

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ В.И. РАЗУМОВСКОГО»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи



Зубавленко Роман Андреевич

**Оптимизация техники позиционирования эндопротеза
при тотальной артропластике коленного сустава**

3.1.8. Травматология и ортопедия

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, доцент
Островский Владимир Владимирович

Саратов – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ВЛИЯНИЕ МАЛЬРОТАЦИИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА НА РЕЗУЛЬТАТЫ ПЕРВИЧНОЙ АРТРОПЛАСТИКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)	14
1.1. Частота и последствия мальротации бедренного компонента эндопротеза	14
1.2. Методология анализа литературных источников (PRISMA-обзор)	15
1.3. Общие принципы позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава при его первичной артропластике.....	19
1.4. Причины мальротации бедренного компонента эндопротеза	23
1.5. Диагностика и осложнения мальротации	38
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	41
2.1. Общий дизайн исследования	41
2.2. Методы обследования пациентов	43
2.3. Техника операции и характеристика эндопротезов	46
2.4. Статистические методы исследования	51
ГЛАВА 3. ПЛАНИРОВАНИЕ РОТАЦИИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ..	54
3.1. Оценка взаимоотношений анатомических ориентиров	54
3.2. Приоритетные разработки	69
3.3. Алгоритм предоперационного планирования ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава	72
ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ	80
4.1. Дизайн клинического этапа исследования	80
4.2. Общая характеристика пациентов проспективного этапа	82
4.3. Результаты лечения пациентов основной группы	86
4.4. Результаты лечения пациентов группы сравнения	95
4.5. Сравнительная оценка результатов лечения	107

ЗАКЛЮЧЕНИЕ	116
ВЫВОДЫ	124
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	125
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	126
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	127
ПРИЛОЖЕНИЕ А	151
ПРИЛОЖЕНИЕ Б	152

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

В последние десятилетия регистрируется неуклонная тенденция к увеличению числа пациентов с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями коленного сустава, являющихся показаниями к первичному эндопротезированию. Несмотря на эволюцию дизайна имплантатов, внедрение малоинвазивных доступов и прецизионного инструментария, сохраняется высокая частота неудовлетворительных функциональных исходов [10, 40, 69]. Согласно литературным данным, кумулятивная частота осложнений после тотального эндопротезирования коленного сустава (ТЭКС) демонстрирует широкий диапазон значений — от 2% до 55% в зависимости от критериев оценки и сроков наблюдения [4, 7, 53, 70, 113].

Приоритетным фактором, детерминирующим благоприятный отдаленный прогноз, признается точное пространственное позиционирование бедренного компонента протеза [1, 151]. Современные кинематические исследования *in vitro* и *in vivo* свидетельствуют о том, что минимальные ротационные изменения (в пределах 3–5 градусов) индуцируют значимые паттерны изменения биомеханики сустава. Данное нарушение приводит к дисфункции пателлофemorального сочленения, проявляющейся мальтрекингом надколенника, латеральной подвывихом или вывихом, а также развитием асимметричной нагрузки и нестабильности тибеофemorального сочленения, что существенно ухудшает долгосрочные результаты ТЭКС [11, 118].

Одной из фундаментальных причин неблагоприятных биомеханических исходов после установки эндопротезов коленного сустава является недостаточная точность предоперационного обследования, отражающаяся на выполнении адекватного планирования предстоящей операции. Применяемые в настоящее время протоколы, основанные на анализе данных лучевой диагностики в стандартных проекциях, обеспечивают определение анатомической и

механической оси нижней конечности, а также естественного заднего наклона тибиального плато (slop). Однако они не позволяют адекватно оценить комбинированную ротацию компонентов, особенно бедренного, что является критически важным параметром для обеспечения долгосрочной стабильности и функциональности эндопротеза [35].

Исследования показывают, что даже незначительное изменение угла внутренней ротации бедренного компонента всего на $4,7-5^{\circ}$ (а по некоторым работам даже в диапазоне $\pm 3^{\circ}$) может увеличить риск возникновения болевого синдрома в переднем отделе коленного сустава в пять раз с реальной угрозой вывиха надколенника и существенным снижением сроков «выживаемости» эндопротеза [24, 116, 122, 157].

В ходе планирования критически важным этапом является реконструкция пространственного взаимоотношения ключевых линий: линии надколенниковой борозды (Whiteside Line/WL), хирургической (Surgical Trans-Epicondylar Axis/STEA) и анатомической (Anatomical Trans-Epicondylar Axis/ATEA) надмыщелковой, а также задней мыщелковой линии (Posterior Condylar Line/PCL)). Точная интерпретация этой геометрической схемы служит фундаментальной базой для исключения внутренней или наружной мальротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава, определенная индивидуальная конфигурация бугристости и межмыщелкового возвышения выступает определяющим фактором при выборе внешних ротационных маркеров для позиционирования большеберцового компонента [2, 27, 45].

Тем не менее, интраоперационное воспроизведение определенных с помощью КТ анатомических ориентиров часто затруднительно, что приводит к техническим погрешностям при интеграции имплантируемой конструкции [68]. Во время операции для ротационного позиционирования бедренного компонента применяют техники: измеряемой резекции (Measured Resection/MR), используя в качестве базовых ориентиров вышеуказанные линии; балансировки зазора (Gap Technique/GT), основываясь на балансе медиальной и латеральной коллатеральных связок; и комбинированную технику (Combined Technique/CT) [19, 63, 67, 105].

Степень разработанности темы исследования

В 1999 году С. W. Olcott и соавт. провели исследование, в ходе которого было установлено, что традиционная методика позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава, ориентированная на PCL и предусматривающая ротацию на 3° наружу, рекомендованную большинством, приводит к мальротации коленного сустава более чем у 30% пациентов, что сопровождается болевым синдромом. Частота ошибок при определении надмыщелковой эпикондиллярной линии (Transepicondylar Axis/TEA), превышающих 5°, составляет 56%, а при использовании линии WL оценки бедренной ротации отклонения могут варьировать от 15° наружной ротации до 17° внутренней ротации [120].

Традиционная визуально-мануальная методика имплантации в значительной степени зависит от опыта и мастерства хирурга, а значит, вследствие влияния субъективных факторов, характеризуется значительной вариативностью в отношении точности позиционирования компонентов эндопротеза [8, 92, 157].

Большой потенциал для повышения точности позиционирования компонентов эндопротеза имеет применение роботизированных систем и компьютерных навигационных технологий. Широкие возможности современных систем навигации, включая роботические технологии, практически вытеснили из повестки дня продолжение исследований, посвященных повышению точности позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава с применением мануальных техник, однако в клинической практике такие техники продолжают доминировать. В силу ряда причин (оснащенность операционных, подготовленность персонала, себестоимость операций, ограничения показаний к применению) в настоящее время при выполнении ТЭКС мануальную технику по-прежнему используют в 90% случаев [54, 56, 71].

В связи с этим задача разработки методики, позволяющей с большей точностью позиционировать компоненты эндопротеза, применяя мануальную технику, продолжает оставаться актуальной.

Цель и задачи исследования

Улучшить результаты первичной артропластики коленного сустава за счет повышения точности позиционирования бедренного компонента эндопротеза.

1. Определить эффективность использования традиционных ориентиров для позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава при применении мануальной техники.

2. Разработать методику позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава с использованием нового ориентира – передней касательной линии (Front Anterior Tangent/FAT).

3. Создать алгоритм, определяющий персонализированное применение разработанной методики при первичном тотальном эндопротезировании коленного сустава.

4. Оценить эффективность предложенной методики и обосновать ее преимущества.

Научная новизна

1. Впервые для позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава предложен новый анатомический ориентир – линия FAT, проведенная через выступающие пластинки компактного костного вещества дистального метаэпифиза бедренной кости в области верхнего полюса надколенника.

2. Впервые для позиционирования бедренного компонента эндопротеза разработана методика, ориентированная на угол FAT/STEA, защищенная патентом РФ [53], а также создана компьютерная программа, защищенная Свидетельством о государственной регистрации [58], позволяющая рассчитать этот угол на основании косвенных показателей при сложной интраоперационной доступности соответствующих ориентиров.

Теоретическая и практическая значимость работы

1. Разработанная на основе нового анатомического ориентира оригинальная методика предоперационного планирования и интраоперационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава, основанная на угле, образованном предложенной новой FAT и STEA, позволяет повысить точность ротационной установки бедренного компонента даже в случаях деформаций мышечков бедренной кости, препятствующих эффективному использованию традиционных ориентиров.

2. Созданная компьютерная программа, используя уравнения, разработанные на основе проведенного регрессионного анализа взаимоотношений углов между анатомическими ориентирами коленного сустава, позволяет рассчитать значение предусмотренного новой методикой угла FAT/STEA даже в случаях недоступности прямых интраоперационных измерений, на основе дополнительных ориентиров.

3. Применение разработанной методики в соответствии с созданным алгоритмом позволяет реализовать персонализированный подход при выполнении тотального эндопротезирования коленного сустава с учетом индивидуальных особенностей пациентов. Это особенно важно в случаях деформаций костных компонентов коленного сустава, часто встречающихся при тяжелых стадиях остеоартрита, и позволяет статистически значимо повысить точность ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза, снизить число осложнений и мальротаций, улучшить результаты лечения.

Методология и методы исследования

Исследование, в соответствии со сформулированными целью и задачами, проведено в три последовательных этапа.

На первом этапе были проанализированы компьютерные томограммы коленных суставов 127 пациентов со II-IV степенью тяжести остеоартрита, изучены взаимоотношения между анатомическими ориентирами, традиционно

используемыми для планирования и реализации ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава, и предложен новый ориентир – линия FAT.

На втором этапе проведен ретроспективный анализ результатов лечения 118 пациентов, которым выполнили первичное тотальное эндопротезирование коленного сустава с использованием мануальной техники, применяя для позиционирования бедренного компонента эндопротеза традиционно определяемые ориентиры – STEA и ATEA, а также PCL. Определены факторы риска, способные повлиять на точность определения этих ориентиров и, соответственно, на точность позиционирования бедренного компонента эндопротеза. На основе этого анализа были разработаны оригинальная методика с использованием нового ориентира – линии FAT, компьютерная программа для расчета взаимоотношений новой линии с известными ориентирами, а также алгоритм, определяющий показания к применению предложенной методики.

На третьем этапе разработанные методика и алгоритм были внедрены в клиническую практику и реализованы у 48 пациентов, итоги лечения которых были сопоставлены с результатами, полученными при использовании традиционного подхода (группа сравнения), и продемонстрировали статистически значимое преимущество. С учетом полученных данных были сформулированы рекомендации для практического здравоохранения по внедрению разработанной методики.

Для выполнения исследования были использованы методы: архивно-аналитический (изучение литературных источников и медицинской документации), клиническое и лучевое обследование, фотометрия, гониометрия, анкетирование пациентов, статистическая обработка полученных данных.

Положения, выносимые на защиту

1. Использование традиционных анатомических ориентиров для определения ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного

сустава не во всех случаях применения мануальной техники позволяет соблюсти необходимую степень точности. Прежде всего это связано с недостаточной доступностью традиционно выполняемых интраоперационных измерений. Предложенный новый анатомический ориентир – линия FАТ – позволяет повысить точность измерений и, соответственно, ротационного позиционирования бедренного компонента.

2. Выявленные корреляционные связи между взаимоотношениями анатомических ориентиров коленного сустава и разработанные на этой основе регрессионные уравнения позволяют использовать оригинальную компьютерную программу, способную рассчитать необходимые для реализации предложенной методики параметры даже при невозможности или затруднениях при проведении прямых интраоперационных измерений.

3. Использование разработанной методики уточненного ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава позволяет расширить возможности успешного проведения операций с применением мануальной техники, в том числе у проблемного контингента пациентов, имеющих деформации мыщелков бедренной кости.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Диссертация соответствует паспорту научной специальности 3.1.8. Травматология и ортопедия, области науки: медицинские науки, пунктам 1, 3, 4 направлений исследований.

Степень достоверности и апробация результатов

Актуальность предпринятого исследования, его цель, задачи и дизайн были определены на основе анализа 132 научных публикаций, отражающих современные представления о проблемах первичного эндопротезирования коленного сустава. В ходе ретроспективного и проспективного этапов

исследования были проанализированы данные обследования и результаты лечения в общей сложности 339 пациентов с остеоартритом коленного сустава различной степени тяжести, что позволило провести полноценный статистический анализ полученных данных и сделать обоснованные выводы. В работе применены методики обследования и контроля, соответствующие современным требованиям к выполнению научных клинических исследований.

Основные положения данной работы были представлены на конференциях с международным участием:

- V Евразийский Ортопедический Форум (ЕОФ) (19-21 июня 2025 г., Москва);
- IX Международный конгресс ассоциации ревмоортопедов (12-13 сентября 2025 г., Москва);
- Международная научно-практическая конференция «Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики», посвященная 80-летию основания Научно-исследовательского института травматологии, ортопедии и нейрохирургии СГМУ (19 ноября 2025 г., Саратов).

Апробация диссертационной работы проведена на научной проблемной комиссии по травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России (протокол № 5 от 30 июня 2025 г.).

Внедрение результатов исследования в практику

Полученные результаты исследования и основные положения диссертационной работы внедрены в практическую деятельность травматолого-ортопедических отделений Научно-исследовательского института травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России.

Материалы исследования используются в учебном процессе на кафедре травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России.

Личный вклад автора

На основе всестороннего анализа актуальных литературных источников и собственного опыта автор определил цель и задачи исследования, разработал его дизайн. В составе коллектива авторов он разработал оригинальную методику лечения пациентов, защищенную патентом РФ [53], и принял участие в разработке компьютерной программы, защищенной свидетельством о государственной регистрации [58]. Им лично были реализованы первый и второй этапы исследования; он также принял участие или лично выполнил более чем 80% операций проспективного этапа, успешно внедрив в клиническую практику свою оригинальную методику лечения. Им было осуществлено предоперационное обследование, а также послеоперационное ведение, наблюдение и сбор данных всех включенных в исследование пациентов. Автор провел анализ полученных результатов с применением современных статистических методов, сформулировал выводы и практические рекомендации, оформил текст диссертационной работы.

Публикации по теме диссертации

По результатам исследования автором опубликовано 10 печатных работ, в том числе 2 научные статьи в журналах, включенных в Перечень рецензируемых научных изданий Сеченовского Университета / Перечень ВАК при Минобрнауки России, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата медицинских наук; 4 – иные статьи по теме диссертационного исследования; 1 патент на изобретение; 1 свидетельство о регистрации программы для ЭВМ; 2 публикации в сборниках материалов научных конференций.

Структура и объем диссертации

Диссертация изложена на 153 страницах компьютерного текста, состоит из введения, обзора литературы, трех глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений, списка литературы, включающего 157 источников (72 отечественных и 85 иностранных) и 2 приложений. Иллюстративный материал представлен 17 таблицами и 40 рисунками.

ГЛАВА 1. ВЛИЯНИЕ МАЛЬРОТАЦИИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА НА РЕЗУЛЬТАТЫ ПЕРВИЧНОЙ АРТРОПЛАСТИКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Частота и последствия мальротации бедренного компонента эндопротеза

В последние десятилетия число пациентов, нуждающихся в проведении ТЭКС, существенно увеличилось. Данная тенденция вызвана множеством факторов, таких как старение населения, рост заболеваемости ОА и популяризация активного образа жизни. Несмотря на успехи в создании инновационных решений и усовершенствовании хирургических техник, многие пациенты остаются неудовлетворёнными результатом операции, причем доля таких случаев по некоторым публикациям достигает 55% [5, 10, 36, 60, 69].

Одной из основных причин неудовлетворительных результатов является неправильно выбранная ориентация бедренного компонента эндопротеза. Мальротация бедренного компонента, то есть отклонение от оптимального угла ротации, вызывает ряд негативных последствий, таких как:

- уменьшение амплитуды движений [89, 121];
- формирование контрактур и ограничение подвижности коленного сустава [141, 145];
- износ полиэтиленового вкладыша эндопротеза [104];
- появление постоперационной боли и дискомфорта в переднем отделе сустава [143];
- раннее расшатывание эндопротеза и необходимость ревизионного вмешательства [106, 148].

Кроме того, неправильное позиционирование бедренного компонента приводит к нарушению распределения механических нагрузок, что увеличивает риск осложнений и ухудшения общего результата ТЭКС [151].

Стандартные клинические рекомендации предполагают позиционирование бедренного компонента с наружной ротацией около 3° , однако недавние исследования показывают большую вариабельность оптимальных углов ротации у разных пациентов [97, 146]. Например, одно из крупных исследований установило, что стандартный угол применим в 59% случаев, тогда как у остальных пациентов возникают проблемы из-за недостаточной адаптированности используемого протокола [137].

Таким образом, в публикациях подчеркивается значимость персонализированной адаптации ротации бедренного компонента с учетом индивидуального разнообразия анатомических характеристик каждого пациента. Для формирования объективного мнения о данной проблеме и путях ее возможного решения необходимо проведение анализа специальной литературы, основанного на строгих методологических критериях.

1.2. Методология анализа литературных источников (PRISMA-обзор)

PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) – это основанный на доказательных принципах минимальный набор элементов для отчётов в систематических обзорах и мета-анализах [156].

Нами была осуществлена методологическая работа по идентификации релевантной литературы. Мы попытались собрать из доступных литературных источников исчерпывающую информацию по рассматриваемой проблематике и проанализировать ее. В ходе исследования был проведен анализ возможностей предоперационного планирования, оценено влияние и допустимые границы мальротации на исход операции, а также определена целесообразность использования интраоперационных методов определения ротации бедренного компонента в качестве эталонного подхода в практике ТЭКС [20].

В качестве ключевых поисковых терминов использовали синонимичные и родственные выражения, охватывающие следующие аспекты: «тотальная артропластика коленного сустава», «ротация бедренного компонента»,

«мальротация бедренного компонента», «позиционирование компонентов эндопротеза коленного сустава», «осложнения после артропластики коленного сустава» и «пателлофemorальная боль после эндопротезирования». Эти термины применялись в различных комбинациях для обеспечения полноты охвата исследуемой темы.

Анализ проводили с использованием следующих научных баз данных: PubMed, Google Scholar, Web of Science, CyberLeninka и eLibrary. В рамках данного исследования были учтены все рецензируемые источники, включая результаты рандомизированных контролируемых испытаний, проспективных и ретроспективных исследований, что позволило обеспечить высокую степень научной обоснованности полученных данных.

Поисковый запрос охватил базы данных на русском, английском и немецком языках, что обеспечило репрезентативность библиографической базы. Критерием релевантности служила верифицируемая связь между биомеханическим параметром (углом ротации бедренного компонента) и клиническими исходами. Критерии включения предполагали наличие в тексте детального описания когорты пациентов после первичной артропластики, количественной оценки ротации бедренного компонента, а также регистрации пателлофemorальных осложнений (мальтрекинг, болевой синдром), показателей амплитуды движений и валидированных оценок функции нижней конечности.

Дизайном исследования предусматривалось исключение публикаций обзорного типа, технических отчетов, лишенных проспективного наблюдения за пациентами, а также доклинических испытаний (*in vivo* на биологических моделях и *in vitro*). Данный алгоритм фильтрации гарантировал высокую специфичность анализируемого материала и минимизировал риск систематической ошибки при интерпретации результатов. Планирование, выполнение и отчетность данного систематического обзора проводили в соответствии с установленными руководящими принципами PRISMA, что способствовало обеспечению корректности и прозрачности процесса исследования.

В ходе первичного скрининга было идентифицировано 354 публикации, непосредственно коррелирующие с основным направлением исследования. После проведения процедуры дедупликации, направленной на устранение дублирующих материалов, для дальнейшего анализа была отобрано 137 уникальных источников. Из данной совокупности была осуществлена целенаправленная выборка 94 полнотекстовых документов, соответствующих критериям отбора на основании их заголовков и аннотаций (рисунок 1.1).

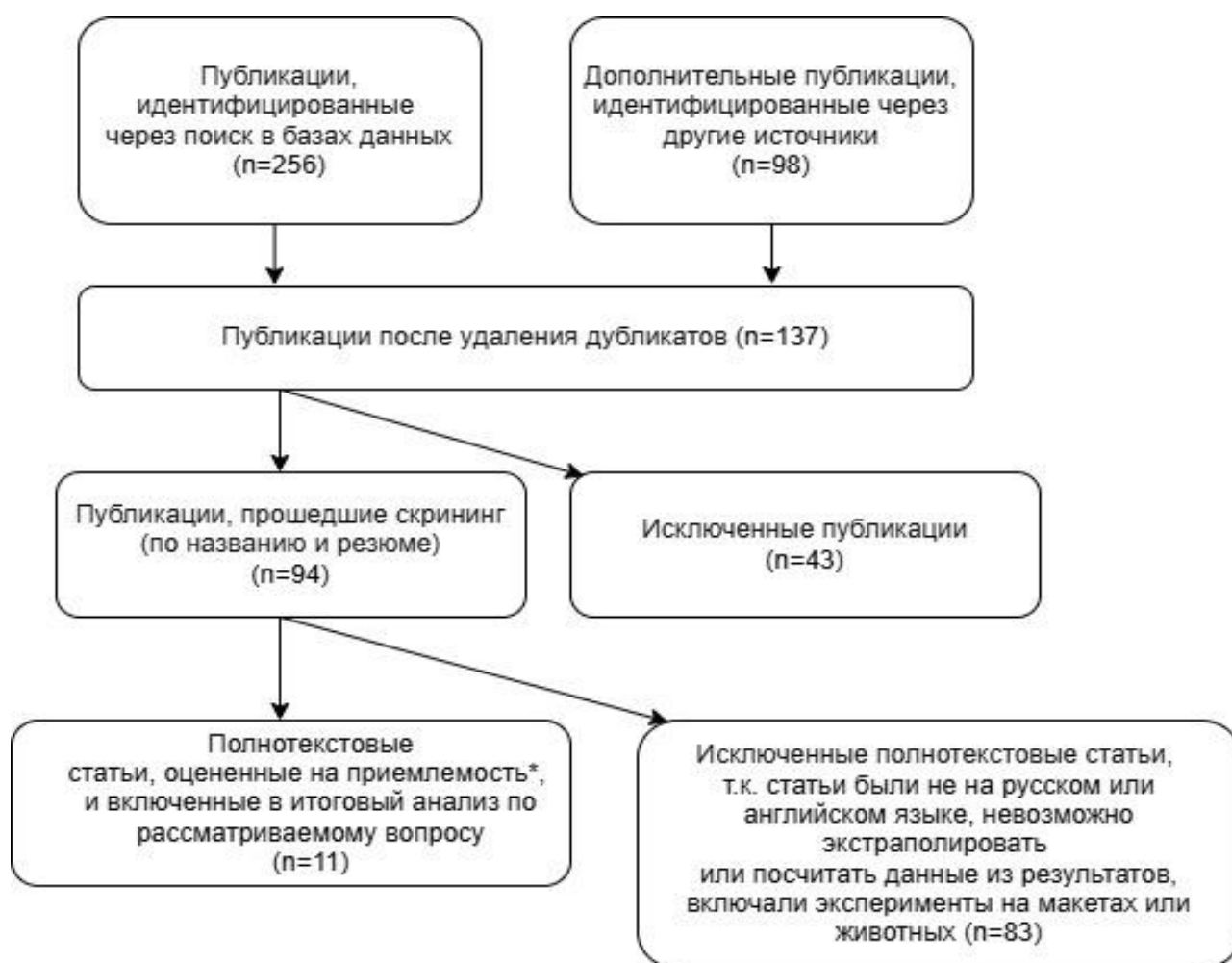


Рисунок 1.1 – Методология отбора литературных источников по теме «тотальная артропластика коленного сустава, позиционирование бедренного компонента» по PRISMA

После проведения детального анализа текстов и их критической оценки, согласно установленным критериям включения и исключения, было принято решение об исключении 83 статей из дальнейшего рассмотрения. В результате

тщательного отбора и фильтрации, финальная выборка составила 11 публикаций, полностью соответствующих установленным методологическим критериям и требованиям.

Для изучения проблемы интеграции механических и роботизированных навигационных систем в процесс принятия интраоперационных решений была проведена комплексная методологическая работа, направленная на идентификацию релевантной научной литературы. В рамках данного исследования были тщательно проанализированы существующие публикации, касающиеся применения технологий навигационного ассистирования в хирургии. Особое внимание уделяли изучению теоретических основ, практических аспектов и потенциальных преимуществ использования механических и роботизированных систем в операционной среде [21].

Анализ литературы был направлен на оценку эффективности различных методов ротационного планирования и интраоперационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава, включающих использование механических и роботизированных навигационных устройств. Целью такого анализа было доказательство получения анатомически и клинически более высоких результатов, достигаемых с помощью механических и роботизированных навигационных систем по сравнению с визуально-мануальными методами, традиционно применяемыми в хирургической ортопедии.

Первоначальный скрининг выявил 366 публикаций, релевантных ключевым исследовательским задачам. После исключения дубликатов к дальнейшему анализу было допущено 158 уникальных источников. Из данной выборки были извлечены 85 полнотекстовых статей, соответствующих заданным критериям отбора на основании названий и аннотаций.

После тщательного анализа содержания, 74 публикации были исключены из аналитического обзора ввиду несоответствия заявленным критериям включения и исключения. В результате, 11 статей были признаны соответствующими критериям отбора и включены в итоговый анализ. Данный методологический подход обеспечил объективность и репрезентативность выборки, что является критически

важным для обеспечения валидности и надежности полученных результатов (рисунок 1.2).

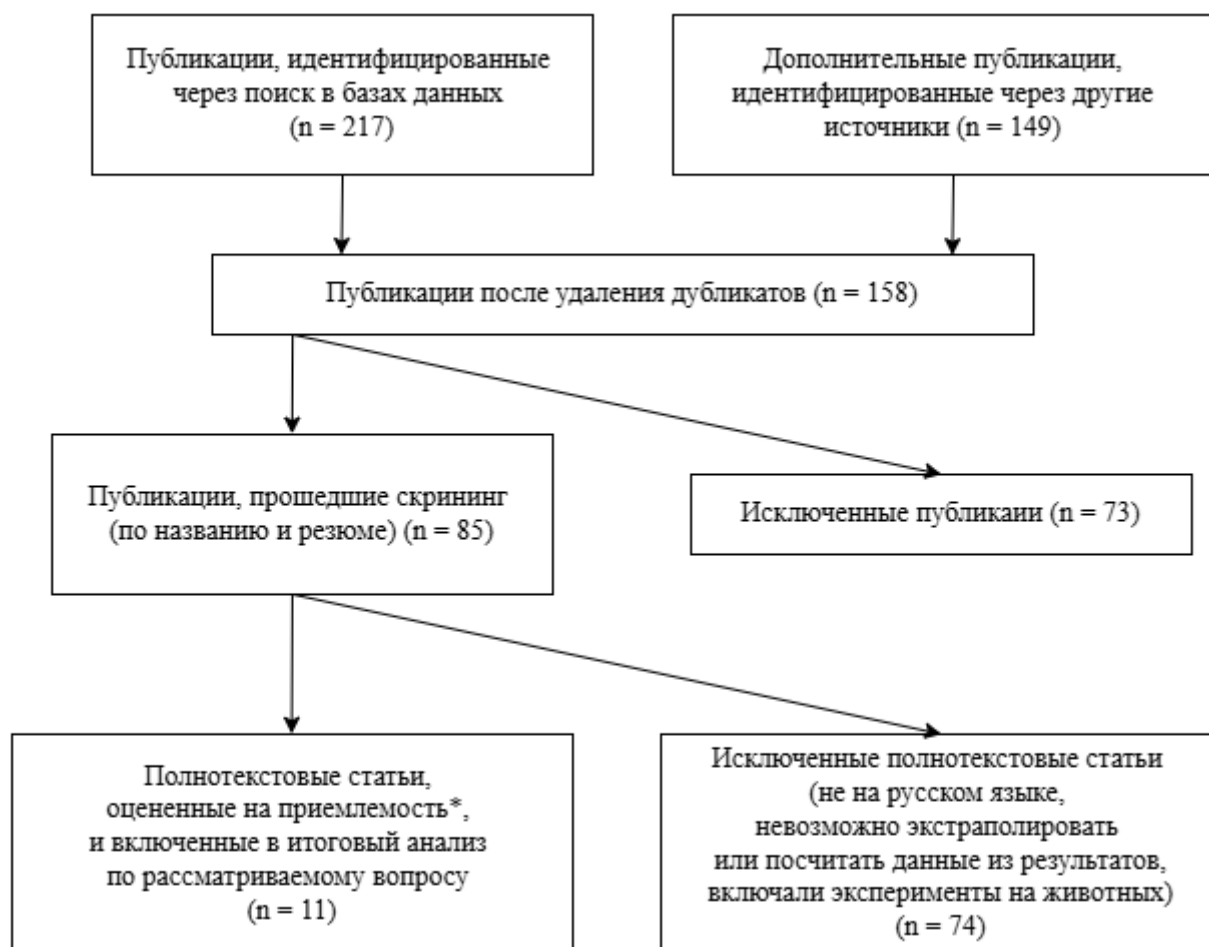


Рисунок 1.2 – Методология отбора литературных источников по теме «Использование роботических и навигационных систем в тотальной артропластике коленного сустава» по PRISMA

1.3. Общие принципы позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава при его первичной артропластике

Одной из важнейших причин неблагоприятных биомеханических исходов после ТЭКС является недостаточность традиционного предоперационного планирования. Несмотря на внедрение в травматологию и ортопедию систем компьютерного моделирования, традиционные методы предоперационной подготовки демонстрируют ограниченную прогностическую ценность при

выраженных деформациях. Диссонанс между виртуальным планированием и интраоперационной реальностью обусловлен дискордантностью визуально определяемых параметров и фактического функционирования эндопротеза, что ведет к росту числа ревизионных вмешательств и снижение функциональных оценок по шкалам исходов лечения [63].

В качестве базового протокола оптимизации позиционирования применяется рентгенография (фронтальная, сагиттальная и аксиальная укладки). Данный подход обеспечивает верификацию глобальной механической линии и пространственной ориентации тибиального плато, что является критическим условием для равномерного распределения нагрузки на интерфейс «кость-имплант» [28, 33, 155].

При тяжелых деформациях или проведение ревизионных операций, дополнительно используют КТ в аксиальной проекции. Данные исследования помогают уточнить взаиморасположение важных анатомических элементов коленного сустава, таких как WL, STEA, ATEA и PCL, что играет ключевую роль в правильном расположении бедренного компонента эндопротеза (рисунок 1.3) [18, 28, 33, 68].

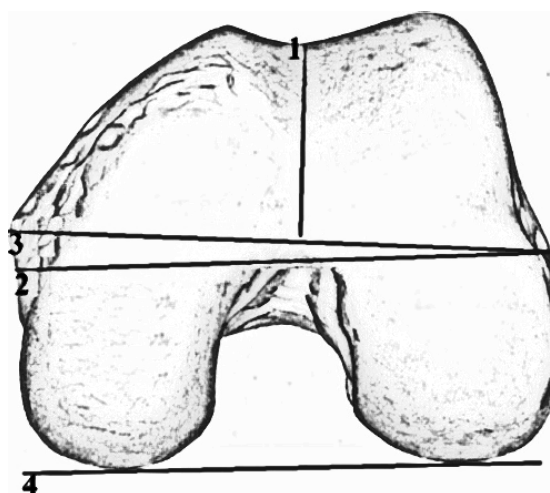


Рисунок 1.3 – Линии, образованные анатомическими ориентирами бедренной кости: 1 – WL; 2 – STEA; 3 – ATEA; 4 – PCL

Современные методы лучевой диагностики позволяют также уточнить расположение бугристости и гребня большеберцовой кости, что необходимо для

планирования ротации большеберцового компонента и повышает вероятность положительных исходов оперативного вмешательства [18, 33, 150].

Применение указанных выше ориентиров привело к созданию двух взаимодополняющих подходов:

- предоперационное планирование опилов костных структур с последующей интраоперационной балансировкой экстензионного и флексионного интервалов;
- выполнение опилов непосредственно в операционной на основе интраоперационной балансировки интервалов.

Наиболее простой и широко используемый подход к предоперационному планированию костных опилов отражает техника *femur first*. При выполнении ТЭКС резекцию бедренной и большеберцовой костей осуществляют отдельно, что обеспечивает оптимальную адаптацию каждого из компонентов эндопротеза к анатомическим структурам пациента. Для безошибочного позиционирования бедренного компонента при планировании и в процессе хирургического вмешательства, используют анатомические ориентиры: PCL, STEA, ATEA и WL [117] (рисунок 1.4 А).

Биомеханическая концепция «*tibia first*», сопряженная с принципами интраоперационного лигаментарного баланса, представляет собой тактику свободного позиционирования, не детерминированную данными предоперационной визуализации. В рамках данного протокола плоскость резецированного плато большеберцовой кости выступает первичным референсом для определения ротации бедренного компонента эндопротеза.

Реализация методики осуществляется посредством применения инструментария для контролируемой межмышечковой дистракции — спейсеров и тензиометров натяжения. Данные устройства позволяют верифицировать пространственную симметрию коллатеральных связок и суставной капсулы как в положении полного разгибания, так и под углом 90 градусов сгибания [88, 121, 142] (рисунок 1.4 Б).

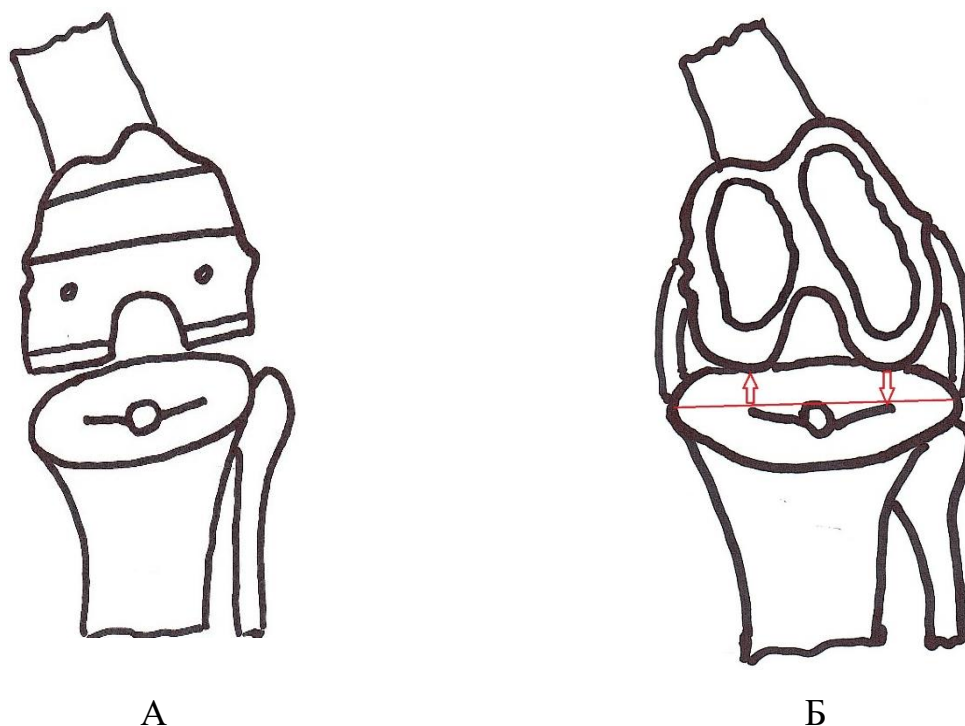


Рисунок 1.4 – Схема применения техник *femur first* (А) и *tibia first* (Б)

Хотя внедрение роботизированных и навигационных систем значительно продвинуло область ортопедической хирургии, для этих методик сохраняется ряд ограничений, вынуждающих многих хирургов придерживаться классических визуально-мануальных методов позиционирования эндопротезов [32, 68, 114, 134].

