

Бюджетное учреждение высшего образования
Ханты-Мансийского автономного округа – Югры
«Сургутский государственный университет»

На правах рукописи



Солодилов Роман Олегович

ФИЗИОЛОГО-БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА
ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ КОЛЕННОГО СУСТАВА
У ЖЕНЩИН ПОЖИЛОГО ВОЗРАСТА

03.03.01 – Физиология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

Научный руководитель
доктор биологических наук, профессор
Логинов Сергей Иванович

Сургут – 2018

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	3
ГЛАВА 1. ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА В НОРМЕ И ПРИ ОТКЛОНЕНИЯХ (АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	12
1.1. Физиолого-биомеханическая характеристика функций коленного сустава.....	12
1.2. Возрастные морфофункциональные особенности коленного сустава.....	24
1.3. Физиологические механизмы развития нарушения двигательной функции в коленном суставе.....	31
1.4. Обоснование использования метода безмаркерного захвата движений человека.....	33
ГЛАВА 2. ОРГАНИЗАЦИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	41
2.1. Характеристика обследуемого контингента.....	41
2.2. Организация исследования.....	43
2.3. Методы исследования.....	46
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ.....	59
3.1. Исследование двигательной функции коленного сустава у женщин пожилого возраста.....	59
3.2. Влияние нарушения двигательной функции коленного сустава на функции тазобедренного и голеностопного суставов.....	70
3.3. Временные характеристики фаз вставания.....	75
3.4. Влияние возраста и нарушения двигательной функции коленного сустава на уровень функциональной работоспособности.....	77
3.5. Количественно-качественные показатели коленного сустава под влиянием корригирующих воздействий.....	85
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	96
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	102
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	103

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования. Функциональная целостность коленного сустава, как одного из самых сложных конструктивных элементов двигательной системы человека, перманентно привлекает внимание исследователей – физиологов, биомехаников, ортопедов, реабилитологов, робототехников. При всей кажущейся почти идеальной архитектуре и относительной прочности сустава возникает закономерный вопрос: почему столь часто нарушается подвижность в коленном суставе, особенно в пожилом возрасте. Прямо или косвенно на этот вопрос можно ответить только при комплексном изучении нормальной физиологии и биомеханики сустава, особенностей его структуры и функции на разных этапах онтогенеза человека. Известно, что изменения двигательной функции коленного сустава у лиц пожилого возраста занимают ведущее место в структуре расстройств костно-мышечной системы организма человека [7]. По статистическим данным Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации, в период с 2002 по 2016 годы количество людей подверженных данному недугу увеличилось в 1,7 раза (с 1574 до 2720 человека на 100 тысяч населения) [30]. Однако эти показатели не в полной мере отражают истинный уровень распространенности функциональных изменений в коленных суставах, поскольку основываются лишь на официальных данных обращаемости населения за помощью. Стоит отметить, что женщины наиболее подвержены воздействию негативных факторов, влияющих на развитие отклонений двигательной функции в коленном суставе, чем мужчины. Риск развития негативных изменений двигательной функции в коленных суставах у мужчин существенно увеличивается после 45-ти лет, тогда как у женщин – после 35-ти лет [74].

Для сохранения оптимального уровня физической активности и работоспособности у людей пожилого возраста, особое значение имеет функциональное состояние опорно-двигательного аппарата. От состояния составляющих его структур, а именно костей и скелетных мышц, суставов и сухожилий зависит способность человека поддерживать необходимый уровень функциональной независимости. Однако, процесс старения сопровождается изменением структуры и снижением функциональной ак-

тивности органов и тканей [11] – с возрастом кости человека становятся более хрупкими, уменьшается оксигенация и кровоснабжение скелетных мышц, что приводит к снижению их силы и скорости сокращений, в суставах появляются боли, в большей или меньшей степени нарушается их подвижность [38]. Длительный болевой синдром, усиливающийся при сгибании колена, тугоподвижность сустава, затруднения при ходьбе и опоре на конечность сказываются не только на уровне функциональной независимости человека, но и влияют на качество жизни в целом.

Известно, что пожилые люди с функциональными отклонениями суставов нижних конечностей в состоянии бодрствования проводят до 86% времени в положении сидя [180]. В это же время до 57% пожилых людей с изменениями двигательной функции коленных суставов не могут вернуться к прежнему уровню физической активности при выполнении повседневных задач [208], так как известно, чем старше человек, тем меньше возможность не только поступательного развития физических качеств, но также и восстановления сложных форм движений (вставание, передвижение, ходьба по лестнице и т.д.) [39]. Двигательные стереотипы у пожилых людей могут быть положены в основу формирования оптимальных двигательных навыков, что несомненно поспособствует повышению их физической активности. Однако стоит учитывать и то, что в результате многократного функционирования двигательный стереотип все более и более закрепляется и, в свою очередь, становится все более трудноизменяемым. Динамические стереотипы особенно устойчивы у пожилых людей из-за чего разработку методов оптимизации двигательных навыков необходимо осуществлять на физиологически обоснованных, научных принципах.

Консервативные способы коррекции функциональных изменений коленных суставов, существующие на сегодняшний день, при всех своих достоинствах ограничиваются лишь купированием болевого синдрома на непродолжительный период времени [164, 175]. Болеутоляющие препараты, широко используемые для уменьшения признаков отклонений в суставе, имеют ряд существенных недостатков в виде побочных эффектов, негативно влияющих на работу сердечно-сосудистой системы, желудочно-кишечного тракта, почек и печени [116, 202]. В этой связи, дополнительным средством и своеобразной альтернативой выступают физические упражнения (ФУ),

которые способствуют не только уменьшению признаков отклонений двигательной функции коленного сустава и повышению уровня функциональной работоспособности человека [209], но и существенно замедляют возрастную инволюцию физических качеств и продлевает нормальное физиологическое старение основных двигательных действий [39]. Между тем, при составлении и реализации корректирующих программ специалисты зачастую учитывают лишь небольшой спектр антропометрических особенностей человека, редко принимая во внимание индивидуальные особенности двигательной функции сустава, в то время как любая гиперкоррекция может стать толчком к развитию новых и прогрессированию уже имеющихся функциональных изменений в структурах опорно-двигательного аппарата и организма в целом [157].

Степень разработанности темы исследования. В научно-методической литературе большое внимание уделяется вопросам визуальной диагностики двигательных функций суставов человека, как среди отечественных, так и среди зарубежных исследователей [64, 71, 87, 95, 212], в то время как вопросам оценки эффективности коррекции функций суставов при помощи инструментальных методов исследования, отведено существенно меньше внимания [36, 67]. Оценка двигательной функции измененного сустава, проводимая «на глаз», несомненно имеет большую долю субъективизма [51]. Использование стандартных методов исследования – магнитно-резонансная томография, ультразвуковое исследование, компьютерная томография, рентгенологическое исследование [27, 42, 220], не могут дать полного и объективного представления относительно двигательных особенностей исследуемого сустава. Данную задачу можно решить при помощи информативных биомеханических параметров, а именно их кинематических характеристик. Биомеханический анализ двигательных функций суставов человека не требует значительных финансовых затрат, не является инвазивным и может выполняться неограниченное количество раз с людьми различных возрастных категорий [76]. Из-за междисциплинарной разобщенности биомеханические методы анализа движений не получили должного распространения и внедрения в практику. В то время как по данным некоторых исследователей, полученная информация была бы крайне полезна как при диагностике и выявлении изме-

ненного звена (сустава), так и при описании компенсаторных физиологических реакций и оценки результатов проведения корректирующих воздействий [23, 51].

Цель исследования. Изучить физиолого-биомеханические особенности двигательных функций коленного сустава у женщин в возрасте от 55 до 65 лет и определить физиологически обоснованные подходы к коррекции возрастных изменений.

Задачи исследования:

1. Изучить количественные характеристики двигательных функций коленного сустава женщин пожилого возраста.

2. Установить закономерности перестройки двигательной функции коленного сустава и её влияние на двигательные функции тазобедренного и голеностопного суставов как целостной кинематической цепи нижней конечности женщин пожилого возраста.

3. Оценить взаимосвязь динамики двигательной функции коленного сустава и уровня функциональной работоспособности женщин.

4. Определить динамику двигательной функции коленного сустава под влиянием физиологически обоснованных корректирующих воздействий в виде комплекса физических упражнений и мобилизации сустава.

Положения, выносимые на защиту:

1. Исследование двигательной функции коленного сустава на основе анализа физиологических и биомеханических (кинематических) параметров позволяет дать объективную оценку возрастным изменениям двигательного стереотипа и состояния адаптации организма к факторам возрастных ограничений двигательной активности.

2. При физиологических отклонениях двигательной функции коленного сустава кинематические характеристики коленных и тазобедренных суставов изменяются в большей мере на стороне проблемной конечности с более выраженным отклонением, как из-за изменения его морфологии, так и из-за индивидуальной болевой чувствительности. Изменение кинематики в интактном суставе является следствием приспособительного механизма нижней конечности и свидетельствует о ее компенсаторных возможностях.

3. Апробация предложенных методик коррекции функционального состояния коленных суставов посредством физических упражнений и мануальной мобилизации сустава показала их высокую эффективность воздействия на кинематику коленных суставов и обеспечение адаптации организма женщин к возрастным изменениям двигательных стереотипов.

Научная новизна. В результате проведенного исследования теоретически обоснован и экспериментально реализован комплексный подход в оценке двигательной функции коленного сустава, позволяющий выявлять его донозологические функциональные состояния. Впервые получены количественные значения биомеханических характеристик тазобедренного, коленного и голеностопного суставов у женщин пожилого возраста в норме и при нарушениях двигательной функции в коленном суставе. Впервые показано, что у пожилых женщин с отклонениями двигательной функции коленного сустава имеются характерные изменения кинематических характеристик сустава, проявляющиеся в компенсаторном увеличении угловых моментов боковых движений и ротаций по сравнению с показателями людей без признаков функциональных изменений в коленном суставе. Впервые установлено, что у пожилых женщин с отклонениями двигательной функции коленного сустава имеются характерные изменения кинематических характеристик сустава, проявляющиеся в компенсаторном увеличении угловых моментов боковых движений и ротаций по сравнению с показателями людей без признаков функциональных изменений в коленном суставе. Впервые показано, что изменения биомеханических показателей в коленном суставе сопровождаются изменениями кинематики тазобедренного сустава, а именно большей флексией бедра и большими моментами экстензии, отведения и ротации в сравнении с показателями людей без отклонений двигательной функции коленного сустава. На основе изученных физиологических и биомеханических механизмов разработаны и успешно апробированы индивидуальные программы коррекции двигательной функции коленного сустава.

Теоретическая и практическая значимость. Полученные результаты раскрывают ряд важных физиологических закономерностей, лежащих в основе механизмов функционирования коленного сустава у пожилых женщин в норме и при измененном

функциональном состоянии. Предложенный комплексный подход в оценке двигательной функции коленного сустава позволяет оперативно осуществлять оценку и контроль корректирующих воздействий; выявлять начальные стадии изменений двигательной функции коленного сустава; выбирать наиболее эффективную тактику коррекции двигательной функции коленного сустава. Разработанный алгоритм функциональной оценки уровня физической работоспособности позволяет существенно снизить риск травматизма лиц с отклонениями двигательной функции коленного сустава. Реализованные комплексы физических упражнений в совокупности с мануальными методами кинезикоррекции, существенно расширяют спектр корректирующих возможностей и повышают уровень функциональной работоспособности женщин пожилого возраста с отклонениями двигательной функции коленного сустава.

Результаты исследования могут применяться в практике работы оздоровительных и реабилитационных центров, предприятиях, разрабатывающих специализированное оборудование (тренажеры).

Результаты диссертационной работы внедрены в учебный процесс по направлению подготовки «физическая культура для лиц с отклонением в состоянии здоровья (адаптивная физическая культура)», 49.03.02 по дисциплине учебного плана «Физическая реабилитация» в лекционном курсе по теме: «Физическая реабилитация при травмах и заболеваниях опорно-двигательного аппарата (травматология и ортопедия)» в курсе практических занятий по темам: «Методические подходы в построении частных методик в ФР», «Физическая реабилитация при травмах верхних и нижних конечностей», «Физическая реабилитация при статико-динамических нарушениях опорно-двигательного аппарата», а также по дисциплине учебного плана «Физическая реабилитация, оздоровление и адаптивное физическое воспитание в геронтологии» в курсе практических занятий по темам: «Анатомо-физиологические особенности лиц пожилого возраста. Физиологические механизмы старения», «Организационно-методические условия адаптивного физического воспитания, физической реабилитации и рекреации людей пожилого возраста», «Лечебная физическая культура в пожилом возрасте. Принципы построения, методика, диагностика», «Формы занятий физическими упражнениями с лицами пожилого и старческого возраста. Физическая

рекреация пожилых людей» на кафедре медико-биологических основ физической культуры института гуманитарного образования и спорта бюджетного учреждения высшего образования Ханты-Мансийского автономного округа – Югры «Сургутский государственный университет».

Методология и методы диссертационного исследования. Методологическая основа настоящего диссертационного исследования базировалась на концепции уровневого построения движения Н.А. Бернштейна и теории функциональных систем П.К. Анохина. Методика функциональной коррекции коленных суставов основана на работах по уровневой мобилизации сустава G. Maitland. Для более полной характеристики функционального состояния коленного сустава был использован следующий комплекс методик: биомеханическая оценка функции коленного сустава (Brekel Pro Body 2), оценка функциональных возможностей человека (тесты на уровень физической работоспособности), определение наиболее выраженного нарушения коленного сустава (визуально-аналоговая шкала WOMAC), методы математической статистики.

Степень достоверности результатов исследования. Достоверность результатов настоящего диссертационного исследования подтверждается корректным формированием исследуемых групп с учетом соответствия критериям включения и исключения, достаточным количеством наблюдений, высоким методическим уровнем, современными методиками исследования, соответствующие поставленным в работе целям и задачам. Научные положения, выводы и практические рекомендации, подкреплены фактическими данными, наглядно представленными в таблицах и рисунках. Итоговые результаты работы, изложенные в заключении, соотносятся с целью и задачами, сформулированными во введении и трех главах исследования. Подготовка, статистический анализ и интерпретация полученных результатов проведены с использованием современных методов обработки статистических данных. Статистический анализ экспериментальных данных проводили при помощи пакета программ Statistica 10 (StatSoft Инк, США) и IBM SPSS 22 (IBM, США).

Декларация личного участия автора. Автором совместно с научным руководителем определены цель и задачи исследования; самостоятельно проведен анализ отечественной и зарубежной литературы; собран и обработан первичный материал

исследования, в соответствии с критериями включения и исключения проведена рандомизация и формирование контрольной и экспериментальной групп; сформирована электронная база данных, при помощи статистических методов исследования проведена обработка и анализ полученных результатов; подготовлены публикации в научные рецензируемые журналы, тезисы докладов на международные и всероссийские конференции.

Связь темы диссертации с научными программами и договорными исследованиями. Работа выполнена в рамках государственного задания: «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014–2020 годы» по теме «Разработка и внедрение новых технологических решений оптимизации физической активности человека в условиях урбанизированного Сибирского Севера–Югры» (2016–2017 гг., руководитель – С.И. Логинов). Присвоенный регистрационный номер НИОКТР: АААА-А16-116092810015-8; Дата регистрации: 28.09.2016.

Работа получила финансовую поддержку Российского гуманитарного научного фонда и Департамента образования и молодежной политики Ханты-Мансийского автономного округа – Югры (проект №16-16-86006 «Оптимизация физической активности пожилых в условиях урбанизированного Сибирского Севера (ХМАО – Югры)») (2016–2017 гг., руководитель – С.И. Логинов). Присвоенный регистрационный номер НИОКТР: АААА-А16-116102510041-6; Дата регистрации: 25.10.2016.

Диссертационное исследование выполнено в соответствии с тематикой научно-исследовательской работы кафедры биофизики и нейрокибернетики совместно с кафедрой экологии Сургутского государственного университета. Тема НИР: «Исследование поведения функциональных систем организма человека на Севере РФ», годы выполнения 2013–2020. Номер государственной регистрации 01260965147 (Руководитель темы НИР О. Е. Филатова).

Апробация материалов работы. Основные материалы исследования обсуждены и опубликованы на: XIII Всероссийской научно-практической конференции «Совершенствование системы физического воспитания, спортивной тренировки, туризма и оздоровления различных категорий населения» (Сургут, 2014); IV Международном

научном конгрессе «Проблемы физкультурного образования: содержание, направленность, методика, организация» (Челябинск, 2015); VI Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Перспективные направления в области физической культуры, спорта и туризма» (Нижевартовск, 2016); IV Всероссийской с международным участием научно-практической конференции студентов и аспирантов «Актуальные проблемы физической культуры, спорта, туризма и рекреации» (Томск, 2016); VI Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Перспективные направления в области физической культуры, спорта и туризма» (Нижевартовск, 2016); XII Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (Владимир, 2016); II Всероссийской научно-практической конференции «Север России: стратегии и перспективы развития» (Сургут, 2016); VII Всероссийской научно-практической конференции «Перспективные направления в области физической культуры, спорта и туризма» (Нижевартовск, 2017).

Публикации по теме исследования. По материалам диссертации опубликовано 19 научных работ, в том числе 7 статей в журналах, включенных в Перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук (из них 1 статья в журнале, входящем в Web of Science), 5 публикаций в прочих научных журналах, 7 статей в сборниках материалов международных научных конференции и конгресса, всероссийских с международным участием научно-практических конференций.

Структура и объем диссертации. Диссертация изложена на 123 страницах и состоит из введения, трех глав, заключения, списка сокращений и списка литературы, включающего 224 источника, в том числе 145 на иностранном языке. Работа иллюстрирована 29 рисунками и 14 таблицами.

ГЛАВА 1. ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА В НОРМЕ И ПРИ ОТКЛОНЕНИЯХ (АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Физиолого-биомеханическая характеристика функций коленного сустава

Коленный сустав – это один из самых важных и функционально значимых конструкций двигательной системы организма человека. До 50% всех отклонений опорно-двигательной системы (ОДС) приходится именно на коленный сустав [89]. В функциональном плане коленный сустав является самым большим и сложным суставом тела, который подвергается колоссальным ежедневным физическим нагрузкам. Несмотря на то, что с анатомической точки зрения коленный сустав и является одним из самых крупных суставов тела человека, он достаточно слаб и подвержен дегенеративным и функциональным нарушениям. Сустав окружен достаточно сильным капсульно-связочным аппаратом и мышечно-сухожильными комплексами, которые с одной стороны гарантируют его силу и подвижность, но с другой, подвергают сильному напряжению [32].

Кинематику коленного сустава, можно охарактеризовать как взаимное движение, которое осуществляется между бедром, голенью и коленной чашечкой [205]. Надколенник – сесамовидная кость, расположенный в толще сухожилия и отвечает за механизм разгибания в коленном суставе. Возможно, это важнейшая его функция в обеспечении разгибательного механизма коленного сустава. Помимо этого, надколенник увеличивает эффективность работы четырехглавой мышцы бедра [146], что достигается за счет его функций в качестве точки опоры, смещая линию тяги кпереди и увеличивая плечо момента силы четырехглавой мышцы по отношению к центру вращения колена. Также, за счет увеличения зоны контакта, надколенник способствует лучшему распределению компрессионной нагрузки на бедренную кость в моменты сгибания коленного сустава. Помимо этого, надколенник играет роль ориентира при разгибании коленного сустава, централизуя

расходящееся напряжение четырехглавой мышцы и передавая большую часть мышечного усилия связке надколенника. Все вместе это защищает разгибательный аппарат коленного сустава от вывиха.

В моменты разгибания коленного сустава, четырехглавая мышца бедра тянет надколенник вверх, до момента пока верхняя его граница не выйдет за пределы надколенниковой поверхности. До момента пока линия гравитации (воображаемая вертикальная линия, идущая через ЦТ до площади опоры) опускается за центральную ось коленного сустава, четырехглавая мышца должна сократиться, для того чтобы нейтрализовать вращательный эффект силы тяжести, который в противном случае вынудил бы коленный сустав согнуться. Как только линия гравитации опускается в пределах передней части коленного сустава, что можно наблюдать при полной экстензии или гиперэкстензии, происходит расслабление четырехглавой мышцы бедра. Четырехглавая мышца, будучи наклоненной в угловом направлении относительно коленной чашечки и связки надколенника, при сокращении создает линию натяжения, с внешне направленной горизонтальной составляющей. Угол между линией натяжения и связкой надколенника часто называют *Q-угол*. Он отвечает за ориентацию надколенника при проскальзывании его наружу по боковым мышцелкам бедренной кости, создавая тем самым латерально направленный вектор силы [124]. Для того, чтобы компенсировать данную особенность, боковые мышцелки выступают дальше вперед, в то время как волокна медиальной широкой мышца бедра (лат. *musculus vastus medialis*), обеспечивают медиально направленное движение надколенника, проходящего все дальше дистально относительно латеральной широкой мышцы бедра (лат. *musculus vastus lateralis*) [205]. Реверсирование «докручивающего механизма» в ходе начального 30-градусного сгибания колена, по сути, приводит к деротации большеберцовой кости, что ведет к уменьшению *Q*-угла и латерально направленного вектора силы [84, 176]. Во фронтальной и поперечной осевой проекции латеральный вектор, который уменьшает сгибание колена, балансирует противодействие сил, протекающих над надколенниковой поверхностью бедренной кости (рисунок 1) [221].

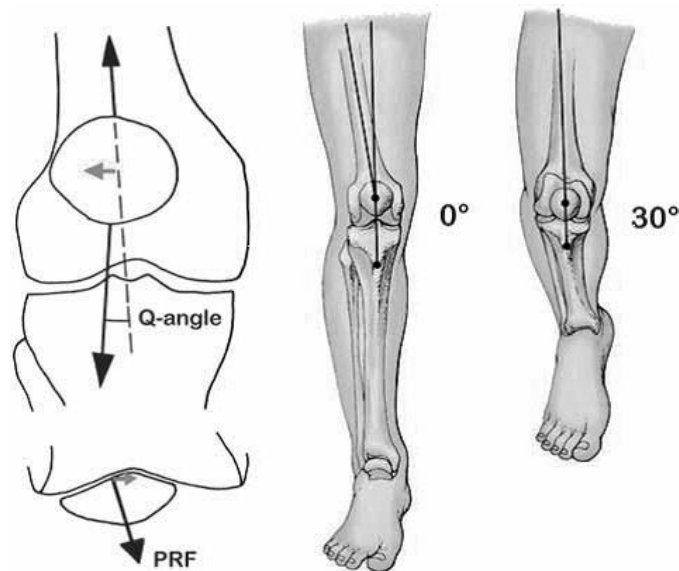


Рисунок 1 – Нейтрализация Q-угла и уменьшение латерального вектора надколенника в момент сгибания колена (по Walker [221])

Исходя из вышесказанного, можно сделать вывод, что надколенник является наиболее уязвимым в моменты начала сгибания колена, так как именно в этот момент он недостаточно вовлечен в работу, а «эффект» Q-угла хоть и уменьшается, но остается существенным.

При полном разгибании коленного сустава надколенник не находится в контакте с надколенниковой поверхностью бедренной кости, но в зависимости от длины связки надколенной чашечки и его боковой позиции, способен втягиваться в надколенниковую поверхность со стороны бедренной кости [127]. Контакт начинается с нижнего края надколенника и при продолжении сгибания колена, перемещается в проксимальном направлении [166].

При преодолении 30 градусов надколенник углубляется в паз надколенниковой поверхности бедренной кости, где дополнительно стабилизируется силой четырехглавой мышцы и связкой надколенника. Пателлофemorальная контактная зона простирается в виде широкой полосы контакта, от медиального края суставной поверхности к латеральному краю [81, 125, 139]. В промежутке между 30–60 градусами, при сгибании колена, контакт проходит через центр. При 90° градусах сгибания, зона контакта перемещается в вышестоящем направлении, однако при

уровне сгибания колена выше 90 градусов, надколенник встает таким образом, что контактирует и с медиальным и с латеральным мыщелками, образуя тем самым две отдельные зоны контакта (рисунок 2).

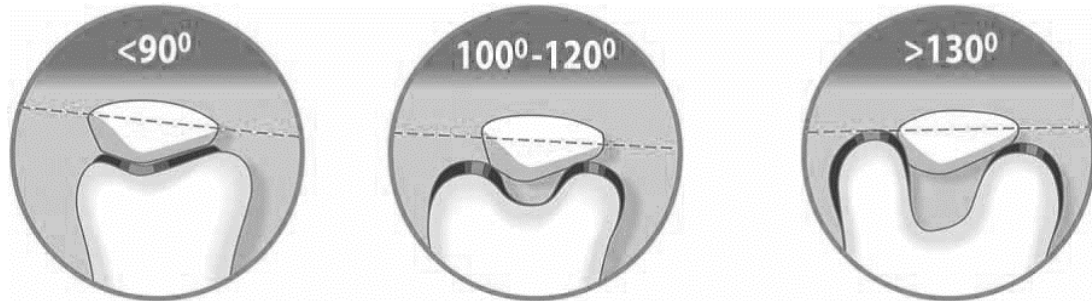


Рисунок 2 – Бифуркация зоны контакта надколенника (по Bandi [92])

Во время сгибания колена, надколенник поддерживает небольшую степень вращения сустава вокруг продольной оси, перемещая медиальный край суставной поверхности немного кзади [219]. В исследованиях по отслеживанию естественного движения надколенника было установлено, что по отношению к бедренной кости надколенник вращается на 12–15 градусов, при этом наиболее сильное вращение происходит при уровне сгибания колена в 50 градусов [217]. Кроме этого, надколенник наклоняется в среднелатеральном направлении и под влиянием сгибания коленного сустава зависит степень внутренней или наружной ротации и вальгусного/варусного выравнивания коленного сустава [217]. Аналогичным образом во фронтальной плоскости надколенник подвергается медиально направленному смещению, при этом большая часть перемещения происходит во время начального 30 градусного сгибания колена.

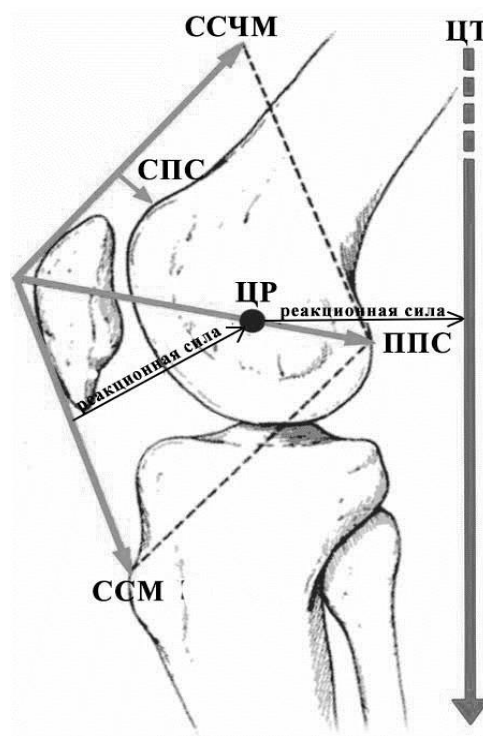
Краков и соавторы [162] в своем исследовании подтвердили, что, несмотря на свою анатомическую форму, в сагиттальной плоскости надколенник способен адаптироваться под почти плоскую поверхность, что делает его перемещение по суставной поверхности совершенно «непринужденным». Кроме этого, было установлено, что длина связки надколенника и угол между ним и сухожилием четырехглавой мышцы, определяют непосредственную зону нагрузки надколенника.

Следовательно, благодаря форме надколенника обеспечивается устойчивость против латерального подвывиха, однако это не препятствует раскачиванию надколенника вокруг своей поперечной оси, из-за чего противодействующая сила пателлофemorального сочленения становится перпендикулярна контактной поверхности.

Размер зоны контакта в суставе во многом зависит от положения, в котором находится колено. При уровне сгибания колена от 20 до 60 градусов увеличение зоны контакта происходит линейно от 150 до 480 мм² [86]. Данные значения остаются почти постоянными, вплоть до 90 градусов сгибания, после чего происходит линейное снижение данных значений [153]. При сгибании колена до 120 градусов зона контакта уменьшается до 360 мм² [215]. Matthews и соавторы установили, что при уровне сгибания коленного сустава в 30 градусов Пателлофemorальная зона контакта составляет 19%, при 60 градусах – 29%, при 90 градусах – 28% и при 120 градусах – 13% [172]. Эти значения сопоставимы с данными полученными Huberti и соавторами, которые также представляли пателлофemorальную зону контакта в процентах [153].

Большое количество исследований было направлено на изучение особенностей действующих сил в коленном суставе. Для простоты и точности расчета действующих сил зачастую используют сагиттальную проекцию. Помимо противодействующих и противоположно направленных сил, действующих между соседними костями в суставах, также существуют инерционные силы, действующие между двумя сегментами. Термины пателлофemorальная компрессионная сила (ПКС) (англ. patellofemoral compressive force) и пателлофemorальная противодействующая сила (ППС) (англ. patellofemoral reaction force) являются синонимами, обозначающие нагрузку, действующую на надколенник, и у многих авторов они являются взаимозаменяемыми [160, 172]. Пателлофemorальная противодействующая сила представляет собой равнодействующий вектор силы сухожилия четырехглавой мышцы (ССЧМ) и силы связки надколенника (СН) (рисунки 3) [221].

С увеличением угла сгибания в коленном суставе линия реакционной силы движется кверху, что тем самым приводит к увеличению пателлофemorальной противодействующей силы. По мере того, как угол между связкой надколенника и четырехглавой мышцей становится больше, вектор результирующей силы увеличивается. Если смотреть в коронарной (фронтальной) проекции, то можно заметить, что линия натяжения между четырехглавой мышцей и связкой надколенника во многом зависит от Q-угла, который дает результирующую латерально направленную силу [125]. В осевой проекции данная особенность балансируется благодаря противодействующей силе, направленной кверху. Walker и соавторы [221, 222] установили, что в диапазоне сгибания коленного сустава до 60 градусов в состоянии латеральной устойчивости надколенника угол наклона латеральной борозды суставной надколенниковой поверхности больше, чем Q-угол.



Примечание: пателлофemorальная противодействующая сила (ППС) – равнодействующий вектор силы сухожилия четырехглавой мышцы (ССЧМ) и силы связки надколенника (ССН); бедренно-связочная противодействующая сила (СПС) – сила между сухожилием четырехглавой мышцы и надколенниковой поверхностью; ЦТ – цент тяжести; ЦР – центр ротации

Рисунок 3 – Диаграмма «параллелограмма сил», действующих на коленный сустав (по Walker [221])

При расчете статических сил, наиболее важной переменной является расстояние между линией центра тяжести и коленным суставом. Изменение положения тела в сагиттальной плоскости (наклон вперед или назад) изменяет это расстояние, что в свою очередь приводит к существенным изменениям при передаче статической силы, в то время как изменение положения тела во фронтальной плоскости не оказывает такого существенного влияния [92, 111]. При выполнении полного разгибания в колене, происходит смещение центра тяжести кпереди к коленному суставу, это происходит до тех пор, пока плечо пары сил не станет равен 0, т.е. не будет сил, действующих на коленный сустав [92]. Всякий раз, как линия массы тела перемещается кзади и в сторону от сустава, происходит увеличение мышечной активности и напряженности в связке надколенника, это происходит для того, чтобы поддерживать положение тела в пространстве, что в результате приводит к увеличению пателлофemorальной компрессионной силы.

При нормальной деятельности, требующей выполнения сгибания коленного сустава под нагрузкой, также фиксируется сгибание бедра, в результате чего происходит смещение центра тяжести кпереди и уменьшение плеча силы в бедре. Данную взаимосвязь можно описать на примере лыжника, который перенес точку опоры на заднюю часть своих лыж и для предотвращения падения должен напрячь четырехглавую мышцу бедра. Это, в свою очередь, значительно увеличивает пателлофemorальную противодействующую силу, что потенциально может привести к разрыву сухожилия четырехглавой мышцы бедра или передней крестообразной связки [93]. Другим примером может служить человек со слабостью мышц бедра, выполняющий вставание со стула, где в результате наклона туловища вперед происходит смещение центра тяжести ближе к коленному суставу. Аналогичным образом действие пателлофemorальной противодействующей силы происходит при спуске или подъеме по лестнице. Прогнозируемые значения сил при подъеме по лестнице находятся в диапазоне от $1,8$ до $2,3 \times$ масса тела (МТ), в то время как при спуске с лестницы данное значение находится в диапазоне от $2,6$ до $6 \times$ МТ [86, 186]. При подъеме по лестнице центр тяжести расположен почти на линии с коленным суставом, следовательно, плечо сил бедренной и большеберцовой

вой костей относительно короткое, из-за чего пателлофemorальная противодействующая сила также невелика. Повышенные значения, зафиксированные при спуске по лестнице, обусловлены смещением центра тяжести дальше кзади за коленный сустав, что в свою очередь происходит с целью поддержания равновесия. Следовательно, передача силы в коленном суставе зависит от соотношения между центром тяжести тела и углом сгибания в коленном суставе (рисунок 4) [92].

