ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ "РОССИЙСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.И. ПИРОГОВА" МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

САМОХИНА АННА ОЛЕГОВНА

МОРФОМЕТРИЧЕСКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА ЛУЧЕВОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА И ЕЕ КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

3.3.1 Анатомия и антропология

Диссертация

на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

доктор медицинских наук,

профессор

Шемяков Сергей Евгеньевич

Москва 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....3

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРТУРЫ.....11

1.1. Анатомия и остеометрия лучевой кости человека.....11
1.2. Методы визуализации лучевой кости человека.....17
1.3. Компьютерное моделирование лучевой кости человека.....21

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....31

2.1. Объект исследования.....31
2.2. Методы исследования.....34
2.2.1. Анатомические методы исследования.....33
2.2.2. Рентгенологическое исследование.....38
2.2.3. Морфометрическое исследование.....39
2.2.4. Компьютерное программирование КТ- изображения лучевой кости и ее компьютерное моделирование.....41
2.2.5. Статистическая обработка результатов.....47

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....48
3.1. Морфометрические показатели лучевых костей людей в сравнении с их компьютерно-томографическим изображением в зависимости от возраста и пола.....58
3.2. Сравнительный анализ морфометрических параметров лучевой кости человека, полученных при проведении виртопсии и аутопсии локтевых суставов.....59
3.3. Анализ прижизненной компьютерной томографии проксимального отдела лучевой кости человека.....65
3.4. Корреляционный анализ результатов прижизненной компьютерной томографии.....84
3.5 Результаты разработки компьютерной программы автоматического анализа изображений компьютерных томограмм лучевой кости с возможностью ее моделирования.....88
3.6. Сравнительный анализ результатов исследования.....91
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ.....98

ВЫВОДЫ.....108

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....110

ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ.....111

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....112

ПРИЛОЖЕНИЕ А.....135

ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....136

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Травматизм наряду с другими заболеваниями является одной из основных медико-социальных проблем в большинстве стран мира. По данным Всемирной организации здравоохранения высокий уровень заболеваемости в результате травм крупных суставов приходятся на молодой трудоспособный возраст. Следует подчеркнуть, что в последние годы основным способом лечения, существенно улучшающим качество жизни больных с заболеваниями суставов и посттравматической патологией является их эндопротезирование [26,35,106,136,187,198,206]. «При этом оперативное лечение несет определенные риски, связанные с выбором сроков проведения операции, выбором метода установки протеза, развитием послеоперационных осложнений, появлением нестабильности компонентов искусственных суставов, что приводит к необходимости проведения реэндопротезирования» [26,с.3,53,55,97,159,176,207]. Развитие послеоперационных осложнений во многом связано с недостатком информации о строение морфометрических параметров костей, образующих суставы в норме.

Локтевой сустав является одним из самых подвижных и функционально нагруженных суставов человеческого организма. Примерно 5% всех повреждений скелета составляют переломы костей этого сустава, из которых около 30% у взрослых приходятся на переломы головки лучевой кости [65,69,111,141,188]. Более 80% травм головки и шейки лучевой кости регистрируется у пациентов в возрасте от 20 до 60 лет [1,22,84,166,184]. Послеоперационные осложнения, такие как контрактуры, возникают у 15-40% пациентов, примерно 20% случаев приводят к инвалидности [5]. Некоторые из этих осложнений вызывают и социальные трудности: 30% людей, перенесших повторную операцию, вынуждены сменить работу, а 62% отказаться от физических нагрузок [82]. В этой связи, большое количество исследований посвящено вопросам диагностики, адекватного обезболивания и выбора оптимальных методов лечения переломов костей

локтевого сустава, что предопределяет своевременное выздоровление пациентов без ухудшения качества жизни [20,66,185]. Поскольку традиционные методы часто приводят к неудовлетворительным результатам, проблема лечения переломов и послеоперационных осложнений достаточно актуальна [52,75,93,126,165,181,186].

Головка лучевой кости (ГЛК) выполняет важнейшую функцию в биомеханике локтевого сустава, так как ее сочленение с мыщелком плечевой кости обеспечивает устойчивость к осевым и вальгусным нагрузкам на предплечье и плечо, что способствует предотвращению вывихов и избыточного вальгусного отклонения [104,112,142]. Ранее для терапии переломов головки лучевой кости и посттравматических состояний часто применяли ее иссечение [103]. Тем не менее, такой подход нередко приводил к развитию вальгусной деформации локтевого сустава и проксимальному смещению лучевой кости [40,112]. Современные методы лечения направлены на сохранение целостности головки лучевой кости с целью минимизации риска развития указанных деформаций.

В настоящее время в медицине все больше внимания уделяется индивидуальному подходу при изготовлении протезов головки лучевой кости, так как точный подбор размера импланта — ключ к дальнейшему максимально физиологичному функционированию сустава [97,154,168,197,199]. Однако единого стандартизированного подхода к выбору и измерению параметров нет. Также являются недостаточными и зачастую противоречивыми сведения о возрастных и половых отличиях в строении ГЛК, что требует дополнительного исследования [120,158]. Кроме того, в литературе приводятся только средние значения размеров лучевой кости без учета персонализированных параметров.

В связи с вышеизложенным, остается актуальной необходимость в более тщательном исследовании и систематизации существующих данных о морфометрическом строении головки лучевой кости. Изучение параметров кости с учетом возрастных и половых отличий, с применением метода персонализированной трехмерной реконструкции, сможет внести значительный вклад в вопрос индивидуального протезирования головки лучевой кости, что имеет как теоретическую, так и практическую ценность.

Степень разработанности темы исследования

В научной литературе, как зарубежной, так и русскоязычной, есть множество исследований, посвященных морфометрическим характеристикам лучевой кости человека. Однако в данных работах отсутствует единый выбор оптимальных параметров и стандартизация их измерений, что является причиной разных интерпретаций полученных результатов. Результаты исследований часто неоднозначны или даже противоречат друг другу. Это прежде всего связано со спецификой изучаемого объекта (кости, суставы, компьютерные томограммы и т.д.) и разными методами исследования лучевой кости (остеометрия костных препаратов, аутопсия, морфометрия с помощью лучевых методов исследования) и последующим их сопоставлением. Исследования, где сравнивают результаты виртопсии и аутопсии одних и тех же локтевых суставов отсутствуют. Актуальной является и разработка программ для моделирования лучевой кости, в частности ее головки, в литературе описаны разные программы и методики моделирования, но полученные данные так же неоднозначны и нуждаются в дальнейшем изучении.

Таким образом, разные подходы и методы изучения морфометрии лучевой кости, противоречия результатов исследований, обуславливают необходимость обобщения существующих данных и создание единых реперных точек, отражающих индивидуальные особенности строения лучевой кости человека.

Цель исследования

Установить половые, возрастные, компьютерно-томографические особенности морфометрических параметров проксимального отдела лучевой кости человека и провести ее компьютерное моделирование.

Задачи исследования

1. Провести сравнительный анализ морфометрических показателей мацерированных лучевых костей с их компьютерно-томографическим изображением.

2. Сравнить морфометрические параметры проксимального отдела лучевой кости человека, полученные при проведении виртопсии и аутопсии локтевых суставов.
3. Определить возрастные и половые особенности проксимального отдела лучевой кости при компьютерно-томографическом исследовании пациентов.
4. Провести статистический анализ результатов прижизненной компьютерной томографии проксимального отдела лучевой кости человека в сравнении с результатами анатомических исследований.
5. Разработать компьютерную программу автоматического анализа изображений томограмм лучевой кости с возможностью ее моделирования.

Научная новизна

Проведен сравнительный анализ параметров мацерированных лучевых костей с их компьютерно-томографическим изображением.

Впервые выполнено сравнение морфометрических показателей проксимального отдела лучевой кости человека, полученных при проведении виртопсии и аутопсии локтевых суставов.

Проведен статистический анализ цифровых параметров прижизненной компьютерной томографии проксимального отдела лучевой кости человека в сравнении с результатами анатомических исследований. Установлена слабая корреляционная зависимость морфометрических параметров головки от длиннотных показателей лучевой кости.

Определены морфометрические характеристики проксимального отдела лучевой кости на компьютерных томограммах с учетом возраста и пола пациентов.

Разработана оригинальная компьютерная программа, позволяющая моделировать протез головки лучевой кости, опираясь на показатели компьютерных томограмм конкретного пациента с учетом индивидуальных особенностей строения кости.

Теоретическая и практическая значимость исследования

Данные, полученные при помощи статистической обработки морфометрических показателей ЛК, продемонстрировали разницу в зависимости от выбранных методов исследования. Полученные в ходе исследования данные и выводы следует учитывать при описании результатов КТ локтевого сустава.

Теоретические результаты работы целесообразно использовать в медицинских вузах в процессе преподавания таких дисциплин, как анатомия человека, антропология, травматология и ортопедия, лечебная физкультура и реабилитология. Полученные данные могут быть включены в лекционные и практические материалы по остеологии и артрологии: новые морфометрические диапазоны и закономерности изменчивости позволяют точнее описывать строение лучевой кости. Результаты исследования применимы при разборе доступов к локтевому суставу и планировании вмешательств на проксимальном отделе предплечья.

Разработанная программа может быть использована при выборе программ лечения и реабилитации пациентов с травмами локтевого сустава, вообще, и лучевой кости, в частности. Результаты работы могут служить основой для разработки индивидуального протеза или подбора размера промышленно производимых протезов головки лучевой кости.

Результаты исследования внедрены в учебный процесс для студентов, обучающихся на кафедре анатомии человека ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России (Пироговский Университет).

В практическом здравоохранении результаты исследования используются в отделении травматологии ГБУЗ ГКБ № 1 имени Н.И. Пирогова ДЗМ и отделении травматологии и ортопедии ОСП РГНКЦ ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России (Пироговский Университет), что подтверждено актами внедрения (Приложения А,Б).

Методология и методы диссертационного исследования

Методология исследования включает в себя совокупность методов исследования, анализ литературы, результаты и выводы представленной работы, отражающие `строение лучевой кости человека и ее морфометрические характеристики.

Для решения задач, поставленных в работе, были выделены несколько этапов исследования: остеометрия, с последующим рентгенологическим исследованием, виртопсия и аутопсия секционных верхних конечностей, прижизненная компьютерная томограмма верхних конечностей пациентов и разработка компьютерной программы для моделирования кости. Весь материал был распределен по гендерным и возрастным признакам.

В работе были использованы эмпирические, теоретические методы исследования, а также комплекс морфологических и статистических методов, позволивших получить достоверные результаты.

Основные положения выносимые на защиту

1. Морфометрические параметры лучевой кости человека значимо отличаются в зависимости от пола и метода исследования (остеометрия, виртопсия, аутопсия, компьютерно-томографическое исследование).
2. Большинство морфометрических показателей проксимального отдела лучевой кости человека не зависят от ее длиннотных размеров, что подтверждается слабой силой связи при корреляционном анализе.
3. Разработанная программа автоматического анализа компьютерных томограмм, позволяет провести 3D моделирование лучевой кости и получить числовые значения заданных морфометрических параметров.

Степень достоверности и апробация результатов

Достоверность полученных результатов и обоснованность выводов базируются на актуальности поставленных целей и задач в контексте современной

науки, полноте и репрезентативности выборки исследуемого материала (228 наблюдений), точности и воспроизводимости результатов и подробной статистической обработке данных.

Основные положения диссертации представлены для обсуждения на научных конференциях: Всероссийской научной конференции с международным участием «Одонтологические морфологические чтения» (Воронеж, 2022); Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Морфологические школы сегодня» (Москва, 2022); II Международной научной конференции «Клинико-морфологические аспекты фундаментальных и прикладных медицинских исследований», посвященной 30-летию Международного института медицинского образования и сотрудничества ВГМУ им. Н. Н. Бурденко (Воронеж, 2022); VI Международной научно-практической конференции «Современное состояние и перспективы развития судебной медицины и морфологии в условиях становления ЕАЭС – 2022» (Кыргызская Республика, 2022); Международной научно-практической конференции «Актуальные проблемы морфологии на современном этапе» (Минск, 2023); Международной научно-практической конференции «Достижения современной морфологии» (приуроченная к 95-летию профессора П.И.Лобко) (Минск, 2024); Всероссийской научной конференции, посвященной 120-летию профессора М. Г. Привеса и 125-летию кафедры клинической анатомии и оперативной хирургии Первого Санкт-Петербургского государственного медицинского университета имени академика И. П. Павлова «Анатомия в XXI веке - традиция и современность» (Санкт-Петербург, 2024); Всероссийской научной конференции «Достижения отечественной морфологии» (Сибирский морфологический форум-2025), посвященной 50-летию кафедры морфологии и общей патологии ФГБОУ ВО СибГМУ Минздрава России (Томск, 2025); IX Всероссийском съезде анатомов, гистологов и эмбриологов России с международным участием «Фундаментальная и прикладная морфология в XXI веке», посвященному 95-летию з.д.н. РФ, проф. И.И. Кагана и 100-летию со дня рождения академика РАМН и РАН, з.д.н. РФ М.Р. Сапина (Оренбург, 2025).

Личный вклад автора в проведенное исследование

Диссертация является результатом самостоятельной работы автора. Лично автором проведен обзор отечественной и иностранной литературы, выполнен отбор материала, сформулированы цель и задачи исследования, проведено морфометрическое исследование, статистическая обработка данных, анализ и оценка результатов, осуществлена формулировка выводов.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Диссертационное исследование соответствует паспорту научной специальности 3.3.1 – анатомия и антропология, в частности пунктам: 2. Нормативы строения тела человека на различных уровнях его организации, физического развития с учетом возрастной, половой, конституциональной и другой типологии; 3. Индивидуальная морфологическая изменчивость (вариантная анатомия) органов, частей тела и их структурных компонентов; 6. Изучение строения тела живого человека с помощью клинических, инструментальных методов исследования и компьютерного моделирования.

Публикации по теме работы

По материалам диссертационного исследования опубликовано 13 работ, в том числе 4 статьи в рецензируемых журналах, рекомендованных ВАК (2 из них – индексируемые в Scopus).

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 136 страницах компьютерного текста, включает 29 таблиц и 24 рисунка. Состоит из следующих разделов: введение, обзор литературы, материалы и методы исследования, результаты собственных исследований, обсуждение результатов исследования, выводы, практические рекомендации, список сокращений, список литературы (состоящий из 209 источников, в том числе 26 отечественных и 183 зарубежных публикаций), а также 2 приложений.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Анатомия и остеометрия лучевой кости человека

Морфометрические и остеометрические характеристики костей человека являются важными анатомическими ориентирами, которые учитываются в разных исследованиях не только в медицине, но и в антропологии и археологии, криминалистики, биомеханики. Строение костей позволяет сделать вывод о конституциональных признаках и физическом развитии тела человека. Врачи разных специальностей могут судить о состоянии костей человека при рассмотрении разнообразных остеодистрофий и дисплазий костной ткани. Для археологов исследование скелета из древних погребений является одним из существенных источников для выяснения родственных взаимоотношений народов, также по костям скелета можно определить пол и возраст человека [12,13,14,15,16,153]. Кроме этого, сведения о размерных характеристиках эпифизов длинных трубчатых костей конечностей имеют особое значение для специалистов медико-технического профиля в контексте формирования моделей и изготовления протезов суставов [22].

В 1885 году в Германии появилась первая полноценная работа, посвященная скелету человека и содержавшая достаточное количество информации о вариациях измерительных признаков и технике остеометрии [101]. Позднее (1905), во Франции вышла работа русского антрополога Ф.К. Волкова [200], содержавшая тщательные измерения скелета стопы у человека и человекообразных обезьян. В России наиболее точно остеометрию описал В.П. Алексеев (1966) [2] в методике антропологических исследований, где представлен относительно полный список измерений отдельных костей и описана их точная дефиниция.

Изучение особенностей скелета верхней конечности интересно в связи с вопросом о становлении трудовой функции. Известно, что лучевая кость, в целом, и ее головка, в частности, играют важную роль в биомеханике локтевого сустава. Лучевая кость (ЛК) по классификации относится к длинным трубчатым костям, располагается на латеральной стороне предплечья и состоит из следующих частей: проксимального отдела, тела и дистального отдела. ЛК имеет три точки

окостенения: первичная точка располагается в диафизе кости, вторичные точки окостенения располагаются в проксимальном и дистальном эпифизах [31,58,131,174,204]. Проксимальный конец лучевой кости выполняет важную функцию для поддержания стабильности локтевого сустава и участвует в образовании двух компонентов локтевого сустава: проксимального лучелоктевого сустава и плечелучевого сустава [85,174]. Сочленение между головкой лучевой кости и головкой мыщелка плечевой кости стабилизирует осевую и вальгусную нагрузку на предплечье и локоть, предотвращая вывих и чрезмерное вальгусное отклонение [1,66,106,185]. Головка лучевой кости является вторичным стабилизатором при вальгусной деформации при повреждении локтевой коллатеральной связки и первичным ограничителем продольной стабильности с межкостной мембраной [148]. Кольцевая связка лучевой кости окружает головку и прикрепляется к краям лучевой вырезки локтевой кости, стабилизируя проксимальный лучелоктевой сустав [93,104,112,142].

Обращает на себя внимание, что сочленяющаяся часть проксимального отдела лучевой кости вогнутая, поскольку хрящ на периферии головки толще [208]. Вогнутая поверхность ямки ГЛК сочленяется с выпуклой поверхностью головки мыщелка плечевой кости, действуя как опора, обеспечивая стабильность за счет механизма «Concavity compression» (пер. анг. «стабилизирующий механизм»). Натяжение латеральной коллатеральной связки обеспечивает отсутствие чрезмерной наружной ротации в плечелоктевом суставе [110]. Боковая поверхность и «края» ГЛК также сочленяются с проксимальной частью локтевой кости в лучевой вырезке и с латеральной частью блока плечевой кости [111]. Функционирование локтевого сустава в целом осуществляется за счет дистального отдела плечевой кости, венечного отростка локтевой кости и ГЛК. Сгибание и разгибание локтевого сустава обеспечивают плечелоктевой и плечелучевой суставы, вращение предплечья осуществляется за счет проксимального и дистального лучелоктевых суставов. Около 60% нагрузки на локтевой сустав обеспечивает лучелоктевой сустав. Нагрузка увеличивается при разгибании и пронации локтевого сустава и зависит от вальгусной оси, стабильности и

конгруэнтности сустава [163]. Есть несколько исследований, показывающие распределение давления и силы, действующих на локтевой сустав. Amis A.A. et al. [29,30] изучили силу давления, оказывающую на локтевой сустав при движении, и получили следующие результаты: сила давления хвата руки составляет – 600Н, сжимающая сила, действующая на локтевой сустав – 234Н. Позже Halls A.A. et al. [94] определили, что 57% давления, оказанного на верхнюю конечность осуществляется через плечелучевой сустав, а 43% через плечелоктевой сустав. Авторы доказали, что нагрузка на локтевой сустав больше всего обеспечивается за счет плечелучевого сустава [94].

Rougereau G. et al. [167] утверждают, что помимо классической бугристости ЛК (tuberositas radii - пер. лат. «бугристость лучевой кости») существует бугристость на межкостном крае лучевой кости. Исследование было разделено на две части: рентгенологическую и анатомическую. В рентгенологической части было проанализированы 102 стандартные рентгенограммы и 13 компьютерных томограмм предплечья. В анатомической части использовали 10 предплечий трупов людей. Результаты исследования показали наличие бугристости на межкостной мембране, которая соответствует 37 ± 5% от общей длины лучевой кости и служит местом прикрепления большинства мышц первого пальца кисти. Однако основной сложностью данного исследования было определение точных границ бугристости межкостного края. Чтобы обойти это ограничение, авторы использовали протоколы других исследований, состоящие из множества измерений, полученные при помощи разных первичных материалов и методов исследования [167].

Shin Seong-Ho et al. [173] сравнили 30 кадаверных локтевых суставов и 12 компьютерных томограмм локтевых суставов in vivo, с последующим построением трехмерной реконструкции проксимального лучелоктевого сустава. Исследование заключалось в сопоставлении площадей суставной поверхности головки лучевой кости и венечного отростка локтевой кости, с целью изучения распределения нагрузки в локтевом суставе. Были изучены средние значения следующих параметры: площадь суставной ямки ГЛК, площадь суставной поверхности

венечного отростка. Получены следующие результаты: при измерениях на трупе средняя площадь суставной ямки ГЛК составила 247,3±52,6мм², средняя площадь суставной поверхности венечного отростка составила 374,2мм²; на компьютерных томограммах данные параметры составили 258,9±26,3мм², 376,9мм², соответственно. Главный вывод, который сделали авторы морфологического исследования следующий: на секционном материале соотношение площади суставной поверхности ГЛК к венечному отростку составило 1:1,51; на КТ - 1:1,46. Авторы сделали вывод, что параметры, полученные при исследовании на трупном материале и с помощью компьютерной томографии, имеют схожие значения, так как не было обнаружено статистически значимых отличий ($p>0,05$) в соотношениях площадей суставных поверхностей [173].

В исследовании Sajad N. et al. [170] с помощью цифрового штангенциркуля изучили 52 (28 левых и 24 правых) лучевых костей и оценили морфометрию проксимального отдела. Исследование проводилось на сухих препаратах, без учета пола. Изучались следующие параметры: глубина суставной ямки, высота головки в вентральной, дорсальной, латеральной точках. Были получены следующие результаты: средняя высота в вентральной точке ГЛК левого предплечья составила 3,99±1,05мм, правого - 4,28±0,75мм. Средняя высота ГЛК в латеральной точке правой конечности составила 2,98±0,68мм, левой - 2,70±0,91мм. Средний показатель высоты ГЛК в дорсальной точке правой конечности составил 2,88±0,68мм и 2,86±0,99мм левой. Глубина головки лучевой кости в среднем составила 1,92±0,38мм справа, тогда как слева этот показатель составил 1,84±0,45мм. Не смотря на разницу средних значений между правой и левой лучевыми костями статистически все изученные морфометрические параметры не показали статистически значимых отличий ($p>0,05$) [170].

В исследовании Saha M. et al. [169] были включены 66 сухих лучевых костей людей (33 – правых конечностей, 33-левых конечностей). Были проведены различные морфометрические измерения ГЛК с помощью цифрового штангенциркуля. Изучены следующие параметры: переднезадний диаметр ГЛК (расстояние от самой передней точки до самой задней точки ГЛК), поперечный

диаметр (расстояние от медиальной точки до латеральной точки ГЛК), медиальная высота ГЛК (высота головки ЛК с медиальной стороны), латеральная высота ГЛК (высота ГЛК с латеральной стороны), глубина ГЛК (расстояние от наиболее выступающих переднего и заднего краев ГЛК до глубины в центре головки ЛК). Результаты исследования: средние значения переднезаднего и поперечного диаметров составили 16,865мм и 16,221мм со стандартным отклонением 2,93мм и 2,919мм, соответственно. Средние значения медиальной и латеральной высоты ГЛК составили 8,006мм и 5,83мм со стандартным отклонением 1,751мм и 1,296мм, соответственно. Глубина ГЛК составила 1,107мм со стандартным отклонением 0,328мм. При сравнении правых и левых лучевых костей оказалось, что средние значения переднезаднего и поперечного диаметров ГЛК демонстрируют статистически значимые отличия ($p<0,05$). Авторы сделали вывод, что размеры морфометрических параметров проксимального отдела лучевой кости важны при проектировании протеза и оценке протезирования [169]. Однако малый размер выборки и отсутствие дополнительных методов исследования являются основанием для дальнейшего изучения.

Исходно ГЛК не является идеальным цилиндром, а имеет форму усеченного конуса с достаточно вариабельными и зачастую эллипсовидными основаниями [23,190]. Изменение формы и размеров ГЛК влияет на нагрузку хряща и может вызвать дегенеративные изменения сустава [100,192].

В исследовании Bahattin P. et al. [38] были изучены морфометрические параметры проксимального конца лучевой кости (головка, шейка и бугристость). Целью исследования было определить, насколько существующие протезы ГЛК соответствуют реальной анатомии и что нужно учесть при их проектировании. На 80 мацерированных костях оценивались следующие параметры: диаметры и высота головки ЛК, глубина суставной ямки ГЛК, параметры шейки и бугристости ЛК. Было обнаружено, что форма головки лучевой кости у 36% овальная, у 64% круглая. Средние размеры высоты головки лучевой кости с передней, задней, медиальной и латеральной сторон составили 8,52±1,32мм, 9,02±1,23мм, 9,20±1,59мм, 8,05±1,13мм, соответственно. Средний размер глубины суставной

ямки ГЛК составил 1,85±0,37мм. Была установлена низкая корреляции между параметрами. Авторы сделали вывод, что спроектировать универсальный протез головки лучевой кости крайне сложно из-за большого разброса параметров и низкой корреляции между ними, намного перспективнее применение 3D-технологий для создания персонализированных имплантов под конкретную анатомию пациента.