К недостаткам роботизированных и навигационных систем относят:

- Неспособность учесть уникальные особенности костного ложа и мягких тканей пациента. Ровная поверхность и стандартные размеры эндопротеза применимы не всегда, а неправильная подготовка зоны установки сильно затрудняет работу роботизированных систем [31, 65, 74];
- Значительное увеличение продолжительности операции, вызванное необходимостью многократных проверок соответствия установки данным компьютера. Длительность вмешательства влечет за собой повышенные риски, связанные с пролонгированной анестезией, такие как сердечно-сосудистые осложнения, инфекции и тромбозы [37, 64, 83];

- Высокая стоимость оборудования и необходимой квалификации сотрудников. Постоянное техническое обслуживание и высокая цена закупаемых устройств препятствуют широкому распространению роботизированных решений, делая их доступными преимущественно крупным медицинским центрам [41, 115, 153];

- Трудности применения при сопутствующих системных патологиях опорно-двигательной системы. У ряда пациентов пожилого возраста наблюдается локальное снижение плотности костной ткани, системный остеопороз или деформации на фоне остеоартрита, что серьезно осложняет использование роботизированных алгоритмов [16, 31, 51, 135];

- Ожирение: при значительном объеме подкожно-жировой клетчатки при робот-ассистированной операции технически сложно или невозможно расположить направляющие пины, что, по рекомендациям фирм-производителей оборудования, является противопоказанием к применению роботических станций.

Исследования показывают, что, хотя роботизированные операции улучшают эстетику вмешательства, долгосрочные функциональные результаты оказываются менее значимыми, нежели ожидалось изначально [25, 33, 131].

Именно поэтому визуально-мануальная техника остается ведущим способом ТЭКС, сохраняя баланс надежности и экономичности [32, 68, 114, 134].

1.4. Причины мальротации бедренного компонента эндопротеза

Неправильная ротация бедренного компонента эндопротеза коленного сустава является одной из частых причин неудачи эндопротезирования и связана с целым рядом факторов. Хирурги-ортопеды часто сталкиваются с ситуациями, когда анатомические ориентиры, служащие основой для позиционирования, искажены из-за дегенеративных процессов, посттравматических и/или врожденных аномалий [45]. Особенно это актуально при тяжелых варусных и вальгусных деформациях, характеризующихся неравномерностью износа

суставных поверхностей и отсутствием надежных анатомических ориентиров. Наиболее часто встречающаяся ситуация, при которой невозможно точно учесть истинный задний наклон мыщелков бедренной кости, что оказывает влияние на правильное ротационное позиционирование бедренного компонента [38].

Традиционно используют ориентацию на такие анатомические образования бедренной кости, как надмыщелки, однако они расположены глубоко под мягкими тканями, что создает трудности в их визуализации и идентификации в ходе операции. Избыточная травматизация окружающих мягких тканей при попытках обнажить костные ориентиры может приводить к осложнениям и негативно сказываться на результате вмешательства [138].

Методики коррекции ротации бедренного компонента зависят от избранной врачом стратегии. Уже упоминали два базовых подхода: *femur first* (сначала выполняют обработку бедренной кости) и *tibia first* (сначала обрабатывают большеберцовую кость).

Каждая из этих методик сопряжена с рисками, способствующими развитию мальротации. Традиционные методы оценки ориентации бедренного компонента с использованием линий WL, PCL, STEA и ATEA, могут приводить к значительным ошибкам из-за индивидуальной вариабельности анатомии пациента и субъективной оценкой этих ориентиров хирургом [66].

Исследования подтвердили, что неправильное позиционирование бедренного компонента связано с высоким риском развития осложнений, таких как нестабильность, ограничение подвижности и преждевременный износ эндопротеза [43, 72, 117].

В таблице 1.1 представлены публикации, отражающие количество пациентов, не удовлетворенных результатами хирургического лечения, а также особенности пред-, интра- и послеоперационных методов оценки ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава в исследованных когортах.

Анализ охватил представленные в литературных источниках 2132 случая ТЭКС, из которых 149 пациентов (7,0%) были не удовлетворены результатом операции. Неудовлетворенность была обусловлена прежде всего персистирующим

болевым синдромом в переднем отделе коленного сустава, а также наличием подвывихов или вывихов надколенника [91].

В данном систематическом обзоре углубленно рассматривается проблема отсутствия унифицированных пороговых значений для определения степени ротации бедренной кости при хирургических вмешательствах. Эта проблема, в свою очередь, приводит к неудовлетворительным клиническим результатам и повышенному риску необходимости проведения повторных операций.

В условиях прогресса в ортопедических технологиях, где требуется высокая степень точности и предсказуемости исходов хирургического вмешательства, существующие подходы к предоперационной подготовке демонстрируют недостаточную эффективность в интерпретации анатомо-функциональных параметров пациента. Данное несоответствие между запланированными и фактическими биомеханическими характеристиками функционирования эндопротеза ведет к повышенному риску развития послеоперационных осложнений и неудовлетворительных клинических результатов [62, 93, 99].

Таблица 1.1 – Статистика неудовлетворенности пациентов результатами операции в опубликованных исследованиях [59]

Авторы (год)	Кол-во набл. (N)	% неудовлетворенности пациентов (N)	Планирование	Методы и ориентиры	Контроль
Жиженкова Т.В. и соавт. (2015) [45]	1098	1,3% (14)	Нет	СТ	КТ, R.A. Berger
Каримов М.Ю., Мадрахимов С.Б. (2023) [26]	51	9,8% (5)	Нет	MR (PCL/TEA)	Нет
Мурылев В.Ю. и соавт. (2019) [44]	79	17,7% (14)	Нет	СТ	КТ, R.A. Berger
Хоминец В.В. и соавт. (2022) [66]	51	21% (11)	Нет	СТ	КТ, R.A. Berger
Лычагин А.В. и соавт. (2023) [9]	41	21% (9)	КТ аксиальная	MR (PCL/TEA)	КТ, R.A. Berger
Thielemann F.W., et al. (2016) [98]	55	15% (8)	Нет	СТ	КТ, R.A. Berger

Продолжение таблицы 1.1

Авторы (год)	Кол-во набл. (N)	% неудовлетворенности пациентов (N)	Планирование	Методы и ориентиры	Контроль
Rajgopal A., et al. (2023) [103]	364	19% (70)	Нет	MR (PCL/TEA)	КТ, R.A. Berger
Lee J.K., et al. (2017) [136]	74	25% (18)	Нет	СТ	КТ, R.A. Berger
Hanada M., et al. (2024) [79]	76	Данные отсутствуют	КТ аксиальная	MR (PCL/TEA)	КТ, R.A. Berger
Elkins J.M., et al. (2023) [85]	93	Данные отсутствуют	КТ аксиальная	СТ	КТ, R.A. Berger
Liu K., et al. (2023) [73]	150	Данные отсутствуют	КТ аксиальная	MR (PCL/TEA)	Нет

В то же время, в научной литературе ротационному позиционированию бедренного компонента эндопротеза коленного сустава уделяется недостаточно внимания, и на эту тему существуют лишь единичные публикации, не имеющие достаточного уровня доказательности, что определяет необходимость дальнейших исследований в данной области [59].

Дефицит четко установленных критериев оценки коррелирует с увеличением частоты осложнений и повторных хирургических вмешательств. Для повышения качества хирургической практики и оптимизации клинических исходов необходимо разработать и внедрить унифицированные пороговые значения для измерения ротации бедренной кости, основанные на актуальных данных биомеханики и клинических исследований. Это позволит стандартизировать диагностические и терапевтические подходы, что повысит предсказуемость и эффективность хирургического лечения [78].

Анализ научной литературы продемонстрировал, что наиболее часто бедренный компонент эндопротеза коленного сустава имплантируют в диапазоне внутренней ротации от 3° до 8° относительно STEA. Однако лишь в одном исследовании указано, что наружная ротация бедренного компонента до 3° оказывает негативное влияние на прогноз. В исследовании Т. Asano и соавт. было установлено, что внутренняя ротация бедренного компонента приводит к формированию трапециевидной суставной щели при сгибании, перегрузке латеральной фасетки надколенника, риску латерального мышечкового отрыва, а также вызывает скованность и болевой синдром в переднем отделе коленного сустава. В то же время, чрезмерная наружная ротация обуславливает медиальную перегрузку фасетки надколенника. Клинически данный вид мальротации часто имеет более благоприятные последствия по сравнению с внутренней ротацией, поскольку лучше переносится мягкоткаными структурами [77, 139].

Группа исследователей из США подошла к проблеме мальротации системно: они предложили классификацию осложнений в зависимости от того, насколько сильно «ротирован» внутрь бедренный компонент эндопротеза коленного сустава

[89]. Было определено, что при легкой ротации (от 1° до 4°) надколенник имеет латеральное смещение и фронтальный наклон. При умеренной (5° – 8°): мягкотканый баланс нарушается настолько, что развивается подвывих надколенника, а при тяжелой (свыше 7° , вплоть до 17°) детерминирует зона критического риска полного вывиха или даже остеоартикулярного перелома надколенника.

При этом научная база здесь довольно хрупкая. На сегодняшний день крайне мало работ, которые бы четко зафиксировали ту самую «красную черту» — градус внутренней или наружной ротации, после которого биомеханика сустава гарантированно ломается. В качестве альтернативы выдвигается более жесткая градация по степени тяжести: легкая (до 3° включительно), умеренная (2 – 6°) и тяжелая (выше 6°). При этом ранняя коррекция изолированной внутренней ротации бедренного компонента, превышающей 4° , может способствовать достижению более благоприятных клинических и функциональных результатов, а пациенты с легкой степенью внутренней ротации бедренного компонента ($\leq 3^\circ$) подлежат консервативному лечению, что также подтверждается данными, представленными в данной работе [125].

Для достижения оптимальной ротационной ориентации компонентов эндопротеза в ходе операции применяют широкий спектр методологических подходов. Традиционная визуально-мануальная техника, основанная на использовании специализированных инструментов для направленной установки имплантатов, характеризуется значительной вариативностью и зависимостью от профессионального опыта хирурга. Данный метод, несмотря на свою широкую распространенность (90% операций ТЭКС), подвержен ограничениям, связанным с субъективными факторами, что может негативно сказываться на точности позиционирования компонентов [10, 17, 86].

Современные технологии компьютерной навигации, интегрированные с продвинутым программным обеспечением, демонстрируют значительный потенциал для повышения точности и воспроизводимости позиционирования компонентов эндопротеза в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Однако,

несмотря на очевидные преимущества, внедрение данного подхода остается ограниченным и применяется лишь в 10% клинических случаев. Это обусловлено высокой стоимостью оборудования и программного обеспечения, необходимостью специализированного обучения медицинского персонала, а также ограничениями показаний к использованию данных методик из-за индивидуальных особенностей пациентов [4, 23, 53, 87].

В литературе, посвященной интраоперационным методам определения ротационного позиционирования бедренного компонента, наблюдаются значительные различия в подходах, используемых исследователями. Наиболее часто упоминаемым методом является измеряемая резекция, в то время как использование балансировки связок встречается значительно реже. При измеряемой резекции костные ориентиры, такие как надмыщелки бедренной кости, служат отправными точками для установки вращения бедренного компонента, независимо от натяжения связок. В противоположность этому, при балансировке зазоров бедренный компонент размещают параллельно проксимально резецированной большеберцовой кости, обеспечивая равномерное натяжение коллатеральных связок [72].

Относительно точности и клинической эффективности этих методов существуют разные мнения. Наиболее надежным визуальным ориентиром представляется STEA, однако латеральный и медиальный надмыщелки, будучи относительно широкими структурами, покрытыми плотными мягкими тканями, могут затруднять их точную идентификацию [80]. В свою очередь, PCL определяется легко и является предпочтительным ориентиром для большинства измерительных инструментов. Однако в случае патологического вальгусного отклонения механической оси нижней конечности и гипоплазии латерального мыщелка, использование этой линии может быть ограничено [43].

Некоторые исследования подчеркивают преимущества использования линий бороздки и WL, утверждая, что это обеспечивает более точную установку ротации относительно трохлеарной борозды по сравнению с традиционными подходами, а

также, по-видимому, способствует снижению риска мальротации бедренного компонента и улучшению клинических исходов [80].

Эффективность реабилитационных стратегий, направленных на купирование пателлофemorального болевого синдрома и коррекцию патологических изменений в парапателлярной зоне в постоперационном периоде после ТЭКС, существенно зависит от тщательной верификации ротационного позиционирования компонентов имплантируемой системы. Обеспечение долгосрочной работы эндопротеза и минимизация осложнений после операции напрямую зависят от того, насколько точно хирург определит ротацию компонентов. Чтобы не ошибиться с анатомическими ориентирами, сегодня всё чаще используют мультимодальную дооперационную визуализацию с использованием КТ. Когда такие данные интегрируются в предоперационное планирование, точность установки импланта возрастает кратно [75, 120].

Если рассуждать предметно, КТ дает хирургу то, чего не увидишь на обычном двухмерном рентгене: возможность измерить внутреннюю ротацию бедра в градусах и детально рассмотреть дистальный отдел. В частности, можно оценить положение STEA, конфигурацию PCL и WL. Исследование A. Rajgoral и соавторов за 2023 год наглядно подтвердило эту связь [128]. Они сопоставили КТ с реальными клиническими результатами после первичного эндопротезирования и выяснили четкую закономерность: если бедренный компонент ротирован внутрь, пациент почти гарантированно столкнется с болью, тугоподвижностью сустава и аномальным треком надколенника [103]. Фактически КТ позволяет заранее вычислить биомеханические риски, которые приведут к неудаче [150].

Казалось бы, выходом должны стать роботы-ассистенты. Навигационные системы действительно повышают точность костных опилов [115, 153]. Но практика показывает, что даже самая продвинутая технология пока не способна гарантировать защиту от ротационных ошибок.

В ходе анализа литературы (таблица 1.2), куда вошли данные о 1198 операциях ТЭКС, выявилась серьезная проблема методологии. Во многих научных исследованиях статистика осложнений либо отсутствует, либо представлена

фрагментарно, либо вовсе исключена из финальной выборки данных. Тем не менее, при анализе обобщенных показателей можно констатировать, что частота возникновения осложнений составляет примерно 2%.

Главным триггером ревизионных ТЭКС является боль в переднем отделе коленного сустава связанная с мальротацией бедренного компонента эндопротеза [23, 34]. Таким образом, даже незначительное отклонение в ротации данного компонента приводит к нарушению биомеханической целостности пателлофemorального сочленения. Следует отметить, что процесс коррекции ротации должен осуществляться с той же степенью точности, что и настройка углов наклона в фронтальной и сагиттальной плоскостях.

Отдельного внимания заслуживает центрирование надколенника. Это основа результата после позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава. Современные навигационные комплексы — как механические, так и роботизированные — сильно упрощают задачу. Однако они не всегда позволяют хирургу видеть компоненты в реальном времени и адаптировать их установку под уникальную анатомию конкретного человека. Таким образом, процесс центрирования надколенника становится этапом, определяющим ротационные характеристики бедренного компонента и, как следствие, биомеханическую эффективность ТЭКС [49, 144].

Таблица 1.2 – Методы навигации и частота осложнений при ТЭКС с использованием навигационных устройств

Авторы (год)	Навигационное устройство	Кол-во наблюдений (N)	% неудовлет- воренности пациентов (N)	Планирование операции	Методы и ориентиры	Послеоперационный контроль
Петухов А.И. и соавт. (2009) [42]	Medtronic, Stryker, Brain LAB	120	2,5%	Нет данных	MR (PCL/TEA)	Нет данных
Blyth M. J., et al. (2014) [101]	Electro-magnetic Navigation Systems	101	Не определено	КТ	MR (PCL/TEA)	КТ
Matassi F., et al. (2018) [154]	i-ASSIST Accelerometer- Based Nav. Sys.	18	Не определено	КТ/MPT	СТ	КТ
Nam C.H., et al. (2022) [130]	MAKO (Stryker)	154	Не определено	КТ	MR (PCL/TEA)	Нет данных
Айрапетов Г.А. и соавт. (2023) [56]	Робот-ассистент	20	Не определено	КТ	MR (PCL/TEA)	Нет данных
Лычагин А.В. и соавт. (2023) [30]	TSolution One® (Think Surgical)	29	Не определено	КТ	MR (PCL/TEA)	Нет данных

Продолжение таблицы 1.2

Авторы (год)	Навигационное устройство	Кол-во наблюдений (N)	% неудовлет- воренности пациентов (N)	Планирование операции	Методы и ориентиры	Послеоперационный контроль
Лычагин А.В. и соавт. (2024) [29]	TSolution One® (Think Surgical)	47	Не определено	КТ	MR (PCL/TEA)	Нет данных
Chandrashekar P., et al. (2023) [109]	CUVIS Joint™	500	Не определено	КТ/ J Planner™	MR (PCL/TEA)	КТ
Blum C.L., et al. (2021) [123]	OMNIBotics + OMNI Apex (Corin USA)	32	1,9%	КТ	MR (PCL/TEA)	КТ
Vanlommel L., et al. (2021) [149]	ROSA Total Knee System	90	Не определено	КТ	MR (PCL/TEA)	КТ
Maciąg B. M., et al. (2021) [102]	Динамический натяжитель FUZION	87	Не определено	Нет данных	GT	КТ

Предоперационное планирование при использовании механических устройств типа FUZION зачастую не проводят, осуществляя оценку ротационного позиционирования бедренного компонента на основе GT [127, 132]. В рамках исследования, осуществленного А. Bensa и соавт., было проведено рандомизированное контролируемое испытание, направленное на сравнение методов MR (измеряемой резекции) и GT (балансировки зазора) при выполнении ТЭКС с использованием датчика силы непосредственно перед имплантацией эндопротеза. Результаты данного исследования продемонстрировали, что применение метода GT способствовало увеличению дисперсии ротации бедренного компонента, что было обусловлено повышением толщины задней резекции бедренной кости и, в свою очередь, расширило пространство для сгибания [77].

Несмотря на доказанную эффективность и доступность операций ТЭКС, а также на непрерывное развитие инновационных технологий в области протезирования и хирургических инструментов, значительная доля пациентов остается неудовлетворенной результатами данного оперативного вмешательства. Это может быть обусловлено как известными, так и малоизученными факторами, требующими более детального исследования. В стремлении к достижению конечной цели – созданию надежного, безболезненного и долговечного сустава – хирурги-ортопеды все чаще прибегают к роботизированным навигационным системам. Эти системы позволяют проводить точные измерения параметров коленного сустава, осуществлять оптимальный выбор протеза и реализовывать хирургический план с использованием стандартизированных методик [76, 94, 116].

Активное развитие роботизированной артропластики обусловлено высокими результатами, основанными на строгих стандартах позиционирования компонентов эндопротеза, восстановления анатомической оси нижних конечностей и обеспечения долгосрочной стабильности сустава [84, 96, 100, 107]. Разработка данных методик продиктована необходимостью нивелирования погрешностей при имплантации компонентов, что напрямую коррелирует с

повышением показателей удовлетворенности пациентов и их функционального статуса в послеоперационном периоде.

Вместе с тем, несмотря на доказанную эффективность навигационных протоколов в контроле пространственного позиционирования компонентов — особенно применительно к сагиттальному наклону тиббиального плато, — фундаментальной проблемой остается прогностическая достоверность систем в отношении интраоперационной ротации. Именно аксиальная ориентация бедренного и большеберцового компонентов выступает лимитирующим фактором для биомеханики конечности и темпов функциональной реабилитации [84, 96, 128]. В этой связи ряд авторов акцентируют внимание на дефиците рандомизированных исследований, способных валидировать алгоритмы ротационного выравнивания для оптимизации хирургических техник.

Согласно современным парадигмам ревизионной ортопедии, поддержание механической оси нижней конечности в пределах $\pm 3^\circ$, рассматривается как критический предиктор выживаемости имплантов после ТЭКС. Данный параметр детерминирует распределение внеосевых нагрузок на границе «кость-имплант», выступая базовым условием долгосрочной асептической фиксации и клинической результативности ТЭКС. Отклонение механической оси от установленных норм приводит к значительному увеличению риска вывиха и нестабильности конструкции, что может негативно сказаться на функциональном восстановлении пациента и повысить частоту ревизионных вмешательств [133].

Для достижения баланса зазоров и оценки ротации бедренного компонента эндопротеза в роботизированной хирургии используют два основных метода: MR и GT. Согласно методу измеряемой резекции, внешнее вращение бедренной кости на 3° от задних мышечков считают допустимым. Однако связь между точным позиционированием импланта и клиническими результатами остается предметом дискуссий [140]. Систематические обзоры указывают на отсутствие значительной разницы между визуально-тактильной техникой и навигационными системами в достижении планируемых клинических результатов [129]. Это поднимает вопрос о том, являются ли механическое выравнивание на 180° и наружная ротация

бедренного компонента на 3° универсальными и обязательными параметрами для ТЭКС у всех пациентов.

Исследование А. Von Keudell и соавт. показало, что у 250 здоровых людей нормальным считается угол варусной деформации 1° у женщин и 2° у мужчин [124]. Однако анализ данных КТ 4884 пациентов выявил значительную вариативность естественных анатомических параметров коленного сустава. Только 5% населения имеют естественное нейтральное выравнивание [95]. Даже если хирург определил механическую ось до идеального нуля, компоненты эндопротеза после ТЭКС всё равно могут мальротацию мальпозицию. Это чревато серьезными проблемами для пациента [133]. Сама анатомия здорового коленного сустава слишком вариативна: параметры коронарного выравнивания у людей без артроза изменяются в широких пределах в зависимости от популяционной морфологии. Таким образом, догматическое следование стандартным алгоритмам лечения не является оправданным. В данном контексте требуется применение прицельного и индивидуализированного подхода к каждому конкретному суставу.

Если же говорить о технической стороне вопроса, то внедрение навигации (будь то робот или механический комплекс) неизбежно усложняет протокол вмешательства. Настройка и калибровка таких систем под конкретный случай требуют от операционной бригады ювелирной подготовки. Как следствие, время операции объективно растягивается. Статистика показывает, что на интеграцию самого эндопротеза при использовании навигационных технологий уходит заметно больше времени, чем при классической работе визуально-мануальной техникой. Это может быть обусловлено сложностью выполнения отдельных этапов операции, недостаточной квалификацией оператора и более продолжительным периодом обучения данной методологии [111].

Значительная доля времени, затрачиваемого в ходе хирургического вмешательства, отводится на такие критически важные задачи, как настройка, фиксация бедренной и большеберцовой костей, а также их точное выравнивание [19]. Эти манипуляции требуют высокой точности и координации, что, в свою очередь, определяет общую продолжительность операции и её успешность.

Таким образом, важной причиной неудовлетворительных результатов ТЭКС является нарушение принципов ротационного позиционирования бедренного компонента вследствие недостаточности учета реальных анатомических особенностей пациента, низкой точности предоперационного планирования и трудностей интраоперационной коррекции [38, 45, 70, 74, 115, 117, 138, 153].

1.5. Диагностика и осложнения мальротации

Диагностика и оценка осложнений, возникающих вследствие неправильной установки бедренного компонента эндопротеза, являются ключевыми аспектами успешной операции ТЭКС.

Для выявления отклонений в ориентации бедренного компонента применяют КТ. Она позволяет точно определить углы ротации компонента относительно анатомических ориентиров, таких как PCL и TEA. Например, Y.S. Anouchi и соавт. использовали трехмерную реконструкцию костей коленного сустава, полученную методом КТ, для оценки точности ротационного положения бедренного компонента [146].

Используют также методы рентгенографии, однако они менее информативны из-за ограничений визуализации глубины мягких тканей и невозможности точного измерения углов ротации. Несмотря на недостатки традиционных методов, многие хирурги продолжают применять стандартные рентгенографические протоколы для первичной оценки положения имплантата.

Наиболее распространенными последствиями неправильного ротационного позиционирования являются боль, ограничение подвижности, нестабильность сустава и необходимость повторного хирургического вмешательства.

Несоответствие расположения компонентов эндопротеза может привести к развитию артрофиброза и вследствие этого к ограничению амплитуды движений и болевым ощущениям. Согласно данным А.А. Джавадова и соавт., к значительному повышению риска развития артрофиброза приводят даже незначительные отклонения в ротационном выравнивании [46].

Ротация бедренного компонента может вызвать подвывих или даже вывих надколенника при смещении более чем на 5° . Наружная ротация бедренного компонента ассоциируется с увеличением зазоров в медиальной части сустава, что приводит к изменению нагрузки на мягкие ткани, возникновению боли и повышенному износу эндопротеза [120].

В публикациях указывают различную частоту ревизионных операций после ТЭКС, но обычно она колеблется около 12%. По данным М. Hanada и соавт., при значительной внутренней или внешней ротации бедренного компонента вероятность возникновения необходимости в ревизии существенно возрастает [79].

Оценивать эффективность лечения и прогнозировать возможные риски осложнений помогают шкалы-опросники. С одной стороны, они отражают субъективные ощущения пациентов, а другой стороны, являются достаточно информативным инструментом для определения функции. Из таких шкал для коленного сустава можно выделить шкалу Американского общества коленного сустава Knee Society Score (KSS) и Шкалу Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), получившие широкое распространение в практической медицине и в научных исследования [15, 116, 152].

Резюме

Проблема ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза остается актуальной темой современных ортопедических исследований. Недостаточное внимание к детализированному предоперационному планированию ротации бедренного компонента эндопротеза приводит к увеличению числа пациентов, испытывающих неудовлетворенность результатами хирургического вмешательства, что негативно сказывается на исходе лечения.

Эффективная диагностика, основанная на методах КТ, позволяет минимизировать риск осложнений и обеспечить оптимальное функционирование сустава.

Для ротационного позиционирования бедренного компонента при ТЭКС используют три основные тактики: измерение резекции, балансировка зазора и применение комбинированной техники. На практике ни один из методов не гарантирует положительного клинического результата. Риск ошибки при измерении угла ротации бедра более чем на 3° остается значительным. Возникает вопрос о реальной клинической ценности этих методов.

В профессиональной среде до сих пор идет спор о том, чему отдать предпочтение в операционной: проверенным временем визуально-мануальным техникам или современным навигационным платформам (механическим и роботизированным). уязвимость, объединяющая направления. Оба метода полагаются на использование стандартных анатомических ориентиров для определения ротации, наиболее часто прибегая к STEA. Однако, необходимо отметить, что данная линия не всегда является оптимальной и требует пересмотра методологии ее идентификации и применения.

Цифровизация и приход роботов в ортопедию — это неизбежный тренд. Однако было бы заблуждением считать, что автоматика полностью вытеснит классические визуально-мануальные техники. Компьютеризированные системы навигации предлагают новые возможности, но традиционные методы продолжают оставаться наиболее распространенными, показывая хорошие результаты при строгом следовании протоколам и стандартам. Вопрос о замене одной технологии другой пока остается дискуссионным, поскольку обе группы методик способны обеспечить адекватные клинические исходы.

Риск мальротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава до сих пор остается достаточно высоким, снижая долю успешных результатов лечения, в связи с чем актуальными являются исследования, посвященные оптимизации позиционирования бедренного компонента с учетом индивидуальных особенностей пациентов.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование проведено в Научно-исследовательском институте травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России. Оно одобрено комитетом по этике (№3 от 07.10.2025 г.) и включено в план научных исследований Ученым советом ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России (НИОКТР №125082709918-4 от 27.08.2025 г.).

2.1. Общий дизайн исследования

Работа построена на результатах обследования компьютерных томограмм 130 пациентов (первый этап исследования) и лечения 212 пациентов, которым выполнили первичное ТЭКС в период с 2022 по 2025 г. (второй и третий этапы).

Критерии включения:

- возраст старше 18 лет;
- гонартроз по классификации Kellgren: II-IV степени тяжести для первого этапа исследования и III-IV степени для второго и третьего этапов;
- операция ТЭКС, выполненная (для пациентов второго этапа) или запланированная по соответствующим показаниям (для пациентов третьего этапа);
- индекс массы тела $< 40 \text{ кг/м}^2$;
- подписанное информированное согласие пациента на участие в исследовании, его способность и готовность к выполнению врачебных рекомендаций.

Критерии невключения:

- сопутствующая ортопедическая, общесоматическая, психическая и инфекционная патология, являющаяся противопоказанием к выполнению ТЭКС или препятствующая активизации пациента после операции [13].

Этапы проведения исследования

Исследование проведено в три этапа.

На первом этапе исследования был проведен анализ КТ коленного сустава 127 пациентов, проходивших обследование в Научно-исследовательском институте травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского МЗ РФ. Изучены данные пациентов, которым планировалось или уже было выполнено ТЭКС по поводу первичного гонартроза. Анализ проводили с целью определения значимости фиксированных анатомических структур коленного сустава для планирования позиционирования бедренного компонента эндопротеза. Были выявлены ключевые факторы риска, влияющие на точность определения стандартных анатомических ориентиров (STEА, АТЕА, РСL), способные привести к развитию интра- и послеоперационных осложнений. В результате был определен ранее не используемый в контексте планирования ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава фиксированный анатомический ориентир — *передняя касательная линия* (FAT), проведенная через выступающие части пластинки компактного костного вещества дистального метафиза бедренной кости в области верхнего полюса надколенника.

На втором этапе исследования был проведен ретроспективный анализ медицинской документации и результатов лечения 118 пациентов, которым выполнили операцию первичного ТЭКС с применением стандартной мануально-визуальной техники, использующей для позиционирования бедренного компонента эндопротеза линии STEА, АТЕА и РСL. На основе этого анализа определены параметры, при которых интраоперационное определение стандартных линий сопряжено с техническими трудностями, что не позволяет с гарантированной точностью позиционировать бедренный компонент. Это легло в основу алгоритма выбора операционной техники, определяющего показания к использованию предложенного нового ориентира FAT и соотношения FAT/STEА. Была также предложена техника интраоперационного определения оптимальной

ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава с применением соответствующего инструментария.

На третьем этапе исследования рекомендации разработанного алгоритма были внедрены в клиническую практику. В ходе этого проспективного этапа выполнены операции первичного ТЭКС 94 пациентам, которым, в соответствии с рекомендациями алгоритма, для позиционирования бедренного компонента эндопротеза было показано применение предложенного нового ориентира – линии FAT. В основной группе наблюдения ($n = 48$) эти рекомендации были выполнены, а в группе сравнения ($n = 46$) применили стандартную технику. Сравнительный анализ результатов лечения пациентов этих сопоставимых групп показал преимущества разработанной методики.

2.2. Методы обследования пациентов

Алгоритм после госпитализации включал стандартный протокол предоперационного топографо-анатомического и функционального обследования. Диагностический комплекс базировался на триаде: физикальной оценке, лабораторном скрининге и лучевой визуализации (рентгенография и КТ).

Биомеханическая оценка предполагала определение механической оси нижней конечности, а также деформацию и переднезаднюю устойчивость коленного сустава при полном разгибании и сгибании, включая углы 30° и 90° . Дополнительно выполняли тест выдвижного ящика (Drawer Test) [13].

Клинический осмотр позволял выявить наличие патогномоничных синдромокомплексов: дефицит амплитуды активных и пассивных движений (контрактура), субъективные парестезии нестабильности или объективные эпизоды сублюксации, а также рецидивирующий отек. Выявленные данные протоколировались в медицинской документации.

Визуализационный модуль протокола опирался на рентгенографию, выполняемую в переднезадней и боковой проекциях, а также в положении стоя с включением тазобедренных, коленных и голеностопных суставов. Оценивали

нарушения осей нижней конечности и степень деформации коленного сустава по отношению к соответствующим анатомическим ориентирам [13].

КТ коленного сустава выполняли как до, так и после операции. Данные дооперационной КТ использовали для планирования ротации бедренного компонента с учетом анатомических фиксированных ориентиров. Послеоперационная КТ позволяла оценить точность выполнения хирургических манипуляций и позиционирования компонентов эндопротеза.

После операции оценивали в динамике болевой синдром и функцию коленного сустава, а также амплитуду движений в суставе. Фиксировали продолжительность госпитализации и сроки восстановления трудоспособности.

Интенсивность боли оценивали с помощью 10-балльной визуальной аналоговой шкалы (ВАШ) перед операцией, а также через 1, 3, 6 и 12 месяцев. Показатели 1-2,9 балла расценивали как легкую боль; 3-4,9 балла – умеренную; 5-6,9 баллов – выраженную; 7-8,9 баллов – сильную; 9-10 баллов – очень сильную, нестерпимую.

Функцию коленного сустава оценивали по шкалам опросников, проводя анкетирование пациентов до операции, через 6 и 12 месяцев после выписки из стационара.

Шкала Американского общества коленного сустава Knee Society Score (KSS) состоит из клинической и функциональной частей. Клиническая часть включает такие критерии, как боль, амплитуду движений, стабильность коленного сустава, сгибательную контрактуру, дефицит активного разгибания и отклонения оси нижней конечности. Функциональная часть включает оценку параметров ходьбы и использование дополнительной опоры (Приложение А). Итоговые результаты выражаются в баллах: 85-100 баллов – отлично, 70-84 балла – хорошо, 60-69 баллов – удовлетворительно, меньше 60 баллов – неудовлетворительно [12, 13, 64].

Шкала Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) является одной из наиболее широко употребляемых и предназначена для оценки боли, подвижности и функции коленного сустава (Приложение Б). Полученный результат 0-14 баллов трактовали как отличный, 15-28 баллов как

хороший, 29-38 баллов – удовлетворительный, свыше 38 баллов – неудовлетворительный [12, 64].

Амплитуду движений в коленном суставе измеряли с помощью стандартной методики гониометрии в соответствии с протоколом, утвержденным соответствующими профессиональными ассоциациями. Изначально рукоятку гониометра размещали вдоль наружной поверхности нижней конечности по вертикальной оси, что позволяло минимизировать погрешности, связанные с анатомическими особенностями испытуемого. Центр градуированного круга гониометра совмещали с фронтальной осью коленного сустава, обеспечивая корректное позиционирование инструмента относительно исследуемой области. Далее подвижный рычаг гониометра фиксировали на наружной поверхности голени по вертикальной оси, что позволяло точно фиксировать амплитуду движений в коленном суставе при выполнении активных сгибательных и разгибательных движений. Испытуемый выполнял серию движений, находясь в стабильном положении, что исключало влияние внешних факторов на результаты измерений. Для оценки полученных результатов пользовались нормативными документами, в которых указаны параметры амплитуды движений (таблица 2.1).