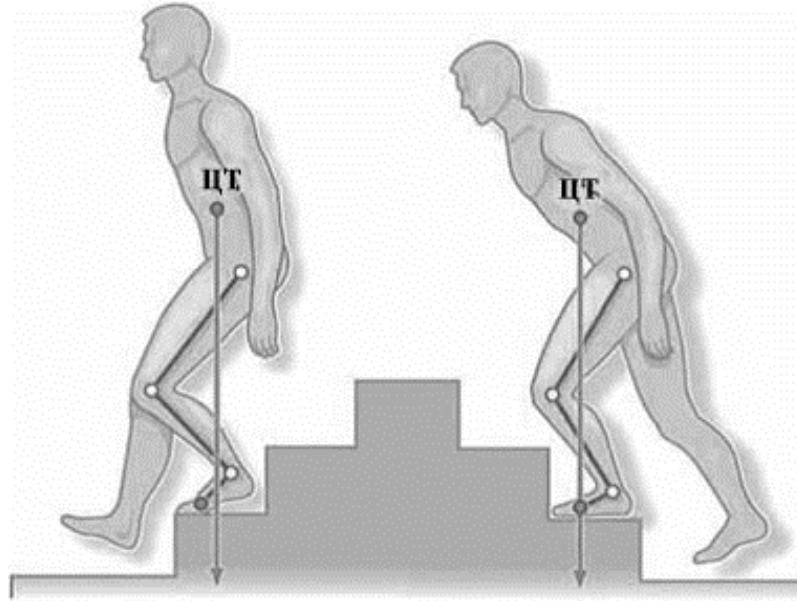
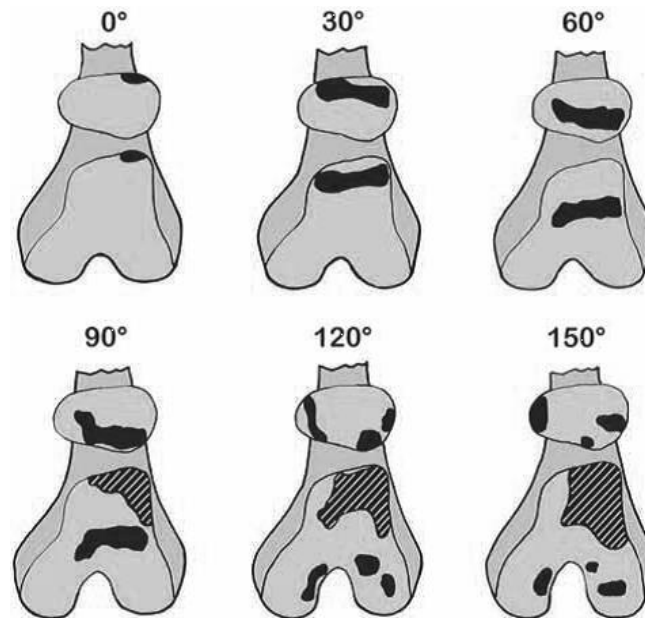


Рисунок 4 – Расположение центра тяжести тела при подъеме и спуске с лестницы (по Bandi [92])

В 1911 году Fick и соавторы установили, что сухожилие четырехглавой мышцы при среднем диапазоне сгибания колена, упирается в проксимальный отдел суставной поверхности бедренной кости [127]. В результате чего действующие на коленный сустав компрессионные силы поделены между пателлофemorальной и бедренно-сухожильной контактными зонами [136, 141]. Позже Goutman и соавторы описали данный феномен как «оптимизация сил» (англ. «turn-around» of forces), который можно охарактеризовать, как изящный способ поддержания относительно постоянной единичной нагрузки под влиянием постоянно увеличивающейся общей нагрузки [141, 142]. Эффективность «оптимизации сил»,

при распределении нагрузки между контактными зонами зависит от длины и высоты надколенника [141]. «Оптимизация» сил начинает действовать при угле сгибания колена от 50 до 90 градусов [92, 142].

Согласно данным Nehne и соавторов, контактная зона сухожилия четырехглавой мышцы бедра значительно больше по сравнению с контактной зоной пателлофemorального сустава [149]. При сгибании колена на 90 градусов, контактная зона сухожилия четырехглавой мышцы бедра приблизительно в 2 раза больше, чем пателлофemorальная контактная зона и с дальнейшим увеличением угла сгибания происходит ее увеличение (рисунок 5).



Примечание: затемненная область – пателлофemorальная зона;
заштрихованная область – сухожильно-бедренная зона

Рисунок 5 – Зоны контакта при различном уровне сгибания колена
(по Walker [221])

Huberti и соавторы произвели расчет средних показателей действующих сил на сухожильно-бедренную контактную зону и пателлофemorальную контактную зону при 120 градусах сгибания в коленном суставе. Было установлено, что сила, действующая на сухожильно-бедренную контактную зону, в среднем составляет 550Н, в то время как на пателлофemorальную контактную зону – 1600Н, что ука-

зывает на соотношение показателей действующей силы 1:3 [153]. Это в какой-то мере может объяснить высокую частоту хондромалиции надколенника [82].

При статических измерениях пателлофemorальных противодействующих сил, было установлено, что значение действующей силы на надколенник имеет почти линейное увеличение вплоть до 110 градусов сгибания колена, после чего при дальнейшем сгибании происходит снижение показателей действующей силы (таблица 1) [100].

Таблица 1 – Статистические показатели нагрузки на пателлофemorальный отдел коленного сустава в зависимости от угла сгибания колена (по Burckhardt [100])

Угол сгибания колена (град)	Среднее значение ПФ контактной зоны (мм ²)	Процент от общей контактной зоны*	Сухожильно-бедренная компрессионная сила (Ньютон)	Пик ПФ противодействующей силы (Ньютон)	Пик ПФ противодействующей силы (масса тела)	Пик ПФ давления в плоскости контакта (Н/мм ²)
0°	140	10	0	0	-	-
10°	200	15	0	100	0,2	0,5
30°	280	20	0	300	0,5	1,1
50°	320	23	250	860	1,2	2,7
70°	450	32	1300	1810	2,7	4,0
90°	350	25	2200	2860	4,2	8,1
110°	260	19	4500	3300	4,8	12,7
135°	130	9	5800	7500	12,9	57,7

* – на основе среднего показателя общей контактной зоны в 1340 мм²

Впервые такие измерения были проведены Burckhardt [100] в 1924 году, но в данном исследовании не была учтена функция распределения нагрузки между сухожилиями четырехглавой мышцы, из-за чего данные результаты являются недостаточными. Furmaier и соавторы [136] в 1953 году и Bandi и соавторы [92] в 1972 году внесли соответствующие коррективы, которые включали в себя действие сухожильно-бедренных контактных сил. Расчетные значения пателлофemorальных противодействующих сил находились в диапазоне от $0 \times \text{MT}$ при 15 градусах сгибания в коленном суставе и до $12,9 \times \text{MT}$ при 135 градусах [92]. Было установлено, что пателлофemorальная противодействующая сила существенно зависит от вида осуществляемой физической деятельности (таблица 2).

Таблица 2 – Противодействующие силы в коленном суставе при различных видах физической деятельности

Автор	Год	Вид деятельности	Масса тела, кг	Сгибание колена, град	Пик ППС, ньютон	Пик ППС×МТ
Reilly и Martens	1972	Ходьба по ступеням	70	10	334	0,5
Morra и Greenwald	2006	Прогулочная ходьба	-	15	420	0,6
Bresler и Frankel	1950	Ходьба по ступеням	71	20	840	1,2
Ericson и Nisell	1987	Велоезда	71	83	905	1,3
Nisell	1985	Поднятие тяжести (12,7 кг)	77	90	1600	2,2
Andriacchi и со-авт.	1980	Подъем по ступеням	71	65	1500	2,1
		Спуск со ступеней	71	60	4000	5,7
Morra и соавт.	2006	Подъем по ступеням	-	45	1760	2,5
Reilly и Martens	1972	Ходьба по ступеням	85	55	2500	3,3
Morra и Greenwald	2006	Вставание со стула	-	90	1950	2,8
Ellis и соавт.	1979	Вставание со стула	-	120	-	3,1
Kelley и соавт.	1978	Вставание со стула	-	90	3800	5,5
Kaufman и со-авт.	1991	Изокинетическое упражнение	81	70	-	5,1
Huberti и Hayes	1984	Изометрическое упражнение	-	90	4600	6,5
Nisell	1985	Изометрическое упражнение	72	90	6900	9,7
Dahlqvist и со-авт.	1982	Вставание из приседа на корточках	-	140	-	6,0
Reilly и Martens	1972	Приседания	85	130	6375	7,6
Winter	1983	Бег трусой	72	50	-	7,7
Smith и соавт.	1972	Прыжки	-	-	-	20
Nisell	1985	Разрыв сухожилия 4-главой мышцы бедра	-	-	18300	24,2
Zernicke и со-авт.	1977	Разрыв связки надколенника	-	90	-	25

Примечание – ППС – пателлофеморальная противодействующая сила, МТ – масса тела

Прогнозируемые значения действующих сил находятся в диапазоне от $0,6 \times$ МТ при ходьбе до $7,7 \times$ МТ при беге трусой и $20 \times$ МТ при прыжках [96, 109, 120]. Kaufman и соавторы установили, что при выполнении упражнений изокенетического характера, пик пателлофеморальной противодействующей силы регистрируется при сгибании коленного сустава в диапазоне от 70 до 75 градусов. Расчетные значения во многом зависят от скорости выполнения упражнений, и колеблется в диапазоне от $3,4$ до $6,8 \times$ МТ. Ericson и Nisell [120] отметили, что па-

теллофеморальная противодействующая сила во время езды на велосипеде, как правило, существенно ниже по сравнению с физической нагрузкой в большинстве других видах спортивной деятельности.

Величина сил, действующих на сустав, практически не зависит от массы тела, но увеличивается в зависимости от рабочей нагрузки и уменьшении высоты седа. Следовательно, езду на велосипеде следует рассматривать как наиболее предпочтительный вид физической активности для большинства лиц с нарушениями двигательной функции коленного сустава, особенно в сочетании с ожирением. Однако должное внимание следует обратить на надлежащую корректировку рабочей нагрузки и высоты сидения.

При рассмотрении вопроса о величине компрессионной силы, действующей на коленный сустав, авторы обращают внимание на то, что эта сила действует через контактную зону, которая изменяется в зависимости от угла сгибания колена [221]. Следует учитывать, что увеличение пателлофеморальной противодействующей силы предполагает увеличение давления на коленный сустав [183].

Denham и соавторы установили, что пателлофеморальная противодействующая сила превышает тибioфеморальную при углах сгибания коленного сустава выше 25 градусов. При почти полном сгибании колена, значения силы, проходящей через пателлофеморальное сочленение, почти на 150% выше, чем силы, проходящие через тибioфеморальное сочленение [111]. Поэтому неудивительно, что именно пателлофеморальное сочленение покрыто глубоким, способным к деформированию слоем гиалинового хряща. Данное хрящевое покрытие защищает обильно иннервируемую субхондральную кость таким образом, чтобы при выполнении физической нагрузки болевой порог не превышался [125]. Суставной хрящ имеет вязкоупругие свойства, позволяющие ему адаптироваться к постоянно изменяющемуся поверхностному контуру при движении надколенника. В то же время под нагрузкой, поверхностная деформация может привести к последующему увеличению площади, находящейся под сдавливающим воздействием. Этот процесс во многом зависит от временных значений и силы сдавливания. Таким образом, указанные выше значения в таблице 1, нужно рассматривать только

как контрольные значения, так как сила давления на коленный сустав зависит не только от нагрузки, но и от ее продолжительности [92]. Это объясняет, почему пиковые краткосрочные нагрузки в $20 \times \text{MT}$, могут быть терпимыми для человека, не причинив ущерба здоровью, в то время как более низкая, но длительная по времени нагрузка неизбежно приведет к разрушению хрящевой ткани.

1.2. Возрастные морфофункциональные особенности коленного сустава

КС является самым сложным в функциональном и биомеханическом плане суставом человеческого тела. Помимо опорной и двигательной функций, коленный сустав гарантирует сохранение равновесия человека в переднезаднем направлении во время выполнения движений. При перемещении тела в пространстве, основную компрессионную нагрузку несет коленный сустав [1], в следствие чего практически все его структуры подвергаются механическому воздействию [15]. Кости испытывают компрессионное (сжимающее) воздействие, связки – растягивающую нагрузку, суставной хрящ – трение, а мениски испытывают все перечисленное [19].

КС образован суставными поверхностями трех костей, а именно проксимального эпифиза большеберцовой кости, надколенника и дистального эпифиза бедренной кости [4]. Дистальный эпифиз бедренной кости сочленяется с большеберцовой костью при помощи двух мыщелков – латерального и медиального. Высота медиального мыщелка меньше, чем латерального [24, 69]. Основой ротационного механизма движения коленного сустава при разных угловых моментах, являются различия величины его мыщелков. При экстензии коленного сустава, большеберцовая кость ротируется кнаружи, следуя кривой медиального мыщелка [12, 41, 43]. Надколенниковая поверхность образуется передней поверхностью мыщелков, которые переходят одна в другую [138]. Вся нижняя суставная поверхность коленного сустава представлена проксимальным отделом большеберцовой кости. Из-за имеющейся вогнутости суставная поверхность большеберцовой кости не совпадает с кривизной мыщелков бедренной кости [68, 77]. Шишко-

видные тела (эпифизы), сочленяющихся в КС костей, образованы губчатой и компактной костью, покрытые суставным хрящом, выполняют функцию равномерного распределения механических сил, а также обеспечивающий скольжение суставных поверхностей. Однако из-за плохой восстановительной функции, они также являются основным плацдармом развития патологических процессов в коленном суставе [5, 46].

В суставном хряще принято выделять три зоны: базальную, промежуточную и поверхностную [59, 60]. Некоторые авторы отдельно выделяют часть базальной зоны как кальцифицированный хрящ [78]. В зависимости от топографии клеточных элементов и морфологических особенностей В.П. Модяев выделил семь зон суставного хряща: зона первичной кальцификации, зона «колонок», бесклеточная, поверхностная, переходная, зона изогенных групп и зона гипертрофированных клеток [49, 50]. Суставные хрящи выполняют две основные биомеханические функции. Первая – участвуют в формировании смазочного механизма коленного сустава, что образует устойчивую к износу поверхность, вторая, принимает на себя действие сил компрессии, распределяя нагрузку по касательной к поверхности эпифиза.

Главными структурными элементами суставного хряща являются хондроциты, которые составляют примерно 1% от массы ткани и окружающее его межклеточное пространство (матрикс) [26, 144]. Основная структура межклеточного пространства состоит из коллагена и неколлагеновых компонентов. Регулировка насыщенностью суставного хряща жидкость обеспечивается агрегатами агрекана [16], молекулы которых построены таким образом, что предотвращают проникновение других веществ, даже с более низкой молекулярной массой. За счет феномена «переплетения», который достигается путем формирования протеин-полисахаридных комплексов и фибрилл коллагеновых сетевидных сплетений, происходит удержание воды в ячейках хрящевой ткани. Помимо этого, данная сеть обеспечивает суставной хрящ эластичностью и прочностью [5]. Однако стоит отметить, что только 1% молекул воды удерживается коллагеновыми волокнами, тогда как остальные 99% остаются свободными и подвижными, благодаря чему

при компрессионных нагрузках они способны перемещаться и «выжиматься» из хряща в синовиальную жидкость. При уменьшении нагрузки на сустав происходит обратное движение молекул воды. Данный феномен объясняет способность хряща к обратимой деформации и его упругость [56, 130]. Сочетание сложной системы межмолекулярных связей и движения воды в межклеточном веществе обуславливает вязкость хрящевой ткани [196]. В.Н. Павлова считает: – «суставной хрящ, синовиальная оболочка и синовиальная жидкость – это триада структур, непосредственно организующих внутрисуставное пространство или его внутреннюю (синовиальную) среду» [58]. Ряд авторов выделяют в синовиальной оболочке три основных слоя: глубокий коллагено-эластический слой, покровный слой и поверхностный коллагено-эластический слой [17, 57]. Полость КС заполнена синовиальной жидкостью, продуцируемая синовиальной оболочкой. Выделяют три источника образования синовиальной жидкости. Первый, это транссудация веществ из кровеносного русла [18, 119], второй – деструкция структурных элементов хрящевых покровов и элементов синовиальной оболочки [45], третий – секреция веществ клетками покровного слоя синовиальной оболочки [40, 71]. Синовиальная жидкость выполняет метаболическую, локомоторную и барьерную функции [8, 17].

У взрослого человека мениски представляют собой изогнутые, подвижные хрящевые пластины, которые обеспечивают не только конгруэнтность сочленяющихся суставных поверхностей коленных суставов, но и принимают и равномерно распределяют нагрузку, которая передается через сустав. Помимо обеспечения питания суставных хрящей, мениски играют роль амортизаторов при ударных нагрузках [68].

В КС имеется два мениска – медиальный и латеральный [20, 37]. Периферический край мениска имеет утолщение, которое крепится к суставной капсуле, образуя тем самым в задних отделах глубокие карманы. Внутренний свободный край мениска – тонкий, обращен в полость сустава и благодаря дисковидному строению достигает межмышечковой области. В области передних и задних рогов мениски крепко соединены со связками. Стоит отметить, что медиальный мениск

имеет более прочное крепление к капсуле, из-за чего ряд авторов отмечают, что латеральный мениск менее надежно фиксирован, в связи, с чем отмечается более высокая частота его повреждения [140, 148]. При сгибании коленного сустава медиальный мениск подвергается значительно меньшему смещению по сравнению с латеральным [70, 224]. В норме, при выполнении движения разгибания мениски смещаются вперед и кнаружи, тогда как при сгибании – перемещаются кзади. При выполнении циклических движений не сосудистые отделы менисков путем компрессии и декомпрессии хряща мениска получают питание, из-за чего центральная часть менисков остается аваскулярной и, в большей степени, подверженной дегенеративным изменениям [33, 54].

Из-за особенностей строения коленного сустава, принято считать, что локомоции в нем осуществляются по двум основным осям: фронтальной, отвечающей за сгибание и разгибание и поперечной, отвечающей за вращение [167]. Некоторые авторы выделяют еще одну ось, которая идет спереди назад и перпендикулярно к двум другим осям [32]. Хотя эта ось и не является третьей степенью свободы, при сгибании КС можно зафиксировать наличие небольших боковых движений, в пределах 1–2 см (если измерять на уровне голеностопного сустава). В положении полной экстензии колена происходит натяжение латеральных связок и эти движения исчезают. Их сохранение, как правило, указывают на наличие патологии связок. По данным различных авторов, амплитуда сгибания-разгибания в коленном суставе составляет 140–150°. При максимальном сгибании угол между бедром и голенью составляет 40–50°, при разгибании – 180–190°. Амплитуда ротации коленного сустава во многом зависит от величины угла экстензии. При полностью разогнутом колене ротация в коленном суставе практически отсутствует. При сгибании колена, объем ротационных движений постепенно увеличивается и достигает 15–20° [12, 159]. Разгибательный аппарат коленного сустава состоит из четырехглавой мышцы бедра, надколенника и поддерживающих его связок [31]. Помимо функции защиты суставного хряща при выполнении движений, надколенник улучшает процессы диффузии, участвуя тем самым непосредственно в питании суставного хряща [13]. С возрастом

происходит увеличение надколенника, но по достижению 20 лет, толщина надколенника практически не изменяется [197]. Известно, что линейные параметры надколенника имеют половые различия: у женщин надколенник меньше, чем у мужчин [22]. Связка надколенника представляет собой прочную и мощную структуру, утолщенный тяж которой постепенно сужается к концу [73]. Крепится связка у нижнего полюса надколенника и идет к бугристости большеберцовой кости. Передняя поверхность покрыта прочной фасцией, в то время как задняя поверхность тесно связана с суставной капсулой [34, 145]. По данным Ф.Б. Гибадуллиной толщина связки в верхней и нижней трети больше, чем в средней трети [22].

Изучению строения коллатеральных связок посвящено множество работ, из которых можно выделить работу М.М. Галлямова. По его данным следует, что коллатеральная большеберцовая связка представляет собой плоский соединительно-тканый тяж, фиксация которого расположена между большеберцовой костью и медиальными мышечками бедра [21].

Коллатеральная малоберцовая связка при сгибании сустава расслабляется, а в момент максимальной экстензии и наружной ротации напрягается. Свое начало связка берет от латерального мышечка бедра, проходит над связкой надколенника и крепится к головке малоберцовой кости, тем самым сливаясь с сухожилиями двуглавой мышцы бедра [69, 179]. Передняя (ПКС) и задняя (ЗКС) крестообразные связки соединяют большеберцовую и бедренную кости, тем самым укрепляя сустав [6, 72]. Покрывающая крестообразные связки синовиальная оболочка имеет ряд особенностей. Одна из основных, это синовиальные карманы, в которой находится синовиальная жидкость, увеличивающая общую поверхность синовиальной оболочки. Передняя крестообразная связка состоит из двух разных по прочности пучков – длинного и слабого передне-внутреннего пучка и более короткого, но мощного задне-наружного пучка. Пучки разделены между собой тонкой соединительной тканью [14, 79]. Помимо защиты коленного сустава от чрезмерного выпрямления, одной из главных задач передней крестообразной связки является предохранение большеберцовой кости

от движения вперед по отношению к бедренной кости [19, 47]. Задняя крестообразная связка располагается перпендикулярно передней крестообразной связке, образуя тем самым крестообразную структуру в центре коленного сустава. Данное расположение связок способствует организации мощной внутрисуставной стабилизирующей структуры [52, 55]. По данным Kennedy и соавторов, прочность задней крестообразной связки составляет 80 кг, в то время как передней крестообразной связки лишь 40 кг. [161]. Задняя крестообразная связка в отличие от передней при всех степенях сгибания коленного сустава остается натянутой, причем в основном за счет своей передненаружной части. В моменты наружной ротации голени происходит расслабление обеих крестообразных связок, в то время как при внутренней ротации они наоборот натягиваются, из-за чего стабилизирующая роль задней крестообразной связки существенно возрастает [47, 73].

Такие нарушения как уменьшение толщины суставного хряща, сужение суставной щели, развитие остеофитов и склероза субхондральной кости связывают с чрезмерной нагрузкой на коленный сустав [135]. Наиболее частым дегенеративным изменением в коленном суставе подвергается латеральная грань коленной чашечки [118, 198].

По сообщениям ряда исследователей, чрезмерная нагрузка на суставной хрящ латеральной грани коленной чашечки происходит из-за синдрома патологического выравнивания (англ. miserable malalignment syndrome), – сутью которого являются многочисленные биомеханические и физиологические изменения, происходящие в нижних конечностях: чрезмерная внутренняя ротация бедра, вальгусная позиция коленных суставов и пронация стопы [198]. Данная триада физиологических и биомеханических изменений образует сложный феномен, уменьшающий устойчивость КС на компрессионную нагрузку. Однако стоит обратить внимание, что данная особенность не всегда является признаком каких-либо функциональных нарушений, и может наблюдаться у абсолютно здоровых людей. При смещении центра тяжести (ЦТ) влево или вправо для создания максимально устойчивого положения происходит целый каскад дви-

жений в бедре, колене и голени, а именно: внутренняя ротация бедра; наружная ротация голени; пронация стопы; одновременная наружная ротация голени и внутренняя ротация бедра; опускание таза, увеличение приведения.

В результате, синдром патологического выравнивания приводит к чрезмерной перегрузке суставов нижней конечности, в особенности коленного, что несомненно может привести не только к стойкому нарушению осей сустава, но и к развитию функциональных и дегенеративных изменений. При работе прямой мышцы бедра, возникает сила, которая смещает коленную чашечку кнаружи, прижимая её к наружному мыщелку бедра, если эти движения не будут компенсироваться, то может возникнуть избыточная нагрузка на коленную чашечку. Такие многократно повторяющиеся движения могут привести к микропереломам, хондромалиции коленной чашечки, что в результате может привести к развитию гонартроза [200]. Elahi и соавторы [118] считают, что гонартроз может быть «откликом» на варусную деформацию нижних конечностей. Варусная деформация вызывает медиально направленные движения коленной чашечки, что в свою очередь приводит к увеличению нагрузки на медиальный край надколенника и как следствие приводит к функциональным изменениям в суставе.

Все костные структуры КС покрыты высокодифференцированным гиалиновым суставным хрящом (хондроциты, коллагеновые волокна). Хондроциты представляют собой основной центр обмена веществ суставного хряща. Собственная упругость волокон позволяет выносить действующие на КС компрессионные силы и нагрузки. Так как у хондроцита способность к восстановлению небольшая, с возрастом происходит ухудшение качества основного слоя, что впоследствии влияет на способность коленного сустава выдерживать нагрузку. Хондроциты, утратив свою способность к восстановлению, не только больше не в состоянии производить основное вещество, но также за счет выделения лизосомальных энзимов наносит вред еще здоровым тканевым структурам [25, 216].

1.3. Физиологические механизмы развития нарушения двигательной функции в коленном суставе

Причины возникновения и развития функционально-дегенеративных изменений в коленном суставе по сей день остается достаточно неопределенными [218]. Функциональные нарушения в коленном суставе, по своей природе имеют многофакторный характер. К основным относятся – эндогенные (пол, возраст, наследственность) и экзогенные (травма, чрезмерная нагрузка на суставы, ожирение) факторы. Роль влияния эндогенных факторов на развитие дегенеративных и функциональных изменений в суставах не однозначна. Время появления первоначальных изменений в суставе различно, обычно оно составляет от нескольких лет до десятилетий. Однако, скорость прогрессирования функциональных изменений у отдельно взятых групп, одной возрастной категории, с одинаковой локализацией нарушения – широко варьируется [61]. В тоже время результаты ряда исследований свидетельствуют о том, что эстрогены (женские половые гормоны) способны модифицировать метаболизм суставного хряща [63, 223]. Ведь как известно, частота развития функциональных и дегенеративных нарушений коленного сустава у женщин возрастает ко времени менопаузы, что можно ассоциировать с факторами воздействия женских половых гормонов [203]. Избыточная масса тела у женщин увеличивает риск развития дегенеративных изменений в коленном суставе, однако вопрос, чем это может быть обусловлено – высоким уровнем эстрогена или механическим воздействием, пока остается не до конца изученным [204]. Согласно исследованиям, посвященные изучению факторов риска развития функциональных нарушений коленного сустава у женщин, получающих гормональную терапию эстрогенами в постменопаузе, установлено, что у женщин, принимающих гормональные препараты риск развития дегенеративных изменений в коленном суставе существенно ниже, по сравнению с женщинами не принимающих гормональные препараты [182]. Однако по другим данным, эстрогены могут спровоцировать развитие функционально-дегенеративных нарушений в коленном суставе, напрямую воздействуя на метаболизм хряща, и разрушая тем самым его

матрикс [123, 189]. Возможно, эстрогены оказывают различное действие в зависимости от времени наступления менопаузы и степени выраженности нарушения сустава [204]. Исходя из вышесказанного можно заключить, что уровень эстрогенов не только увеличивает риск развития нарушений в суставе у женщин в перименопаузе, но и замедляет его прогрессирование в постменопаузе и пожилом возрасте. Влияние генетических факторов на функциональные и дегенеративные изменения в суставе также не ясны. Они могут быть обусловлены как предрасположенностью к, например, ожирению, так и нарушениями структурного характера.

Экзогенные факторы риска (травма, чрезмерная компрессия на сустав, ожирение), являются более доказанными в развитии функционально-дегенеративных изменений в суставах. Данные факторы вносят различный вклад в развитие отклонений в суставе в зависимости от локализации, пола и возраста. Роль травмы в развитии функциональных и дегенеративных изменений в суставах признается многими исследователями [195], однако данный фактор риска обладает аддитивным действием (например, у лиц с остеоартрозом дистальных межфаланговых суставов кистей риск развития дегенеративных изменений в коленных суставах после менискэктомии существенно выше [113]. Также имеются серьезные доказательства влияния профессиональных факторов, в том числе спортивной деятельности, на развитие и прогрессирование функционально-дегенеративных изменений в суставе. Известно, что избыточная нагрузка на определенные суставы ассоциируются с повышенным риском развития функциональных изменений в этом суставе [122, 174]. Избыточный вес является одним из определяющих факторов риска развития функциональных и дегенеративных изменений в коленном суставе. У тучных женщин с индексом массы тела (ИМТ) от 30 до 35, риск развития нарушения функций в коленном суставе в 4 раза выше по сравнению с женщинами с ИМТ до 25 [85]. Эти данные также согласуются с исследованием McAlindon и соавт. [174], где избыточный вес ассоциировался с функционально-дегенеративными изменениями в тибioфemorальном и пателлофemorальном отделах коленного сустава. Связь избыточного веса с развитием функциональных изменений в коленном суставе может наводить на мысль, что увеличение веса

происходило уже после развития нарушений в коленном суставе из-за ограничения физической активности. Однако в других исследованиях было установлено, что лица с избыточным весом, в возрасте от 35 до 40 лет, когда функциональные изменения коленного сустава крайне редки, риск развития двигательных нарушений коленного сустава к 65 годам существенно возрастает [123]. Данные исследования дают основание полагать, что избыточный вес является не только потенциальным фактором риска развития функционально-дегенеративных изменений в коленном суставе, но фактором риска его дальнейшего прогрессирования [114]. К экзогенным факторам риска также можно отнести биомеханические факторы, которые в свою очередь могут быть охарактеризованы как внутренние и внешние [91]. К внутренним факторам относятся дегенеративные изменения во внутрисуставных структурах, слабость и разболтанность сустава. К внешним – механические травмы и повреждения сустава [102, 105, 118]. Пателлофemorальный сустав является наиболее часто подверженным неблагоприятному механическому воздействию, что становится причиной развития отклонений в коленном суставе, приводящие к инвалидности человека. К основной причине развития нарушения функций в коленном суставе теоретически можно назвать деградирующие и повреждающие изменения внутрисуставных структур [118, 133]. Уменьшение толщины суставного хряща наиболее выражено на участке, наименее покрытом менисками – на суставной поверхности большеберцовой кости в тибioфemorальном отделе и латеральном пателлофemorальном отделе.

1.4. Обоснование использования метода безмаркерного захвата движений человека

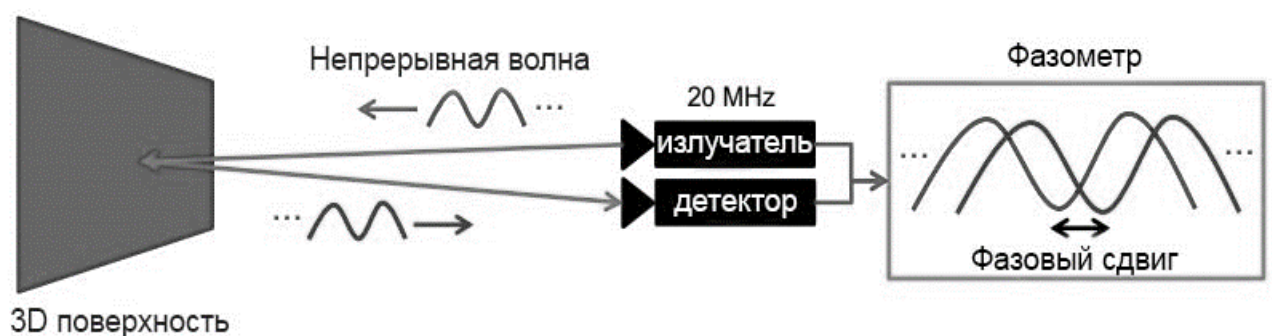
В данном разделе кратко рассмотрены различные безмаркерные технологии и методы исследования, которые в настоящее время используются для захвата движений человека, а также приведено уместное обоснование использования безмаркерного сенсорного контроллера производства компании Microsoft в данном исследовании.

Спектр биомеханических параметров, используемых для анализа движений человека, достаточно широк, к ним относятся кинематические, временные и динамические. В общем виде к биомеханическим характеристикам можно отнести любые данные полученные при помощи датчиков, расположенных на теле человека и регистрирующие как параметры движений отдельных сегментов тела человека, так и оценивающие взаимодействие тела человека с поверхностью опоры. Однако, за последнее десятилетие широкое распространение получили безмаркерные системы захвата движений, способные оценивать кинематические характеристики движений человека без дополнительных датчиков, закрепляемых на теле человека. Перечисленные группы биомеханических параметров (кинематические, временные, динамические) обладают различной степенью информативности. Использование в процессе исследования и анализа функциональных изменений коленного сустава, динамических характеристик, не позволяет оперативно проследить весь комплекс изменений, происходящих при движении человека (ходьба, вставание со стула и т.п.), поскольку при поражении данного сустава происходит целый каскад компенсаторных изменений как в смежных суставах этой же конечности, так и в коллатеральной конечности, что потребует использование дополнительного оборудования и значительного объема вычислений. Безмаркерный захват движений человека позволяет производить одновременную регистрацию кинематических и временных характеристик как коленного, так и смежных основных суставов нижних конечностей. Информативность кинематических характеристик позволит наиболее полно судить об общих особенностях функционального состояния коленного сустава, и оценить влияние нарушения функций коленного сустава на смежные основные (тазобедренный, голеностопный) суставы нижней конечности.

Mündermann и соавторы [181] предложили разделить безмаркерные системы захвата движений на два типа, а именно активные и пассивные. Пассивные системы захвата движений для получения данных о движении в основном используют полученные с камеры изображения, в то время как активные системы для генерации и анализа данных о движении человека используют свет (в основном в инфракрасном спектре). Кроме этого, принцип отслеживания движений в активных

системах захвата можно разделить на два этапа: 1) фигурная сегментация переднего плана, 2) временное соответствие. Фигурная сегментация переднего плана представляет собой процесс отделения человека от фона. Получить данные при помощи фигурной сегментации можно двумя способами. Первый способ основан на принципе соответствия видов и форм движений, заранее запрограммированных в базу данных, второй способ основывается на записи, так называемых, «данных глубины» (от англ. depth data). В нашем исследовании мы сосредоточились на системе захвата движений, которая для процесса фигурной сегментации использует данные полученные с сенсоров глубины. В данной технологии может использоваться один из трех типов волн: 1) микроволны, 2) световые волны, 3) ультразвуковые волны. Нами будет рассмотрена технология распознавания, которая использует световые волны. Данная технология доказала свою эффективность при захвате движений человека [211]. Эту технологию можно классифицировать по двум принципам работы: принцип времени пролета (от англ. time of flight) и принцип структурированного света.

Принцип времени пролета используется в так называемых времяпролетных камерах (от англ. TOF-Camera). Данный тип камер для распознавания и анализа данных глубины измеряет абсолютное время, требуемое источнику света для преодоления расстояния от излучателя до объекта и от объекта к детектору (рисунок 6).



Примечание: Фазовый сдвиг между непрерывно-модулированной синусоидальной волной от излучателя к объекту и от объекта к детектору

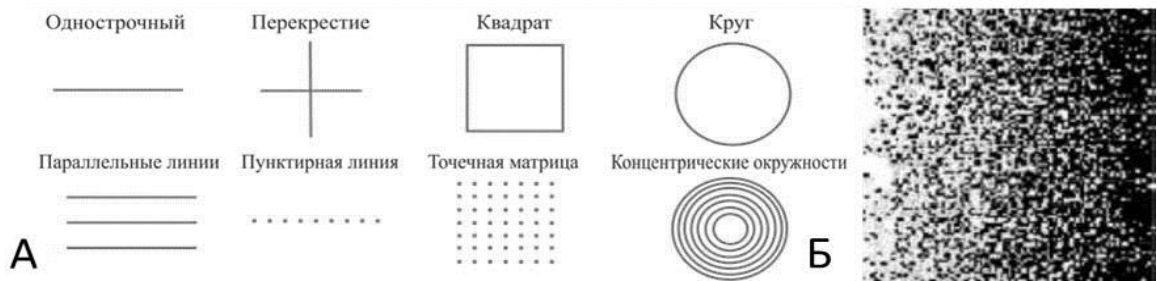
Рисунок 6 – Принцип времени пролета

Преимуществом данного типа камер, является то, что они обладают высокой частотой смены кадров, что делает их подходящими для работы с приложениями, которые позволяют производить захват движений человека в реальном времени. Также, данные камеры имеют большой диапазон вертикальной и горизонтальной видимости. Тем не менее, камеры, работающие по принципу времени пролета, имеют ряд критических недостатков. Во-первых, для захвата и отслеживания движений, человек должен находиться непосредственно во фронтальной плоскости по отношению к камере. Во-вторых, при использовании нескольких камер данного типа возникает большое количество помех и ошибок. В-третьих, из-за низкого разрешения камер возникают ошибки при их калибровке.