Существует большое разнообразие параметров, размеров, углов и изгибов проксимального отдела ЛК, которые по мнению некоторых авторов, имеют корреляцию между собой [191]. Bexkens R. et al. [42] утверждают, что для определения размеров высоты ГЛК ориентироваться только лишь на рентгенографические параметры самой головки недостаточно информативно. По их мнению, наиболее точным и надежным ориентиром для определения высоты ГЛК является лучевая вырезка локтевой кости. В другом исследовании [194] на секционном материале было доказано, что высота головки лучевой кости соответствует проксимальному краю лучевой вырезки при нейтральном вращении предплечья.

При изучении локтевого сустава и проксимального отдела лучевой кости, в частности, общепринятыми показателями, используемыми как в антропометрических, так и в клинических исследованиях, являются три основных параметра: максимальный и минимальный диаметры ГЛК и глубина суставной ямки ЛК. Одновременно с этим, многие исследователи вводят дополнительные показатели: длина лучевой кости, длина локтевой кости, переднезадний диаметр ГЛК, краниокаудальный диаметр ГЛК, высота ГЛК, максимальный радиус ГЛК, площадь суставной ямки ГЛК, площадь медиальной и латеральной поверхностей венечного отростка локтевой кости и т.д. Эти параметры, по мнению авторов, могут дать дополнительную характеристику индивидуальным особенностям строения лучевой кости [160,183].

1.2. Методы визуализации лучевой кости человека

С опорой на учение об индивидуальной анатомической изменчивости, ключевая задача методов прижизненной визуализации заключается в развитии топографической и клинической анатомии. Такие исследования позволяют выявить широкий спектр индивидуальных анатомических особенностей и сформировать полный диапазон анатомических вариаций — включая средние, минимальные и максимальные значения показателей [8]. Внедрение принципов индивидуализации или персонализации врачебных манипуляций позволяют прогнозировать более высокие показатели эффективности и безопасности метода лечения в целом [6].

Исследований, описывающих переломы, диагностику и лечение лучевой кости достаточно много, но большинство из них посвящены дистальному отделу лучевой кости. Однако переломы в области проксимального отдела, а именно ГЛК являются наиболее частой травмой локтевого сустава, наиболее частыми причинами таких переломов являются дорожно-транспортные происшествия и падения на вытянутую руку [64]. Частота встречаемости переломов ГЛК - 2,5 случая на 10000 в год. При этом в 1/3 случаев травм локтевого сустава встречается перелом ГЛК, что составляет 1,7-5,4% от всех переломов [113]. Схожие результаты статистики приводят Duckworth A.D. et al., по их мнению, частота встречаемости переломов ГЛК составляет 30 пациентов на 100000 человек в год, что составляет от 1% до 5% всех переломов длинных трубчатых костей [74]. Средний возраст пациентов с такими переломами составляет 45 лет [193]. Сопутствующие травмы обнаруживаются примерно у трети пациентов, и зачастую от них зависит дальнейшая тактика лечения, поэтому адекватное понимание анатомии ГЛК и ее визуализации имеют решающее значение для выбора подходящего метода лечения конкретного перелома [195]. Тем более, некоторые переломы ГЛК зачастую сложно обнаружить при первичном обследовании, иногда необходимо проводить несколько исследований [157].

Рентгенография является основным методом исследования, используемым для оценки переломов ГЛК как при острой травме, так и во время и после лечения.

Доступность, низкая стоимость и способность визуализации не только анатомии костной ткани, но и имплантов, предопределили максимально широкое применение данного метода. В большинстве клинических исследований, посвященных переломам лучевой кости, в качестве «золотого стандарта» изображений используется рентгенография в прямой и боковой проекциях. На снимках в прямой проекции можно оценить общие параметры строения кости. Кроме того, в прямой проекции возможно оценить угол наклона лучевой кости (между суставной поверхностью кости и линией, перпендикулярной продольной оси лучевой кости), в норме составляющий примерно 22°. Так же в прямой проекции видны нарушения межкостных расстояний, указывающие на повреждения связочного аппарат и сопутствующие переломы. Вид в боковой проекции, как правило, дает более детальную информацию. Суставная поверхность лучевой кости в норме наклонена к латеральной стороне в среднем на 11°, однако большинство авторов допускают угол наклон до 10° у здоровых пациентов [150]. Сглаживание этого угла до нейтрального или перпендикулярного к оси лучевой кости указывает на нарушение. Увеличение этого угла указывает на смещение перелома [139].

Несмотря на стандарты обследования пациентов со сложными переломами ГЛК и доступностью выполнения рентгенологического исследования для постановки максимально точного диагноза и оценки дальнейшей тактики лечения проводить только рентгенографию недостаточно. При неправильно поставленном диагнозе и, как следствие, отказе от операции риск возникновения осложнений и проведение дополнительных хирургических вмешательств достаточно высокий. На примере перелома Коллеса Dario P. et al. [67] рассмотрели ретроспективные результаты консервативного лечения пациентов с переломами лучевой кости и обнаружили, что вовремя не проведенная операция может привести к уменьшению длины лучевой кости за счет увеличения угла суставной запястной поверхности, что показало неблагоприятные клинические результаты, снижение силы и амплитуды движения в суставе [125].

Компьютерная томография (КТ) сустава чаще всего используется для предоперационного обследования, чтобы оценить уровень оскольчатости и нестабильности перелома. Несколько авторов сравнили компьютерную томографию со стандартными рентгеновскими снимками при оценке переломов костей [34,102]. Выяснилось, что при оценке рентгенограмм, величина внутрисуставного смещения и размеры суставного хряща не соответствовали размерам параметров, полученным при компьютерной томографии. КТ показала наиболее точные результаты с минимальной погрешностью. Также с помощью КТ при послеоперационной оценке возможно определить правильное расположение импланта [41]. Кроме того, надежность результатов обследования врачами разных профилей повышается при использовании КТ, то есть, повышается межэкспертная надежность [121].

Магнитно-резонансная томография (МРТ) малоприменима для рутинного лечения переломов ГЛК. Переломы с сопутствующими повреждениями связочного аппарата в некоторых случаях требуют оценки мягких тканей, что не всегда возможно с помощью других методов исследования. Переломы ГЛК, которые при первичном исследовании представляются как неосложненные часто имеют сопутствующие повреждения связок и/или костно-хрящевой ткани, которые могут иметь значительные последствия для прогноза и соответствующих протоколов лечения. Применение МРТ позволяет выявить повреждение связочного аппарата у пациентов, при первичном обследовании которых был поставлен диагноз неосложненных переломов ГЛК [51,81].

Оценить строение и степень повреждения связочного аппарата можно с помощью артрографии локтевого сустава - данный метод с помощью контрастирования демонстрирует строение капсулы и возможный разрыв связок [33,179]. В одном из исследований пришли к выводу, что среди 50 пациентов с острым переломом ГЛК у всех пациентов был разрыв локтевой коллатеральной связки и в следствии различная степень вальгусной нестабильности локтевого сустава [69]. Сочетание перелома ГЛК с повреждением или разрывом локтевой

коллатеральной связки встречается у 1-2% пациентов [146]. Arvidsson H. et al. [33] сообщили о положительных результатах проведения артрографии в 4% случаев травм I типа, в 21% случаев травм II типа и в 85% случаев травм III типа по Мейсону.

Ультразвуковое исследование (УЗИ) становится все более популярным при визуализации переломов лучевой кости на всех этапах, начиная с момента травмы в условиях скорой медицинской помощи и заканчивая послеоперационным уходом [56]. УЗИ можно рассматривать как интраоперационный метод оценки имплантов, поскольку оно доступно в большинстве операционных. Кроме того, исследование занимает немного времени и является более доступным на ряду с другими. Преимущество данного метода заключается в том, что с его помощью возможно оценить состояние компрессионных спиц в кортикальной пластинке после фиксации. Гиперэхогенный сигнал от спицы легко идентифицируется и отличается от сигнала прилегающей кости. В нескольких исследованиях УЗИ сравнивали с обычной рентгенографией для оценки проникновения импланта в кость [91,205]. В обоих исследованиях авторы сделали вывод, что УЗИ локтевого сустава - надежная и эффективная процедура для визуализации проникновения винта. Специфичность и чувствительность ультразвука при выявлении выступающего через дорсальный корковый слой винта составила 100% [155]. Преимущество метода заключается в возможности визуализации металлических конструкций как интраоперационно, так и в динамике, что вызывает сложности при других методах исследования.

Таким образом, рентгенологическое исследование входит в первичное обследование суставов, но представляет кость лишь в двухмерном изображении. МРТ чаще используется для изучения мягких тканей сустава. УЗИ является контрольным методом в постоперационном периоде для пациентов с металлическими конструкциями в суставе. Компьютерная томограмма позволяет точно визуализировать кость в трехмерном виде, дает возможность записи на цифровой носитель и является предпочтительным и более современным методом

исследования костных структур, позволяющим достаточно точно описать их морфометрические характеристики [3,11,19].

1.3. Компьютерное моделирование лучевой кости человека

Головка лучевой кости играет важную роль в вальгусной и осевой стабильности локтевого сустава и предплечья [94]. При переломах ГЛК целью лечения является восстановление костных фрагментов [46,57,76,77,79,149,151,180,202], однако для стабильности сустава в случае оскольчатых переломов или сложных травм показана артропластика головки лучевой кости [80,92,98,122,145,161].

Первый имплант головки лучевой кости, выпущенный в 1941 году [178] был в виде колпачка, который использовался для предотвращения гетеротопической оссификации. В ретроспективном исследовании Speed K. (1941) [178] с участием трех пациентов было установлено, что такие виды протезов предотвращают укорочение проксимального отдела лучевой кости, одновременно обеспечивая полное возобновление функциональности локтевого сустава, но в дальнейшем оказалось, что с помощью такого вида имплантов невозможно восстановить вальгусную устойчивость. Julius Hass (1944) наблюдая за 15 пациентами после артропластики в течении 5,5 лет сообщил о долгосрочном удовлетворительном результате только в 73% случаев [96].

С 1980-х годов возрос интерес к биомеханике локтевого сустава. Данные, полученные в результате биомеханических исследований, произвели революцию в подходе к протезированию ГЛК. В начале 1980-х годов Morrey B.F. [50] и Carn R.M. et al. [143] продемонстрировали, что верхняя силиконовая часть импланта легко деформируется при физических нагрузках и передает минимальную силу на ГЛК. В тот же период Harrington I.J. и Tountas A.A. [95] продемонстрировали, что более

жесткие импланты обеспечивают улучшенную устойчивость к вальгусному напряжению по сравнению с мягкими. Протезы, которые воспроизводили естественную костную анатомию проксимального отдела лучевой кости, и их последующая эволюция привела к созданию различных конструкций, отличающиеся материалом, размерами и компоновкой.

Рост проведения артропластики локтевого сустава составляет 8% ежегодно за последние 10 лет [70,160,122]. Первичная артропластика ГЛК показывает положительные результаты примерно у 85% пациентов [37,68].

После иссечения ГЛК нагрузка, которая в норме распределяется на лучелоктевой сустав, перераспределяется на локтевой сустав с существенным увеличением силы воздействия, что со временем провоцирует развитие раннего остеоартрита [112,117].

Суставной хрящ покрывает вогнутую часть суставной ямки и головку ЛК вокруг приблизительно на 280º [49]. Оставшаяся неартикулируемая часть с меньшим количеством хряща или без него является безопасной зоной, в которой можно применять пластины и винты при оперативных вмешательствах [49]. Резекция головки лучевой кости при поражении центрального отдела межкостной мембраны способна провоцировать развитие нестабильности, проксимальное смещение лучевой кости и формирование импинджмент-синдрома между локтевой костью и костями запястья [22,134]. Помимо переломов локтевого сустава, показанием к удалению ГЛК служат хронические ревматоидные и посттравматические артриты. Согласно ряду источников, резекцию ГЛК допустимо рассматривать как способ купирования любых состояний, ограничивающих подвижность в сочленениях между лучевой и локтевой костями либо между лучевой костью и головкой мыщелка плечевой кости [175]. Восстановление объема движений после иссечения ГЛК достигается не только за счет анальгетического эффекта, но и благодаря устранению механического препятствия, обусловленного деформацией головки [22,45].

Высокая физиологическая значимость локтевого сустава обусловливает серьезные последствия при развитии его тугоподвижности, которая может быть

спровоцирована рецидивами оссификации на фоне заболеваний, травм, а также хирургических вмешательств. В таких случаях нередко наступает функциональная несостоятельность конечности в целом [28,39,65,78,86,89,94,144,148,156]. Согласно литературным данным, снижение амплитуды движений в локтевом суставе на 50% приводит к падению общей функциональной активности верхней конечности более чем на 80% [60]. Локтевой сустав стабильно лидирует по частоте послеоперационных осложнений [54,68,99,100,129,147,161,171,182]. Структура осложнений включает плечелоктевой остеоартрит (24%), положительную локтевую дисперсию (14,6%), остеоартрит неуточненного генеза (14%), гетеротопическую оссификацию (13,5%), лучелоктевой подвывих (8,8%), вальгусную нестабильность (7%), остеоартрит запястья (2,3%) и др. [103,114]. У 29,9% пациентов осложнения, связанные с формированием контрактур, приводят к неудовлетворительным результатам, а в ряде случаев — к стойкой утрате трудоспособности (около 20%) [5,71], причём это наблюдается на фоне адекватного лечения и полноценной реабилитации [132,162]. До 60% пациентов, перенесших оперативные вмешательства по поводу травм ГЛК, в дальнейшем нуждаются в повторных функционально-восстановительных операциях [128,141]. По наблюдениям ряда авторов, послеоперационные контрактуры локтевого сустава не только ограничивают профессиональную активность, но и существенно затрудняют обеспечение базовых бытовых потребностей [24,78,132,140,161]. Согласно ряду исследований, осложнения, развившиеся после резекции головки лучевой кости, нередко обусловливали существенные социальные ограничения для пациентов: так, 30% лиц, перенесших повторное иссечение, были вынуждены сменить место работы, а 62% — прекратить занятия спортом [82].

В продолжительном наблюдении Coleman D.A. и соавт. [63] были обследованы 17 пациентов с ранее диагностированным закрытым переломом ГЛК, резекцию которым выполнили от 8 до 46 лет назад. Результаты исследования показали, что общий объем движений в локтевом и лучезапястном суставах практически не отличался от нормы. Однако ротационная подвижность предплечья

претерпела изменения: амплитуда пронации снизилась в среднем на 7°, супинации — на 15°. Локтевая дисперсия увеличилась в среднем на 2мм, а вальгусное отклонение — на 9°. У части пациентов сохранялся болевой синдром, а у одного из них сформировался лучелоктевой синостоз.

В другом исследовании, с целью оценить долгосрочные функциональные осложнения после ранней резекции головки лучевой кости у пациентов с оскольчатыми переломами были обследованы 15 пациентов после перелома ГЛК. В ретроспективном исследовании приняли участие 4 пациента, у которых был диагностирован перелом II типа по Мейсону, у 11 пациентов диагностирован III тип переломов по Мейсону. Все пациенты повторно обследовались в среднем через 10 (3-18) лет. Результаты диагностики показали, что в послеоперационном периоде у 10 из 15 пациентов наблюдался болевой синдром, и у всех пациентов была уменьшена сила мышц (в ряде случаев — значительная) в локтевом суставе [105]. Это исследование доказывает, что даже проведение ранней классической резекции ГЛК приводит к снижению силы и болевому синдрому в суставе, а определение точных морфометрических данных о головке лучевой кости необходимы для разработки протезов, которые предотвращают перераспределение нагрузки и связанные с ним осложнения.

В современной травматологии на фоне активного внедрения новых хирургических подходов к лечению патологий локтевого сустава сохраняются дискуссии относительно целесообразности применения классической артропластики головки лучевой кости [103]. На текущий момент наиболее перспективным вариантом лечения считается протезирование ГЛК [32,36,130,133]. Металлические импланты применяют в тех случаях, когда восстановление собственной головки лучевой кости пациента невозможно либо когда выявляется нестабильность локтевого сустава или предплечья. При этом одним из ключевых факторов риска развития послеоперационных осложнений выступает недостаточная точность подбора размера протеза ГЛК [73]. Чтобы минимизировать вероятность осложнений, критически важно обеспечить соответствие размера

импланта анатомическим параметрам проксимального эпифиза лучевой кости, а также конгруэнтность его суставных поверхностей по отношению к сочленяющимся отделам локтевой и плечевой костей. Отсюда вытекает необходимость тщательного определения оптимального размера импланта еще на предоперационном этапе.

При изготовлении протезов ГЛК применяются обобщенные морфометрические показатели, полученные путем объединения и суммирования данных различных исследований, при этом не учитываются индивидуальные, конституциональные и антропометрические особенности кости.

King J.W. et al. [120] изучили показатели головки лучевой кости, полученные при аутопсии 28 кадаверных верхних конечностей (на них проводились прямые антропометрические измерения нативной головки лучевой кости), и параметры рентгенограмм контралатеральных локтевых суставов 40 пациентов, которым уже была выполнена замена головки лучевой кости — для оценки возможности предоперационного планирования по рентген-данным. Целью исследования было проанализировать как размеры параметров ГЛК влияют на подбор и конструкцию протеза (в частности, на конгруэнтность суставных поверхностей и стабильность фиксации). Были изучены следующие параметры: максимальный и минимальный диаметры ГЛК (для оценки формы головки); смещение центра головки ЛК относительно оси шейки ЛК; диаметр медуллярного канала шейки ЛК (для оценки соответствия между размером головки и диаметром ножки протеза). Результаты исследования показали, что максимальный и минимальный диаметры головки лучевой кости составляли 24,3±2,4мм и 22,6±2,4мм соответственно. Средняя разница между этими диаметрами составила 1,7±0,7мм (0,12–3,27мм). Глубина суставной ямки головки лучевой кости составила в среднем 2,4±0,5мм, а среднее смещение головки от шейки ЛК - 4,2±2,5мм. Результаты показали, что головка ЛК некруглая и нестабильно овальная — форма варьирует индивидуально, что затрудняет создание моноблочного протеза, точно воспроизводящего анатомию кости. Смещение головки на 4,2мм от оси шейки означает, что простой цилиндрический протез не обеспечит правильную кинематику. Слабая корреляция

между размером головки и каналом шейки является аргументом в пользу модульных систем протезов. Таким образом, данное исследование обосновывает важность использования индивидуального подхода для улучшения результатов протезирования ГЛК, опирающиеся на точные антропометрические данные.

Для предотвращения возможных осложнений, связанных с неправильным подбором размера импланта, актуальной становится необходимость перехода к персонализированному протезированию, предусматривающему создание импланта на основе размеров контралатеральных костей конкретного пациента.

При исследовании 17 правых и левых локтевых суставов, полученных при аутопсии трупов людей была проверена гипотеза о том, что не существует разницы между геометрией левой и правой лучевых костей. Авторы [183] изучили ряд наиболее важных, по их мнению, параметров, которые определяют анатомические особенности проксимального отдела лучевой кости и могут использоваться для изготовления протеза. Провели морфологическое исследование головки лучевой кости с использованием координатно-измерительной машины, интегрированной с системой автоматизированного проектирования (точность измерений ± 0,01мм). Были получены следующие результаты: максимальный диаметр ГЛК в среднем составил 23,36мм, минимальный диаметр ГЛК 22,26мм, средний показатель высоты ГЛК - 10,14мм, глубина суставной ямки ГЛК в среднем составила - 1,92мм, максимальный радиус ГЛК - 20,27мм, минимальный радиус ГЛК – 15,73мм. Исследование показало, что головка лучевой кости не является круглой — она имеет сложную форму, увеличивающуюся в размерах от уровня плечелучевого сустава к середине проксимального лучелоктевого сочленения. Также результаты показали, что левая и правая стороны не имеют статистически значимые различия ($p>0,05$), что позволяет проектировать протез ГЛК на основе параметров контралатеральной (здоровой) стороны [183]. Но предложенная методика моделирования подразумевает использование изолированной кости и не может быть применена in vivo.

В настоящее время проблемой травматологов при оскольчатом переломе ГЛК является не столько восстановление и обеспечение стабильной фиксации,

сколько поиск подходящего размера импланта ГЛК. Из-за трудностей логистики иностранных протезов и нехватки определенного сырья количество и типы доступных имплантов значительно сократилось. В отечественной медицине зачастую применяются стандартные протезы, доступные в ограниченном числе размеров, что затрудняет индивидуальный подбор модели для конкретного пациента. Кроме того, наиболее популярные протезы ГЛК производятся за рубежом, что подчеркивает актуальность разработки и изготовления отечественных аналогов [21].

Традиционная предоперационная подготовка при хирургическом вмешательстве подразумевает разработку хирургической стратегии моделирования, с использованием 3D-изображений костей с переломами, полученных с помощью компьютерной томографии, исключая другие способы компьютерного моделирования [201,203]. Большинство современных систем просмотра изображений, используемые в медицинских учреждениях основаны на системе архивирования и передачи изображений, где функция редактирования или моделирования 3D-объектов недоступна [44,47,83,90,124,172].

В исследовании Velasquez Garcia A.R. et al. [198], с помощью компьютерной томографии предплечья здоровых людей были созданы трехмерные модели лучевой кости, определяющие взаимосвязь между осями вращения предплечья и шейкой лучевой кости. Был разработан комплексный метод измерения в трехмерном пространстве, и результаты были сопоставлены с данными клинических двухмерных проекций. Были выявлены значительные различия между трехмерными и двухмерными измерениями, что подчеркивает преимущества компьютерного моделирования при анализе геометрии проксимального отдела лучевой кости.

Kim M-S. et al. [119] провели исследование на 19 лучевых костях людей, была выполнена стандартная компьютерная томограмма, далее сделана маркировка шести отверстий на костях (три точки на дистальной и три точки на проксимальной частях), после чего проведен намеренный перелом костей. С помощью созданной

программы проведена виртуальная репозиция перелома и оценка точности реконструкции костей по четырем критериям (изменения длины, положения, выравнивания, вращения). В ходе исследования установлено, что показатели ЛК, полученные при КТ и посредством виртуальной репозиции, не показала статистически значимых различий ($p>0,05$). При этом индивидуальные измерения продемонстрировали уменьшение длины кости после репозиции по сравнению с исходной длиной лучевой кости. Авторы подтвердили работоспособность разработанной программы, однако стоит учитывать ряд ограничений: исследование выполнено на мацерированных костях (а не на суставах), оценка результатов проводилась по общим критериям — без индивидуальных размерных характеристик параметров ЛК. Кроме того, малая выборка исследования требует дальнейшего изучения возможностей данной виртуальной программы.

Mahaisavariya B. et al. [135] предложили метод, объединяющий данные компьютерной томографии и технологии обратного инжиниринга, что позволило реконструировать и проанализировать трехмерную геометрию (как внутреннюю, так и внешнюю) проксимального отдела лучевой кости. Для построения 3D-моделей использовали КТ-изображения контрлатеральных конечностей, полученные от 20 трупов людей, далее модели аппроксимировали с помощью двух- и трехмерных алгоритмов подгонки, реализующих принципы обратного проектирования. В ходе работы провели сравнение морфометрических параметров 40 лучевых костей (правых и левых) и не обнаружили статистически значимых различий ($p>0,05$) ни по одному из анализируемых показателей. По мнению исследователей, ключевое преимущество метода обратного проектирования заключается в возможности определять параметры лучевой кости без хирургического вмешательства. Кроме того, метод позволяет задействовать данные о контрлатеральной здоровой кости для проектирования протеза при лечении сложных переломов головки лучевой кости [135].

В одном из исследований [43] проанализировали КТ-снимки 50 верхних конечностей трупов людей (34 мужчины и 16 женщин), полученные с помощью

компьютерно-томографического сканера. Авторы сопоставили реконструированную модель головки лучевой кости с существующими вариантами имплантов и рассчитали степень несоответствия их поверхностей. Результаты позволили сделать вывод: применение методов обратного инжиниринга способно снизить расхождение в размерах между костью и используемыми протезами [43].

Safali S. et al. [168] оценили послеоперационные результаты 23 пациентов с оскольчатыми переломами ГЛК, которым были установлены индивидуальные протезы. Результаты оценивали через 1 месяц и 2 года после операции. Оценивались следующие показатели: амплитуда движений в локтевом суставе, потеря силы по сравнению с противоположным суставом, индекс локтевого сустава по шкале Мейо, индекс QuickDASH и самочувствие пациентов. Не было выявлено ни одного неудовлетворительного результата операции. Но авторы сообщили о том, что метод нуждается в дополнительных исследованиях, проведении новых тестов и долгосрочных наблюдениях [168].

Несмотря на то, что проведение детального предоперационного обследования считается важным этапом лечения травм и осложнений локтевого сустава, в научных источниках отсутствуют рекомендации по оптимальному протоколу подготовки к операции и предварительным тактикам проведения хирургических вмешательств [78,92,132,182]. Для оценки степени деформации суставных поверхностей локтевого сустава, не всегда достаточно традиционных рентгенограмм и КТ [25,209]. Таким образом, более точный хирургический подход позволит значительно сократить время операции и свести к минимуму связанные с ней хирургические осложнения [61,87,88,107,109,123,127,151,187,189].