Таблица 2.1 – Оценка амплитуды движений в коленном суставе [Постановление Правительства РФ от 04.07.2013 № 565 (ред. от 29.08.2025)]

Движение до предельно возможного угла	Норма («отлично»)	Ограничение движений		
		Незначительное («хорошо»)	Умеренное («удовлетворительно»)	Значительное («неудовлетворительно»)
Сгибание	30-59°	60-89°	90-109°	≥ 110°
Разгибание	180-176°	175-171°	170-161°	≤ 160°

2.3. Техника операции и характеристика эндопротезов

Все операции выполняли под спинальной или эпидуральной анестезией, за 30 минут до оперативного вмешательства вводили Sol. Cefasolini 2.0. Для профилактики тромбоэмболических осложнений осуществляли бинтование контралатеральной конечности.

В операционной – положение пациента на спине. Из переднего доступа открывали и ревизовали коленный сустав (рисунок 2.1).



Рисунок 2.1 – Доступ к коленному суставу

По шаблону выполняли резекцию проксимального конца большеберцовой кости с моделированием опилов под тибиальный компонент запланированного размера. Ротацию большеберцового компонента оценивали стандартно по оси, проходящей между средней третью передней бугристости и вторым пальцем стопы. Также по шаблонам выполняли резекцию дистального конца бедренной кости с созданием угла вальгуса 5-7°. В группе сравнения ротацию бедренного компонента эндопротеза определяли по STEA, используя мануальную технику и PCL (рисунок 2.2).



А



Б

Рисунок 2.2 – Определение STEA: А – визуально-мануальным способом, Б – стандартным измерителем относительно PCL

В качестве стандартного инструмента для интраоперационного определения ротации традиционно использовали измерительный инструмент, размещаемый относительно задних мыщелков бедренной кости, который позволяет задать угол наружной ротации в диапазоне от 0 до 7°. Однако, при наличии варусной или вальгусной деформации, происходит патологическое смещение измерительного прибора, что заведомо создает предпосылки для мальротации бедренного компонента эндопротеза.

В основной группе ротацию определяли по предложенной нами линии FAT (рисунок 2.3).



Рисунок 2.3 – Определение STEA по линии FAT

Пробными компонентами производили проверку положения эндопротеза, после чего имплантировали финишные бедренный и тибиальный компоненты, фиксируя цементом (40 г) с добавлением гентамицина. Устанавливали полиэтиленовый вкладыш соответствующего размера и вправляли надколенник (рисунок 2.4).

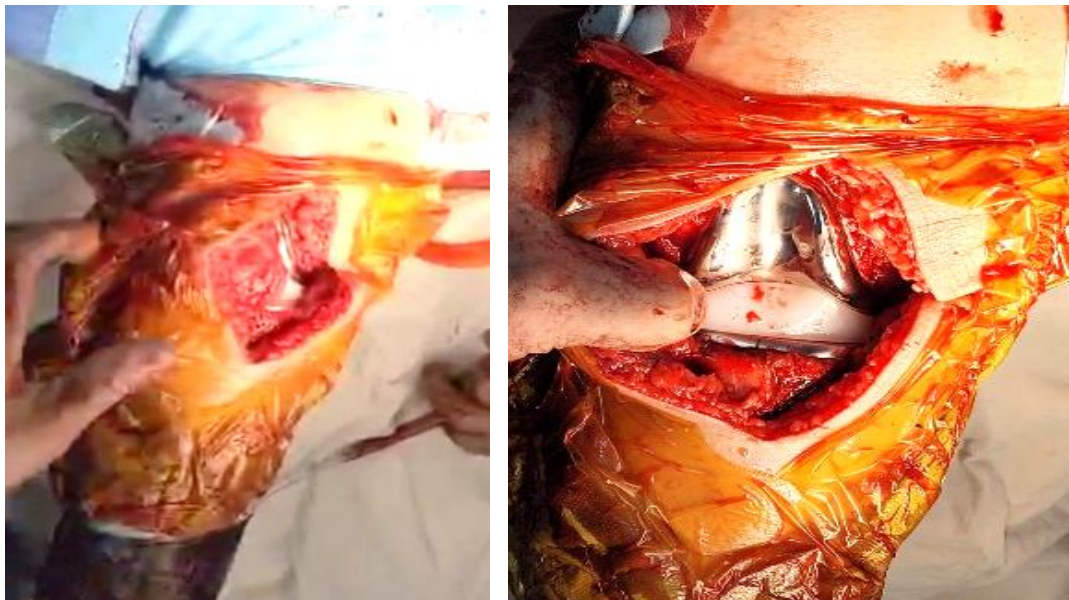


Рисунок 2.4 – Установка пробных и окончательных компонентов эндопротеза

Проверяли гемостаз, баланс боковых связок, амплитуду движений. Рану ушивали с дренированием коленного сустава. Оперированную конечность бинтовали эластичным компрессионным бинтом.

Средний объем интраоперационной кровопотери составил 195,5 мл, что не требовало гемотрансфузии.

Для осуществления ранней послеоперационной реабилитации применяли аппарат Artromot K1 Standard 22160 (Германия) в режиме пассивной разработки сустава (рисунок 2.5), а для контроля состояния коленного сустава и положения компонентов эндопротеза – компьютерный томограф Philips Incisive CT.

В исследовании были использованы эндопротезы трех типов конструкции: несвязанного типа (Cruciate Retaining/CR), полусвязанного типа (Posterior Stabilized/PS), протез с кинематической концепцией медиальной оси вращения (Medial Pivot) и Total Stabilizer (TS).



Рисунок 2.5 – Разработка движений в коленном суставе с помощью аппарата Artromot K1

Преимуществом эндопротезов CR считали сохранение после имплантации собственных тканей, что обеспечивает снижение нагрузки на компоненты эндопротеза и сохранение более естественной биомеханики движений. Однако эндопротезы такого типа во избежание нестабильности целесообразно использовать только при сохранении целостности крестообразных связок, что не всегда

выполнимо на фоне выраженных дегенеративных изменений коленного сустава [108] (таблица 2.2).

Преимуществом эндопротезов PS, имеющих дополнительный задний стабилизатор, является повышенная стабильность даже при недостаточности крестообразных связок, однако при этом ограничиваются ротационные движения, что приводит в том числе к повышению нагрузки на компоненты эндопротеза и создает опасность их ускоренного износа. У пациентов с выраженной недостаточностью не только крестообразных, но и коллатеральных связок применялись конструкции типа TS. В отличие от стандартного механизма «кампост» в системе PS, вкладыши TS обладают значительно более высоким межмышцелковым коробом и глубокими боковыми стенками. Такая геометрия обеспечивает жесткую механическую блокировку во фронтальной плоскости (защита от варус- и вальгус-стресса), сохраняя при этом большую площадь контакта по сравнению с шарнирными протезами [112] (таблица 2.2).

Эндопротезы Medial Pivot занимают промежуточное положение между перечисленными типами конструкций, имея внутренний механизм вращения, который обеспечивает свободную внутреннюю ротацию. Недостатком конструкций Medial Pivot является повышенная сложность их конструкции, что требует высокой точности при установке [126] (таблица 2.2).

Таким образом, при сохраненных крестообразных связках устанавливали эндопротезы CR, если связки были несостоятельны – предпочитали конструкции PS/TS.

Несмотря на то, что в работе были использованы разные конструкции эндопротезов, позиционирование их бедренного компонента не имело особенностей, и техника его имплантации не имела отличий.

Таблица 2.2 – Эндопротезы коленного сустава, установленные в ходе исследования

Фирма-производитель	Тип эндопротеза	Основная группа (n = 48)		Группа сравнения (n = 44)	
Trauson	CR	5	11	2	21
Zimmer	CR	4		3	
Double Medical	CR	2			
Aesculap	CR			7	
Stryker	CR			6	
DePuy	CR			3	
OrtoPro	Medial Pivot	13	13	5	5
Meril	PS	16	24	7	18
Beijing Montagne	PS	2		4	
Zimmer	PS	3		2	
Stryker	PS/TS	3			
Smith&Nephew	PS			5	

2.4. Статистические методы исследования

Статистический анализ данных проводили с использованием программного обеспечения IBM SPSS Statistics v.20 – IBM, США; программы Statistica 13.3 – компания StatSoft, США. Валидация нулевой гипотезы о соответствии эмпирических выборок закону нормального распределения осуществлялась посредством применения критерия Шапиро-Уилка (W) и критерия Колмогорова-Смирнова (K-S). При подтверждении гауссовского характера вариационного ряда равенство генеральных дисперсий верифицировалось с использованием теста Левена.

Для межгруппового сравнения средних величин в условиях подтвержденной нормальности применялся однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA). В

случае отклонения эмпирических данных от теоретического нормального распределения альтернативным методом анализа служил критерий Краскела-Уоллиса для независимых выборок.

Для переменных, удовлетворяющих критериям нормальности, рассчитывали среднее значение (M) и 95% доверительный интервал (ДИ), что обеспечивает репрезентативную оценку локализации центра распределения и его дисперсии в соответствии с международными протоколами отчетности.

Для выборок с асимметричным распределением или признаками гетероскедастичности в качестве мер центральной тенденции и рассеяния использовали медиану (Me) и интерквартильный размах ($Q1-Q3$). Данный подход позволяет минимизировать влияние экстремальных значений (выбросов) на итоговую интерпретацию данных.

При нарушении условия гомоскедастичности (равенство дисперсий), применяли модификацию критерия Стьюдента с поправкой Уэлча для учёта различия дисперсий. Когда дисперсии были равны, проводили классический двухвыборочный t -критерий Стьюдента для независимых групп. При отклонениях от нормальности применяли непараметрический U -тест Манна-Уитни для оценки разницы медиан.

Коррекцию уровня значимости при проведении множества сравнительных тестов осуществляли методами множественного тестирования – коррекция Бонферрони или метод ложного открытия (FDR, Benjamini-Hochberg procedure).

Оценку силы взаимосвязи между исследуемыми показателями, соответствующими нормальному распределению, проводили посредством вычисления коэффициента линейной корреляции Пирсона (R), тогда как для показателей, не соответствующих нормальному закону распределения, использовали оценку ранговой корреляции Спирмена (ρ). Значения $R < 0,3$ свидетельствовали о слабой взаимосвязи признаков, $R = 0,3-0,7$ – об умеренной связи, а $R \geq 0,7$ – о сильной зависимости.

Для показателей, подчиняющихся нормальному распределению, был выполнен регрессионный анализ, включающий построение регрессионных

уравнений с доверительным интервалом в 95% надежности для каждого предиктора. Коэффициент детерминации варьируется в пределах от 0 до 1, и чем ближе его значение к 1, тем выше качество модели. При формировании статистической модели была учтена проблема мультиколлинеарности между независимыми переменными. Для этого был проведён анализ корреляционной матрицы и использованы методы устранения мультиколлинеарности, применение процедур, регрессионного анализа с пошаговым включением/исключением переменных. Критерий Фишера применяли для оценки статистической значимости модели.

Результаты считали статистически значимыми при уровне значимости $p < 0,05$, что соответствует критериям, предъявляемым к проведению клинических исследований и валидации научных данных.

ГЛАВА 3. ПЛАНИРОВАНИЕ РОТАЦИИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА

3.1. Оценка взаимоотношений анатомических ориентиров

Общая характеристика исследования

На данном этапе был проведен анализ эффективности применения анатомических ориентиров, используемых при планировании позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава, на основании данных КТ, выполненных 127 пациентам во II-IV стадиями остеоартрита коленного сустава по классификации Kellgren-Lawrence. Исследование проведено на базе Научно-исследовательского института травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России.

В аксиальной проекции КТ измеряли углы, образованные линиями, проходящими через фиксированные анатомические ориентиры бедренной кости (АТЕА, STEА и PCL), которые используют в стандартной практике предоперационного планирования, а также предложенную нами ранее не используемую линию FАТ, проходящую через выступающие части пластинки компактного костного вещества дистального метафиза бедренной кости на уровне верхнего полюса надколенника (рисунок 3.1).

Среди обследованных пациентов, обратившихся за консультацией по поводу проблем с коленным суставом, II стадия остеоартрита по классификации Kellgren-Lawrence была определена у 50 человек, III стадия – у 47 человек, и IV стадия – в 30 случаях (рисунок 3.2). Пациентов без рентгенологических признаков остеоартрита и с I степенью этой патологии не включали в исследование.

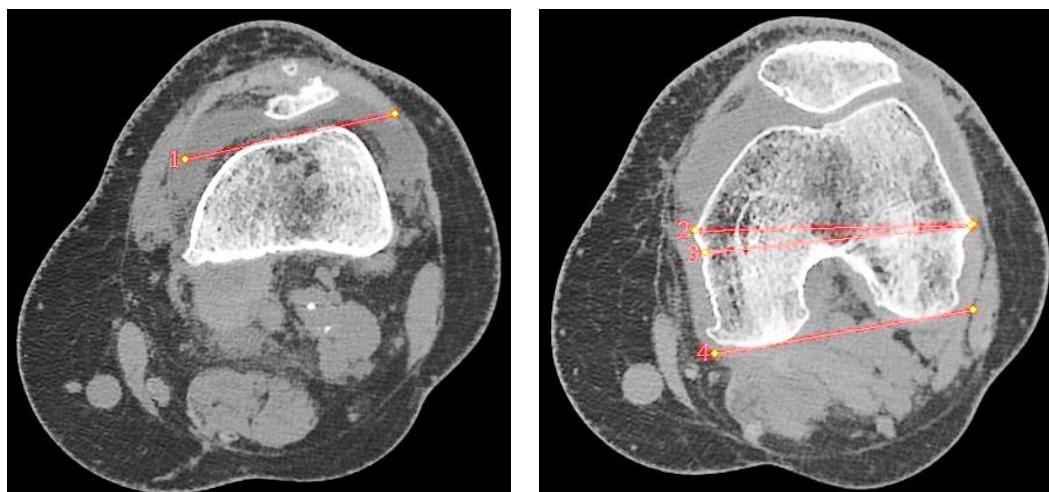


Рисунок 3.1 – Линии, проведенные на КТ через анатомические фиксированные ориентиры бедренной кости: 1 – FAT, 2 – ATEA, 3 – STEA, 4 – PCL

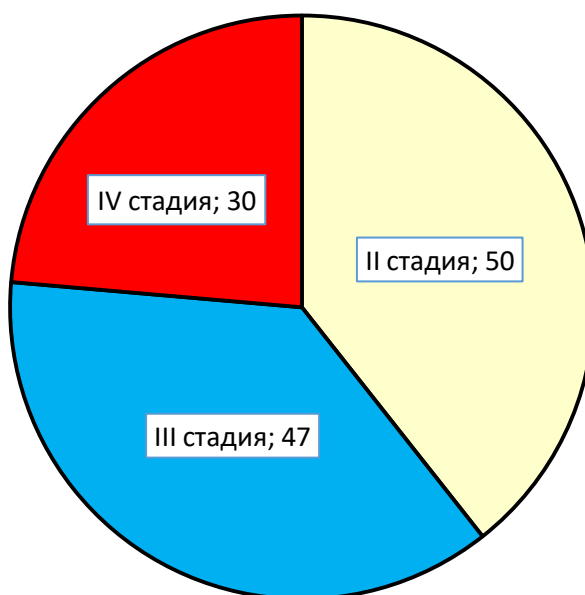


Рисунок 3.2 – Стадии остеоартрита коленного сустава по классификации Kellgren-Lawrence

Результаты исследования

В рамках первичного анализа была проведена комплексная процедура вычисления дескриптивных статистик, а также осуществлена проверка нормальности распределения данных. Анализ показателей FAT/ATEA, FAT/STEA, FAT/PCL, STEA/ATEA и ATEA/PCL продемонстрировал их соответствие нормальному распределению. Это позволяет утверждать, что наиболее репрезентативными характеристиками данных показателей являются среднее

значение (M) и 95% доверительный интервал. В то же время, показатель STEA/PCL не подчиняется нормальному распределению, в связи с чем для характеристики центральной тенденции данных использована Me и Q1, Q3 (таблица 3.1).

Анализ описательной статистики показал следующее.

Значения углов между традиционно используемыми линиями-ориентирами по мере усугубления тяжести патологии сустава изменялись незначительно.

Угол STEA/ATEA, единственный из исследованных стандартных параметров, показал постоянный рост по мере усугубления тяжести ОА, который от II до IV степени составил $0,49^\circ$, $p < 0,05$.

Угол STEA/PCL практически не менялся (максимальная разница составила $0,3^\circ$, $p > 0,05$), к тому же не отмечено зависимости изменений этого угла от повышения степени тяжести ОА.

Угол ATEA/PCL показал отсутствие зависимости от тяжести ОА, продемонстрировав даже снижение среднего значения при IV степени относительно II степени (хоть и статистически незначимое – разница составила $0,05^\circ$, $p > 0,05$).

При использовании предложенной нами линии ориентира FAT по всем ее соотношениям со стандартными линиями отмечен статистически значимый последовательный рост по мере усугубления тяжести ОА. Результаты предварительного анализа были опубликованы ранее [22].

Таблица 3.1 – Основные данные и выявленные параметры в исследованной когорте КТ исследований коленных суставов

Показатель	Оценочный метод	Стадия ОА	Кол-во	M±SD (95%)/ Me [Q1-Q3]	K-S	W
FAT/ATEA	Параметрический	II	50	12,59 ± 3,03° (11,73; 13,45)°	0,118	0,125
FAT/STEА	Параметрический	II	50	8,23 ± 3,17° (7,33; 9,14)°	0,240	0,398
FAT/PCL	Параметрический	II	50	6,76 ± 3,51° (5,76; 7,76)°	0,124	0,201
STEА/ATEA	Параметрический	II	50	4,17 ± 0,61° (3,99; 4,34)°	0,055	0,016
STEА/PCL	Непараметрический	II	50	1,6° (0,9; 2,6)°	0,014	0,037
ATEA/PCL	Параметрический	II	50	6,08 ± 1,42° (5,67; 6,47)°	0,177	0,320
FAT/ATEA	Параметрический	III	47	13,92 ± 2,36° (13,22; 14,61)°	0,302	0,496
FAT/STEА	Параметрический	III	47	9,83 ± 2,41° (9,12; 10,55)°	0,100	0,093

Продолжение таблицы 3.1

Показатель	Оценочный метод	Стадия ОА	Кол-во	M±SD (95%)/ Me [Q1-Q3]	K-S	W
FAT/PCL	Параметрический	III	47	8,15 ± 2,41° (7,45; 8,86)°	0,341	0,434
STEA/ATEA	Параметрический	III	47	4,39 ± 0,60° (4,21; 4,56)°	0,396	0,471
STEA/PCL	Непараметрический	III	47	1,3° (0,7; 2,1)°	0,074	0,010
ATEA/PCL	Параметрический	III	47	5,61 ± 1,6° (5,13; 6,08)°	0,218	0,429
FAT/ATEA	Параметрический	IV	30	14,63 ± 3,28° (13,41; 15,86)°	0,227	0,068
FAT/STEA	Параметрический	IV	30	10,17 ± 3,40° (8,90; 11,43)°	0,226	0,258
FAT/PCL	Параметрический	IV	30	9,19 ± 2,94° (8,09; 10,29)°	0,137	0,327
STEA/ATEA	Параметрический	IV	30	4,66 ± 0,69° (4,40; 4,92)°	0,410	0,465

Продолжение таблицы 3.1

Показатель	Оценочный метод	Стадия ОА	Кол-во	M±SD (95%)/ Me [Q1-Q3]	K-S	W
STEA/PCL	Непараметрический	IV	30	1,5° (0,6; 4,3)°	0,015	0,003
ATEA/PCL	Параметрический	IV	30	6,03 ± 2,4° (5,13; 6,93)°	0,292	0,219

Примечания: М – среднее арифметическое, SD – стандартное отклонение, 95%) – 95% доверительный интервал для среднего значения; Me – медиана, Q1 – 25% квартиль, Q3 – 75% квартиль; W – критерий Шапиро-Уилка; K-S – критерий Колмогорова-Смирнова

От II до IV степени тяжести средние значения угла FAT/ATEA увеличились в среднем на $2,04^\circ$, угла FAT/STEA на $1,94^\circ$, угла FAT/PCL на $2,43^\circ$ ($p < 0,05$) (рисунок 3.3).

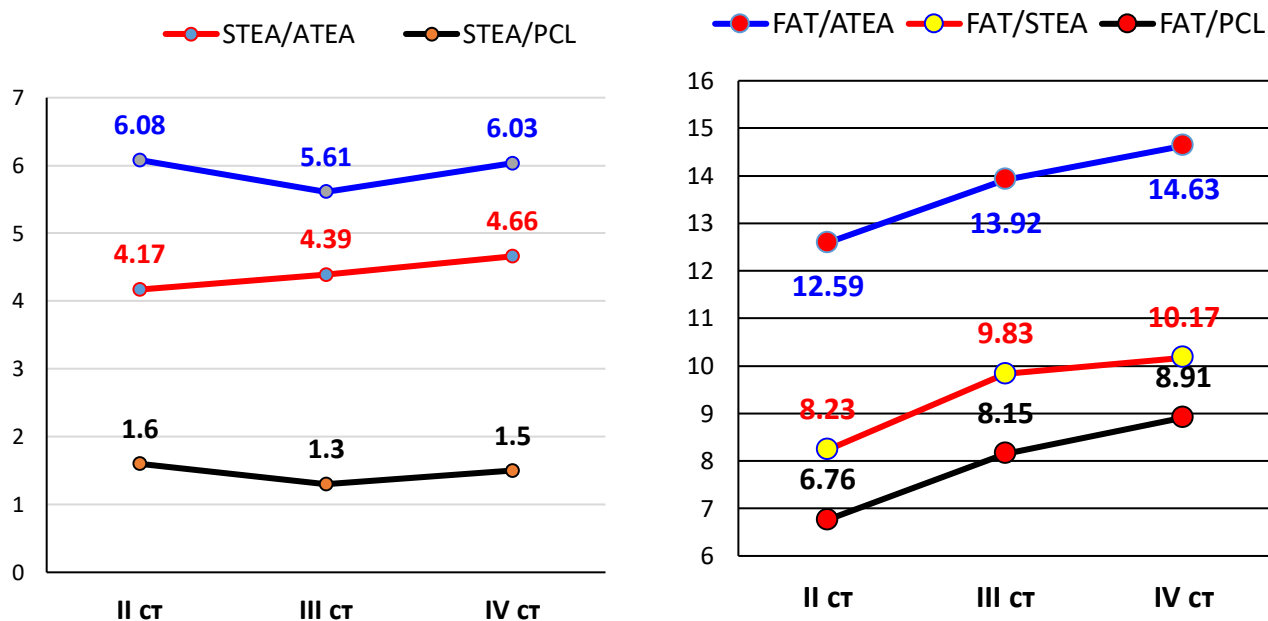


Рисунок 3.3 – Углы между линиями-ориентирами (значения в градусах)

Для подтверждения возможности проведения однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA) с применением шести показателей, связанных с углами между фиксированными ориентирами бедренной кости у пациентов с гонартрозом, был проведен анализ однородности дисперсий с использованием теста Левена (Levene's Test). Результаты данного анализа свидетельствуют о том, что для всех исследуемых параметров были получены низкие значения статистики теста (Statistic) и высокие p -значения (p -value), которые превышали критический уровень значимости ($\alpha = 0,05$). Это позволило принять нулевую гипотезу о равенстве дисперсий в сравниваемых группах (таблица 3.2).

Таблица 3.2 – Результаты Levene's Test для проверки однородности дисперсий углов в исследованной когорте КТ исследований коленных суставов

Показатель	Statistic	P-значение (p-value)	Заключение
FAT/ATEA	0,23	0,79	Гомогенны
FAT/STEA	0,18	0,84	Гомогенны
FAT/PCL	0,21	0,81	Гомогенны
STEA/ATEA	0,15	0,86	Гомогенны
STEA/PCL	0,18	0,84	Гомогенны
ATEA/PCL	0,25	0,78	Гомогенны
Примечание: При $p > 0,05$ – нулевая гипотеза о равенстве дисперсий групп			

Гомогенность дисперсий для всех исследуемых параметров обусловила предпосылки для последующего применения однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA), что позволило обоснованно сравнить средние значения углов между группами пациентов с различными стадиями гонартроза.

Проведён сравнительный анализ результатов однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA) между тремя группами пациентов с различными стадиями остеоартрита (ОА: II, III, IV) по пяти ключевым угловым параметрам, отражающим взаиморасположение фиксированных анатомических ориентиров бедренной кости. Статистически значимых различий между группами по показателям FAT/ATEA, FAT/STEA, FAT/PCL, STEA/ATEA и ATEA/PCL не выявлено ($p > 0,05$). Полученные данные свидетельствуют об отсутствии существенной зависимости вариаций указанных параметров от степени тяжести ОА. Это позволяет рассматривать их в качестве возможных ориентиров при планировании и интраоперационном определении ротации бедренного компонента тотального эндопротеза коленного сустава.

С помощью корреляционного анализа была определена зависимость углов, сформированных между фиксированными анатомическими ориентирами бедренной кости, от степени тяжести ОА коленного сустава.

При ОА II степени тяжести по классификации Kellgren-Lawrence выявлено наличие значимых сильных положительных корреляций между углами FAT/STEA и FAT/ATEA ($R = 0,9668$), а также между углами FAT/PCL и FAT/ATEA ($R = 0,9057$) и FAT/PCL и FAT/STEA ($R = 0,8955$) (таблица 3.3).

При ОА III степени тяжести по классификации Kellgren-Lawrence выявлено наличие значимых сильных корреляций между углами FAT/STEA и FAT/ATEA ($R = 0,7688$). Установлена умеренная по силе корреляционная связь между углами FAT/PCL и FAT/ATEA ($R = 0,6829$), а также между углами FAT/PCL и FAT/STEA ($R = 0,6555$). В то же время корреляция между углами ATEA/PCL и FAT/PCL ($R = -0,4284$) сменила направление с положительного на отрицательное (таблица 3.4).

При ОА IV степени тяжести по классификации Kellgren-Lawrence выявлено наличие значимой положительной корреляции сильной силы между углами FAT/STEA и FAT/ATEA ($R = 0,7502$). Были обнаружены значимые положительные корреляционные связи средней силы между углами FAT/PCL и FAT/ATEA ($R = 0,5463$), а также между углами FAT/PCL и FAT/STEA ($R = 0,6895$) и углами FAT/ATEA и ATEA/PCL ($R = 0,4327$) (см. таблицу 3.5). Ранее результаты предварительного анализа уже были опубликованы в наших публикациях [22].

Таблица 3.3 – Коэффициенты корреляции Пирсона углов между определяемыми линиями бедренной кости для II степени тяжести остеоартрита коленного сустава

Переменная	II степень тяжести ОА (n = 50)				
	FAT/ATEA	FAT/STEА	FAT/PCL	STEА/ATEA	ATEA/PCL
FAT/ATEA	X	0,9668* p = 0,0000001	0,9057* p = 0,0000001	0,1287 p = 0,37	-0,1662 p = 0,24
FAT/STEА	0,9668* p = 0,0000001	X	0,8955* p = 0,0000001	0,0686 p = 0,636	-0,1678 p = 0,244
FAT/PCL	0,9057* p = 0,0000001	0,8955* p = 0,0000001	X	0,1359 p = 0,34	-0,4905 p = 0,0003
STEА/ATEA	0,1287 p = 0,37	0,0686 p = 0,636	0,1359 p = 0,34	X	0,2205 p = 0,12
ATEA/PCL	-0,16623 p = 0,24	-0,1678 p = 0,244	-0,4905 p = 0,0003	0,2205 p = 0,12	X
Примечание: Звездочкой (*) обозначены значимые корреляции (p < 0,05)					

Таблица 3.4 – Коэффициенты корреляции Пирсона углов между определяемыми линиями бедренной кости для III степени тяжести остеоартрита коленного сустава

Переменная	III степень тяжести ОА (n = 47)				
	FAT/ATEA	FAT/ STEA	FAT/PCL	STEA/ ATEA	ATEA/PCL
FAT/ATEA	X	0,7688* p = 0,0000001	0,6829* p = 0,0000001	-0,0367 p = 0,81	0,0320 p = 0,83
FAT/STEA	0,7688* p = 0,0000001	X	0,6555* p = 0,0000005	-0,0856 p = 0,56	-0,0691 p = 0,64
FAT/PCL	0,6829* p = 0,0000001	0,6555* p = 0,0000005	X	-0,1494 p = 0,41	-0,4284* p = 0,0027
STEA/ATEA	-0,0367 p = 0,81	-0,0856 p = 0,56	-0,1494 p = 0,41	X	0,2326 p = 0,12
ATEA/PCL	0,0320 p = 0,83	-0,0691 p = 0,64	-0,4284* p = 0,0027	0,2326 p = 0,12	X
Примечание: Звездочкой (*) обозначены значимые корреляции (p < 0,05)					

Таблица 3.5 – Коэффициенты корреляции Пирсона углов между определяемыми линиями бедренной кости для IV степени тяжести остеоартрита коленного сустава

Переменная	IV степень тяжести ОА (n = 30)				
	FAT/ATEA	FAT/ STEA	FAT/PCL	STEA/ ATEA	ATEA/ PCL
FAT/ATEA	X	0,7502* p = 0,000001	0,5463* p = 0,002	0,1854 p = 0,32	0,4063* p = 0,02
FAT/STEA	0,7502* p = 0,000001	X	0,6895* p = 0,00002	0,1013 p = 0,59	0,3081 p = 0,09
FAT/PCL	0,5463* p = 0,002	0,6895* P = 0,00002	X	0,2253 p = 0,23	-0,0863 p = 0,65
STEA/ATEA	0,1854 p = 0,32	0,1013 p = 0,59	0,2253 p = 0,23	X	-0,2011 p = 0,29
ATEA/PCL	0,4063* p = 0,02	0,3081 p = 0,09	-0,0863 p = 0,65	-0,2011 p = 0,29	X
Примечание: Звездочкой (*) обозначены значимые корреляции (p < 0,05)					

Таким образом, агрегированный анализ угловых параметров, выполненный по совокупной выборке пациентов независимо от степени гонартроза, выявил наличие статистически достоверных положительных корреляций высокой степени интенсивности между ротационными осями бедренной кости. В частности, при консолидации данных по всем стадиям остеоартроза зафиксирована сильная прямая зависимость между углами FAT/STEA и FAT/ATEA ($R = 0,8637$). Аналогичные сильные положительные взаимосвязи установлены для пар FAT/PCL и FAT/ATEA ($R = 0,7728$), а также FAT/PCL и FAT/STEA ($R = 0,7987$). В то же время вектор взаимоотношения углов FAT/PCL и ATEA/PCL претерпел реверсию: коэффициент корреляции сместился в отрицательную область $R = -0,3196$. Данный феномен инверсионного характера связи может свидетельствовать о недостаточной анатомической константности PCL как реперной линии (таблица 3.6).

Примечательно, что традиционные геометрические построения, не включающие референсную линию FAT, продемонстрировали отсутствие статистически значимых взаимозависимостей. Это подтверждает гипотезу о том, что протокол функционального анализа траектории FAT является детерминантой точности при предоперационном планировании и позиционировании бедренного компонента эндопротеза коленного сустава.

Выявленная высокая степень корреляции между расчетными индексами FAT/ATEA, FAT/STEA и FAT/PCL на всех этапах дегенеративного процесса позволяет постулировать их математическую эквивалентность. С практической точки зрения это означает возможность унификации протокола: для интраоперационной навигации достаточно регистрации одного из указанных параметров, так как остальные могут быть выведены дедуктивным путем.

Таблица 3.6 – Коэффициенты корреляции Пирсона углов между определяемыми линиями бедренной кости для всех степеней тяжести остеоартрита коленного сустава

Переменная	Все степени тяжести ОА (n = 127)				
	FAT/ATEA	FAT/STEА	FAT/PCL	STEА/ATEA	ATEA/PCL
FAT/ ATEA	X	0,8637* p = 0,0000001	0,7728* p = 0,0000001	0,1686 p = 0,06	0,0821 p = 0,35
FAT/STEА	0,8637* p = 0,0000001	X	0,7987* p = 0,0000001	0,1132 p = 0,21	0,0146 p = 0,87
FAT/PCL	0,7728* p = 0,0000001	0,7987* p = 0,0000001	X	0,1577 p = 0,07	-0,3196* p = 0,00025
STEА/ ATEA	0,1686 p = 0,06	0,1132 p = 0,21	0,1577 p = 0,07	X	-0,0512 p = 0,56
ATEA/PCL	0,0821 p = 0,35	0,0146 p = 0,87	-0,3196* p = 0,00025	-0,0512 p = 0,56	X

Примечание: Звездочкой (*) обозначены значимые корреляции ($p < 0,05$)

На основе полученных данных была разработана система линейных регрессионных моделей, описывающих математическую зависимость между исследуемыми ротационными параметрами с использованием референсной линии FAT. Применение данного подхода позволило верифицировать статистически значимые взаимосвязи и квантифицировать степень взаимозависимости переменных, что существенно повысило прогностическую валидность проведенного анализа (таблица 3.7). Результаты предварительного этапа моделирования были отражены в нашей публикации [22].

Таблица 3.7 – Регрессионный анализ углов бедренной кости

Уравнения	R^2
$FAT/STE A = 2,978 + 0,572 \times FAT/ATE A$	$R^2 = 0,75 \text{ } p < 0,001$
$FAT \text{ } STE A = 3,489 + 0,741 \times FAT/PCL$	$R^2 = 0,86 \text{ } p < 0,001$
Примечания: R^2 – коэффициент детерминации; p – уровень статистической значимости	

Построенные модели демонстрируют высокую объясняющую способность применительно к углу FAT/STE A при использовании FAT/ATE A и FAT/PCL в качестве предикторов [3]. Это позволяет рассматривать вариацию параметра FAT/STE A как функцию от указанных независимых переменных.

Для обеих спецификаций средний коэффициент детерминации превышает пороговое значение 0,80. Низкие значения стандартной ошибки оценки указывают на минимальную чувствительность уравнений к флуктуациям выборки. Таким образом, представленные формулы могут быть интегрированы в протоколы предоперационного планирования в качестве надежного вычислительного инструмента для деривации значения угла FAT/STE A на основании измеренных показателей FAT/ATE A и FAT/PCL.

3.2. Приоритетные разработки

Эмпирическая база настоящего исследования послужила фундаментом для разработки и последующей регистрации объекта интеллектуальной собственности «Способ планирования ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава» [47]. На этапе предоперационной подготовки по данным КТ коленного сустава определяли ориентир (линию) FAT, с помощью которого планировали ориентацию бедренного компонента эндопротеза (рисунок 3.4).



Рисунок 3.4 – Свидетельство о государственной регистрации патента

Суть планирования заключалась в пошаговом анализе КТ коленного сустава с использованием графической разметки анатомических ориентиров. В момент визуализации верхнего полюса надколенника проводили линию FAT, проходящую через выступающие части пластинки компактного костного вещества дистального метафиза бедренной кости. Далее выявляли вершины латерального надмыщелка и бороздки в центре медиального надмыщелка и строили линию STEA. После данные линии соединяли до точки пересечения, что позволяло определить угол между ними FAT/ STEA (рисунок. 3.5).