Принцип структурированного света был классифицирован на три типа: 1) инфракрасный структурированный свет; 2) неразличимый структурированный свет; 3) фильтрованный структурированный свет [129]. В системах, использующих инфракрасный структурированный свет, сенсор излучает свет ближнего инфракрасного диапазона, который при помощи генератора графических изображений впоследствии рассеивается, а затем при помощи полупроводниковой светочувствительной матрицы (от англ. charge-coupled device) или комплементарной структуры металл-оксид-полупроводник (от англ. complementary metal-oxide-semiconductor) демодулируется (улавливается). Необходимо отметить, что захват движений в режиме реального времени при помощи традиционных инфракрасных систем, работающих по принципу простого структурированного света (рисунок 7А), является трудоемкой и нецелесообразной задачей. Из-за чего для сокращения времени обработки и получения более точных данных в некоторых моделях систем захвата движения стали использовать закодированный структурированный свет (3D структурированный свет) (рисунок 7Б).

Технология закодированного структурированного света широко используется в промышленности для измерения объема и контроля производства. Сенсор производства компании Microsoft стал первым устройством в общедоступном потребительском сегменте, где была реализована данная технология. Большинство сенсоров использующих данную технологию работают по принципу проецирова-

ния узких полос света на объект. Сенсор, использует полосы света в качестве формирующих полос на рельефной поверхности, тем самым измеряя расстояние до каждой точки объекта, вследствие чего и воссоздается 3D-объем.



Примечание: А – простой структурированный свет,
Б – закодированный структурированный свет

Рисунок 7 – Структурированный свет [194]

Если проецировать в одно и то же время несколько таких световых полос, то можно получить большее количество информации с одного исследуемого объекта. Однако сенсор Kinect от компании Microsoft имеет несколько отличий от сенсоров, используемых в промышленности. Вместо проецирования видимых световых линий, сенсор Kinect при помощи инфракрасного излучателя посылает инфракрасные лучи (закодированное изображение), которые отражаясь от объектов, принимаются обратно при помощи стандартного CMOS-датчика. Затем захваченное изображение передается на микросхему PrimeSense, где впоследствии преобразуется в изображение глубины. После получения закодированного инфракрасного изображения, оно сравнивается с эталоном, хранящимся в памяти микросхемы PrimeSense, который был получен еще на этапе калибровки. Результат сравнения эталона и входящего инфракрасного изображения переводится в глубину изображения сцены с VGA-разрешением, к которому можно получить доступ через API OpenNI/NITE, т.е. приложение. Приложение, которое мы использовали в данном исследовании для оцифровки и расчета данных, работает на базе Windows SDK [177] и OpenNI/NITE [184] библиотек, где SDK использовался для

разработки и работы приложения, а OpenNI для калибровки цели и создания эталона в памяти микросхемы PrimeSense.

Сенсор Microsoft Kinect представляет собой устройство с набором датчиков, при помощи которых он способен захватывать движения, идентифицировать лица и распознавать речь человека. Физическое устройство Microsoft Kinect условно можно разделить на три части (рисунок 8): 1) Цветная видео камера (RGB-камера) при помощи которой происходит идентификация лиц людей; 2) Датчик глубины и инфракрасный излучатель. Инфракрасный излучатель посылает инфракрасные лучи света, которые при отражении от объекта определяются при помощи датчика глубины, который в свою очередь преобразует световые лучи в глубинные изображения, где каждый пиксель несет в себе информацию о расстоянии между объектом и инфракрасным датчиком. Работая вместе, датчики, создают информацию о глубине объекта, что позволяет устройству обеспечивать 3D захват движения человека; 3) Горизонтально расположенная система из четырех микрофонов позволяет выделять голос человека, ввиду чего исключаются посторонние источники шума.

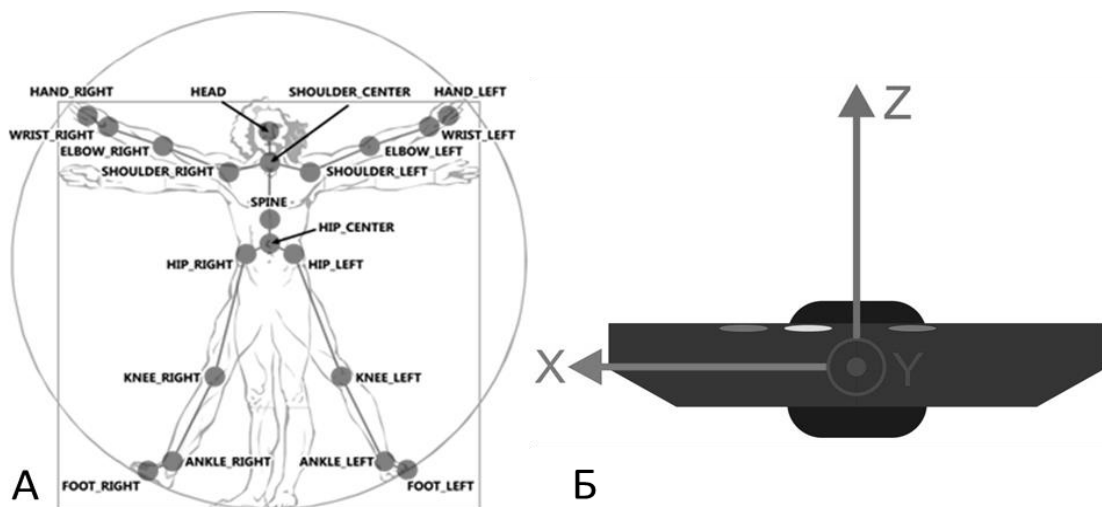


Рисунок 8 – Физическое устройство и внутренние компоненты Microsoft Kinect

Подключение сенсора к компьютеру происходит посредством USB интерфейса, из-за чего ограничивается передача цветовых данных от сенсора к приложению. Данная проблема связана с техническими ограничениями USB интерфейса, который имеет ограниченное количество пропускной способности для передачи данных. При передаче цветных изображений с разрешением 1280x1024 проис-

ходит сжатие данных, что, в свою очередь, позволяет увеличить частоту кадров до 30 кадров в секунду. Данный процесс декомпрессии влияет лишь на качество передаваемого изображения, но никак не влияет на точность получаемых данных.

Сенсор способен отслеживать и записывать полную информацию о движениях у двух человек одновременно. При обнаружении и захвате движения человека, приложение моделирует скелет человека, который имеет несколько информационных полей, связанных с конкретными суставами человеческого тела, например, их позиция и трекинг. Во время отслеживания движений человека происходит захват 20 суставных точек, которые в свою очередь определяются как конкретные части тела (голова, руки, ноги, плечи, колени и т.д.) (рисунок 9А). Система координат может быть выражена как «пространственная модель», в которой информация о каждом суставе записывается с позиции трех степеней свободы x , y , z по отношению к сенсору (рисунок 9Б).



Примечание: А – суставные позиции, Б – система координат используемые в сенсоре Microsoft Kinect

Рисунок 9

Объективная оценка функционального состояния коленного сустава человека, позволяющая оценить степень выраженности отклонения и/или конечный результат корригирующих воздействий, является одной из центральных биологических задач. Используемые методы диагностики дегенеративных нарушения ко-

ленного сустава не могут дать объективного представления относительно биомеханических и функциональных особенностей нарушенного сустава.

Коррекция функций коленного сустава, также является одной из ключевых проблем. На сегодняшний день существует большое количество консервативных способов коррекции функциональных отклонений коленного сустава (электростимуляция, магнитотерапия, лазеротерапия и т.д.), но как было сказано выше, они могут лишь на непродолжительное время купировать боль. Широкое применение в практике уменьшения признаков функциональных изменений коленного сустава, также нашли анальгезирующие препараты, однако их использование имеет ряд существенных недостатков в виде побочных эффектов, оказывающих негативное влияние на работу желудочно-кишечного тракта, сердечно-сосудистой системы, почек и печени. Дополнительным средством и своеобразной альтернативой выступают физические упражнения. Они способствуют не только уменьшению признаков функциональных изменений, но и повышают общий уровень физической работоспособности, функциональной мобильности и качества жизни человека. Однако на сегодняшний день корригирующие физические упражнения разрабатываются и применяются без учета физиологических и биомеханических особенностей сустава. Изучение особенностей биомеханики сустава является одной из основ понимания функциональности сустава. Решение проблемы коррекции функций коленного сустава невозможна без всестороннего обоснования и внедрения в практическую деятельность малотравматичных и вместе с тем высокоэффективных методик оценки функций суставов.

ГЛАВА 2. ОРГАНИЗАЦИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Характеристика обследуемого контингента

В соответствии с целью и задачами исследования вся работа была выполнена в три этапа. Дизайн (рисунок 10) и методы исследования были одобрены научно-техническим советом и Советом по этике БУ ВО «Сургутский государственный университет».

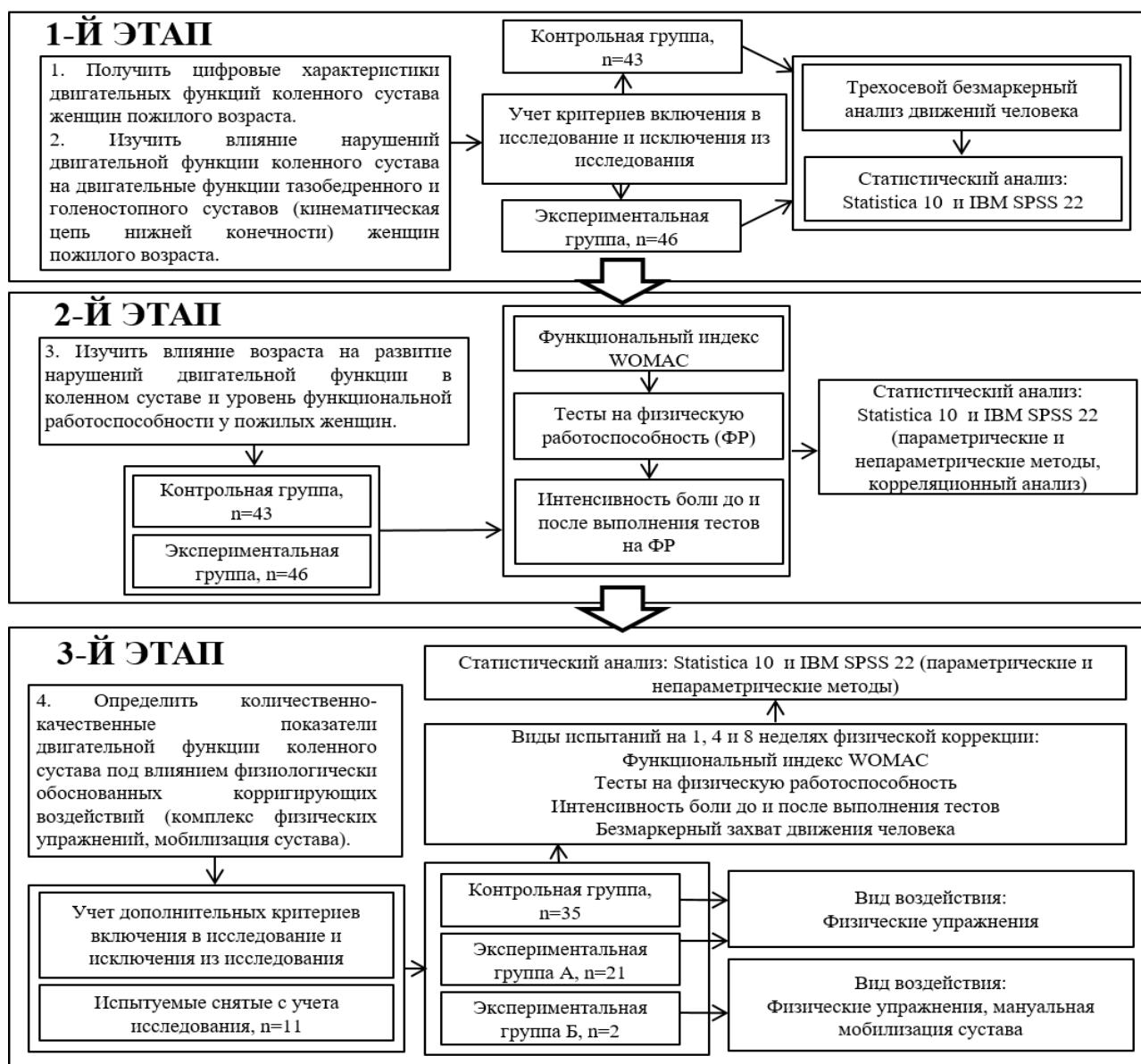


Рисунок 10 – Дизайн исследования

Все испытуемые дали письменное информированное согласие на участие в исследовании. В работе использована возрастная периодизация онтогенеза человека, принятая на VII Всесоюзной конференции по проблемам возрастной морфологии, физиологии и биохимии АПН СССР (1965).

В исследовании приняли участие 55 относительно здоровых женщин (контрольная группа (КГ)) и 52 женщины с нарушениями двигательной функции коленного сустава (экспериментальная группа (ЭГ)) в возрасте от 55 до 65 лет. Перед прохождением тестовых испытаний все участники прошли учет соответствия критериям включения и исключения. Это было сделано для того, чтобы определить соответствуют ли участники группе испытуемых, к которой они были отнесены (таблица 3). Выполнены следующие антропометрические измерения: длина тела, масса тела, высота коленного сустава.

Таблица 3 – Критерии включения в исследование и исключения из него

Характеристика	Экспериментальная группа	Контрольная группа
Критерии включения		
Возраст: 55-65 лет	+	+
Диапазон сгибания колена 120 гр.	+	+
Способность самостоятельно передвигаться на расстояние более 15 метров без вспомогательных устройств	+	+
Способность самостоятельно вставать со стандартного стула не менее 5 раз, без использования рук*	+	+
Наличие боли в коленях более одного года	+	-
Билатеральная боль в коленях	+	-
Критерии исключения		
Неврологические заболевания или заболевания опорно-двигательного аппарата, которые могут повлиять на результаты исследования	+	+
Заболевания разгибательного механизма колена	+	+
Беременность	+	+
Обезболивающие инъекции колена, за последние три месяца	+	+

* – высота стандартного стула – 44 см

Несмотря на первичные попытки отбора участников контрольной группы с индексом массы тела >25 , участники экспериментальных групп все же имели достоверно большее среднее значение ИМТ. Ввиду сложности поиска людей в возрасте от 55

до 65 лет, которые бы страдали от лишнего веса и не жаловались на боли в коленях было принято решение исключить фактор совпадения индекса массы между участниками исследования. Известно, что боль и дисфункция коленных суставов возрастает линейно с увеличением индекса массы тела [108, 210]. После учета критериев включения в исследование и исключения из него количество участников КГ составило 43 человек, ЭГ – 46 человек (таблица 4).

Таблица 4 – Сравнительные данные участников, включенных в исследование и исключенных из него ($M \pm \sigma$)

Значение	Общее количество	КГ: вкл.	КГ: искл.	ЭГ: вкл.	ЭГ: искл.
Количество	107	43	12	46	6
Возрастной диапазон, лет	55-65	55-65	55-61	55-65	55-64
Средний возраст	$58,7 \pm 2,1$	$60,5 \pm 1,4$	$56,3 \pm 1,8$	$59,8 \pm 1,1$	$58,3 \pm 3,4$
Длина тела, см	$165,5 \pm 1,9$	$166,4 \pm 1,7$	$166,9 \pm 2,4$	$164,4 \pm 1,7$	$164,5 \pm 1,9$
Масса тела, кг	$66,2 \pm 2,1$	$63,7 \pm 1,5$	$66,9 \pm 3,0$	$69,9 \pm 1,2^*$	$64,1 \pm 2,7$
Индекс массы тела	$24,1 \pm 0,4$	$23,1 \pm 0,2$	$23,9 \pm 0,5$	$25,7 \pm 0,2^*$	$23,8 \pm 0,8$

* – достоверные статистические различия между контрольной и экспериментальной группами включенных в исследование, $p < 0,05$

Факт того, что контингент испытуемых был сформирован из женщин, может быть объяснен несколькими причинами. Во-первых, функциональные изменения коленного сустава в основном встречаются у пожилых женщин, а не у мужчин [80, 88, 103, 156]. Во-вторых, женщины чаще жалуются на ограничение движений и боль в коленном суставе [91, 163, 191].

2.2. Организация исследования

На первом этапе исследования у участников был выполнен биомеханический анализ теста «вставание». На данном этапе исследования оценивались функциональное состояние и биомеханические характеристики коленных суставов у здоровых женщин пожилого возраста. Изучалось влияние нарушения двигательной функции в коленном суставе на функциональное состояние и кинематику тазобедренного и голеностопного суставов у женщин пожилого возраста.

На втором этапе исследования участники контрольной и экспериментальной групп в зависимости от возраста были разделены на следующие подгруппы – КГ1 (n=19, 55–60 лет), КГ2 (n=24, 61–65 лет) и ЭГ1 (n=25, 55–60 лет), ЭГ2 (n=21, 61–65 лет) (таблица 5). Проводилась апробация информативных и безопасных методов оценки функционального состояния, физической работоспособности и интенсивности боли в коленном суставе у женщин пожилого возраста. Изучалось влияние функциональных отклонений коленного сустава на уровень физической работоспособности, функциональный статус и интенсивность боли при выполнении видов деятельности, приближенных к повседневной в зависимости от возраста.

Таблица 5 – Антропометрические данные участников второго этапа исследования ($M \pm \sigma$)

Значение	КГ1	КГ2	ЭГ1	ЭГ2
Количество	19	24	25	21
Возрастной диапазон, лет	55-60	61-65	55-60	61-65
Средний возраст	58,3 $\pm$ 1,5	62,8 $\pm$ 1,3	57,5 $\pm$ 1,1	62,1 $\pm$ 1,2
Длина тела, см	167,5 $\pm$ 1,8	165,2 $\pm$ 1,5	165,1 $\pm$ 1,2	163,9 $\pm$ 1,9
Масса тела, кг	63,6 $\pm$ 1,4	63,8 $\pm$ 1,5	69,7 $\pm$ 1,2*	70,2 $\pm$ 1,3*
Индекс массы тела	22,7 $\pm$ 0,2	23,4 $\pm$ 0,2	25,1 $\pm$ 0,3*	25,9 $\pm$ 0,4*

* – достоверные статистические различия между КГ1 и ЭГ1, КГ2 и ЭГ2, $p < 0,05$

Перед прохождением тестовых испытаний на уровень физической работоспособности, все участники исследования в течение 14-ти дней при помощи визуально-аналоговой шкалы боли от 0 до 100 мм (ВАШ) ежедневно отмечали интенсивность боли в коленном суставе. Учитывали оценку выраженности боли в покое и после выполнения тестов на физическую работоспособность по ВАШ. Для оценки функций коленных суставов все участники исследования за один день до исследования заполнили анкету функционального индекса – WOMAC.

Для участия в третьем, заключительном этапе исследования все участники прошли дополнительный учет критериев включения в исследование. Участники исследования были исключены из него, если не могли присутствовать на необходимом количестве посещений. Из участников ЭГ1 и ЭГ2 были сформированы новые группы – группа А и группа Б по 23 человека в каждой. В виду того, что количество участни-

ков экспериментальных групп было ограничено, при их формировании принцип рандомизации не применялся, группы были сформированы таким образом, чтобы они относились к одной генеральной совокупности. Это было сделано для того, чтобы убедиться, что фиксируемые различия будут зависеть только от корректирующих воздействий (таблица 6). После того, как испытуемые подписали согласие на дальнейшее участие в исследовании, им были выданы соответствующие их группе папки с программами физической коррекции, все папки были идентичны по внешнему виду и отличались лишь содержанием с указаниями, которые были доступны лишь при открытии папки.

Таблица 6 – Антропометрические данные участников третьего этапа исследования ($M \pm \sigma$)

Значение	КГ	Группа А	Группа Б
Количество	43	23	23
Возраст, лет	55-65	55-65	55-65
Средний возраст	60,5 $\pm$ 1,4	60,3 $\pm$ 1,5	59,6 $\pm$ 1,5
Рост, см	166,4 $\pm$ 1,7	165,3 $\pm$ 1,4	163,5 $\pm$ 1,3
Масса тела, кг	63,7 $\pm$ 1,5	70,1 $\pm$ 1,7*	68,2 $\pm$ 1,7*
Индекс массы тела	23,1 $\pm$ 0,2	25,8 $\pm$ 0,3*	25,6 $\pm$ 0,3*

* – достоверные статистические различия между контрольной группой и группами А и Б, $p < 0,05$

Задачей третьего этапа исследования было изучение влияния физических упражнений и мануальной мобилизации сустава на функциональное состояние и кинематические характеристики коленного сустава. Курс физической коррекции длился 8 недель, вся регистрация и сбор данных проводилась на базе БУ ВО ХМАО-Югры «Сургутский государственный университет» в научно-исследовательской лаборатории биомеханики и кинезиологии и реабилитационного центра «NATUR Сила» г. Сургут. Контрольные срезы проходили на 1, 4 и 8 неделях физической кинезикоррекции. Каждый контрольный срез включал в себя два теста на физическую работоспособность, измерение интенсивности боли до и после прохождения тестов, заполнение индекса WOMAC. В конце 8 недели для оценки влияния кинезикоррекции на кинематические характеристики коленного сустава был проведен биомеханический анализ теста «вставание», методика проведения которого описана в следующем разделе.

2.3. Методы исследования

Биомеханический анализ. Перед проведением биомеханического анализа, у участников исследования была определена ведущая (доминантная) нижняя конечность. Участникам предлагалось выполнить следующие тесты: закидывание ноги на ногу (сверху оказывается функционально преобладающая нога), шаг вперед и шаг назад (нога, выполняющая движение первой, считается ведущей). Доминантной считалась конечность, которая была ведущей при выполнении 2 или более тестовых заданий [83].

Биомеханический анализ движений был проведен при помощи трех безмаркерных сенсорных контроллеров «Microsoft Kinect v.2», оснащенных системой захвата движения и программного обеспечения «Brekel Pro Body». Данный сенсорный контроллер зарекомендовал себя как надежное средство получения достоверных показателей [171, 207]. Каждый сенсорный контроллер располагался на триподе, высота которого была отрегулирована на 80 см, расстояние от сенсоров до стула по всему периметру составляла 210 см. Безмаркерные сенсорные контроллеры были установлены во фронтальной и сагиттальной плоскостях по отношению к испытуемому.

Участники исследования выполняли вставание с табурета, высота которого была отрегулирована на уровне 110% от высоты коленей, руки в скрещенном положении на уровне груди. Колени участников исследования были поставлены под углом 90 градусов, положение ступней было естественным. Тест выполнялся без обуви. Для более точной фиксации времени подъема к сиденью стула был прикреплен контактный выключатель. Скорость выполнения теста выбиралась самим испытуемым. Участники исследования выполняли тест в три подхода. Весь цикл движения был разбит на три фазы, описанные Schenkman и соавторами [199]: фаза I – фаза опоры; фаза II – фаза передачи импульса; фаза III – фаза выпрямления. Фазы в свою очередь были разбиты на четыре события ($t_1 - t_4$): t_1 – старт (отклонение туловища на 1 градус или более), t_2 – вставание (выключение контактных датчиков на стуле), t_3 – максимальное сгибание голеностопного сустава доми-

нантной конечности, t_4 – конец (угловая скорость тазобедренного сустава равняется 0 град/сек) (рисунок 11). Начало движения было определено как момент, когда торс в сагиттальной плоскости отклонился на 1 градус или более. Подъем определялся как момент, когда контактные выключатели отключались, обозначая тем самым, что контакт между *musculus gluteus* участника исследования и поверхностью табурета отсутствует. Конец движения определялся как момент, когда угловая скорость разгибания тазобедренного сустава равнялась 0 град/сек. Весь цикл движения был нормализован следующим образом: 0% – начало теста, 100% – конец теста (см. рисунок 11).



Примечание – фаза I – фаза опоры; фаза II – фаза передачи импульса; фаза III – фаза выпрямления; t_1 – старт (отклонение туловища на 1 градус или более), t_2 – вставание (выключение контактных датчиков на стуле), t_3 – максимальное сгибание голеностопного сустава доминантной конечности, t_4 – конец (угловая скорость тазобедренного сустава равняется 0 град/сек)

Рисунок 11 – Фазы вставания

Угловые моменты коленных, тазобедренных и голеностопных суставов были подсчитаны при помощи программного обеспечения «Brekel Pro Body». Для определения кинематических характеристик данное программное обеспечение использует уравнения решения обратной задачи динамики сферического движения и углы Эйлера. Захват движения происходит в трех ортогональных плоскостях (сагиттальной, фронтальной и поперечной). Данные о каждом суставе сохраняются в формате Comma-Separated Values (csv) для каждой из трех степеней свободы x , y , z . Зависимые переменные включали в себя углы коленных, тазобедренных и голеностопных суставов: максимальные и минимальные ангулярные моменты, углы в начале и конце теста, углы в начале выполнения подъема. Кинема-

тические переменные были оценены в трех анатомических плоскостях движения – сагиттальной, фронтальной, поперечной. Статистический анализ также был проведен между суставами доминантной и недоминантной нижних конечностей.

Оценка функций коленного сустава. Для оценки уровня функциональной работоспособности человека исследователи часто прибегают к использованию различных анкет и индексов (таких как WOMAC), которые в свою очередь, в зависимости от функционального состояния сустава, могут быть как общими, так и специальными. При помощи данных средств можно получить достаточно много информации касающейся уровня физической функциональности человека. Однако стоит отметить, что данные средства порой не в полной мере могут отражать действительный уровень функционального состояния, это может быть связано с тем, что испытуемые при самостоятельном заполнении анкет могут переоценить или недооценить свои физические возможности. В этом случае целесообразно использовать тесты на физическую работоспособность, являющиеся количественной мерой измерения уровня функциональной работоспособности человека. При помощи тестов на физическую работоспособность, можно определить степень влияния функциональных изменений в коленном суставе на уровень физической работоспособности, функциональный статус и интенсивность испытываемой боли в условиях повседневной деятельности. Благодаря совокупности методов самоотслеживания и тестов на физическую работоспособность обеспечивается существенно лучшая оценка уровня дееспособности человека с функциональными отклонениями коленного сустава, что, в конечном счете, можно использовать для более точной оценки ответной реакции при их коррекции.

Функциональный индекс WOMAC (Nicholas Bellamy, Квинсленд, Австралия) [212] – это средство, при помощи которого можно определить общий уровень функционального состояния человека, с функциональными изменениями коленного и/или тазобедренного суставов. Индекс представлен 24 критериями, которые поделены на три модуля – интенсивность боли (5 критериев), скованность движений в суставе (2 критерия) и физическая функциональность (17 критериев). Низкие значения данных критериев означают меньшую интенсивность

боли, скованность движений в суставе и бóльший уровень физической функциональности. Индекс WOMAC показал себя как надежный и достоверный инструмент оценки уровня функционального состояния людей с нарушением функций коленного и/или тазобедренного сустава [110, 212]. Индекс WOMAC был адаптирован с английского языка профессиональным переводчиком, специализирующимся на данной тематике. Индекс рекомендован Американским колледжем ревматологии (англ. American College of Rheumatology) [151].

Тесты на физическую работоспособность. Для определения уровня физической работоспособности у людей с нарушениями функций коленного сустава, было проведено три теста. Тест «встать и идти» (ВИИ) – представляет собой средство определения уровня функциональной мобильности человека. В данном тесте испытуемому необходимо выполнить следующее задание: встать со стула, пройти 3 метра, повернуться на 180 градусов, вернуться к стулу и сесть обратно [193]. Тест «6-ти минутная ходьба» (6МХ) – определяет способность человека к самостоятельному передвижению, где участнику необходимо за отведенное время пройти максимальное расстояние [99, 106]. Тест «вставание», где испытуемым необходимо выполнить вставание с табурета, высота которого отрегулирована на уровень 110% от высоты коленей. Колени испытуемых были поставлены под 90 градусов, произвольное положение ступней, руки в скрещенном положении на уровне груди.

Участники исследования выполнили по одной пробной попытке каждого из тестов в среднем темпе, после чего выполнялась попытка на время. При выполнении теста 6МХ всем испытуемым была дана установка на выполнение задания с максимальной скоростью. До и после проведения тестов, испытуемые сообщили об интенсивности боли при помощи визуально-аналоговой шкалы. Данные тесты показали себя как надежный и действенный способ оценки уровня физической работоспособности у людей с нарушением функций коленного сустава [143, 213]. Тесты рекомендованы Американским колледжем ревматологии как средство измерения уровня основных функциональных возможностей у людей зрелого и пожилого возраста [147]. Зависимые переменные включали в себя: оценка боли по

WOMAC (5 критериев); оценка скованности движений по WOMAC (2 критерия); оценка физической функциональности по WOMAC (17 критериев); оценка интенсивности боли по ВАШ до и после проведения тестов на физическую работоспособность (ВИИ, 6МХ, «вставание»); время, затраченное на выполнение функциональных тестов.

Для количественной оценки интенсивности боли в коленном суставе использовалась Визуально-Аналоговая Шкала Боли (ВАШ). Соотнесение количества баллов до и после коррекции позволит оценить динамику восприятия боли у испытуемых. Именно визуально-аналоговая шкала рекомендована многими исследователями, как способ получения надежной информации об уровне испытываемой боли у взрослого населения [101, 115]. Одна из вариаций данного метода оценки заключается в том, что человека просят отметить на неградуированной бумажной, картонной или пластмассовой линейке длиной 10 сантиметров точку, которая, по его мнению, соответствует силе, испытываемой в настоящий момент боли. На обратной стороне линейки нанесены сантиметровые деления, по которым фиксируются полученные значения.

Методика коррекции двигательной функции коленного сустава. Широко известно, что любая форма корригирующего воздействия имеет свой объект и строго поставленную цель. Таким образом, в зависимости от выбранного метода коррекции она может быть направлена как на измененную анатомическую структуру, так и на измененную функцию, либо на то и другое вместе, лишь меняя приоритет в зависимости от поставленной задачи [75]. Вне зависимости от функциональной или структурной направленности коррекции, по цели их назначения различают: адаптацию – приспособление к отклонению, реадаптацию – образование новой структурной или функциональной единицы, и реабилитацию – восстановление структуры или функции до исходного состояния.

Акцентируя внимание на проблемах функциональной коррекции опорно-двигательного аппарата, следует понимать, что ее основой является движение. Движения человека представляют собой способ взаимодействия организма с

окружающей средой. Именно по этой причине движение мы должны рассматривать как цель и объект проводимых корректирующих мероприятий [48].

Этапность проведения коррекционных мероприятий мы постарались связать с этапами построения движений по Н.А. Бернштейну. По представлениям Николая Александровича Бернштейна, процесс построения движения представляет собой две группы уровней – низшие (кинематические) и высшие (сознательные) (рисунок 12).



Рисунок 12 – Уровни построения движений (по Н.А. Бернштейну)

Кинематические уровни включают в себя руброспинальный уровень палеокинетических регуляций и уровень синергий и штампов, таламо-паллидарный уровень. Структурными единицам низшего уровня являются изолированная мышца и мышечная группа. Сознательные уровни включают в себя уровень пространства, уровень действий и уровни, лежащие выше уровня действий. Их структурными единицами являются смысловой и мотивационный двигательные акты, а также двигательный стереотип. Ключевые свойства данных уровней складываются в зависимости от их структурных единиц – кондиционные и координационные способности (сила, выносливость, меткость, ловкость) для мышечной группы и двигательного стереотипа; конструктивные способности (бытовые, профессио-

нальные, спортивные) для двигательного стереотипа и смыслового двигательного акта; творческие способности для смыслового и двигательного актов [10].

Известно, что процесс построения движения осуществляется в соответствии с конкретными этапами (подготовительный, начальный, углубленного разучивания и завершающий этапы) [2, 3]. На подготовительном этапе решаются задачи формирования предпосылок к освоению двигательного навыка и создания условий психологической подготовленности к следующим этапам. На начальном этапе решается задача формирования умения совершать движение хотя бы в «грубой» форме. Решение данной задачи даст общее представление о двигательном действии, позволит устранить ненужные и грубые ошибки структуры движения. Реализация этапа углубленного разучивания позволит развить первоначальное движение до относительного его совершенства. Это даст человеку стойкое представление о структуре двигательного действия, сформирует общую размерность и темп движения, что позволит уточнить технику выполнения двигательного действия по ее временным, кинематическим и пространственным характеристикам в соответствии с его индивидуальными морфофункциональными особенностями. На завершающем этапе происходит дальнейшее совершенствование и закрепление приобретенного двигательного акта, что позволит автоматизировать двигательный акт и увеличить диапазон его применения в обыденной жизни.

Исходя из вышесказанного можно заключить, что для реализации поставленных задач подготовительного этапа наиболее подходящими средствами функциональной коррекции представляются различного рода массажные техники, пассивные и пассивно-активные движения, которые можно объединить термином «мануальные методы коррекции»; на начальном этапе и этапе углубленного разучивания ключевую роль можно отвести средствам адаптивной физической культуры (АФК), в особенности физическим упражнениям активного характера; для заключительного этапа – освоение новых бытовых навыков, занятия физической культурой.

При коррекции двигательных функций коленных суставов был принят следующий алгоритм: устранение (уменьшение) боли, нормализация трофики суста-

ва, восстановление амплитуды движения в суставе, увеличение силы и выносливости мышц к статической и динамической нагрузкам.

Методику мануальной коррекции так же можно представить исходя из этого алгоритма действий. Мягкотканые техники, которые в свою очередь делятся на зональные и региональные техники преимущественно используются для нормализации трофики и устранения боли в суставах соответственно. Суставные техники помимо нормализации трофики оказывают существенное влияние на восстановление диапазона движений в суставах. Обычно, при наличии у человека функционального блока в мышцах, для увеличения диапазона движений в суставах, используются суставные техники, выполняющиеся в нефизиологическом диапазоне движения сустава, тогда как при наличии тугоподвижности в суставе – техники в физиологическом диапазоне. Комбинированные техники часто используются для повышения или восстановления мышечной силы, в то время как активно-пассивные движения для восстановления и повышения выносливости к статодинамической нагрузке.

Возвращаясь к системе уровневого построения движений Николая Александровича, следует принять во внимание то, что направленность мануальных методов коррекции двигательных способностей у людей пожилого возраста непременно связана с субкортикальными низшими (кинематическими) уровнями построения движений. Из чего следует, что мануальные методы коррекции являются одним из важнейших элементов начальных этапов корригирующих мероприятий направленных на восстановление утраченных двигательных функций в суставах и неоправданное использование, и применение только лишь средств адаптивной физической культуры в качестве монокоррекции, не способно привести к удовлетворительному для человека функциональному результату.