Использование новой технологии 3D-визуализации в процессе обследования пациента позволит не только планировать предстоящие оперативное вмешательство, но и сохранять цифровые модели для оценки результативности выполненных лечебных процедур. В ходе операции хирурги могут просматривать смоделированные изображения на переносных устройствах, что способствует более точной корректировке хирургических действий [18]. 3D-изображение

лучевой кости может дать представление о стратегии эффективного хирургического вмешательства, особенно в случае сложных переломов [59]. Для использования индивидуального моделирования необходима точная виртуальная модель кости. Морфометрическая оценка виртуальной модели перед операцией и количественная оценка параметров способствует получению надежных результатов операции.

Таким образом, вопрос разработки программного обеспечения для компьютерного моделирования головки лучевой кости конкретного пациента на основе его компьютерно-томографического обследования является весьма актуальным и своевременным [21].

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Объект исследования

Материалом исследования послужили 82 мацерированные лучевые кости людей (38 мужчин, 44 женщин), 10 трупных нефиксированных изолированных верхних конечностей людей (5 мужчин, 5 женщин), компьютерные томограммы локтевых суставов 136 человек (66 мужчин, 70 женщин). Распределение материала исследования в зависимости от пола представлено в Таблице 1 и Рисунке 1.

Таблица 1 - Распределение материала исследования в генеральной выборке в зависимости от пола

Материалы исследования	Генеральная выборка	Мужчины	Женщины
Мацерированные лучевые кости	82	38	44
Нефиксированные верхние конечности	10	5	5
КТ локтевых суставов	136	66	70
Итого	228	109	119



Рисунок 1 - Распределение материала исследования в генеральной выборке в зависимости от пола

В работе использовались обезличенные компьютерные томограммы верхних конечностей людей, локтевые суставы и лучевые кости без патологии опорно-двигательного аппарата и признаков травматического поражения. Проведение исследования одобрено на заседании локального этического комитета РНИМУ им. Н.И. Пирогова (выписка из протокола заседания №212 от 22.11.2021).

Мацерированные паспортизированные лучевые кости людей были взяты из хранилищ музеев кафедры анатомии человека РНИМУ им. Н.И. Пирогова и кафедры нормальной анатомии Военно-медицинской академии имени С.М. Кирова. В исследование были включены 82 мацерированные лучевые кости людей, из них 38 мужчин (46%) и 44 женщин (54%). Средний возраст людей в генеральной выборке составил 47±14 лет, от 25 до 74 лет. Средний возраст мужчин, включенных в исследование, составил 44,9±12,6 лет, средний возраст женщин - 50,9±14,8 лет. Распределение материала по возрастным группам и полу представлено в Таблице 2, Рисунке 2.

Таблица 2 - Распределение мацерированных лучевых костей людей в зависимости от возраста и пола

Возрастные периоды	Генеральная выборка	Мужчины	Женщины
Первый период зрелого возраста	21 (25,6%)	11 (28,9%)	10 (22,7%)
Второй период зрелого возраста	39 (47,6%)	22 (57,9%)	17 (38,6%)
Пожилой возраст	22 (26,8%)	5 (13,2%)	17 (36,4%)
Итого	82 (100%)	38 (46%)	44 (54%)

Возрастные группы сформированы согласно схеме возрастной периодизации, принятой на Международном симпозиуме по возрастной периодизации (Москва, 1965): первый период зрелого возраста (мужчины 21–35 лет, женщины 20–35 лет); второй период зрелого возраста (мужчины 36–60 лет, женщины 36–55 лет); пожилой возраст (мужчины 61–74 года, женщины 56–74 года); старческий возраст (мужчины и женщины 75-90 лет).

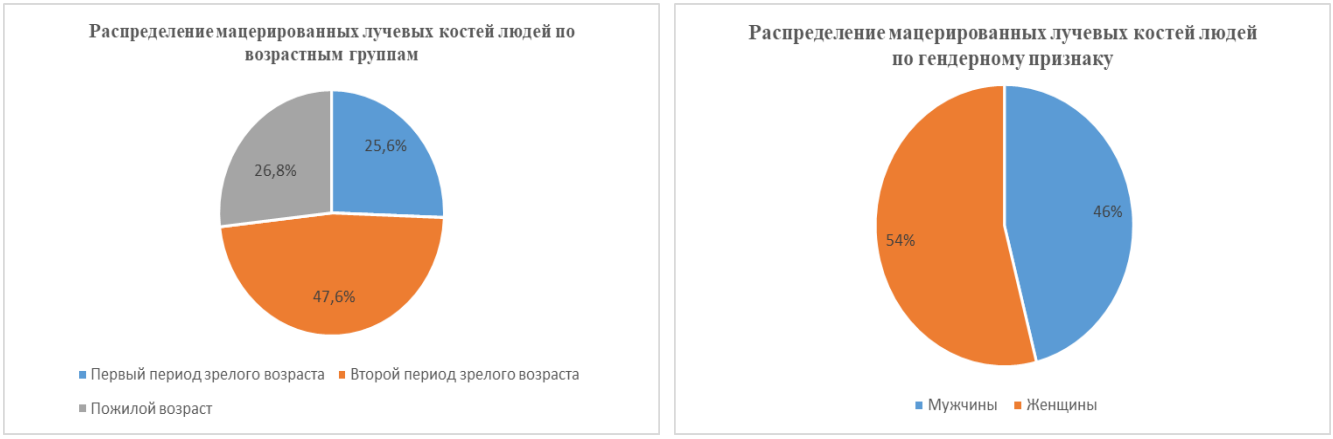


Рисунок 2 - Распределение мацерированных лучевых костей людей в зависимости от возраста и пола

Нефиксированный биоматериал правых и левых верхних конечностей был получен Учебным центром инновационных медицинских технологий РНИМУ им. Н.И. Пирогова. Было использовано 10 конечностей людей (5 мужчин, 5 женщин), возраста от 32 до 89 лет, средний возраст составил 65,4±19,96 лет.

Компьютерные томограммы локтевых суставов предоставлены из архива ГКБ № 1 им. Н.И. Пирогова. Были изучены правые и левые локтевые суставы 136 человек, из включенных в исследование было 66 мужчин (48,5%) и 70 женщин (51,5%). Средний возраст людей в генеральной выборке составил 55±17,1 лет, от 20 до 90 лет. Средний возраст мужчин, включенных в исследование, составил 50,2±14,1 лет, средний возраст женщин - 59,5±18,4 лет. Распределение КТ людей по возрастным группам и полу представлено в Таблице 3, Рисунке 3.

Таблица 3 – Распределение КТ людей в зависимости от возраста и пола

Возрастные периоды	Генеральная выборка	Мужчины	Женщины
Первый период зрелого возраста	22 (16,2%)	14 (21,2%)	8 (11,4%)
Второй период зрелого возраста	46 (33,8%)	30 (45,5%)	16 (22,9%)
Пожилой возраст	51 (37,5%)	19 (28,8%)	32 (45,7%)
Старческий возраст	17 (12,5%)	3 (4,5%)	14 (20%)
Итого	136 (100%)	66 (48,5%)	70 (51,5%)

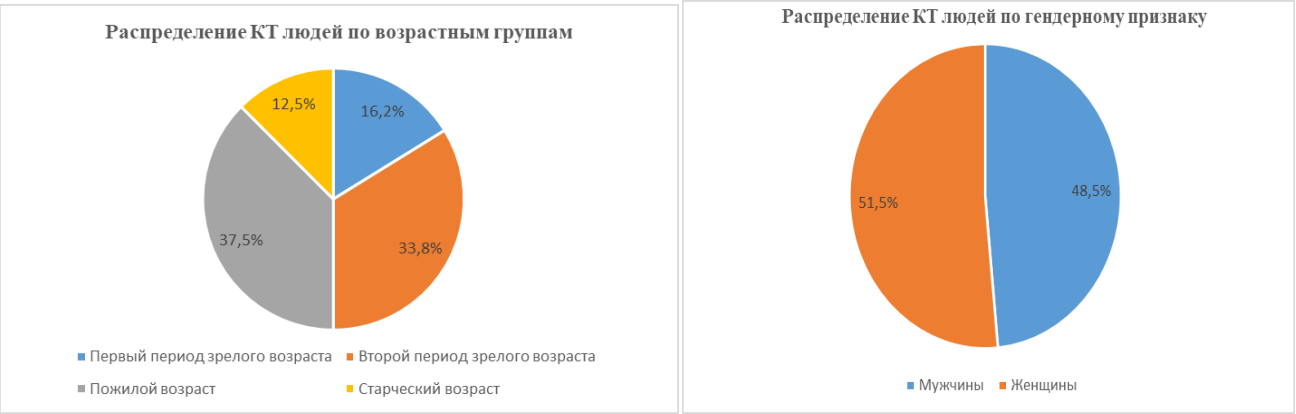


Рисунок 3 - Распределение КТ людей в зависимости от возраста и пола

2.2. Методы исследования

2.2.1. Анатомические методы исследования

Остеометрическое исследование изолированных лучевых костей человека проводилось при помощи цифрового штангенциркуля «ADA instruments mechanic 150» (Китай), сантиметровой ленты и металлической линейки по методикам R. Martin [137] в модификации В.П. Алексеева (1966) [2], Van Vark (1975) [196], М.А. Григорьевой (2004) [7]. При остеометрии ЛК человека в дополнение к параметрам, предложенным в методике Алексеева В.П. [2], был изучен ряд показателей, которые по мнению автора, более точно характеризуют проксимальный конец ЛК (см. 2.2.3. «Морфометрическое исследование»).

При аутопсии локтевых суставов производилось извлечение лучевой кости целиком с сохранением суставного хряща на проксимальном и дистальном эпифизах. В положении пронации локтевого сустава был применен латеральный доступ по Кохеру [26,72]. После рассечения кольцевой связки разрез был расширен вдоль заднелатеральной проекции по Томпсону [4]. Часть лучевой кости между разгибателем пальцев и коротким лучевым разгибателем запястья была обнажена и иссечена путем острой диссекции, далее были разделены все мягкие ткани с сохранением структур и суставных хрящей костей [17]. Этапы аутопсии продемонстрированы на Рисунке 4.

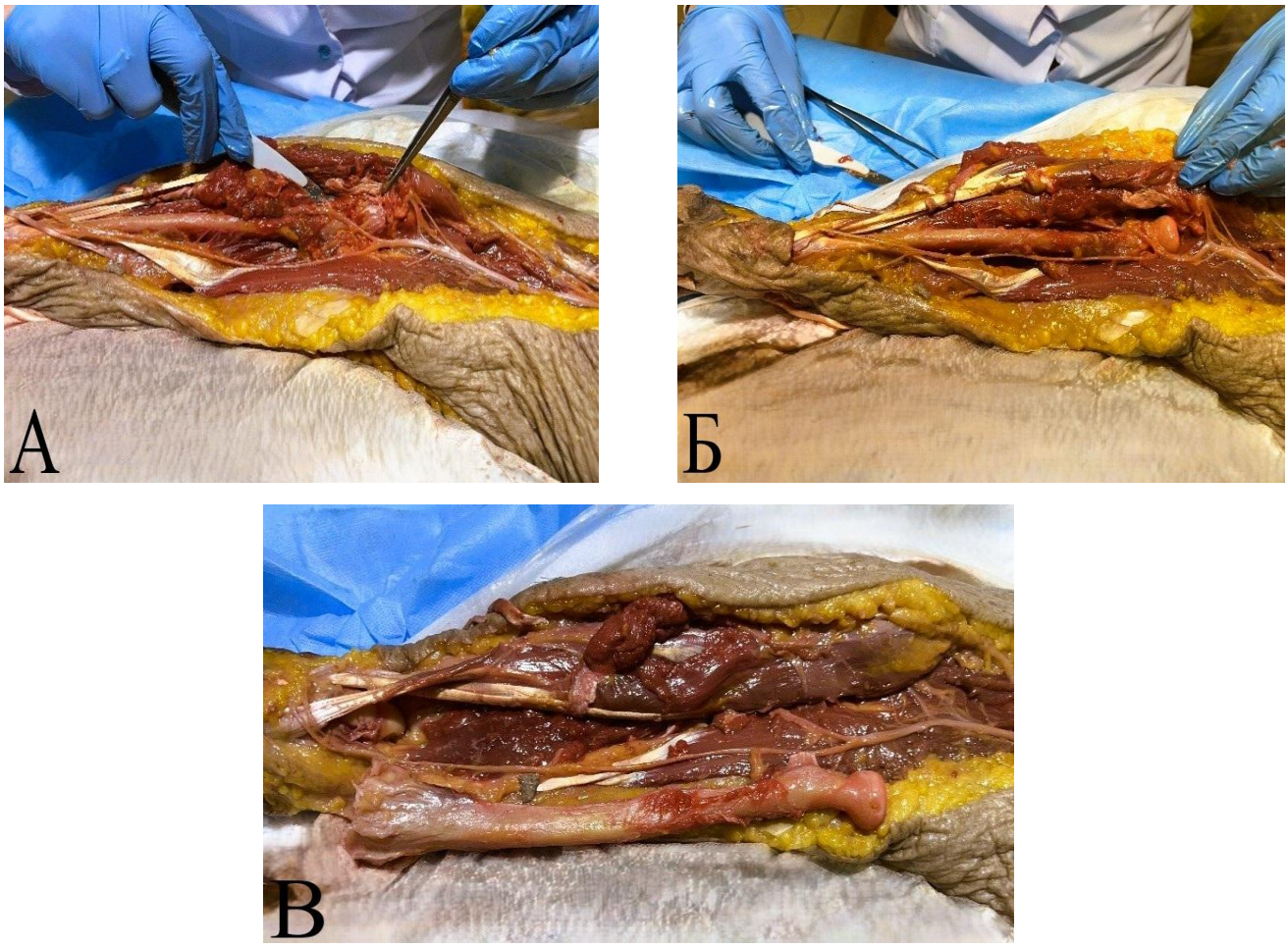


Рисунок 4 – Этапы аутопсии локтевых суставов:
А- выделение ЛК с помощью латерального доступа по Кохеру; Б- рассечение кольцевой связки и расширение разреза вдоль заднелатеральной проекции по Томпсону; В- извлечение ЛК путем разделения мягких тканей с сохранением суставных хрящей

После выделения лучевой кости выполнялось остеометрическое исследование, представленное на Рисунке 5.

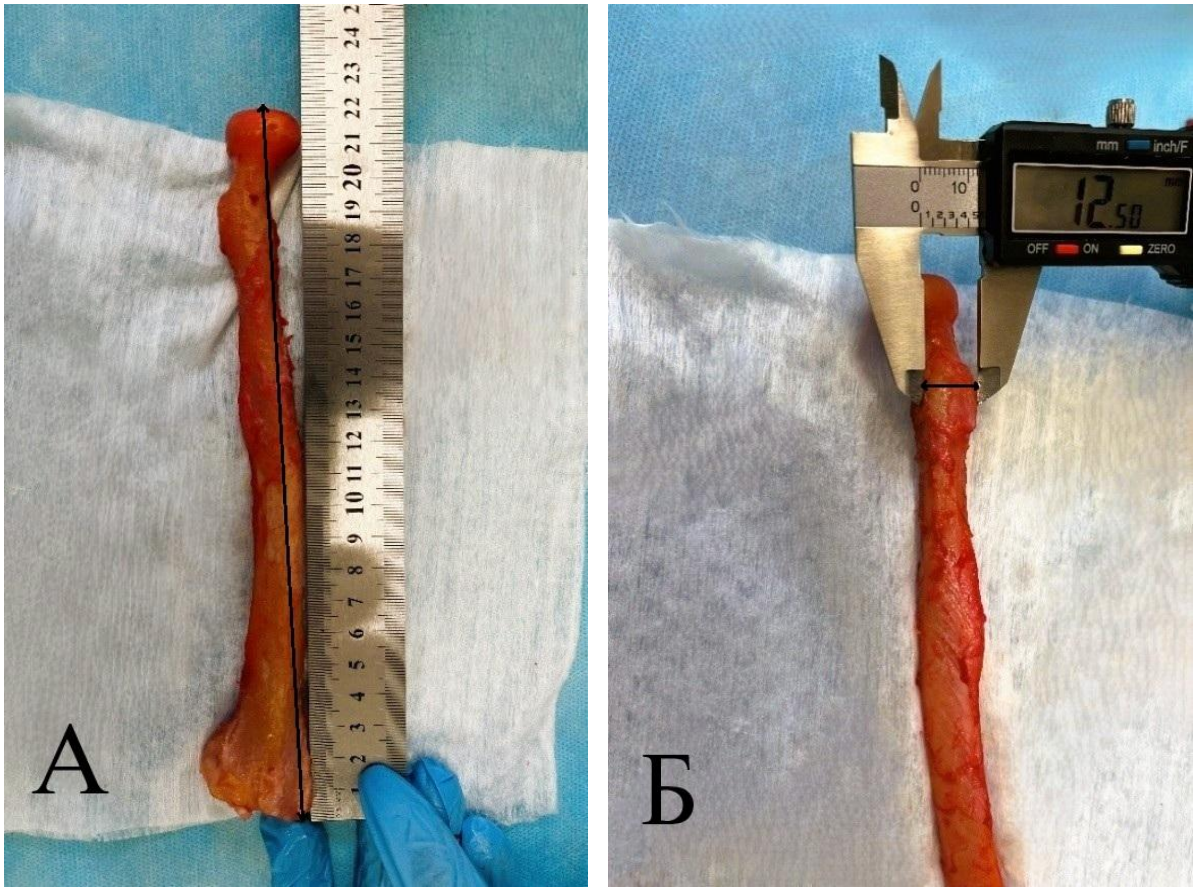


Рисунок 5 – Остеометрическое исследование лучевой кости после аутопсии локтевых суставов: А-наибольшая длина ЛК (расстояние от наиболее высоко расположенной точки ГЛК до вершины шиловидного отростка); Б-ширина бугристости ЛК (расстояние между латеральной и медиальной точками бугристости ЛК)

2.2.2. Рентгенологическое исследование

Компьютерно-томографическое исследование мацерированных лучевых костей проводилось на спиральном компьютерном томографе Siemens Somatom (Германия) при толщине среза 1 мм. Исследование проводили на клинической базе Военно-медицинской академии имени С.М. Кирова.

Виртопсию локтевых суставов проводили с помощью компьютерного томографа Toshiba (Япония) при толщине среза 1 мм. Исследование проводили на клинической базе РНИМУ им. Н.И. Пирогова.

Прижизненные КТ исследования верхних конечностей людей были отобраны из множества компьютерных томограмм, исключающих травмы и патологии опорно-двигательного аппарата.

Обработка КТ изображений проводилась при помощи программы RadiAnt DICOM Viewer в режиме Multiplanar Recontructions, в формате изображений DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) - отраслевой стандарт создания, хранения, передачи и визуализации медицинских изображений и документов обследованных пациентов. Этапы обработки КТ в трех плоскостях в режиме Multiplanar Recontructions представлены на Рисунке 6.

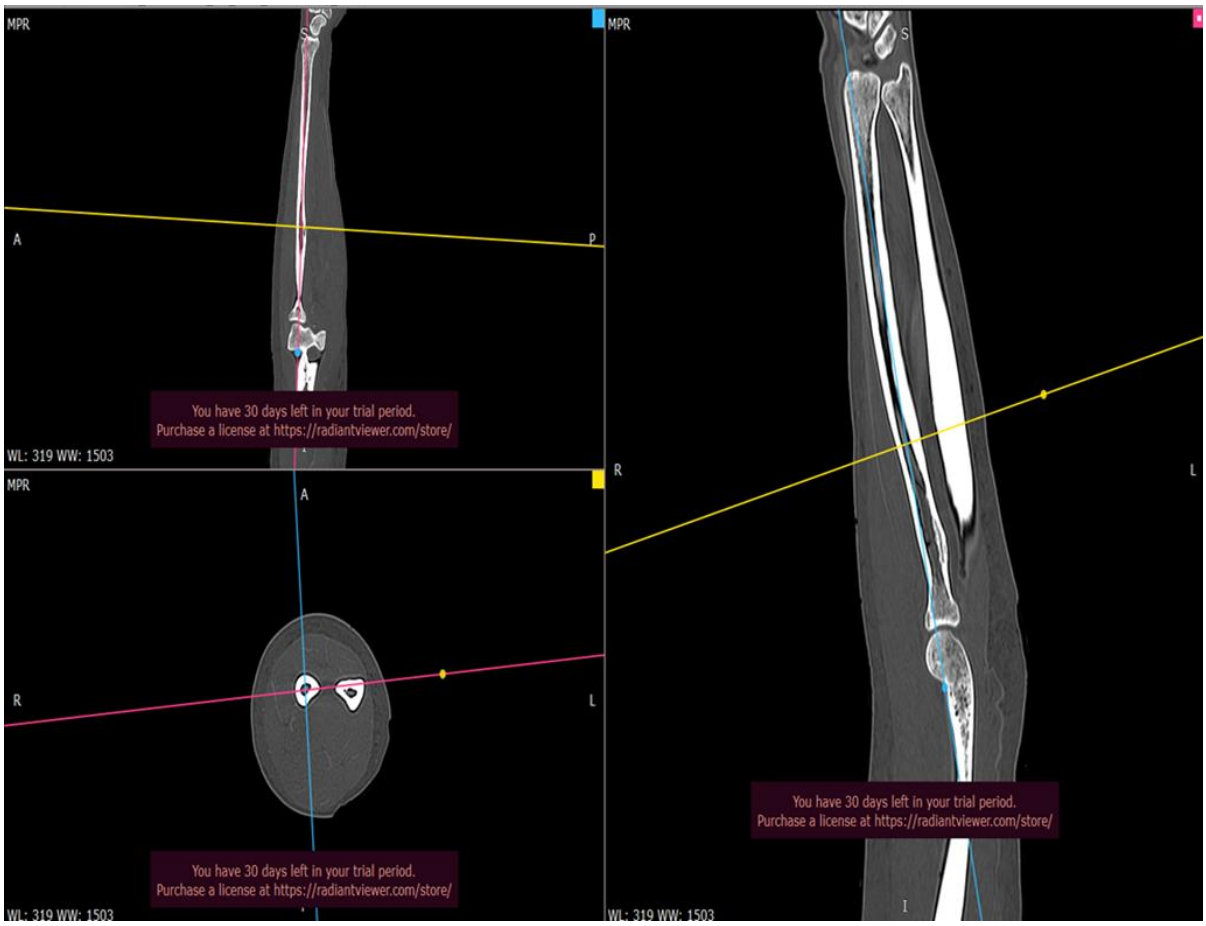


Рисунок 6 – Обработка КТ верхней конечности при помощи программы RadiAnt DICOM Viewer в режиме Multiplanar Recontructions

Морфометрические показатели и методика измерения, определяемые при рентгенологическом исследовании представлены в Таблице 4, Рисунках 7,8.