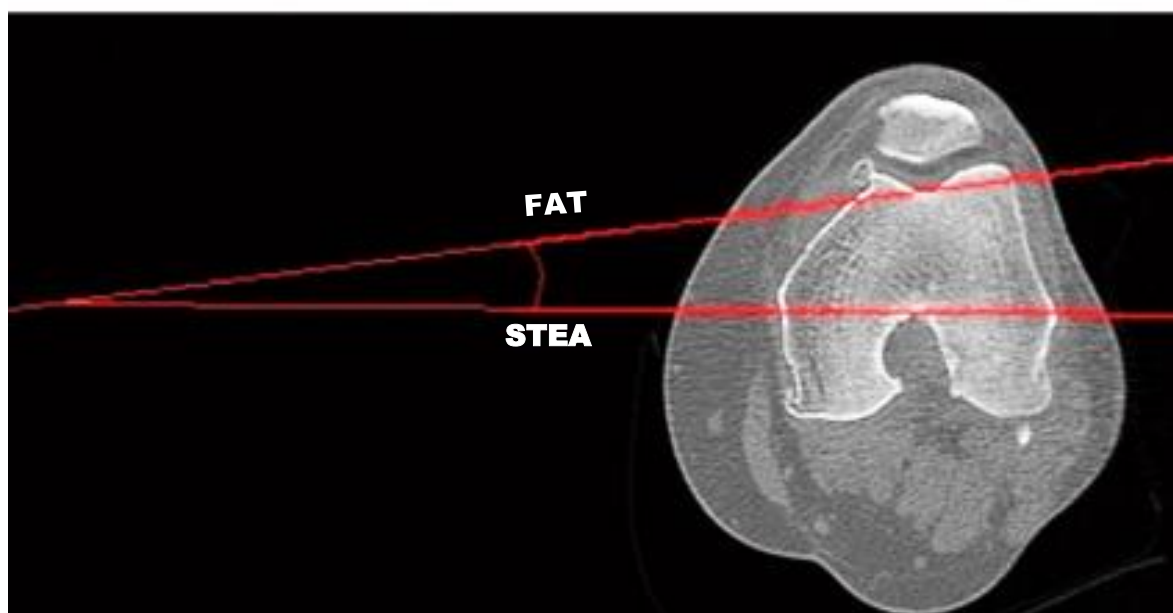


Рисунок 3.5 – Угол FAT/STEA

Интраоперационно STEA проецировали (проводили коагулятором) на дистальный опил мыщелков бедренной кости по предварительно определенному углу к линии FAT. Далее параллельно STEA устанавливали резекционный блок 4/1 и выполняли опилов бедренной кости, после чего имплантируют эндопротез коленного сустава.

Таким образом применение данного способа обеспечивает высокую точность интраоперационного определения ротационного ориентира, что является критически важным для достижения оптимальных функциональных результатов и минимизации риска осложнений.

Нами была также разработана программа для ЭВМ «Программа автоматического определения углов между идентифицируемыми фиксированными анатомическими ориентирами для ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава» [58] (рисунок 3.6).



Рисунок 3.6 – Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ

Представленная программа реализует алгоритм автоматического определения углов, формируемых между линиями, проходящими через FАТ, и ключевыми анатомическими ориентирами – надмышцелками и задними отделами мыщелков бедренной кости. Этот алгоритм основан на регрессионных уравнениях, представленных в таблице 3.7, разработанных с использованием данных, имеющих

сильную корреляцию и полученных в результате анализа компьютерных томограмм пациентов с ОА коленного сустава II-IV степени тяжести.

Программа является инновационным инструментом, предназначенным для широкого круга специалистов в области ортопедии и травматологии. Она обладает высокой степенью универсальности и может быть эффективно применена для разработки новых стратегий планирования высокотехнологичных операций тотального эндопротезирования коленного сустава.

3.3. Алгоритм предоперационного планирования ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава

При разработке алгоритма мы исходили из того, что патологическая варусная или вальгусная деформация коленного сустава, превышающая 5° , определяемая как разность углов медиальный проксимально-тибиальный угол (Medial Proximal Tibial Angle/MPTA) и латеральный дистально-бедренный угол (Lateral Distal Femoral Angle/LDFA), а также дефекты мыщелков бедренной кости создают значительные сложности при применении традиционных методов определения ротации, основанных на визуально-мануальной технике и определении ориентиров задних отделов бедренной кости, что отражено в литературных источниках и соответствует нашему собственному опыту [14]. Эти трудности обусловлены тем, что при выраженных деформациях мыщелковая поверхность подвергается неравномерному износу, что делает стандартные методы измерения менее точными. В частности, 1° угловой деформации соответствует 1 мм линейного смещения, что существенно влияет на корректность оценки положения бедренного компонента эндопротеза.

STEА представляет собой наиболее часто используемый анатомический ориентир при позиционировании бедренного компонента вовремя ТЭКС. Эта фиксированная, но изменяемая анатомическая линия строго коррелирует с осью ротации, вокруг которой происходят физиологические движения коленного сустава. Главное она совпадает с местами прикрепления коллатеральных связок, что позволяет

обеспечить биомеханически корректное позиционирование эндопротеза при ТЭКС. Однако визуально-мануальное определение STEA часто представляет собой сложную задачу, как в ходе предоперационного планирования, так и интраоперационно, что обусловлено рядом факторов.

Интраоперационная верификация STEA сопряжена со значительными техническими трудностями. Основной лимитирующий фактор — необходимость полноценной визуализации и пальпации надмыщелков бедренной кости, которая существенно осложняется интерпозицией мягкотканых лоскутов и надкостницы. Верификация данного ориентира становится особенно проблематичной в условиях периартикулярного отека или при наличии массивного рубцово-спаечного процесса.

Дополнительными детерминантами, ограничивающими экспозицию критических анатомических зон, выступают конституциональные особенности пациента (в частности, избыточная масса тела) и стремление к минимальной инвазивности хирургического доступа (Midvastus и Subvastus). Данные условия предъявляют повышенные требования к мануальной технике оператора и его способности к пространственной навигации в условиях ограниченного операционного поля.

Проведенная нами апробация методик, базирующихся на STEA, подтвердила их высокую прогностическую погрешность при наличии исходных осевых деформаций конечности пациента. Это обусловило целесообразность интеграции альтернативных костных зон для ротационного позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава.

Линия PCL традиционно рассматривается как наиболее доступный для интраоперационной идентификации анатомический ориентир. Тем не менее, полученные нами эмпирические данные выявили статистически значимый диссонанс между фактической величиной наружной ротации бедренного компонента и углом в 3° , заданным на этапе предоперационного планирования. Данный феномен находит подтверждение в работах других исследовательских групп. В частности, установлено, что даже при высоком уровне мануального опыта

хирурга применение PCL в качестве базового референтного вектора сопровождается девиацией угла ротации [104].

В современной литературе дискутируется вопрос о прогностической надежности методики балансировки мягкотканых структур. Критическим ограничением данного подхода признается его низкая эффективность в условиях выраженных осевых деформаций или при несостоятельности капсульно-связочного аппарата. Подобные анатомические несоответствия пролоббировать порочную ротационную ориентацию бедренного компонента при ТЭКС [66].

Несмотря на высокий технологический потенциал роботизированных навигационных комплексов в аспекте ТЭКС, их клиническая эффективность лимитирована рядом фундаментальных методологических ограничений. Ключевым этапом, детерминирующим кумулятивную погрешность системы, является процедура анатомической регистрации. В доминирующих клинических протоколах она базируется на визуально-мануальной идентификации костных реперных точек хирургом посредством тактильного сенсора (стилуса). Данный процесс представляет собой критический источник системной ошибки, поскольку он подвержен высокой степени субъективизма оператора и искажается наличием массивных остеофитов [29, 48].

Ряд исследователей ставит под сомнение валидность алгоритмов планирования и предоперационного позиционирования бедренного компонента, базирующихся исключительно на фиксированных визуально определяемых линиях (таких как TEA и PCL) без учета индивидуальной вариабельности торсии диафиза бедра и состояния мягкотканного баланса. Следовательно, эффективность парадигмы «анатомического таргетирования», реализуемой через визуально-мануальную технику даже с применением роботической поддержки, требует пересмотра в пользу измеряемых методик позиционирования компонентов [82, 110].

Для преодоления этих проблем были предложены более сложные и высокотехнологичные подходы, позволяющие обеспечить высокую точность определения ротации. Одним из таких методов является сопоставление с

контралатеральным здоровым сегментом, например, на основе данных КТ. Этот метод позволяет минимизировать искажения, вызванные локальными изменениями в костной структуре, и обеспечить более точное позиционирование бедренного компонента. Сформулирован также комплексный подход, включающий использование множественных анатомических ориентиров, ранее не задействованных в стандартной практике, в частности, FAT. По нашим данным, среднее угловое расстояние между линиями FAT и STEA составило $9,69^\circ$, что соответствует значениям, приведённым в литературе [147], и демонстрирует пригодность данного параметра для клинического применения.

Для разработки алгоритма выбора оптимальной хирургической техники позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава мы проанализировали медицинскую документацию и результаты 118 выполненных в нашей клинике операций первичного тотального эндопротезирования коленного сустава, в ходе которых применяли стандартную технику позиционирования с использованием таких ориентиров как STEA, ATEA и PCL. Все пациенты имели ОА коленного сустава III-IV степени тяжести по классификации Kellgren-Lawrence, средние показатели возраста составили 50,5 лет, индекса массы тела – $30,5 \text{ кг/м}^2$ [59].

У всех пациентов в процессе первичного лучевого обследования определяли степень деформации коленного сустава, разделив исследуемую когорту пациентов на две группы – с варусной или вальгусной деформацией $\geq 5^\circ$ ($n = 83$, или 70,3%), которую определили как «выраженную», и с деформацией $< 5^\circ$ ($n = 35$, или 29,7%), которую определили как «незначительную».

В группе с *незначительной* деформацией ($n = 35$) у всех пациентов линии PCL, STEA и их соотношение (PCL/STEA) как при планировании, так и в ходе операции, были определены без технических сложностей, а бедренный компонент эндопротеза, ориентированный в соответствии с этим соотношением, был установлен без отклонений от заданных параметров, что подтвердилось послеоперационным КТ-исследованием [59].

В группе с *выраженной* деформацией ($n = 83$) технические сложности при определении указанных линий возникли в 58 случаях (69,9%), что увеличило время вмешательства в среднем на 15,5 минут, и у 31 пациента (37,3%) привело к мальротации бедренного компонента эндопротеза, превышающей 5° , ввиду неточности его позиционирования, что было подтверждено КТ-исследованием.

Таким образом, ретроспективный анализ 118 выполненных операций ТЭКС показал, что при деформациях коленного сустава, превышающих 5° , традиционно используемые ориентиры не во всех случаях обеспечивают достаточную точность позиционирования бедренного компонента эндопротеза. Такие пациенты входят в «группу риска», для которой требуется другой подход. Этим подходом могло стать применение разработанной нами методики, предусматривающей такой ориентир, как линия FAT и соотношение FAT/STEA – определенное непосредственно или рассчитанное с помощью разработанной компьютерной программы. Кроме деформаций коленного сустава в «группу риска» мы включили и пациентов с дефектами мыщелков бедренной кости, при которых сложности с определением стандартных линий-ориентиров очевидны из-за нарушения анатомических взаимоотношений в суставе.

На основе изложенного был разработан алгоритм, основанный на персонализированной технике планирования ротации бедренного компонента при тотальном эндопротезировании коленного сустава с применением неиспользуемого анатомического ориентира FAT (рисунок. 3.7).

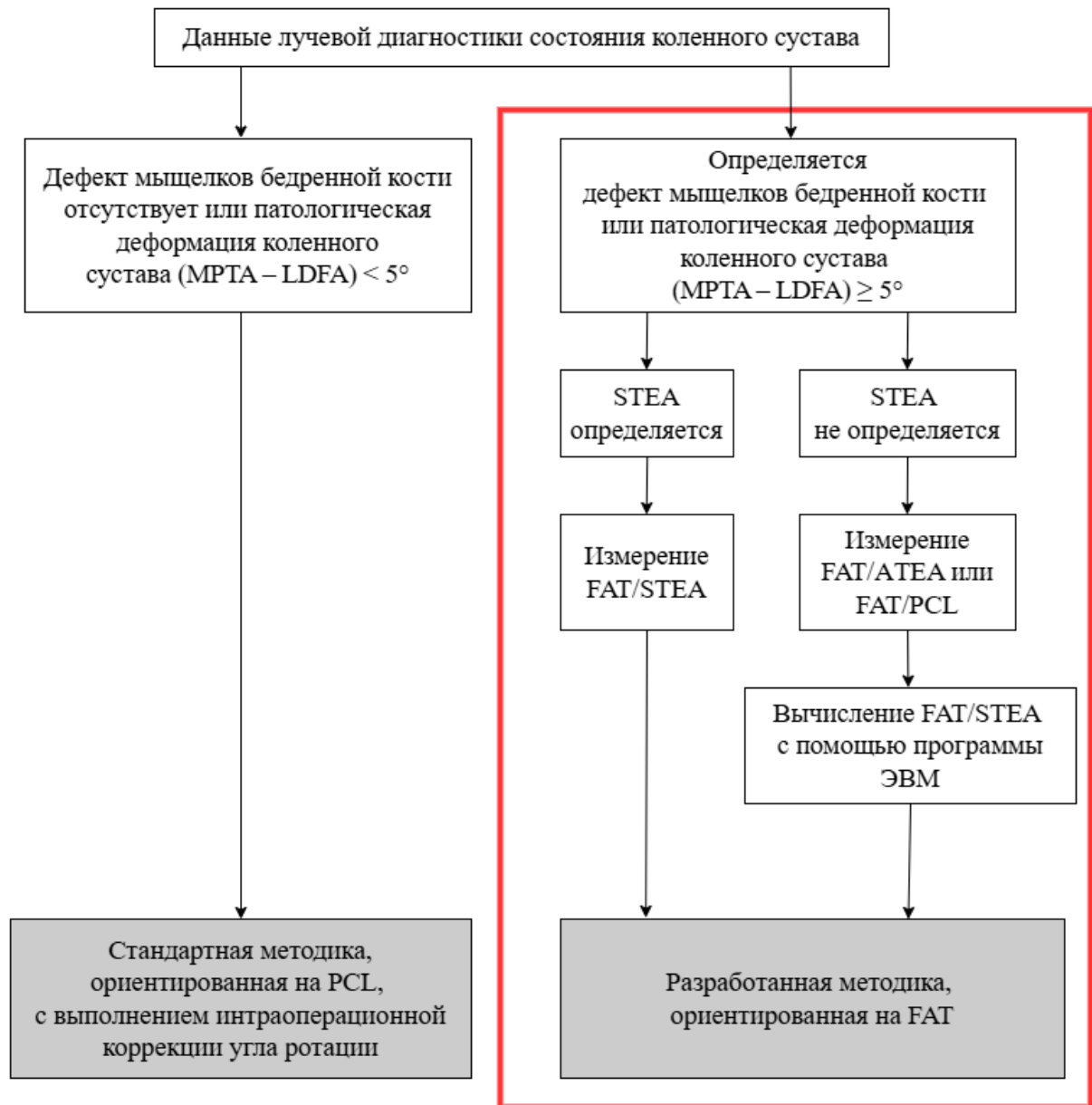


Рисунок 3.7 – Алгоритм планирования ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава

Согласно этому алгоритму, традиционную методику планирования ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава, основанную на использовании таких известных ориентиров как PCL и STEA, допустимо применять при отсутствии дефекта мыщелков бедренной кости или деформации коленного сустава, не превышающей 5° . Если дефекты имеют место или деформация больше 5° , следует использовать методику, основанную на определении линии FAT, применив соотношение FAT/STEA. Если STEA удастся

определить без технических сложностей, это соотношение рассчитывают непосредственно. Если определение STEA ввиду индивидуальных анатомических особенностей пациента определить затруднительно, рекомендовано применить другие ориентиры – ATEA или PCL, рассчитать соотношение FAT/ATEA или FAT/PCL, а затем с помощью инновационной программы для ЭВМ определить соотношение FAT/STEA. Результаты предварительного анализа были опубликованы ранее [22].

Резюме

Углы, формируемые линиями STEA и PCL, не могут считаться эталонными для визуального и мануального определения ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава. При IV степени тяжести ОА среднее значение угла STEA/PCL составляет $1,5^{\circ}$ ($0,6-4,3^{\circ}$). В то же время, согласно техническим спецификациям производителей эндопротезов коленного сустава, применяемые инструменты автоматически устанавливают угол наружной ротации бедренного компонента относительно задних мыщелков на уровне 3° . Это создает предпосылки для развития мальротации, классифицируемой как легкая или умеренная степень в соответствии с классификацией R.L Barrack, что может существенно повлиять на функциональные и биомеханические характеристики эндопротеза.

На основе эмпирических данных, полученных в ходе первого этапа исследования, была сформирована система из двух уравнений линейной регрессии. Данные прогностические модели обеспечивают высокую степень математической точности при деривации значения угла FAT/STEA на основании предикторов FAT/ATEA и FAT/PCL. Статистическая верификация продемонстрировала высокий коэффициент детерминации: среднее значение R^2 для обеих спецификаций превышает пороговое значение 0,80. Данный показатель свидетельствует о значительной объяснительной способности моделей и их высокой информативности.

Зарегистрированный объект интеллектуальной собственности, регламентирующий протокол предоперационного проектирования, детерминирует методологию анализа аксиальных томограмм коленного сустава. Алгоритм базируется на векторной графической трассировке ключевых костных реперных линий. Первым этапом является построение линии FAT, который трассируется на уровне верхнего полюса надколенника. Данный параметр выступает в качестве фундаментального навигационного маркера для последующего биомеханического моделирования углов и линий. На втором шаге идентифицируют линию STEA, устанавливая взаимосвязь между этими анатомическими ориентирами. На третьем шаге линии FAT и STEA достраивают до точки их пересечения, что обеспечивает возможность измерения угла между ними. Данный угол является ротационным ориентиром, позволяющим провести точную оценку анатомических параметров коленного сустава и оптимизировать предоперационное планирование.

Разработанный алгоритм позволяет четко регламентировать действия по проведению планирования в условиях как полной, так и ограниченной интраоперационной доступности анатомических ориентиров бедренного компонента коленного сустава, используя в случаях наличия деформаций линию FAT.

Этот алгоритм мы применили в клинической практике при выполнении первичного ТЭКС у пациентов основной группы.

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ

В период 2023-2025 гг. на базе Научно-исследовательского института травматологии, ортопедии и нейрохирургии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского МЗ РФ проведено лечение 100 пациентов, которым выполнено первичное тотальное эндопротезирование коленного сустава.

4.1. Дизайн клинического этапа исследования

Критериями включения явилось:

- Возраст пациентов старше 18 лет (совершеннолетние);
- Показания к ТЭКС на фоне остеоартрита коленного сустава III-IV степени тяжести по классификации Kellgren-Lawrence;
- Болевой синдром не ниже 7 баллов по 10-балльной ВАШ;
- Деформация коленного сустава (варусная или вальгусная) $\geq 5^\circ$;
- Дисфункция коленного сустава, оцениваемая по WOMAC свыше 40 баллов и по KSS ниже 60 баллов («неудовлетворительно»)
- Письменное информированное согласие пациента на выполнение предложенной операции и участие в исследовании; его способность и готовность к осознанному сотрудничеству и выполнению рекомендаций [13, 57].

Критериями невключения явилось:

- Общесоматические и локальные противопоказания к выполнению запланированной операции;
- Наличие сопутствующей общесоматической или ортопедической патологии, затрудняющей самостоятельную ходьбу или осложняющей проведение реабилитационного послеоперационного периода по стандартному протоколу;
- Наличие в анамнезе травм коленного сустава, приведшим к его грубым деформациям.

- Индекс массы тела свыше 40 кг/м^2 , так как такие показатели обуславливают особенности выполнения операции и проведения послеоперационного периода.

Критериями исключения явилось:

- Отказ пациента от дальнейшего участия в исследовании;
- Острое заболевание или грубое нарушение пациентом режима лечения, способные повлиять на конечный результат [61].

Изначально для участия в исследовании было отобрано 100 пациентов, соответствующих данным критериям. Они были рандомно разделены на две группы по 50 человек. В основной группе было запланировано выполнение эндопротезирования коленного сустава с применением разработанной нами методики, использующей линию FAT для позиционирования бедренного компонента эндопротеза [39]. В группе сравнения операцию планировали провести с традиционным позиционированием бедренного компонента на основе ориентиров ATEA, STEA и PCL.

Сроки наблюдения были определены в течение 1 года после операции с этапными визитами пациентов через 1, 3, 6 и 12 месяцев. Для контроля состояния пациентов и полученных результатов использовали методы лучевой диагностики (рентгенография и КТ), а также шкалы-опросники ВАШ (уровень боли), KSS и WOMAC (функция) и шкалу вербальной оценки (ШВО), отражающую степень удовлетворенности пациентов исходом лечения. Определяли также амплитуду движений в коленном суставе, оценивая результаты на основе диапазона нормальных значений, приведенных в литературных источниках.

В процессе наблюдения из исследования по различным причинам пришлось исключить, в соответствии с заявленными критериями, 4 пациента из группы сравнения и 2 пациента из основной группы. Таким образом, в исследовании к концу наблюдения остались всего 94 пациента – 48 человек в основной группе и 46 человек в группе сравнения. Результаты их лечения были подвергнуты анализу и легли в основу выводов диссертационной работы.

4.2. Общая характеристика пациентов проспективного этапа

Среди 94 пациентов, вошедших в исследование, было 65 женщин (69,4%) и 29 мужчин. В основной группе женщины составили 66,7%, а в группе сравнения – 71,7%. Возраст пациентов варьировал от 41 до 75 лет, среднее значение – $62,4 \pm 2,3$ года. При этом средний возраст в основной группе составил 63,5 лет, а в группе сравнения – 61,3 года; отличие составило 2,2 года ($p > 0,05$). Трудоспособных по возрасту пациентов было 32 человека (34,0%), из них реально работающих 25 человек (26,6%).

Среднее значение индекса массы тела во всей когорте пациентов составило $30,2 \text{ кг/м}^2$; в основной группе – $31,3 \text{ кг/м}^2$, в группе сравнения – $29,1 \text{ кг/м}^2$. При этом пациентов с ожирением 1-2 степени (индекс массы тела в диапазоне от 30 до 40 кг/м^2) в основной группе было 64,6%, а в группе сравнения – 67,4%. Таким образом, по данному показателю группы наблюдения были также сопоставимы ($p > 0,05$).

По данным лучевой диагностики патологические изменения в коленном суставе у 82 пациентов (87,2%) соответствовали IV степени тяжести в соответствии с классификацией Kellgren-Lawrence, и у 12 человек (12,8%) – III степени. При этом доля пациентов с IV степенью тяжести ОА в основной группе составила 85,4%, а в группе сравнения – 89,1% (рисунок 4.1).



Рисунок 4.1 – Степень тяжести ОА в группах наблюдения

Анкетирование пациентов до операции показало следующие средние значения показателей шкал.

Уровень боли по ВАШ и в основной группе, и в группе сравнения составил в среднем 8,0 балла. Показатели KSS (клиническая оценка) в основной группе были на 3,5 балла больше, чем в группе сравнения, а KSS (функциональная оценка) – меньше на 2 балла. Средние значения в группах по WOMAC представлены на рисунке 4.2 и в таблице 4.1.

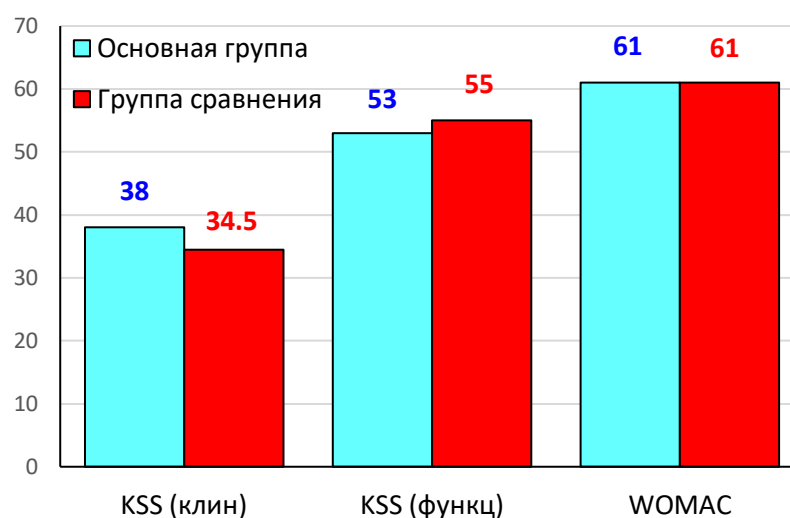


Рисунок 4.2 – Показатели функциональных шкал перед операцией

Таблица 4.1 – Результаты анкетирования пациентов до операции (в баллах)

Показатель	Группа	Me [Q1-Q3]	K-S	W
ВАШ	Основная	8 (6; 8)	0,0001	0,0001
	Сравнения	8 (6; 8)	0,0001	0,0001
KSS клиническая оценка	Основная	38 (14; 46)	0,0001	0,0001
	Сравнения	34,5 (10; 51)	0,007	0,0007
KSS функциональная оценка	Основная	53 (45; 60)	0,0002	0,0001
	Сравнения	55 (35; 60)	0,0001	0,0001
WOMAC	Основная	61 (57,5; 68)	0,001	0,0001
	Сравнения	61 (56; 83)	0,0001	0,0001
Примечания: Me – медиана, Q1 – 25% квартиль, Q3 – 75% квартиль; W – критерий Шапиро-Уилка; K-S – критерий Колмогорова-Смирнова				

Таким образом, по всем основным параметрам (пол, возраст, индекс массы тела, степень тяжести ОА, показатели интенсивности боли и функции коленного сустава по шкалам-опросникам) были в обеих группах полностью сопоставимы. Интенсивность боли по ВАШ была оценена в обеих группах перед операцией в среднем как «сильная», а функция по шкалам KSS и WOMAC как «неудовлетворительная».

Несмотря на то, что оценка болевого синдрома входит в качестве одного из пунктов в функциональные шкалы коленного сустава, мы сочли необходимым дополнительно ввести шкалу ВАШ для определения только уровня боли, так как анализ показал, что отрицательная корреляционная связь между уровнем боли по ВАШ и показателями функциональных шкал была умеренной силы, тогда как показатели функциональных шкал KSS-клинической, KSS-функциональной и WOMAC показали сильную отрицательную корреляционную связь. Однако умеренный отрицательный корреляционный коэффициент между функциональными шкалами определен во взаимоотношении шкал WOMAC/KSS-клиническая. Это послужило обоснованием применить в итоговом анализе полученных результатов лечения одновременно шкалы KSS и WOMAC, как частично дополняющие друг друга (таблица 4.2).

Таблица 4.2 – Коэффициенты ранговой корреляции Спирмэна для показателей боли и функции коленного сустава

Показатель	Основная группа				Группа сравнения			
	ВАШ	KSS клиническая оценка	KSS функциональ- ная оценка	WOMAC	ВАШ	KSS клиническая оценка	KSS функциональ- ная оценка	WOMAC
ВАШ	X	-0,5011 p = 0,0002	-0,5236 p = 0,0001	0,4048 p = 0,0001	X	-0,7296 p = 0,000001	-0,7739 p = 0,000001	0,5898 p = 0,000001
KSS клиническая оценка	-0,5011 p = 0,0002	X	0,7008 p = 0,000001	-0,6279 p = 0,000001	- 0,7296 p = 0,000001	X	0,8897 p = 0,000001	-0,7891 p = 0,000001
KSS функциональная оценка	-0,5236 p = 0,0001	0,7008 p = 0,000001	X	-0,7540 p = 0,00001	-0,7739 p = 0,000001	0,8897 p = 0,000001	X	-0,8240 p = 0,000001
WOMAC	0,4048 p = 0,0001	-0,6279 p = 0,000001	-0,7540 p = 0,00001	X	0,5898 p = 0,000001	-0,7891 p = 0,000001	-0,8240 p = 0,000001	X

4.3. Результаты лечения пациентов основной группы

В основной группе ($n = 48$) лечение проводили в соответствии с разработанным алгоритмом, в соответствии с которым при наличии дефектов мышечков бедренной кости или деформации коленного сустава, превышающей $\pm 5^\circ$, для ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза использовали предложенную нами линию FAT, применив соотношение FAT/STEA. Такие анатомические особенности, в соответствии с критериями включения, имели все пациенты этой группы.

В основной группе, где линию FAT применяли в качестве эталонного ориентира для определения ротации бедренного компонента, распределение показателей угла STEA/PCL после операции составило $0,7^\circ$ ($0,25$; $1,2^\circ$). Это позволило минимизировать погрешность в ротации после хирургического вмешательства, которая не превышала 1° (таблица 4.3). Как было показано в наших предыдущих исследованиях, данный фактор является определяющим [50].

Корреляционный анализ показал наличие сильных значимых корреляционных связей между переменными FAT/ATEA и FAT/STEA (коэффициент = $0,9113$, $p = 0,000001$). Аналогичная сильная значимая корреляция обнаружена между FAT/PCL и FAT/ATEA (коэффициент = $0,7257$, $p = 0,000001$). Статистически значимая средней силы корреляционная связь выявлена между переменными FAT/STEA и FAT/PCL (коэффициент = $0,6490$, $p = 0,000001$).

Выявленная средней силы, хотя и статистически значимая, корреляция STEA/PCL после операции и ATEA/PCL после операции (коэффициент = $0,6817$, $p = 0,000001$) свидетельствует о том, что увеличение значений STEA/PCL после операции сопровождается ростом значений ATEA/PCL (таблица 4.4). Результаты предварительного исследования были опубликованы ранее [50].

Таблица 4.3 – Медианные значения измеренных углов у пациентов основной группы

Показатель	Me [Q1-Q3]	K-S	W
FAT/ATEA	14° (12,15; 15,7)°	0,125	0,195
FAT/STEА	9,1° (7,4; 11,85)°	0,276	0,253
FAT/PCL	7,15° (5,75; 9,8) °	0,275	0,303
STEА/ATEA	4,6° (4,2; 5)°	0,383	0,412
STEА/PCL до операции	1,6° (0,75; 3,05)°	0,003	0,0004
STEА/PCL после операции	0,7° (0,25; 1,2)°	0,005	0,0003
ATEA/PCL до операции	5,8° (4,7; 7,5)°	0,333	0,176
ATEA/PCL после операции	-3,7° (-4,8; -1,6)°	0,0009	0,0004
Примечания: Me – медиана, Q1 – 25% квартиль, Q3 – 75% квартиль; W – критерий Шапиро-Уилка; K-S – критерий Колмогорова-Смирнова			

Таблица 4.4 – Коэффициенты ранговой корреляции Спирмэна для измеряемых углов у пациентов основной группы

Переменная	FAT/ATEA	FAT/STEА	FAT/PCL	ATEA/PCL после операции	STEА/PCL после операции
FAT/ATEA	X	0,9113 p = 0,000001	0,7257 p = 0,000001	0,0064 p = 0,96	0,1215 p = 0,41
FAT/STEА	0,9113 p = 0,000001	X	0,6490 p = 0,000001	0,0917 p = 0,53	0,1340 p = 0,36
FAT/PCL	0,7257 p = 0,000001	0,6490 p = 0,000001	X	-0,1460 p=0,32	0,0691 p = 0,64
ATEA/PCL после операции	0,0064 p = 0,96	0,0917 p = 0,53	-0,1460 p = 0,32	X	0,6817 p = 0,000001
STEА/PCL после операции	0,1215 p = 0,41	0,1340 p = 0,36	0,0691 p = 0,64	0,6817 p = 0,000001	X

В раннем послеоперационном периоде осложнений не отмечено. Пациентов наблюдали в течение одного года, проводя анкетирование и измеряя амплитуду движений в коленном суставе.

Болевой синдром, медиана которого перед операцией составило 8,0 балла по ВАШ (сильная боль), уже к первому месяцу снизился в 4 раза, перейдя в оценочный диапазон «легкая боль» (2 балла), к 3 месяцам достиг значения 1 балл и продолжал снижаться, составив к 1 году наблюдения 0 (0; 1) балл (отсутствие боли). Только один пациент (2,1%) к 1 году наблюдения оценил боль как «легкую» (2 балла), оценка остальных была меньше 1 балла, то есть боль была фактически купирована.

По шкале KSS-клинической Me перед операцией составила 38 баллов (неудовлетворительно), к 6 месяцам она повысилась в 2,4 раза (91,5 балл, отлично) и оставалась на этом уровне до 1 года.

По шкале KSS-функциональной Me перед операцией составила 53 балла (неудовлетворительно), к 6 месяцам она повысилась в 1,7 раза (90 баллов, отлично) и оставалась в том же диапазоне до 1 года (90 баллов).

По шкале WOMAC Me перед операцией составила 61 балл (неудовлетворительно), к 6 месяцам она улучшилась в 6,8 раза (9 баллов, отлично) и оставалась в том же диапазоне до 1 года (10 баллов).

Амплитуда движений в оперированном коленном суставе уже к 6 месяцам перешла в диапазон, соответствующий норме, а к 1 году еще немного улучшилась – по сгибанию с 55 до 52°, по разгибанию с 176 до 180°.

Оценка пациентами результатов лечения (шкала ШВО). Из 48 пациентов к 1 году послеоперационного периода результат лечения на «отлично» (3 балла) оценили 45 человек, на «хорошо» (2 балла) – 3 человека. Средний балл по ШВО в основной группе составил 2,94 балла, что является очень высоким показателем.

Таким образом, у пациентов основной группы удалось к 1 году наблюдения добиться практически полного купирования болевого синдрома, восстановления амплитуды движений в оперированном суставе до нормы и показателей

функциональных шкал, соответствующих оценке «отлично». Также на «отлично» оценили итоговый результат лечения 93,8 % пациентов.

Послеоперационный период во всех случаях протекал без особенностей. Осложнений, связанных с мальротацией бедренного компонента эндопротеза, в течение 1 года наблюдения у пациентов основной группы не было. Таким образом применение разработанной методики показало хороший клинический результат [50].

Клинический пример № 1 (основная группа).

Пациент Б., 61 года, поступил для выполнения ТЭКС с диагнозом правосторонний гонартроз IV степени тяжести. Вальгусная деформация правого коленного сустава ($HKA = 173^\circ$, $MPTA - LDFA = 7,0^\circ$). Дефект латерального мышцелка большеберцовой кости T2A по классификации AORI. Болевой синдром – 8 баллов по ВАШ (сильная боль), функция коленного сустава: KSS-клиническая 32 балла, KSS-функциональная 45 баллов, WOMAC 60 баллов (все оценки в диапазоне «неудовлетворительно»).