Для оценки влияния конкретных видов корригирующих воздействий был принят следующий алгоритм действий. Участники группы А и КГ выполняли, разработанную программу физических упражнений, в то время как группа Б выполняла ту же программу, но перед этим прошла курс мануальной коррекции. Программа физических упражнений состояла из 24 занятий, которые включали в

себя активные физические упражнения для увеличения амплитуды движения в коленных суставах, упражнения на укрепление мышц, на растяжку и езду на велотренажере. Коррекционная программа основана на современных подходах, имеющих достаточную доказательную базу их эффективности [94, 112, 152]. При составлении программ, учитывали возможные неблагоприятные признаки и симптомы, которые могли возникнуть в процессе выполнения физических упражнений (усиление боли, увеличение тугоподвижности в суставах и т.п.) и, в конечном счете, неблагоприятно повлиять на ход коррекции функциональных изменений и мотивацию к продолжению занятий. Если после физических занятий участник исследования испытывал, какие-либо болезненные ощущения более чем на несколько часов после вмешательства, режим и методика проведения занятия физическими упражнениями индивидуально корректировалась. Все участники исследования без исключения, прошли устное и практическое обучение выполнению физических упражнений. Они были проинструктированы о том, что при любом проявлении боли во время выполнения упражнений следует сообщать инструктору, кроме тех случаев, когда боль или тугоподвижность в коленном суставе уменьшается с каждым повторением. Каждый участник получил подробный вспомогательный раздаточный материал, содержащий журнал тренировок, инструкции и рисунки к упражнениям (таблица 7).

Таблица 7 – Сравнение форм вмешательств в исследуемых группах

Характеристика	КГ, Группа А	Группа Б
Занятия физическими упражнениями	Укрепляющие упражнения на силу Упражнения на увеличение диапазона движений в коленном суставе Стационарный велотренажер	
Мануальная коррекция	Нет	Есть
Уровень контроля	Проведение вводного инструктажа, контроль над выполнением упражнений	

Корректировка программ была выполнена через две недели после начала занятий. Была проведена экспертиза упражнений, которые, по отзывам испытуемых неблагоприятно влияли на их физическое состояние. Журнал тренировочных

занятий был отредактирован индивидуально с учетом физических возможностей испытуемых. Упражнения считались эффективными, если только симптомы функциональных изменений в коленных суставах имели стабильность или тенденцию к уменьшению.

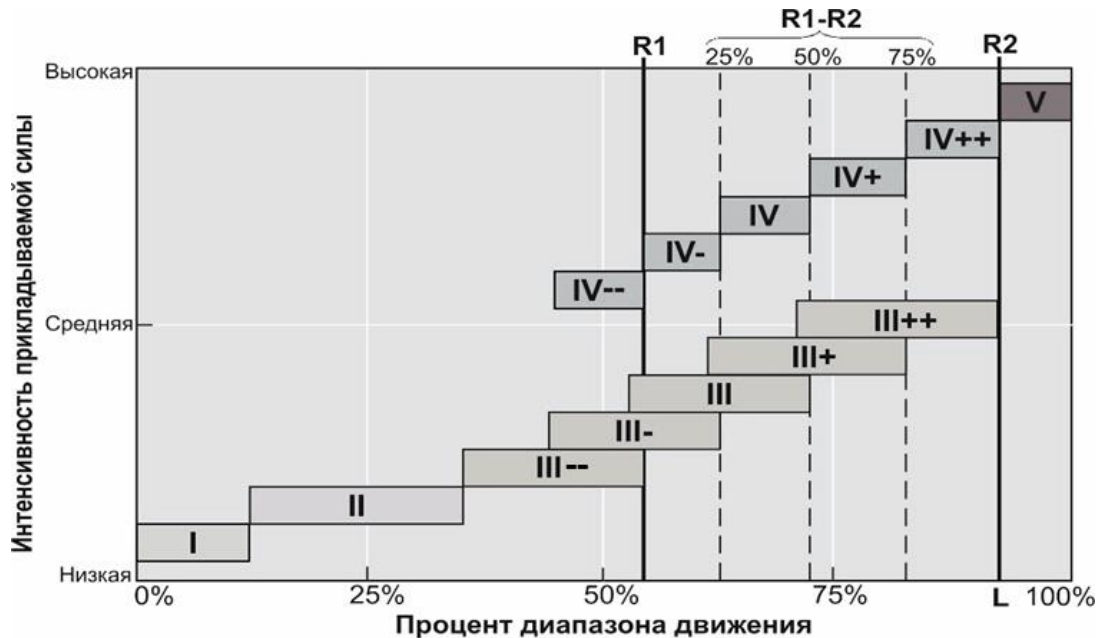
Ни одной из испытуемых групп не было известно, какой вид вмешательства получает другая группа. Всем испытуемым было поручено совершать ежедневные прогулки в комфортном для них темпе, с постоянным увеличением их продолжительности. На 1, 4 и 8 неделях физической коррекции испытуемые обеих групп проходили контрольный срез, который включал в себя два теста на физическую работоспособность (ВИИ, 6МХ), фиксацию интенсивности боли до и после прохождения тестов на физическую работоспособность и заполнение индекса WOMAC. Кроме этого на 8 неделе реабилитации проводился биомеханический анализ теста «вставание», результаты которого затем сравнивались с ранее полученными результатами. Все контрольные срезы, как и предыдущие контрольные испытания проводились в одно и то же время суток – 19:00, это делалось для того чтобы контролировать повседневные циклы боли и скованности движений в коленных суставах у испытуемых. Все испытуемые были проинформированы о том, чтобы они воздерживались от интенсивных прогулок и выполнения коррекционных программ в дни контрольных срезов.

Уровневая мобилизация сустава. На сегодняшний день, при описании метода уровневой мобилизации сустава опираются на работы G. Maitland [168, 169]. Суставная мобилизация выступает как самостоятельный метод коррекции функциональных отклонений в коленном суставе. При мобилизации сустава используются ритмичные движения, которые делятся на пять уровней (типов). При использовании данной системы классификаций, специалист должен определить две условные точки в диапазоне движения сустава – первый (R1) и последний (R2) барьеры сопротивления. В данной классификации использование конкретного уровня мобилизации происходит не произвольно, а основывается на их расположении относительно барьеров сопротивления.

Первый уровень мобилизации характеризуется как движение небольшой амплитуды, в начале доступного диапазона движения с возможным небольшим сопротивлением (R1). Второй уровень мобилизации характеризуется как движение большой амплитуды, также в пределах диапазона движения сустава, с возможным небольшим сопротивлением (R1). Ритмичные движения I и II уровней используются для раздражения механорецепторов и уменьшения интенсивности боли в суставе. Третий уровень мобилизации характеризуется движением большой амплитуды, которое выполняется в конце диапазона движения и происходит примерно на 50% между R1 и R2. Четвертый уровень мобилизации характеризуется движением небольшой амплитуды, которое выполняется приблизительно на 50% между R1 и R2. Ритмичные движения III и IV уровней используются для устранения ригидности тканей и увеличения подвижности и диапазона движений в суставе. Пятый уровень мобилизации можно охарактеризовать как суставную манипуляцию, которая характеризуется как ритмичное движение малой амплитуды в конце доступного диапазона движений. Плюсы (+, + +) и минусы (–, – –) используются для более точной корректировки используемого уровня мобилизации. Уровни III– – и IV– – выполняются в начале R1. Уровни III– и IV– выполняются приблизительно на 25% между R1 и R2. Уровни III+ и IV+ выполняются на 75% между R1 и R2. Уровни III++ и IV++ выполняются в R2 (рисунок 13).

Мобилизация сустава используется только после установления причины ограничения движения в суставе. При выборе конкретного уровня мобилизации руководствуются очередностью появления сопротивления движения в суставе и боли. Если при выполнении движения вначале возникают боль и лишь потом, фиксируется ограничение движения в суставе, значит, нарушение в суставе проходит острую фазу, следовательно, для уменьшения интенсивности боли и поддержания объема пассивных движений в суставе, суставная мобилизация должна проводиться при помощи ритмичных движений 1 и 2 уровней. Однако, если сначала происходит затруднение при движении в суставе, а затем боль – это признак хронического течения нарушения, в таком случае мобилизация проводится при помощи ритмичных движений III и IV уровней. Основной принцип суставной мо-

билизации заключается в безболезненном и постепенном восстановлении подвижности суставных структур при помощи пассивных, ритмичных движений в суставе в пределах их физиологического объема движения.



Примечание: I-IV уровни, включая плюсы (+) и минусы (-) основанные на позиции по отношению к первому (R1) и последнему (R2) барьерам сопротивления. R1 – Первый барьер сопротивления; R2 – Последний барьер сопротивления; L – Лимит свободного движения сустава

Рисунок 13 – Уровни мобилизации сустава

Методы статистической обработки экспериментальных данных. Статистический анализ экспериментальных данных проводили при помощи пакета программ Statistica 10 (StatSoft Инк, США) и IBM SPSS 22 (IBM, США). Нормальность распределения оценивали при помощи критериев Шапиро-Уилка и Колмогорова-Смирнова.

На первом этапе исследования для расчета углов тазобедренного, коленного и голеностопного суставов использовали среднее значение $\langle M \rangle$ и стандартное отклонение $\langle \sigma \rangle$ следующих показателей: максимальные и минимальные угловые моменты, углы в начале и конце теста, углы в начале вставания. При помощи критерия Левене проверяли гипотезу о равенстве средних и дисперсий, благодаря чему установили, что выборки испытуемых контрольной и экспериментальной

групп не принадлежат одной генеральной совокупности. Полученные данные усредняли и стандартизировали. Вследствие нормальности распределения данных уровень статистической значимости был установлен на $p < 0,01$ (t-test).

На втором этапе исследования в зависимости от задач, описательная статистика включала: среднее значение $\langle M \rangle$, 95% доверительный интервал $\langle 95\% \text{ ДИ} \rangle$ и стандартное отклонение $\langle \sigma \rangle$. Гипотезу нормальности распределения проверяли для данных трех подшкал индекса WOMAC, данных визуально-аналоговой шкалы боли до и после выполнения тестов на физическую работоспособность. В виду непараметрического распределения данных, различия между контрольными и экспериментальными группами определяли при помощи U-критерия Манна-Уитни (независимые выборки) при уровне значимости различий $p < 0,05$. Статистически значимые различия между КГ1 и КГ2, ЭГ1 и ЭГ2, а также внутри групп оценивали при помощи W-критерия Уилкоксона (зависимые выборки) при уровне значимости различий, $p < 0,05$.

На третьем этапе исследования проверена гипотеза однородности исходных данных испытуемых групп А и Б, для того чтобы убедиться, что группы принадлежат к одной выборочной совокупности и фиксируемые различия будут зависеть только от корректирующего воздействия. Для оценки наблюдаемых различий динамики показателей на 1, 4 и 8 неделях реабилитации использовали вышеописанные статистические критерии первого и второго этапов исследования.

Предварительное определение объема выборки показало, что для достижения мощности равной 80% для большинства переменных совокупная выборка должна составлять не менее 50 человек. Анализ мощности по результатам второго и третьего этапов исследования также показал, что выборка участников была достаточной. Для определения достоверности различий между группами при мощности 80% выборка должна составлять не менее 22 человек.

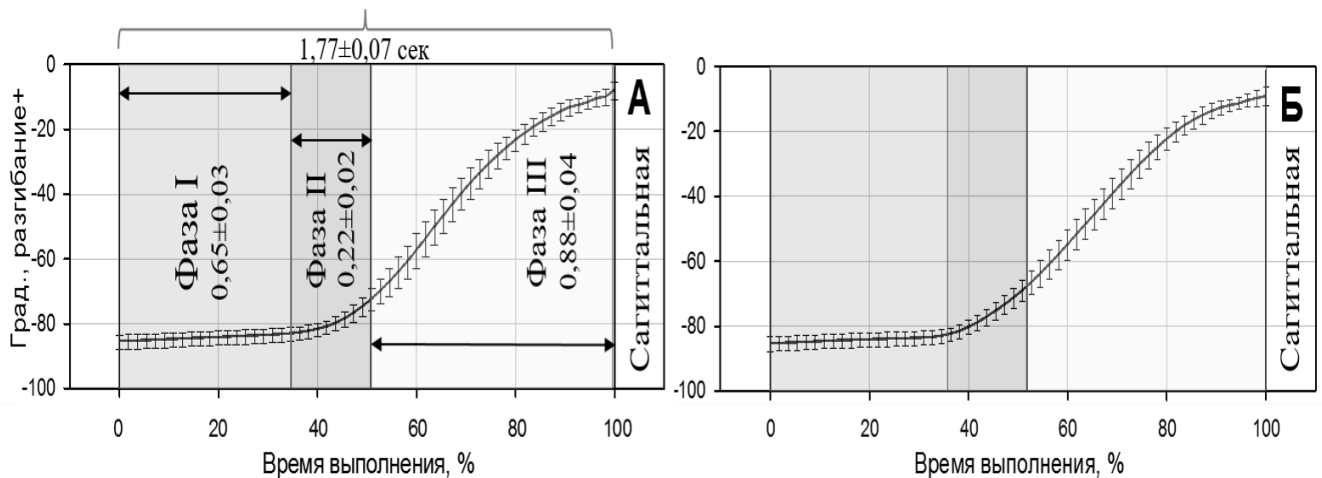
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

3.1. Исследование двигательной функции коленного сустава у женщин пожилого возраста

Коленный сустав (КС) является промежуточным суставом нижней конечности, обладающий по сути одной степенью свободы, а именно – сгибание/разгибание. Функционирование сустава преимущественно происходит в состоянии постоянной осевой компрессии (под действием силы тяжести). При условии сгибания колена, в суставе появляется дополнительная, т.е. вторая степень свободы – ротация вокруг продольной оси. С биомеханической точки зрения, КС представляет собой компромисс двух взаимоисключающих двигательных функций: обеспечение максимальной мобильности при достижении определенной степени сгибания (необходимо для оптимальной адаптации стопы к неровностям поверхности) и обеспечение максимальной стабильности в положении полного разгибания под действием нагрузок.

Первая степень свободы КС находится в сагиттальной плоскости, в отношении которой происходят движения сгибания и разгибания. Разгибание определяется как движение, отдаляющее заднюю поверхность голени от задней поверхности бедра. Стоит отметить, что абсолютного разгибания КС не существует, т.к. в исходном положении голень уже максимально разогнута. Однако, при исходном положении голени можно добиться пассивного разгибания в 5-10 градусов (гиперэкстензия). У некоторых людей гиперэкстензия в КС сильно выражена и является нормой, однако в пожилом возрасте это может привести к искривлению КС и как следствие негативным функциональным изменениям. Сгибание в КС характеризуется как движение задней поверхности голени по направлению к задней поверхности бедра. Сгибание может быть абсолютным – из исходного положения, и относительным – из положения частичного сгибания, например, вставание со стула. Амплитуда сгибания в КС изменяется в зависимости от положения тазобедрен-

ренного сустава (ТС). Сгибание в КС может быть пассивным или активным. Амплитуда активного сгибания в КС у здоровых людей достигает 120 градусов при разогнутом ТС и 140 градусов при согнутом. Данное различие объясняется тем, что седалищно-бедренные мышцы при согнутом ТС увеличивают свою эффективность из-за так называемого эффекта «продолжения движения». Данный эффект характеризуется резким и мощным сокращением седалищно-бедренных мышц при котором КС приходит в положение сгибания, за которым следует некоторое пассивное сгибание. У исследуемых здоровых пожилых женщин наблюдается симметричное движение коленных суставов доминантной и недоминантной конечностей. Углы КС при разгибании в сагиттальной плоскости в начале теста составили $85,7 \pm 3,7$ градусов против $85,5 \pm 2,9$ градусов; при подъеме – $83,4 \pm 4,0$ против $83,4 \pm 5,6$; в конце теста – $10,4 \pm 3,2$ против $11,1 \pm 2,7$ в доминантной и недоминантной конечностях соответственно (рисунок 14).

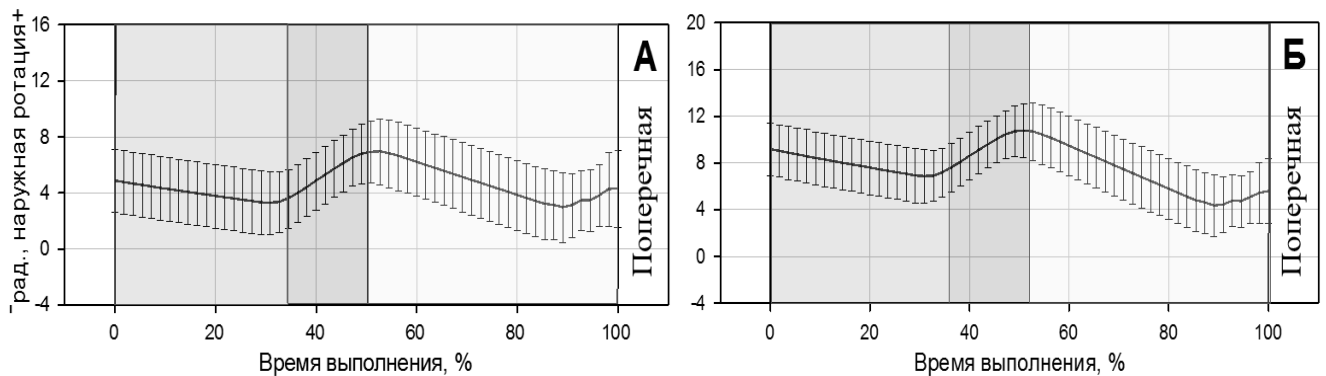


Примечание: А – доминантная конечность, Б – недоминантная конечность

Рисунок 14 – Кинематика коленных суставов у женщин пожилого возраста в сагиттальной плоскости (разгибание)

Вторая степень свободы движения КС находится в поперечной плоскости и связана с наружной и внутренней ротацией вокруг продольной оси голени. Строение КС исключает его ротацию в условиях полного разгибания нижней конечности.

сти, т.к. при разогнутом колене суставной замок превращает бедренную и большеберцовую кости в единый механизм. В этом случае ось голени совпадает с осью всей нижней конечности, из-за чего ротация происходит не в КС, а в тазо-бедренном. Для измерения активной ротации необходимо что бы человек находился в положении сидя, а КС был согнут под прямым углом. Таким образом, при сгибании КС происходит блокирование ротации в ТС. Для нормального функционирования КС стопы должны быть слегка развернуты кнаружи (наружная ротация). Согласно Fick и соавторам [126] максимальная наружная ротация КС может составлять до 40 градусов, а внутренняя до 30 градусов. У участников исследования углы КС при осевой ротации в поперечной плоскости в начале теста составили $4,8 \pm 3,5$ градусов против $9,1 \pm 3,7$ градусов, при подъеме – $3,4 \pm 2,6$ против $6,9 \pm 2,7$, в конце теста – $2,1 \pm 1,7$ против $3,4 \pm 2,8$ в доминантной и недоминантной конечностях соответственно (рисунок 15).



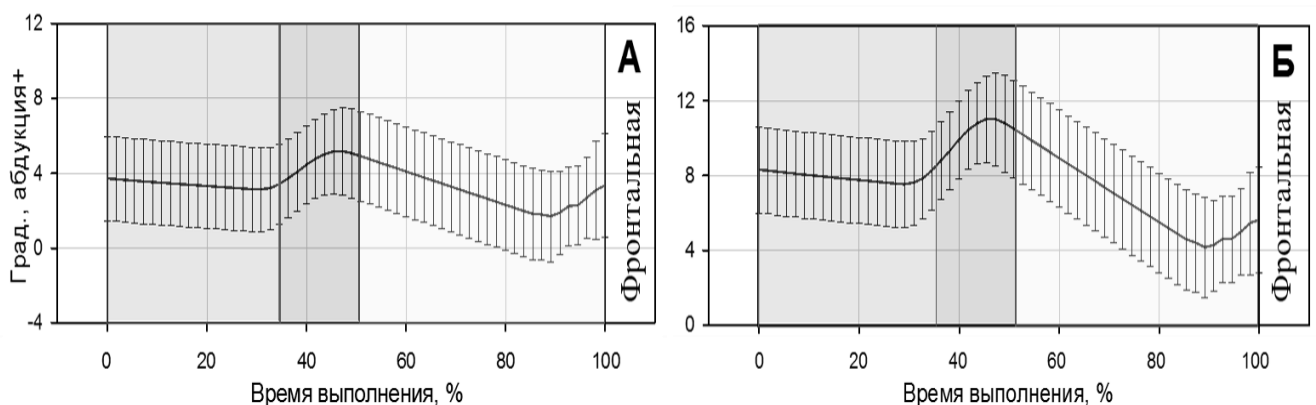
Примечание: А – доминантная конечность, Б – недоминантная конечность

Рисунок 15 – Кинематика коленных суставов у женщин пожилого возраста
в поперечной плоскости (осевая ротация)

Столь существенная разница в кинематике ротации КС между доминантной и недоминантной конечностями объясняется эффектом «автоматической осевой ротации». Согласно Fuss [137] данный эффект неизбежно связан с движениями сгибания и разгибания в КС. Особенно отчетливо он проявляется в начале сгиба-

ния и конце разгибания в КС и во многом зависит от изначального положения стопы на поверхности опоры.

Помимо сагиттальной и поперечной плоскостей, в которых происходят движения КС существует третья – фронтальная плоскость движения. Данная плоскость не является третьей степенью свободы, однако благодаря наличию некоторой «механической игры», которая обеспечивается за счет расслабления латеральных связок, в КС фиксируются небольшие боковые движения (в пределах 1–2 см, если измерять на уровне голеностопного сустава). Боковые движения в КС фиксируются только при согнутом колене и при нормальном функционировании сустава должны полностью исчезать в положении полного его разгибания, что происходит за счет натяжения латеральных связок. Сохранение большого угла отведения КС в конце разгибательного движения (выпрямления ноги), как правило указывает на наличие функциональных отклонений в связках сустава. У здоровых участников исследования были получены следующие кинематические характеристики латерального смещения в КС. В начале теста углы латерального смещения КС составили $3,7 \pm 2,2$ градусов против $8,2 \pm 2,8$, при подъеме – $3,2 \pm 2,2$ против $8,0 \pm 4,2$, в конце теста – $2,2 \pm 1,8$ против $2,7 \pm 2,3$ в доминантной и недоминантной конечностях соответственно (рисунок 16).



Примечание: А – доминантная конечность, Б – недоминантная конечность

Рисунок 16 – Кинематика коленных суставов у женщин пожилого возраста во фронтальной плоскости (латеральное смещение)

Большое отведение коленного сустава от нормы в недоминантной конечности, которое мы наблюдаем у участников исследования в начале теста и при подъеме, потенциально может увеличить вектор вальгуса большеберцовой кости и четырехглавой мышцы бедра, что в большинстве случаев является причиной нарушения физиологически правильного выравнивания структуры функционального комплекса коленного сустава. Согласно принципу механического выравнивания – анатомически правильное строение комплекса «четырёхглавая мышца – коленная чашечка», по отношению к нормальному строению большеберцовой и бедренной костей поддерживает пателлярную стабильность в коленном суставе. Изменение ориентации четырехглавой мышцы бедра во фронтальной плоскости способствует увеличению компрессионной нагрузки на латеральный сегмент коленного сустава [89]. Чрезмерная нагрузка, у многих авторов, рассматривается как один из важнейших факторов развития функциональных и дегенеративных изменений в суставе [103, 178]. В конце выполнения теста мы можем наблюдать выравнивание угловой асимметрии КС между доминантной и недоминантной конечностями в пределы их физиологической нормы [93].

Характер движения коленного сустава определяется не только лишь формой его суставных поверхностей, но и рядом других не менее важных факторов. Движения в суставе происходят с мгновенными перемещениями центра вращения по некоторой кривой. Суставные поверхности сустава не только вращаются и скользят, но и одновременно перекатываются друг по другу. Боковая кривизна суставных поверхностей имеет различные радиусы движения. Благодаря этому, движение КС происходит вокруг разных осей, которые в свою очередь и образуют сложную кривую перемещения сустава в плоскости. Полученные данные согласуются с результатами исследований отечественных и зарубежных коллег, где изучались углы коленных суставов у здоровых пожилых женщин [9, 28, 93]. Движение сустава в сагиттальной плоскости происходит практически в полной симметрии в доминантной и недоминантной конечностях. Углы сгибания и разгибания коленных суставов находится в пределах физиологической нормы. Осевая ротация в коленных суставах, также находится в пределах нормы, а существенная разница между коленными

суставами доминантной и недоминантной конечностей можно объяснить эффектом «автоматической осевой ротации». Во фронтальной плоскости зафиксировано отведение коленного сустава недоминантной конечности от нормы в начале теста и при подъеме. Чрезмерное отведение коленного сустава от нормы способствует изменению ориентации четырехглавой мышцы бедра, что в свою очередь генерирует компрессионную нагрузку на латеральный сегмент коленного сустава. Данный факт у многих авторов рассматривается как один из факторов развития функциональных отклонений в коленном суставе [103, 178].

При сравнительном анализе кинематики коленных суставов, между КГ и ЭГ зафиксированы существенные статистические различия (t-test, $p < 0,01$) (таблица 8).

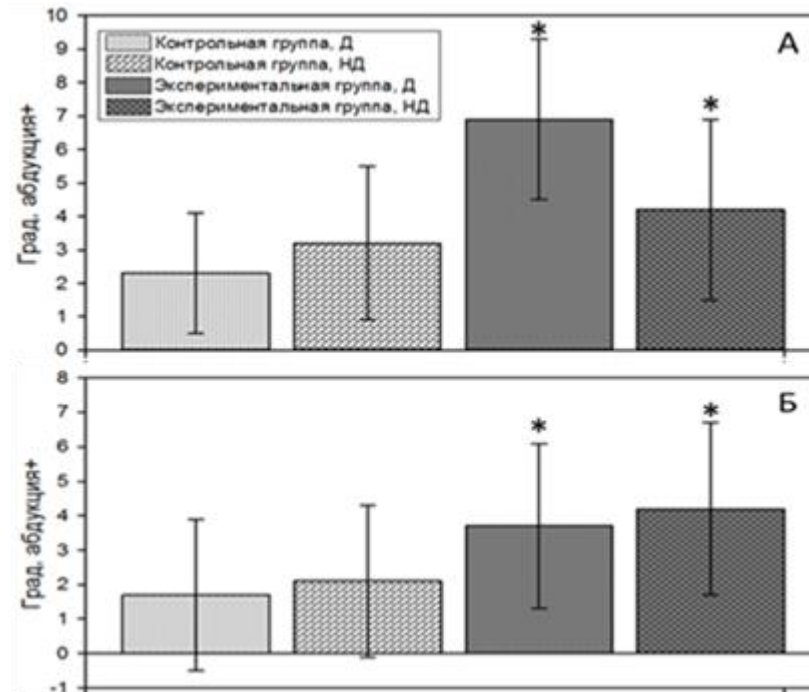
Таблица 8 – Кинематические параметры коленных суставов (в град). Углы выражены в средних значениях $\pm$ стандартное отклонение ($M \pm \sigma$)

Событие	Плоскость	Контрольная группа (Д/НД)	Экспериментальная группа (Д/НД)
Начало	Сагиттальная	-85,7 $\pm$ 3,7 / -85,5 $\pm$ 2,9	-84,4 $\pm$ 4,3 / -84,4 $\pm$ 3,7
	Фронтальная	3,7 $\pm$ 2,2 ^Б / 8,2 $\pm$ 2,8 ^Б	7,2 $\pm$ 2,4 ^Б / 9,2 $\pm$ 2,9 ^Б
	Поперечная	4,8 $\pm$ 3,5 / 8,1 $\pm$ 3,7 ^{Б, В}	4,8 $\pm$ 2,7 / 6,3 $\pm$ 3,0 ^{Б, В}
Подъем	Сагиттальная	-83,4 $\pm$ 4,0 / -83,4 $\pm$ 5,6	-79,7 $\pm$ 5,5 / -79,5 $\pm$ 6,3
	Фронтальная	3,2 $\pm$ 2,2 ^Б / 8,0 $\pm$ 4,2 ^Б	7,6 $\pm$ 2,3 ^Б / 9,0 $\pm$ 3,4 ^Б
	Поперечная	3,4 $\pm$ 2,6 / 5,9 $\pm$ 2,7 ^{Б, В}	4,4 $\pm$ 2,8 / 4,9 $\pm$ 2,9
Конец	Сагиттальная	-10,4 $\pm$ (3,2 / -11,1 $\pm$ 2,7	-9,7 $\pm$ 3,1 / -9,5 $\pm$ 2,8
	Фронтальная	2,2 $\pm$ 1,8 / 2,7 $\pm$ 2,3 ^А	6,9 $\pm$ 2,4 / 4,2 $\pm$ 2,7 ^{А, Б}
	Поперечная	2,1 $\pm$ 1,7 / 3,4 $\pm$ 2,8 ^{Б, В}	2,6 $\pm$ 2,2 / 1,6 $\pm$ 3,4 ^{Б, В}
Максимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	-10,3 $\pm$ 3,4 / -11,3 $\pm$ 2,3	-9,7 $\pm$ 3,7 / -9,5 $\pm$ 3,1
	Фронтальная	5,3 $\pm$ 2,2 ^Б / 11,4 $\pm$ 3,2 ^Б	10,4 $\pm$ 3,7 ^Б / 11,6 $\pm$ 4,4
	Поперечная	7,3 $\pm$ 2,3 / 11,2 $\pm$ 2,6 ^{Б, В}	7,8 $\pm$ 2,5 / 7,5 $\pm$ 2,7 ^Б
Минимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	-85,7 $\pm$ 3,7 / -85,5 $\pm$ 2,9	-84,4 $\pm$ 4,3 / -84,4 $\pm$ 3,7
	Фронтальная	1,7 $\pm$ 2,2 / 2,1 $\pm$ 2,2 ^А	3,7 $\pm$ 2,4 / 4,2 $\pm$ 2,5 ^А
	Поперечная	2,1 $\pm$ 1,7 / 2,9 $\pm$ 3,6 ^А	1,3 $\pm$ 3,0 / -0,8 $\pm$ 2,9 ^А

Примечание: Сагиттальная (разгибание), фронтальная (боковые движения) и поперечная (внутренняя/наружная ротация) плоскости. Д/НД – доминантная/недоминантная нижняя конечность; М – среднее значение; σ – стандартное отклонение; а – статистически значимое различие между группами $p < 0,01$; б – статистически значимое различие между доминантной и недоминантной конечностями внутри группы $p < 0,01$; в – статистически значимое различие между доминантной или недоминантной конечностями между контрольной и экспериментальной группами $p < 0,01$

Во фронтальной плоскости коленных суставов, у участников ЭГ в конце теста (на 200% в доминантной конечности, на 31% в недоминантной конечности) и

в положении с минимальным значением угла (на 117% в доминантной конечности, на 100% в недоминантной конечности) зафиксировано положение достоверно большего отведения КС в сторону, чем в контрольной группе (рисунок 17А, 17Б).

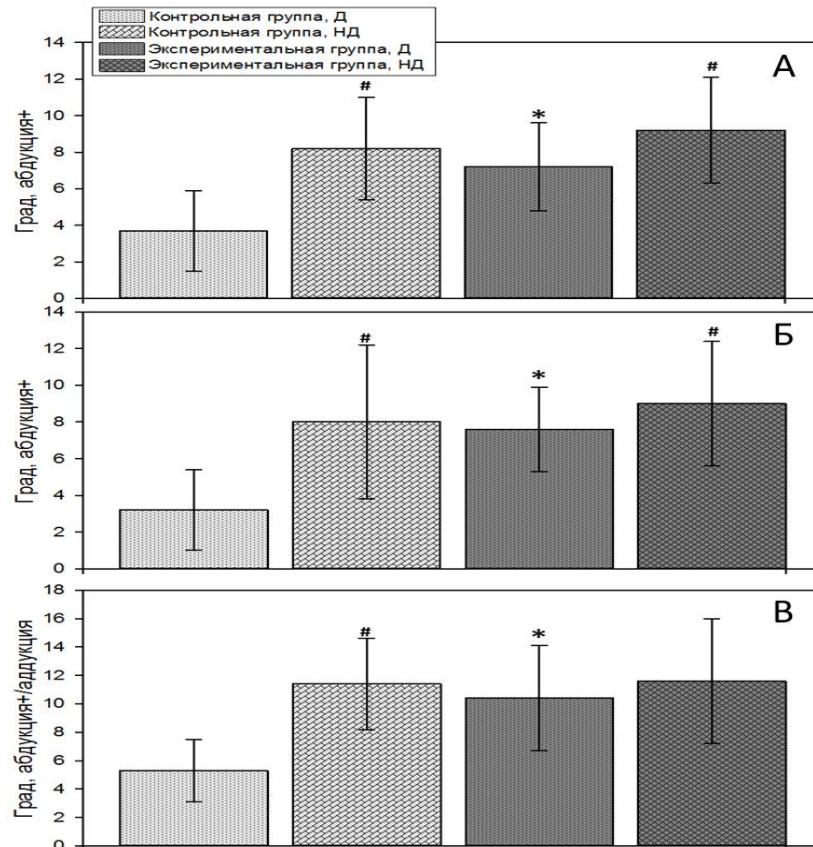


Примечание: * – Достоверные различия между группами, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Рисунок 17 – Угловые позиции коленных суставов в конце теста (А) и при минимальном угловом положении (Б), которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости.

Достоверные различия во фронтальной плоскости коленного сустава также зафиксированы между доминантными конечностями контрольной и экспериментальной групп. Установлено, что в начале теста (на 94%), при подъеме (на 137%) и в положении с максимальным значением угла (на 96%) коленные суставы в доминантных конечностях экспериментальной группы находились в положении большего отведения, чем коленные суставы в доминантных конечностях контрольной группы (рисунок 18А–В). Помимо различий в кинематике во фронтальной плоскости коленного сустава между группами, достоверные статистические различия зафиксированы внутри групп. В контрольной группе в начале теста (на 121%), при

подъеме (на 150%) и в положении с максимальным значением угла (на 115%), коленные суставы в недоминантных конечностях находились в положении большего отведения, чем в доминантных конечностях (рисунок 18А–В). В экспериментальной группе в начале теста (на 27%) и при подъеме (18%) коленные суставы в недоминантных конечностях также находились в положении большего отведения, чем коленные суставы в доминантных конечностях (рисунок 18А, 19Б).