2.2.3. Морфометрическое исследование

На всех этапах исследования были изучены следующие морфометрические параметры:

Таблица 4 – Морфометрические параметры лучевой кости, используемые в исследовании

Морфометрический параметр	Характеристика параметра
Наибольшая длина ЛК [2]	Расстояние от наиболее высоко расположенной точки ГЛК до вершины шиловидного отростка
Физиологическая длина ЛК [2]	Расстояние между наиболее глубоко лежащими точками суставных поверхностей – суставной ямкой и запястной суставной поверхностью
Параллельная длина ЛК [2]	Расстояние от наиболее низко расположенной точки ГЛК с латеральной стороны до вершины шиловидного отростка
Расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК [2]	Расстояние от наиболее высоко расположенной точки ГЛК до середины бугристости ЛК
Ширина диафиза ЛК [2]	Расстояние на уровне наибольшего развития межкостного края ЛК
Ширина середины диафиза ЛК [2]	Расстояние отсчитывается от половины физиологической длины ЛК, от наружной поверхности до противолежащей точки на противоположной поверхности тела ЛК
Ширина дистального эпифиза ЛК [2]	Расстояние между латеральной и медиальной точками дистального отдела ЛК
Сагиттальный диаметр диафиза ЛК [2]	Расстояние между передней и задней поверхностями тела ЛК на уровне наибольшего развития межкостного края
Ширина шейки ЛК [2]	Расстояние между латеральной и медиальной точками на шейке ЛК

Продолжение Таблицы 4

Сагиттальный диаметр шейки ЛК [2]	Расстояние между передней и задней точками шейки ЛК
Наименьшая длина окружность диафиза ЛК (наименьшая окружность тела ЛК) [2]	Расстояние между серединой диафиза и дистальным отделом ЛК (находится эмпирически)
Длина окружности середины диафиза ЛК [2]	Длина окружности на уровне середины тела ЛК
Длина окружности ГЛК [2]	Наибольшая длина окружности головки по суставной окружности
Длина окружности шейки ЛК [2]	Длина окружности шейки ЛК на уровне ее середины
Длина бугристости ЛК	Расстояние между верхней и нижней точками бугристости ЛК
Ширина бугристости ЛК	Расстояние между латеральной и медиальной точками бугристости ЛК
Сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости ЛК	Перпендикуляр от задней поверхности до наиболее выступающей точки бугристости ЛК
Глубина суставной ямки ГЛК	Перпендикуляр от наиболее глубокой точки суставной ямки ГЛК до горизонтальной линии, соединяющей наиболее высоко расположенные точки суставной окружности
Диаметр ГЛК	Расстояние между наиболее удаленными точками головки во фронтальной и сагиттальной плоскостях, ориентированных относительно бугристости ЛК
Высота ГЛК	Расстояние между наименьшим и наибольшим основанием ГЛК в четырех взаимно перпендикулярных точках во фронтальной (Ф1; Ф2) и сагиттальной (С1; С2) плоскостях, ориентированных относительно бугристости ЛК

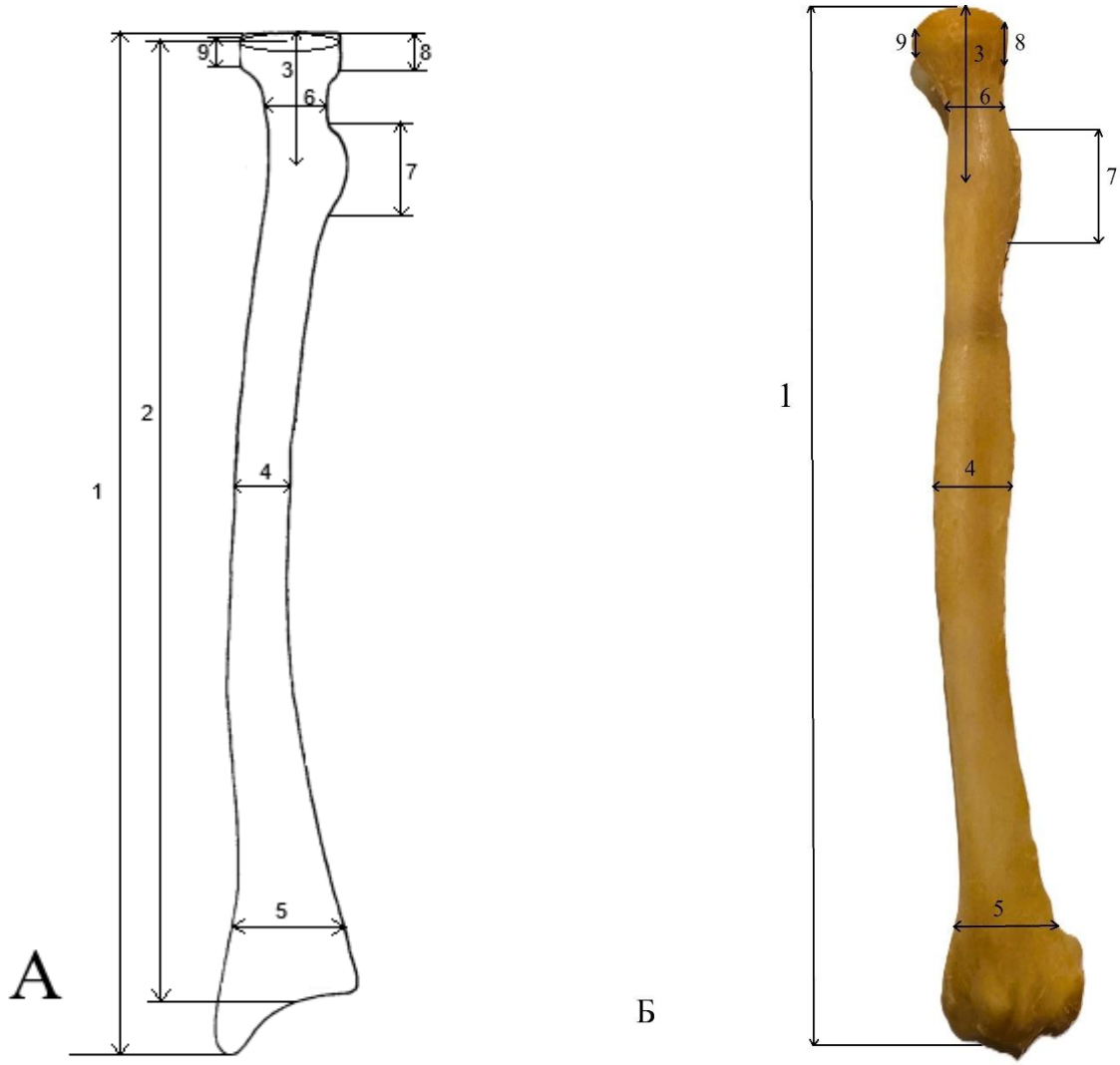


Рисунок 7: А – морфометрические параметры на рисунке лучевой кости; Б – морфометрические параметры на фотографии лучевой кости.

Параметры: 1 - наибольшая длина ЛК; 2 - физиологическая длина ЛК; 3 - расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК; 4 - ширина диафиза ЛК; 5 - ширина дистального эпифиза ЛК; 6 - ширина шейки ЛК; 7 - длина бугристости ЛК; 8 - высота ГЛК во фронтальной плоскости в первой точке измерения(Ф1); 9 - высота ГЛК во фронтальной плоскости во второй точке измерения (Ф2).

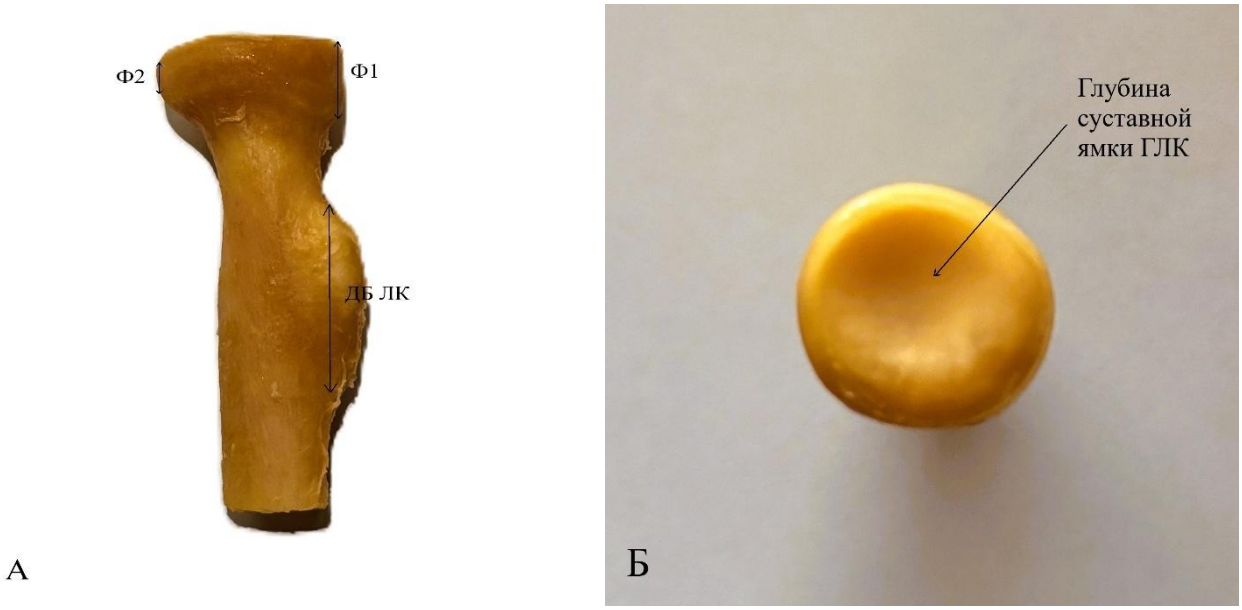


Рисунок 8 - Морфометрические параметры проксимального отдела лучевой кости:

А: Ф1 - высота ГЛК во фронтальной плоскости в первой точке измерения;
Ф2 - высота ГЛК во фронтальной плоскости во второй точке измерения;
ДБ ЛК – длина бугристости лучевой кости.
Б – глубина суставной ямки головки лучевой кости.

2.2.4. Компьютерное программирование КТ- изображения лучевой кости и ее компьютерное моделирование

Базой для компьютерного программирования лучевой кости явились прижизненные КТ людей верхних конечностей. Ранее нами были опубликованы этапы компьютерного моделирования [21]: начальным этапом исследования является выделение фрагментов костной ткани на КТ-снимке. Для реконструкции изображения в 3D-формат применяли программное обеспечение ITK-SNAP (GNU General Public License version 3.0 (GPLv3)) (open-source - открытое программное обеспечение). После импорта файла программа визуализирует снимок в трех

взаимно перпендикулярных плоскостях. Далее для трансформации КТ-данных в объемную модель требуется провести фрагментацию, состоящий из следующих этапов:

1) Выделение области фрагментации. На этом этапе необходимо выбрать часть (область) тела, в которой будет происходить дальнейшая сегментация. Процесс выбора фрагмента изображен на Рисунке 9;

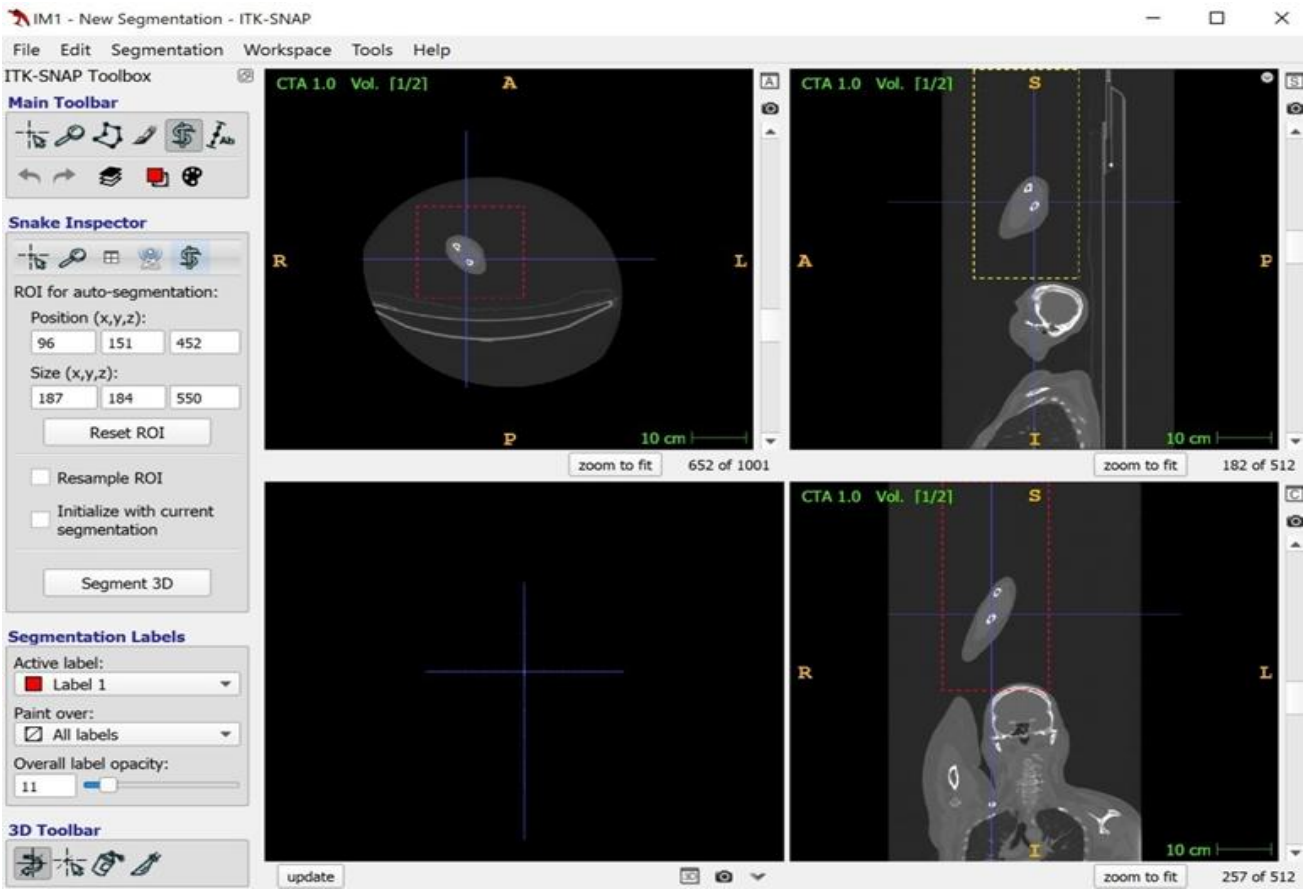


Рисунок 9 - Выделение области фрагментации

2) Настройка параметров фрагментации. Для наиболее точной фрагментации важно выделить «силуэты» лучевой кости, настроив параметры цветового фильтра;

3) Установка «bubbles» («пузырьков») на лучевой кости. Необходимо отметить начальные точки фрагментации, от которых будет зависеть следующий этап исследования. «Bubbles» постепенно «расползаются», распространяясь на весь объем кости. На этом этапе важно учесть - чем больше «bubbles», тем наиболее точнее будет разметка;

4) Запуск алгоритма сегментации. На этом этапе программа начинает автоматическую сегментацию лучевой кости, то есть выделение только кости, без соседних структур предплечья (локтевой кости, связок, мышц и т.д.). При необходимости процесс можно отменить, скорректировать и заново запустить, так как алгоритм сегментации кости происходит в реальном времени. Этапы сегментации представлены на Рисунке 10, окна А, Б, Г. Результатом данного алгоритма сегментации является - готовая модель лучевой кости (Рисунок 10, окно В). Для дальнейшей работы готовую модель нужно экспортировать в формат vtk (Visualization Toolkit - формат 3D-моделирования и графики).



Рисунок 10 - Фрагментация лучевой кости: А, Б, Г - автоматическая сегментация кости; В - готовая модель лучевой кости

Дальнейшая обработка компьютерной модели осуществлялась при помощи разработанного нами программного метода - «автоматизированное определение морфометрических параметров кости». Программа была разработана с участием сотрудников кафедры БМТ1 - Биомедицинские технические системы Московского государственного технического университета имени Н.Э. Баумана (национальный

исследовательский университет). После успешного запуска программы откроется окно с изображением модели кости (Рисунок 11).

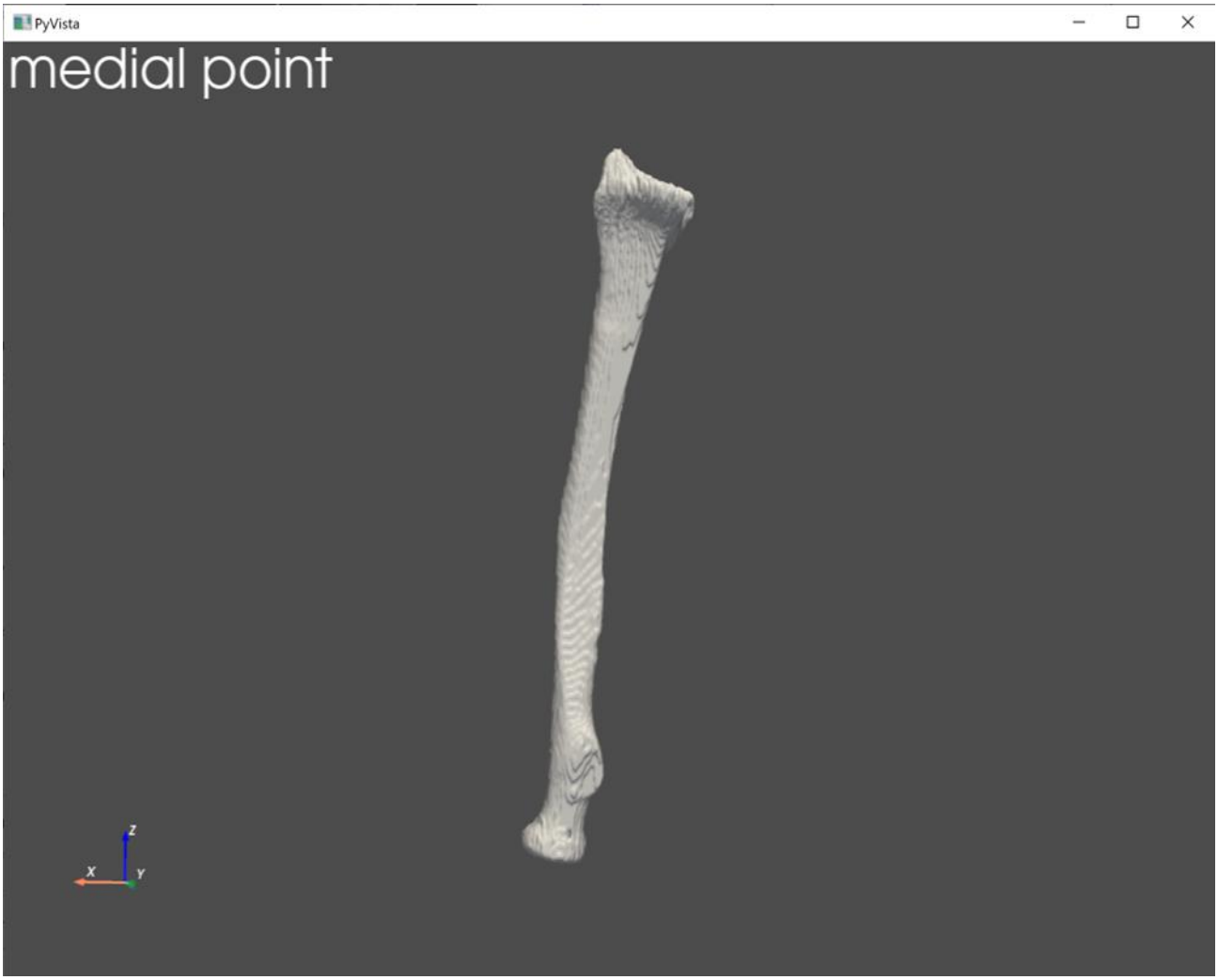


Рисунок 11 – Запуск программы «автоматизированное определение морфометрических параметров кости»

Программа позволяет двигать модель лучевой кости: вращать, перемещая мышью с нажатой левой кнопкой, располагать модель параллельно экрану с зажатой клавишей Shift, менять масштабирование, прокручивая колесико мыши.

На компьютерной модели ЛК автоматически появляются реперные точки, которые, при необходимости, могут быть скорректированы вручную. Проставленные реперные точки на модели лучевой кости и головке ЛК представлены на Рисунках 12,13.

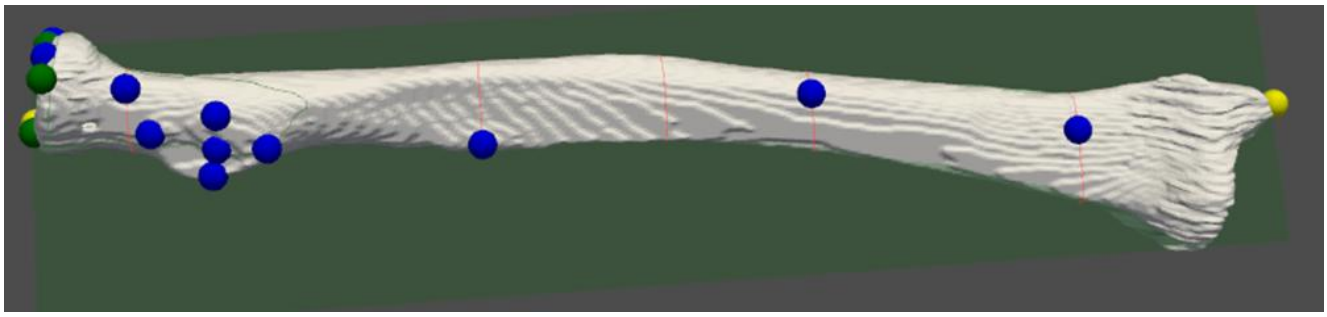


Рисунок 12 - Реперные точки на компьютерной модели лучевой кости

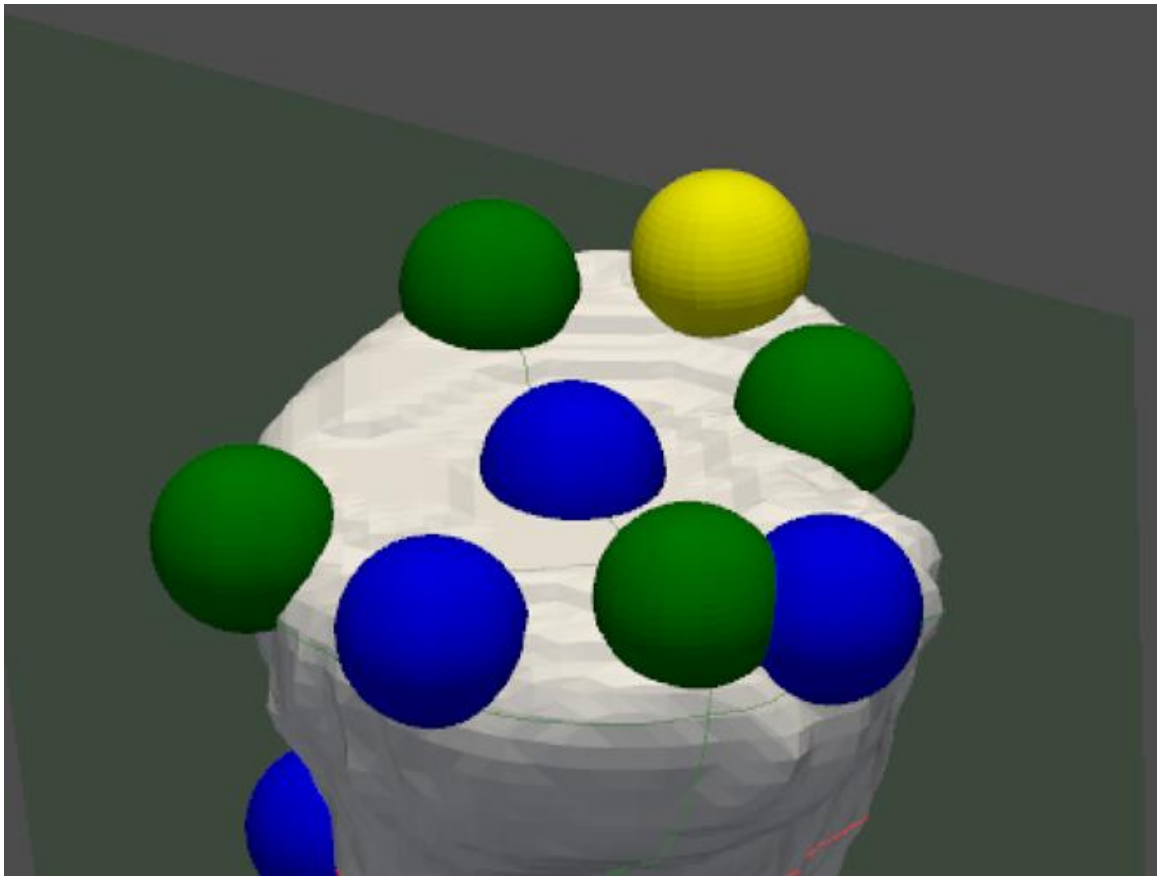


Рисунок 13 - Реперные точки на компьютерной модели головки лучевой кости

После проставления и коррекции (при необходимости) реперных точек проводится автоматизированный расчет необходимых морфометрических параметров, которые программа выводит в отдельное окно и предлагает сохранить в файл. Результат обработки данных - список заданных параметров и их цифровые показатели представлены на Рисунке 14.

```
Морфометрические параметры:
Наибольшая длина: 255.2 мм
Физиологическая длина: 238.7 мм
Параллельная длина: 251.1 мм
Расстояние от головки до бугристости: 40.3 мм
Ширина диафиза: 18.3 мм
Ширина середины диафиза: 18.2 мм
Ширина головки: 18.7 мм
Ширина шейки: 16.9 мм
Ширина дистального эпифиза: 25.5 мм
Сагиттальный диаметр диафиза: 13.7 мм
Сагиттальный диаметр шейки: 18.1 мм
Наименьшая окружность диафиза: 55.5 мм
Окружность середины диафиза: 60.3 мм
Окружность шейки: 61.0 мм
Длина бугристости: 22.6 мм
Ширина бугристости: 11.8 мм
Сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости: 18.3 мм
Глубина суставной ямки: 1.8 мм
Окружность головки: 58.9 мм
Диаметр головки, направленный к бугристости: 17.0 мм
Диаметр головки, не напрвленный к бугристости: 23.5 мм
Высота головки (в четырех точках): 9.1/6.7/9.0/10.0 мм
Желаете сохранить измеренные параметры? (ДА/нет)
>нет
```

Рисунок 14 - Выведенные программой морфометрические параметры и их цифровые показатели

Для достижения максимальной эффективности весь процесс моделирования, от фрагментации до получения цифровых значений параметров ЛК - максимально автоматизирован, однако полная автоматизация предоставляется крайне сложной в виду сложной геометрии и индивидуальных особенностей лучевой кости человека.