Были выполнены рентгенограммы в прямой и боковой проекциях, позволяющие оценить механические и анатомические оси, а также ключевые углы – механический угол коленного сустава (Hip-Knee-Ankle Angle/HKA), LDFA, MPTA и угол заднего наклона большеберцовой кости (PTS) (рисунок 4.3).

При выполнении операции ТЭКС в соответствии с рекомендациями алгоритма, позиционирование бедренного компонента эндопротеза проводили с использованием линии FAT. Эта линия, а также необходимые угловые соотношения, определены с помощью КТ (рисунок 4.4).

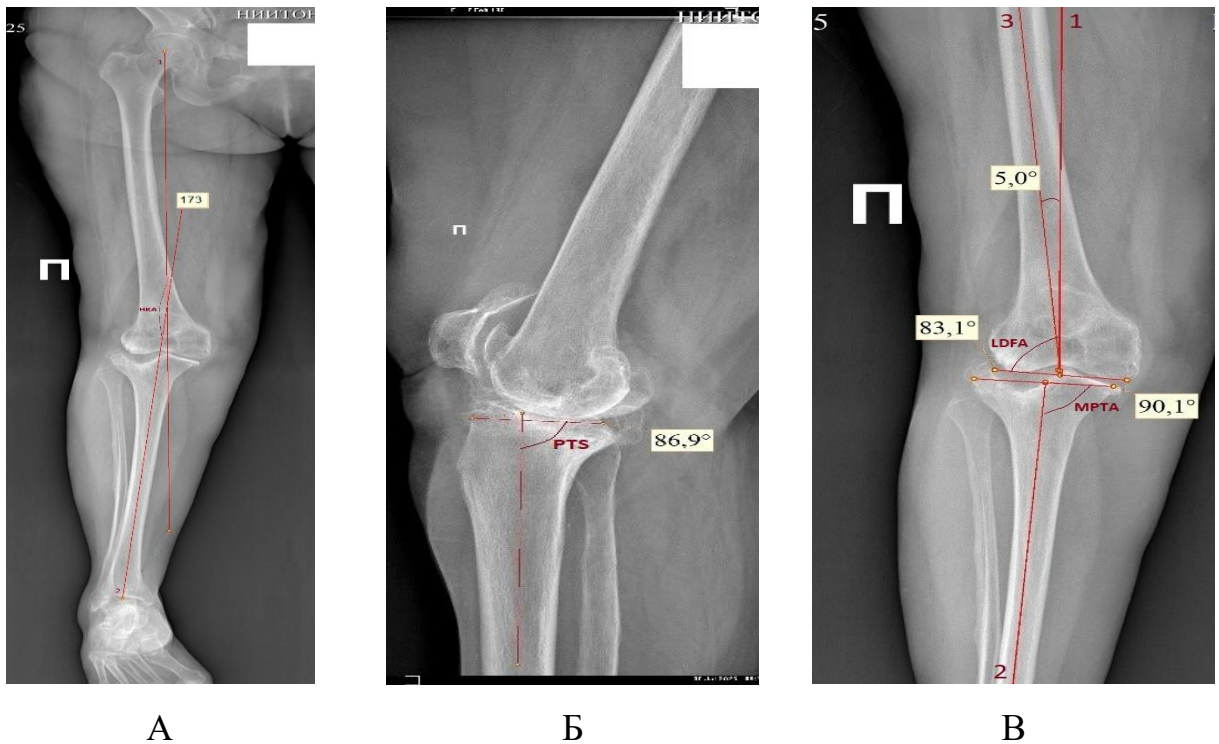


Рисунок 4.3 – Пациент Б. Рентгенография правого коленного сустава до операции: А – механическая ось бедренной кости, Б – механическая ось большеберцовой кости, В – анатомическая ось бедренной кости, $HKA = 173^\circ$, $LDFA = 83,1^\circ$, $MPTA = 90,1^\circ$ ($LDFA - MPTA = -7,0^\circ$)

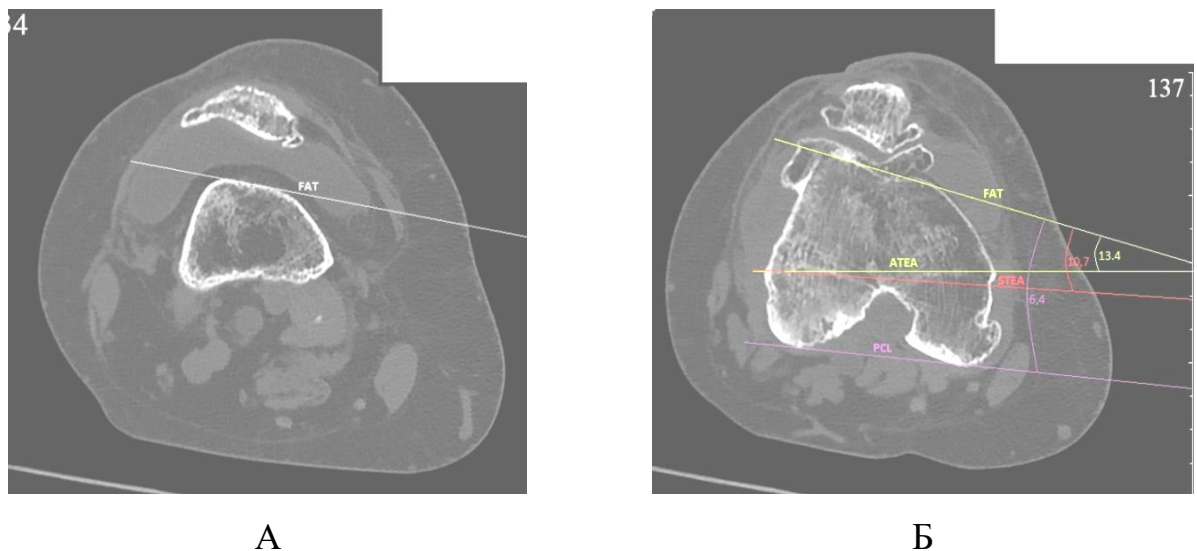


Рисунок 4.4 – Пациент Б. КТ правого коленного сустава: А – линия FAT, Б – $FAT/ATEA = 13,4^\circ$, $FAT/STEA = 10,7^\circ$, $FAT/PCL = 6,4^\circ$

Угол $STEA/PCL$ составил $-4,4^\circ$, что свидетельствует о внутренней ротации. Кроме того, выявлены деформации мыщелков бедренной кости. Применение

стандартной навигационной техники с 3° наружной ротации могло привести к установке бедренного компонента эндопротеза в положении внутренней ротации, вызвать ограничение движений, болевой синдром и дислокацию надколенника. Поэтому, в соответствии с алгоритмом, позиционирование бедренного компонента осуществлено с использованием соотношения FAT/STEА.

После обработки костных компонентов сустава и формирования бедренного и большеберцового каналов произведена дистальная резекция бедренной кости с углом вальгуса 5° и определена ротация резекционного блока 4/1 по углу $\text{FAT/STEА} = 10,7^\circ$ (рисунок 4.5).



А



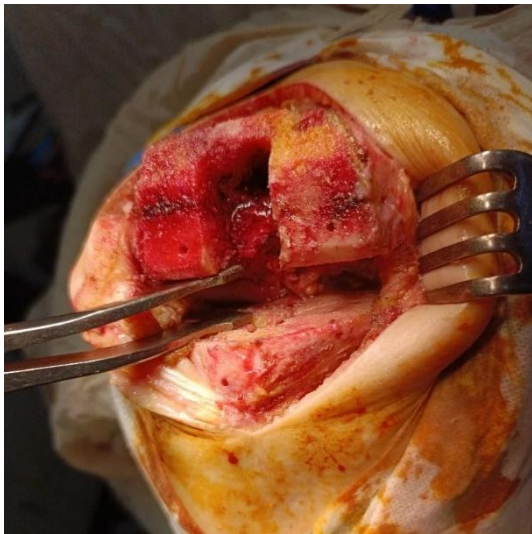
Б

Рисунок 4.5 – Пациент Б., ход операции: А – определение линии FAT; Б – определение STEА с помощью стандартного угломера по линии FAT

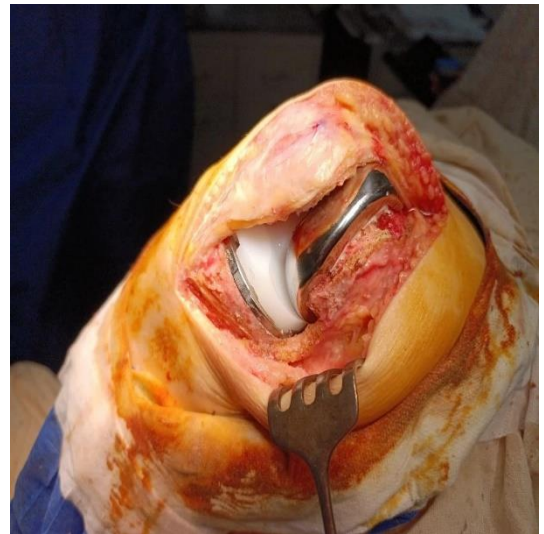
Далее выполнена резекция тибиальной кости под компонент размером 4. Проведена проверка пробными компонентами баланса капсульно-связочного аппарата коленного сустава. Установлены постоянные бедренный и тибиальный компоненты эндопротеза коленного сустава с фиксацией цементом. Итоговая проверка показала полное восстановление баланса коллатеральных связок, сгибание 110° , угол вальгуса 5° (рисунок 4.6).

Были выполнены контрольные рентгенограммы и КТ правого коленного сустава, по которым рассчитали угловые соотношения $\text{НКА} = 180^\circ$, $\text{LDFA} = 90,2^\circ$,

$MPTA = 90^\circ$ ($LDFA - MPTA = 0,2$), $STEAPCL = 1^\circ$ наружной ротации (рисунки 4.7-4.8).



А



Б

Рисунок 4.6 – Пациент Б., ход операции: А – проверка костных опилов; Б – итоговая проверка баланса

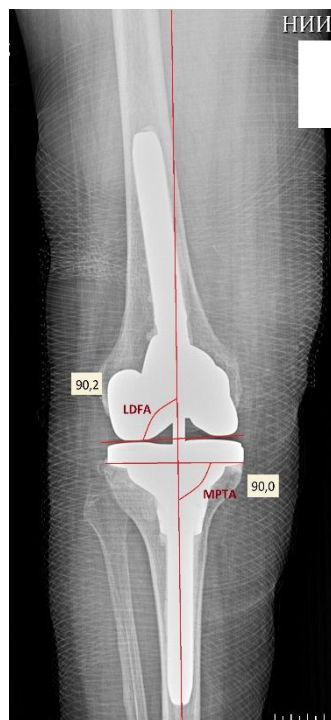


Рисунок 4.7 – Пациент Б. Рентгенография правого коленного сустава после операции: $LDFA = 90,2^\circ$, $MPTA = 90^\circ$ ($MPTA - LDFA = -0,2^\circ$)

201/120

НИИТОН СГМУ

09:26

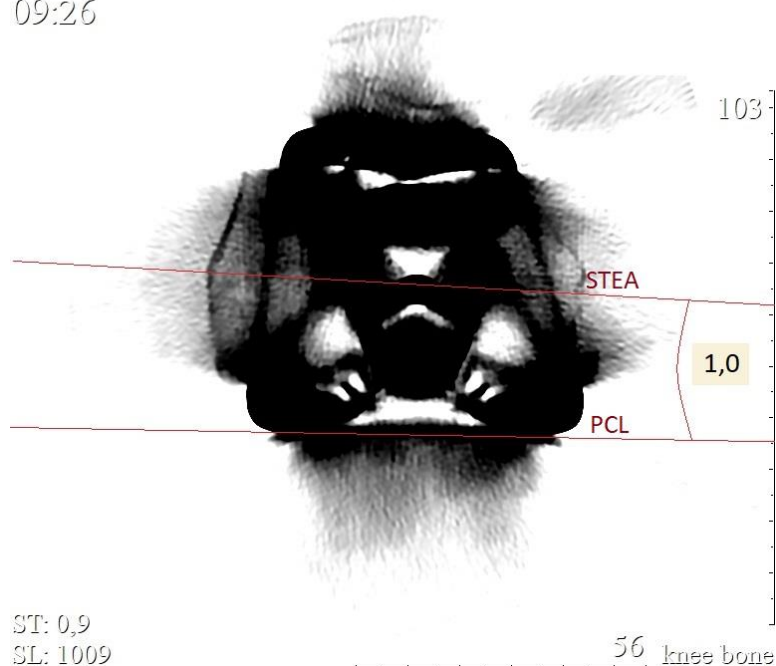


Рисунок 4.8 – Пациент Б. КТ правого коленного сустава после ТЭКС:
 $STEА/PCL = 1,0^{\circ}$

Таким образом, после операции угол STEА/PCL составил $1,0^{\circ}$ наружной ротации.

Динамическое наблюдение за пациентом в течение 1 года после операции показало, что болевой синдром был полностью купирован (0 баллов), KSS-клиническая 90 баллов, KSS-функциональная 94 балла, WOMAC 9 баллов (все оценки в диапазоне «отлично»). Пациент полностью удовлетворен результатом операции, оценивает его как отличный (3 балла по ШВО).

Данный клинический пример демонстрирует успешное применение разработанной методики позиционирования бедренного компонента эндопротеза с использованием ориентира FAT/STEА при выраженной деформации коленного сустава на фоне остеоартрита IV степени.

4.4. Результаты лечения пациентов группы сравнения

В группе сравнения ($n = 46$) операцию выполняли по стандартной методике, используя в качестве ориентиров для позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава линии ATEA, STEA и PCL.

До операции среднее значение угла STEA/PCL составило $1,45^\circ$ ($0,7$; $2,7^\circ$) наружной ротации. После операции данный показатель не подчинялся нормальному закону распределения и увеличился до $3,4^\circ$ ($1,9$; $3,8^\circ$) наружной ротации бедренного компонента (таблица 4.5).

Таблица 4.5 – Медианные значения измеренных углов у пациентов группы сравнения

Показатель	M $\pm$ SD (95%)/Me [Q1-Q3]	K-S	W
FAT/ATEA	13,99° (12,6; 15,3)°	0,190	0,041
FAT/STEA	9,35° (8,4; 11)°	0,147	0,017
FAT/PCL	8,4° (6,7; 9,9)°	0,218	0,162
STEA/ATEA	4,45° (4,1; 5)°	0,022	0,028
STEA/PCL до операции	1,45° (0,7; 2,7)°	0,029	0,0001
STEA/PCL после операции	3,4° (1,9; 3,8)°	0,0001	0,0001
ATEA/PCL до операции	5,4° (4,5; 6,3)°	0,088	0,284
ATEA/PCL после операции	-1,8° (4,2; 0,2)°	0,011	0,004
Примечания: Me – медиана, Q1 – 25% квартиль, Q3 – 75% квартиль; W – критерий Шапиро-Уилка; K-S – критерий Колмогорова-Смирнова			

При этом в 6 клинических случаях (13,0 %) угол STEA/PCL достигал $-3,5^\circ$ внутренней ротации бедренного компонента эндопротеза (легкая или средняя степень мальротации по R.L. Barrack). Такие ротационные погрешности могут привести к нарушению биомеханических взаимоотношений в суставе, подвывихам и/или вывихам надколенника, атрофии мышц и ускоренному износу эндопротеза, негативно отразившись на результате проведенного лечения.

Проведенный корреляционный анализ взаимоотношений измеряемых углов у пациентов группы сравнения позволяет констатировать сохранение значительных корреляционных связей между углами FAT/ATEA и FAT/STEА, что подтверждает ключевую роль линии FAT для предоперационного планирования ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава. Отсутствие же статистически значимой зависимости между FAT/STEА и STEА/PCL в послеоперационном периоде может указывать на ограниченную эффективность задних отделов бедренной кости в качестве надежных ориентиров для позиционирования бедренного компонента эндопротеза у исследуемого контингента пациентов (таблица 4.6).

В раннем послеоперационном периоде осложнений не отмечено. Пациентов наблюдали в течение одного года, проводя анкетирование и измеряя амплитуду движений в коленном суставе.

Болевой синдром, медиана которого перед операцией составило 8,0 балла по ВАШ (сильная боль), уже к первому месяцу снизился в 4 раза, перейдя в оценочный диапазон «легкая боль» (2 балла) и до года оставшись в этом диапазоне. При этом доля пациентов, практически не испытывающих боли (меньше 1 балла по ВАШ), составила 13,0%.

По шкале KSS-клинической медиана перед операцией составила 34,5 баллов (неудовлетворительно), к 6 месяцам она повысилась в 2,4 раза, перейдя в оценочный диапазон «хорошо» (82 балла), а к году, оставшись в диапазоне «хорошо», немного снизилась, составив 79 баллов [61].

По шкале KSS-функциональной медиана перед операцией составила 55 баллов (неудовлетворительно), к 6 месяцам она повысилась в 1,6 раза (88 баллов, отлично), однако к году наблюдения снизилась, перейдя в оценочный диапазон «хорошо» (83 балла) [61].

По шкале WOMAC медиана перед операцией составила 61 балл (неудовлетворительно), к 6 месяцам она улучшилась в 4,5 раза (14 баллов) и перешла на границу оценочных диапазонов «хорошо» и «отлично», однако к году

наблюдения среднее значение этого показателя ухудшилось на 6 баллов и перешло в диапазон «хорошо» (20 баллов) [61].

Амплитуда движений в оперированном коленном суставе к 6 месяцам перешла в диапазон «отлично» (сгибание) и «хорошо» (разгибание), однако к году эти показатели ухудшились: по сгибанию с 55 до 62°, а по разгибанию с 172 до 174°.

Таблица 4.6 – Коэффициенты ранговой корреляции Спирмэна для измеряемых углов у пациентов группы сравнения

Переменная	FAT/ATEA	FAT/STEА	FAT/PCL	ATEA/PCL после операции	STEА/PCL после операции
FAT/ATEA	X	0,7759 p = 0,0000001	0,6816 p = 0,0000001	0,1013 p = 0,503	0,0512 p = 0,73
FAT/STEА	0,7759 p = 0,0000001	X	0,6095 p = 0,0000001	0,1185 p = 0,43	0,0250 p = 0,86
FAT/PCL	0,6816 p = 0,0000001	0,6095 p = 0,0000001	X	0,2345 p = 0,11	0,1694 p = 0,26
ATEA/PCL после операции	0,1013 p=0,503	0,1185 p = 0,43	0,2345 p = 0,11	X	0,9306 p = 0,0000001
STEА/PCL после операции	0,0512 p = 0,73	0,0250 p = 0,86	0,1694 p = 0,26	0,9306 p = 0,0000001	X

Оценка пациентами результатов лечения (шкала ШВО).

Из 46 пациентов на «отлично» (3 балла) оценили полученный результат 36 человек, на «хорошо» (2 балла) – 6 человек, «удовлетворительно» (1 балл) – 3, «неудовлетворительно» (0 баллов) – 1. Средний балл по ШВО в группе сравнения составил 2,67 балла.

Таким образом, у пациентов группы сравнения к году наблюдения средние значения болевого синдрома остались в диапазоне «легкая боль» (2,2 балла), а показатели амплитуды движений и функциональных шкал перешли в оценочный диапазон «хорошо».

Клинический пример № 2 (группа сравнения).

Пациент Г., 72 года, поступил для выполнения ТЭКС с диагнозом правосторонний гонартроз IV степени тяжести. Варусная деформация правого коленного сустава (НКА = 167°; МРТА - LDFA = 6,8°). Болевой синдром – 8 баллов по ВАШ (сильная боль), функция коленного сустава: KSS-клиническая 30 баллов, KSS-функциональная 42 балла, WOMAC 62 балла (все оценки в диапазоне «неудовлетворительно»).

Были выполнены рентгенограммы в прямой и боковой проекциях, позволяющие оценить механические и анатомические оси, а также ключевые углы – НКА, LDFA, МРТА и PTS (рисунок 4.9). Предоперационное планирование ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава по КТ не проводили.

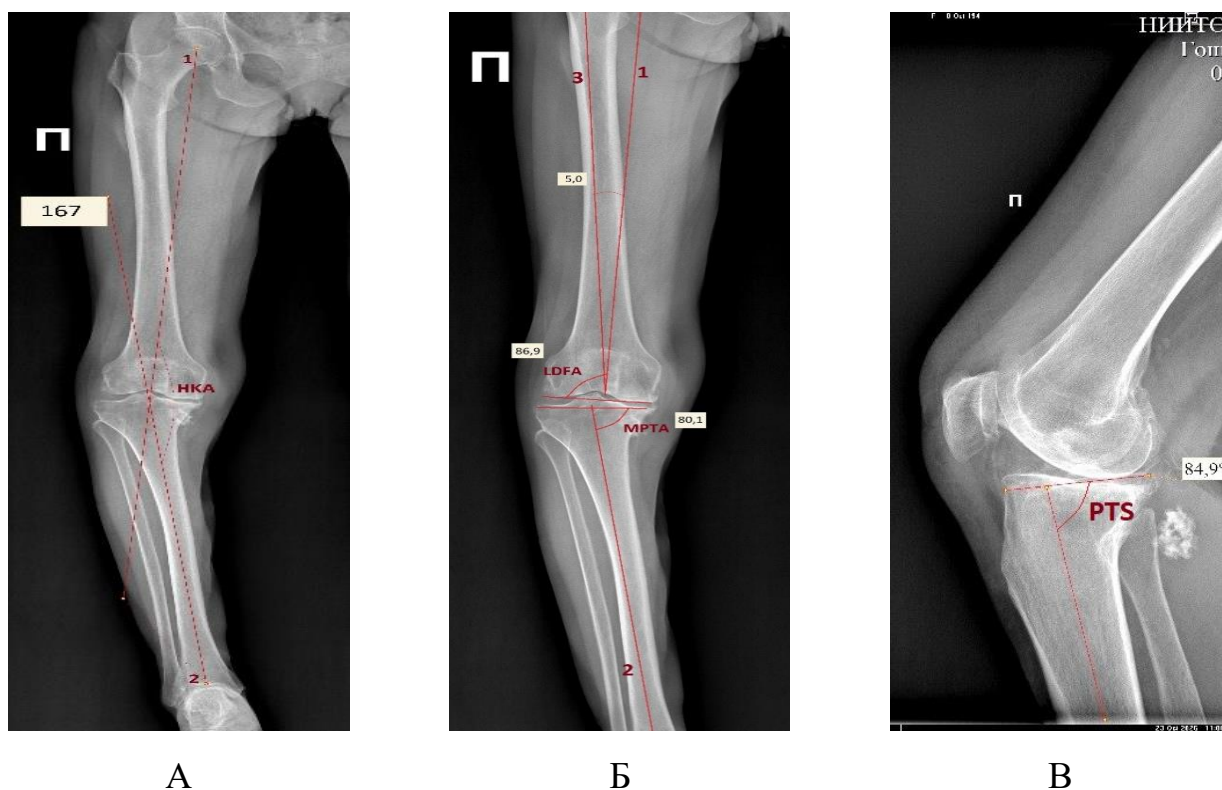
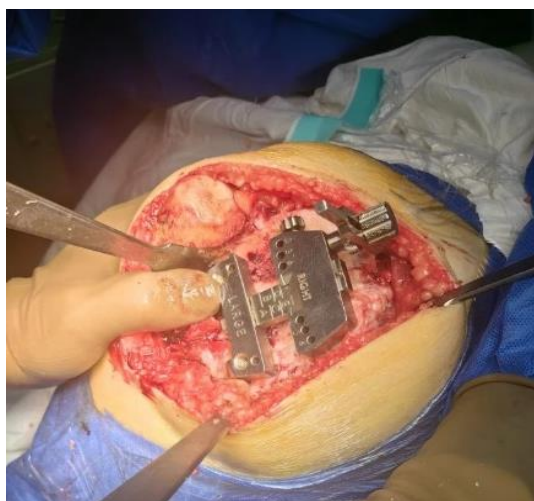


Рисунок 4.9 – Пациент Г. Рентгенография правого коленного сустава:
 А – механическая ось бедренной кости, Б – механическая ось большеберцовой
 кости, 3 – анатомическая ось бедренной кости, HKA=167°, LDFA=86,9°,
 MPTA=80,1° (LDFA - MPTA = 6,8°)

После обработки костных компонентов сустава и формирования бедренного и большеберцового каналов произведена дистальная резекция бедренной кости с углом вальгуса 5° относительно анатомической оси, определена ротация резекционного блока 4/1 с помощью стандартной навигационной техники с 3° наружной ротации относительно задних мыщелков (линии PCL), а также определена STEA с помощью визуально-мануальной техники (рисунок 4.10) [52, 59].



А



Б

Рисунок 4.10 – Пациент Г., ход операции:

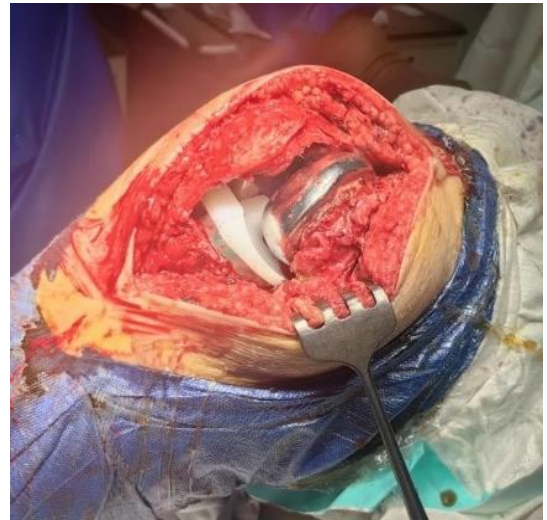
А – определение ротации с помощью стандартной навигационной техники;

Б – определение STEA с помощью визуально-мануальной техники

Большеберцовая кость резецирована под имплантацию большеберцового компонента размером 4. После проверки пробными компонентами установлены постоянные бедренный и большеберцовый компоненты эндопротеза с фиксацией цементом с антибиотиком. При подготовке ложа имплантата и выборе способа фиксации компонентов учтено наличие остеопороза. При контроле выявлено восстановление баланса коллатеральных связок, стабилизация сустава с сгибанием 110° и углом валгуса 5° (рисунок 4.11).



А



Б

Рисунок 4.11 – Пациент Г., ход операции: А – проверка костных опилов;
Б – итоговая проверка баланса

Выполнены контрольные рентгенограммы (рисунок 4.12). Остаточная варусная деформация коленного сустава составила $4,5^\circ$ (LDFA - MPTA), PTS – $85,0^\circ$. Проведено КТ исследование правого коленного сустава угол STEA/PCL – $6,9^\circ$ наружной ротации (рисунок 4.13).

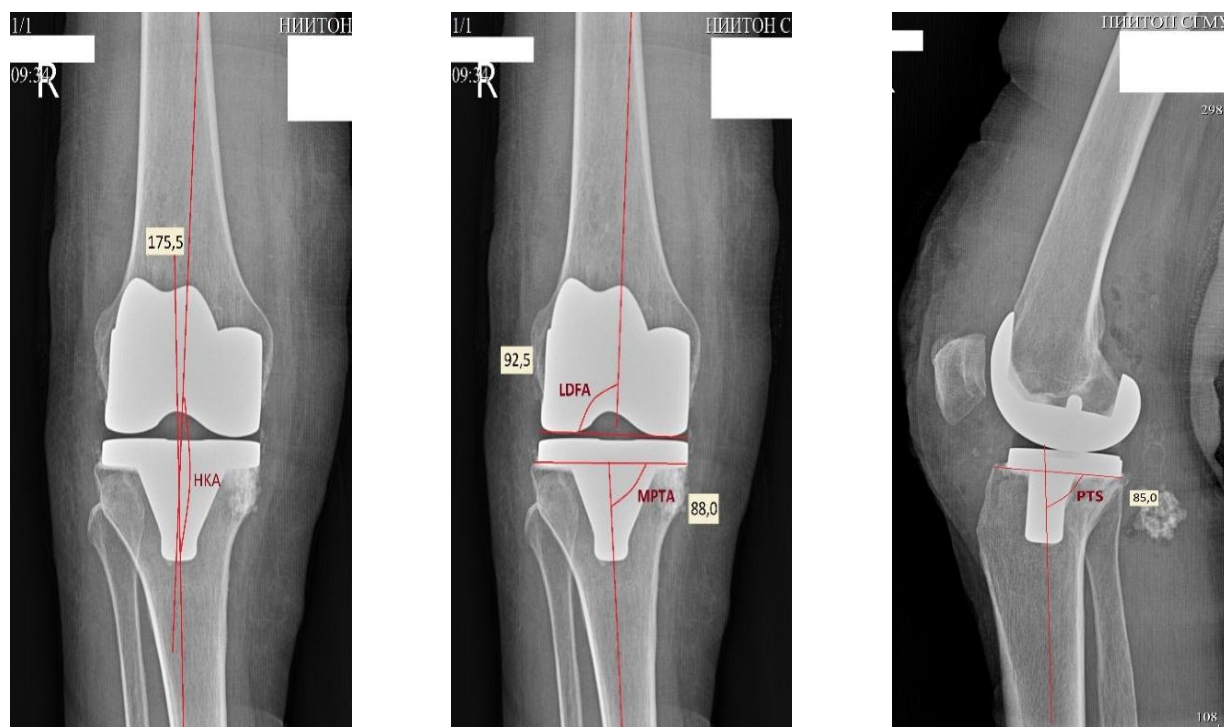


Рисунок 4.12 – Пациент Г. Рентгенография правого коленного сустава после операции: $HKA = 175,5^\circ$, $LDFA = 92,5^\circ$, $MPTA = 88^\circ$ ($LDFA - MPTA = 4,5^\circ$)

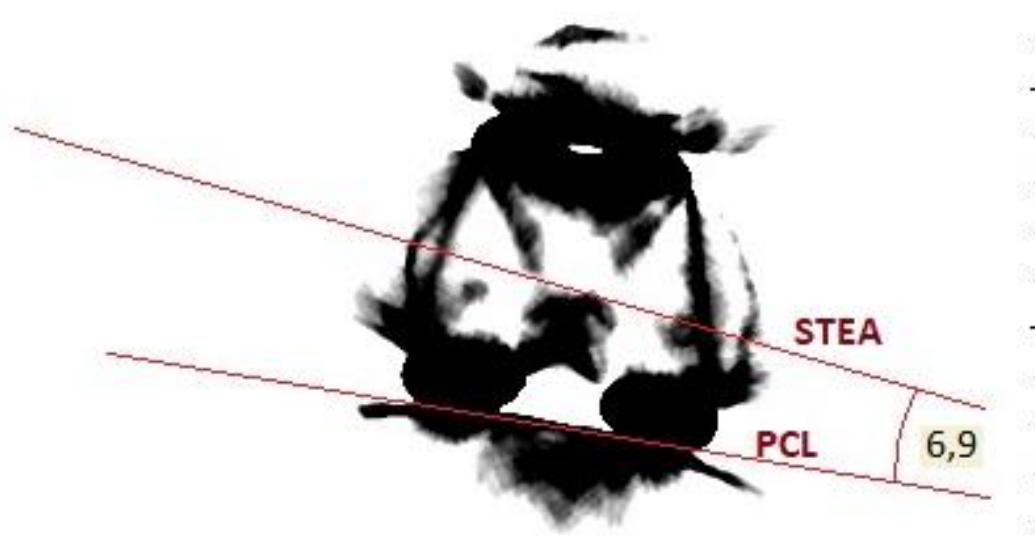


Рисунок 4.13 – Пациент Г. КТ правого коленного сустава после операции: $STEA/PCL = 6,9^\circ$

Таким образом, применение стандартных методик без предоперационного планирования ротации по КТ может привести к ошибкам при установке бедренного компонента вовремя ТЭКС. Эти погрешности, в свою очередь, могут стать причиной подвывиха пателлофemorального сустава, хронической

пателофemorальной боли и асимметричного износа вкладыша и/или надколенника, что существенно ухудшает качество жизни пациента вплоть до необходимости проведения повторных хирургических вмешательств.

Ранний послеоперационный период во всех случаях протекал без особенностей. Осложнений, связанных с заживлением ран, общесоматическим статусом пациентов не отмечено, однако зафиксировано 6 случаев мальротации бедренного компонента эндопротеза (13,0%), что привело к снижению оценки достигнутых результатов. В 3 случаях дефект позиционирования, определенный при лучевом обследовании, в течение года не прогрессировал, снижение функции было умеренным, и качество жизни удалось компенсировать с помощью проведения реабилитационных мероприятий. В одном случае дислокация бедренного компонента нарастала, к году пациент отмечал выраженную боль и дисфункцию, что потребовало ревизионной операции.

Клинический пример № 3 (группа сравнения, осложнение).

Пациент Б., 76 лет, поступил для выполнения ТЭКС с диагнозом правосторонний гонартроз III степени тяжести. Варусная деформация правого коленного сустава (НКА = 175,8°; МРТА - LDFA = 5,2°). Болевой синдром – 8 баллов по ВАШ (сильная боль), функция коленного сустава: KSS-клиническая 36 баллов, KSS-функциональная 40 балла, WOMAC 64 балла (все оценки в диапазоне «неудовлетворительно»).

Были выполнены рентгенограммы в прямой и боковой проекциях, позволяющие оценить механические и анатомические оси, а также ключевые углы – НКА, LDFA, МРТА и PTS (рисунок 4.14). Предоперационное планирование ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава по КТ не проводили.

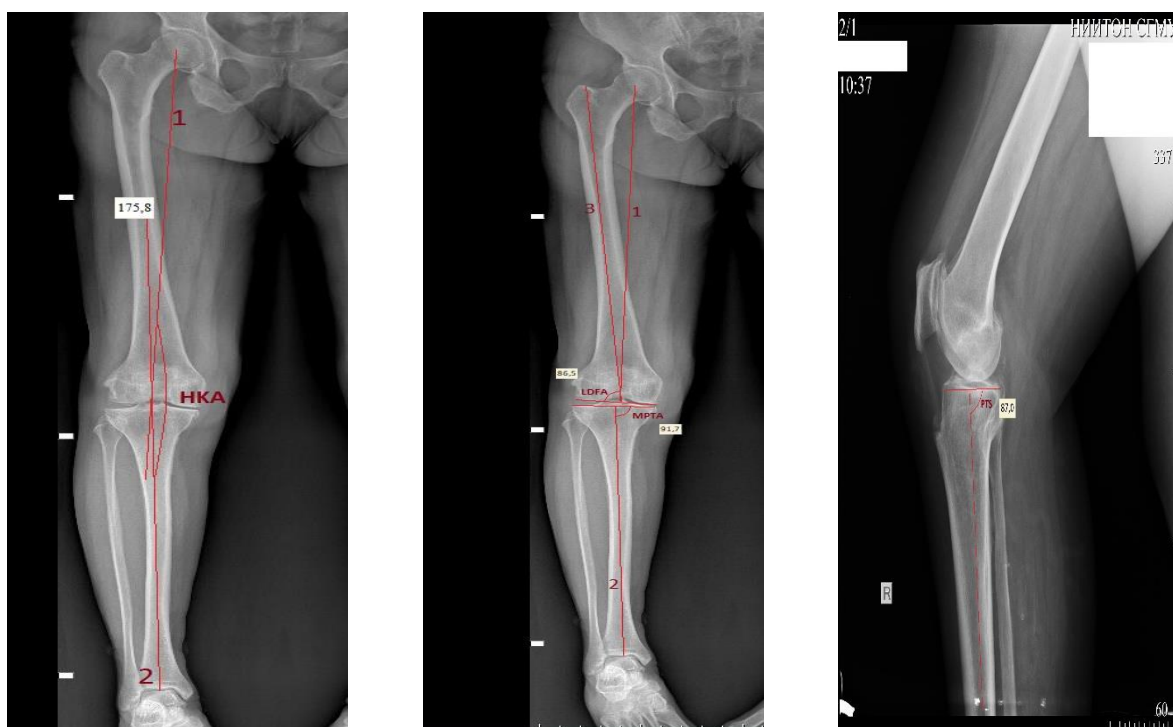


Рисунок 4.14 – Пациент Б. Рентгенография правого коленного сустава:
 1 –механическая ось бедренной кости, 2 – механическая ось большеберцовой кости, 3 – анатомическая ось бедра, HKA = 175,8°, LDA = 86,5°, MPTA = 91,7°
 (LDA - MPTA = 5,2°), PTS = 87,0°

После обработки костных компонентов сустава и формирования бедренного и большеберцового каналов произведена дистальная резекция бедренной кости с углом вальгуса 6° относительно анатомической оси, определена ротация резекционного блока 4/1 с помощью стандартной навигационной техники с 3° наружной ротации относительно линии PCL, а также определена STEA с помощью визуально-мануальной техники.