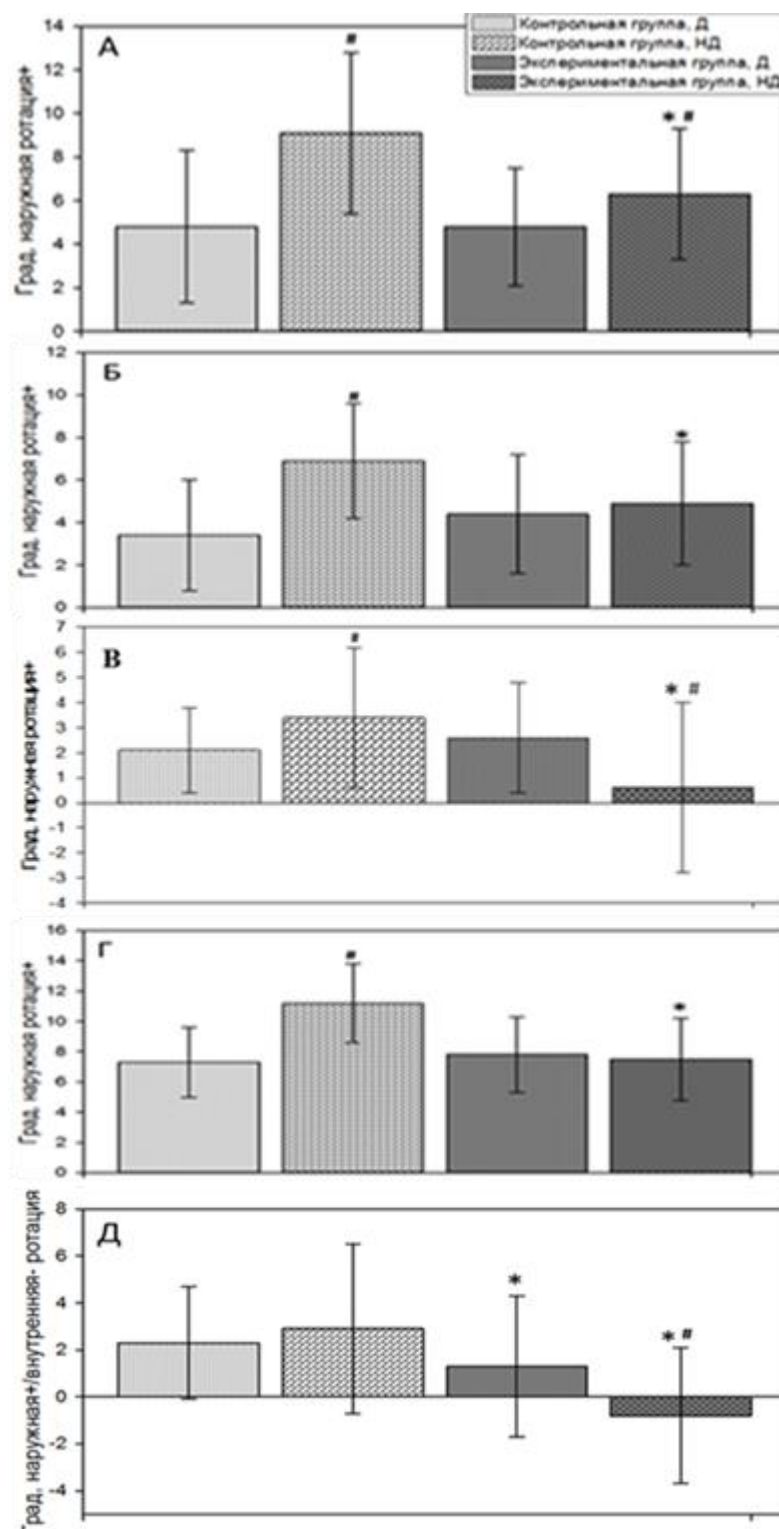
Примечание: * – Достоверные различия между доминантными конечностями контрольной и экспериментальной групп, # – Достоверные различия между конечностями внутри групп, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Рисунок 18 – Угловые позиции коленных суставов в начале теста (А), при подъеме (Б) и при максимальном (Б) угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости

Большое отведение коленного сустава от нормы в начале теста и при вставании, которое мы наблюдаем во фронтальной плоскости у участников контрольной группы, как было сказано ранее является одним из факторов развития

функциональных отклонений в коленном суставе. Однако, стоит отметить, что в конце теста происходит выравнивание асимметрии КС между доминантной и недоминантной конечностями, возвращая суставы в границы их физиологической нормы [93]. Сохранение большого угла отведения коленных суставов в сторону у участников ЭГ к моменту окончания выполнения теста, т.е. при выпрямленном положении нижней конечности, свидетельствует о неблагоприятных функциональных изменениях в связках коленного сустава. Полученные результаты во многом согласуются с результатами исследований Elahi [118] и Cahue [103], где было установлено, что увеличенный вальгусный угол коленных суставов говорит нам о наличии у человека функциональных и дегенеративных изменений в коленном суставе.

В поперечной плоскости коленных суставов существенные различия зафиксированы между группами в недоминантных конечностях. Установлено, что на протяжении всех пяти измеряемых событий коленные суставы в недоминантных конечностях у участников экспериментальной группы находились в положении меньшей наружной ротации, чем коленные суставы недоминантных конечностей контрольной группы (начало – на 30%, подъем – на 28%, конец – на 82%, максимальное – на 33% и минимальное – на 133% значение угла) (рисунок 19А–Д). Стоит отметить, что зафиксированные угловые значения при минимальной угловой позиции коленных суставов у испытуемых экспериментальной группы в доминантной и недоминантной конечностях имели разнонаправленную ротацию – коленные суставы доминантной конечности находились в положении наружной ротации, в то время как коленные суставы в недоминантной конечности имели моменты внутренней ротации (рисунок 19Д). В контрольной группе достоверные статистические различия в осевой ротации коленных суставов зафиксированы между доминантной и недоминантной конечностями. В начале теста (на 89%), при подъеме (на 102%), в конце теста (на 61%) и в положении с максимальным значением угла (на 53%), коленные суставы в недоминантных конечностях имели моменты большей наружной ротации, чем коленные суставы в доминантных конечностях (рисунок 19А–Г).



Примечание: * – Достоверные различия между группами, # – Достоверные различия внутри групп, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Рисунок 19 – Угловые позиции коленных суставов в начале теста (А), при подъеме (Б), в конце теста (В), при максимальном (Г) и минимальном (Д) угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания в поперечной плоскости.

В экспериментальной группе в начале тестового задания (на 31%) коленные суставы в недоминантных конечностях также имели большие моменты наружной ротации, чем в доминантных конечностях (рисунок 19А), однако к концу выполнения тестового задания ситуация кардинально изменилась, и уже коленные суставы доминантной конечности имели большие моменты наружной ротации чем в недоминантной конечности (рисунок 19В). Зафиксированная разница в осевой ротации коленных суставов у участников обеих групп вызвана эффектом «автоматической осевой ротацией», которая произвольно связана с движениями сгибания и разгибания в коленном суставе. Особенно отчетливо она проявляется в начале сгибания и в конце разгибания и во многом зависит от изначального положения стопы на поверхности опоры.

В сагиттальной плоскости коленного сустава на протяжении всех пяти измеряемых событий существенных различий, как между группами, так и внутри групп зафиксировано не было. Полученные данные отличаются от результатов исследования Раі и соавторов [187], где зафиксированы значительно меньшие углы сгибания у испытуемых экспериментальной группы в начале теста. Различия в результатах исследований, могли возникнуть ввиду произвольной постановки ног испытуемых и использования табурета фиксированной высоты (45 см) у Раі и соавторы [187], тогда как в нашем исследовании высота табурета варьировалась и составляла 110% от высоты колена. Также это можно объяснить тем, что функционально преобладающая нижняя конечность (в случае экспериментальной группы менее пораженная конечность является функционально преобладающей) используя свои компенсаторные возможности, подстраивается под траекторию движения менее функциональной (более пораженной) конечности, тем самым обеспечивая для нее оптимальный (в данных конкретных условиях) режим движения.

На протяжении выполнения всего цикла вставания у участников обеих групп можно заметить определенную закономерность движения коленных суставов. Во всех трех плоскостях движения (сагиттальной, фронтальной, поперечной) коленные суставы доминантных конечностей имели существенно меньшую ангулярную вариативность, чем в недоминантных конечностях. Меньшая вариативность биомеханических параметров и как следствие изменение стереотипа движения скорее всего связана с

функциональными особенностями нижних конечностей. Напомним, что у всех участников экспериментальной группы были зафиксированы билатеральные нарушения функций коленных суставов, и поскольку более нарушенный сустав, как правило, является более болезненным и менее функциональным, работа мышц конечности происходит в более жестких условиях по сравнению с нормой, что как следствие и приводит к увеличению вариативности биомеханических параметров в процессе разгибания нижней конечности. У участников контрольной группы доминантная конечность в большинстве случаев является функционально преобладающей. Мышцы и сухожилия доминантной конечности, поддерживающие коленный сустав развиты сильнее, чем в недоминантной конечности, из-за чего и происходит уменьшение ангулярной вариативности сустава в фиксируемых плоскостях движения.

3.2. Влияние нарушения двигательной функции коленного сустава на функции тазобедренного и голеностопного суставов

При сравнительном анализе кинематики сгибания тазобедренных суставов, между контрольной и экспериментальной группами зафиксированы существенные статистические различия (t -test, $p < 0,01$) (таблица 9).

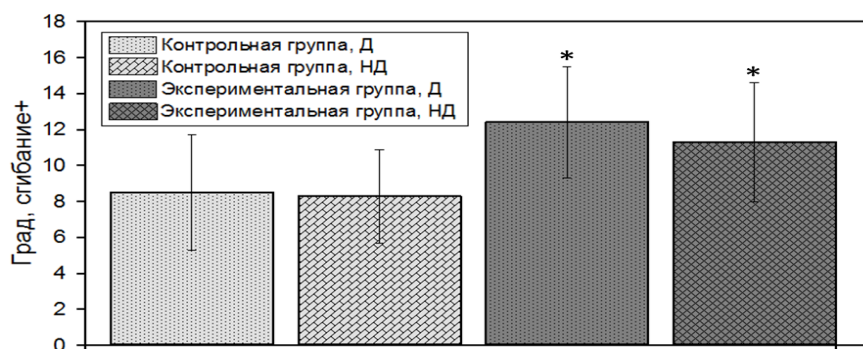
В сагиттальной плоскости тазобедренных суставов участники экспериментальной группы в конце теста имели большие моменты экстензии по сравнению с контрольной группой (на 31% в доминантной конечности, на 27% в недоминантной конечности), что также сочетается с минимальным значением угла, которое было зафиксировано при выполнении задания (рисунок 20). Зафиксированные статистические различия в сагиттальной плоскости тазобедренных суставов, говорят о том, что участники экспериментальной группы сохраняли больший угол сгибания тазобедренного сустава в конце выполнения движения (вставания). Данное положение тазобедренного сустава вызывает небольшое смещение центра тяжести туловища вперед, что как следствие способствует уменьшению генерируемой силы в четырехглавой мышце бедра. Одна из функций четырехглавой мышцы – поддержание экстензии в колене,

уменьшение ее силы ведет к уменьшению компрессионной нагрузки на коленный сустав, что как правило способствует уменьшению интенсивности боли в колене.

Таблица 9 – Кинематические параметры тазобедренных суставов (в град).
Углы выражены в средних значениях $\pm$ стандартное отклонение ($M \pm \sigma$)

Событие	Плоскость	Контрольная группа (Д/НД)	Экспериментальная группа (Д/НД)
Начало	Сагиттальная	57,3 $\pm$ 3,1 / 56,8 $\pm$ 2,3	57,7 $\pm$ 4,2 / 57,5 $\pm$ 4,3
	Фронтальная	9,3 $\pm$ 2,5 / 8,3 $\pm$ 2,2	8,9 $\pm$ 3,6 / 8,1 $\pm$ 4,0
	Поперечная	7,7 $\pm$ 2,7 ^в / 11,5 $\pm$ 3,7 ^б	10,9 $\pm$ 3,8 ^в / 11,0 $\pm$ 3,3
Подъем	Сагиттальная	73,3 $\pm$ 5,2 / 72,4 $\pm$ 5,3	72,2 $\pm$ 5,4 / 71,5 $\pm$ 5,5
	Фронтальная	9,5 $\pm$ 2,5 / 8,3 $\pm$ 3,1	9,1 $\pm$ 2,4 / 8,7 $\pm$ 2,2
	Поперечная	7,5 $\pm$ 3,2 ^в / 11,8 $\pm$ 4,1 ^б	11,8 $\pm$ 2,9 ^в / 12,3 $\pm$ 3,0
Конец	Сагиттальная	8,5 $\pm$ 3,2 / 8,3 $\pm$ 2,6 ^а	12,4 $\pm$ 3,1 / 11,3 $\pm$ 3,3 ^а
	Фронтальная	4,7 $\pm$ 2,2 / 4,1 $\pm$ 2,2 ^а	1,8 $\pm$ 2,2 / 2,3 $\pm$ 2,4 ^а
	Поперечная	11,9 $\pm$ 3,6 ^в / 16,2 $\pm$ 3,8 ^б	14,3 $\pm$ 4,1 ^в / 15,6 $\pm$ 4,7
Максимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	75,5 $\pm$ 4,7 / 74,6 $\pm$ 4,2	74,0 $\pm$ 5,3 / 73,3 $\pm$ 5,5
	Фронтальная	10,7 $\pm$ 2,5 / 9,7 $\pm$ 2,7	9,9 $\pm$ 3,4 / 10,0 $\pm$ 4,0
	Поперечная	13,5 $\pm$ 3,2 ^в / 18,4 $\pm$ 2,4 ^б	16,3 $\pm$ 4,3 ^в / 17,5 $\pm$ 4,6
Минимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	8,5 $\pm$ 3,2 / 8,3 $\pm$ 2,6 ^а	12,4 $\pm$ 3,1 / 11,3 $\pm$ 3,3 ^а
	Фронтальная	4,7 $\pm$ 2,2 ^в / 4,1 $\pm$ 2,2 ^а	1,8 $\pm$ 2,2 ^в / 2,3 $\pm$ 2,6 ^а
	Поперечная	7,4 $\pm$ 2,6 ^в / 11,5 $\pm$ 5,1 ^б	10,9 $\pm$ 4,4 ^в / 11,0 $\pm$ 4,6

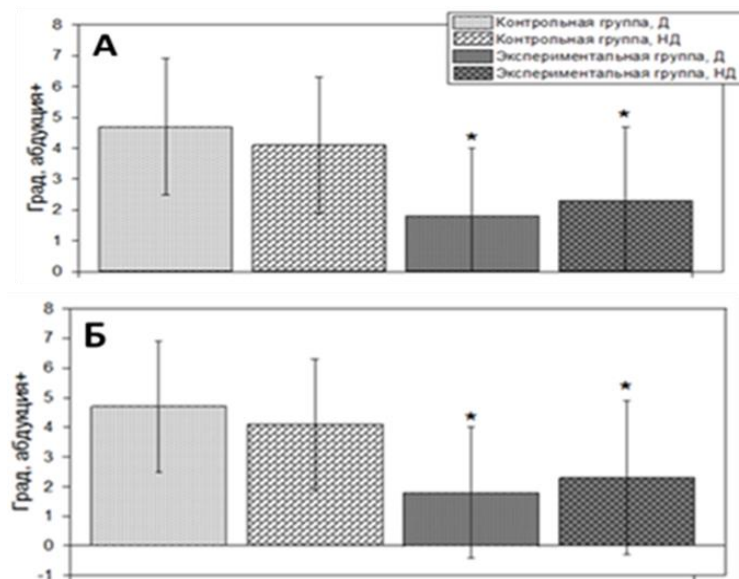
Примечание: Сагиттальная (сгибание/разгибание), фронтальная (отведение/приведение) и поперечная (ротация) плоскости. Д/НД – доминантная/недоминантная нижняя конечность; М – среднее значение; σ – стандартное отклонение; а – статистически значимое различие между группами $p < 0,01$; б – статистически значимое различие между доминантной и недоминантной конечностями внутри группы $p < 0,01$; в – статистически значимое различие между доминантной или недоминантной конечностями между контрольной и экспериментальной группами $p < 0,01$



Примечание: * – Достоверные различия между группами, $p < 0,01$;
Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Рисунок 20 – Угловые позиции тазобедренных суставов в сагиттальной плоскости в конце теста и при минимальном угловом положении, которое было зафиксировано при выполнении тестового задания, в сагиттальной плоскости

Помимо этого, существенные статистические различия между группами зафиксированы во фронтальной плоскости. В конце выполнения тестового задания и в положении с минимальным значением угла, тазобедренные суставы испытуемых контрольной группы находилась в положении большего отведения, чем суставы испытуемых экспериментальной группы (на 161% в доминантной конечности, на 78% в недоминантной конечности) (рисунок 21А, 21Б).



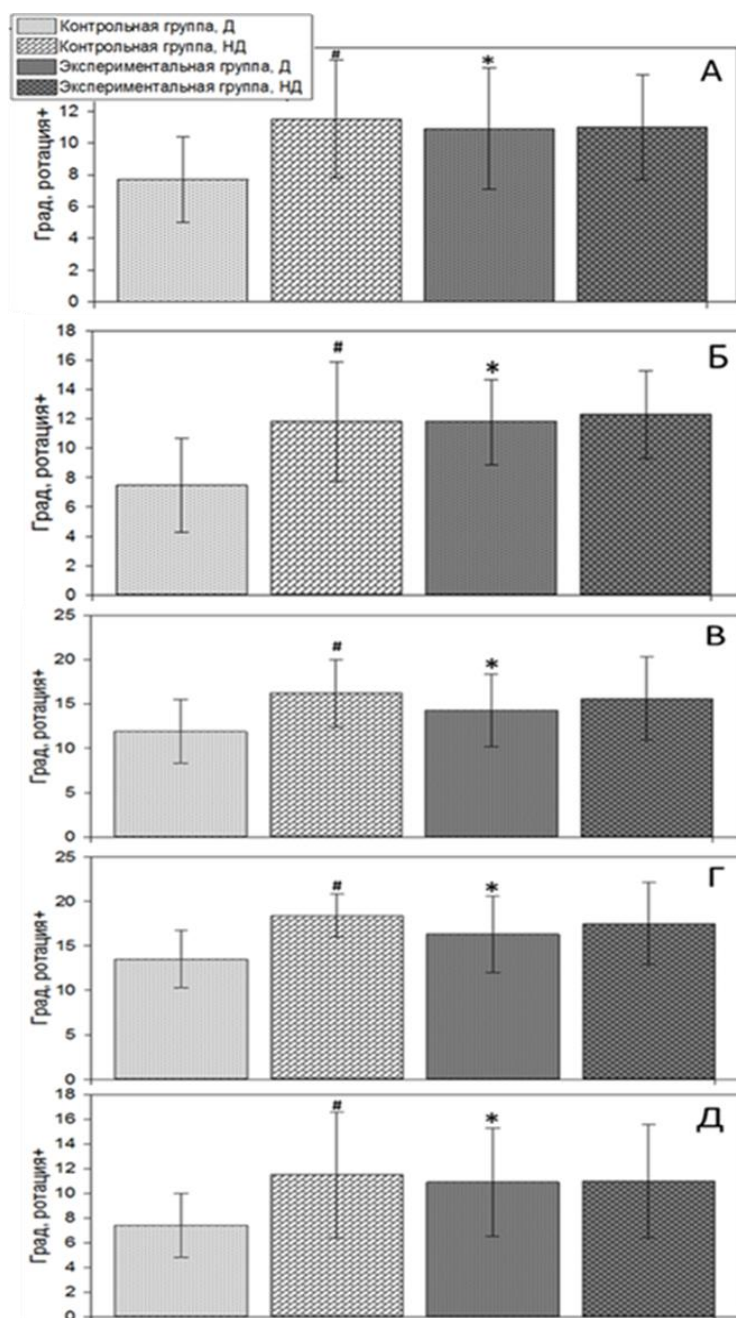
Примечание: * – Достоверные различия в доминантных конечностях, между контрольной и экспериментальной группами, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – недоминантная нижняя конечность

Рисунок 21 – Угловые позиции тазобедренных суставов в конце теста (А) и при минимальном угловом положении (Б), которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости

Сохранение чрезмерного отведения тазобедренных суставов в конце выполнения вставания способствует увеличению вальгусного вектора четырехглавой мышцы бедра, что как известно становится причиной компрессионной перегрузки надколенника и его хондромалиции [183].

В поперечной плоскости тазобедренных суставов доминантных конечностей в экспериментальной группе на протяжении всех пяти измеряемых событий было зафиксировано положение существенно большей наружной ротации, чем в контрольной группе.

ной группе (начало – на 41%, подъем – на 53%, конец – на 20%, максимальное – на 20% и минимальное – на 47% значение угла) (рисунок 22А-Д).



Примечание: * – Достоверные различия между доминантными конечностями контрольной и экспериментальной групп, # – Достоверные различия между конечностями внутри контрольной группы, $p < 0,01$. Д – доминантная нижняя конечность; НД – не доминантная нижняя конечность

Рисунок 22 – Угловые позиции тазобедренных суставов в начале теста (А), при подъеме (Б), в конце теста (В), при максимальном (Г) и минимальном (Д) угловых положениях, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания в поперечной плоскости.

Помимо различий в кинематике тазобедренных суставов между контрольной и экспериментальной группами, существенные различия зафиксированы внутри контрольной группы. У участников контрольной группы на протяжении всех пяти измеряемых событий наблюдается выраженная асимметрия функционировании тазобедренного сустава, проявляющаяся в существенно больших моментах наружной ротации в недоминантной конечности, по сравнению с доминантной конечностью (начало – на 49%, подъем – на 57%, конец – на 36%, максимальное – на 36% и минимальное – на 55% значение угла) (рисунок 22А–Д). Чрезмерная наружная ротация увеличивает нагрузку на суставную поверхность коленного сустава, что как известно оказывает негативное компрессионное воздействие на коленный хрящ, во время выполнения такого действия, как вставание. Данное положение тазобедренного сустава требует большей силы сокращения четырехглавой мышцы бедра. Сила сокращения четырехглавой мышцы, напрямую влияет на нагрузку, которую испытывает коленный сустав [165], из-за чего можно с уверенностью сказать, что в данном случае недоминантные конечности участников контрольной группы находятся в группе риска развития функциональных нарушений коленного сустава [98, 155].

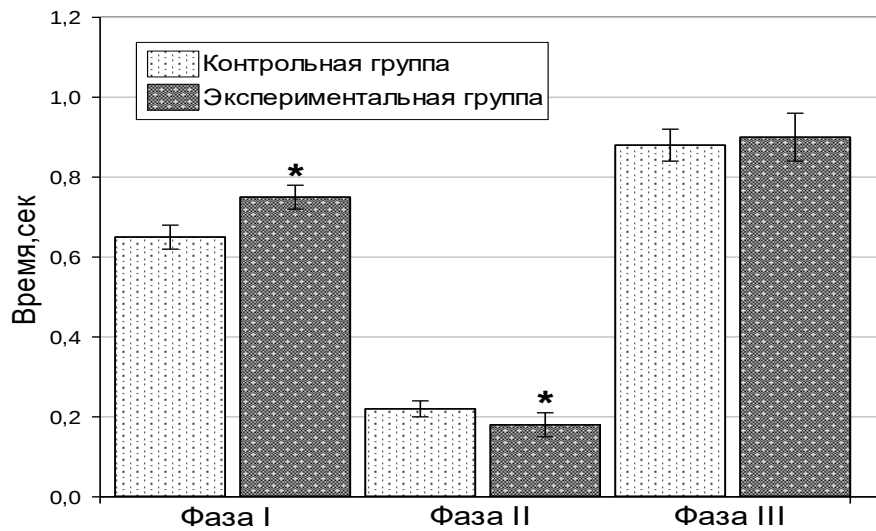
При исследовании особенностей влияния функциональных изменений коленного сустава на голеностопный сустав при выполнении вставания достоверных статистических различий ни в одной плоскости движения зафиксировано не было. Известно, что степень выраженности функциональных изменений в суставах нижних конечностей во многом определяется их расположением – чем выше от поверхности опоры расположен сустав, тем более выраженными становятся степень влияния функциональных изменений на смежные суставы [29]. При нарушении функции коленного сустава часто можно наблюдать изменения в других участках кинематической цепи нижней конечности, а именно в тазобедренном и голеностопном суставах, которые во многом отражают их компенсаторную деятельность. Чем больше степень выраженности нарушения (например, ходьба на протезе бедра по отношению к ходьбе на протезе голени), тем выше уровень компенсаторных изменений. Однако оценить изменения в смежных суставах на ран-

них стадиях не всегда представляется возможным, в отличие от декомпенсированной формы нарушений, так как компенсаторная деятельность мышц позволяет сохранить внешнюю структуру движения без существенных изменений по отношению к норме. Например, для разграничения декомпенсированной и компенсированной форм нарушений, была проведена серия исследований [64], в результате которых было установлено, что существует пороговая величина воздействия, которая хоть и вызывает компенсаторные изменения в суставах нижней конечности, но не приводит к существенным изменениям относительно нормы.

3.3. Временные характеристики фаз вставания

При статистическом анализе временных характеристик выполнения теста «вставание» получены следующие результаты. На выполнение теста экспериментальной группе требовалось в среднем $1,83 \pm 0,08$ сек, что существенно не отличается от времени, которое затратили на выполнение аналогичного теста участники контрольной группы, $1,77 \pm 0,07$ сек (t -test, $p=0,051$). Однако при оценке отдельных временных интервалов движения существенные статистические различия между группами зафиксированы были. В фазе опоры экспериментальная группа затратила $0,75 \pm 0,03$ сек., что достоверно больше, чем контрольная группа – $0,65 \pm 0,03$ сек (t -test, $p=0,019$). При выполнении второй фазы (фаза передачи импульса) контрольная группа затратила $0,22 \pm 0,02$ сек, в то время как экспериментальной группе потребовалось $0,18 \pm 0,03$ сек (t -test, $p=0,013$). При выполнении третьей фазы движения (фаза выпрямления) существенных статистических различий зафиксировано не было, контрольная группа затратила $0,88 \pm 0,04$ сек, экспериментальная группа – $0,9 \pm 0,06$ сек (t -test, $p=0,54$) (рисунок 23).

Из полученных данных следует, что при нарушении опорно-двигательного аппарата нижних конечностей и изменении одного из временных интервалов движения, приводит к компенсаторному изменению длительности других временных фаз движения, что можно наблюдать в экспериментальной группе, в первой и второй фазах движения.



Примечание: фаза I – фаза опоры; Фаза II – фаза передачи импульса; Фаза III – фаза выпрямления. * – достоверные различия между контрольной и экспериментальной группами (t-test, $p < 0,01$)

Рисунок 23 – Временные характеристики фаз вставания

Компенсаторные изменения длительности фаз движений по сравнению с нормой отмечались во многих исследованиях, проводимых в различных условиях с привлечением разного контингента испытуемых – детей и взрослых с коксартрозом [44], после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава [65], при переломах костей голени [53], при ДЦП [66]. Во всех указанных примерах выраженность компенсации менялась пропорционально степени нарушения опорно-двигательного аппарата. Существенное увеличение фазы опоры, зафиксированное у участников экспериментальной группы, объясняется изменением функционирования коленного сустава, а именно снижением эффективности использования инерционных сил и ухудшением баллистического характера движений, что как следствие приводит к экстраполированию действий мышечных сил, где фаза покоя мышцы преобладает над фазой ее сокращения.

Среднее время выполнения теста, которое показала экспериментальная группа в нашем исследовании, было меньше, чем время, необходимое испытуемым экспериментальной группы в работе Раи и соавторов [187]. Более высокую скорость выполнения теста можно объяснить разницей в высоте табурета.

Табурет, используемый Раі и соавторы [187], имел фиксированную высоту, равную 45 см, в то время как высота табурета, использованного в нашем исследовании, регулировалась и составляла 110 % от высоты коленей участников (49 ± 2 см). Это было сделано для того, чтобы контролировать разницу в массе тела и длине нижних конечностей. Более высокая скорость выполнения теста также могла быть обусловлена разницей в возрасте участников исследования [154], в нашем исследовании диапазон составил от 55 до 65 лет, тогда как у Раі и соавторов от 64 до 78 лет.

3.4. Влияние возраста и нарушения двигательной функции коленного сустава на уровень функциональной работоспособности

Данные по функциональному индексу WOMAC были получены за 48 часов, предшествующих тестам на физическую работоспособность. По результатам исследования установлено, что участники ЭГ1 (55–60 лет) и ЭГ2 (61–65 лет) имеют более высокие показатели боли и тугоподвижности в коленном суставе, а также более низкий уровень физической функциональности по сравнению с участниками контрольных групп (КГ1, КГ2) того же возраста, $p < 0,01$ (таблица 10).

Полученные результаты во многом согласуются с результатами Toivanen и соавторов [214], где было установлено, что пожилые люди с нарушением функций коленного сустава, испытывают достоверно большую боль и скованность движений в коленном суставе по сравнению со здоровыми людьми того же возраста. Показатель уровня физической функциональности, зафиксированные у участников ЭГ1 и ЭГ2, совпадают с результатами исследования McAlindon и соавторов [173], установивших прямую зависимость между наличием функциональных нарушений в коленном суставе и ограничением дееспособности человека. Боль в коленном суставе, зафиксированная у участников экспериментальных групп, также соответствует данным, полученные Peat и соавторами [188], однако помимо этого они также зафиксировали боль у участни-

ков контрольной группы, что не соответствует результатам нашего исследования. Расхождение в результатах можно объяснить тем, что в рамках нашей работы, наличие любых признаков нарушения коленного сустава у участников контрольных групп служило исключаяющим из исследования фактором.

Таблица 10 – Выраженность функциональных изменений в коленных суставах по индексу WOMAC, баллы (М, 95% ДИ)

Значение	М	95% ДИ
Контрольная группа 1 (55-60 лет), n=19		
WOMAC – Боль	8,4	7,1; 9,7
WOMAC – Тугоподвижность	6,4	5,0; 7,9
WOMAC – Физическая функциональность	64,3	51,7; 76,8
Контрольная группа 2 (61-65 лет), n=24		
WOMAC – Боль	8,9	7,5; 10,3
WOMAC – Тугоподвижность	6,7	5,2; 8,1
WOMAC – Физическая функциональность	89,1^	76,4; 101,8
Экспериментальная группа 1 (55-60 лет), n=25		
WOMAC – Боль	136,1*	123,4; 148,9
WOMAC – Тугоподвижность	69,8*	54,6; 85,1
WOMAC – Физическая функциональность	514,4*	476,7; 552,1
Экспериментальная группа 2 (61-65 лет), n=21		
WOMAC – Боль	145,8*^	132,8; 158,3
WOMAC – Тугоподвижность	89,5*^	74,7; 105,2
WOMAC – Физическая функциональность	528,9*	491,2; 566,6

Примечание: Боль – возможное значение 0–500; Тугоподвижность – возможное значение 0–200; Физическая функциональность – возможное значение 0–1700; * – достоверные статистические различия между КГ1 и ЭГ1, КГ2 и ЭГ2, $p < 0,01$. ^ – достоверные статистические различия между КГ1 и КГ2, ЭГ1 и ЭГ2, $p < 0,05$

При сравнительном анализе результатов исследования по функциональному индексу WOMAC между участниками КГ1 (55–60 лет) и КГ2 (61–65 лет) получены следующие результаты. Установлено, что уровень физической функциональности у здоровых пожилых женщин в возрасте от 61 до 65 лет на 38% ниже по сравнению с женщинами в возрасте от 55 до 60 лет ($p=0,021$), в то время как данные о боли и тугоподвижности в коленном суставе не имеют статистически достоверных различий ($p > 0,05$). При корреляционном анализе экспериментальных данных между возрастом и трех подшкал функционального индекса WOMAC (боль, тугоподвижность, физическая функциональность) у здоровых пожилых женщин, наиболее сильная прямая корреляционная зависи-

мость установлена между возрастом и физической функциональностью ($r=0,561$, $p < 0,001$). Корреляционная зависимость между возрастом и болью, а также возрастом и тугоподвижностью в коленном суставе у здоровых женщин была хоть и прямой, но очень слабой – $r=0,117$ и $r=0,260$ соответственно. Благодаря полученным данным можно сделать вывод, что у здоровых пожилых женщин возраст является определяющим фактором, влияющий на уровень физической функциональности, тогда как влияние на боль и тугоподвижность в коленном суставе выражено гораздо слабее.

При сравнительном анализе результатов между ЭГ1 (55–60 лет) и ЭГ2 (61–65 лет) достоверные статистические различия зафиксированы в подшкалах боли и тугоподвижности. Установлено, что женщины с функциональными нарушениями коленных суставов в возрасте от 61 до 65 лет имеют существенно большую тугоподвижность в коленных суставах (на 28%) по сравнению с женщинами в возрасте от 55 до 60 лет ($p < 0,001$). Показатель боли в ЭГ2 на 7% превышал значение ЭГ1 ($p=0,013$). По подшкале физической функциональности достоверных статистических различий не обнаружено ($p=0,091$). При корреляционном анализе полученных экспериментальных данных наиболее сильно выраженная прямая зависимость зафиксирована между возрастом и тугоподвижностью в коленных суставах ($r=0,786$, $p < 0,001$). Коэффициент корреляции между возрастом и болью ($r=0,626$, $p < 0,001$), возрастом и физической функциональностью ($r=0,360$, $p=0,013$) хоть и имел менее выраженный характер, сила связи данных параметров также свидетельствует о существенном влиянии возраста на прогрессирование нарушений в коленном суставе. Полученные данные свидетельствуют о том, что у пожилых женщин с нарушением функций коленного сустава, возраст является модифицирующим фактором, влияющий не только на уровень физической функциональности, как у здоровых женщин того же возраста, но и оказывает существенное влияние на прогрессирование функциональных и дегенеративных изменений в суставе (рисунок 24).