2.2.5. Статистическая обработка результатов

Для всех количественных показателей проводили оценку распределения данных с использованием компьютерной программы «Statistica 13 for Windows». При распределении данных вычисляли максимальное и минимальное значения, среднее арифметическое и стандартное отклонение (M±σ). Для определения нормальности распределения данных применяли тест Шапиро–Уилка. Для определения различий между сравниваемыми выборками с уровнем значимости p>0,05 использовали t-критерий для независимых выборок.

Для оценки корреляционной связи между изучаемыми параметрами использовали матрицу парных корреляций. Силу связи по шкале Чеддока определяли по величине коэффициента корреляции r, представленной в Таблице 5.

Таблица 5 - Количественные критерии оценки тесноты связи по Чеддоку

Величина коэффициента корреляции r	Характер связи
До ± |0,3|	Практически отсутствует
±|0,3| — ± |0,5|	Слабая
±|0,5| — ± |0,7|	Умеренная
±|0,7| — ± |1,0|	Сильная

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1. Морфометрические показатели лучевых костей людей в сравнении с их компьютерно-томографическим изображением в зависимости от возраста и пола

В Таблицах 6-18 приведены результаты морфометрических показателей при остеометрическом исследовании.

Таблица 6 - Наибольшая длина лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	254,50	226,60	240,66±7,96
	второй период зрелого возраста	278,70	222,00	246,77±14,07
	пожилой возраст	261,60	223,00	246,34±10,75
Женщины	первый период зрелого возраста	270,00	190,60	224,49±19,42
	второй период зрелого возраста	270,00	188,00	225,13±17,65
	пожилой возраст	252,00	188,90	221,54±15,17

Таблица 7 - Физиологическая длина лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	248,90	207,00	228,08±10,26
	второй период зрелого возраста	269,50	205,00	235,08±14,87
	пожилой возраст	251,40	207,10	235,40±12,58
Женщины	первый период зрелого возраста	255,00	181,00	215,30±17,30
	второй период зрелого возраста	263,00	172,00	214,64±18,05
	пожилой возраст	235,00	186,30	211,94±14,49

Длиннотные параметры ЛК (наибольшая и физиологическая длины) у мужчин первого, второго периода зрелого и пожилого возрастов находятся в интервале от 240,66±7,96мм до 246,77±14,07мм – наибольшая длина ЛК и от 228,08±10,26мм до 235,4±12,58мм – физиологическая длина ЛК. Значение наибольшей длины ЛК у женщин находится в диапазоне 221,54±15,17мм - 225,13±17,65мм, 211,94±14,49мм - 215,3±17,30мм – среднее значение физиологической длины ЛК. Значения данных параметров не имеют достоверных отличий по возрастным группам. При этом наибольшая разница между максимальными и минимальными значениями наблюдается во втором периоде зрелого возраста и составляет у мужчин - 56,70мм, у женщин - 82,00мм для наибольшей длины ЛК и 64,50мм и 91,00мм для физиологической длины, соответственно.

Таблица 8 - Расстояние между головкой лучевой кости и бугристостью лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	38,34	27,98	34,99±3,04
	второй период зрелого возраста	40,04	30,06	34,26±2,93
	пожилой возраст	36,34	33,29	34,94±1,13
Женщины	первый период зрелого возраста	34,22	27,63	31,27±2,05
	второй период зрелого возраста	38,95	23,36	32,23±4,56
	пожилой возраст	36,05	24,16	31,45±3,38

Среднее значение расстояния между головкой ЛК и бугристостью лучевой кости внутри гендерных групп во всех изученных возрастных периодах мало чем отличаются и составляют у мужчин - 34-35мм, у женщин - 31-32мм. При этом разница максимальных и минимальных значений у мужчин пожилого возраста составляет 3,05мм и 15,59мм у женщин во втором периоде зрелого возраста.

Таблица 9 - Ширина шейки лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	14,31	10,73	13,19±1,16
	второй период зрелого возраста	15,11	10,76	13,44±1,15
	пожилой возраст	16,63	12,75	14,98±1,50
Женщины	первый период зрелого возраста	14,41	10,63	12,29±1,29
	второй период зрелого возраста	14,75	11,18	13,07±1,30
	пожилой возраст	15,66	10,62	12,89±1,68

Таблица 10 - Сагиттальный диаметр шейки лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	15,90	11,60	14,31±1,56
	второй период зрелого возраста	18,46	11,44	14,49±1,85
	пожилой возраст	17,47	12,42	14,47±1,86
Женщины	первый период зрелого возраста	15,50	12,63	13,98±1,20
	второй период зрелого возраста	17,57	11,76	14,44±1,76
	пожилой возраст	17,78	11,22	14,52±1,60

Ширина и сагиттальный диаметр шейки ЛК измерялись на одном уровне в переднезаднем и латерально-медиальном направлениях. Ширина шейки ЛК у мужчин составила во всех возрастных группах - 13,19-14,98мм, у женщин 12,29-13,07мм. Сагиттальный диаметр шейки ЛК у мужчин и женщин во всех возрастных группах составил 13,98-14,52мм, разница между максимальными и минимальными значениями составила от 3 до 7 мм.

Таблица 11 - Длина окружности головки лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	81,00	61,00	69,18±5,29
	второй период зрелого возраста	92,00	44,00	68,41±9,85
	пожилой возраст	76,00	63,00	69,60±5,32
Женщины	первый период зрелого возраста	70,00	49,00	65,00±6,34
	второй период зрелого возраста	83,00	52,00	65,82±9,18
	пожилой возраст	80,00	55,00	66,25±7,23

Таблица 12 - Длина окружности шейки лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	55,00	40,00	46,50±5,52
	второй период зрелого возраста	56,00	41,00	49,41±4,84
	пожилой возраст	56,00	35,00	48,44±4,76
Женщины	первый период зрелого возраста	50,00	36,00	45,64±4,72
	второй период зрелого возраста	51,00	29,00	43,77±5,54
	пожилой возраст	52,00	40,00	44,40±4,62

Среднее значение длины окружности головки ЛК у мужчин в первом, втором периоде зрелого и пожилого возрастов были практически одинаковы и составили 69,18±5,29мм, 68,41±9,85мм, 69,60±5,32мм, соответственно, разница составила от 0,77мм до 1,19мм. У женщин в тех же возрастных группах параметр составил 65,00±6,34мм, 65,82±9,18мм, 66,25±7,23мм, соответственно, то есть разница составила от 0,82мм до 1,25мм.

Таблица 13 - Длина бугристости лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	27,27	17,51	23,89±3,01
	второй период зрелого возраста	32,65	19,60	25,01±3,05
	пожилой возраст	25,79	22,25	24,21±1,27
Женщины	первый период зрелого возраста	25,36	15,83	20,62±2,82
	второй период зрелого возраста	22,16	12,49	19,34±2,57
	пожилой возраст	25,21	16,21	20,94±2,35

Таблица 14 - Ширина бугристости лучевой кости (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	15,84	9,38	13,23±1,97
	второй период зрелого возраста	18,85	10,54	14,25±2,28
	пожилой возраст	17,82	13,06	15,45±2,22
Женщины	первый период зрелого возраста	17,11	9,43	12,90±2,28
	второй период зрелого возраста	16,87	7,69	11,96±2,12
	пожилой возраст	16,35	8,12	12,52±2,41

Результаты остеометрии бугристости лучевой кости показали существенную разницу максимальных и минимальных значений у мужчин и женщин, которая наиболее выражена в первом и втором периоде зрелого возраста. При определении средних значений изучаемых показателей указанная разница нивелируется.

Среднее значение глубины суставной ямки во всех возрастных группах не показали статистически значимых отличий ($p>0,05$). При нормальном распределении значений разница показателей составила 0,05-0,42мм. Минимальное и максимальное значение данного параметра у мужчин составили 0,84мм и 3,40мм, соответственно. У женщин значение как минимальных, так и

максимальных показателей глубины суставной ямки ГЛК меньше, чем у мужчин и составили 1,12мм и 3,52мм, соответственно.

Таблица 15 - Глубина суставной ямки (мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	3,17	1,00	2,17±0,74
	второй период зрелого возраста	3,40	0,84	2,05±0,56
	пожилой возраст	2,60	1,15	2,07±0,59
Женщины	первый период зрелого возраста	2,63	1,79	2,15±0,27
	второй период зрелого возраста	3,52	1,29	2,11±0,63
	пожилой возраст	3,43	1,12	2,42±0,55

При морфометрии диаметров ГЛК обращает на себя внимание практически одинаковые показатели средних значений как во фронтальной плоскости, так и в сагиттальной. При этом разница максимальных и минимальных значений имеют широкий диапазон. Наиболее наглядно разница заметна при изучении диаметра ГЛК в сагиттальной плоскости у женщин пожилого возраста, минимальное значение параметра составило 7,11мм, максимальное 23,51мм.

Таблица 16 - Диаметр головки лучевой кости во фронтальной плоскости(мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	25,00	18,87	22,10±2,01
	второй период зрелого возраста	25,20	17,51	21,39±2,04
	пожилой возраст	23,67	19,39	22,16±1,68
Женщины	первый период зрелого возраста	25,03	18,00	20,73±2,16
	второй период зрелого возраста	26,19	17,41	20,78±2,56
	пожилой возраст	24,19	9,42	20,32±3,32

Таблица 17 - Диаметр головки лучевой кости в сагиттальной плоскости(мм)

Пол	Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	первый период зрелого возраста	24,30	18,40	21,51±1,82
	второй период зрелого возраста	23,90	17,56	20,94±1,99
	пожилой возраст	23,25	17,50	20,99±2,51
Женщины	первый период зрелого возраста	26,74	15,65	20,15±2,84
	второй период зрелого возраста	24,90	14,05	20,48±2,86
	пожилой возраст	23,51	7,11	19,66±3,58

Таблица 18 - Высота головки лучевой кости во фронтальной и сагиттальной плоскостях (мм)

Пол		Возраст	Max	Min	M±σ
Мужчины	Ф1	первый период зрелого возраста	12,16	7,42	9,30±1,43
		второй период зрелого возраста	13,39	5,37	9,42±1,98
		пожилой возраст	9,60	8,17	8,78±0,69
	Ф2	первый период зрелого возраста	9,70	6,77	7,89±0,99
		второй период зрелого возраста	12,25	4,20	7,73±1,67
		пожилой возраст	10,11	5,60	8,42±1,70
	С1	первый период зрелого возраста	9,32	6,45	7,65±0,76
		второй период зрелого возраста	9,50	5,03	7,34±1,15
		пожилой возраст	8,82	6,23	7,45±1,12
	С2	первый период зрелого возраста	9,87	6,02	7,87±1,27
		второй период зрелого возраста	11,71	3,52	8,09±1,81

Продолжение Таблицы 18

		пожилой возраст	10,75	6,49	8,54±1,62
Женщины	Ф1	первый период зрелого возраста	12,80	7,43	9,51±1,55
		второй период зрелого возраста	14,17	7,58	10,10±1,96
		пожилой возраст	11,53	8,56	9,88±0,88
	Ф2	первый период зрелого возраста	9,20	6,99	8,02±0,81
		второй период зрелого возраста	13,02	6,25	9,38±1,94
		пожилой возраст	11,34	6,32	8,92±1,51
	С1	первый период зрелого возраста	10,10	6,02	7,58±1,28
		второй период зрелого возраста	10,85	5,55	7,80±1,50
		пожилой возраст	11,29	5,78	8,45±1,51
	С2	первый период зрелого возраста	12,35	4,89	8,65±2,32
		второй период зрелого возраста	11,39	6,65	8,80±1,44
		пожилой возраст	10,97	6,27	8,28±1,09

При исследовании высоты ГЛК в четырех взаимно перпендикулярных точках во фронтальной (Ф1; Ф2) и сагиттальной (С1; С2) плоскостях средние значения не показали статистически значимых отличий между возрастными группами ($p>0,05$).

Таким образом, результаты остеометрии мацерированных ЛК не выявили статистически значимых различий ($p>0,05$) морфометрических показателей между группами первого и второго периодов зрелого и пожилого возрастов (Таблицы 6-18), что позволило нам объединить показатели ЛК изученных возрастных групп и использовать средние значения выбранных параметров при гендерном сравнении результатов остеометрии с их компьютерно-томографическим изображением (Рисунок 15,16), результаты сравнения представлены в Таблице 19.

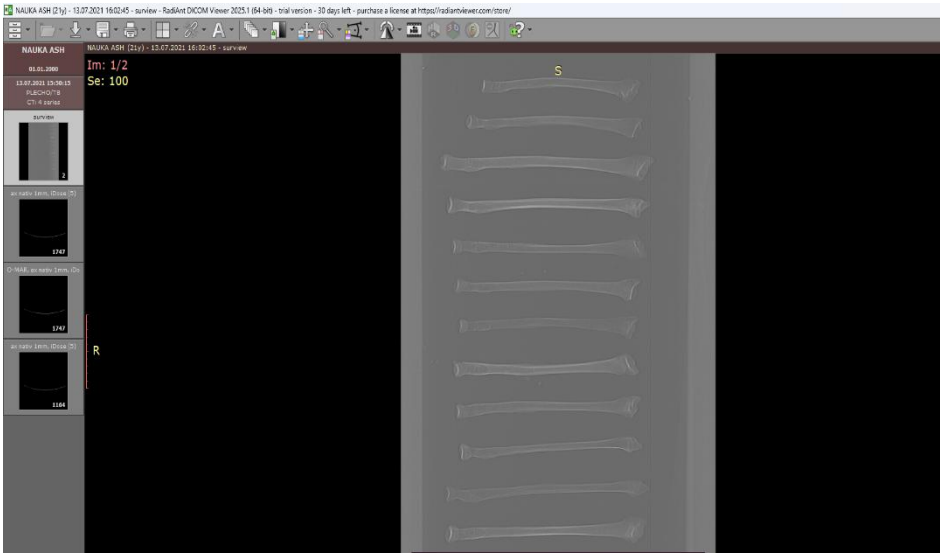


Рисунок 15 – Компьютерно-томографическое изображение мацерированных лучевых костей человека

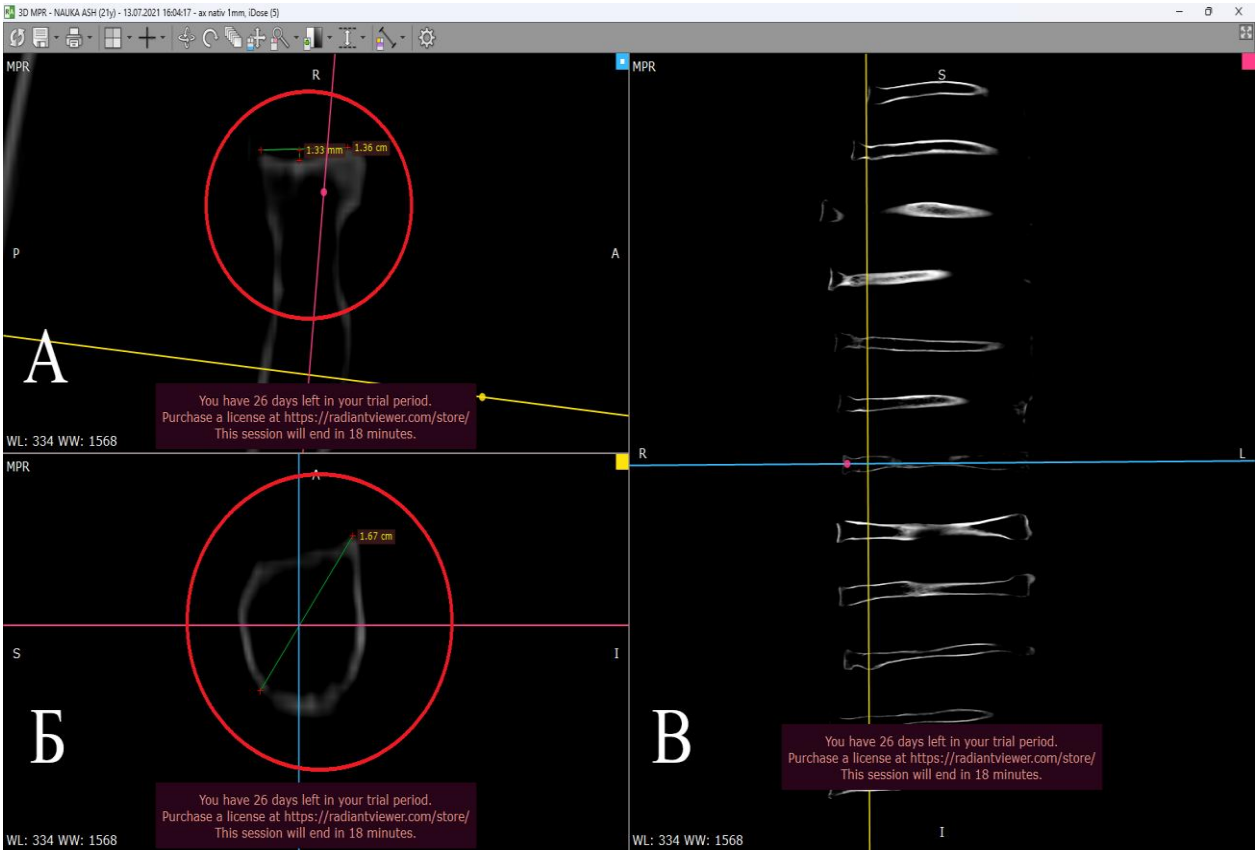


Рисунок 16 – Компьютерно-томографическое изображение мацерированных лучевых костей человека в режиме Multiplanar Recontructions:А - морфометрия глубины ямки головки лучевой кости; Б - морфометрия сагиттального диаметра проксимального отдела в области бугристости лучевой кости; В - лучевые кости в сагиттальной плоскости.

Таблица 19 - Морфометрические показатели лучевых костей в сравнении с их компьютерно-томографическим изображением в зависимости от пола

Параметры	Остеометрия M±σ (мм)			Компьютерная томограмма M±σ (мм)		
	Мужчины	Женщины	p- value	Мужчины	Женщины	p- value
Наибольшая длина ЛК	245,18± 12,14	222,28± 6,43	$1,6\times10^{-4}$*	244,21± 9,70	223,88± 7,81	$1,6\times10^{-4}$*
Физиологическая длина ЛК	233,44± 13,42	213,00± 5,81	$1,6\times10^{-4}$*	232,87± 10,12	213,77± 8,80	$1,6\times10^{-4}$*
Расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК	34,56± 2,76	31,77± 3,60	$1,6\times10^{-4}$*	33,91± 2,80	31,14± 4,62	0,002*
Ширина шейки ЛК	13,57± 1,30	12,79± 1,45	0,01*	13,73± 1,70	12,04± 1,50	0,01*
Сагиттальный диаметр шейки ЛК	14,44± 1,73	14,33± 1,56	0,77	14,34± 1,85	14,11± 1,62	0,55
Длина окружности ГЛК	68,79± 8,12	65,86± 7,65	0,097	69,92± 5,09	65,07± 8,08	0,38
Длина окружности шейки ЛК	48,45± 4,95	44,39± 5,14	$1,6\times10^{-4}$*	48,49± 5,08	45,26± 4,11	$1,6\times10^{-4}$*
Длина бугристости ЛК	24,58± 2,86	20,25± 2,59	$1,6\times10^{-4}$*	24,38± 3,23	20,71± 2,71	0,009*
Ширина бугристости ЛК	14,11± 2,24	12,39± 2,25	$1,6\times10^{-4}$*	14,06± 1,91	12,19± 2,67	0,04*
Глубина суставной ямки ГЛК	2,08± 0,60	2,24± 0,55	0,23	2,78± 0,63	2,30± 0,86	0,18
Диаметр ГЛК во фронтальной плоскости	21,69± 1,97	20,59± 2,75	0,04*	22,88± 2,07	22,04± 2,25	0,04*

Продолжение Таблицы 19

Диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости		21,11± 1,97	20,09± 3,10	0,08	22,91± 1,75	20,64± 2,28	0,18
Высота ГЛК во фронтальной плоскости	Ф1	9,30± 1,69	9,88± 1,51	0,10	9,37± 1,91	9,75± 1,38	0,58
	Ф2	7,86± 1,49	8,89± 1,63	0,004*	7,97± 1,33	8,80± 1,59	$1,6\times10^{-4}$*
Высота ГЛК в сагиттальной плоскости	С1	7,44± 1,03	7,95± 1,32	0,06	8,82± 2,49	7,29± 1,78	0,61
	С2	8,09± 1,62	8,72± 1,58	0,08	7,31± 1,64	8,08± 1,21	0,70
Примечание. * - статистически значимые различия при $p<0,05$							

Гендерное сравнение результатов остеометрии показало статистически значимые различия ($p<0,05$) между группами «мужчины» и «женщины». Большинство показателей ЛК у мужчин превосходили соответствующие параметры у женщин. Так, наибольшая длина ЛК отличалась в среднем на 9,34%, физиологическая длина ЛК на 8,76%, расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК на 8,07%, ширина шейки ЛК на 5,75%, длина окружности шейки ЛК на 8,39%, длина бугристости ЛК на 17,62%, ширина бугристости ЛК на 12,19%, диаметр ГЛК во фронтальной плоскости на 5,07%. Одновременно с этим, показатель высоты ГЛК во фронтальной плоскости в первой точке измерения у женщин был достоверно больше, чем у мужчин на 11,58% ($p<0,05$).

Результаты морфометрических показателей, полученные при помощи компьютерной томографии, совпадают с результатами аналогичных параметров костных препаратов.

3.2. Сравнительный анализ морфометрических параметров лучевой кости человека, полученных при проведении виртопсии и аутопсии локтевых суставов

Виртопсия (виртуальная аутопсия) – это метод посмертного исследования с помощью технологий сканирования и визуализации вместо традиционного вскрытия [10]. В нашем исследовании виртопсию локтевых суставов выполняли с помощью компьютерной томографии, с последующим измерением параметров лучевой кости (Рисунок 17). После виртопсии выполняли аутопсию локтевых суставов (Рисунок 18), с последующим морфометрическим исследованием. Результаты исследования приведены в Таблице 20.

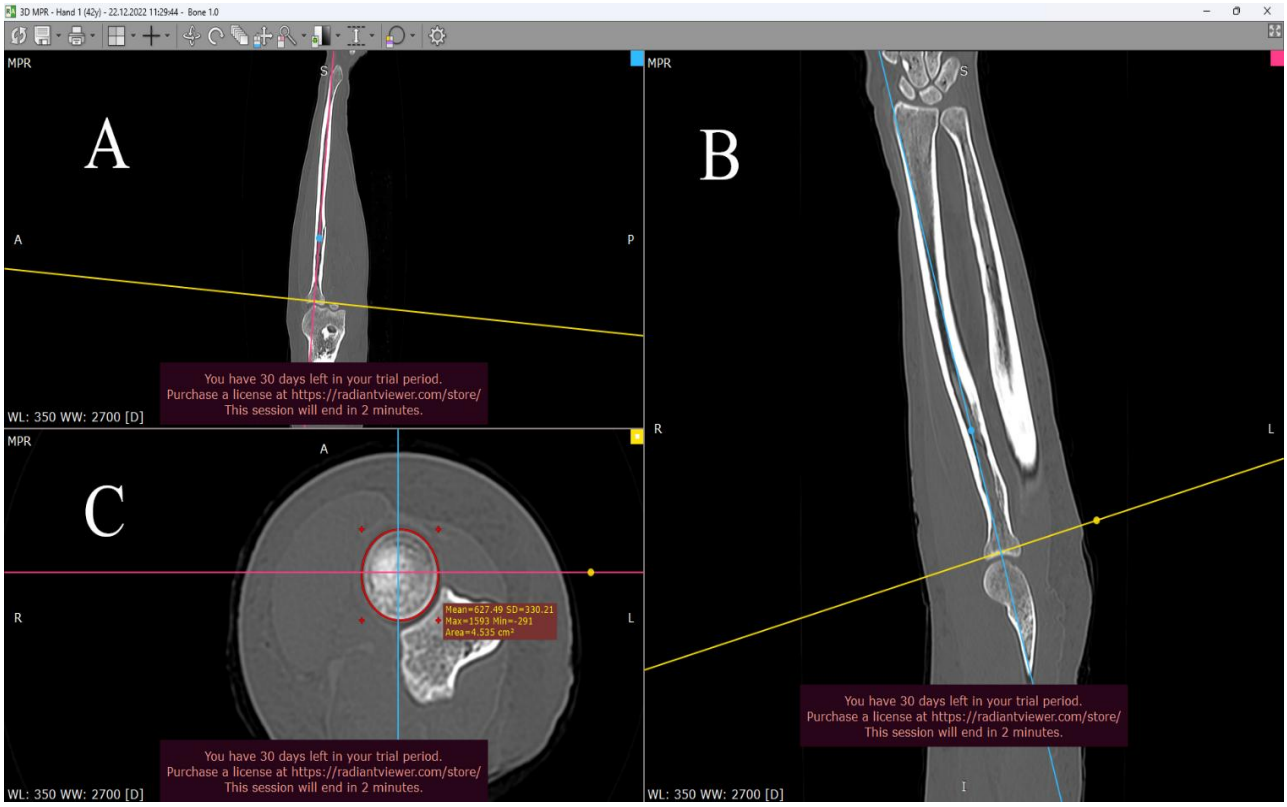


Рисунок 17 – Виртопсия локтевых суставов в трех плоскостях в режиме Multiplanar Recontructions:

А-фронтальная плоскость, В-сагиттальная плоскость, С-горизонтальная плоскость с результатом морфометрии длины окружности ГЛК.

