	Имеется небольшая проблема	4
Замедленная ходьба с вынужденной остановкой на каждой ступени	2	Невозможно присесть больше 90 градусов	2
Невозможно ходить по лестнице	0	Невозможно присесть	0
Сумма баллов			

ПРИЛОЖЕНИЕ 3

LEFS (Lower Extremity Functional Scale)

Вид деятельности	Невозможность или выраженные трудности	Значительные трудности	Умеренные трудности	Небольшие трудности	Нет трудностей
1.Какие-либо трудности с работой, домашней работой, школой	0	1	2	3	4
2.Ваше обычное хобби, отдых, спортивные занятия.	0	1	2	3	4
3. Пользование ванной.	0	1	2	3	4
4.Передвижение по квартире	0	1	2	3	4
5.Надевание обуви, носков.	0	1	2	3	4
6.Сидение на корточках	0	1	2	3	4
7.Поднимание предметов, например сумки с продуктами, с пола	0	1	2	3	4
8.Тяжелая работа по дому	0	1	2	3	4
9.Тяжелая работа во дворе	0	1	2	3	4
10. Посадка и высадка из автомобиля	0	1	2	3	4
11.Прогулка (два квартала)	0	1	2	3	4
12.Прогулка (два километра)	0	1	2	3	4
13.Спуск или подъем по лестнице на 10 ступенек	0	1	2	3	4
14.Стояние в течение 1 часа	0	1	2	3	4
15.Сидение в течение 1 часа	0	1	2	3	4
16.Бег по ровной местности	0	1	2	3	4
17.Бег по неровной местности	0	1	2	3	4
18.Резкие повороты во время быстрого бега	0	1	2	3	4
19.Прыжки	0	1	2	3	4
20.Повороты в кровати	0	1	2	3	4

ПРИЛОЖЕНИЕ 4

Регистрационная карта обследования пациентов

Регистрируемые параметры												
ФИО												
Моб. номер							Пол					
№ ИБ	Дата рождения						Возраст					
Дата поступления	Дата операции						Дата выписки					
Адрес												
Место работы, профессия												
Основной диагноз					Сопутствующая патология							
Этиология												
Название операции												
Предшествующие операции					Сопутствующие операции на мягких тканях							
Длительность периодов: латентного, дистракции, разгибания, фиксации (при сгибательной контрактуре)					Длительность периодов: латентного, дистракции, разработки движений, кол-во циклов сгибания-разгибания (при разгибательной контрактуре)							
Дата демонтажа АВФ												
Амплитуда движений в коленном суставе	До операции					Спустя 3мес.						
	В АВФ					Спустя 6 мес.						
	После демонтажа АВФ					Спустя 9 мес.						
						Спустя 12 мес.						
Функциональная оценка по шкалам и опросникам	KSS	До			Lysholm	До			LEFS	До		
		П/АВФ				П/АВФ				П/АВФ		
		3м				3м				3м		
		6м				6м				6м		
		9м				9м				9м		
		12м				12м				12м		
Послеоперационные осложнения по J.Caton (1991)												