Большеберцовая кость резецирована под имплантацию большеберцового компонента размером 4. После проверки пробными компонентами установлены постоянные бедренный и большеберцовый компоненты эндопротеза с фиксацией цементом с антибиотиком. Финальный анализ показал полное восстановление баланса коллатеральных связок, стабилизацию сустава с сгибанием 110° и углом вальгуса 6°.

Выполнены контрольные рентгенограммы и КТ правого коленного сустава, рассчитаны углы HKA = 180°, LDA = 89,0°, MPTA = 90,0°, STEA/PCL = 2,3° внутренней ротации (рисунки 4.15-4.16).

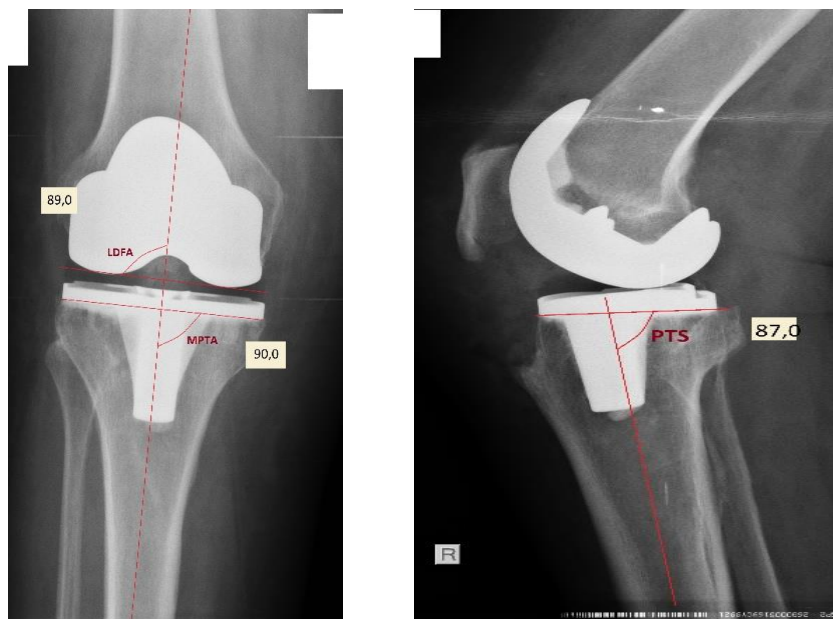


Рисунок 4.15 – Пациент Б. Рентгенография правого коленного сустава после операции: НКА = 180°, LDFA = 89,0°, MPTA = 90,0° (LDFA - MPTA = 1,0°)



Рисунок 4.16 – Пациент Б. КТ правого коленного сустава после операции: STEA/PCL = 2,3° внутренней ротации

В течение 3 лет после операции болевой синдром постепенно возрастал с 1-2 до 7-8 баллов по ВАШ, показатель KSS-клиническая снизился с 80 до 38 баллов, KSS-функциональная – с 84 до 53 баллов; WOMAC вырос с 54 до 83 баллов («неудовлетворительно»). Пациент оценивает результат как отрицательный. На рентгенограммах – асептическое расшатывание компонентов эндопротеза, на КТ –

угол внутренней ротации изменился с $2,3^\circ$ на $1,7^\circ$, что указывает на ротационную дислокацию бедренного компонента (рисунок 4.17).

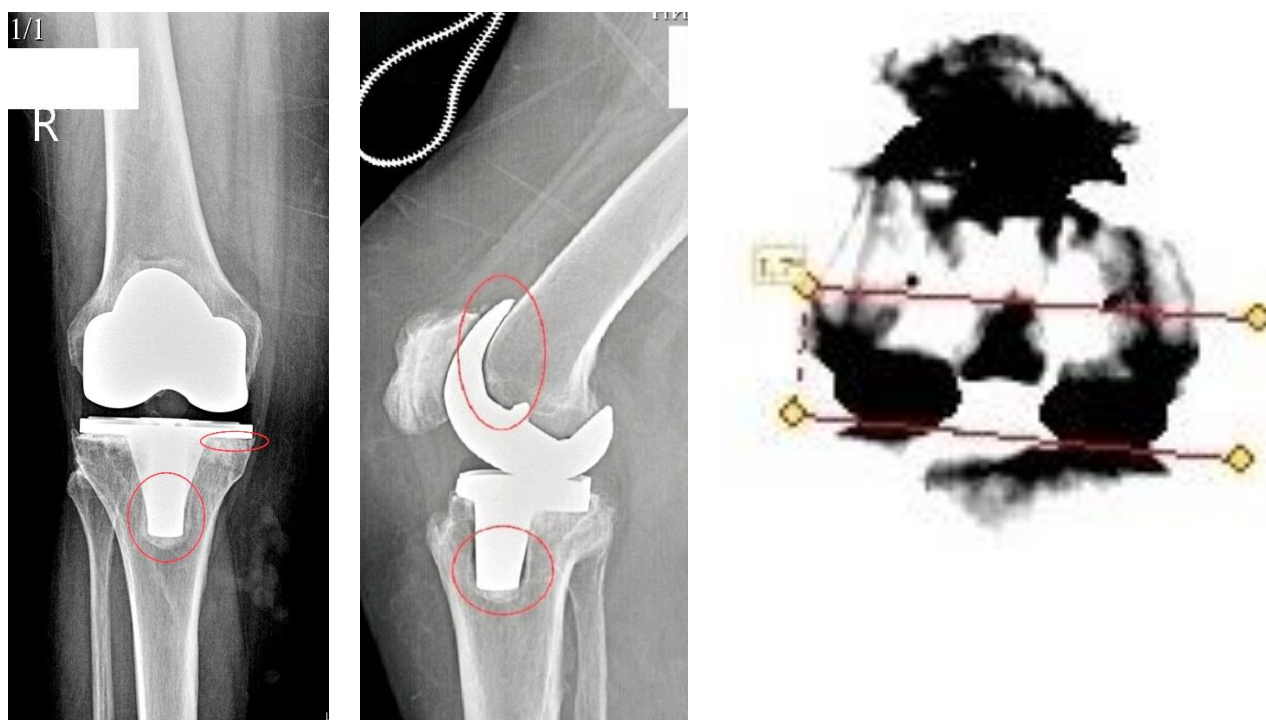


Рисунок 4.17 – Пациент Б. Рентгенография правого коленного сустава через 3 года после операции: признаки асептического расшатывания компонентов эндопротеза, угол STEA/PCL = $1,7^\circ$

Поставлен диагноз: состояние после ТЭКС. Асептическая нестабильность компонентов эндопротеза правого коленного сустава. Однако в связи с наличием тяжёлой сопутствующей соматической патологии выполнение повторного тотального эндопротезирования коленного сустава противопоказано ввиду высокого операционного риска. Пациент рекомендовано использование шарнирного ортеза для стабилизации и разгрузки коленного сустава.

4.5. Сравнительная оценка результатов лечения

Результаты проведенного лечения сравнивали по данным лучевой диагностики (рентгенографии и КТ), показателям анкетирования, проводимого в ходе последовательных визитов пациентов на контрольные осмотры, а также

гониометрии. По всем начальным параметрам, технике эндопротезирования и типам имплантированных конструкций группы наблюдения были полностью сопоставимы. Отличие заключалось только в позиционировании бедренного компонента эндопротеза – в основной группе использовали линию FAT и соотношение FAT/STEA, а в группе сравнения применили традиционную технику.

Сравнение послеоперационных медианных значений угла ATEA/PCL показало, что различия между группами наблюдения достигают уровня статистической значимости (U-статистика = 1436,5; $p = 0,01$) [6]. Это уравнивает оценку влияния применения обеих методик в отношении данного параметра. Сравнивая медианные значения угла STEA/PCL после операции различия оказались также статистически значимыми (U-статистика = 1745,5; $p = 0,000001$). Это говорит о еще более ошутимом влиянии предложенного способа определения ротации по линии FAT (основная группа) на показатель STEA/PCL по сравнению со стандартной техникой (рисунок 4.18).

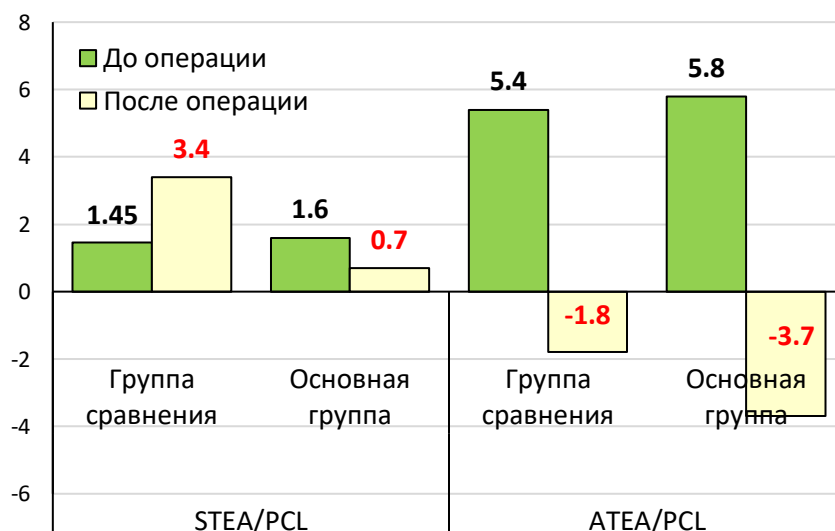


Рисунок 4.18 – Медианные значения величины углов STEA/PCL и ATEA/PCL

Таким образом, наши данные показывают, что использование линии FAT, измеряемой по КТ, для определения ротации бедренного компонента эндопротеза, оказывает существенное влияние на послеоперационное значение показателя

STEА/PCL, тогда как влияние на показатель АТЕА/PCL не имело существенных отличий в обеих группах [59].

Корреляционный анализ подтвердил, что в обеих группах наблюдения выявлена наиболее сильная корреляционная связь между углами FAT/STEА и FAT/АТЕА. Корреляционная связь углов FAT/STEА и FAT/АТЕА с углом FAT/PCL отмечена также на высоком уровне. Это подтверждает эффективность использования линии FAT в планировании позиционирования бедренного компонента эндопротеза (рисунок 4.19).

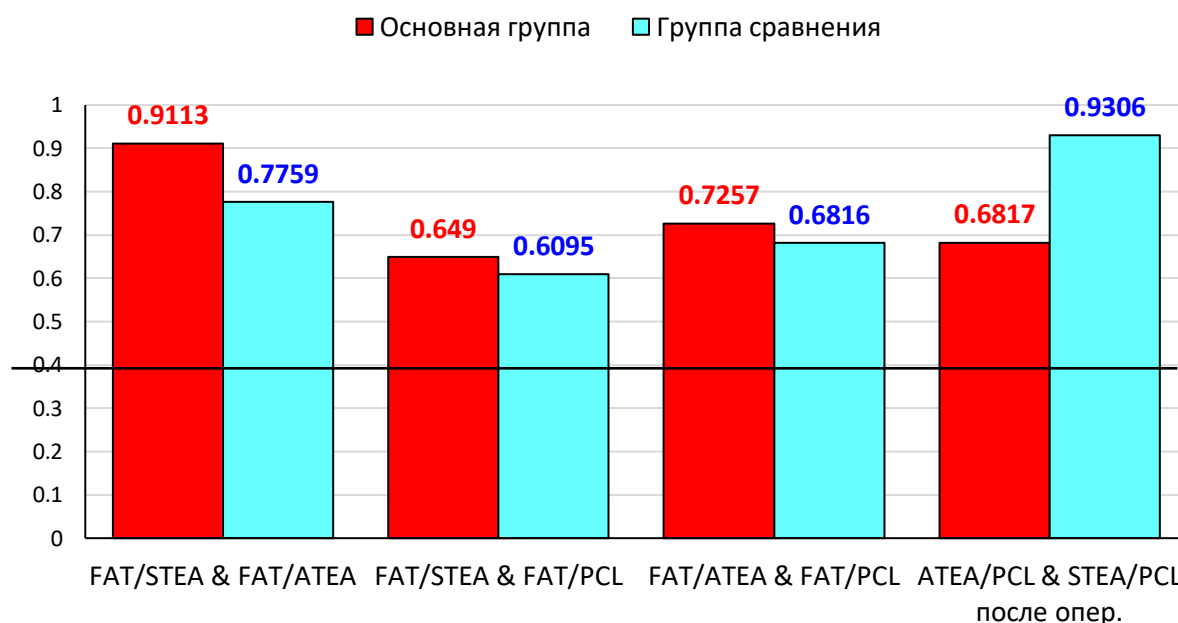


Рисунок 4.19 – Коэффициенты ранговой корреляции Спирмэна для измеряемых углов с высокой степенью корреляции

Болевой синдром перед операцией в обеих группах показал одинаковые медианные значения («сильная боль»), в раннем послеоперационном периоде динамика снижения боли не имела отличий. Но к году наблюдения в основной группе медианное значение по ВАШ показало «отсутствие боли» (0 балла), а в группе сравнения – «легкую боль» (2,0 балла). Разница составила 2,0 балла, что является как статистически ($p < 0,05$), так и клинически значимым отличием (клинически значимое отличие показателя боли по ВАШ, в соответствии с

опубликованными в литературе рекомендациями, составляет $\geq 1,3$ балла). Показательно также сопоставление доли пациентов, не испытывающих боли к году наблюдения (меньше 1 балла по ВАШ). В группе сравнения такие пациенты составили 13,0%, а в основной группе 97,9%, что в 7,5 раз больше (рисунок 4.20).

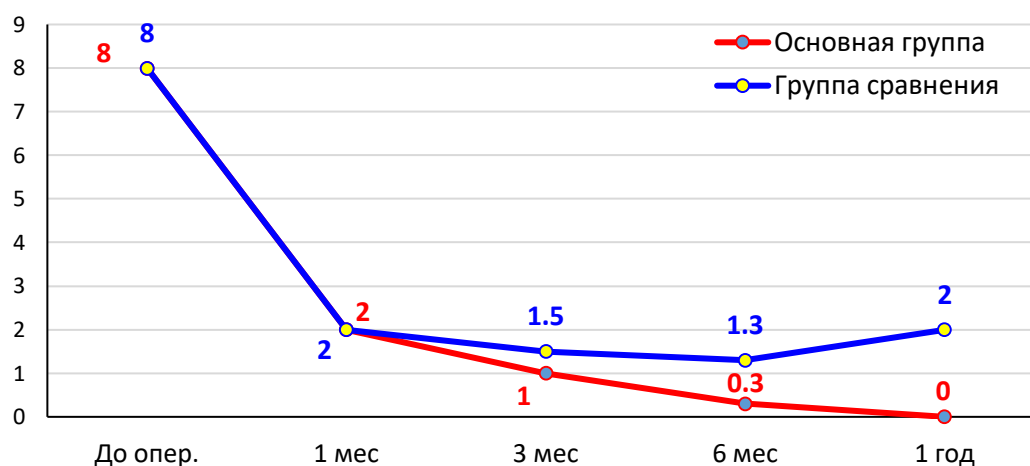


Рисунок 4.20 – Динамика медианных показателей болевого синдрома в группах наблюдения (баллы по ВАШ)

По шкале KSS-клинической перед операцией медианные оценки в группах наблюдения отличались всего на 4 балла и находились в диапазоне «неудовлетворительно», однако после операции динамика изменений в основной группе была статистически значимо лучше. К 6 месяцам в основной группе медианный показатель переместился в оценочный диапазон «отлично» и остался на постоянном уровне до года. В группе сравнения к 6 месяцам была достигнута медианная оценка «хорошо», уступая основной группе 9,5 баллов ($p < 0,05$), а к году немного ухудшилась, и отличие от основной группы составило уже 12,5 баллов, что является не только статистически ($p < 0,05$), но и клинически значимым [55].

По шкале KSS-функциональной отмечена та же ситуация. Перед операцией медианные оценки в группах наблюдения отличались всего на 1 балл и находились в диапазоне «неудовлетворительно». После операции медианные оценки в обеих группах переместились в диапазон «отлично», хотя показатель основной группы был лучше на 2 балла. Однако к году медианный показатель

основной группы улучшился, а группы сравнения ухудшился, перейдя в оценочный диапазон «хорошо», и разница между группами составила 7 баллов ($p < 0,05$) (рисунок 4.21).

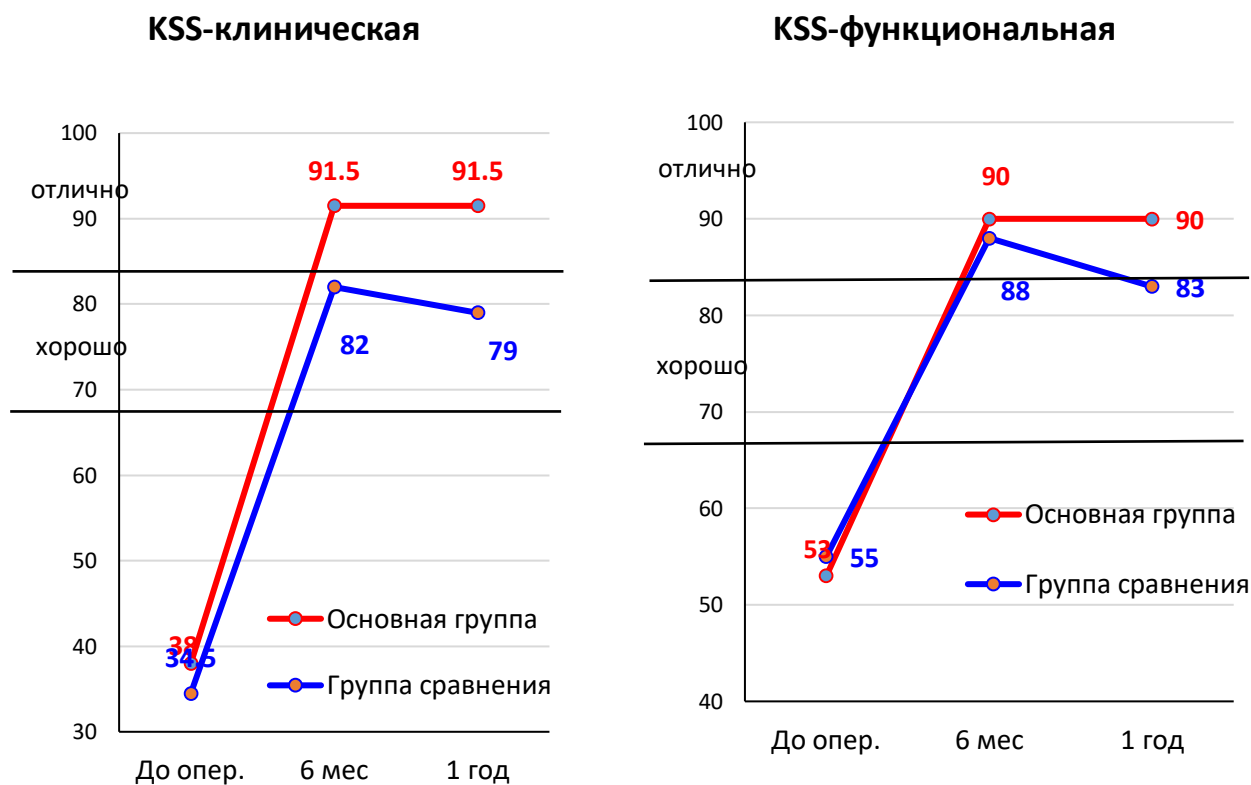


Рисунок 4.21 – Динамика медианных показателей функции коленного сустава в группах наблюдения (баллы по KSS)

По шкале WOMAC перед операцией медианные оценки в группах наблюдения не отличались и находились в диапазоне «неудовлетворительно». После операции положительная динамика изменений была сходной, однако в основной группе более выраженной. К 6 месяцам медианные оценки в обеих группах переместились в диапазон «отлично», хотя показатель основной группы был лучше на 5 баллов. К году средний показатель основной группы остался в диапазоне «отлично», а в группе сравнения ухудшился на 6 баллов, переместившись в диапазон «хорошо». Разница между группами таким образом к году наблюдения составила 10 баллов ($p < 0,05$) в пользу основной группы (рисунок 4.22).

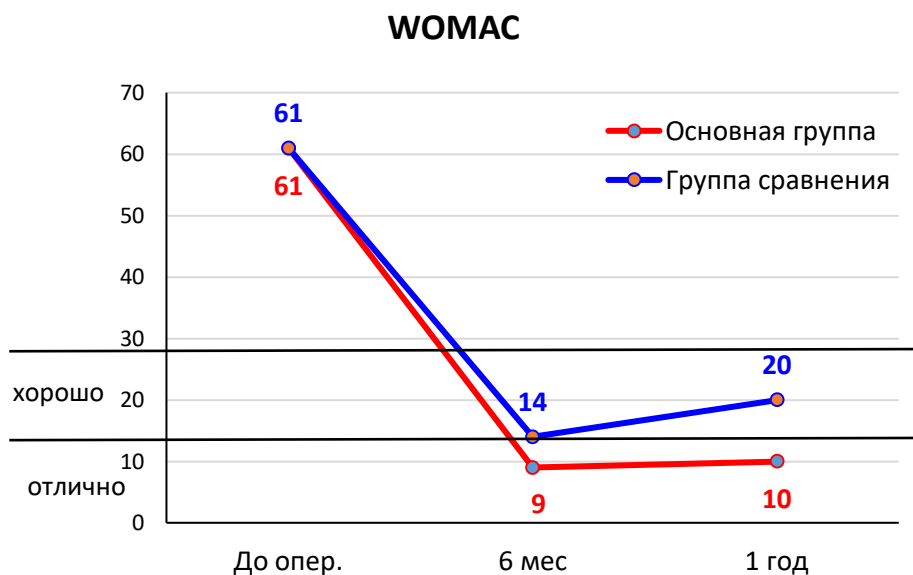


Рисунок 4.22 – Динамика медианных показателей функции коленного сустава в группах наблюдения (баллы по WOMAC)

Амплитуду движений перед операцией в сравнительном аспекте мы не оценивали, так как индивидуальные особенности пациентов, а также ограничения, вызванные и анатомическими причинами, и болевым синдромом, показали большой разброс. Однако мы сравнили достигнутые результаты после операции в сроки 6 месяцев и один год. К 6 месяцам медианные показатели основной группы имели лишь небольшое преимущество перед группой сравнения: по сгибанию 0° , по разгибанию 4° , однако к году преимущество было уже статистически значимым, составив по сгибанию 10° , а по разгибанию 6° ($p < 0,05$). При этом в основной группе медианные показатели соответствовали значениям, определяемым в литературе как «норма», тогда как в группе сравнения «норма» достигнута не была (рисунок 4.23).

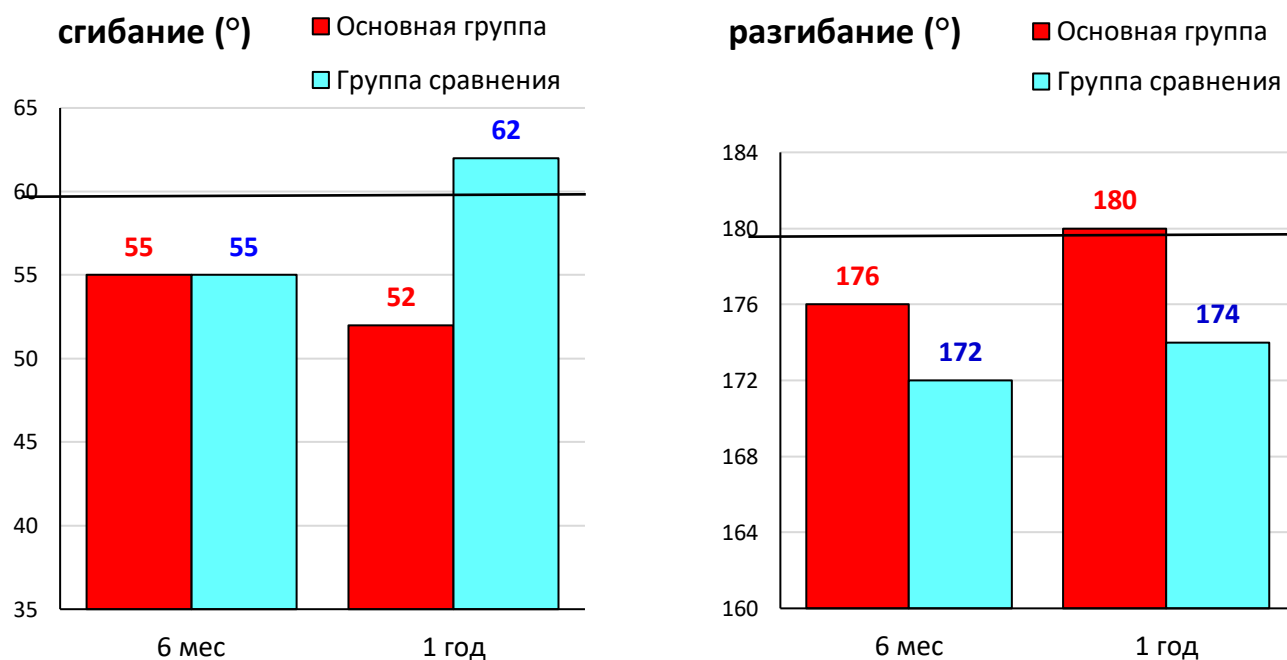


Рисунок 4.23 – Динамика медианных показателей амплитуды движений в коленном суставе после операции в группах наблюдения

Таким образом, по всем исследованным параметрам мы констатировали ожидаемое существенное улучшение медианных значений в обеих группах наблюдения, однако в группе сравнения положительная динамика была менее выражена. Средние показатели группы сравнения ухудшились в течение второй половины года наблюдения, оставшись в отношении оценки функции сустава в диапазоне «хорошо», тогда как в основной группе достигнутые результаты устойчиво удержались в диапазоне «отлично», показав и статистически, и клинически значимое преимущество перед группой сравнения.

Это мы связываем с тем, что в группе сравнения отмечены случаи мальротации бедренного компонента эндопротеза, приведшие к существенному ухудшению результатов лечения, и это не могло не повлиять на медианные показатели.

Аналогичное отличие продемонстрировал опрос пациентов относительно их **удовлетворенности результатами лечения** через один год после операции. В основной группе подавляющее большинство (93,8%) оценили результат как «отличный», а в группе сравнения таких пациентов было 78,3%, что на 15,5%

меньше. Это сказалось и на средних значениях показателей удовлетворенности пациентов – в основной группе этот показатель был лучше на 0,27 балла (рисунок 4.24).

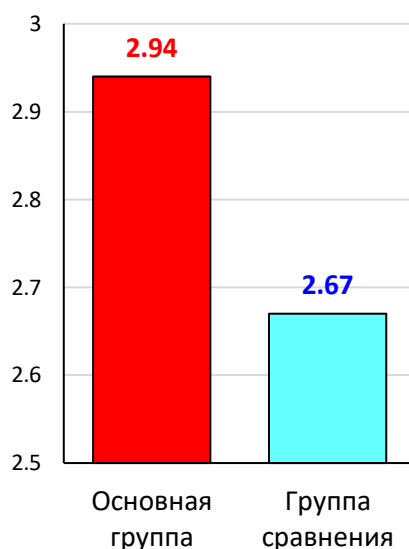


Рисунок 4.24 – Удовлетворенность пациентов результатами лечения (средние значения в баллах по ШВО)

Резюме

Таким образом, применение нового ориентира – линии FАТ – для предоперационного планирования и интраоперационной установки бедренного компонента эндопротеза коленного сустава показало свое доказанное преимущество перед традиционными методиками у пациентов с деформациями коленного сустава ($MPTA - LDFA \geq 5^\circ$).

Проведенное сравнение полученных результатов лечения в полностью сопоставимых группах наблюдения показало, что при использовании разработанного алгоритма, предусматривающего новую методику позиционирования бедренного компонента (основная группа), удалось избежать случаев его мальротации, тогда как в группе сравнения такие наблюдения составили 13,0%.

К 1 году наблюдения у пациентов основной группы удалось добиться медианного показателя болевого синдрома ниже, чем в группе сравнения, на 2,0 балла по ВАШ (в 11,0 раза). Амплитуда движений в коленном суставе в основной

группе была в среднем по сгибанию лучше на 10° , по разгибанию – на 6° . По функциональным шкалам KSS (клиническая и функциональная), а также WOMAC преимущество перед группой сравнения к году наблюдения составило 10-15 баллов, что позволило оценить достигнутые результаты в основной группе на «отлично», а в группе сравнения – лишь на «хорошо». Все отличия медианных показателей являются статистически значимыми ($p < 0,05$) [61].

Преимущество разработанной методики проявилось и в оценке самими пациентами результатов лечения: в основной группе 93,8% человек оценили результат как «отличный», тогда как в группе сравнения этот показатель составил только 78,3% [61].

Таким образом, разработанная методика позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава доказала свои преимущества и эффективность, что дает основание рекомендовать ее применение в клинической практике у пациентов с деформациями коленного сустава при выполнении ТЭКС в соответствии с предложенным алгоритмом. Результаты предварительного исследования были опубликованы ранее [50].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Исследование было проведено в период 2022-2025 гг. на базе НИИТОН ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского. Актуальность исследования обусловлена тем, что при позиционировании бедренного компонента тотального эндопротеза коленного сустава с помощью мануальной техники использование в качестве ориентиров хирургической (STEА) и анатомической (АТЕА) надмышцелковых линий, а также задней мышцелковой линии (PCL) не всегда позволяет добиться желаемой точности, что приводит в послеоперационном периоде к мальротации, сохранению болевого синдрома, снижению функции и качества жизни. Для пациентов, имеющих показания к эндопротезированию, характерны деформации коленного сустава, что усложняет определение необходимых ориентиров и снижает точность позиционирования компонентов эндопротеза. Использование компьютерных систем навигации, в том числе с применением роботических операционных, не получило пока повсеместного распространения, и подавляющее большинство операций эндопротезирования коленного сустава выполняют с применением мануальной техники [52].

Исследование проведено в три этапа:

- 1) определение нового анатомического ориентира (передней касательной линии – FАТ) для позиционирования бедренного компонента эндопротеза;
- 2) разработка операционной техники и алгоритма с применением линии FАТ;
- 3) внедрение разработанной методики в клиническую практику с обоснованием ее преимуществ перед традиционным подходом.

На первом этапе исследования была поставлена задача оценить эффективность применения традиционно используемых ориентиров для позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава с применением мануальной техники, определить факторы риска, являющиеся предикторами недостаточно точного позиционирования, и предложить новый ориентир.

Был проведён анализ компьютерных томограмм 127 пациентов, страдающих остеоартритом коленного сустава II-IV степени тяжести по классификации Kellgren-Lawrence с определением значимости традиционно используемых анатомических ориентиров (хирургической надмыщелковой линии STEA, анатомической надмыщелковой линии ATEA и задней мыщелковой линии PCL). На основании этого анализа были выявлены факторы риска, влияющие на точность определения используемых ориентиров, и способные привести к развитию интра- и послеоперационных осложнений в отношении позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава. Предложен новый анатомический ориентир – передняя касательная линия FAT, проходящая через выступающие части пластинки компактного костного вещества дистального метафиза бедренной кости на уровне верхнего полюса надколенника, а также основанное на этом ориентире соотношение FAT/STEA для практического использования при позиционировании бедренного компонента эндопротеза.

Измерены все углы между линиями-ориентирами; проведен анализ их корреляции со степенью тяжести остеоартрита и дисперсионный анализ в исследуемой когорте. Выявлена статистически значимая зависимость соотношений, использующих новую линию FAT (FAT/ATEA, FAT/STEA и FAT/PCL), от степени тяжести остеоартрита, в то время как такой корреляции с традиционно используемыми ориентирами (STEA/ATEA, STEA/PCL, ATEA/PCL) не отмечено.

Корреляционный анализ взаимосвязи величины измеряемых углов между собой показал, что углы, образованные стандартными анатомическими ориентирами без использования линии FAT, в основном не демонстрировали значимой корреляционной зависимости между собой. В свою очередь, корреляционные зависимости между углами FAT/ATEA, FAT/STEA и FAT/PCL оказались весьма высокими (коэффициенты корреляции превысили 0,7728). Это говорит о том, что для практических целей достаточно использовать только один из этих параметров, а остальные могут быть на этом основании вычислены.

Для такого вычисления нами разработаны регрессионные уравнения, определяющие эти взаимоотношения:

$$\text{FAT/STEA} = 2,978 + 0,572 \times \text{FAT/ATEA} (R^2 = 0,75 \text{ } p < 0,001)$$

$$\text{FAT/STEA} = 3,489 + 0,741 \times \text{FAT/PCL} (R^2 = 0,86 \text{ } p < 0,001)$$

На основе этих уравнений была разработана оригинальная компьютерная программа для ЭВМ, которая позволяет автоматически рассчитать углы, сформированные FAT и другими анатомическими ориентирами (STEA, ATEA, PCL), используя для этого только одно измеренное соотношение [58]. Эта возможность становится наиболее значимой в случаях выраженных деформаций коленного сустава, не позволяющих точно определить все используемые при позиционировании бедренного компонента эндопротеза ориентиры.