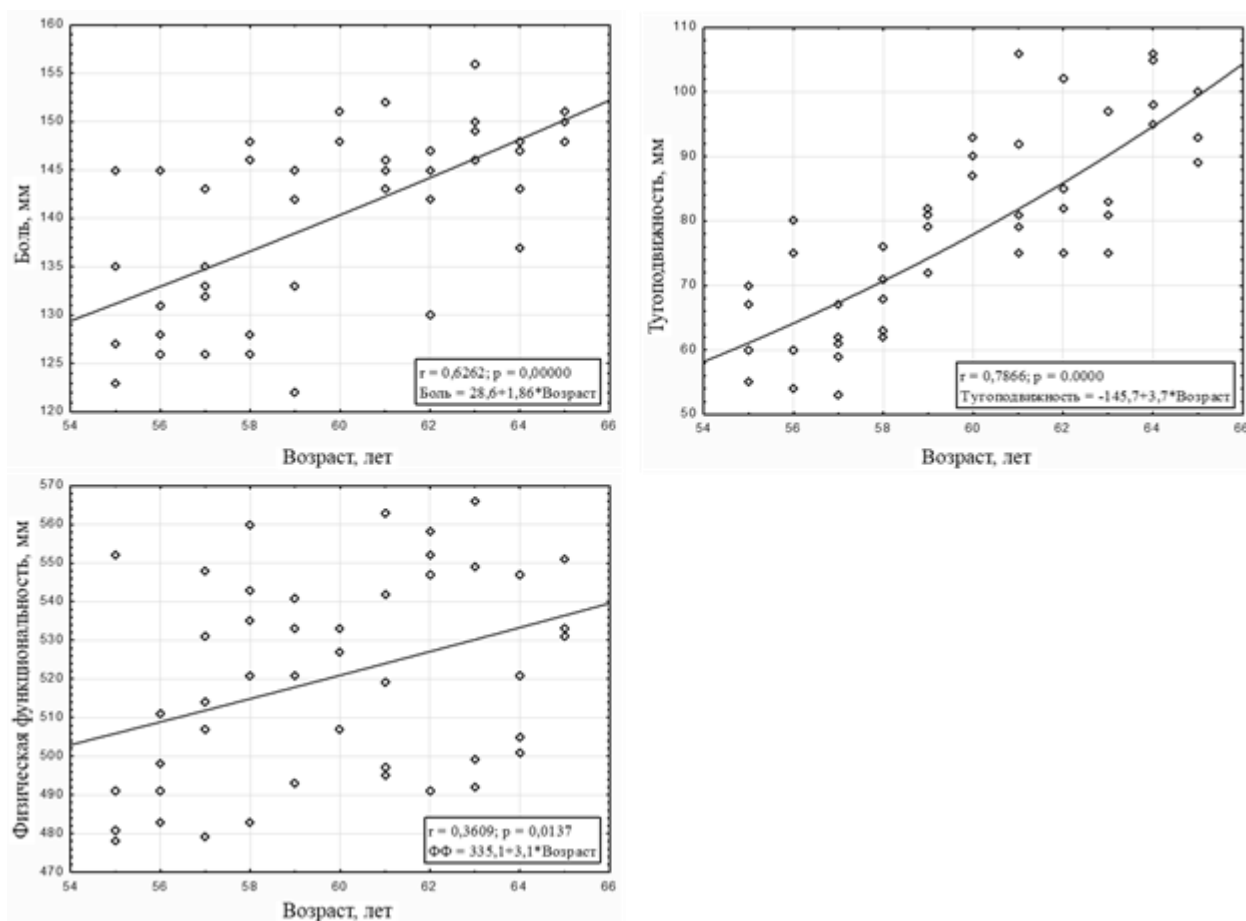


Рисунок 24 – Сила и характер корреляционных зависимостей между возрастом и подшкалами функционального индекса WOMAC (мм) у пожилых женщин с нарушением функций коленного сустава

По мнению Mały и соавторов боль является самой значительной детерминантной оценкой в индексе WOMAC [170], однако она может не передать действительный уровень функционального состояния человека. Для того чтобы более целостно оценить уровень физической функциональности человека, ряд исследователей рекомендуют помимо индекса WOMAC использовать тесты на физическую работоспособность [121, 206]. Для получения дополнительной информации об уровне физической работоспособности и функциональном состоянии, помимо оценивания времени затрачиваемого на выполнение теста было принято решение включить систему оценивания боли до и после выполнения тестов.

При статистической обработке экспериментальных данных полученных до и после выполнения тестов на физическую работоспособность получены следующие результаты (таблица 11).

Таблица 11 – Изменение показателей боли в коленном суставе до и после выполнения физической нагрузки, мм (М, 95% ДИ)

Критерий	До теста (М, 95% ДИ)	После теста (М, 95% ДИ)	Прирост
Контрольная группа 1 (55-60 лет), n=19			
Тест ВИИ	5,2 (4,4; 6,0)	5,1 (4,3; 5,9)	-0,1
Тест 6МХ	4,7 (4,0; 5,4)	4,2 (3,5; 4,9)	-0,5
Тест вставание	5,5 (4,5; 6,5)	5,8 (4,8; 6,8)	0,3
Контрольная группа (61-65 лет), n=24			
Тест ВИИ	5,6 (4,8; 6,4)	6,1 (5,3; 6,9)	0,5
Тест 6МХ	5,0 (4,3; 5,7)	4,7 (4,0; 5,4)	-0,3
Тест вставание	5,9 (4,9; 6,9)	6,3 (5,3; 7,3)	0,4
Экспериментальная группа 1 (55-60 лет), n=25			
Тест ВИИ	20,8 (18,6; 23,0)	30,7 (27,5; 33,9)*	9,9
Тест 6МХ	24,7 (22,7; 26,8)	28,6 (24,1; 30,2)*	3,9
Тест вставание	20,5 (18,1; 22,9)	33,8 (30,1; 37,5)*	13,3
Экспериментальная группа 2 (61-65 лет), n=21			
Тест ВИИ	24,1 (22,1; 26,0)	34,7 (31,5; 37,9)*	10,6
Тест 6МХ	23,6 (21,4; 25,8)	28,4 (25,3; 31,6)*	4,8
Тест вставание	21,9 (19,5; 24,3)	35,1 (31,4; 38,9)*	13,2

Примечание: * – достоверные статистические различия между группами, $p < 0,001$. Возможные значения для всех тестов 0–100 мм

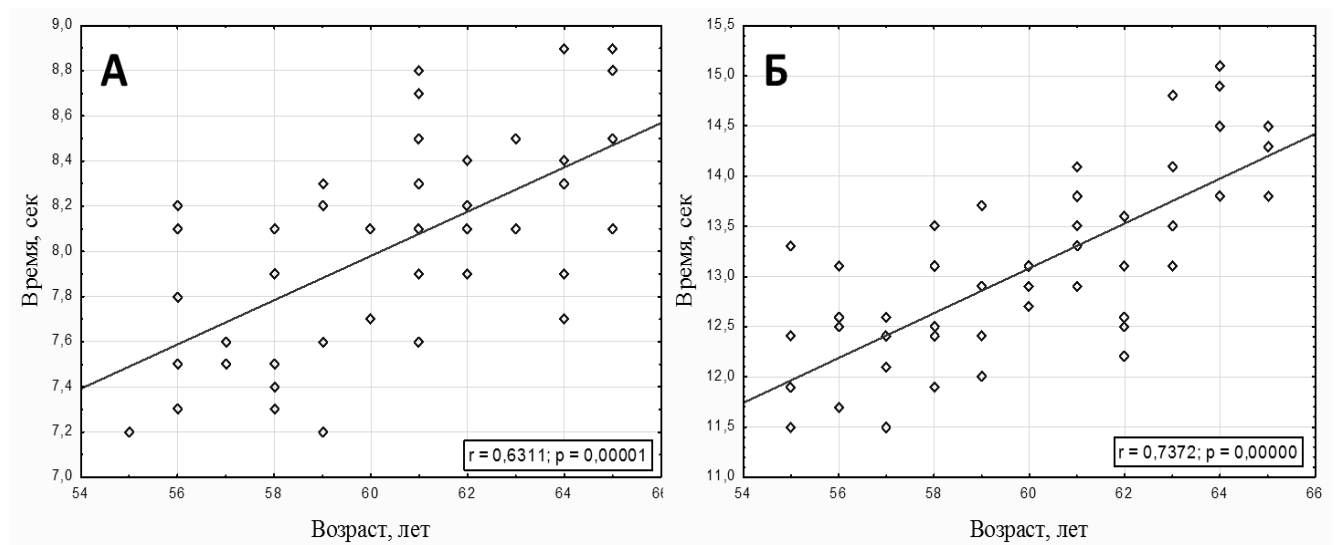
У здоровых участников исследования (КГ1 (55–60 лет) и КГ2 (61–65 лет)) достоверных статистических различий в выраженности боли до и после выполнения тестов на физическую работоспособность не зафиксировано.

У участников экспериментальных групп (ЭГ1 (55–60 лет) и ЭГ2 (61–65 лет)) статистически достоверный прирост боли зафиксирован после выполнения всех трех тестов на физическую работоспособность. У женщин с нарушениями функций коленного сустава в возрасте от 55 до 60 лет прирост боли после выполнения теста ВИИ составил 47%, у группы женщин в возрасте от 61 до 65 лет – 43%, после выполнения теста 6МХ – 15,7% против 20,3%, после теста «вставание» – 64,8% против 60,2% соответственно. Как видно из полученных данных, наиболее выраженный прирост боли в коленном суставе в обеих группах зафиксирован по-

сле выполнения тестов «вставание» и «встать и идти» (ВИИ). Стоит отметить, что в обоих тестовых заданиях целью участников исследования было выполнение движения вставания со стула, а в тесте ВИИ помимо этого – прохождение небольшой дистанции. Однако, уровень прироста после выполнения данных тестов отличается. Разница в изменении выраженности боли до и после выполнения теста «встать и идти» по сравнению с тестом «вставание», как мы полагаем, выражена условиями их выполнения. При выполнении тестового задания ВИИ участникам исследования не запрещалось использовать руки, для того, чтобы помочь себе встать, тогда как при выполнении теста «вставание», руки участников должны были находиться строго в скрещенном положении на уровне груди. Углы сгибания при выполнении движений вставания и приседания, наименее выгодны для коленного сустава. Пик компрессионной нагрузки на коленные суставы связаны с движениями вставания и приседания, происходит при углах менее 60 градусов. При таких углах движения, справляться с нагрузкой суставу становится гораздо сложнее, а компрессия, возникающая в суставе, становится причиной возникновения боли. Стоит отметить, что при выполнении тестового задания 6МХ прирост боли хоть и был зафиксирован на статистически достоверном уровне, все же существенно отличается от показателей тестов «вставание» и ВИИ. Данные различия можно объяснить тем, что ходьба в данном случае является не столько раздражающим фактором, влияющим на интенсивность боли, сколько фактором, благодаря которому в коленных суставах происходит ряд хоть и краткосрочных, но позитивных изменений (повышается тонус работающих мышц; благодаря работе дыхательной и сердечно-сосудистой систем, улучшается кровообращение и как следствие увеличение доставки питательных веществ в костную и хрящевую ткани сустава; укрепляется связочно-мышечный аппарат коленного сустава; увеличивается объем движений в коленном суставе, исчезает скованность) [99]. Большинство исследователей единогласны в том, что умеренная, дозированная ходьба оказывает благотворное влияние на функциональное состояние коленных суставов [132, 201]. Хрящевая ткань обладает репаративными свойствами, активизи-

рующиеся под влиянием умеренного компрессионного воздействия со стороны суставных поверхностей [190].

При сравнительной оценке влияния возраста на уровень физической работоспособности и мобильности человека получены следующие результаты. На выполнение теста ВИИ здоровые пожилые женщины в возрасте от 55 до 60 лет (КГ1) в среднем затратили $7,8 \pm 0,5$ сек, что статистически достоверно не отличается от времени, которое затратили женщины в возрасте от 61 до 65 лет (КГ2) – $8,2 \pm 0,6$ сек ($p=0,066$). Женщины того же возраста, но с функциональными изменениями коленного сустава (ЭГ1 и ЭГ2) на выполнение аналогичного теста затратили $12,4 \pm 0,9$ сек и $13,7 \pm 1,3$ сек соответственно, что статистически достоверно различается ($p=0,001$). Однако, при корреляционном анализе четко выраженная зависимость функциональной мобильности от возраста установлена как у здоровых женщин ($r=0,631$, $p < 0,001$), так и у женщин с нарушением функций коленного сустава ($r=0,737$, $p < 0,001$) (рисунок 25).

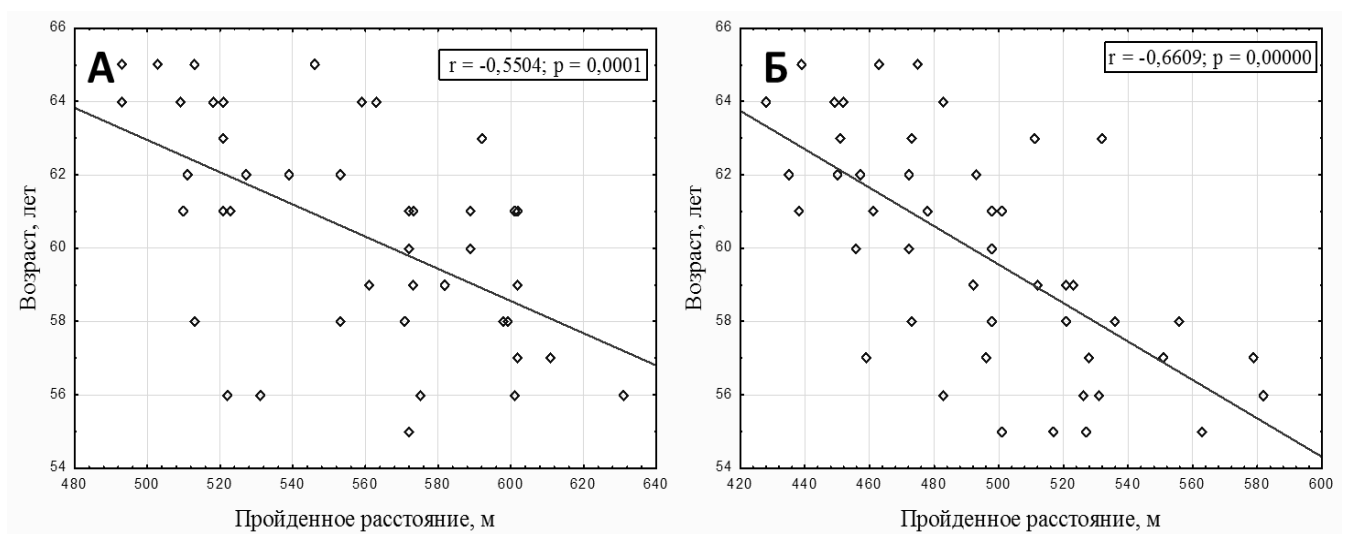


Примечание: А – здоровые пожилые женщины; Б – женщины с функциональными нарушениями коленных суставов

Рисунок 25 – Сила и характер корреляционных зависимостей между возрастом и функциональной мобильностью

При выполнении теста 6МХ участники КГ1 в среднем прошли расстояние в 572 ± 29 м, тогда как участники КГ2 – 546 ± 31 м, что статистически достоверно

различается ($p=0,032$). У участников ЭГ1 и ЭГ2 при выполнении теста 6МХ среднее пройденное расстояние составило 527 ± 36 м и 471 ± 41 м соответственно ($p<0,001$). Величина пройденного расстояния у здоровых женщин и женщин с функциональными нарушениями коленных суставов также коррелировала с возрастом, но имела обратный характер связи. У здоровых пожилых женщин сила корреляционной зависимости зафиксирована на уровне $r = -0,550$, у женщин с функциональными нарушениями коленных суставов – $r = -0,660$ ($p < 0,001$) (рисунок 26).



Примечание: А – здоровые пожилые женщины; Б – женщины с функциональными нарушениями коленных суставов

Рисунок 26 – Сила и характер корреляционных зависимостей между возрастом и уровнем физической работоспособностью

Полученные данные подтверждают тот факт, что возраст у пожилых женщин, является одним из ключевых факторов, оказывающий влияние на их функциональные возможности. В то время как у пожилых женщин с нарушением функций коленных суставов, возраст также является модифицирующим фактором, влияющий на прогрессирование дегенеративных и функциональных изменений. Нарушения функций коленных суставов с возрастом не только увеличивают болевой синдром и тугоподвижность в нарушенных суставах, но и

оказывают существенное влияние на уровень функциональной работоспособности и мобильности человека. С возрастом происходит увеличение болевого синдрома в коленном суставе, что несомненно говорит нам о положительной динамике развития функциональных нарушений, что как следствие оказывает влияние на биомеханику и стереотип движения конечности в целом.

Данное исследование доказало эффективность использования функционального индекса WOMAC в совокупности с тестами на физическую работоспособность с параллельным измерением интенсивности боли до и после выполнения тестов, в рамках определения уровня физической функциональности человека. Однако, стоит отметить, что люди с низкими показателями интенсивности боли в коленном суставе могут переоценить собственные физические возможности, что, в свою очередь, приведет к негативным последствиям. Результаты данного исследования показали, что приведенные методики исследования являются лучшими средствами определения уровня функциональных возможностей у женщин пожилого возраста.

3.5. Количественно-качественные показатели коленного сустава под влиянием корригирующих воздействий

При составлении и реализации программ кинезикоррекции двигательной функции коленного сустава были использованы вышеописанные результаты тестирований. Мы следовали принципам разработанного алгоритма действий использования корригирующих физических воздействий основанные на уровневой системе построения движений Н.А. Бернштейна, более подробно описанные во второй главе.

Из 43 женщин КГ, первоначально включенных в данный этап исследования, 35 полностью завершили все контрольные испытания – пять женщин выбыло из-за невозможности присутствия на всех коррекционных занятиях или контрольных срезах, три женщины выбыло по несвязанным с исследованием причинам. В группах А и Б количество участников исследования составило 21

и 22 женщины соответственно – две женщины выбыло по причине переезда в другой регион, одна женщина была снята с учета и из процедуры статистического анализа из-за использования обезболивающих препаратов, но тем не менее, добровольно продолжила прохождение курса коррекции.

В виду того, что количество участников исследования было ограничено, при формировании групп принцип рандомизации не применялся, группы А и Б были сформированы таким образом, чтобы они относились к одной генеральной совокупности. Участники КГ и группы А выполняли, разработанную программу физической коррекции, в то время как группа Б выполняла ту же программу, но в совокупности с курсом мануальной коррекции. По завершению четырех недель кинезикоррекции статистически достоверные изменения в средних показателях функционального индекса WOMAC по сравнению с исходными данными, зафиксированы в КГ и группах А и Б ($p < 0,05$) (таблица 12). У участников контрольной группы зафиксировано статистически достоверное улучшение уровня физической функциональности (на 15%) ($p = 0,024$). В показателях боли и тугоподвижности достоверных статистических различий не зафиксировано ($p > 0,05$). У участников с функциональными изменениями коленных суставов достоверно лучшие результаты по всем трем показателям функционального индекса WOMAC зафиксированы у участников группы Б. У участников группы А, боль в коленных суставах уменьшилась на 27%, в группе Б – на 39%. Уменьшение тугоподвижности в коленном суставе зафиксировано на уровне 39% и 42%, в группах А и Б соответственно. По шкале физической функциональности участники группы Б также показали лучшие результаты в сравнении с группой А – 50% и 28% соответственно.

В конце восьмой недели коррекции, достоверные статистические изменения у участников КГ зафиксированы во всех трех подшкалах функционального индекса WOMAC. Однако, стоит отметить, что хоть в показателях боли и тугоподвижности в коленных суставах достоверные статистические изменения и были зафиксированы, они не могут свидетельствовать о каких-либо существенных улучшениях, т.к. данные показатели изначально находились в пределах

нормы. Улучшение уровня физической функциональности составило 40%, по сравнению с данными полученными на четвертой недели коррекции ($p < 0,001$).

Таблица 12 – Изменение показателей функционального индекса WOMAC в ходе коррекции, баллы (М, 95% ДИ)

Значение	Исходные данные	4-я неделя	8-я неделя
Контрольная группа			
Совокупное значение WOMAC	93,1 (80,4; 105,9)	80,6* (67,2; 93,9)	50,5*^ (41,1; 59,8)
WOMAC – Боль	8,7 (7,4; 9,9)	8,4 (7,2; 9,7)	6,6*^ (4,9; 8,4)
WOMAC – Тугоподвижность	6,6 (5,1; 8,1)	6,7 (5,1; 8,2)	4,8*^ (3,2; 6,4)
WOMAC – Физическая функциональность	77,8 (61,5; 94,4)	65,5* (49,9; 81,1)	39,1*^ (25,3; 52,9)
Группа А			
Совокупное значение WOMAC	747,3 (675,4; 819,3)	525,5* (470,5; 580,7)	497,1* (440,1; 554,2)
WOMAC – Боль	146,6 (129,3; 163,6)	106,2* (92,0; 120,5)	108,6* (98,6; 118,7)
WOMAC – Тугоподвижность	78,2 (71,8; 84,7)	47,4* (42,4; 52,6)	39,9*^ (35,3; 44,5)
WOMAC – Физическая функциональность	522,5 (474,2; 570,9)	371,8* (336,1; 407,6)	348,5*^ (320,0; 377,1)
Группа Б			
Совокупное значение WOMAC	749,8 (682,9; 816,8)	394,4* (340,3; 448,5)	334,4*^ (287,1; 381,8)
WOMAC – Боль	145,9 (130,1; 161,6)	88,4* (76,5; 100,2)	76,3*^ (66,1; 86,5)
WOMAC – Тугоподвижность	79,8 (73,6; 85,9)	46,4* (41,4; 51,5)	30,5*^ (26,2; 34,9)
WOMAC – Физическая функциональность	524,1 (491,2; 557,1)	259,6* (222,4; 296,8)	227,6*^ (192,9; 262,1)

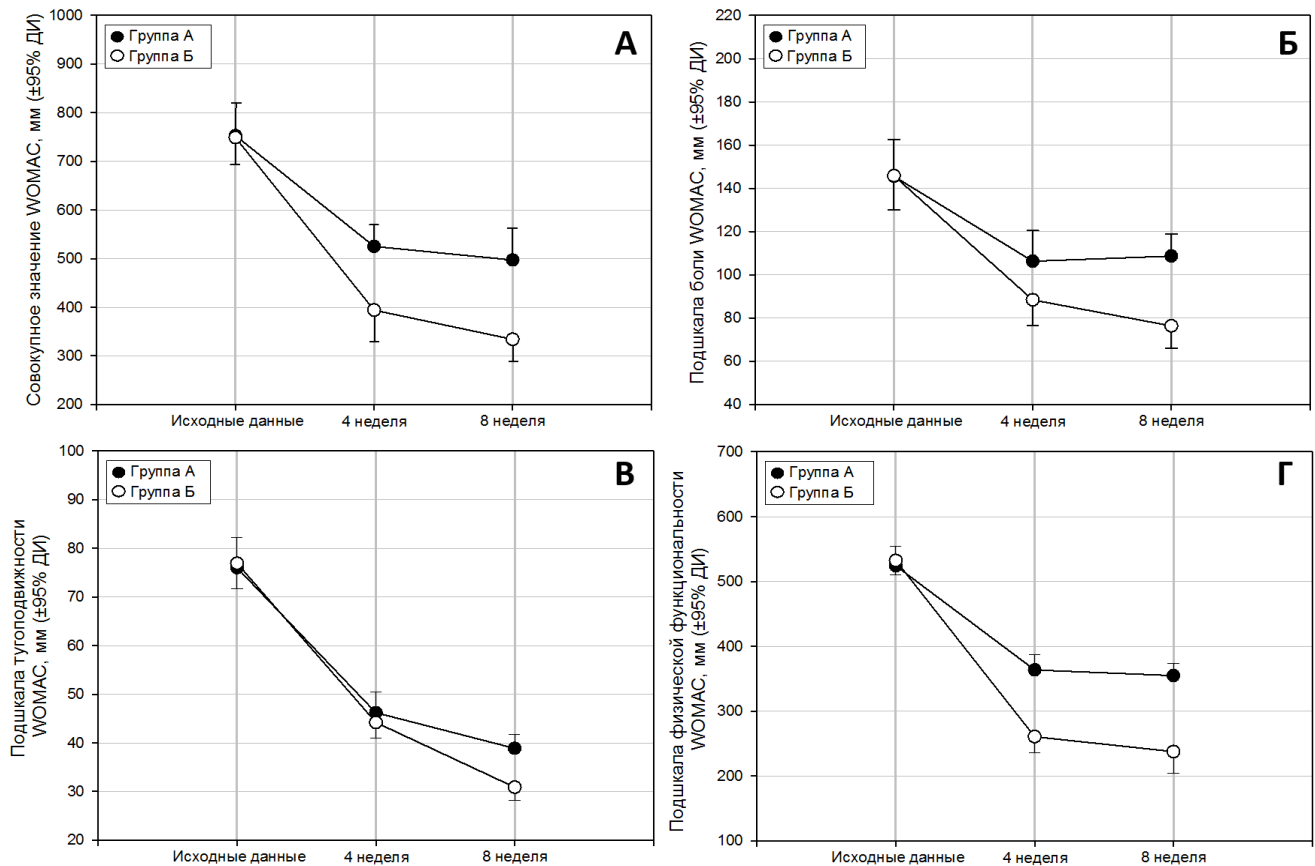
Примечание: Возможное совокупное значение WOMAC 0–2400. WOMAC – боль, возможное значение 0–500; WOMAC – тугоподвижность, возможное значение 0–200; WOMAC – физическая функциональность, возможное значение 0–1700; * – достоверные статистические различия между исходными показателями и показателями 4-й недели коррекции внутри группы, $p < 0,05$; ^ – достоверные статистические различия между показателями 4-й и 8-й недель коррекции внутри группы, $p < 0,05$

У женщин с нарушением функций коленного сустава статистически достоверные улучшения зафиксированы в обеих исследуемых группах. Однако, как и на прошлом срезе участники группы Б показали лучшие результаты по сравнению

с группой А. Увеличение подвижности коленных суставов по сравнению с результатами, полученными на четвертой неделе в группе А составило 15% против 34% в группе Б. Улучшение показателей по шкале физической функциональности в группах А и Б составило 6% и 12% соответственно. Уменьшение интенсивности боли в коленных суставах в группе Б зафиксировано на уровне 13%, тогда как у участников группы А наблюдается незначительное увеличение данного показателя – на 2%.

По завершению восьминедельного курса кинезикоррекции достоверные улучшения функционального состояния коленных суставов зафиксированы во всех исследуемых группах ($p < 0,05$) (рисунок 27). В контрольной группе улучшение по среднему совокупному значению функционального индекса WOMAC составило 45%, где основной процент приходится на улучшения, связанные с физической функциональностью. В группе А улучшение составило 33%, в группе Б – 55% (рисунок 27). Как видно из полученных данных по итогам восьми недель коррекционных занятий, группа Б показала статистически достоверно лучшие результаты, чем группа А. Но стоит отметить, что при сравнительном анализе результатов, полученных по итогам четырех недель коррекции, улучшения наблюдаемые у участников группы А, были не менее убедительными. Если брать в расчет экономическую составляющую представленных форм коррекционных мероприятий («физические упражнения» против «физические упражнения и мануальное воздействие»), то очевидно, что программа с включением мануального воздействия окажется более затратной в финансовом плане и в некотором аспекте может не дать желаемого результата в столь короткий период. Однако уже после четвертой недели коррекции, преимущество мануального воздействия становится очевидным, как в уменьшении боли и тугоподвижности в коленных суставах, так и увеличении физической функциональности. Результаты, полученные в группе Б, согласуются с результатами исследования с похожим видом интервенции [117], где также были зафиксированы статистически достоверные улучшения по функциональному индексу WOMAC. Разработанная программа кинезикоррекции доказала свою эффективность как по сравнению с похожими видами корри-

гирующих воздействий [131, 192], так и по сравнению с улучшениями, наблюдаемыми после эндопротезирования коленного сустава [158].



Примечание: А – совокупное значение, Б – боль, В – тугоподвижность, Г – физическая функциональность. Вертикальные линии – 95% ДИ

Рисунок 27 – Динамика показателей функционального индекса WOMAC

Достоверные статистические различия также зафиксированы в показателях боли после 4-й и 8-й недели коррекции при выполнении тестов на физическую работоспособность (встать и идти (ВИИ), 6-ти минутная ходьба (6МХ), «вставание») ($p < 0,05$) (таблица 13). Согласно полученным данным, достоверные статистические изменения показателей интенсивности боли в коленных суставах зафиксированы в группах А и Б. При сравнительном анализе исходных данных и данных полученных в конце восьмой недели кинезикоррекции, уменьшение интенсивности боли в коленных суставах зафиксировано на уровне 33% и 35% в группах А и Б соответственно. Стоит отметить, что в дотестовых показателях интенсивности боли в конце восьмой недели коррекции достоверных статистических различий между группами

А и Б зафиксировано не было, однако в показателях изменения динамики прироста боли после выполнения физической нагрузки, группа Б показала достоверно лучшие результаты. Динамика прироста боли по среднему совокупному значению, в группе А составила – до коррекции 27%, после коррекции 26%, в группе Б – 28% и 17% соответственно. В контрольной группе хоть и зафиксированы достоверные статистические различия в показателях боли, они не могут свидетельствовать о каких-либо существенных изменениях, т.к. данные параметры изначально находились в пределах нормы для людей данного возраста.

Таблица 13 – Изменение показателей боли до и после выполнения тестов на физическую работоспособность в ходе коррекции, мм (М, 95% ДИ)

Критерий	Исходные данные	Прирост	4-я неделя коррекции	Прирост	8-я неделя коррекции	Прирост
Контрольная группа (55-65 лет), n=35						
До ВИИ	5,4 (4,6;6,2)	0,2	3,5 (2,5; 4,2)	0,1	3,0 (2,1;3,9)	-0,2
После ВИИ	5,6 (4,8;6,4)		3,6 (2,7; 4,4)		2,8 (2,0;3,7)	
До 6МХ	4,9 (4,2;5,6)	-0,4	2,9 (2,1; 3,6)	0,3	3,6 (2,9;4,2)	-0,7
После 6МХ	4,5 (3,8;5,2)		3,2 (2,4; 4,0)		2,9 (2,2;3,5)	
До «вставание»	5,7 (4,7;6,7)	0,4	4,1 (3,1; 5,2)	1,1	2,3 (1,8;2,8)	0,6
После «вставание»	6,1 (5,1;7,1)		5,2 (4,1; 6,3)		2,9 (2,1;3,7)	
Группа А (55-65 лет), n=21						
До ВИИ	22,2 (20,0;24,4)	10,2	18,4 (16,7;20,0)*	9,2	16,1 (14,2;17,9)^	6,8
После ВИИ	32,4 (30,2;34,6)		27,6 (24,2;30,8)		22,9 (20,8;25,1)	
До 6МХ	24,6 (22,8;26,3)	3,9	18,2 (16,4;20,0)*	3,5	15,6 (12,5;18,8)^	3,6
После 6МХ	28,5 (25,1;31,7)		21,7 (18,6;24,8)		19,2 (16,4;22,0)	
До «вставание»	23,8 (20,9;26,7)	12,6	16,8 (15,1;18,4)*	10,8	14,9 (12,3;17,4)^	6,3
После «вставание»	36,4 (32,5;40,3)		27,6 (24,4;30,9)		21,2 (18,6;23,8)	
Группа Б (55-65 лет), n=22						
До ВИИ	21,7 (19,8;23,4)	11,1	18,1 (16,3;19,8)*	8,1	14,5 (12,1;16,9)^	5,2
После ВИИ	32,8 (30,7;34,9)		26,2 (23,9;28,5)		19,7 (16,8;22,5)	
До 6МХ	24,1 (22,3;25,9)	5,3	20,7 (18,9;22,6)*	4,6	15,9 (13,7;18,1)^	-0,8
После 6МХ	29,4 (25,7;33,1)		25,4 (22,6;28,2)		15,1 (13,2;17,3)	
До «вставание»	24,6 (21,5;27,8)	11,2	17,7 (15,7;19,8)*	7,4	15,1 (13,0;17,1)^	5,4
После «вставание»	35,8 (32,1;39,5)		25,1 (22,6;27,5)		20,5 (18,3;22,7)	

Примечание: ВАШ – визуально-аналоговая шкала, возможное значение 0–100 мм; * – достоверные статистические различия между исходными показателями и показателями на 4-й неделе коррекции внутри группы, $p < 0,05$; ^ – достоверные статистические различия между показателями 4-й и 8-й недель коррекции внутри группы, $p < 0,05$

Помимо уменьшения боли в коленных суставах у участников исследования зафиксированы статистически достоверные улучшения показателей физической рабо-

тоспособности. На выполнение теста ВИИ здоровые пожилые женщины (КГ) в среднем затратили $7,4 \pm 0,5$ сек, что статистически достоверно отличается от исходных показателей – $8,1 \pm 0,6$ сек ($p=0,027$). Среднее пройденное расстояние при выполнении теста 6МХ увеличилось с 560 ± 30 м до 631 ± 36 м (на 13%) ($p=0,001$). Женщины из групп А и Б после коррекции функциональных изменений на выполнение теста ВИИ в среднем затратили $10,7 \pm 0,9$ сек и $10,1 \pm 0,7$ сек, что статистически достоверно отличается от времени, затраченного при выполнении аналогичного теста до коррекции – $12,9 \pm 1,1$ сек и $13,1 \pm 1,2$ сек соответственно ($p < 0,001$). При выполнении теста 6МХ, среднее пройденное расстояние в группе А увеличилось с 495 ± 37 м до 567 ± 41 м (на 14%) ($p < 0,001$), в группе Б – с 503 ± 39 до 588 ± 42 (на 17%) ($p < 0,001$). Полученные данные свидетельствуют о том, что укрепляющие физические упражнения в совокупности с периодическим использованием мануальных методов коррекции оказывают более выраженные положительные эффекты от корригирующих воздействий, что имеет большое значение для определения оптимальной частоты последующих занятий. На основе результатов данного исследования представляется целесообразным практика создания периодической перепроверки назначений, позволяющая оградить человека от выполнения повторной уже более неэффективной программы физической коррекции. Для сохранения положительных эффектов, полученных от мануальной коррекции и физических упражнений на более длительный период, целесообразным является более равномерное распределение занятий. Данное предложение основывается на том, что у некоторых участников исследования положительные эффекты от занятий наблюдались уже на 2–4 посещение, в то время как другим для получения того же результата требовалось более длительный период времени.

Помимо уменьшения признаков функциональных нарушений коленного сустава, было установлено, что после комплексной коррекции происходит компенсация биомеханических изменений между коленными суставами опорных конечностей. В обеих группах после проведенных корригирующих мероприятий исчезла отчетливо выраженная асимметрия между коленными суставами нижних конечностей. Обе группы показали статистически достоверные изменения в кинематике доминантных и недоминантных конечностей (таблица 14). Однако при проведении сравнительного

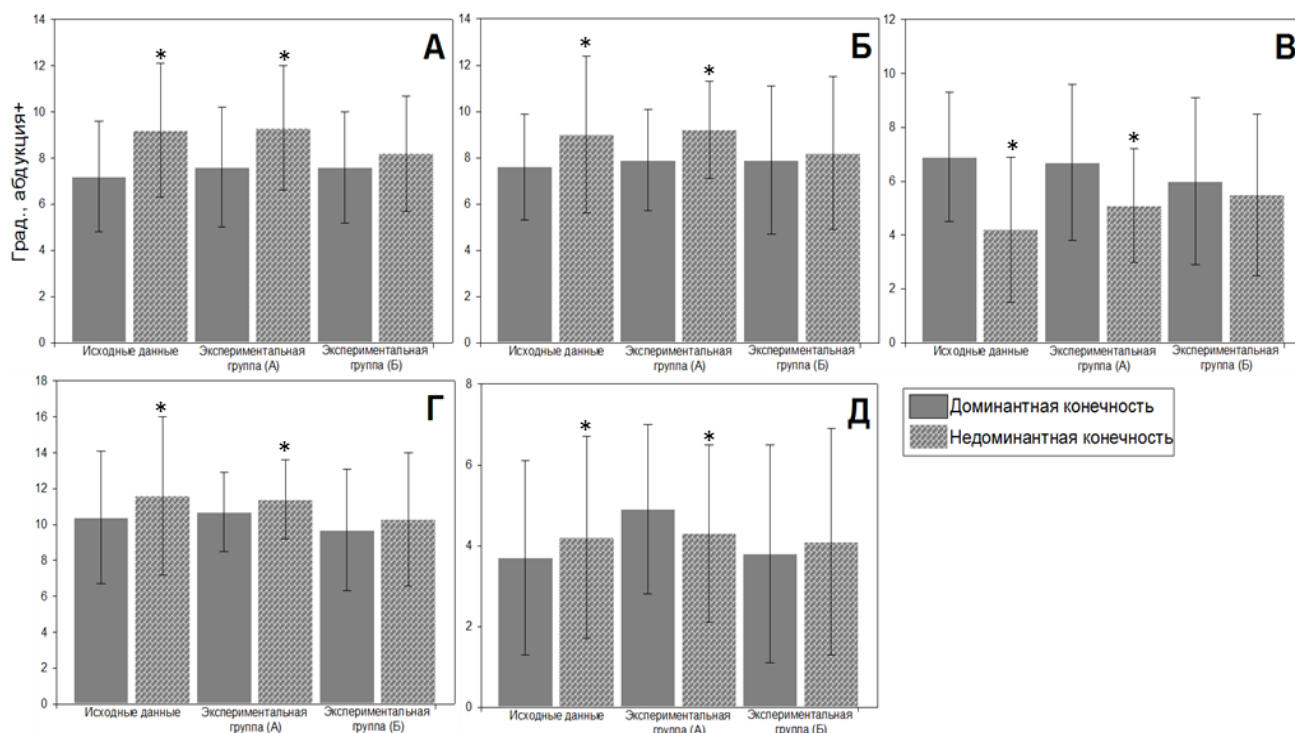
анализа установлено, что группа Б показала существенно лучшие результаты по сравнению с группой А.