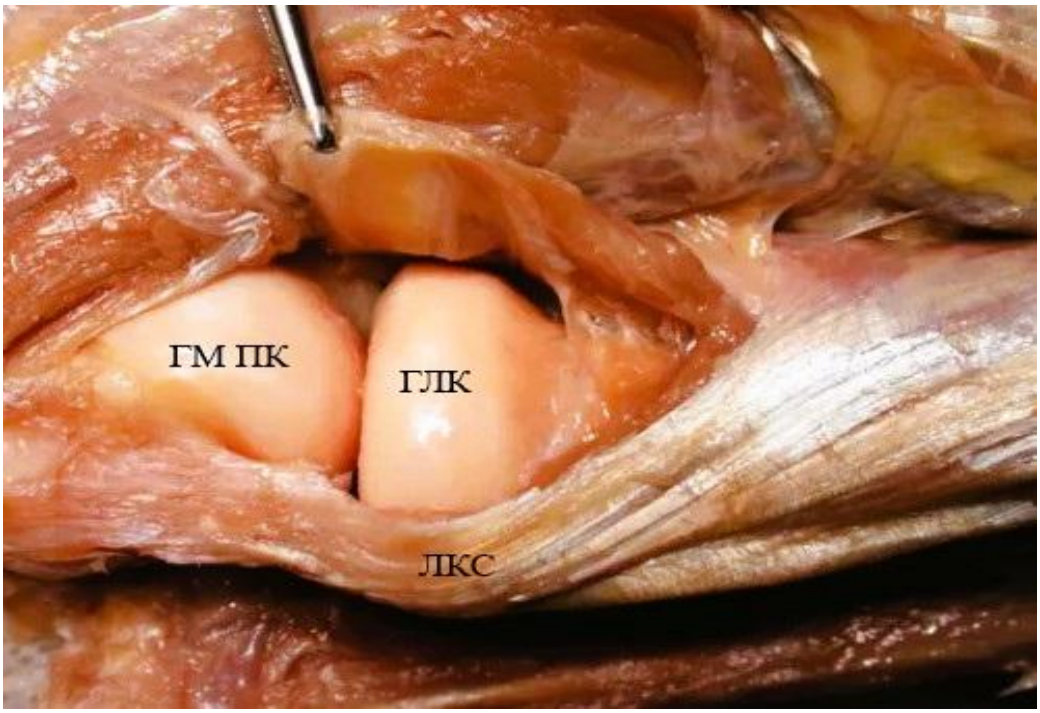


Рисунок 18 –Аутопсия локтевого сустава:
ГЛК-головка лучевой кости; ГМ ПК – головка мыщелка плечевой кости; ЛКС-лучевая коллатеральная связка

Таблица 20 - Морфометрические показатели лучевых костей, полученные при виртопсии и аутопсии в зависимости от пола

Параметры	Виртопсия M±σ (мм)		Аутопсия M±σ (мм)		p- value
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины	
Наиболь-шая длина ЛК	254,04± 12,82	209,50± 9,45	256,99± 10,85	212,21± 8,18	P1*=1,6×10^{-4}* P2*=1,6×10^{-4}* P3*=0,70 P4*=0,34
Физиологи-ческая длина ЛК	246,74± 6,95	201,61± 12,15	250,62± 7,20	205,67± 12,49	P1=1,6×10^{-4}* P2=1,6×10^{-4}* P3=0,41 P4=0,62
Парал-лельная длина ЛК	250,42± 15,62	207,82± 9,27	255,56± 15,08	211,81± 8,76	P1=1,6×10^{-4}* P2=1,6×10^{-4}* P3=0,61 P4=0,50

Продолжение Таблицы 20

Расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК	33,32±2,93	31,88±1,25	34,72±2,93	32,66±0,84	P1=1,6×10^{-4}* P2=0,17 P3=0,47 P4=0,28
Ширина диафиза ЛК	16,54±3,56	17,12±1,52	18,41±2,35	18,18±2,06	P1=1,6×10^{-4}* P2=0,88 P3=0,36 P4=0,38
Ширина середины диафиза ЛК	16,58±3,02	15,78±2,34	19,38±2,36	17,58±1,62	P1=0,65 P2=0,20 P3=0,14 P4=0,20
Ширина дистального эпифиза ЛК	19,28±2,48	18,90±0,94	20,38±1,51	20,26±1,12	P1=0,76 P2=0,90 P3=0,42 P4=0,07
Сагиттальный диаметр диафиза ЛК	15,83±2,36	11,18±1,03	17,18±3,09	11,74±1,50	P1=0,004* P2=0,007* P3=0,46 P4=0,51
Ширина шейки ЛК	14,55±2,63	14,60±0,99	17,41±2,52	17,50±1,08	P1=0,97 P2=0,94 P3=0,12 P4=0,002*
Сагиттальный диаметр шейки ЛК	14,69±2,45	13,22±1,30	17,93±2,95	16,39±1,51	P1=0,27 P2=0,33 P3=0,09 P4=0,007*
Наименьшая длина окружности диафиза ЛК	49,21±2,48	44,92±2,08	50,40±1,91	47,41±1,63	P1=0,02* P2=0,03* P3=0,42 P4=0,07
Длина окружности середины диафиза ЛК	52,58±1,34	46,56±2,49	52,23±1,51	49,31±1,87	P1=0,001* P2=0,03* P3=0,71 P4=0,08
Длина окружности ГЛК	77,58±4,89	70,60±2,35	79,37±5,63	74,10±3,08	P1=0,02* P2=0,10 P3=0,61 P4=0,08

Продолжение Таблицы 20

Длина окружности шейки ЛК	50,99±4,43	46,00±3,77	53,16±5,89	50,65±3,99	P1=0,09 P2=0,45 P3=0,53 P4=0,09
Длина бугристости ЛК	22,03±2,41	21,65±5,96	25,74±2,18	25,30±5,68	P1=0,90 P2=0,87 P3=0,03* P4=0,35
Ширина бугристости ЛК	12,05±1,96	10,40±1,06	14,03±2,37	14,15±1,45	P1=0,14 P2=0,92 P3=0,19 P4=0,002*
Сагит-тальный диаметр прокси-мального отдела ЛК в области бугристости	15,78±2,48	13,34±1,48	17,78±0,57	15,58±0,86	P1=0,10 P2=0,001* P3=0,12 P4=0,02*
Глубина суставной ямки	2,17±0,58	2,28±0,29	2,38±0,29	2,46±0,33	P1=0,70 P2=0,72 P3=0,47 P4=0,39
Диаметр ГЛК во фрон-тальной плоскости	22,26±2,03	21,86±1,41	26,14±0,74	25,71±0,85	P1=0,73 P2=0,43 P3=$1,6\times10^{-4}$* P4=$1,6\times10^{-4}$*
Диаметр ГЛК в сагит-тальной плоскости	22,77±2,67	22,16±2,19	25,16±0,41	25,00±1,36	P1=0,70 P2=0,81 P3=0,08 P4=0,04*

Продолжение Таблицы 20

Высота ГЛК во фронтальной плоскости	Ф1	9,97±0,77	10,14±0,65	13,42±0,55	13,13±0,82	P1=0,72 P2=0,52 P3=1,6×10^{-4}* P4=1,6×10^{-4}*
	Ф2	8,25±1,56	8,08±0,93	10,89±1,45	10,98±1,36	P1=0,84 P2=0,92 P3=0,02* P4=0,004*
Высота ГЛК в сагиттальной плоскости	С1	8,63±1,74	6,66±1,52	9,51±2,02	8,33±1,59	P1=0,09 P2=0,33 P3=0,48 P4=0,13
	С2	8,48±1,55	8,49±0,42	9,72±1,08	9,23±0,57	P1=0,99 P2=0,40 P3=0,18 P4=0,05*
Примечание. P1 - сравнение результатов виртопсии в зависимости от пола; P2 - сравнение результатов аутопсии в зависимости от пола; P3 - сравнение результатов виртопсии и аутопсии у мужчин; P4 - сравнение результатов виртопсии и аутопсии у женщин * - статистически значимые различия, p<0,05						

При сравнении результатов виртопсии видно, что большинство средних значений морфометрических параметров ЛК у мужчин больше, чем у женщин. Особенно это заметно при анализе длиннотных параметров ЛК, таких как наибольшая, физиологическая и параллельная длины ЛК, которые составили у мужчин - 254,04±12,82мм, 246,74±6,95мм, 250,42±15,62мм, у женщин - 209,50±9,45мм (p=0,0002), 201,61±12,15мм (p=0,00009), 207,82±9,27мм(p=0,0008), соответственно. Значения этих параметров продемонстрировали статистически значимые отличия между группами «мужчины» и «женщины» (p<0,05). При виртопсии проксимального отдела ЛК оказалось, что показатели ширины шейки ЛК, сагиттального диаметра шейки ЛК, длины окружности шейки ЛК, длины и ширины бугристости ЛК, сагиттального диаметра проксимального отдела в области бугристости ЛК, глубины суставной ямки ГЛК, высоты ГЛК в четырех

точках и диаметров ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях не показали статистически значимых различий между группами «мужчины» и «женщины» ($p>0,05$). Однако, у мужчин средние значения этих параметров были больше на 1,97 - 15,46%, чем у женщин.

Сравнение результатов аутопсии между мужчинами и женщинами оказались практически идентичные с результатами виртопсии. Статистически значимые отличия ($p<0,05$) продемонстрировали следующие параметры: наибольшая, физиологическая и параллельная длины ЛК, сагиттальный диаметр диафиза ЛК, наименьшая длина окружности диафиза ЛК, длина окружности середины диафиза ЛК, сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости.

Параметры, показавшие статистически значимые различия ($p<0,05$) между результатами виртопсии и аутопсии у женщин: ширина и сагиттальный диаметр шейки ЛК, ширина бугристости ЛК, сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости, диаметр головки лучевой кости во фронтальной и в сагиттальной плоскостях, высота ГЛК в двух точках во фронтальной плоскости (Ф1,Ф2), высота ГЛК в сагиттальной плоскости во второй точке измерения (С2). Одновременно с этим, у мужчин статистически значимые различия ($p<0,05$), продемонстрировали следующие параметры: длина бугристости ЛК, диаметр ГЛК во фронтальной плоскости, высота ГЛК во фронтальной плоскости в первой и второй точках измерения (Ф1,Ф2).

При сравнении морфометрических параметров, полученных при виртопсии, с показателями аутопсии оказалось, что последние больше на 2-3 мм. Эта разница укладывается в средние размеры суставного хряща головки лучевой кости [118]. Разница хорошо заметна при морфометрии проксимального отдела ЛК и длиннотных параметров. Разница наибольшей длины ЛК, при сравнении результатов аутопсии и виртопсии составляет у мужчин 2,95мм, у женщин 2,71мм, что на 8,86% больше. Значение диаметров ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях при виртопсии составляет у мужчин - 22,26±2,03мм и 22,77±2,67мм, при аутопсии - 26,14±0,74мм и 25,16±0,41мм, соответственно. У женщин данные

параметры составляют - 21,86±1,41мм и 22,16±2,19мм при виртопсии, а при аутопсии - 25,71±0,85мм и 25,00±1,36мм, соответственно. Таким образом, данные параметры при аутопсии у мужчин больше на 9,5-14,84%, у женщин на 11,36-14,97%, чем при виртопсии.

3.3. Анализ прижизненной компьютерной томографии проксимального отдела лучевой кости человека

Прижизненные компьютерные томограммы были выбраны из множества КТ исследований пациентов по поиску исследований сосудов аорты, шеи, головы и верхних конечностей. Данный поиск был необходим чтобы убедиться в отсутствии травм и патологий лучевых костей. На Рисунках 19, 20 изображена КТ-ангиография сосудов пациента, на которых также отображена верхняя конечность. Результаты морфометрического исследования прижизненных КТ представлены в Таблицах 21, 22, 23.

Разницу средних значений параметров лучевой кости хорошо видно при анализе длиннотных характеристик. Средние значения наибольшей, физиологической и параллельной длин лучевой кости людей второго периода зрелого возраста имели наибольшие значения по сравнению с другими возрастными группами и составили у мужчин: 253,18±14,90мм, 244,61±12,96мм, 247,88±16,04мм, соответственно, у женщин данные параметры составили: 224,94±11,98мм, 218,04±11,28мм, 219,26±11,31мм, соответственно. Наибольшая длина лучевой кости у мужчин во всех остальных возрастных группах оказалась на 6-17мм меньше, у женщин меньше на 6-9мм. Физиологическая и параллельная длины ЛК у мужчин меньше на 7-17мм и 11-20мм, соответственно, у женщин данные параметры меньше на 3-9мм и 9-13мм, соответственно. Параметры, длиннотных характеристик лучевой кости показали статистически значимые отличия между группами «мужчины» и «женщины» всех возрастных групп $p<0,05$.



Рисунок 19 – Прижизненная компьютерная томограмма пациента в режиме 3D Volume Rendering, с выделенной зоной исследования (женщина, 35 лет)

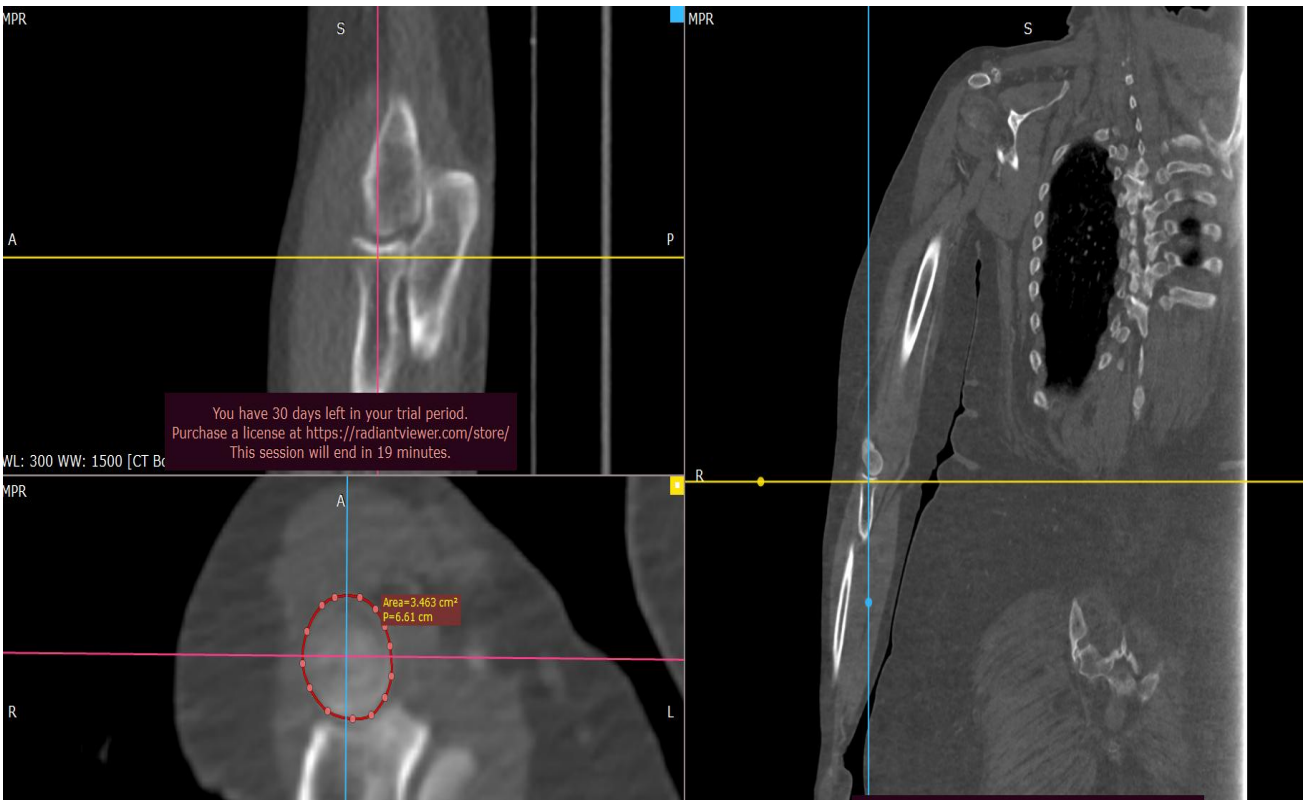


Рисунок 20 - Прижизненная компьютерная томограмма пациента в режиме Multiplanar Recontructions, с выделенной зоной морфометрии длины окружности головки лучевой кости (женщина, 35 лет)

Таблица 21 – Морфометрические показатели прижизненных компьютерных томограмм лучевой кости пациентов (мм)

Наибольшая длина ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	254,50	199,40	236,49±15,63	-
	второй период зрелого возраста	277,60	232,60	253,18±14,90	-
	пожилой возраст	261,60	229,20	247,30±10,44	-
	старческий возраст	241,50	239,20	240,43±1,16	-
Женщины	первый период зрелого возраста	246,20	190,60	216,61±16,67	0,02*
	второй период зрелого возраста	250,40	209,20	224,94±11,98	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	241,50	188,90	218,00±14,65	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	228,10	190,80	215,12±12,58	$1,6\times10^{-4}$*
Физиологическая длина ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	248,90	192,30	227,08±15,75	-
	второй период зрелого возраста	264,90	223,60	244,61±12,96	-
	пожилой возраст	251,40	207,10	237,27±12,33	-
	старческий возраст	234,20	233,40	233,87±0,42	-

Продолжение Таблицы 21

Женщины	первый период зрелого возраста	241,00	200,80	215,90±15,05	0,20
	второй период зрелого возраста	241,70	200,80	218,04±11,28	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	234,20	186,30	211,17±15,19	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	227,00	184,20	209,97±13,48	0,01*
Параллельная длина ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	244,40	187,90	227,19±15,93	-
	второй период зрелого возраста	275,10	224,00	247,88±16,04	-
	пожилой возраст	256,70	216,40	236,95±11,75	-
	старческий возраст	231,40	230,50	230,90±0,46	-
Женщины	первый период зрелого возраста	239,00	182,90	209,71±16,98	0,05*
	второй период зрелого возраста	249,50	202,00	219,26±11,31	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	235,30	182,90	210,75±15,64	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	225,30	181,90	206,97±13,24	0,01*

Продолжение Таблицы 21

Расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	39,00	32,30	34,75±1,92	-
	второй период зрелого возраста	42,80	31,60	36,40±3,06	-
	пожилой возраст	46,30	29,20	38,12±4,36	-
	старческий возраст	34,70	33,80	34,20±0,46	-
Женщины	первый период зрелого возраста	33,50	26,50	30,49±2,55	$1,6\times10^{-4}$*
	второй период зрелого возраста	37,90	28,70	31,96±2,54	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	35,80	24,60	30,53±3,03	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	35,00	23,50	31,51±3,25	0,18
Ширина диафиза ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	28,10	13,00	17,06±3,99	-
	второй период зрелого возраста	25,70	13,90	18,45±3,08	-
	пожилой возраст	25,80	11,00	17,46±3,85	-
	старческий возраст	17,40	16,90	17,17±0,25	-

Продолжение Таблицы 21

Женщины	первый период зрелого возраста	15,80	9,23	12,66±2,15	0,02*
	второй период зрелого возраста	18,40	12,20	15,31±1,72	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	18,60	10,60	14,74±2,41	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	20,00	11,00	13,75±2,70	0,05
Ширина середины диафиза ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	25,90	11,10	15,30±3,95	-
	второй период зрелого возраста	20,20	13,20	16,24±2,04	-
	пожилой возраст	20,50	10,60	15,12±3,01	-
	старческий возраст	15,30	14,50	14,87±0,40	-
Женщины	первый период зрелого возраста	13,90	8,76	10,86±1,83	0,01*
	второй период зрелого возраста	16,10	9,73	12,79±2,18	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	17,50	10,00	12,77±1,99	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	16,40	10,40	12,07±1,91	0,03*

Продолжение Таблицы 21

Ширина дистального эпифиза ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	35,70	17,30	28,89±6,70	-
	второй период зрелого возраста	38,00	14,70	24,81±6,52	-
	пожилой возраст	39,10	19,80	28,57±6,89	-
	старческий возраст	25,90	24,63	25,11±0,69	-
Женщины	первый период зрелого возраста	29,60	18,00	25,46±4,94	0,26
	второй период зрелого возраста	30,20	15,40	23,83±4,96	0,65
	пожилой возраст	33,00	17,70	26,81±4,85	0,30
	старческий возраст	34,70	19,90	27,37±5,48	0,50
Сагиттальный диаметр диафиза ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	18,30	10,20	13,91±2,20	-
	второй период зрелого возраста	20,90	12,60	15,47±2,03	-
	пожилой возраст	16,90	10,70	14,53±1,68	-
	старческий возраст	11,40	10,70	10,97±0,38	-

Продолжение Таблицы 21

Женщины	первый период зрелого возраста	12,70	8,37	10,72±1,59	$1,6\times10^{-4}$*
	второй период зрелого возраста	15,00	9,24	11,56±1,63	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	15,00	9,22	11,71±1,67	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	13,70	10,10	11,84±1,17	0,23
Ширина шейки ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	18,10	12,80	15,73±1,80	-
	второй период зрелого возраста	19,50	13,40	16,84±1,48	-
	пожилой возраст	19,60	12,50	17,07±2,00	-
	старческий возраст	16,10	15,70	15,87±0,21	-
Женщины	первый период зрелого возраста	14,80	12,10	13,54±0,93	0,01*
	второй период зрелого возраста	17,00	10,10	13,33±1,81	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	18,00	11,80	13,66±1,47	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	15,70	12,80	14,10±1,05	0,01*

Продолжение Таблицы 21

Сагиттальный диаметр шейки ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	18,00	14,50	16,30±1,96	-
	второй период зрелого возраста	21,30	14,80	17,24±1,83	-
	пожилой возраст	21,00	14,00	17,26±2,45	-
	старческий возраст	15,00	14,56	14,71±0,25	-
Женщины	первый период зрелого возраста	15,90	12,70	14,30±1,60	0,21
	второй период зрелого возраста	15,00	11,20	12,79±1,29	$1{,}6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	17,60	10,40	13,83±1,99	$1{,}6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	16,20	12,60	13,88±1,46	0,38
Наименьшая длина окружности диафиза ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	62,70	42,00	49,03±5,97	-
	второй период зрелого возраста	58,90	44,60	50,54±4,06	-
	пожилой возраст	58,30	40,80	48,91±5,24	-
	старческий возраст	44,80	43,90	44,43±0,47	-

Продолжение Таблицы 21

Женщины	первый период зрелого возраста	40,10	30,10	34,33±3,63	$1,6\times10^{-4}$*
	второй период зрелого возраста	51,90	32,80	40,07±5,05	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	51,40	32,90	40,38±4,72	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	48,90	35,50	40,92±3,76	0,14
Длина окружности середины диафиза ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	57,60	36,50	45,52±7,09	-
	второй период зрелого возраста	69,30	43,60	53,73±6,97	-
	пожилой возраст	62,20	33,90	49,24±7,38	-
	старческий возраст	45,80	44,80	45,27±0,50	-
Женщины	первый период зрелого возраста	61,30	32,50	43,73±10,37	0,66
	второй период зрелого возраста	56,50	36,00	43,18±5,21	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	64,50	33,90	43,96±6,99	0,02*
	старческий возраст	55,60	25,80	43,47±7,58	0,70

Продолжение Таблицы 21

Длина окружности ГЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	83,70	67,50	76,95±5,91	-
	второй период зрелого возраста	90,7	67,00	80,36±6,22	-
	пожилой возраст	93,30	52,30	80,16±12,48	-
	старческий возраст	81,80	80,56	81,05±0,66	-
Женщины	первый период зрелого возраста	72,90	57,60	65,03±5,88	$1{,}6\times10^{-4}$*
	второй период зрелого возраста	72,20	59,00	66,44±3,73	$1{,}6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	76,50	60,90	68,24±3,58	$1{,}6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	74,30	65,00	69,79±3,25	$1{,}6\times10^{-4}$*
Длина окружности шейки ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	59,40	43,20	53,19±4,55	-
	второй период зрелого возраста	62,90	48,80	56,18±3,84	-
	пожилой возраст	63,90	42,80	55,02±5,31	-
	старческий возраст	49,50	48,50	49,07±0,51	-

Продолжение Таблицы 21

Женщины	первый период зрелого возраста	49,10	38,30	44,32±4,23	$1,6\times10^{-4}$*
	второй период зрелого возраста	50,60	32,60	42,90±4,96	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	59,60	25,50	45,73±6,72	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	51,70	41,50	46,37±3,53	0,22
Длина бугристости ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	31,40	16,50	21,39±3,98	-
	второй период зрелого возраста	30,80	21,20	25,72±2,66	-
	пожилой возраст	28,60	14,00	24,10±3,53	-
	старческий возраст	24,30	23,80	24,07±0,25	-
Женщины	первый период зрелого возраста	30,40	13,10	19,26±5,69	0,34
	второй период зрелого возраста	31,30	15,40	22,45±4,37	0,03*
	пожилой возраст	30,00	14,60	20,99±3,51	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	25,90	18,60	22,01±1,99	0,10

Продолжение Таблицы 21

Ширина бугристости ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	12,80	4,35	9,45±2,35	
	второй период зрелого возраста	17,50	9,43	14,17±2,43	
	пожилой возраст	21,20	5,93	13,54±4,17	
	старческий возраст	16,40	15,90	16,17±0,25	
Женщины	первый период зрелого возраста	11,10	5,01	8,51±2,32	0,40
	второй период зрелого возраста	14,40	6,39	10,35±2,16	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	15,70	5,90	11,21±2,73	0,03*
	старческий возраст	15,00	6,23	10,37±2,54	$1,6\times10^{-4}$*
Сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости ЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	19,90	17,40	18,67±1,21	-
	второй период зрелого возраста	25,70	18,80	22,22±2,06	-
	пожилой возраст	26,00	19,00	22,43±2,53	-
	старческий возраст	22,30	21,70	21,93±0,32	-

Продолжение Таблицы 21

Женщины	первый период зрелого возраста	16,80	15,90	16,37±0,45	0,03*
	второй период зрелого возраста	18,30	13,80	16,17±1,48	$1,6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	21,10	17,30	18,89±0,95	$1,6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	21,70	18,80	20,46±1,05	0,06
Примечание. * - статистически значимые различия, $p<0,05$					

При морфометрии сагиттального диаметра диафиза ЛК у женщин показатели в возрастных группах первого, второго периодов зрелого, пожилого и старческого возрастов составили 10,72±1,59 мм, 11,56±1,63 мм, 11,71±1,67 мм, 11,84±1,17 мм, соответственно, то есть результаты оказались практически одинаковые. При этом диапазон максимальных и минимальных значений составил 15,00 мм и 8,37 мм, соответственно, разница оказалась 6,63 мм. Параметр показал статистически значимые отличия между группами «мужчины» и «женщины» в первом, втором период зрелого и пожилого возрастов $p<0,05$.