На втором этапе исследования была разработана методика предоперационного планирования и выполнения операции ТЭКС с применением для позиционирования бедренного компонента эндопротеза нового ориентира – линии FAT и определяемого с помощью данной линии угла FAT/STEA. Эта методика защищена патентом [47]. В соответствии с этой методикой в предоперационном периоде по изображениям, полученным с помощью КТ, определяют угол FAT/STEA. В ходе операции линию STEA проецируют под данным углом к FAT, параллельно STEA устанавливают резекционный блок и осуществляют опил дистального конца бедренной кости. В тех случаях, когда ввиду технических сложностей (выраженная деформация, дефицит костной массы) линию STEA интраоперационно определить затруднительно или невозможно, предусмотрено использование разработанной компьютерной Программы, способной математически рассчитать соотношение FAT/STEA на основании других ориентиров (ATEA или PCL).

Данная методика существенно упрощает процесс предоперационного планирования ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава и его интраоперационного позиционирования особенно в условиях выраженных деформаций, обусловленных посттравматическими или дегенеративными изменениями.

На основе разработанной методики предоперационного планирования позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава и его интраоперационной имплантации был создан алгоритм принятия соответствующих решений. Для этого были проанализированы результаты ТЭКС, выполненных в нашей клинике 118 пациентам, из которых в 35 случаях (29,7%) деформация коленного сустава оценена как *незначительная* ($< 5^\circ$), а у 83 человек (70,3%) как *выраженная* ($\geq 5^\circ$). Все пациенты имели остеоартрит коленного сустава III-IV степени тяжести по классификации Kellgren-Lawrence, средние показатели возраста составили 50,5 лет, индекса массы тела – 30,5 кг/м².

В группе с *незначительной* деформацией соотношение PCL/STEА в ходе операции было определено без технических сложностей, и бедренный компонент эндопротеза, ориентированный в соответствии с этим соотношением, был установлен без отклонений от заданных параметров, что подтвердилось послеоперационным КТ-исследованием.

В группе с *выраженной* деформацией ($n = 83$) технические сложности при определении указанных линий в ходе операции возникли в 58 случаях (69,9%), что увеличило время вмешательства в среднем на 15,5 минут, и у 31 пациента (37,3%) привело к мальротации бедренного компонента эндопротеза, превышающей 5° , ввиду неточности его позиционирования, что было подтверждено послеоперационным КТ-исследованием.

Данные наблюдения позволили определить среди пациентов группу риска, в которой применение традиционных ориентиров чревато неточностями позиционирования бедренного компонента эндопротеза. К такой группе риска мы отнесли клинические случаи деформаций коленного сустава, превышающей 5° , что требует использования предложенной нами новой линии FAT и соотношения FAT/STEА. Эти ориентиры можно или определить непосредственно в ходе выполнения операции, или математически рассчитать по разработанным формулам на основании измерения других, более доступных для определения ориентиров, с помощью разработанной компьютерной программы. Кроме деформаций коленного сустава в «группу риска» мы включили и пациентов с костными дефектами

мышцелков бедра, при которых сложности с интраоперационным определением стандартных линий-ориентиров очевидны из-за нарушения анатомических взаимоотношений в суставе.

Таким образом, был сформулирован инновационный алгоритм выбора оптимальной тактики при позиционировании бедренного компонента эндопротеза коленного сустава. В случаях отсутствия дефектов мышцелков бедренной кости или незначительной деформации оси коленного сустава, не превышающей 5° , считали возможным использовать традиционные ориентиры, применяя в качестве ведущего параметра угол PCL/STEА. При наличии дефектов мышцелков бедренной кости или деформации коленного сустава, превышающей 5° , считали показанным использование линии FAT. Если было возможно определить линию STEА, угол FAT/STEА определяли непосредственно. Если определение ориентира STEА было технически затруднено или невозможно, использовали другие ориентиры (ATEА, PCL), и с помощью разработанной компьютерной Программы рассчитывали по соответствующим формулам значение угла FAT/STEА по соотношениям FAT/ATEА или FAT/PCL.

На третьем этапе разработанный нами алгоритм, предусматривающий по соответствующим показаниям применение разработанной методики планирования и позиционирования бедренного компонента эндопротеза, был внедрен в клиническую практику.

В проспективное исследование третьего этапа включили только тех пациентов, у которых деформация коленного сустава превысила 5° , то есть, в соответствии с алгоритмом, для планирования и осуществления установки бедренного компонента эндопротеза было показано использование соотношения FAT/STEА. В качестве критерия включения пациентов в проспективный этап исследования определили наличие показания для выполнения первичного эндопротезирования коленного сустава по поводу деформирующего остеоартрита. У всех пациентов проспективного этапа был диагностирован остеоартрит коленного сустава III-IV степени по классификации Kellgren-Lawrence. Уровень боли при первом визите в ходе предоперационного обследования превышал 7

баллов по 10-балльной шкале ВАШ, показатели функции коленного сустава по результатам анкетирования находились по всем использованным шкалам в оценочном диапазоне «неудовлетворительно» (KSS-клиническая < 60 баллов, KSS-функциональная < 60 баллов, WOMAC > 40 баллов).

Для участия в исследовании было отобрано 100 пациентов, соответствующих перечисленным критериям и полностью сопоставимых (не имеющих статистически значимых различий) по всем основным параметрам (пол, возраст, индекс массы тела, степень тяжести патологии, уровень боли, показатели функциональных шкал), которых рандомно распределили на две группы по 50 человек – основную, где в лечении применили разработанную методику в соответствии с алгоритмом, и группу сравнения, где применили традиционные ориентиры, не включающие линию FAT. В дальнейшем из исследования по различным причинам выбыло 6 человек – 2 в основной группе и 4 – в группе сравнения. Таким образом, в исследовании третьего, проспективного этапа исследования участвовало 94 пациента – 48 в основной группе и 46 – в группе сравнения.

После операции медианные значения достигнутого угла STEA/PCL в основной группе составили $0,7^\circ$, что означает практически полное выравнивание деформации, тогда как в группе сравнения этот показатель составил в среднем $3,4^\circ$, то есть больше на $2,7^\circ$ или в 4,8 раза, что говорит о статистически значимой значительно большей точности ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза ($p = 0,0046$). Это также говорит о более осязаемом влиянии предложенного способа определения ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава по линии FAT (основная группа) на показатель STEA/PCL по сравнению со стандартной методикой.

Анализ угловых параметров, рассчитанных с использованием референсной линии FAT (включая пары FAT/STEA — FAT/ATEA, FAT/STEA — FAT/PCL и FAT/ATEA — FAT/PCL), выявил наличие сильных положительных корреляций высокой степени интенсивности. Данный факт валидирует высокую

прогностическую точность разработанного протокола ротационного позиционирования бедренного компонента.

Наблюдение за пациентами в течение одного года после операции показало, что в основной группе боль была практически полностью купирована (0 баллов по ВАШ), тогда как в группе сравнения этот средний показатель составил 2,0 балла (умеренная боль). Это было выше, чем в основной группе, на 2,0 балла (в 20,0 раза), что является статистически и клинически значимым отличием ($p < 0,05$) [61].

Шкалы-опросники также показали лучшие результаты в основной группе.

Медианный показатель по шкале KSS-клиническая к году наблюдения в основной группе составил 91,5 балла («отлично»), а в группе сравнения – 79 баллов («хорошо»). Таким образом, различие составило 12,5 баллов ($p < 0,05$) [61].

Медианный показатель по шкале KSS-функциональная к 1 году наблюдения в основной группе составил 90 баллов («отлично»), а в группе сравнения – 83 балла («хорошо»). Таким образом, различие составило 7 баллов ($p < 0,05$) [61].

Медианный показатель по шкале WOMAC к 1 году наблюдения в основной группе составил 10 баллов («отлично»), а в группе сравнения – 20 баллов («хорошо»). Таким образом, различие составило 10 баллов ($p < 0,05$) [61].

Обращает на себя внимание, что в группе сравнения по всем шкалам отмечено некоторое ухудшение результатов в интервале от 6 месяцев до года, тогда как в основной группе средние результаты были стабильны и практически не менялись. Это можно объяснить 6 случаями мальротации бедренного компонента эндопротеза в группе сравнения (13,0%), что у одного пациента привело к прогрессированию дислокации и потребовало повторной операции. Эти осложнения повлияли на медианные значения достигнутых результатов в отношении как функциональных шкал, так и амплитуды движений.

К году наблюдения средний показатель сгибания в коленном суставе в основной группе был на 10° лучше, чем в группе сравнения, а разгибания – на 6° . При этом в основной группе эти средние показатели находились в диапазоне описанной в литературе нормы, тогда как в группе сравнения уступали нормальным [52].

Удовлетворенность пациентов результатами лечения также была статистически значимо лучше в основной группе, в которой на «отлично» результат оценили 93,8% пациентов, тогда как в группе сравнения этот показатель составил 78,3%, что на 15,5% меньше ($p < 0,05$). По трехбалльной шкале вербальной оценки (ШВО) средний балл в основной группе составил 2,94 против 2,67 в группе сравнения. Такая средняя оценка удовлетворенности результатами лечения у пациентов основной группы является очень высокой, так как максимально приближена к стопроцентной (3 балла) [61].

Таким образом, применение у пациентов с деформацией коленного сустава, превышающей 5° , оригинальной методики предоперационного планирования и интраоперационной установки бедренного компонента эндопротеза коленного сустава в соответствии с разработанным алгоритмом и с использованием нового ориентира – линии FAT и угла FAT/STEA – позволило статистически значимо улучшить результаты лечения. В основной группе пациентов удалось повысить точность позиционирования бедренного компонента в среднем на $2,7^\circ$, к году наблюдения не отмечено осложнений в виде мальротации, полностью купирована боль, показатели функции коленного сустава по результатам анкетирования были лучше на 10-15 баллов, а доля пациентов, оценивших результат лечения как «отличный», достигла 93,8%, что на 15,5% больше, чем в группе сравнения.

Полученные результаты позволяют рекомендовать использовать новую линию FAT и угол FAT/STEA для определения ротационного положения бедренного компонента эндопротеза у пациентов со значительными деформациями коленного сустава или дефектами мышечков бедренной кости при планировании и выполнении ТЭКС, применяя разработанные методику и алгоритм в клинической практике.

ВЫВОДЫ

1. При деформациях коленного сустава $\geq 5^\circ$ определение традиционных ориентиров для позиционирования бедренного компонента эндопротеза в 69,9% случаев было затруднено, что у 13,0% пациентов после операции привело к клинически и рентгенологически верифицированной мальротации бедренного компонента, а в одном наблюдении потребовало ревизионного вмешательства.

2. Предложенный новый ориентир (линия FAT) и разработанная компьютерная программа расчета угла FAT/STEA по косвенным параметрам показали коэффициент детерминации свыше 0,80, что подтвердило надежность данной методики, позволив существенно упростить предоперационное планирование и интраоперационное позиционирование бедренного компонента эндопротеза при выраженных деформациях коленного сустава.

3. Разработанный алгоритм выбора тактики при деформациях коленного сустава $> 5^\circ$ позволил сократить среднее время операции на 15,5 минут и полностью исключить случаи послеоперационной мальротации бедренного компонента эндопротеза

4. Клиническое применение разработанной методики позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава позволило к году наблюдения добиться лучших средних значений показателя боли по ВАШ на 2,0 балла, по функциональным шкалам KSS и WOMAC на 10-15 баллов и получить от пациентов оценку результатов лечения «отлично» в 93,8% случаев, что на 15,5% больше, чем в группе сравнения.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для предоперационного планирования и интраоперационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава целесообразно использовать новый ориентир – линию FAT, соединяющую дистальные метаэпифизы бедренной кости на уровне верхнего полюса надколенника. Определение этой линии при выраженных ($\geq 5^\circ$) деформациях коленного сустава технически проще, чем традиционно используемых ориентиров, что позволяет повысить точность измерений и сократить время операции.

2. Позиционирование бедренного компонента эндопротеза коленного сустава в соответствии с разработанной методикой следует осуществлять на основе угла FAT/STEA. Для случаев, когда линию STEA ввиду деформации сустава определить затруднительно, разработаны специальные формулы косвенного определения этого параметра с помощью специальной компьютерной программы, защищенной свидетельством РФ, которая определяет корреляцию угла FAT/STEA с показателями FAT/ATEA или FAT/PCL.

3. Разработанная методика позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава с применением линии FAT показала свою эффективность и статистически значимое преимущество перед методикой, использующей традиционные ориентиры, у пациентов с выраженной деформацией коленного сустава (соотношение MPTA - LDFA $\geq 5^\circ$). При меньших деформациях сложности с определением ориентиров, как правило, не возникают, что позволяет наряду с нашей методикой использовать и традиционные параметры.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

ВАШ – визуальная аналоговая шкала

КТ – компьютерная томография

МРТ – магнитно-резонансная томография

НИИТОН ФГБОУ ВО СарГМУ им. В.И. Разумовского МЗ РФ – научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии Федерального бюджетного образовательного учреждения высшего образования Саратовский государственный медицинский университет им. В.И.Разумовского Министерства здравоохранения Российской Федерации

ОА – остеоартрит

ТЭКС – тотальное эндопротезирование коленного сустава

ШВО – шкала вербальной оценки

АТЕА (Anatomical Trans-Epicondylar Axis) – анатомическая надмыщелковая линия

СТ (Combined Technique) – комбинированная техника

FAT (Front Anterior Tangent) – передняя касательная линия

GT (Gap Technique) – техника балансировки зазора

KSS (Knee Society Score) – шкала Американского общества коленного сустава

НКА (Hip-Knee-Ankle Angle) – механический угол коленного сустава

LDFA (Lateral Distal Femoral Angle) – латеральный дистально-бедренный угол

МРТА (Medial Proximal Tibial Angle) – медиальный проксимально-тибиальный угол

MR (Measured Resection) – техника измеряемой резекции

PCL – Posterior Condylar Line – задняя мыщелковая линия

PTS (Posterior Tibial Slope) – угол заднего наклона большеберцовой кости

STEА (Surgical Trans-Epicondylar Axis) – хирургическая надмыщелковая линия

TEA (Transepicondylar Axis) – надмыщелковая эпикондилярная линия

WL (Whiteside Line) – линия надколенниковой борозды

WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) – индекс оценки остеоартрита

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абелевич, О. М. Оценка функции коленного сустава у пациентов после эндопротезирования с применением шкалы KOOS / О. М. Абелевич, А. И. Абелевич, А. В. Марочков // Журнал Гродненского государственного медицинского университета. – 2018. – Т. 16. – № 6. – С. 666-672. – DOI: 10.25298/2221-8785-2018-16-6-666-672.
2. Алабут, А. В. Артроскопия в лечении осложнений эндопротезирования коленного сустава / А. В. Алабут, В. Д. Сикилинда, Д. О. Кубасов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. – 2016. – № 2. – С. 46-49. – DOI: 10.17816/vto201623246-49.
3. Ауде, Ф. С. Первичное эндопротезирование коленного сустава с применением металлических модульных блоков у пациентов с дефектами костной ткани : специальность 14.01.15. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Ауде Фади Салемович; Российский университет дружбы народов. – Москва, 2018. – 135 с.
4. Ближайшие функциональные результаты тотального эндопротезирования коленного сустава у пациентов с алиментарным ожирением / М. Д. Хело, И. Ф. Ахтямов, Ф. М. Саид, И. Ш. Гильмутдинов, А. И. Юосеф, А. М. Абдуллах, Р. Г. Кузнецова // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. – 2018. – № 3-4. – С. 30-35. – DOI: 10.17116/ vto201803-04130.
5. Болобошко, К. Б. Анализ ранних результатов тотального эндопротезирования коленного сустава / К. Б. Болобошко, Е. К. Ходьков // Вестник Витебского государственного медицинского университета. – 2017. – Т. 16. – № 5. – С. 75-83. – DOI: 10.22263/2312-4156.2017.5.75.
6. Бурков, Д. В. Тотальное эндопротезирование голеностопного сустава при его осевых деформациях : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Бурков Дмитрий Владимирович ; ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет

имени И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2025. – 197 с.

7. Вариативная анатомия коленного сустава и влияние отдельных её параметров на топографию передней крестообразной связки / И. В. Володин, Д. А. Маланин, К. Ю. Калитин, О. Ю. Муха, И. А. Сучилин, Л. Л. Черезов // Уральский медицинский журнал. – 2024. – Т. 23. – № 2. – С. 76-88. – DOI: 10.52420/umj.23.2.76.

8. Взаимосвязь надмыщелковой оси, проходящей параллельно имплантируемому бедренному компоненту эндопротеза коленного сустава с новым анатомическим ориентиром бедренной кости / Р. А. Зубавленко, А. В. Нам, О. Ю. Воскресенский, О. Л. Емкужев, В. В. Зоткин, К. М. Мурадалиев, А. М. Имамов, Г. А. Шагалин, Г. И. Ахмедов. – Текст: непосредственный // III конгресс «Ортобиология 2022: от исследования к клинической практике», Москва, 15-16 апреля 2022 г. : сборник материалов. – Воронеж: Издательско-полиграфический центр «Научная книга», 2022. – С. 31-33.

9. Влияние баланса разгибательно-сгибательного промежутка при первичном тотальном эндопротезировании колена на функцию сустава / А. В. Лычагин, Я. А. Рукин, А. А. Грицюк, Ч. Пан // Гений ортопедии. – 2023. – Т. 29. – № 2. – С. 159-166. – DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-2-159-166.

10. Влияние принципа персонализированного выравнивания на положение компонентов эндопротеза при тотальном эндопротезировании коленного сустава / В. В. Кузин, А. В. Кузин, А. В. Германов, М. А. Шпак // Гений ортопедии. – 2025. – Т. 31. – № 1. – С. 12-18. – DOI: 10.18019/1028-4427-2025-31-1-12-18.

11. Влияние ранней реабилитации после эндопротезирования тазобедренного сустава на функциональные результаты и качество жизни пациентов старше 55 лет / Т. О. Давреш, А. А. Букин, А. Б. Шарифова, Д. Р. Лазарук, Н. А. Сафарова, К. Н. Махмудова // Вестник Санкт-Петербургского университета. Медицина. – 2025. – Т. 20. – № 3. – С. 300-312.

12. Гавловский, М. Я. Оптимизация тотального эндопротезирования коленного сустава с использованием роботических систем : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук /

Гавловский Максим Ярославович ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2025. – 152 с.

13. Гиркало, М. В. Оптимизация ревизионного эндопротезирования коленного сустава : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... доктора медицинских наук / Гиркало Михаил Владимирович; Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Саратов, 2024. – 262 с.

14. Грицюк, А. А. Персонализированный подход к роботизированному тотальному эндопротезированию коленного сустава : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Грицюк Андрей Андреевич ; ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2025. – 157 с.

15. Демин, А. С. Прогнозирование функциональных результатов и уровня болевого синдрома у пациентов после первичного эндопротезирования коленного сустава : клинико-статистическое исследование : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Демин Александр Сергеевич; ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Санкт-Петербург, 2024. – 162 с.

16. Едифанова, А. С. Особенности психологического сопровождения пациентов до и после операции по замене суставов / А. С. Едифанова, Е. Ю. Лазарева, Е. Л. Николаев // Евразийское Научное Объединение. – 2018. – № 5. – С. 150-152. – DOI: 10.18411/scc-05-2018-22.

17. Ел Касеер, М. Х. Ротационное позиционирование компонентов при тотальном эндопротезировании коленного сустава (обзор) / М. Х. Ел Касеер, А. А.

Зыкин, Е. Е. Малышев // Современные технологии в медицине. – 2024. – Т. 16. – № 6. – С. 78-89. – DOI: 10.17691/stm2024.16.6.07.

18. Ерёмин, И. К. Сравнительная оценка клинической эффективности и безопасности применения различных хирургических доступов при выполнении эндопротезирования тазобедренного сустава / И. К. Ерёмин, А. А. Данильянц, Н. В. Загородний // Гений ортопедии. – 2023. – Т. 29. – № 4. – С. 438-448. – DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-4-438-448.

19. Железнов, Л. М. Функциональная морфология элементов коленного сустава / Л. М. Железнов, В. Ш. Вагапова, Д. Ю. Рыбалко. – Уфа : ГИЛЕМ; Башкирская энциклопедия, 2015. – 352 с.

20. Зубавленко, Р. А. Специфика ротации бедренного компонента эндопротеза в контексте тотальной артропластики коленного сустава / Р. А. Зубавленко, В. В. Островский // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2026. – Т. 33. – № 2. – С. 428-437. – DOI: 10.17816/vto677102.

21. Зубавленко, Р. А. Специфика ротационного планирования и интраоперационного размещения бедренного компонента эндопротеза коленного сустава с применением навигационных устройств / Р. А. Зубавленко., Д. А. Марков, В. В. Островский // Гений ортопедии. – 2025. – Т. 31. – № 4. – С. 537-545. – DOI: 10.18019/1028-4427-2025-31-4-537-545.

22. Зубавленко, Р.А. Персонализированная техника ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава / Р. А. Зубавленко, В. В. Островский, О. Ю. Воскресенский // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2026. – Т. 22. – № 1. – С. 24-31. – DOI: 10.15275/ssmj2201024.

23. Использование системы компьютерной навигации при тотальном эндопротезировании коленного сустава / М. А. Герасименко, Е. В. Жук, П. И. Лознухо, В. А. Врублевский, С. И. Третьяк // Военная медицина. – 2018. – № 2. – С. 135-139.

24. Использование современных роботизированных систем в эндопротезировании коленного сустава / И. М-Х. Гайрабеков, С. В. Каграманов, О.

А. Алексанян, Н. В. Загородний, М. Р. Хажкасимов // Наука молодых (Eruditio Juvenium). – 2025. – Т. 13. – № 1. – С. 141-155.

25. История развития робототехники в хирургии и ортопедии (Обзор литературы) / А. В. Лычагин, А. А. Грицюк, Я. А. Рукин, М. П. Елизаров // Кафедра травматологии и ортопедии. – 2020. – № 1. – С. 13-19. – DOI: 10.17238/issn2226-2016.2020.1.13-19.

26. Каримов, М. Ю. Оценка среднесрочных результатов релиза латерального ретинакулума надколенника при тотальном эндопротезировании коленного сустава / М. Ю. Каримов, С. Б. Мадрахимов // Политравма. – 2023. – № 2. – С. 45-52. – DOI: 10.24412/1819-1495-2023-2-45-52.

27. Карякин, Н. Н. Прецизионные персонифицированные направители для эндопротезирования коленного сустава / Н. Н. Карякин, Р. О. Горбатов // Современные проблемы науки и образования : сетевое научное издание. – 2016. – № 5. – URL: <https://science-education.ru/article/view?id=25134>. Дата публикации: 12.09.2016. Режим доступа: свободный.

28. Касеер, М. Х. Ел. Ротационное позиционирование компонентов при тотальном эндопротезировании коленного сустава (обзор) / М. Х. Ел. Касеер, А. А. Зыкин, Е. Е. Малышев // Современные технологии в медицине. – 2024. – Т. 16. – № 6. – С. 78-89. – DOI: 10.17691/stm2024.16.6.07.

29. Кинематическое выравнивание при роботизированном тотальном эндопротезировании коленного сустава / А. В. Лычагин, А. А. Грицюк, Е. Б. Калинин, Я. А. Рукин, М. П. Елизаров, А. А. Грицюк, М. Я. Гавловский, К. Х. Томбоиди, М. Л. Бабаева // Гений ортопедии. – 2024. – Т. 30. – № 6. – С. 845-854. – DOI: 10.18019/1028-4427-2024-30-6-845-854.

30. Клиническая эффективность и точность выравнивания механической оси при роботизированном тотальном эндопротезировании коленного сустава / А. В. Лычагин, А. А. Грицюк, Я. А. Рукин, М. П. Елизаров, М. Я. Гавловский, Т. В. Богатов // Гений ортопедии. – 2023. – Т. 29. – № 5. – С. 487-494. – DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-5-487-494.

31. Коршунов, Д. Ю. Использование цифрового планирования при эндопротезировании тазобедренного и коленного суставов / Д. Ю. Коршунов, Б. Б. Макушкин, П. С. Семиченков // *Opinion Leader*. – 2018. – № 2. – С. 48-55.

32. Краткая история искусственного интеллекта и роботизированной хирургии в ортопедии и травматологии и ожидания на будущее / Х. М. Жалилов, А. С. Каххаров, И. С. Негматов, С. Ш. Бобохолова, Ш. Ш. Шавкатова // *Central Asian Journal of Medical and Natural Science*. – 2022. – Т. 3. – № 6. – С. 223-232. DOI: 10.51699/cajmns.v3i6.1199.

33. Куляба, Т. А. Руководство по первичному эндопротезированию коленного сустава / Т. А. Куляба, Н. Н. Корнилов, Р. М. Тихилов. – 2-е изд., испр. и доп. – СПб.: НМИЦ ТО им. Р. Р. Вредена, 2022. – 636 с.

34. Лазерная обработка хондромалиции суставного хряща / Лычагин А. В., Иванников С. В., Юсупов В. И., Семенова Л. А., Старцева Е. Д., Сурин В. В., И. О. Тинькова, А. И. Наиманн, Т. А. Жарова, П. А. Пржевальский, Я. Ян // *Лазерная медицина*. – 2022. – Т. 25. – № 4. – С. 9-15. – DOI: 10.37895/2071-8004-2021-25-4-9-1.

35. Логвинов, Н. Л. Анализ результатов тотального эндопротезирования коленного сустава по 18-летним данным австралийского регистра AOANJRR / Н. Л. Логвинов, С. Н. Хорошков, Н. В. Ярыгин // *Кафедра травматологии и ортопедии*. – 2020. – № 2. – С. 44-59. – DOI: 10.17238/issn2226-2016.2020.2.44-59.

36. Локальные изменения соединительной ткани и системные проявления первичного остеоартроза у лиц с высоким потенциальным риском его развития / С. В. Белова, Е. В. Гладкова, Р. А. Зубавленко, Н. А. Ромакина, В. Ю. Ульянов // *Профилактическая и клиническая медицина*. – 2019. – № 2 (71). – С. 68-73.

37. Мағауина, А. К. Реабилитационные мероприятия после эндопротезирования суставов: новые подходы оптимизации. Обзор литературы / А. К. Мағауина, Б. Айнур // *Наука и здравоохранение*. – 2022. – Т. 24. – № 3. – С. 171-181. – DOI: 10.34689/SH.2022.24.3.020.

38. Мальцер У. Установка компонентов эндопротеза коленного сустава / У. Мальцер, П. Шулер, Ю. Г. Шапошников // Вестник травматологии и ортопедии. – 1999. – Т. 6. – № 1. – С. 16-21. DOI: <https://doi.org/10.17816/vto98411>.

39. Мосеев, О. И. Повышение эффективности тотального эндопротезирования коленного сустава при предоперационной коррекции клинико-функциональных нарушений : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Мосеев Олег Игоревич; «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Самара, 2026. – 168 с.

40. Мусяк, В. В. Организация реабилитации после эндопротезирования коленных суставов: обзор современных подходов и методов / В. В. Мусяк // Реабилитология. – 2026. – Т. 3. – № 2. – С. 92-102. – DOI: 10.17749/2949-5873/rehabil.2025.49.

41. Наблюдение пациентов после эндопротезирования тазобедренного и коленного суставов: обзор литературы и доклад о пилотном проекте Национального медицинского исследовательского центра травматологии и ортопедии им. Р. Р. Вредена / А. П. Середа, А. А. Джавадов, А. А. Черный, С. С. Билык, А. О. Денисов, И. И. Шубняков, Н. Н. Корнилов, А. И. Авдеев, А. А. Столяров, А. С. Демин, Р. М. Тихилов // Травматология и ортопедия России. – 2023. – Т. 29. – № 1. – С. 60-72. – DOI: 10.17816/2311-2905-2020.

42. Осложнения при использовании компьютерной навигации во время тотальной артропластики коленного сустава / А. И. Петухов, Н. Н. Корнилов, Т. А. Куляба, Р. М. Тихилов, А. В. Сулин // Травматология и ортопедия России. – 2009. – № 3. – С. 161-163.

43. Особенности терапевтического мониторинга после планового эндопротезирования коленного и тазобедренного суставов в условиях реальной клинической практики: одноцентровое проспективное когортное исследование / Е. А. Окишева, О. Ю. Трушина, М. Д. Мадоян, С. Е. Фиданян, Е. С. Пятигорец, С. А. Сорокина, Д. А. Зотова, М. П. Елизаров, А. В. Лычагин, В. В. Фомин // Сибирский

журнал клинической и экспериментальной медицины. – 2025. – Т. 40. – № 1. – С. 120-126. – DOI: 10.29001/2073-8552-2025-40-1-120-126.

44. Оценка болевого синдрома у пациентов после эндопротезирования коленного сустава / В. Ю. Мурылев, С. С. Алексеев, П. М. Елизаров, Г. А. Куковенко, А. А. Деринг, Т. Б. Хаптагаев // Травматология и ортопедия России. – 2019. – Т. 25. – № 2. – С. 19-30. – DOI: 10.21823/2311-2905-2019-25-2-19-30.

45. Оценка нестабильности надколенника после тотального эндопротезирования коленного сустава / Т. В. Жиженкова, В. В. Даниляк, В. В. Ключевский, В. В. Ключевский // Травматология и ортопедия России. – 2015. – Т. 21. – № 2. – С. 24-31. – DOI: 10.21823/2311-2905-2015-0-2-24-31.

46. Оценка точности позиционирования компонентов эндопротеза коленного сустава у пациентов, оперированных с использованием индивидуальных резекторных блоков / А. А. Джавадов, С. С. Билык, А. Н. Коваленко, В. В. Близнюков, А. В. Амбросенков, А. О. Денисов, А. П. Антипов, А. Р. Миронов // Современные проблемы науки и образования : сетевое научное издание. – 2018. – № 5. – URL: <https://science-education.ru/article/view?id=28053>. Дата публикации: 24.09.2018. Режим доступа: свободный. – DOI: 10.17513/spno.28053.

47. Патент № 2819654 Российская Федерация, МКП А61В 17/56 (2006.01), А61В 17/56 (2024.01). Способ планирования ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава : № 2023113161 : заявл. 22.05.2023 : опубл. 22.05.2024 / Р. А. Зубавленко, В. Ю. Ульянов, Ю. Ю. Рожкова, А. Ю. Максимов, А. В. Лычагин // Федеральная служба по интеллектуальной собственности. – Бюллетень № 15.

48. Пелешок, С. А. 3D-печать и медицина / С. А. Пелешок, К. П. Головкин // Известия Российской Военно-медицинской академии. – 2022. – Т. 41. – № 3. – С. 325-333. – DOI: 10.17816/rmmar88645.

49. Первый опыт роботизированного эндопротезирования коленного сустава / А. В. Лычагин, Я. А. Рукин, А. А. Грицюк, М. П. Елизаров // Кафедра травматологии и ортопедии. – 2019. – № 4. – С. 27-33. – DOI: 10.17238/issn2226-2016.2019.4.27-33.

50. Персонализированный метод определения ротации бедренного компонента при тотальном эндопротезировании коленного сустава / Р. А. Зубавленко, В. В. Островский, С. В. Белова, Д. А. Марков // Гений ортопедии. – 2026. – Т.32. – № 3. – С. 321-330. – DOI: 10.18019/1028-4427-2026-32-3-321-330.

51. Петрова, Р. В. Реабилитационные подходы при артропластике коленного сустава / Р. В. Петрова, Н. С. Николаев, М. Б. Цыкунов // Вестник восстановительной медицины. – 2022. – Т. 21. – № 2. – С. 61-69. – DOI: 10.38025/2078-1962-2022-21-2-61-69.

52. Петухов, А. И. Применение компьютерной оптической навигации при первичном тотальном эндопротезировании коленного сустава : специальность 14.01.15 «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Петухов Алексей Иванович; ГУН «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии». – Санкт-Петербург, 2011. – 153 с.

53. Применение компьютерной навигации для тотального эндопротезирования коленного сустава у пациентов с грубыми деформациями механической оси нижней конечности / Г. М. Кавалерский, В. Ю. Мурылев, Я. А. Рукин, А. П. Середа, П. М. Елизаров, А. В. Музыченков // Кафедра травматологии и ортопедии. – 2015. – № 3. – С. 8-13.

54. Применение роботизированных технологий в хирургии (обзор литературы) / Д. Г. Парфеев, А. М. Морозов, К. И. Хорак, П. Г. Коган, С. В. Жуков, А. Д. Аминова, В. А. Жежелева // Вестник медицинского института «Реавиз»: реабилитация, врач и здоровье. – 2025. – Т. 15. – № 1. – С. 30-38. – DOI: 10.20340/vmi-rvz.2025.1.CLIN.1.

55. Римский, А. А. Проксимальная остеотомия малоберцовой кости при рефиксации заднего корня внутреннего мениска коленного сустава : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Римский Арсений Александрович; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2026. – 149 с.

56. Робот-ассистированное эндопротезирование коленного сустава. Первый опыт (проспективное рандомизированное исследование) / Г. А. Айрапетов, П. К. Яблонский, М. С. Сердобинцев, З. В. Дзиов, Д. Г. Наумов // Гений ортопедии. – 2023. – Т. 29. – № 5. – С. 475-480. – DOI: 1028-4427-2023-29-5-475-480.

57. Рукин, Я. А. Ревизионное эндопротезирование коленного сустава : специальность 3.1.8. «Травматология и ортопедия» : диссертация ... доктора медицинских наук / Рукин Ярослав Алексеевич; Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский Университет). – Москва, 2023. – 267 с.

58. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2025667471 Российская Федерация. Программа автоматического определения углов между идентифицируемыми фиксированными анатомическими ориентирами для ротационного позиционирования бедренного компонента эндопротеза коленного сустава – программа для ЭВМ : № 2025666333 : заявл. 10.06.2025 : опубл. 04.07.2025 / Р.А. Зубавленко, В.В. Островский // Федеральная служба по интеллектуальной собственности. – Бюллетень № 7.

59. Семенов, А. А. Морфологическая характеристика основных и вспомогательных элементов коленного сустава в аспекте выбора оптимальной техники его эндопротезирования (анатомо-экспериментальное исследование) : специальность 14.03.01. «Анатомия человека» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Семенов Алексей Анатольевич; ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия имени С.М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации. – Санкт-Петербург, 2019. – 218 с.

60. Системные проявления первичного остеоартроза коленных суставов у пациентов на ранней стадии его развития / С. В. Белова, Е. В. Гладкова, Р. А. Зубавленко, В. Ю. Ульянов // Вестник медицинского института «Реавиз»: реабилитация, врач и здоровье. – 2021. – № 2 (50). – С. 71-78. – DOI: 10.20340/vmirvz.2021.2.CLIN.5.

61. Тарабарко, И. Н. Хирургическое лечение пациентов с синдромом латеральной гиперпрессии надколенника : специальность 3.1.8. «Травматология и

ортопедия» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Тарабарко Иван Николаевич ; Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2026. – 148 с.

62. Тотальное эндопротезирование коленного сустава с использованием виртуального прототипирования и аддитивных технологий / Р. О. Горбатов, Е. Е. Малышев, А. Д. Романов, Н. Н. Карякин // Современные технологии в медицине. – 2018. – Т. 10. – № 3. – С. 146-152. – DOI: 10.17691/stm2018.10.3.18.