Во фронтальной плоскости у участников группы Б, на протяжении всех пяти измеряемых событий зафиксировано выравнивание ангулярной асимметрии в коленных суставах между доминантной и недоминантной конечностями. Установлено, что после 8-ми недель коррекции кинематика коленных суставов доминантной и недоминантной конечностей у участников группы Б стала сходной и статистически значимо не различалась ($p > 0,05$). В то время как у испытуемых группы А была зафиксирована лишь тенденция к уменьшению ангулярной асимметрии между конечностями. Разница ангулярных положений коленных суставов между доминантной и недоминантной конечностями в начале теста составила 22% против 7% (до коррекции 27%), при подъеме – 16% против 3% (до коррекции 18%), в конце теста – 24% против 9% (до коррекции 39%), при максимальной угловой позиции сустава – 8% против 6% (до коррекции 12%), при минимальной угловой позиции сустава – 13% против 7% (до коррекции 13%) в группах А и Б соответственно (рисунок 28).

Таблица 14 – Кинематические параметры коленных суставов (в град). Углы выражены в средних значениях $\pm$ стандартное отклонение ($M \pm \sigma$)

Событие	Плоскость	До реабилитации (Д/НД)	Группа А (Д/НД)	Группа Б (Д/НД)
Начало	Сагиттальная	-84,4 $\pm$ 4,3 / -84,4 $\pm$ 3,7	-84,5 $\pm$ 4,6 / -84,5 $\pm$ 4,6	-85,1 $\pm$ 3,1 / -85,2 $\pm$ 3,2
	Фронтальная	7,2 $\pm$ 2,4 / 9,2 $\pm$ 2,9 ^a	7,6 $\pm$ 2,6 / 9,3 $\pm$ 2,7 ^a	7,6 $\pm$ 2,4 / 8,2 $\pm$ 2,5
	Поперечная	4,8 $\pm$ 2,7 / 6,3 $\pm$ 3,0 ^a	4,9 $\pm$ 2,1 / 6,4 $\pm$ 2,1 ^a	4,5 $\pm$ 2,1 / 5,4 $\pm$ 2,2 ^a
Подъем	Сагиттальная	-79,7 $\pm$ 5,5 / -79,5 $\pm$ 6,3	-79,5 $\pm$ 3,8 / -79,3 $\pm$ 3,9	-80,1 $\pm$ 3,5 / -80,1 $\pm$ 3,7
	Фронтальная	7,6 $\pm$ 2,3 / 9,0 $\pm$ 3,4 ^a	7,9 $\pm$ 2,2 / 9,2 $\pm$ 2,1 ^a	7,9 $\pm$ 3,2 / 8,2 $\pm$ 3,3
	Поперечная	4,4 $\pm$ 2,8 / 4,9 $\pm$ 2,9	4,6 $\pm$ 2,1 / 5,0 $\pm$ 2,2	3,7 $\pm$ 2,2 / 4,0 $\pm$ 2,3
Конец	Сагиттальная	-9,7 $\pm$ 3,1 / -9,5 $\pm$ 2,8	-9,6 $\pm$ 2,6 / -9,7 $\pm$ 2,6	-10,4 $\pm$ 2,9 / -10,3 $\pm$ 2,8
	Фронтальная	6,9 $\pm$ 2,4 / 4,2 $\pm$ 2,7 ^a	6,7 $\pm$ 2,9 / 5,1 $\pm$ 2,1 ^a	6,0 $\pm$ 3,1 / 5,6 $\pm$ 3,0
	Поперечная	2,6 $\pm$ 2,2 / 0,6 $\pm$ 3,4 ^a	1,5 $\pm$ 1,6 / 1,9 $\pm$ 2,0 ^a	1,8 $\pm$ 2,2 / 1,6 $\pm$ 2,1
Максимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	-9,7 $\pm$ 3,7 / -9,5 $\pm$ 3,1	-9,7 $\pm$ 3,5 / -9,6 $\pm$ 3,3	-10,5 $\pm$ 3,1 / 10,3 $\pm$ 3,2
	Фронтальная	10,4 $\pm$ 3,7 / 11,6 $\pm$ 4,4 ^a	10,7 $\pm$ 2,2 / 11,4 $\pm$ 2,2 ^a	9,7 $\pm$ 3,4 / 10,3 $\pm$ 3,7
	Поперечная	7,8 $\pm$ 2,5 / 7,5 $\pm$ 2,7	7,9 $\pm$ 2,1 / 7,6 $\pm$ 2,1	6,9 $\pm$ 2,8 / 6,6 $\pm$ 2,4
Минимальная угловая позиция сустава	Сагиттальная	-84,4 $\pm$ 4,3 / -84,4 $\pm$ 3,7	-84,5 $\pm$ 4,6 / -84,5 $\pm$ 4,6	-85,1 $\pm$ 3,1 / -85,2 $\pm$ 3,2
	Фронтальная	3,7 $\pm$ 2,4 / 4,2 $\pm$ 2,5 ^a	4,9 $\pm$ 2,1 / 4,3 $\pm$ 2,2 ^a	3,9 $\pm$ 2,7 / 4,1 $\pm$ 2,8
	Поперечная	1,3 $\pm$ 3,0 / -0,8 $\pm$ 2,9 ^a	2,7 $\pm$ 2,4 / 0,6 $\pm$ 2,3 ^a	1,3 $\pm$ 2,3 / 1,0 $\pm$ 2,2

Примечание: Сагиттальная (разгибание), фронтальная (боковые движения) и поперечная (внутренняя/наружная ротация) плоскости. Д/НД – доминантная/недоминантная нижняя конечность; М – среднее значение; σ – стандартное отклонение; а – статистически значимое различие между доминантной и недоминантной конечностями внутри группы $p < 0,01$

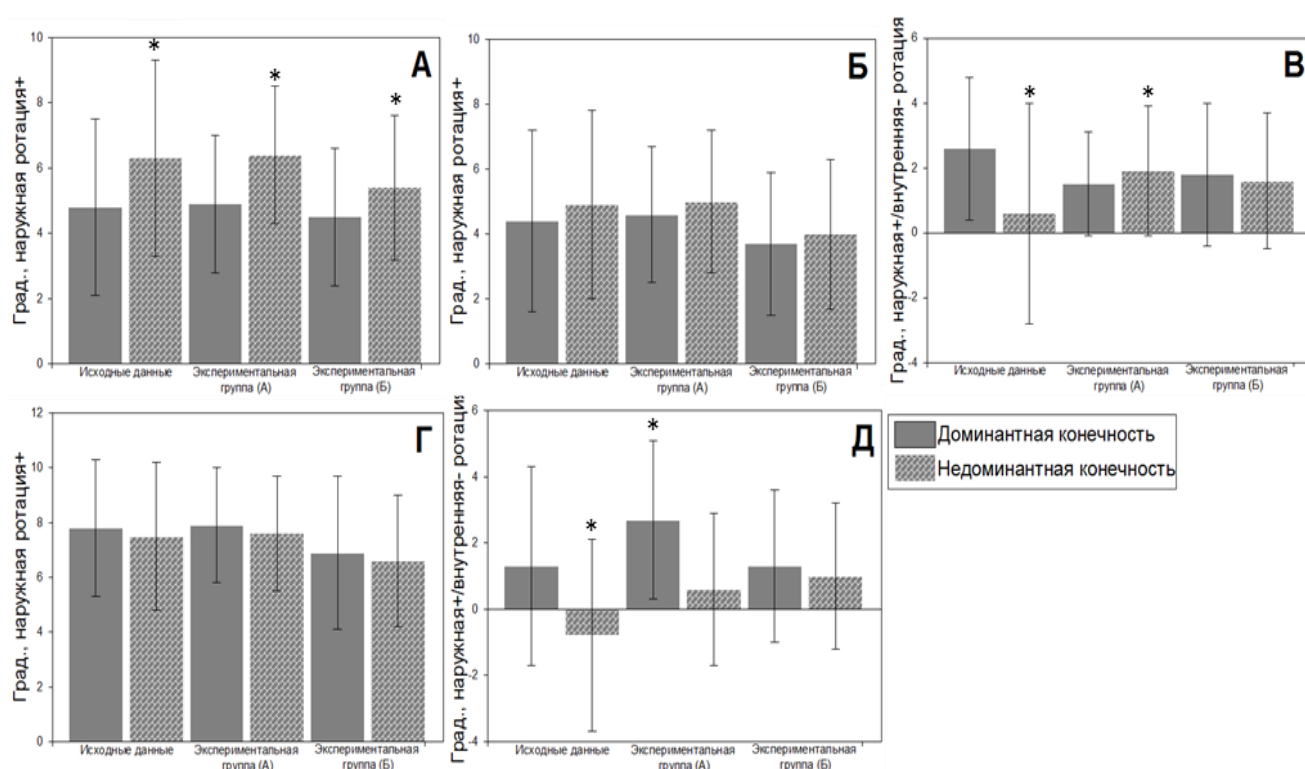


Примечание: А – в начале теста, Б – при подъеме, В – в конце теста, Г – при максимальном угловом положении, Д – минимальном угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания во фронтальной плоскости; * – достоверные различия между доминантной и недоминантной конечностями, $p < 0,01$

Рисунок 28 – Угловые позиции коленных суставов

Уменьшение латерального смещения в коленных суставах, может свидетельствовать о том, что нагрузка между суставными поверхностями (внутренней и наружной) коленных суставов после коррекции стала распределяться более равномерно, что, в свою очередь способствует уменьшению износа латеральной и медиальной частей бедренно-большеберцового сочленения [90]. В поперечной плоскости также зафиксированы существенные различия между исходными данными и данными полученными после коррекции ($p < 0,01$). Установлено, что у участников группы Б на протяжении четырех фиксируемых событий (подъем, конец, максимальная и минимальная угловые позиции) кинематика осевой ротации коленных суставов доминантной и недоминантной конечностей стала сходной и статистически значимо не отличалась ($p > 0,05$). У участников группы А в начале и конце теста была зафиксирована лишь тенденция к уменьшению ангулярной асимметрии, тогда как при минимальном значении угла было зафиксировано не-

большое увеличение ангулярной асимметрии между конечностями, а при подъеме и при максимальном значении угла ангулярные значения остались без существенных изменений. Разница ангулярных положений осевой ротации коленных суставов между доминантной и недоминантной конечностями в начале теста составила 30% и 20% (до коррекции 31%), при подъеме 11% и 10% (до коррекции 16%), в конце теста 26% и 12% (до коррекции 77%), при максимальной угловой позиции сустава 4% и 4% (до коррекции 4%), при минимальной угловой позиции сустава 78% и 24% (до коррекции 61%) в группах А и Б соответственно (рисунок 29).



Примечание: А – в начале теста, Б – при подъеме, В – в конце теста, Г – при максимальном угловом положении, Д – минимальном угловом положении, которые были зафиксированы при выполнении тестового задания в поперечной плоскости; * – достоверные различия между доминантной и недоминантной конечностями, $p < 0,01$

Рисунок 29 – Угловые позиции коленных суставов

Уменьшение уровня асимметрии осевой ротации в коленных суставах, вероятнее всего было достигнуто за счет уменьшения смещения надколенника кнаружи в недоминантной конечности. Поскольку по бокам надколенник удерживают две связки, наружная и внутренняя, где наружная связка тянет надколенник

кнаружи и не дает ему сместиться кнутри, а внутренняя тянет надколенник кнутри, не давая ему вывихнуться кнаружи, можно предположить, что до коррекции внутренняя связка недоминантной конечности была ослаблена, из-за чего и была зафиксирована разница между доминантной и недоминантной конечностями. Слабость внутренней связки может привести к тому, что надколенник будет ложиться в борозду между мыщелками бедренной кости со смещением кнаружи [185]. Но нужно учесть, что осевая стабильность надколенника обеспечивается не только благодаря связкам, но и мышцам, в частности медиальной широкой мышцей бедра, входящей в состав четырехглавой мышцы, которая тянет надколенник кнутри. Если медиальная широкая мышца бедра будет слабой, то она также не будет полноценно стабилизировать надколенник, из-за чего он также будет смещаться кнаружи [97]. Следовательно, можно сделать вывод, что после коррекции надколенник недоминантной конечности стал ложиться в борозду между мыщелками бедренной кости более правильно, т.е. центрировано, из-за чего работа надколенника как блока при разгибании колена стала более эффективной.

В сагиттальной плоскости достоверных статистических различий в кинематике коленных суставов между данными полученными до и после коррекции ни в одной из групп зафиксировано не было ($p > 0,05$).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Совершенствование процесса коррекции функций опорно-двигательной системы у людей пожилого возраста остается сложной и многогранной проблемой. Ее актуальность определяется не только ростом количества пожилых людей подверженных данному недугу, но и количеством случаев их инвалидизации. Эффективность проведения реабилитации при помощи мануальных методов коррекции во многом определяется точностью донозологической диагностики характера и локализации физиологических и биомеханических изменений в структурах опорно-двигательного аппарата. Однако, несмотря на растущий научный интерес и практическую потребность, в настоящее время существует большой дефицит средств объективной оценки функциональных изменений в структурах опорно-двигательного аппарата в целом и коленного сустава в частности. В настоящее время оценка функциональных изменений основывается преимущественно на субъективной визуальной диагностике, позволяющей оценить оптимальность двигательного стереотипа только в двух плоскостях движения (фронтальной и сагиттальной).

Не секрет, что способность человека поддерживать оптимальный уровень двигательной и физической активности определяется функциональным состоянием обеих нижних конечностей. При нарушении коленного сустава, изменяется рациональный стереотип движений. Положение человека становится менее устойчивым, что проявляется в значительном увеличении движений в суставе, направленных на его стабилизацию, что как следствие приводит к росту вариативности движений в суставах всей кинематической цепи нижней конечности (тазобедренный и голеностопный суставы). Принимая во внимание данный факт, становится очевидным, что для объективной оценки функциональных изменений в коленном суставе необходимо учитывать не только проявление морфологических изменений в нем, но также оценивать кинематику смежных суставов.

Использование кинематических характеристик в качестве критериев оценки двигательных функций коленных суставов позволило существенно повысить уровень информативности исследования, подняв на качественно новый уровень диагностические возможности уже известных методов оценки. Кинематическая составля-

являющаяся наиболее информативной характеристикой в оценке движений человека, позволяющая наиболее полно судить об особенностях функционирования суставов. Использование кинематических характеристик в качестве основного биомеханического параметра объясняется следующим образом. Поскольку в диагностической практике оценки функциональных изменений при помощи биомеханического анализа речь идет об изменении стереотипа движения относительно нормы, динамические критерии не позволили бы в полной мере подойти к решению данного вопроса, т.к. при нарушениях суставов нижних конечностей с одновременной компенсаторной перестройкой стереотипа движения снижается нагрузка на пораженную конечность, одновременно увеличивается сила опоры на здоровую (менее пораженную) конечность, из-за чего сравнение реакций опоры здоровой конечности и конечности с нарушенным суставом приводит к ошибке, поскольку возникает необходимость сравнивать реакции опоры не двух конечностей, а реакции опоры конечностей здорового человека и человека с нарушениями суставов. Биомеханическое исследование позволило выявить не только функциональные изменения в коленном суставе, но и оценить влияние двигательных нарушений в коленных суставах на смежные суставы (тазобедренный, голеностопный). В процессе проведения исследования установлено что боль, вызванная нарушениями в коленном суставе, изменяет не только стереотип движения сустава, но и влияет на длительность выполнения отдельных фаз движения.

В дальнейшем, для более полной характеристики функционального состояния коленного сустава нами был разработан диагностический алгоритм действий, включающий следующие элементы: биомеханическая оценка двигательной функции коленного сустава, оценка общего уровня функциональных возможностей человека, определение наиболее выраженного нарушения коленного сустава (боль, тугоподвижность и др.). Согласно данному алгоритму, методика оценки функционального состояния коленного сустава состояла из трех основных разделов: оценка двигательной функции, оценка уровня функциональной работоспособности человека и выявление наиболее выраженного нарушения коленного сустава. Предложенный алгоритм действий позволил четко определить диагностическую ценность и значимость

каждой методики исследования для дальнейшей оценки эффективности разработанных корректирующих воздействий. Данный алгоритм действий принципиально отличается от других принятых систем и позволил объективно оценить показатели двигательной функции коленного сустава. Предложенная схема действий не является инвазивной и позволяет значительно сократить время на принятие решения о выборе объективной методики и тактики коррекции двигательной функции коленного сустава.

Для количественной оценки интенсивности боли в коленном суставе, использовалась визуально-аналоговая шкала. Сопоставление количества баллов до и после проведения тестов на физическую работоспособность позволило нам оценить динамику испытываемой человеком боли. Однако, в этой связи исследование было не лишено некоторой доли субъективизма. Как известно, при использовании визуально-аналоговой шкалы каждый индивид оценивает интенсивность боли исходя из личного «болевого» опыта. Люди, впервые испытывавшие боль в коленном суставе, зачастую считают, что более интенсивную боль трудно вообразить, и могут отметить максимальное количество баллов, в то время как люди более старшего возраста с длительным болевым синдромом (более 1-го года) как правило сдержанней оценивают свои ощущения, а результаты их тестирования более адекватны и лучше коррелируют с объективными дегенеративными проявлениями нарушений. Данный факт был характерен для всех групп нашего исследования. В ходе сравнительного и корреляционного анализов было установлено, что возраст у пожилых женщин, является одним из ключевых факторов, оказывающий влияние на уровень физической работоспособности, в то время как у женщин с функциональными нарушениями коленных суставов, возраст, также является модифицирующим фактором, влияющий на прогрессирование дегенеративных и функциональных изменений в коленных суставах, проявляющихся в виде увеличения боли и тугоподвижности в нарушенном суставе. Предварительная оценка функционального состояния коленных суставов и уровня физической работоспособности позволила более обоснованно подойти к составлению и реализации программ коррекции двигательной функции коленного сустава.

Как известно, основная масса нарушений двигательной функции коленного сустава представлена именно функциональными изменениями, проявляющиеся в начале минимальными признаками, и со временем прогрессируя в более сложные патологические состояния. Основными нарушениями кинематических характеристик у людей с дегенеративными изменениями структур ОДА являются: ограничения амплитуды движений, трофические нарушения, снижение силы мышц. Именно в этом соответствии необходимо строить корректирующую программу, направленную на коррекцию выявленных функциональных изменений – восстановление амплитуды движений, нормализация трофики, уменьшение боли в суставе, восстановление мышечной силы и выносливости. Использование мануальных методов коррекции в комплексе реабилитационных мероприятий, как показало исследование, позволило не только существенно уменьшить значимость болевого синдрома и повысить уровень функциональной работоспособности испытуемых женщин, но и существенно повлиять на кинематику движений, в виде уменьшения ангулярной асимметрии между коленными суставами. Исходя из вышесказанного можно заключить, что мануальные методы коррекции являются важнейшим элементом начальных этапов корректирующих мероприятий при коррекции функциональных изменений коленных суставов, а предлагаемый алгоритм функциональной коррекции является оптимальным для восстановления и компенсации двигательной функции коленного сустава. Результаты их практической реализации соответствуют представленным ранее теоретическим положениям. Однако необходимо подчеркнуть, что лишь совокупная и последовательная реализация корректирующих мероприятий, по результатам проведенной оценки функционального состояния коленного сустава, в согласии с задачами этапов формирования двигательного акта (описаны во второй главе), способна определить успех и дать наиболее лучший результат в восстановлении нарушенной двигательной функции.

Перспективы дальнейшей разработки темы диссертационного исследования. Перспективы дальнейшей разработки темы лежат во внедрении полученных результатов в практику оздоровительных и реабилитационных центров. Сле-

дует изучить особенности функционирования всей кинематической цепи нижней конечности у мужчин и женщин разного возраста.

Практические рекомендации: Использование биомеханической оценки двигательной функции коленного сустава с последующим компьютерным статистическим и визуальным анализом позволит объективно оценить пространственно-временные (кинематические) характеристики движений, что обеспечит повышение эффективности изучения физиологических эффектов, возникающих в процессе коррекции функциональных нарушений; кинематические характеристики являются объективным показателем для диагностики функциональных нарушений в коленном суставе, как на начальных стадиях, так и динамики измененного функционального состояния; предложенную методику биомеханической оценки двигательной функции коленного сустава рекомендуется использовать в оздоровительных центрах для вводного и этапного контроля эффективности корригирующих воздействий; при дозировании физического воздействия необходимо основываться на физиологических, биомеханических особенностях не только нарушенного сустава, но и самих физических упражнений и манипуляций; дозировку физического воздействия рекомендуется определять индивидуально для каждого человека не только с учетом его функциональных возможностей, но и с учетом интенсивности испытываемых болевых ощущений и биомеханических особенностей коленного сустава.

По результатам диссертации можно сделать следующие выводы:

1. У женщин пожилого возраста при взаимодействии нижних конечностей с поверхностью опоры двигательные функции коленных суставов изменяются в большей степени на стороне конечности с более выраженными функциональными нарушениями, что является следствием принципа неустойчивости движений звеньев человеческого тела, как из-за изменения его морфологии, так и испытываемой боли. Изменение двигательной функции в интактном коленном суставе является приспособительным механизмом для снижения болевых ощущений, возникающих в процессе выполнения двигательных действий. Выявлен механизм изменения физиолого-биомеханических параметров при выполнении движения вставания, который состоит в ухудшении точности управления движениями нижних конечностей и варьи-

ровании временных параметров первых фаз движения (вставание), приводящих к компенсаторным изменениям длительности выполнения последующих фаз.

2. Выявленные изменения двигательной функции коленного сустава оказывают существенное влияние на двигательные функции тазобедренного сустава. У женщин пожилого возраста с нарушением двигательной функции коленного сустава зафиксированы достоверно большие угловые моменты экстензий, отведений и ротаций в тазобедренном суставе по сравнению с женщинами без нарушений двигательной функции коленного сустава. Установлено, что для донозологической диагностики функционального состояния основных суставов нижних конечностей информативным биомеханическим параметром является кинематическая характеристика и варьирование временных параметров при выполнении движения вставания.

3. Нарушения функций коленных суставов с возрастом оказывают существенное влияние на уровень функциональной работоспособности и мобильности человека и, как следствие, оказывает влияние на стереотип движения конечности в целом.

4. Последовательная реализация физических упражнений в совокупности с мануальными методами коррекции, и с учетом этапов формирования двигательного акта и биомеханических характеристик суставов дает более лучшие результаты при компенсации возрастных изменений двигательной функции. Разработанная программа физической коррекции двигательной функции коленного сустава статистически достоверно уменьшает интенсивность боли и тугоподвижность в суставе – на 47% и 50% соответственно, увеличивается общий уровень физической функциональности – на 55%. Кроме этого, уменьшается уровень угловой асимметрии между коленными суставами, в результате чего происходит изменение структуры нерационального, прочно сложившегося стереотипа движения.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АФК	Адаптивная физическая культура
ВИИ	Физический тест «встать и идти»
ОДС	Опорно-двигательная система
ГС	Голеностопный сустав
ДЦП	Детский церебральный паралич
ИМТ	Индекс массы тела
КС	Коленный сустав
МТ	Масса тела
ОДА	Опорно-двигательный аппарат
ТБС	Тазобедренный сустав
ФА	Физическая активность
ФУ	Физические упражнения
ЦР	Центр ротации
ЦТ	Центр тяжести
6МХ	Физический тест «6-ти минутная ходьба»

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Александер Р. Биомеханика. М.: Мир, 1970. 339 с.
2. Анохин П. К. Системные механизмы высшей нервной деятельности. Избр. труды. М.: Наука, 1979. 476 с.
3. Анохин П. К. Узловые вопросы теории функциональной системы. М.: Наука, 1980. 197 с.
4. Асфандияров Р. И., Лазько А. Е., Росткова Е. Е. Закономерности роста ядер окостенения длинных трубчатых костей плодов человека мужского пола // Новости спортивной и медицинской антропологии. Ежеквартальный научно-информационный сборник. М., 1990. №2. С. 155–156.
5. Ахмедов Ш. М., Шамирзаев Н. Х., Мухамаджанов А. Гистологические показатели суставного хряща в пожилом и старческом возрасте // Морфология. 2002. Т.121. № 2–3. С. 15.
6. Ахметдинова Э. Х., Вагапова В. Ш., Борзилова О. Х. Биомеханические свойства мест фиксации связок коленного сустава у плодов и новорождённых детей // Медицинский вестник Башкортостана. 2014. №4. С. 40–43
7. Бадочкин В. В. Остеоартроз коленного сустава: клиника, диагностика, лечение // Современная ревматология. 2013. № 3. С. 70–75.
8. Барон М. А. Реактивные структуры внутренних оболочек. Л.: Медгиз, 1949. 463 с.
9. Безгородков Ю. А., Корнилов Н. Н., Петухов А. И. Биомеханические показатели стояния и походки больных после тотального эндопротезирования коленного сустава с использованием компьютерной навигации // Травматология и ортопедия России. 2011. Т. 4. № 62. С. 11–17.
10. Бернштейн Н. А. Биомеханика и физиология движений. / Под ред. В. П. Зинченко. М.: Издательство «Институт практической психологии», Воронеж: НПО «МОДЭК», 1997. 608 с.
11. Борисов Д. Б., Киров М. Ю. Эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов: эпидемиологические аспекты и влияние на качество жизни // Экология человека. 2013. №8. С. 52–57.

12. Бранков Г. Основы биомеханики // Пер. с болг. под ред. И. В. Кнетса. М.: Мир, 1981. 254 с.
13. Буравцов П. П., Тропин В. И., Мальцева Л. В. Лечение вывиха надколенника различной этиологии в сочетании с сопутствующей патологией // Гений ортопедии. 2014. №1. С. 25–29.
14. Быков В. Г. Цитология и общая гистология. СПб, 1999. 497 с.
15. Вагапова В. Ш., Борзилова О. Х., Дильмухаметова Л. М. Возрастные изменения реактивных структур в переходной зоне синовиальной мембраны коленного сустава // Морфология. 2016. Т. 149. № 3. С. 44–45.
16. Вагапова В. Ш., Костина Ю. В., Нурбулатова Л. Г. Вариантная анатомия синовиальных сумок коленного сустава на этапах онтогенеза // Медицинский вестник Башкортостана. 2012. Т. 7. № 6. С. 89–92.
17. Вагапова В. Ш., Рыбалко Д. Ю. Морфология и биомеханические свойства менисков коленного сустава человека и их связок // Функциональная морфология элементов коленного сустава. Уфа, 2015. С. 84–122.
18. Вагапова В. Ш., Рыбалко Д. Ю. Морфология надколенника человека // Функциональная морфология элементов коленного сустава. Уфа, 2015. С. 182–210.
19. Валуева В. П. Возрастные особенности эласто-динамических свойств крупных связок локтевого, коленного и голеностопного суставов человека // Материалы VII науч. конф. по вопросам возрастной морфологии, физиологии и биохимии. М., 1965. С. 32–33.
20. Гайворонский И. В. Нормальная анатомия человека. // Спец. лит. Т. I. СПб, 2000. 560 с.
21. Галлямов М. М. Фиброархитектоника, биомеханические свойства и микро-васкуляризация крестообразных и коллатеральных связок коленного сустава: автореф. дисс. ... канд. мед. наук: / Галлямов Марсель Муринович. Ярославль, 1989. 28 с.
22. Гибадуллина Ф. Б., Минигазимов Р. С., Насибуллина Л. Г., Гареева К. С., Латыпова А. М., Мухетдинова Л. З., Гибадуллина Г. Ф., Сахипова Л. Р., Курочкина А. О., Хисматуллина У. З., Фатхиева Л. Р. Факторы, обуславливающие возрастные изменения строения фиксирующих элементов надколенника и сгиба-

тельной системы коленного сустава в целом // Международный научно-исследовательский журнал. 2016. № 5–5 (47). С. 137–140.

23. Давыдов О. Д., Шлыков И. Л., Кузнецова Н. Л. Биомеханическая оценка исходов лечения пациентов с травмой таза // Российский журнал биомеханики. 2011. № 15 (2). С. 84–90.

24. Дедух Н. В., Панков Е. Я. Скелетная ткань. Руководство по гистологии. СПб, 2001. Т. 2. С. 286–299.

25. Деревянко И. В. Морфофункциональная характеристика гиалинового хряща коленного сустава в норме и при хондропластике его экспериментальных повреждений: дисс. ... канд. мед. наук: / Деревянко Игорь Валентинович. Волгоград, 2004. 138 с.

26. Еникеев Р. И., Скалдин О. А. Морфологические, структурные и гистологические особенности гиалинового хряща коленного сустава человека в норме. Микроциркуляторное русло соединительнотканых образований // Сборник научных трудов. Уфа, 1998. С. 26.

27. Ермак Е. М. Ультразвуковые критерии оценки структуры суставного хряща и субхондральной кости // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2005. № 5. С. 102–114.

28. Ефимов А. П. Информативность биомеханических параметров походки для оценки патологии нижних конечностей // Российский журнал биомеханики. 2012. Т. 16. № 1. С. 80–88.

29. Жилиев А. А. Биомеханические и электрофизиологические критерии оценки функционального состояния опорно-двигательного аппарата нижних конечностей: дисс. ... доктора тех. наук: / Жилиев Алексей Анатольевич. Москва, 2003. 233 с.

30. Заболеваемость населения России (в 2001–2015 годах): статистические материалы Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации [Электронный ресурс]. URL: http://www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat_main/rosstat/ru/statistics/population/healthcare/ (дата обращения 20.05.2015).

31. Зоря В. И., Лазишвили Г. Д., Шпаковский Д. Е. Деформирующий артроз коленного сустава. М.: Литтерра, 2010. 320 с.
32. Капанджи А. И. Нижняя конечность. Функциональная анатомия. М.: Эксмо, 2010. 336 с.
33. Каплан А. В. Основы травматологии пожилого возраста. М.: Медицина, 1965. 251 с.
34. Капустина Т. М. Некоторые топографо-анатомические особенности переднебокового отдела колена применительно к вывиху надколенника: автореф. дисс. ... канд. мед. наук: / Капустина Татьяна Михайловна. Харьков, 1949. 23 с.
35. Киселевский Ю. М., Ложко П. П. Структурно-функциональная цепь опорно-двигательного аппарата человека // Достижения и инновации в современной морфологии: сборник трудов научно-практической конференции с международным участием, посвященной 115-летию со дня рожд. академика Давида Моисеевича Голуба: в 2-х томах. Под редакцией П.Г. Пивченко и Н.А. Трушель. 2016. С. 9–12.
36. Клименко И. Г. Способ диагностики повреждения медиального мениска коленного сустава // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. 2005. № 6. С. 128.
37. Козлов В. И., Гурова О. А. Анатомия человека: учебное пособие. М.: Изд-во РУДН, 2002. 187 с.
38. Койлубаева Г. М. Качество жизни больных ревматоидным артритом и фармакоэкономические аспекты заболевания: дисс. ... канд. мед. наук: / Койлубаева Гулазик Маликовна. Москва, 2005. 155 с.
39. Кривиня Е. Н., Мосунов Д. Ф. Старение и задачи физической культуры в пожилом возрасте // Адаптивная физическая культура. 2015. № 1 (61). С. 46–49.
40. Куприянов В. В., Манукян Л. А. Основы микроциркуляции в синовиальных мембранах. Ереван: Айастан, 1998. 200 с.
41. Лагунова И. Г. Рентгеноанатомия скелета. М.: Медицина, 1981. 368 с.
42. Лифшиц В. М., Сидельникова В. И. Лабораторные тесты при заболеваниях человека. М.: Триада Х, 2003. 348 с.

43. Майка О. Ю., Багирова Г. Г., Попова Л. В. Диагностические возможности ультразвукового сканирования коленных суставов при остеоартрозе // Терапевтический архив. 2005. № 4. С. 44–50.

44. Миллер Б. С., Ржавина В. П., Ваганова И. П. О состоянии мышц, окружающих тазобедренные суставы, у больных коксартрозом в ходьбе // Тезисы докладов 2-ой Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики. Рига, «Зинатне», 1979. Т. 4. С. 208–211.

45. Минигазимов Р. С., Вагапова В. Ш., Габбасов А. Г. Структурные основы синовиальной помпы суставов // Тезисы 5-го общероссийского съезда анатомов, гистологов и эмбриологов. М., 2004. С. 66.

46. Миронов С. П., Цыкунов М. Б., Буйлова Т. В. Реабилитация при повреждении капсульносвязочного аппарата коленного сустава (оперативное лечение) // Вестник восстановительной медицины. 2016. № 3 (73). С. 78–85.

47. Миронов С. П., Орлецкий А. К. О классификации нестабильности коленного сустава // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 1994. №1. С. 28–33.

48. Могендович М. Р., Темкин И. Б. Физиологические основы лечебной физической культуры. Ижевск: Удмуртия, 1975. 199 с.

49. Модяев В. П., Анкина М. А. О строении и функции наружной части суставного хряща // Арх. анатомии. 1978. № 4. С. 57–62.

50. Модяев В. П. Строение и функция волокнистой стромы суставного хряща // Арх. анатомии. 1980. № 9. С. 50–55.

51. Негреева М. Б., Шендеров В. А., Комогорцев И. Е. Биомеханические исследования в диагностике, лечении и реабилитации больных с патологией нижних конечностей, тазового пояса и позвоночника: итоги и перспективы // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. 2006. № 4 (5). С. 201–206.

52. Никитин В. Б., Макаров А. Н., Савельев С. В. Исследования аппарата крестообразных связок коленного сустава тетрапод // Морфология. 2000. № 3. С. 88–89.

53. Новицкая Н. В., Стэльмах К. К. Функциональное состояние мышц нижних конечностей при лечении переломов костей голени // Материалы 2-го Всесоюзного симпозиума по клинической электромиографии. Тбилиси, 1976. С. 115–116.