Средние значение ширины шейки ЛК у женщин составила 13,33-14,10мм, при этом диапазон максимальных и минимальных значений составил от 10,10мм до 18,00мм. Значения данного параметра во всех возрастных группах имеют статистически значимые различия между группами «мужчины» и «женщины» ($p<0,05$). При морфометрии длины окружности середины диафиза ЛК средние значения у женщин всех возрастных групп оказались практически одинаковые и составили: 43,73±10,37 мм, 43,18±5,21 мм, 43,96±6,99 мм, 43,47±7,58 мм, соответственно, но диапазон составил 25,80-64,50 мм.

У мужчин разница средних значений параметров составила от 1 до 8 мм. Значение длины окружности середины диафиза первого и второго периодов зрелого, пожилого и старческого возрастов составила 45,52±7,09 мм,

53,73±6,97мм, 49,24±7,38 мм, 45,27±0,50 мм, соответственно. Во втором периоде зрелого возраста разница максимального (62,20 мм) и минимального (33,90 мм) значений находится в наиболее широком диапазоне.

При сравнении результатов компьютерных томограмм ЛК мужчин и женщин по возрастным группам большинство рассмотренных параметров показали статистически значимые половые отличия ($p<0,05$). Наиболее это заметно при морфометрии длинны ЛК и параметров проксимального отдела, а именно таких параметрах как: наибольшая, физиологическая и параллельная длина лучевой кости, ширина шейки ЛК, длина окружности ГЛК, длина окружности шейки ЛК, длина и ширина бугристости ЛК, сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости ЛК.

Таблица 22 – Морфометрические показатели прижизненной компьютерной томограммы глубины и диаметров ГЛК (мм) в зависимости от пола и возраста

Глубина суставной ямки ГЛК					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	3,78	1,61	2,44±0,65	-
	второй период зрелого возраста	5,46	2,21	3,39±0,93	-
	пожилой возраст	5,63	1,07	3,09±1,17	-
	старческий возраст	3,77	2,90	3,39±0,45	-
Женщины	первый период зрелого возраста	3,20	1,04	2,04±0,91	0,27
	второй период зрелого возраста	3,20	1,47	2,60±0,49	0,01*
	пожилой возраст	3,37	1,63	2,35±0,50	0,01*
	старческий возраст	4,06	1,33	2,48±0,86	0,10

Продолжение Таблицы 22

Диаметр ГЛК во фронтальной плоскости					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	26,50	22,80	25,23±1,65	-
	второй период зрелого возраста	28,50	23,70	26,78±1,41	-
	пожилой возраст	30,00	24,70	27,21±1,43	-
	старческий возраст	29,10	28,50	28,77±0,31	-
Женщины	первый период зрелого возраста	23,00	20,60	21,50±1,31	0,02*
	второй период зрелого возраста	23,30	18,90	21,71±1,23	$1{,}6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	25,10	18,40	21,52±1,69	$1{,}6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	23,50	21,10	22,16±0,99	$1{,}6\times10^{-4}$*
Диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости					
Пол	Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	первый период зрелого возраста	26,60	24,50	25,10±1,00	-
	второй период зрелого возраста	28,40	25,10	26,38±0,95	-
	пожилой возраст	28,60	24,10	26,83±1,54	-
	старческий возраст	27,10	26,60	26,83±0,25	-
Женщины	первый период зрелого возраста	23,90	21,50	22,33±1,36	0,03*
	второй период зрелого возраста	23,10	18,60	21,38±1,15	$1{,}6\times10^{-4}$*
	пожилой возраст	24,50	19,30	21,71±1,56	$1{,}6\times10^{-4}$*
	старческий возраст	25,10	22,50	23,38±1,14	$1{,}6\times10^{-4}$*
Примечание. * - статистически значимые различия, $p<0{,}05$					

Результаты исследования показали, что глубина суставной ямки ГЛК у мужчин первого, второго периодов зрелого, пожилого и старческого возраста равна - 2,44±0,65 мм, 3,39±0,93 мм, 3,09±1,17 мм, 3,39±0,45 мм соответственно. У женщин данный параметр составил - 2,04±0,91 мм, 2,60±0,49 мм, 2,35±0,50 мм, 2,48±0,86 мм, соответственно, то есть был на 0,4-1,35 мм меньше аналогичного показателя у мужчин. Обращает на себя внимание разница максимальных значений показателя глубины суставной ямки ГЛК во втором периоде зрелого возраста. У мужчин названный показатель достигал 5,63 мм, тогда как у женщин той же возрастной группы равнялся 3,37 мм, разница составила 2,26 мм.

Результаты морфометрии диаметров головки лучевой кости продемонстрировали статистически значимые различия ($p<0,05$) между группами «мужчины» и «женщины» всех рассмотренных возрастных групп.

Результаты компьютерной томографии высоты ГЛК во фронтальной (Ф1, Ф2) и сагиттальной (С1, С2) плоскостях в четырех точках измерения показали статистически значимые различия между группами «мужчины» и «женщины» ($p<0,05$). Параметры показали достоверные отличия ($p<0,05$) во втором периоде зрелого и пожилого возрастов. Кроме этого, высота ГЛК в сагиттальной плоскости в первой точке измерения (С1) в первом периоде зрелого возраста также продемонстрировала статистически значимые отличия ($p<0,05$).

Таблица 23 - Морфометрические показатели высоты головки лучевой кости во фронтальной и сагиттальной плоскостях по результатам прижизненной компьютерной томографии (мм)

Пол		Возраст	Max	Min	M±σ	p- value
Мужчины	Ф1	первый период зрелого возраста	14,10	6,00	9,35±2,17	-
		второй период зрелого возраста	16,20	6,71	11,72±2,59	-
		пожилой возраст	14,20	6,01	10,98±2,17	-
		старческий возраст	9,27	8,91	9,09±0,18	-
	Ф2	первый период зрелого возраста	9,92	8,17	8,81±0,81	-
		второй период зрелого возраста	13,10	9,15	10,57±1,37	-
		пожилой возраст	15,30	7,77	10,01±2,51	-
		старческий возраст	8,53	8,34	8,43±0,10	-
	С1	первый период зрелого возраста	10,40	9,86	10,14±0,25	-
		второй период зрелого возраста	11,40	7,17	9,31±1,40	-
		пожилой возраст	12,00	7,78	9,82±1,39	-
		старческий возраст	7,71	7,54	7,64±0,09	-
	С2	первый период зрелого возраста	9,61	8,67	9,31±0,44	-
		второй период зрелого возраста	12,10	8,15	10,20±1,30	-
		пожилой возраст	14,10	7,78	10,76±1,99	-
		старческий возраст	8,54	8,46	8,49±0,04	-

Продолжение Таблицы 23

Женщины	Ф1	первый период зрелого возраста	11,60	6,08	8,37±2,10	0,34
		второй период зрелого возраста	11,00	7,23	8,87±1,12	$1,6\times10^{-4}$*
		пожилой возраст	11,20	6,37	8,53±1,31	$1,6\times10^{-4}$*
		старческий возраст	11,00	6,54	9,20±1,45	0,91
	Ф2	первый период зрелого возраста	9,61	6,88	7,85±1,52	0,33
		второй период зрелого возраста	9,15	5,71	7,82±1,06	$1,6\times10^{-4}$*
		пожилой возраст	9,45	5,77	7,87±1,13	0,01*
		старческий возраст	9,65	7,41	8,80±0,92	0,53
	С1	первый период зрелого возраста	8,25	6,36	7,48±0,99	$1,6\times10^{-4}$*
		второй период зрелого возраста	9,68	5,93	7,92±0,96	0,01*
		пожилой возраст	9,95	6,02	7,94±1,28	$1,6\times10^{-4}$*
		старческий возраст	11,00	6,85	8,55±1,58	0,37
	С2	первый период зрелого возраста	10,90	8,26	9,23±1,45	0,92
		второй период зрелого возраста	10,30	6,40	7,91±1,10	$1,6\times10^{-4}$*
		пожилой возраст	9,76	5,77	7,90±1,07	$1,6\times10^{-4}$*
		старческий возраст	11,00	7,20	9,45±1,43	0,31
Примечание. * - статистически значимые различия, $p<0,05$						

3.4. Корреляционный анализ результатов прижизненной компьютерной томографии

Анализ связи показателей наибольшей длины лучевой кости с глубиной суставной ямки ГЛК, диаметрами и высотой ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях свидетельствует в пользу ее линейного характера и прямой положительной связи.

Таблица 24 - Оценка силы связи между наибольшей длиной ЛК и морфометрическими параметрами проксимального отдела лучевой кости у мужчин

Параметры		Коэффициент корреляции (r)	Оценка силы связи
Глубина суставной ямки		0,36	Слабая
Диаметр ГЛК во фронтальной плоскости		0,25	Практически отсутствует
Диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости		0,33	Слабая
Высота ГЛК	Ф1	0,09	Практически отсутствует
Высота ГЛК	Ф2	0,41	Слабая
Высота ГЛК	С1	0,33	Слабая
Высота ГЛК	С2	0,26	Практически отсутствует

Таблица 25 - Оценка силы связи между наибольшей длиной ЛК и морфометрическими параметрами проксимального отдела лучевой кости у женщин

Параметры		Коэффициент корреляции (r)	Оценка силы связи
Глубина суставной ямки		0,23	Практически отсутствует
Диаметр ГЛК во фронтальной плоскости		0,25	Практически отсутствует
Диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости		0,40	Слабая
Высота ГЛК	Ф1	0,22	Практически отсутствует
Высота ГЛК	Ф2	0,19	Практически отсутствует
Высота ГЛК	С1	0,16	Практически отсутствует
Высота ГЛК	С2	0,13	Практически отсутствует

По результатам анализа в Таблицах 24, 25 видно, что у мужчин сила связи между наибольшей длиной ЛК и глубиной суставной ямки, диаметром ГЛК в сагиттальной плоскости, высотой ГЛК во фронтальной плоскости во второй точке измерения и в первой точке измерения сагиттальной плоскости – слабая (r = 0,3 - 0,5). Такие параметры как: диаметр ГЛК во фронтальной плоскости, высота ГЛК во фронтальной плоскости в первой точке измерения и сагиттальной плоскости во второй точке показали практически отсутствие силы связи (r = до 0,3) (рис. 21).

У женщин связь практически отсутствует между всеми рассмотренными параметрами, кроме связи между наибольшей длиной ЛК и диаметром ГЛК в сагиттальной плоскости, оценка силы связи между данными параметрами – слабая (r = 0,40) (рис. 22).

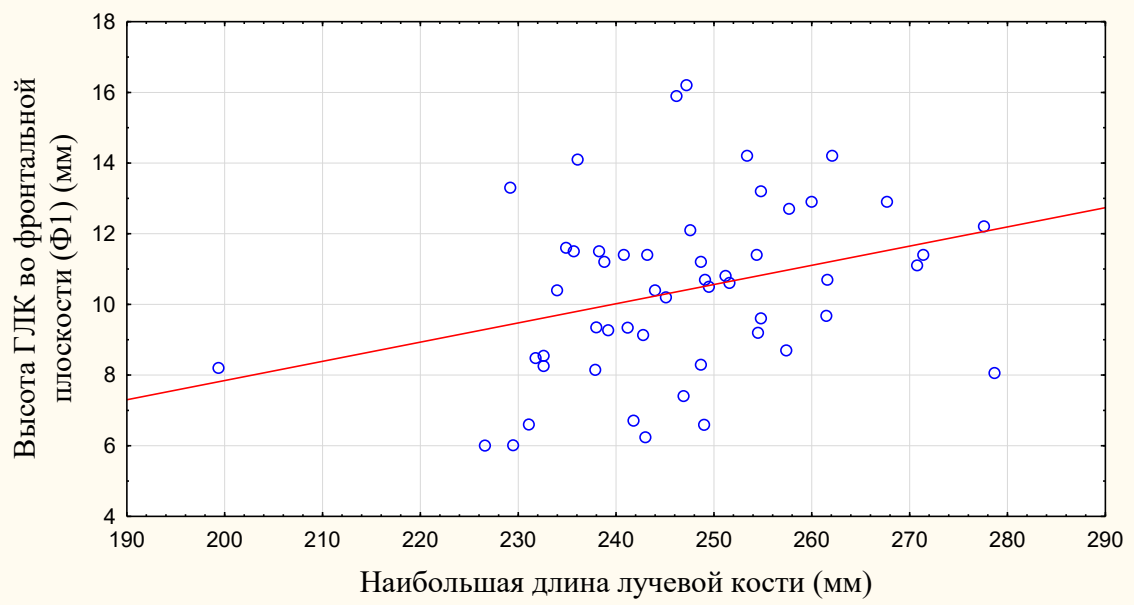


Рисунок 21 – Корреляция между наибольшей длиной ЛК и высотой ГЛК во фронтальной плоскости в первой точке измерения (Ф1) у мужчин, r = 0,09

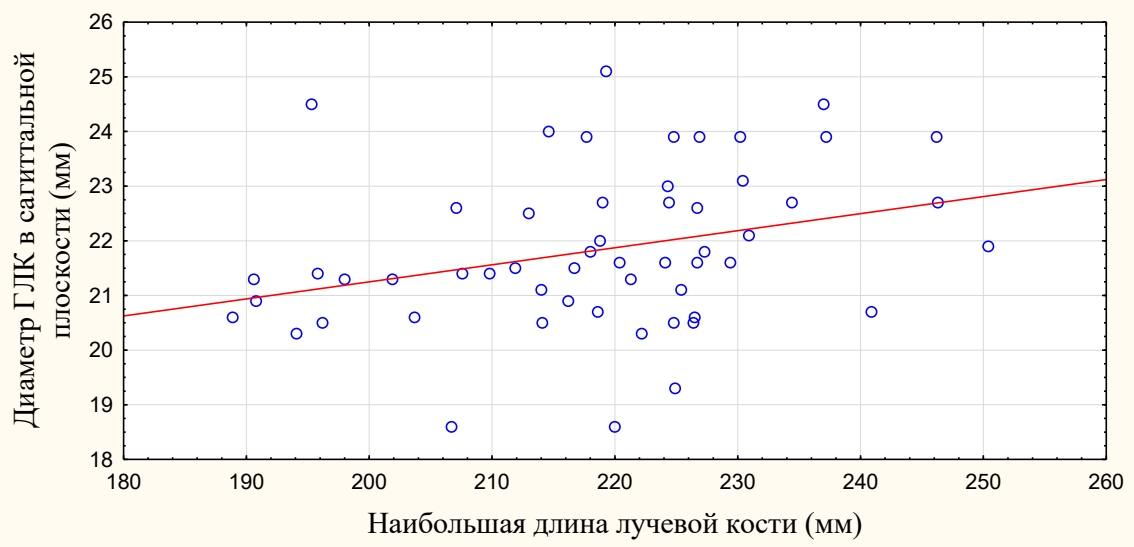


Рисунок 22 – Корреляция между наибольшей длиной ЛК и диаметром ГЛК в сагиттальной плоскости у женщин, r = 0,40

Результаты анализа показали, что у мужчин увеличение значений наибольшей длины ЛК сопровождается увеличением глубины суставной ямки, диаметра ГЛК в сагиттальной плоскости, высоты ГЛК во фронтальной плоскости

во второй точке и в первой точке в сагиттальной плоскости, однако связь слабая. У женщин корреляционный анализ показал практически отсутствие связи между параметрами, исключение составил диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости.

На Рисунке 23 видно, что числовые значения параметров проксимального отдела не зависят от значения длины лучевой кости. Таким образом, длиннотные размеры ЛК не являются обязательными достоверными показателями размеров ее проксимального отдела.



Рисунок 23 - Соотношение между наибольшей длиной и высотой головки лучевой кости во фронтальной плоскости в первой точке измерения (Ф1), мм

3.5. Результаты разработки компьютерной программы автоматического анализа изображений компьютерных томограмм лучевой кости с возможностью ее моделирования

Для получения результатов компьютерного моделирования (КМ) в нашем исследовании использовались компьютерные томограммы пациентов второго периода зрелого возраста обоего пола. Результатом обработки явился список заданных параметров и их цифровые значения. Результаты КМ сравнивали с результатами КТ, полученными рутинным стандартным методом в программе RadiAnt DICOM Viewer, результаты сравнительного анализа представлены в Таблице 26.

Таблица 26 - Сравнение результатов компьютерной томографии (КТ) и компьютерного моделирования (КМ)

Параметры	КТ M±σ (мм)		КМ M±σ (мм)		Показатель уровня значимости (p-value)
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины	
Наибольшая длина ЛК	253,18± 14,90	224,94± 11,98	250,13± 13,85	224,55± 11,52	P* муж = 0,99 P* жен = 0,93
Глубина суставной ямки ГЛК	3,39± 0,93	2,60± 0,49	2,91± 0,92	2,59± 0,53	P* муж = 0,93 P* жен = 0,94
Длина бугристости ЛК	25,72± 2,66	22,45± 4,37	24,63± 3,32	22,44± 3,83	P* муж = 0,96 P* жен = 1,00
Ширина бугристости ЛК	14,17± 2,43	10,35± 2,16	13,05± 3,24	10,30± 1,98	P* муж = 0,88 P* жен = 0,95
Диаметр ГЛК во фронтальной плоскости	26,78± 1,41	21,71± 1,23	26,62± 1,42	21,70± 1,14	P* муж = 0,77 P* жен = 0,99

Продолжение Таблицы 26

Диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости		26,38± 0,95	21,38± 1,15	26,39± 0,86	21,36± 1,20	P* муж = 0,99 P* жен = 0,97
Высота ГЛК во фронтальной плоскости	Ф1	11,72± 2,59	8,87± 1,12	10,44± 2,65	8,94± 1,14	P* муж = 0,99 P* жен = 0,87
	Ф2	10,57± 1,37	7,82± 1,06	10,53± 1,28	7,85± 1,10	P* муж = 0,94 P* жен = 0,94
Высота ГЛК в сагиттальной плоскости	С1	9,31± 1,40	7,92± 0,96	9,39± 1,28	8,10± 0,91	P* муж = 0,88 P* жен = 0,65
	С2	10,20± 1,30	7,91± 1,10	10,20± 1,29	7,96± 1,04	P* муж = 1,00 P* жен = 0,91
Примечание. P* муж - сравнение КТ и КМ между мужчинами; P* жен - сравнение КТ и КМ между женщинами						

При антропометрии диаметров ГЛК с использованием классической компьютерной томографии параметры у мужчин составили: 26,78±1,41 мм во фронтальной плоскости, 26,38±0,95 мм в сагиттальной плоскости. Результаты, полученные с помощь разработанной компьютерной программы моделирования, показали идентичность изучаемых показателей, и составили - 26,62±1,42 мм во фронтальной плоскости и 26,39±0,86 мм в сагиттальной. У женщин средние показатели диаметра ГЛК во фронтальной плоскости, измеренные на компьютерных томограммах, составили - 21,71±1,23 мм, а при компьютерном моделировании - 21,70±1,14 мм. Соответствующий показатель в сагиттальной плоскости составил 21,38±1,15 мм у мужчин и 21,36±1,20 мм у женщин.

При изучении ГЛК обращает на себя внимание разница значений высоты головки ЛК в зависимости от точки и плоскости измерения, что подтверждает данные о том, что головка ЛК не является идеальным цилиндром, а имеет форму усеченного конуса с достаточно вариабельными и зачастую эллипсовидными

основаниями [23], что предопределяет необходимость учета данных параметров при моделировании. Морфометрические параметры ГЛК на компьютерных томограммах продемонстрировали статистически значимые различия между группами «мужчины» и «женщины» ($p<0,05$). У мужчин данные параметры оказались больше в 1,1-1,4 раза, чем у женщин.

Таким образом, числовые значения, измеренные на компьютерных томограммах пациентов при помощи RadiAnt DICOM Viewer, с аналогичными показателями компьютерного моделирования, оказались идентичными (Рисунок 24). Результаты показали отсутствие статистически значимых различий ($p>0,05$) средних значений как у мужчин, так и у женщин.

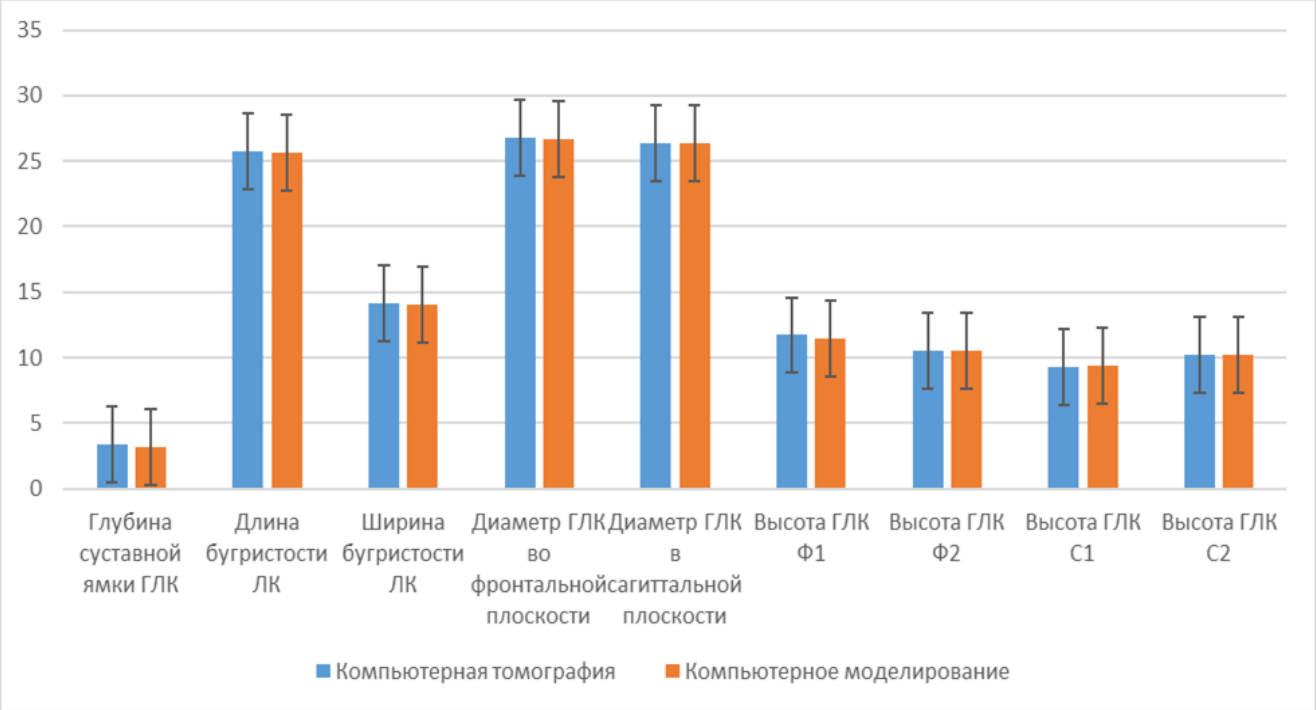


Рисунок 24 - Сравнение результатов компьютерной томографии лучевой кости и ее компьютерного моделирования у мужчин:
***по оси абсцисс* – измеряемые параметры, *по оси ординат* – величина параметров (в мм); *вертикальные отрезки* – доверительный интервал**

3.6. Сравнительный анализ результатов исследования

Для более подробного анализа результатов исследования и доказательности выводов мы объединили группы мужчин и женщин и привели результаты средних значений каждого этапа исследования, результаты представлены в Таблицах 27,28.