63. Тренды в первичной артропластике коленного сустава в Национальном медицинском исследовательском центре травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена и их сравнительный анализ с данными международных национальных регистров: схож ли наш путь? / А. С. Филь, В. Н. Тараканов, Т. А. Куляба, Н. Н. Корнилов // Гений ортопедии. – 2020. – Т. 26. – № 4. – С. 476-483. – DOI: 10.18019/1028-4427-2020-26-4-476-483.

64. Валидация и культурная адаптация шкал оценки исходов заболеваний, повреждений и результатов лечения коленного сустава WOMAC, KSS и FJS-12 / А. А. Иржанский, Т. А. Куляба, Н. Н. Корнилов // Травматология и ортопедия России. – 2018. – Т. 24, № 2. – С. 70–79. DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-2-70-79.

65. Функциональное состояние пациента с повышенным индексом массы тела на ранних сроках реабилитации после тотального эндопротезирования коленного сустава (предварительное сообщение) / Х. М. Дхжихад, И. Ф. Ахтямов, А. Л. Емелин, И. Ш. Гильмутдинов, Г. М. Файзрахманова, Т. А. Кильметов // Гений ортопедии. – 2019. – Т. 25. – № 1. – С. 27-31. – DOI: DOI 10.18019/1029-4427-2019-25-1-27-31.

66. Хоминец, В. В. Реализация предоперационного плана эндопротезирования коленного сустава: стандартная техника и компьютерная навигация / В. В. Хоминец, П. А. Метленко, А. Л. Кудряшев // XII Всероссийский съезд травматологов-ортопедов : сборник материалов конференции. – Санкт-Петербургская общественная организация «Человек и его здоровье», Санкт-Петербург, 2022. – С. 954-955.

67. Экспериментальное обоснование оптимальной техники выбора ротации бедренного компонента эндопротеза коленного сустава / В. В. Хоминец, И. В. Гайваровский, А. Л. Кудяшев, А. А. Семенов, И. С. Базаров, А. А. Семенова // Вестник Российской Военно-медицинской академии. – 2021. – Т. 23. – № 1. – С. 129-134. – DOI: 10.17816/brmma26008.

68. Эндопротезирование в Первом МГМУ им. И. М. Сеченова / В. Ю. Мурылев, А. В. Лычагин, Я. А. Рукин, Г. Л. Сорокина // Opinion Leader. – 2017. – № 2. – С. 70-73.

69. Эндопротезирование коленного сустава в клинической практике: анализ 36 350 наблюдений из регистра НМИЦ ТО им. Р. Р. Вредена / П. М. Преображенский, А. С. Филь, Н. Н. Корнилов, А. Н. Пантелеев, М. С. Гуацаев, А. В. Каземирский, Т.А. Куляба, А. П. Середа // Травматология и ортопедия России. – 2023. – Т. 29. – № 3. – С. 73-85. – DOI: 10.17816/2311-2905-9349.

70. Эндопротезирование коленного сустава при нестабильности капсульно-связочного аппарата / Н. В. Загородний, Р. В. Степанян, Н. Г. Захарян, Ф. С. Ауде, Р. Н. Алиев, С. В. Безверхий, Ш. О. Джалилов // Клиническая медицина. Серия Естественные и технические науки. – 2018. – № 4. – С. 135-141.

71. Эндопротезирование коленного сустава с использованием операционного робота : учебное пособие / А. В. Лычагин, А. А. Грицюк, А. В. Гаркави [и др.]. – Москва: Общество с ограниченной ответственностью Издательская группа 53«ГЭОТАР-Медиа», 2025. – 120 с. – ISBN 978-5-9704-9054-9. – Текст : непосредственный.

72. Эндопротезирование коленного сустава у пациентов с ожирением / М. Д. Хело, И. Ф. Ахтямов, Ф. М. Саид, И. Ш. Гильмутдинов, Г. М. Файзрахманова // Практическая медицина. – 2018. – Т. 16. – № 7-1. – С. 94-97. – DOI: 10.32000/2072-1757-2018-16-7-94-97.

73. Accuracy and reproducibility of two-dimensional computed tomography-based positioning of femoral component rotational alignment in preoperative planning for total knee arthroplasty / K. Liu, Y. Liu, Z. Fan, D. Fu // Journal of Orthopaedic Surgery and Research. – 2023. – Vol. 18. – № 1. – 964. – DOI: 10.1186/s13018-023-04466-1.

74. Accuracy in the execution of pre-operative plan for limb alignment and implant positioning in robotic-arm assisted total knee arthroplasty and manual total knee arthroplasty: a prospective observational study / J. Thilak, B. C. Babu, M. Thadi, V. Mohan, T. Arun Kumar, P. P. Mane, G. C. Ravindran // *Indian Journal of Orthopaedics*. – 2021. – Vol. 55. – № 4. – P. 953-960. – DOI: 10.1007/s43465-020-00324-y.

75. Accuracy of reference axes for femoral component rotation in total knee arthroplasty: computed tomography-based study of 2,128 femora / E. Jang S., R. Connors-Ehlert, S. LiArno, J. A. Geller, H. J. Cooper, R. P. Shah // *JBJS*. – 2019. – Vol. 101. – № 23. – P. e125. – DOI: 10.2106/JBJS.19.00438.

76. Almaawi, A. M. The impact of mechanical and restricted kinematic alignment on knee anatomy in total knee arthroplasty / A. M. Almaawi, F. S. Haddad, V. Khanduja // *The Journal of Arthroplasty*. – 2017. – Vol. 32. – No. 7. – P. 2133-2140. – DOI: 10.1016/j.arth.2017.02.028.

77. Asano, T. The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis: in vivo analysis using a biplanar image-matching technique / T. Asano, M. Akagi, T. Nakamura // *The Journal of Arthroplasty*. – 2005. – Vol. 20. – № 8. – P. 1060-1067. – DOI: 10.1016/j.arth.2004.08.005.

78. Association between femoral component sagittal positioning and anterior knee pain in total knee arthroplasty: a 10-year case-control follow-up study of a cruciate-retaining single-radius design / C. E. H. Scott, N. D. Clement, L. Z. Yapp, D. J. MacDonald, J. T. Patton, R. Burnett // *JBJS*. – 2019. – Vol. 101. – № 17. – P. 1575-1585. – DOI: 10.2106/JBJS.18.01096.

79. Bone landmarks are more reliable than tensioned gaps in TKA component alignment / H. Hanada, L. A. Whiteside, J. Steiger, P. Dyer, M. Naito // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2007. – Vol. 462. – P. 137-142. – DOI: 10.1097/BLO.0b013e3180dc92e7.

80. Bony landmarks for determining the mechanical axis of the femur in the sagittal plane during total knee arthroplasty / J. G. Seo, B. K. Kim, Y. W. Moon, J. H. Kim, B. H. Yoon, T. K. Ahn, D. H. Lee // *Clinics in Orthopedic Surgery*. – 2009. – Vol. 1. – № 3. – P. 128-131. – DOI: 10.4055/cios.2009.1.3.128.

81. Clinical, functional, and radiographic outcomes following total knee arthroplasty with patient-specific instrumentation, computer-assisted surgery, and manual instrumentation: a short-term follow-up study / M. Yaffe, M. Luo, N. Goyal, P. Chan, A. Patel, M. Cayo, S. D. Stulberg // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. — 2014. — Vol. 9. — № 5. — P. 837-844. — doi: 10.1007/s11548-013-0968-6.

82. Clinimetric quality of the new 2011 Knee Society score: high validity, low completion rate / R. N. Dinjens, R. Senden, I. C. Heyligers, B. Grimm // *The Knee*. — 2014. — Vol. 21. — № 3. — P. 647-654. — DOI: 10.1016/j.knee.2014.02.004.

83. Comparison of postoperative knee flexion and patient satisfaction between newly and conventionally designed medial pivot total knee arthroplasty: a 5-year follow-up matched cohort study / H. Ueyama, N. Kanemoto, Y. Minoda, N. Yamamoto, Y. Taniguchi, H. Nakamura // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. — 2022. — Vol. 142. — № 8. — P. 2057-2064. — DOI: 10.1007/s00402-021-04121-6.

84. Complications and downsides of the robotic total knee arthroplasty: a systematic review / C. Nogalo, A. Meena, E. Abermann, C. Fink // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. — 2023. — Vol. 31. — № 3. — P. 736-750. — DOI: 10.1007/s00167-022-07031-1.

85. Component rotation in well-functioning, gap balanced total knee arthroplasty without navigation / J. M. Elkins, J. M. Jennings, R. M. Johnson, A. C. Brady, T. J. Parisi, D. A. Dennis // *The Journal of Arthroplasty*. — 2023. — Vol. 38. — № 6. — P. S204-S208. — DOI: 10.1016/j.arth.2023.03.033.

86. Component rotational mismatch in the standing position is a potential risk factor for unfavourable functional outcomes after total knee arthroplasty / Y. Kokubu, S. Kawahara, H. Mizu-Uchi, S. Hamai, Y. Akasaki, T. Sato, S. Ishibashi, Y. Nakashima // *Journal of Experimental Orthopaedics*. — 2024. — Vol. 11. — № 3. — P. e12069. — DOI: 10.1002/jeo2.12069.

87. Current data do not support routine use of patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty / Voleti P. B., Hamula M. J., Baldwin K. D., Lee G. C. // *The Journal of Arthroplasty*. — 2014. — Vol. 29. — № 9. — P. 1709-1712. — DOI: 10.1016/j.arth.2014.01.039.

88. Daines, B. K. Gap balancing vs. measured resection technique in total knee arthroplasty / B. K. Daines, D. A. Dennis // Clinics in Orthopedic Surgery. – 2014. – Vol. 6. – № 1. – P. 1-8. DOI: 10.4055/cios.2014.6.1.1.
89. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis / R. A. Berger, H. E. Rubash, M. J. Seel, W. H. Thompson, L. S. Crossett // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 1993. – № 286. – P. 40-47.
90. Die Extension-First-Technik bei der Knie-TEP-Implantation / R. Hube, H. O. Mayr, T. Kalteis, G. Matziolis // Operative Orthopädie und Traumatologie. – 2011. – Vol. 23. – № 3. – P. 241-248. – DOI:10.1007/s00064-011-0036-8.
91. Different factors conduct anterior knee pain following primary total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis / G. Duan, C. Liu, W. Lin, J. Shao, K. Fu, Y. Niu, F. Wang // The Journal of Arthroplasty. – 2018. – Vol. 33. – № 6. – P. 1962-1971. – DOI: 10.1016/j.arth.2017.12.024.
92. Digital twin systems for musculoskeletal applications: A current concepts review / P. Diniz, B. Grimm, F. Garcia, J. Fayad, C. Ley, C. Mouton, J. F. Oeding, M.T. Hirschmann, K. Samuelsson, R. Seil // Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. – 2025. – Vol. 33. – № 5. – P. 1892-1910. – DOI: 10.1002/ksa.12627.
93. Distal femoral torsion positioning in total knee arthroplasty shows equal reliability using a computer-assisted system or a robotic arm / M. C. S. Ferris, B. Picart, P. Boisrenoult, N. Pujol // Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. – 2023. – 103738. – DOI: 10.1016/j.otsr.2023.103738.
94. Does operative time affect infection rate in primary total knee arthroplasty? / S. Naranje, L. Lendway, S. Mehle, T. J. Gioe // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 2015. – Vol. 473. – № 1. – P. 64-69. – DOI: 10.1007/s11999-014-3628-4.
95. Does the robotic arm and preoperative CT planning help with 3D intraoperative total knee arthroplasty planning? / R. C. Marchand, N. Sodhi, M. Bhowmik-Stoker, L. Scholl, C. Condrey, A. Khlopas, A. A. Sultan, J. M. Newman, M. A. Mont // The Journal of Knee Surgery. – 2019. – Vol. 32. – № 8. – P. 742-749. – DOI: 10.1055/s-0038-1668122.

96. Early clinical and radiographic outcomes of robot-assisted versus conventional manual total knee arthroplasty: a randomized controlled study / J. Xu, L. Li, J. Fu, C. Xu, M. Ni, W. Chai, L. Hao, G. Zhang, J. Chen // *Orthopaedic Surgery*. – 2022. – Vol. 14. – № 9. – P. 1972-1980. – DOI: 10.1111/os.13323.

97. Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty / M. Akagi, Y. Matsusue, T. Mata, Y. Asada, M. Horiguchi, H. Iida, T. Nakamura // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1999. – Vol. 366. – P. 155-163. – DOI: 10.1097/00003086-199909000-00019.

98. Effect of rotational component alignment on clinical outcome 5 to 7 years after TKA with the columbus knee system / F. W. Thielemann, L. Konstantinids, G. W. Herget, D. Knothe, P. Helwig, N. P. Sudkamp, O. Hauschild // *Orthopedics*. – 2016. – Vol. 39. – № 3. – P. S50-S55. – DOI: 10.3928/01477447-20160509-17.

99. Effect of the presence of the articular cartilage on the femoral component rotation in total knee arthroplasty in female and varus osteoarthritis knees / J. - H. Nam, Y. G. Koh, P. S. Kim, J. H. Park, K. T. Kang // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. – 2020. – Vol. 15. – № 1. – 499. – DOI: 10.1186/s13018-020-02030-9.

100. Efficacy and reliability of active robotic-assisted total knee arthroplasty compared with conventional total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis / Y. Ren, S. Cao, J. Wu, X. Weng, B. Feng // *Postgraduate Medical Journal*. – 2019. – Vol. 95. – № 1121. – P. 125-133. – DOI: 10.1136/postgradmedj-2018-136190.

101. Electromagnetic navigation in total knee arthroplasty—a single center, randomized, single-blind study comparing the results with conventional techniques / M. J. Blyth, J. R. Smith, I. C. Anthony, N. E. Strict, P. J. Rowe, B. G. Jones // *The Journal of Arthroplasty*. – 2015. – Vol. 30. – № 2. – P. 199-205. – DOI: 10.1016/j.arth.2014.09.008.

102. Establishing femoral component rotation using a dynamic tensioner does not improve patellar position after total knee replacement with use of anatomic implants: A case–control study / B. M. Maciąg, B. Wilk, M. Nawrocki, M. Łapiński, M. Świercz, G. Maciąg, K. Żarnovsky, O. Adamska, A. Stolarczyk // *The Knee*. – 2024. – Vol. 48. – P. 217-225. – DOI: 10.1016/j.knee.2024.04.001.

103. Failure modes in malrotated total knee replacement / A. Rajgopal, P. Sudarshan, S. Kumar, K. Aggarwal // Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. – 2023. – Vol. 143. – № 5. – P. 2713-2720. – DOI: 10.1007/s00402-022-04569-0.

104. Fehring, T. K. Rotational Malalignment of the Femoral Component in Total Knee Arthroplasty / T. K. Fehring // Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007). – 2000. – № 380. – P. 72-79. – DOI: 10.1097/00003086-200011000-00010.

105. Gap balancing versus measured resection technique for total knee arthroplasty / D. A. Dennis, R. D. Komistek, R. H. Kim, A. Sharma // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 2010. – Vol. 468. – № 1. – P. 102-107. – DOI: 10.1007/s11999-009-1112-3.

106. Hoffart, H. E. A prospective study comparing the functional outcome of computer-assisted and conventional total knee replacement / H. E. Hoffart, E. Langenstein, N. Vasak // The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume. – 2012. – Vol. 94. – № 2. – P. 194-199. – DOI: 10.1302/0301-620X.94B2.27454.

107. How long does a knee replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up / J. T. Evans, R. W. Walker, J. P. Evans, A. W. Blom, A. Sayers, M. R. Whitehouse // The Lancet. – 2019. – Vol. 393. – № 10172. – P. 655-663. – DOI: 10.1016/S0140-6736(18)32531-5.

108. In vivo kinematics for subjects with and without an anterior cruciate ligament / R. D. Komistek, J. Allain, D. T. Anderson, D. A. Dennis, D. Goutallier // Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007). – 2002. – № 404. – P. 315-325. – DOI: 10.1097/00003086-200211000-00047.

109. Intra-operative safety of an autonomous robotic system for total knee replacement: a review of 500 cases in India / P. Chandrashekar, K. A. Babu, H. S. Nagaraja, S. G. Hiral, S. Karthikeyan, S. Bajwa // Indian Journal of Orthopaedics. – 2023. – Vol. 57. – № 11. – P. 1800-1808. – DOI: 10.1007/s43465-023-00970-y.

110. Is adapted measured resection superior to gap-balancing in determining femoral component rotation in total knee replacement? / T. Luyckx, T. Peeters, H. Vandenuecker, J. Victor, J. Bellemans // The Journal of Bone & Joint Surgery British

Volume. – 2012. – Vol. 94. – № 9. – P. 1271-1276. – DOI: 10.1302/0301-620X.94B9.28670.

111. Kim, Y. H. Does robotic-assisted TKA result in better outcome scores or long-term survivorship than conventional TKA? A randomized, controlled trial / Y. H. Kim, S. H. Yoon, J. W. Park // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2020. – Vol. 478. – № 2. – P. 266-275. – DOI: 10.1097/CORR.0000000000000916.

112. Laskin, R. S. The spectrum of total knee replacement. In : *Replacement of the Knee*. / R. S. Laskin. – London : Springer London, 1984. – P. 11-45. – ISBN 978-1-4471-1353-9.

113. Lavand'homme, P. Pain after total knee arthroplasty: a narrative review focusing on the stratification of patients at risk for persistent pain / P. Lavand'homme, E. Thienpont // *The Bone & Joint Journal*. – 2015. – Vol. 97. – № 10 (Suppl. A.) – P. 45-48. – DOI: 10.1302/0301-620X.97B10.36524.

114. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty / R. A. Berger, L. S. Crossett, J. J. Jacobs, H. E. Rubash // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1998. – Vol. 356. – P. 144-153. – DOI: 10.1097/00003086-199811000-00021.

115. Meta-analysis of navigation vs conventional total knee arthroplasty / B. M. Hetaimish, M. M. Khan, N. Simunovic, H. H. Al-Harbi, M. Bhandari, P. K. Zalzal // *The Journal of Arthroplasty*. – 2012. – Vol. 27. – № 6. – P. 1177-1182. – DOI: 10.1016/j.arth.2011.12.028.

116. Native non-osteoarthritic knees have a highly variable coronal alignment: a systematic review / L. B. Moser, S. Hess, F. Amsler, H. Behrend, M. T. Hirschmann // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. – 2019. – Vol. 27. – № 5. – P. 1359-1367. – DOI: 10.1007/s00167-019-05417-2.

117. Nedopil, A. J. Does malrotation of the tibial and femoral components compromise function in kinematically aligned total knee arthroplasty? / A. J. Nedopil, S. M. Howell, M. L. Hull // *Orthopedic Clinics*. – 2016. – Vol. 47. – № 1. – P. 41-50. – DOI: 10.1016/j.ocl.2015.08.006.

118. No correlation between rotation of femoral components in the transverse plane and clinical outcome after total knee arthroplasty / R. Becker, K. Bäker, H. Hommel, M. Bernard, S. Kopf // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. – 2019. – Vol. 27. – № 5. – P. 1456-1462. – DOI: 10.1007/s00167-018-4981-8.

119. Not all questions are created equal: the weight of the Oxford Knee Scores questions in a multicentric validation study / M. Luger, C. Schopper, E. S. Krottenthaler, M. Mahmoud, T. Heyse, T. Gotterbarm, A. Klasan // *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. – 2023. – Vol. 24. – № 1. – 44. – DOI: 10.1186/s10195-023-00722-6.

120. Olcott, C. W. Femoral component rotation during total knee arthroplasty / C. W. Olcott, R. D. Scott // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 1999. – Vol. 367. – P. 39-42. – DOI: 10.1097/00003086-199910000-00005.

121. Optimized functional femoral rotation in navigated total knee arthroplasty considering ligament tension / T. A. Walde, J. Bussert, S. Sehmisch, P. Balcarek, K. M. Stürmer, H. J. Walde, K. H. Frosch // *The Knee*. – 2010. – Vol. 17. – № 6. – P. 381-386. – DOI: 10.1016/j.knee.2009.12.001.

122. Optimizing femoral component rotation in total knee arthroplasty / M. C. Miller, R. A. Berger, A. J. Petrella, A. Karmas, H. E. Rubash // *Clin Orthop Relat Res*. – 2001. – № 392. – P. 38-45. – DOI: 10.1097/00003086-200111000-00005.

123. Patient expectations and satisfaction in robotic-assisted total knee arthroplasty: a prospective two-year outcome study / C. L. Blum, E. Lepkowsky, A. Hussein, E. A. Wakelin, C. Plaskos, J. A. Koenig // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2021. – Vol. 141. – № 12. – P. 2155-2164. – DOI: 10.1007/s00402-021-04067-9.

124. Patient satisfaction after primary total and unicompartmental knee arthroplasty: an age-dependent analysis / A. Von Keudell, S. Sodha, J. Collins, T. Minas, W. Fitz, A. H. Gomoll // *The Knee*. – 2014. – Vol. 21. – № 1. – P. 180-184. – DOI: 10.1016/j.knee.2013.08.004.

125. Pietsch, M. Early revision for isolated internal malrotation of the femoral component in total knee arthroplasty / M. Pietsch, S. Hofmann // *Knee Surgery, Sports*

Traumatology, Arthroscopy. – 2012. – Vol. 20. – № 6. – P. 1057-1063. – DOI: 10.1007/s00167-011-1637-3.

126. Polyethylene wear particle generation in vivo in an alumina medial pivot total knee prosthesis / C. R. Bragdon, M. Jasty, M. E. Greene, H. E. Rubash, W. H. Harris // The Journal of Arthroplasty. – 2005. – Vol. 20. – № 4. – P. 513-520. – DOI:10.1016/j.arth.2004.09.061.

127. Postoperative alignment of total knee replacement its effect on survival / M. A. Ritter, P. M. Faris, E. M. Keating, J. B. Meding // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 1994. – Vol. 299. – P. 153-156.

128. Rates of total joint replacement in the United States: future projections to 2020-2040 using the national inpatient sample / J. A. Singh, S. Yu, L. Chen, J. D. Cleveland // The Journal of Rheumatology. – 2019. – Vol. 46. – № 9. – P. 1134-1140. – DOI: 10.3899/jrheum.170990.

129. Results of revision surgery and causes of unstable total knee arthroplasty / I. S. Song, D. H. Sun, J. G. Chon, S. W. Jang, D. H. Sun // Clinics in Orthopedic Surgery. – 2014. – Vol. 6. – № 2. – P. 165-172. – DOI: 10.4055/cios.2014.6.2.165.

130. Robot-assisted total knee arthroplasty improves mechanical alignment and accuracy of component positioning compared to the conventional technique / C. H. Nam, S. C. Lee, J. H. Kim, H. S. Ahn, J. H. Baek // Journal of Experimental Orthopaedics. – 2022. – Vol. 9. – № 1. – P. 108. – DOI: 10.1186/s40634-022-00546-z.

131. Robotic technology in total knee arthroplasty: a systematic review / B. Kayani, S. Konan, A. Ayuob, E. Onochie, T. Al-Jabri, F. S. Haddad // EFORT Open Reviews. – 2019. – Vol. 4. – № 10. – P. 611-617. – DOI: 10.1302/2058-5241.4.190022.

132. Robotic-assisted mechanically aligned total knee arthroplasty does not lead to better clinical and radiological outcomes when compared to conventional TKA: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials / A. Bensa, A. Sangiorgio, L. Deabate, A. Illuminati, B. Pompa, G. Filardo // Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. – 2023. – Vol. 31. – № 11. – P. 4680-4691. – DOI: 10.1007/s00167-023-07458-0.

133. Robotic-assisted TKA leads to a better prosthesis alignment and a better joint line restoration as compared to conventional TKA: a prospective randomized controlled trial / N. V. Vaidya, A. N. Deshpande, T. Panjwani, R. Patil, T. Jaysingani, P. Patil // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. – 2022. – Vol. 30. – № 2. – P. 621-626. – DOI: 10.1007/s00167-020-06353-2.

134. Robotic-assisted total knee arthroplasty improves the outlier of rotational alignment of the tibial prosthesis using 3DCT measurements / T. Kaneko, T. Igarashi, K. Takada, S. Yoshizawa, H. Ikegami, Y. Musha // *The Knee*. – 2021. – Vol. 31. – P. 64-76. – DOI: 10.1016/j.knee.2021.05.009.

135. Robotic-assisted total knee arthroplasty is comparable to conventional total knee arthroplasty: a meta-analysis and systematic review / J. R. Onggo, J. D. Onggo, R. De Steiger, R. Hau // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2020. – Vol. 140. – № 10. – P. 1533-1549. – DOI: 10.1007/s00402-020-03512-5.

136. Rotational alignment of femoral component with different methods in total knee arthroplasty: a randomized, controlled trial / J. K. Lee, S. Lee, S. H. Chun, K. T. Kim, M. C. Lee // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2017. – Vol. 18. – № 1. – P. 217. – DOI: 10.1186/s12891-017-1574-5.

137. Rotational alignment of the distal femur: anthropometric measurements with CT-based patient-specific instruments planning show high variability of the posterior condylar angle / E. Thienpont, P. E. Schwab, F. Paternostre, P. Koch // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. – 2014. – Vol. 22. – № 12. – P. 2995-3002. – DOI: 10.1007/s00167-014-3086-2.

138. Rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty / C. C. Castelli, D. A. Falvo, M. L. Iapicca, V. Gotti // *Annals of Translational Medicine*. – 2016. – Vol. 4. – № 1. – P. 4. – DOI: 10.3978/j.issn.2305-5839.2015.12.66.

139. Rotational position of femoral and tibial components in TKA using the femoral transepicondylar axis / P. Aglietti, L. Sensi, P. Cuomo, A. Ciardullo // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2008. – Vol. 466. – № 11. – P. 2751-2755. – DOI: 10.1007/s11999-008-0452-8.

140. Saber, A. Y. Robotic-Assisted Total Knee Arthroplasty / A. Y. Saber, R. Marappa-Ganeshan, A. Mabrouk. In: StatPearls [Electronic resource] : StatPearls Publishing LLC, 2026. – URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564396/> (дата обращения 20.07.2026).

141. Sagittal placement of the femoral component in total knee arthroplasty predicts knee flexion contracture at one-year follow-up / S. Lustig, C. J. Scholes, T. J. Stegeman, S. Oussedik, M. R. Coolican, D. A. Parker // International Orthopaedics. – 2012. – Vol. 36. – № 9. – P. 1835-1839. – DOI: 10.1007/s00264-012-1580-z.

142. Stiehl, J. B. Femoral rotational alignment using the tibial shaft axis in total knee arthroplasty / J. B. Stiehl, P. M. Chervený // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 1996. – Vol. 331. – P. 47-55. – DOI: 10.1097/00003086-199610000-00007.

143. The association between component malalignment and post-operative pain following navigation-assisted total knee arthroplasty: results of a cohort/nested case–control study / T. Czurda, P. Fennema, M. Baumgartner, P. Ritschl // Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. – 2010. – Vol. 18. – № 7. – P. 863-869. – DOI: 10.1007/s00167-009-0990-y.

144. The Chitranjan Ranawat Award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus / J. Bellemans, W. Colyn, H. Vandenuecker, J. Victor // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 2012. – Vol. 470. – No. 1. – P. 45-53. – DOI: 10.1007/s11999-011-1936-5.

145. The effect of femoral component rotation on the kinematics of the tibiofemoral and patellofemoral joints after total knee arthroplasty / A. M. Merican, K. M. Ghosh, F. Iranpour, D. J. Deehan, A. A. Amis // Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. – 2011. – Vol. 19. – № 9. – P. 1479-1487. – DOI: 10.1007/s00167-011-1499-8.

146. The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens / Y. S. Anouchi, B. C. Parker, J. C. Ellsasser, M. T. Milliano // Clinical Orthopaedics and Related Research. – 1993. – Vol. 287. – P. 170-177.

147. The femoral trochlear anterior line is a better alternative intra-operative reference compared to femoral anterior tangent line for femoral rotation in both genders in total knee arthroplasty / J. - H. Nam, Y. G. Koh, P. S. Kim, K. Kang, K. T. Kang // *Journal of Experimental Orthopaedics*. – 2020. – Vol. 7. – № 1. – 43. – DOI: 10.1186/s40634-020-00259-1.

148. The Forgotten Joint Score patient-acceptable symptom state following primary total hip arthroplasty / V. Singh, T. Bieganowski, S. Huang, R. Karia, R. I. Davidovitch, R. Schwarzkopf // *Bone & Joint Open*. – 2022. – Vol. 3. – № 4. – P. 307-313. – DOI: 10.1302/2633-1462.34.BJO-2022-0010.R1.

149. The initial learning curve for the ROSA® Knee System can be achieved in 6-11 cases for operative time and has similar 90-day complication rates with improved implant alignment compared to manual instrumentation in total knee arthroplasty / L. Vanlommel, E. Neven, M. B. Anderson, L. Bruckers, J. Truijen // *Journal of Experimental Orthopaedics*. – 2021. – Vol. 8. – № 1. – 119. – DOI: 10.1186/s40634-021-00438-8.

150. The position and orientation of total knee replacement components: a comparison of conventional radiographs, transverse 2D-CT slices and 3D-CT reconstruction / M. T. Hirschmann, P. Konala, F. Amsler, F. Iranpour, N. F. Friederich, J. P. Cobb // *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. – 2011. – Vol. 93. – № 5. – P. 629-633. – DOI: 10.1302/0301-620X.93B5.25893.

151. The relationship between the survival of total knee arthroplasty and postoperative coronal, sagittal and rotational alignment of knee prosthesis / Y. H. Kim, J. W. Park, J. S. Kim, S. D. Park // *International Orthopaedics*. – 2014. – Vol. 38. – № 2. – P. 379-385. – DOI: 10.1007/s00264-013-2097-9.

152. The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) in persian speaking patients with knee osteoarthritis / M. H. Ebrahimzadeh, H. Makhmalbaf, A. Birjandinejad, F. G. Keshtan, H. A. Hoseini, S. M. Mazloumi // *Archives of Bone and Joint Surgery*. – 2014. – Vol. 2. – № 1. – P. 57-62.

153. Thienpont, E. Can technology improve alignment during knee arthroplasty / E. Thienpont, P. Fennema, A. Price // *The Knee*. – 2013. – Vol. 20 (Suppl. 1). – P. S21-S28. – DOI: 10.1016/S0968-0160(13)70005-X.

154. Total knee arthroplasty in patients with extra-articular deformity: restoration of mechanical alignment using accelerometer-based navigation system / F. Matassi, A. C. Lepri, M. Innocenti, L. Zanna, R. Civinini, M. Innocenti // *The Journal of Arthroplasty*. – 2019. – Vol. 34. – № 4. – P. 676-681. – DOI: 10.1016/j.arth.2018.12.042.

155. Victor, J. Rotational Alignment of the Distal Femur: A Literature Review / J. Victor // *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. – 2009. – Vol. 95. – № 5. – P. 365-372. – DOI: 10.1016/j.otsr.2009.04.011.

156. Volkov, E. Fundus Image Quality Assessment: a Brief Review of Techniques / E. Volkov, A. Averkin // *2024 International Conference on Information Processes and Systems Development and Quality Assurance (IPS)*. – Saint Petersburg, Russian Federation, 2024. – P. 50-54. – DOI: 10.1109/IPS62349.2024.10499480.

157. What is the optimal alignment of the tibial and femoral components in knee arthroplasty? / K. Gromov, M. Korchi, M. G. Thomsen, H. Husted, A. Troelsen // *Acta Orthop*. – 2014. – Vol. 85. – № 5. – P. 480-487. – DOI: 10.3109/17453674.2014.940573.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Шкала оценки функции коленного сустава KSS

(Knee Society Score)

Шкала оценки KSS (Knee Society Score)

Клиническая оценка	Баллы	Функциональная оценка	Баллы
Боль		Ходьба	
Нет	50	Без ограничений	50
Легкая/периодическая	45	Меньше 10 кварталов	40
Легкая (при использовании лестницы)	40	5–10 кварталов	30
Легкая (при ходьбе и использовании)	30	Меньше 5 кварталов	20
Умеренная/периодическая	20	Только дома	10
Умеренная/продолжающаяся	10	Невозможно	0
Сильная	0		
Амплитуда движений		Лестница	
(5° = 1 балл)	25	Обычный подъём и спуск	50
		Обычный подъём/спуск с перилами	40
		Подъём и спуск с перилами	30
		Подъём с перилами/ невозможность	15
		Невозможность	0
Стабильность		Промежуточный итог	
Передне-задняя			
Меньше 5 мм	10		
5–10 мм	5		
Больше 10 мм	0		
Срединно-боковая		Дополнительная опора	
Меньше 5°	15	Не использую	0
6–9°	10	Трость/костыль	-5
10–14°	5	Две трости/костыли	-10
Больше 15°	0	Передвижная опора (ходунки)	-20
Промежуточный итог		Окончательный функциональный итог	
Сгибательная контрактура			
5°-10°	-2		
10°-15°	-5		
16°-20°	-10		
>20°	-15		
Дефицит активного разгибания			
Меньше 10°	-5		
10–20°	-10		
Больше 20°	-15		
Ось (варус и вальгус)		Результат	Баллы
5°-10°	0	Отличный	85–100
0°-4°	-3 за каждый градус	Хороший	70–84
11°-15°	-3 за каждый градус	Удовлетворительный	60–69
Больше 15°	-20	Неудовлетворительный	< 60
Окончательный клинический итог			

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Шкала оценки функции коленного сустава WOMAC

(Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index)

«0» – нет; «1 балл» – легко; «2» – умеренно; «3» – выраженно; «4 балла» – очень сильно

В таблице отметить:

Раздел	Баллы				
А – боль в коленном суставе					
1) при ходьбе по квартире	0	1	2	3	4
2) при подъеме и спуске по лестнице	0	1	2	3	4
3) ночная боль	0	1	2	3	4
4) боль в покое	0	1	2	3	4
5) боль при стоянии	0	1	2	3	4
В – скованность коленного сустава					
1) скованность с утра	0	1	2	3	4
2) скованность в течение дня	0	1	2	3	4
С – функция коленного сустава. Степень затруднения					
1) подъем по лестнице	0	1	2	3	4
2) спуск по лестнице	0	1	2	3	4
3) подъем со стула	0	1	2	3	4
4) стоя	0	1	2	3	4
5) при наклоне вниз	0	1	2	3	4
6) при ходьбе по квартире	0	1	2	3	4
7) садясь в автомобиль или выходя из него	0	1	2	3	4
8) при ходьбе по улице	0	1	2	3	4
9) при надевании носков	0	1	2	3	4
10) при подъеме с кровати	0	1	2	3	4
11) при снятии носков	0	1	2	3	4
12) лежа в кровати	0	1	2	3	4

13) заходя в ванну или выходя из нее	0	1	2	3	4
14) при приседании	0	1	2	3	4
15) садясь на унитаз или вставая с него	0	1	2	3	4
16) при тяжелой домашней работе	0	1	2	3	4
17) при легкой домашней работе	0	1	2	3	4

Сумма баллов по шкале:

0-14 баллов – отлично;

15-28 баллов – хорошо;

29-38 баллов – удовлетворительно;

свыше 38 баллов – неудовлетворительно.