54. Носков С. М., Дыбин С. Д., Цурко В. В., Елисеева М. Е. Поражение суставов и мягких тканей при депонировании кристаллов кальция // Русский медицинский журнал. 2013. № 21. С. 1046–1050.

55. Омеляненко Н. П. Закономерности организации волокнистых элементов и основного вещества соединительной ткани и опорного аппарата человека: автореф. дисс. ... д-ра мед. наук: / Омеляненко Николай Петрович. М., 1991. 36 с.

56. Павлов Г. Г. Хрящи внескелетных образований. Хрящ. М., 1988. С. 140–152.

57. Павлова В. Н. Синовиальная среда суставов. М.: Медицина, 1980. 295 с.

58. Павлова В. Н., Павлов Г. Г., Шостак Н. А., Слуцкий Л. И. Сустав: Морфология, клиника, диагностика, лечение. М.: Медицинское информационное агентство, 2011. 552 с.

59. Павлова М. Н., Павлов Г. Г. Проблемы и перспективы современной хондрологии // Ревматология. 1984. № 3. С. 3–9.

60. Павлова М. Н., Куманин Б. Н. Ультраструктура трущихся поверхностей в суставе // Арх. анат., гистол., и эмбриол. 1983. Т. 135. № 8. С. 38–42.

61. Подрушняк, Е. П. Возрастные изменения суставов // Здоровье. Киев, 1972. 212 с.

62. Подрушняк Е. П. Суставы и возраст // Патология, физиология и эксперимент. 1994. № 2. С. 49–51.

63. Понятовский Ю. В. Морфогистохимические особенности структур коленного сустава человека в различные возрастные периоды // Врачебное дело. 1979. № 10. С. 73–75.

64. Попова М. Ю., Беленький В. Е., Компенсированная и декомпенсированная вертикальная поза больного сколиозом // Вестник травматологии и ортопедии им. Приорова Н. Н. 1994. № 1. С. 47–51.

65. Розенштейн Б. С., Пиастопуло К. И., Лаврентьева С. А. Особенности статистики и ходьбы больных после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава // Тезисы докладов 2-ой Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики. Рига, «Зинатне», 1979. Т. 4. С. 191–193.

66. Румянцева Л. Т., Витензон А. С., Журавлев А. М. Влияние иммобилизации суставов на электрическую активность мышц нижних конечностей при ходьбе больных с церебральным спастическим параличом // «Протезирование и протезостроение», 1970, сб. трудов вып. 24. М., ЦНИИПП. С. 68–76.

67. Скворцов Д. В. Биомеханические методы в реабилитации патологии походки и баланса тела: автореф. дис. ... д-ра мед. наук: / Скворцов Дмитрий Владимирович. Москва, 2008. 41 с.

68. Сапин М. Р. Анатомия человека: Учебник. Изд. 5-е перер. и доп. М.: Медицина, 2001. Т. 1. 544 с.

69. Синельников Р. Д. Атлас анатомии человека. М.: Медицина, 1996. Т. 1. 344 с.

70. Слободской А. Б., Баранец А. А. Прижизненные макро- и микроскопические изменения в менисках при заболеваниях и травмах коленного сустава // Морфологические аспекты регенерации и адаптационной дифференцировки структур компонентов опорно-двигательного аппарата в условиях механических воздействий: мат-лы Междунар. науч.-практ. конф. Курган, 2004. С. 278–279.

71. Слуцкий Л. И., Петухова Л. И. Опорная функция суставного хряща и его биохимические изменения при коксартрозе // Науч. тр. Рижского. ин-та травматологии и ортопедии. Рига, 1971. Т. 10. С. 235–239.

72. Соколова И. В. Задняя нестабильность коленного сустава: (Диагностика и лечение): автореф. дисс. ... канд. мед. наук: / Соколова Ирина Владимировна. Уфа, 2000. 21 с.

73. Хаертдинов И. С., Фартдинов М. Ф. Опыт хирургического лечения повреждений передней крестообразной связки коленного сустава // Практическая медицина. 2015. № 4–1. С. 189–190.

74. Цурко В. В. Остеоартроз: проблемы гериатрии. М.: Ньюдиамед, 2004. 131 с.
75. Цыкунов М. Б., Михайлова Л. К., Ерёмушкин М. А., Косов И. С. Теоретические аспекты реадaptации детей с наследственными заболеваниями скелета // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 1999. № 2. С. 55–58.
76. Чегуров О. К., Макушин В. Д. Оперативное лечение посттравматического гонартроза // Гений ортопедии. 2011. № 2. С. 60–64.
77. Шапиро К. И., Москалев В. П., Григорьев А. М. Заболеваемость крупных суставов у взрослого населения и состояние эндопротезирования // Пособие для врачей. СПб, 1997. 13 с.
78. Шехтер А. Б., Чайлахян Р. К., Тельпухов В. И., Иванников С. В., Герасимов Ю. В., Воробьева Н. Н. Восстановление неполнослойных повреждений гиалинового хряща суставов кроликов трансплантацией мультипотентных мезенхимальных стромальных клеток костного мозга // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2015. № 1. С. 23–26.
79. Юрина Н. А., Радостина А. И. Морфофункциональная гетерогенность и взаимодействие клеток соединительной ткани. М.: Издательство УДН, 1978. 90 с.
80. Aderinto J., Cobb A. G. Lateral release for patellofemoral arthritis // Arthroscopy. 2002. Vol. 18 (4). P. 399–403.
81. Aglietti P., Insall J. N., Walker P. S., Trent P. S. A new patella prosthesis: Design and application // Clin. Orthop. Relat. Res. 1975. Vol. 107. P. 175–187.
82. Aglietti P., Buzzi R., Insall J. N. Disorders of the patellofemoral joint. In: Surgery of the Knee, 2nd ed. Churchill Livingstone, New York, 1993. P. 241–385.
83. Alonso A. C., Brech G. C., Bourquin A. M., Greve J. M. The influence of lower-limb dominance on postural balance // Sao Paulo Med. J. 2011. Vol. 129. № 6. P. 410–413.
84. Amiri S., Cooke D., Kim I. Y., Wyss U. Mechanics of the passive knee joint. Part 2: interaction between the ligaments and the articular surfaces in guiding the joint motion // Proc. Inst. Mech. Eng. H. 2007. Vol. 221 (8). P. 821–832.

85. Anderson J., Felson D. T. Factors associated with osteoarthritis of the knee in the First National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES 1). *Am. J. Epidemiol.* 1988. № 128. P. 179–189.
86. Andriacchi T. P., Andersson G. B. J., Fremier R. W., Stern D., Galante J. O. A study of lower limb mechanics during stair climbing // *J. Bone Joint Surg.* 1980. Vol. 62 A. P. 749–757.
87. Angst F., Aeschlimann A., Steiner W., Stucki G. Responsiveness of the WOM-AC osteoarthritis index as compared with the SF-36 in patients with osteoarthritis of the legs undergoing a comprehensive rehabilitation intervention // *Ann. Rheum. Dis.* 2001. Vol. 60. P. 834–840.
88. Arendt E. A. Dimorphism and patellofemoral disorders // *Orthop. Clin. N. Am.* 2006. Vol. 37. P. 593–599.
89. Arnold J. B., Wong D. X., Jones R. K., Hill C. L., Thewlis D. Lateral Wedge Insoles for Reducing Biomechanical Risk Factors for Medial Knee Osteoarthritis Progression: A Systematic Review and Meta-Analysis // *Arthritis Care Res. (Hoboken)*. 2016. Vol. 68 (7). P. 936–951.
90. Atkins D. M., Fithian D. C., Marangi K. S., Stone M. L., Dobson B. E., Mendelsohn C. Characteristics of patients with primary acute lateral patellar dislocation and their recovery within the first 6 months of injury // *Am. J. Sports Med.* 2000. Vol. 28. P. 472.
91. Bierma-Zeinstra S. M., Koes B. W. Risk factors and prognostic factors of hip and knee osteoarthritis // *Nat. Clin. Pract. Rheumatol.* 2007. Vol. 3 (2). P. 78–85.
92. Bandi W. Chondromalacia patellae and arthritis of the patello-femoral joint // *Helv. Chir. Acta.* 1972. Vol. 11. P. 1–70.
93. Bastick A. N., Belo J. N., Runhaar J., Bierma-Zeinstra S. M. What Are the Prognostic Factors for Radiographic Progression of Knee Osteoarthritis? A Meta-analysis // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2015. Vol. 473 (9). P. 2969–2989.
94. Beedle B. B., Leydig S. N., Carnucci J. M. No difference in pre- and postexercise stretching on flexibility // *J. Strength Cond. Res.* 2007. Vol. 21 (3). P. 780–783.
95. Bellamy N., Buchanan W. W., Goldsmith C. H., Campbell J., Stitt L. W. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important pa-

tient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee // *J. Rheumatol.* 1988. Vol. 15. P. 1833–1840.

96. Bresler B., Frankel J. P. The forces and moment in the leg during level walking // *Trans Am. Society of Medical Engineers.* 1950. Vol. 72. P. 27–36.

97. Biedert R. M., Bachmann M. Anterior-posterior trochlear measurements of normal and dysplastic trochlea by axial magnetic resonance imaging // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2009. Vol. 17 (10). P. 1225–1230.

98. Bolgla L. A., Malone T. A., Umberger B. R., Uhl T. L. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2008. Vol. 38. P. 12–18.

99. Broosters T., Gosselink R., Decramer M. Six-minute walking distance in healthy elderly subjects // *Eur. Respir J.* 1999. Vol. 14. №. 2. P. 270–274.

100. Burckhardt H. Development of loose bodies and mechanics of the knee joint // *Bruns. Beitr. Klin. Chir.* 1924. Vol. 130. P. 163–214.

101. Burckhardt C. S., Jones K. D. Adult measures of pain // *Arthritis Rheum. (Arthritis Care Res).* 2006. Vol. 49 (5S). P. 96–104.

102. Cahue S., Dunlop D., Hayes K., Song J., Torres L., Sharma L. Varus-valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis // *Arthritis Rheum.* 2014. Vol. 50. P. 2184–2190.

103. Cahue S., Dunlop D., Hayes K., Song J., Torres L., Sharma L. Varus-valgus alignment in the progression of patellofemoral osteoarthritis // *Arthritis Rheum.* 2004. Vol. 50. P. 2184–2190.

104. Carter J. D., Lodhi A. B., Nagda S. R., Ricca L., Ward C., Traina E., Thompson Z. J., Huang Y., Valeriano J., Vasey F. B. Determining rheumatologists' accuracy at assessing functional disability in rheumatoid arthritis patients using the Health Assessment Questionnaire-Disability Index // *J. Rheumatol.* 2007. Vol. 34 (5). P. 958–963.

105. Cerejo R., Dunlop D. D., Cahue S., Channin D., Song J., Sharma L. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease // *Arthritis Rheum.* 2002. Vol. 46 (10). P. 2632–2636.

106. Chan S., Salbach N. M., O'Brien K. K., Brooks D., Irvin E., Martino R., Takhar P. Howe J. A. Considerations for the Selection of Time-Limited Walk Tests Post-stroke: A Systematic Review of Test Protocols and Measurement Properties // J. Neurol. Phys. Ther. 2017. Vol. 41 (1). P. 3–17.
107. Cherian J. J., McElroy M. J., Kapadia B. H., Bhav A., Mont M. A. Prospective Case Series of NMES for Quadriceps Weakness and Decrease Function in Patients with Osteoarthritis of the Knee // J. Long Term. Eff. Med. Implants. 2015. Vol 25 (4). P. 301–306.
108. Cicuttini F. M., Spector T., Baker J. Risk factors for osteoarthritis in the tibio-femoral and patellofemoral joints of the knee // J. Rheumatol. 1997. Vol. 24. P. 1164–1167.
109. Dahlkvist N. J., Mayo P., Seedhom B. B. Forces during squatting and rising from a deep squat // Eng. Med. 1982. Vol. 11. P. 69–76.
110. Davies G. M., Watson D. J., Bellamy N. Comparison of the responsiveness and relative effect size of the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index and the Short-Form Medical Outcomes Study Survey in a randomized, clinical trial of osteoarthritis patients // Arthritis Care Res. 1999. Vol. 12. P. 172–179.
111. Denham R. A., Bishop R. E. D. Mechanics of the knee and problems in reconstructive surgery // J. Bone Joint Surg. 1978. Vol. 60 B. P. 345–352.
112. DiNubile N. A. Strength training // Clin. Sports Med. 1991. Vol. 10. P. 33–62.
113. Doherty M., Watt I., Dieppe P. Influence of primary generalised osteoarthritis on development of secondary osteoarthritis // Lancet. 1983. № 2. P. 8–11.
114. Dougados M., Gueguen A., Nguyen M. Longitudinal radiologic evaluation of osteoarthritis of the knee // J. Rheumatol. 1992. Vol. 19. P. 378–383.
115. Downie W. W., Leatham P. A., Rhind V. M., Wright V., Branco J. A., Andersen J.A. Studies in pain rating scale // Ann. Rheum. Dis. 1978. Vol. 37. P. 378–381.
116. Drazen J. M. COX-2 inhibitors: a lesson in unexpected problems // N. Engl. J. Med. 2005. Vol. 352. P. 1131–1132.
117. Dwyer L., Parkin-Smith G. F., Brantingham J. W., Korporaal C., Cassa T. K., Globe G., Bonnefin D., Tong V. Manual and manipulative therapy in addition to rehabilita-

tion for osteoarthritis of the knee: assessor-blind randomized pilot trial // *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2015. Vol. 38 (1). P. 1–21.

118. Elahi S., Cahue S., Felson D. T., Engelman L., Sharma L. The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis // *Arthritis Rheum.* 2000. Vol. 43 (8). P. 1874–1880.

119. Enokida M., Teshima R. Morphological features of articular cartilage and synovial membrane in osteoarthritis and rheumatoid arthritis // *Clin. Calcium.* 2014. Vol. 14 (7). P. 45–50.

120. Ericson M. O., Nisell R. Patellofemoral joint forces during ergometer cycling // *Phys. Ther.* 1987. Vol. 67. P. 1365–1369.

121. Feeley B. T., Gallo R. A., Sherman S., Williams R. J. Management of osteoarthritis of the knee in the active patient // *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2010. Vol. 18 (7). P. 406–416.

122. Felson D. T. Does excess weight cause osteoarthritis and, if so, why? // *Ann. Rheum. Dis.* 1996. Vol. 55. P. 668–670.

123. Felson D. T., Anderson J., Naimark A. Obesity and knee osteoarthritis. *Ann. Intern. Med.* 1988. Vol. 109. P. 18–24.

124. Ficat P. *Pathologie Femoro-Patellaire.* Masson & Cie, Paris, 1970. 234 p.

125. Ficat P., Hungerford D. S. *Disorders of the Patello-femoral Joint.* Williams & Wilkins. Baltimore, 1977.

126. Fick D., Crane T., Shakespeare D. A comparison of bilateral vs. unilateral total knee arthroplasty mobilised using a flexion regime // *Knee.* 2012. Vol. 9 (4). P. 285–289.

127. Fick R. Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. In: Fick R, editor. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, Dritter Teil.* Jena: Verlag Gustav von Fischer; 1911. P. 370–389.

128. Fjelltnun A. M., Henriksen N., Norberg A., Gilje F., Normann H. K. Functional levels and nurse workload of elderly awaiting nursing home placement and nursing home residents: a comparative study // *Scand. J. Caring. Sci.* 2009. Vol. 23 (4). P. 736–747.

129. Fofi D., Sliwa T., Voisin Y. A comparative survey on invisible structured Light // *Proceedings of the SPIE.* 2003. P. 90–98.

130. Foster J. E., Maciewicz R. A. Structural periodicity in human articular cartilage: comparison between magnetic resonance imaging and histological findings // *Osteoarthritis and cartilage*. 1999. Vol. 7. № 5. 480 p.
131. Fransen M., McConnell S., Bell M. Therapeutic exercise for people with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review // *J. Rheumatol.* 2002. Vol. 29. P. 1737–1745.
132. Fulk G., Echternach J., Nof L., O'Sullivan S. Clinometric properties of the six-minute walk test in individuals undergoing rehabilitation post stroke // *Physiotherapy theory and practice*. 2008. Vol. 24. № 3. P. 195–204.
133. Fulkerson J. P. Patellar tilts compression and the excessive lateral pressure syndrome. In: *Disorders of the Patellofemoral Joint*. 4th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. P. 160–184.
134. Fulkerson J. P. Biomechanics of the patellofemoral joint. In: *Disorders of the Patellofemoral Joint*. 4th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. P. 24–42.
135. Fulkerson J. P. Articular cartilage lesions in patellofemoral pain patients. In: *Disorders of the Patellofemoral Joint*. 4th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins; 2004. P. 239–291.
136. Furmaier A. Contribution to the mechanics of patella and knee joint (in German) // *Arch. Orthop. Unfallchir.* 1953. Vol. 46. P. 78–90.
137. Fuss F. K. Principles and mechanisms of automatic rotation during terminal extension in the human knee joint // *J. Anat.* 1992. Vol. 180. N. 2. P. 297–304.
138. Gilman B., Korus C. The femoral sulcus angle in neonatal cadavers: a macroscopical and ultrasonographical study // *J. Anat.* 1998. Vol. 73. № 6. P. 629–632.
139. Goodfellow J. W., Hungerford D. S., Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology // *J. Bone Joint Surg.* 1976. Vol. 58. P. 287–290.
140. Gorcea D., Niculescu V., Vermesan H., Talu F. Anatomico-clinical correlations concerning articular meniscus injuries of the knee // *Ital. J. Anat. Embryology*. 1999. Vol. 104. № 1. 237 p.

141. Goymann V., Haasters J., Heller W. Current studies on the biomechanics of the patella (in German) // *Z. Orthop.* 1974. Vol. 112. P. 623–625.
142. Goymann V., Miller H. G. New calculations of the biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical significance. *The Knee Joint: Recent Advances in Basic Research and Clinical Aspects.* American Elsevier Publishing. New York, 1974. P. 16–21.
143. Grace E. M., Gerecz E. M., Kassam Y. B., Buchanan H. M., Buchanan W. W., Tugwell P. S. 50-foot walking time: a critical assessment of an outcome measure in clinical therapeutic trials of antirheumatic drugs // *Br. J. Rheum.* 1988. Vol. 27. P. 372–374.
144. Hamann N., Brüggemann G. P., Niehoff A. Topographical variations in articular cartilage and subchondral bone of the normal rat knee are age-related // *Ann. Anat.* 2014. Vol. 196 (5). P. 278–285.
145. Hashemi J., Chandrashekar N., Slauterbeck J. The mechanical properties of the human patellar tendon are correlated to its mass density and are independent of sex // *Clin. Biomech.* 2005. Vol. 20 (6). P. 645–652.
146. Haxton H. The function of the patella and the effects of its excision // *Surg. Gyn. Obst.* 1945. Vol. 80. P. 389–395.
147. Hayes K. W., Johnson M. E. Measures of adult general performance tests // *Arthritis Rheum (Arthritis Care Res).* 2003. Vol. 49 (5S). P. 28–42.
148. Helms C. A. The Meniscus: Recent Advances in MR Imaging of the Knee // *American journal of roentgenology.* 2002. Vol. 179. P. 1115–1122.
149. Hehne H. J. *Das Patellofemorale Gelenk.* Enke, Stuttgart, 1983. 194 p.
150. Hinman R. S., Crossley K. M. Patellofemoral joint osteoarthritis: an important subgroup of knee osteoarthritis // *Rheumatology.* 2007. Vol. 46. P. 1057–1062.
151. Hochberg M. C., Altman R. D., Brandt K. D., Moskowitz R. W. Design and conduct of clinical trials in osteoarthritis: preliminary recommendations from a Task Force of the Osteoarthritis Research Society // *J. Rheumatol.* 1997. Vol. 24 (4). P. 792–794.
152. Houston M. N., Hodson V. E., Adams K. K., Hoch J. M. The effectiveness of whole-body-vibration training in improving hamstring flexibility in physically active adults // *J. Sport Rehabil.* 2015. Vol. 24 (1). P. 77–82.

153. Huberti H. H., Hayes W. C. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact // *J. Bone Joint Surg.* 1984. Vol. 66A. P. 715–724.
154. Ikeda E. R., Schenkman M. L., Riley P. O., Hodge W. A. Influence of age on dynamics of rising from a chair // *Phys. Ther.* 1991. Vol. 71. P. 473–481.
155. Ireland M. L., Willson J. D., Ballantyne B. T., Davis I. M. Hip strength in females with and without patellofemoral pain // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2003. Vol. 33. P. 671–676.
156. Ivković A., Franić M., Bojanić I., Pećina M. Overuse injuries in female athletes // *Croat. Med. J.* 2007. Vol. 48. P. 767–778.
157. Jansen M. J., Viechtbauer W., Lenssen A. F., Hendriks E. J., de Bie R. A. Strength training alone, exercise therapy alone, and exercise therapy with passive manual mobilization each reduce pain and disability in people with knee osteoarthritis: a systematic review // *J. Physiotherapy.* 2011. Vol. 57 (1). P. 11–20.
158. Jansen M. J., Viechtbauer W., Lenssen A. F., Hendriks E. J., de Bie R. A. Strength training alone, exercise therapy alone, and exercise therapy with passive manual mobilization each reduce pain and disability in people with knee osteoarthritis: a systematic review // *J. Physiotherapy.* 2011. Vol. 57 (1). P. 11–20.
159. Jones C. D. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2004. Vol. 419. P. 317–318.
160. Kaufman K. R., An K. N., Litchy W. J., Morrey B. F., Chao E. Y. S. Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise // *Am. J. Sports. Med.* 1991. Vol. 19. P. 305–316.
161. Kennedy J. C., Fowler P. J. Medial and anterior instability of the knee. An anatomical and clinical study using stress machines // *J. Bone Joint Surg., Amer.* 1971. Vol. 53. P. 1257–1270.
162. Krackow K. A., Hungerford D. S. Anatomy and kinematics of the normal knee. In: Hungerford D. S., Krackow K. A., Kenna R. V. (Eds.). *Total Knee Arthroplasty. A Comprehensive Approach.* Williams & Wilkins, Baltimore, 1984. P. 5–19.
163. LaBella C. Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment // *Prim. Care Clin. Office Pract.* 2004. Vol. 31. P. 977–1003.

164. Laslett L. L., Jones G. Capsaicin for osteoarthritis pain // *Prog. Drug Res.* 2014. Vol. 68. P. 277–291.
165. Lee T. Q., Anzel S. H., Bennett K. A., Pang D., Kim W. C. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees // *Clin. Orthop.* 1994. Vol. 302. P. 69–74.
166. Leszko F., Sharma A., Komistek R. D. Comparison of in vivo patellofemoral kinematics for subjects having high flexion total knee arthroplasty implant with patients having normal knees // *J. Arthroplasty.* 2010. Vol. 25. P. 398–404.
167. Lewis J., Freisinger G., Pan X., Siston R., Schmitt L., Chaudhari A. Changes in lower extremity peak angles, moments and muscle activations during stair climbing at different speeds // *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2015. Vol. 25 (6). P. 982–989.
168. Maitland G. *Peripheral Manipulation.* Boston, 1991. pp. 1–128, 221–289.
169. Maitland G., Hengeveld E., Banks K., English K. *Maitland's Vertebral Manipulation* (6th ed.). Boston, 2001. P. 325–383.
170. Maly M. R., Costigan P. A., Olney S. J. Determinants of self-report outcome measures in people with knee osteoarthritis // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2016. Vol. 87. P. 96–104.
171. Martin C. C., Burkert D. C., Choi K. R., Wieczorek N. B., McGregor P. M., Herrmann R. A., Beling P. A. A Real-time Ergonomic Monitoring System using the Microsoft Kinect // *Proceedings of the 2012 IEEE Systems and Information Engineering Design Symposium*, University of Virginia, Charlottesville, VA, USA, April 27, 2012. P. 50–55.
172. Matthews L. S., Sonstegard D. A., Henke J. A. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint // *Acta Orthop. Scand.* 1977. Vol. 48. P. 511–516.
173. McAlindon T. E., Snow S., Cooper C., Dieppe P. A. Radiographic patterns of osteoarthritis of the knee joint in the community: The importance of the patellofemoral joint // *Ann. Rheum. Dis.* 1992. Vol. 51. P. 844–849.
174. McAlindon T. E., Zhang Y., Hannan M. T. Are risk factors for patellofemoral and tibiofemoral knee osteoarthritis different? // *J. Rheumatol.* 1996. Vol. 23. P. 332–337.

175. McAlindon T. E., Bannuru R. R., Sullivan M. C., Arden N. K., Berenbaum F. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis // *Osteoarthritis Cartilage*. 2014. Vol. 22 (3). P. 363–388.
176. Meyer H. Knee joint mechanics // *Arch. Anat. Physiol. Wiss. Med.* 1853. P. 497–547.
177. Microsoft Kinect for Windows Software Development Kit. [Electronic resource]. URL: <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows>. (access date: 10.07.2013)
178. Mills K., Hunter D. J. Patellofemoral joint osteoarthritis: an individualized pathomechanical approach to management // *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.* 2014. Vol. 28 (1). P. 73–91.
179. Milz S., Benjamin M., Putz R. Molecular parameters indicating adaptation to mechanical stress in fibrous connective tissue // *Adv. Anat. Embryol. Cell Biol.* 2005. Vol. 178. P. 1–71.
180. Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M., Bergmann G., Muller V., Honl M. Duration and frequency of everyday activities in total hip patients // *J. Biomech.* 2011. Vol. 34. P. 873–881.
181. Mündermann L., Corazza S., Chaudhari A. M., Andriacchi T. P., Sundaresan Chellappa R. Measuring human movement for biomechanical applications using marker-less motion capture // *Proceedings of SPIE*. 2006. P. 246–255.
182. Nevitt M. C., Cummings S. R., Lane N. E. Current use of oral estrogen is associated with a decreased prevalence of radiographic hip osteoarthritis elderly white women. *Arthritis Rheum.* 1994. suppl. 37. P. 212.
183. Nisell R. Mechanics of the knee: A study of joint and muscle load with clinical applications // *Acta Orthop. Scand.* 1985. Vol. 56. P. 1–42.
184. OpenNI. [Electronic resource]. URL: <http://openni.org>. (access date: 10.07.2013).
185. Palmer S. H., Servant C. T., Maguire J., Machan S., Parish E. N., Cross M. J. Surgical reconstruction of severe patellofemoral maltracking // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2004. Vol. 419. 144 p.

186. Paul J. J. Force actions transmitted in the knee of normal subjects and by prosthetic joint replacements. In: The Medical Engineering Working Party (ed.) London, 1974. P. 126–131.
187. Pai Y. C., Chang H. J., Chang R. W., Sinacore J. M., Lewis J. L. Alteration in multijoint dynamics in patients with bilateral knee osteoarthritis // *Arthritis Rheum.* 1994. Vol. 37. P. 1297–1304.
188. Peat G., Thomas E., Duncan R., Wood L., Wilkie R., Hill J., Hay E. M., Croft P. Estimating the probability of radiographic osteoarthritis in the older patient with knee pain // *Arthritis Rheum.* 2007. Vol. 57 (5). P. 794–802.
189. Pelletier J. P., DiBattista J. A., Roughley P. Cytokines and inflammation in cartilage degradation. *Rheum. Dis. Clin. North. Am.* 1993. Vol. 19. P. 545.
190. Perera S., Mody S., Woodman R., Studenski S. Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults // *Journal of the American Geriatrics Society.* 2006. Vol. 54. № 5. P. 743–749.
191. Pincus T., Mitchell J. M., Burkhauser R. V. Substantial work disability and earnings losses in individuals less than age 65 with osteoarthritis: comparisons with rheumatoid arthritis // *J. Clin. Epidemiol.* 1989. Vol. 42. P. 449–457.
192. Pisters M. F., Veenhof C., van Meeteren N. L., Ostelo R. W., de Bakker D. H., Schellevis F. G., Dekker J. Long-term effectiveness of exercise therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review // *Arthritis Rheum.* 2007. Vol. 57 (7). P. 1245–1253.
193. Podsiadlo D., Richardson S. The timed «Up & Go»: a test of basic functional mobility for frail elderly persons // *J. Am. Geriatr. Soc.* 1991. Vol 39. P. 142–148.
194. PrimeSense Ltd. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.primesense.com>. (access date: 10.07.2013).
195. Radin E. L., Burr D. B., Caterson B. Mechanical determinants of osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 1991. Vol. 21. suppl. 2. P. 12–21.
196. Reider B., Seo G. S., Aoki J. Hyaline cartilage: in vivo and vitro assessment with magnetization transfer imaging // *Radiology.* 1996. Vol. 201. № 2. P. 30–52.

197. Robin B. N., Ellington M. D., Jupiter D. C., Allen B. C. Plateau-patella angle in evaluation of patellar height after total knee arthroplasty // *J. Arthroplasty*. 2014. Vol. 29 (7). P. 1394–1397.
198. Saleh K. J., Arendt E. A., Eldridge J., Fulkerson J. P., Minas T., Mulhall K. J. Operative treatment of patellofemoral arthritis // *J. Bone Joint Surg. Am.* 2005. Vol. 87. № 3. P. 659–671.
199. Schenkman M., Berger R. A., Riley P. O., Mann R. W., Hodge W. A. Whole-body movements during rising to standing from sitting // *Phys. Ther.* 1990. Vol. 70. P. 638–651.
200. Scott C. C., Athanasiou K. A. Mechanical impact and articular cartilage // *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2006. Vol. 34 (5). P. 347–378.
201. Smith S. M., Cockburn R. A., Hemmerich A., Li R. M., Wyss U. P. Tibiofemoral joint contact forces and knee kinematics during squatting // *Gait Posture*. 2008. Vol. 27 (3). P. 376–386.
202. Solomon S. D., McMurray J. J., Pfeffer M. A. Cardiovascular risk associated with celecoxib in a clinical trial for colorectal adenoma prevention // *N. Engl. J. Med.* 2015. Vol. 352. P. 1071–1080.
203. Spector T. D., Champion G. C. Generalized osteoarthritis is a hormonally mediated disease. *Ann. Rheum. Dis.* 1989. № 48. P. 256–261.
204. Spector T. D., Hart D. J., Doyle D. V. Incidence and progression of osteoarthritis in women with unilateral knee disease in the general population: the effect of obesity. *Ann. Rheum. Dis.* 1994. № 53. P. 565–568.
205. Steindler A. *Kinesiology of the Human Body under Normal and Pathological Conditions*. Second print. Charles C. Thomas. Springfield, 1964. 736 p.
206. Stratford P. W., Kennedy D. M., Woodhouse L. J. Performance measures provide assessments of pain and function in people with advanced osteoarthritis // *Phys. Ther.* 2006. Vol. 86. P. 1489–1496.
207. Susin A., Lligadas, X. Biomechanical Validation of Upper-body and Lower-body Joint Movements of Kinect Motion Capture Data // Ramon Llull University, Barcelona, Spain, 2012. P. 656–661.

208. Takai Y., Ohta M., Akagi R., Kanehisa H., Kawakami Y., Fukunaga T. Sit-to-stand test to evaluate knee extensor muscle size and strength in the elderly: a novel approach // *J. Physiol. Anthropol.* 2009. Vol. 28 (3). P. 123–128.
209. Tanaka R., Ozawa J., Kito N., Yamasaki T., Moriyama H. Evidence of Improvement in Various Impairments by Exercise Interventions in Patients with Knee Osteoarthritis: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Clinical Trials // *J. Jpn. Phys. Ther. Assoc.* 2013. Vol. 16 (1). P. 7–21.
210. Teichtahl A. J., Wang Y., Wluka A. E., Szramka M., English D. R., Giles G. G., O'Sullivan R., Cicuttini F. M. The longitudinal relationship between body composition and patella cartilage in healthy adults // *Obesity.* 2008. Vol. 16. P. 421–427.
211. Thang N. D., Kim T. S., Lee Y. K., Lee S. Fast 3-D Human Motion Capturing from Stereo Data Using Gaussian Clusters. 2010. P. 1428–1431.
212. Theiler R., Bischoff-Ferrari H. A., Good M., Bellamy N. Responsiveness of the electronic touch screen WOMAC 3.1 OA Index in a short-term clinical trial with rofecoxib // *Osteoarthritis Cartilage.* 2004. Vol. 12 (11). P. 912–916.
213. Thomas S. G., Pagura S. M. C., Kennedy D. Physical activity and its relationship to physical performance in patients with end stage knee osteoarthritis // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2003. Vol. 33. P. 745–754.
214. Toivanen A. T., Arokoski J. P. A., Manninen P. S. H., Heliövaara M., Haara M. M., Tyrväinen E., Niemitukia L., Kröger H. Agreement between clinical and radiological methods of diagnosing knee osteoarthritis // *Scand. J. Rheumatol.* 2007. Vol. 36. P. 58–63.
215. Trent P. S. The patello-femoral joint. In: Walker P. S. (ed.). *Human Joints and their Artificial Replacement.* Charles C. Thomas, Springfield, 1977. P. 181–182.
216. Väistö O., Toivanen J., Kannus P., Järvinen M. Anterior knee pain after intramedullary nailing of fractures of the tibial shaft: an eight-year follow-up of a prospective, randomized study comparing two different nail-insertion techniques // *J. Trauma.* 2008. Vol. 64 (6). P. 1511–1516.
217. Van Kampen A., Huiskes R. The three-dimensional tracking pattern of the human patella // *J. Orthop. Res.* 1990. Vol. 8. P. 372–382.

218. Varady N. H., Grodzinsky A.J. Osteoarthritis year in review 2015: mechanics // Osteoarthritis Cartilage. 2016. Vol. 24 (1). P. 27–35.
219. Veress S. A., Lippert F. G., Hou M. C. Y., Takamoto T. Patellar tracking patterns measurement by analytical x-ray photogrammetry // J. Biomech. 1979. Vol. 12. P. 639–650.
220. Villaverde V., Rosario M., Loza E. Systematic review of the value of ultrasound and magnetic resonance musculoskeletal imaging in the evaluation of response to treatment of gout // Rheumatol. Clin. 2014. Vol. 10. P. 160–163.
221. Walker P. S. Human Joints and their Artificial Replacement. Charles C. Thomas. Springfield, 1977. 1463 p.
222. Walker P. S. Contact areas and load transmission in the knee. In: American Academy of Orthopedic Surgeons: Symposium on Reconstructive Surgery of the Knee. Mosby Company, Saint Louis, 1978. P. 26–36.
223. Young P. C. M., Stack M. T. Estrogen and glucocorticoid receptors in adult canine articular cartilage. Arthritis Rheum. 1982. № 25. P. 568–573.
224. Zhang L. J., Chen J. L., Xu Y., Zhu S. B. Diagnosis of medial collateral ligament injury by stress X-ray and MRI of knee joint // Zhongguo Gu Shang. 2012. Vol. 25 (11). P. 951–953.