Таблица 27 - Результаты средних значений (M±σ) остеометрии, компьютерной томографии ЛК, виртопсии, аутопсии, прижизненной компьютерной томографии и компьютерного моделирования лучевой кости человека (мм)

Морфо-метрический параметр	Остео-метрия ЛК M±σ (мм)	КТ ЛК M±σ (мм)	Виртопсия локтевых суставов M±σ (мм)	Аутопсия локтевых суставов M±σ (мм)	Прижиз-ненная КТ локтевых суставов пациентов M±σ (мм)	КМ ЛК M±σ (мм)
Наибольшая длина ЛК	226,52± 18,58	230,20± 18,38	231,77± 25,77	236,10± 23,81	231,29± 19,72	230,23± 18,93
Физиоло-гическая длина ЛК	212,64± 17,93	215,43± 17,97	224,17± 25,55	228,15± 25,57	223,27± 18,57	223,83± 17,01
Параллель-ная длина ЛК	218,50± 18,71	223,41± 18,32	229,12± 25,51	233,69± 25,82	225,40± 19,93	224,97± 18,80
Расстояние между ГЛК и бугрис-тостью ЛК	31,77± 3,51	32,43± 4,10	32,60± 2,26	33,69± 2,30	33,68± 4,40	35,04± 4,12
Ширина диафиза ЛК	16,62± 1,64	16,01± 1,85	16,83± 2,60	18,30± 2,08	15,73± 3,23	16,44± 2,76
Ширина середины диафиза ЛК	15,68± 1,65	15,20± 1,63	16,18± 2,58	18,48± 2,13**	14,26± 6,25	14,43± 2,48

Продолжение Таблицы 27

Ширина дистального эпифиза ЛК	26,41± 5,90	27,91± 5,64	19,09± 1,78	20,32± 1,26	28,72± 18,71	26,33± 6,32
Сагиттальный диаметр диафиза ЛК	11,83± 1,50	11,85± 1,44	13,50± 2,99	14,46± 3,67	12,84± 2,24	13,47± 2,41
Ширина шейки ЛК	13,15± 1,43	13,28± 1,57	14,58± 1,87	17,45± 1,83**	15,05± 2,15	15,50± 2,22
Сагиттальный диаметр шейки ЛК	14,38± 1,63	14,21± 1,73	13,95± 2,00	17,16± 2,35**	15,08± 2,56	15,02± 2,75
Наименьшая длина окружности диафиза ЛК	45,37± 3,84	45,01± 3,85	47,07± 3,13	48,91± 2,30	44,04± 6,75	46,21± 6,49
Длина окружности середины диафиза ЛК	45,06± 4,26	44,97± 4,22	49,57± 3,69	50,77± 2,22	46,89± 8,27	50,02± 8,81
Длина окружности ГЛК	67,22± 7,96	67,06± 7,19	74,09± 5,16	76,74±5, 10	71,65± 11,99	71,72± 14,07
Длина окружности шейки ЛК	46,57± 5,41	46,11± 4,74	48,50± 4,69	51,91± 4,93	49,52± 7,00	50,66± 7,36
Длина бугристости ЛК	22,26± 3,47	21,98± 3,35	21,84± 4,29	25,52± 4,06	22,40± 3,94	23,79± 3,64

Продолжение Таблицы 27

Ширина бугристости ЛК		12,39± 2,39	12,84± 2,55	11,22± 1,72	14,09± 1,85**	11,36± 3,30	11,97± 3,10
Сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости		16,45± 1,65	16,37± 1,62	14,56± 2,31	16,68± 1,35**	19,71± 2,91	19,31± 3,56
Глубина суставной ямки ГЛК		2,17± 0,57	3,4± 0,81*	2,22± 0,43	2,42± 0,30	2,61± 0,84	2,78± 0,80
Диаметр ГЛК во фронтальной плоскости		20,59± 2,47	22,33± 2,18*	22,06± 1,66	25,92± 0,79**	23,96± 2,96	24,26± 2,81
Диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости		20,09± 2,67	22,08± 2,16*	22,47± 2,33	25,08± 0,95**	23,90± 2,65	23,88± 2,76
Высота ГЛК	Ф1	9,88± 1,61	10,62± 1,55	10,05± 0,67	13,27± 0,68**	9,52± 2,16	9,86± 2,29
	Ф2	8,89± 1,64	8,51± 1,53	8,16± 1,22	10,93± 1,32**	8,95± 1,83	9,24± 1,80
	С1	7,71± 1,21	7,13± 2,01	7,65± 1,86	8,92± 1,82	8,72± 1,47	8,77± 1,28
	С2	8,42± 1,62	7,16± 1,34	8,48± 1,07	9,47± 0,86**	9,18± 1,73	9,13± 1,62
Примечание. * - статистически значимые различия между группами «остеометрия» и «КТ ЛК», $p<0,05$; ** - статистически значимые различия между группами «виртопсия» и «аутопсия», $p<0,05$							

Анализ результатов показал:

1) сравнение средних значений остеометрии и морфометрии КТ лучевых костей не выявило достоверных отличий изучаемых параметров, за исключением показателей глубины суставной ямки ГЛК, диаметров ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях;
2) при сравнении результатов виртопсии и аутопсии параметры показавшие достоверные отличия преимущественно относились к области проксимального отдела ЛК: ширина середины диафиза ЛК, ширина шейки и бугристости ЛК, сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости, сагиттальный диаметр шейки ЛК, диаметры ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях, высота ГЛК во фронтальной (Ф1; Ф2) и сагиттальной (С2) плоскостях;
3) при сравнении результатов КТ и КМ не было выявлено достоверных различий ($p>0,05$) между морфометрическими показателями ЛК, определяемыми соответствующими методами исследования.

Таблица 28 - Сравнительный анализ результатов прижизненной КТ с анатомическими исследованиями (мм)

Морфометрический параметр	**Прижизненная компьютерная томограмма локтевых суставов**	**Показатель уровня значимости (p-value)**	
		Остеометрия лучевых костей	**Аутопсия локтевых суставов**
Наибольшая длина ЛК	231,29±19,72	0,89	0,47
Физиологическая длина ЛК	223,27±18,57	$1,6\times10^{-4}$*	0,54
Параллельная длина ЛК	225,40±19,93	0,89	0,13

Продолжение Таблицы 28

Расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК	33,68±4,40	0,31	0,99
Ширина диафиза ЛК	15,73±3,23	0,05	0,01*
Ширина середины диафиза ЛК	14,26±6,25	0,12	0,04*
Ширина дистального эпифиза ЛК	28,72±18,71	0,95	0,16
Сагиттальный диаметр диафиза ЛК	12,84±2,24	$1,6\times10^{-4}$*	0,04*
Ширина шейки ЛК	15,05±2,15	$1,6\times10^{-4}$*	$1,6\times10^{-4}$*
Сагиттальный диаметр шейки ЛК	15,08±2,56	0,04*	0,02*
Наименьшая длина окружности диафиза ЛК	44,04±6,75	0,12	0,03*
Длина окружности середины диафиза ЛК	46,89±8,27	0,07	0,14
Длина окружности ГЛК	71,65±11,99	0,01*	0,19
Длина окружности шейки ЛК	49,52±7,00	$1,6\times10^{-4}$*	0,29
Длина бугристости ЛК	22,40±3,94	0,80	0,02*
Ширина бугристости ЛК	11,36±3,30	$1,6\times10^{-4}$*	0,01*
Сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости	19,71±2,91	$1,6\times10^{-4}$*	$1,6\times10^{-4}$*
Глубина суставной ямки ГЛК	2,61±0,84	$1,6\times10^{-4}$*	0,48

Продолжение Таблицы 28

Диаметр ГЛК во фронтальной плоскости		23,96±2,96	$1,6\times10^{-4}$*	0,04*
Диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости		23,90±2,65	$1,6\times10^{-4}$*	0,17
Высота ГЛК	Ф1	9,52±2,16	0,71	$1,6\times10^{-4}$*
	Ф2	8,95±1,83	0,07	$1,6\times10^{-4}$*
	С1	8,72±1,47	$1,6\times10^{-4}$*	0,71
	С2	9,18±1,73	0,01*	0,61
Примечание. * - статистически значимые различия, $p<0,05$				

Анализ результатов прижизненной КТ и анатомических исследований показал: при сравнение средних значений прижизненной КТ с результатами остеометрии оказалось, что большинство параметров показали статистически значимые различия ($p<0,05$). Результаты прижизненной КТ оказались больше на 4,64-12,62%, чем результаты остеометрии. Наиболее заметно это при изучении параметров проксимального отдела ЛК: ширины шейки ЛК, длины окружности ГЛК, длины окружности шейки ЛК, ширины бугристости ЛК, сагиттального диаметра проксимального отдела в области бугристости, глубины суставной ямки ГЛК, диаметров и высоты ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях.

При сравнении результатов прижизненной КТ с результатами аутопсии часть параметров показали статистически значимые различия ($p<0,05$), наиболее это заметно при изучении следующий параметров: ширина шейки ЛК, сагиттальный диаметр проксимального отдела в области бугристости, высота ГЛК во фронтальной плоскости (Ф1,Ф2).

Таким образом, при сравнении результатов прижизненной КТ людей с результатами остеометрии и аутопсии ЛК p-значения показали разную степень достоверности, что подтверждает сведения об индивидуальном строении лучевой кости, в частности ее проксимального отдела.

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

В результате проведенного исследования получены новые и уточнены имеющиеся данные о половых и возрастных особенностям строения лучевой кости человека. Проведено сравнение результатов остеометрии мацерированных лучевых костей, виртопсии и аутопсии локтевых суставов трупов, прижизненной компьютерной томограммы верхних конечностей, а также создан новый метод компьютерного моделирования ЛК. Данные, полученные в исследовании, свидетельствуют о том, что применение компьютерной томографии является высокоэффективным методом прижизненного исследования как травм локтевого сустава, так и вариантной анатомии костей в норме. Полученные данные подтверждаются большинством отечественных и зарубежных исследований. Однако в некоторых работах представлены данные, которые имеют зачастую кардинально другие результаты по сравнению с нашими, как выбора параметров, так и их морфометрических характеристик. Это обусловлено отсутствием единых подходов, алгоритмов и методологий в изучении анатомии локтевого сустава в целом и лучевой кости в частности. При обсуждении результатов исследования, прежде всего, необходимо сопоставить полученные данные с имеющимися в литературе сведениями.

Puchwein P. et al. [160] оценили морфометрию ГЛК с помощью 30 компьютерных томограмм локтевых суставов трупов и сравнили результаты с несколькими имеющимися в продаже размерами протезов ГЛК. Измерения проводились в переднезадней и лучелоктевой плоскостях на трех уровнях: уровень суставной ямки ГЛК, в наиболее широкой части ГЛК и в зоне сочленения головки и шейки ЛК. Дополнительно оценивались высота головки, длина головки и шейки, угол наклона головки относительно шейки в сагиттальной плоскости. Полученные данные сравнивались с паспортными размерами нескольких коммерческих протезов (модульных и моноблочных). Получены следующие результаты: среднее значение диаметра ГЛК на уровне суставной ямки составило 19,61±1,58 мм (15,82–21,81 мм) в переднезадней плоскости и 18,62±1,78 мм (15,48–22,21 мм) в

лучелоктевой плоскости. Среднее значение диаметра ГЛК в самой широкой ее части составило 23,15±1,94 мм (19,45–26,49 мм) в переднезадней плоскости и 22,44±1,73 мм (19,64–25,44 мм) в лучелоктевой плоскости. Среднее значение диаметра ГЛК на уровне сочленения головки и шейки составило 15,42±1,59 мм (11,80–18,46 мм) в переднезадней плоскости и 14,75±1,39 мм (12,32–17,31 мм) в лучелоктевой плоскости. Суммарная длина головки и шейки 22,47 ± 2,84 мм. Выявлены статистически значимые ($p<0,05$) половые различия при изучении диаметра ГЛК в самой широкой ее части, диаметра в зоне сочленения головки и шейки ЛК и высоты ГЛК. Существующие протезы в целом покрывают диапазон размеров, встречающийся в исследовании, однако авторы выявили проблему несоответствия между размером головки и диаметром шейки ЛК у конкретного пациента. Поскольку корреляция между этими параметрами низкая, моноблочные протезы (где размер головки привязан к размеру ножки) в значительном числе случаев не обеспечивают точного анатомического соответствия. После проведенного исследования авторы сделали вывод, что при нестабильных переломах костей локтевого сустава правильно подобранный размер импланта является ключевым фактором, позволяющим избежать осложнений. В нашем исследовании диаметры ГЛК изучались как расстояние между наиболее удаленными точками головки во фронтальной и сагиттальной плоскостях, ориентированных относительно бугристости ЛК, и составили при виртопсии у мужчин - 22,26±2,03 мм и 22,77±2,67 мм, соответственно, у женщин - 21,86±1,41мм и 22,16±2,19 мм, соответственно. Разницу полученных данных можно объяснить различием в анатомических ориентирах (даже небольшие различия в том, где именно проводятся измерения, дают систематические отклонения). Также при сравнении правой и левой ЛК статистически значимых различий в исследовании не выявлено ($p=0,49$) — это позволит использовать контралатеральную сторону для предоперационного планирования размера протеза [160].

Целью одного из исследований [164] было найти доступные для измерения костные ориентиры, коррелирующие с размером ГЛК, чтобы определять размер

протеза до операции — особенно в случаях оскольчатых переломов, когда собственная головка разрушена и измерить ее напрямую невозможно. Исследование проводили на 82-х контрлатеральных забальзамированных локтевых суставов трупов людей (19 мужских, 22 женских), возраст людей составил от 62 до 101 лет. Измерения проводились с использованием цифрового штангенциркуля после препарирования мягких тканей. Дополнительно на рентгенограммах измерялись размеры мыщелка плечевой кости, а именно: краниокаудальный и переднезадний диаметры. Авторы показали, что среднее значение наибольшего и наименьшего диаметров ГЛК составили 24,2±2,2 мм (19,9–30,3 мм) и 22,5±2,0 мм (18,9–27,5 мм), соответственно, при средней длине лучевой кости - 23,8±1,6 см (20,1–27,1 см), а локтевой кости - 23,1±1,6 см (19,3–26,3 см). При этом, средний размер переднезаднего диаметра мыщелка плечевой кости составил 16,2±2,4 мм (10,4–21,0 мм), а краниокаудального - 17,0±3,3 мм (10,0–23,9 мм). В результате исследования оказалось, что оценка размера ГЛК на основании диаметров контралатеральной лучевой кости имеют высокую корреляцию, в то время как оценка переднезаднего и краниокаудального диаметров мыщелка плечевой кости не показали статистически значимых различий ($p>0,05$). Выяснилось, что наиболее точные предикторы для предоперационного планирования – это корреляция диаметра контралатеральной ГЛК и длины ЛК [164]. В нашем исследовании при оценке корреляции наибольшей длины лучевой кости и диаметров, полученных на КТ пациентов оказалось, что диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости показал слабую корреляцию, как у мужчин, так и у женщин, и практически отсутствие корреляции между наибольшей длиной ЛК и диаметром ГЛК во фронтальной плоскости. Данное исследование [164] подтверждает практическую задачу - определение размера протеза до операции необходимо, и для этого нужны надежные морфометрические ориентиры.

В работе Калантырской В.А. и соавтр. [9] обобщили опыт остеосинтеза ГЛК у пациентов и обосновали подход, при котором головка сохраняется даже при тяжелых переломах, ранее считавшихся показанием к резекции. Для определения

безопасной зоны для установки пластины на ГЛК авторы дополнительно на 20 препаратах локтевых суставов 10 трупов изучили некоторые параметры ГЛК. Были получены следующие результаты: диаметр головки - 23,8±1,9 мм, длина окружности головки ЛК - 71,8±7,7 мм, минимальная высота головки лучевой кости - 9,5±1,1 мм, максимальная высота головки лучевой кости - 16,0±2,3 мм. Для лечения путем остеосинтеза, как «последнего метода» перед удалением и протезированием головки ЛК авторы [9] ввели дополнительные параметры: угол не артикулирующего сектора 108,2±6,4°, длина дуги не артикулирующего сектора 21,5±3,3 мм. В нашем исследовании при аутопсии локтевых суставов получены следующие результаты: диаметр ГЛК во фронтальной плоскости составил у мужчин - 26,14±0,74 мм, у женщин - 25,71±0,85 мм, диаметр ГЛК в сагиттальной плоскости у мужчин - 25,16±0,41 мм, у женщин - 25,00±1,36 мм, высота головки лучевой кости во фронтальной плоскости у мужчин в первой точке измерения - 13,42±0,55 мм, во второй - 10,89±1,45 мм, у женщин - 13,13±0,82 мм и 10,98±1,36мм, соответственно. Высота ГЛК в сагиттальной плоскости в первой точке измерения у мужчин равнялась 9,51±2,02 мм, во второй точке -9,72±1,08 мм, у женщин данный параметр составил: 8,33±1,59 мм и 9,23±0,57 мм, соответственно. Длина окружности ГЛК у мужчин составила: 79,37±5,63 мм, у женщин-74,10±3,08 мм. При сравнении результатов видно, что морфометрические параметры, полученные в нашем исследовании, оказались больше, чем в исследовании Калантырской В.А. и соавт. [9]. Это связанно с тем, что в нашем исследовании учтены гендерные отличия и изучение выбранных параметров проходили по реперным точкам, которые наиболее точно отражают морфометрию параметра.

Kang S.H. et al. [116] сравнили результаты рентгенограмм головки и шейки лучевой кости с размерными характеристиками, используемыми в настоящее время для подбора размера протеза ГЛК. В исследовании было проанализировано 144 рентгенограммы локтевых суставов людей, выполненные в переднезадней проекции в положении полной супинации и разгибании сустава. Средний возраст пациентов составил 54,3 года. Были

получены следующие результаты: среднее значение расстояния между ГЛК и бугристостью ЛК составило 19,6 мм, высота ГЛК - 10,6мм, диаметр ГЛК - 22,0мм, ширина проксимального лучелоктевого сустава - 8,9мм. Авторы пришли к выводу, что показатели высоты ГЛК и расстояние между ГЛК и бугристостью ЛК при исследовании на рентгенограммах меньше, чем у имплантов. В нашем исследовании данные параметры при КТ пациентов составили: средние значение расстояния между ГЛК и бугристостью ЛК - 32,43±4,10 мм, высота ГЛК в четырех взаимно перпендикулярных точках во фронтальной и сагиттальной плоскостях - 10,62±1,55 мм, 8,51±1,53 мм, 7,13±2,01 мм, 7,16±1,34 мм, соответственно, диаметры ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях - 22,33±2,18 мм и 22,08±2,16 мм, соответственно. Значение расстояния между ГЛК и бугристостью ЛК в нашем исследовании оказались больше на 12,83мм, это связанно с методикой измерения: в исследовании Kang S.H. et al. [116] данный параметр измеряли от наиболее высоко расположенной точкой ГЛК до начала бугристости, в нашем же исследовании данный параметр изучали от наиболее высоко расположенной точкой ГЛК до середины бугристости ЛК. В нашем исследовании высота и диаметры ЛК изучены в разных точках с определенными ориентирами измерения для наиболее точного описания параметров, этим и объясняется разница средних значений.

В исследовании Songy C.E. et al. [177] сравнили размеры нативных диаметров ГЛК с тремя имеющимися в продаже размерами протезов головки лучевой кости и выясняли как размеры ГЛК влияют на силу смещения суставных поверхностей и на движение сустава. Было исследовано 11 рентгенограмм верхних конечностей трупов людей. На рентгенограммах изучено смещение головки лучевой кости назад по отношению к головке мыщелка плечевой кости. Получены следующие результаты: средние значение минимального и максимального диаметров нативных ГЛК составили 23,3 мм и 25,2 мм, соответственно. Угол тестирования не оказал

существенного влияния на смещение ГЛК. При сравнении рентгенограмм с протезами оказалось, что угол смещения увеличивался в зависимости от уменьшения размеров головки ЛК с 24мм до 20мм. Авторы [177] сделали вывод, что протез ГЛК должен быть приближен к размерам ГЛК конкретного пациента, однако полного соответствия можно добиться только при индивидуальном подходе к протезированию. В нашем исследовании сравнительный анализ морфометрических параметров между результатами компьютерных томограмм пациентов и компьютерным моделированием не выявил статистически значимых отличий ($p>0,05$), то есть наш метод компьютерного моделирования разработал модель лучевой кости идентичной компьютерной томограмме.

Kadel M. et al. [115] на 68 мецерированных лучевых костях людей с помощью штангенциркуля описали морфометрические параметры ГЛК и оценили их вариабельность с учетом пола. Были изучены: переднезадний и поперечный диаметры, высота и форма ГЛК. Средние размеры высоты ГЛК с медиальной и латеральной стороны составили 9,1 мм и 7,6 мм, соответственно; переднезаднего и поперечного диаметров - 20,9 мм и 20,2 мм, соответственно; глубина суставной ямки составила - 0,19 мм. При половом сравнении показатели у мужчин оказались больше ($p<0,05$), чем у женщин. Также авторы сделали вывод, что наиболее распространенной формой головки лучевой кости в данном исследовании является – круглая, в 40 (59%) случаев, форма эллипса составила 23 (34%) случая [115]. Аналогичное исследование было проведено Captier G. et al. [48], изучили биометрию 96 лучевых костей людей и по разнице между максимальным и минимальным диаметрами определили форму ГЛК. Головка лучевой кости считалась круглой, если разница составляла менее 1 мм, и эллипсовидной, если разница составляла более 1 мм. Были получены следующие результаты: 57% ГЛК имели форму эллипса, 43% - круга. При эллипсовидной форме головки максимальный диаметр составлял – 22±2,9 мм, минимальный диаметр – 20±2,8 мм ($p<0,001$). При форме круга

ГЛК максимальный диаметр составлял - 21,2±2,4мм, минимальный диаметр - 20,4±2,4мм ($p<0,14$). Авторы [48] сделали вывод, что при различных формах ГЛК необходимо учитывать биомеханику сустава. В нашем исследовании параметры при остеометрии на костных препаратах имели следующие средние значения: диаметры ГЛК во фронтальной и сагиттальной плоскостях 20,59±2,47 мм и 20,09±2,67 мм, соответственно; высота ГЛК в четырех взаимно перпендикулярных точках во фронтальной (Ф1; Ф2) и сагиттальной (С1; С2) плоскостях: Ф1-9,88±1,61 мм, Ф2-8,89±1,64 мм, С1-7,71±1,21 мм, С2-8,42±1,62 мм, соответственно; глубина суставной ямки - 2,17±0,57 мм. Значения диаметров ГЛК в исследованиях Kadel M. et al. [113] и Captier G. et al. [46] практически совпадают с полученными нами результатами остеметрии. Однако средние значение глубины и высоты ГЛК в нашем исследовании оказались больше, это можно объяснить тем, что морфометрическое исследование проводилось по четырем точкам головки ЛК, что наиболее детально отражает строение проксимального отдела ЛК.

Анализ исследований показал, что авторы изучают разные параметры лучевой кости, которые, по их мнению, более подробно описывают строение кости. Один из основных параметров – диаметр головки лучевой кости, размеры которого отражают не только индивидуальное строение проксимального отдела лучевой кости, но и является основным параметром для корректного подбора размера протеза ГЛК. Подробная характеристика и числовые значения диаметров ГЛК исследований представлено в Таблице 29.

Таблица 29 – Значение и характеристика диаметра головки лучевой кости

Автор, год публикации	**Значение, мм**	**Характеристика параметра**	**Примечание**
Rausch V., 2019 [164]	24,2 (19,9-30,3)	Наибольший диаметр ГЛК	Забальзамированные локтевые суставы
	22,5 (18,9–27,5)	Наименьший диаметр ГЛК	
Калантырская В.А., 2014 [9]	23,8±1,9	Среднее значение диаметра ГЛК	Верхние конечности трупов людей
Puchwein P., 2013 [160]	19±1,58 (15,82–21,81)	Средний диаметр ГЛК на уровне суставной ямки в переднезадней плоскости	КТ локтевых суставов
	18,62±1,78 (15,48–22,21)	Средний диаметр ГЛК на уровне суставной ямки в лучелоктевой плоскости	
	23,15±1,94 (19,45-26,49)	Средний диаметр ГЛК в самой широкой ее части в переднезадней плоскости	
	22,44±1,73 (19,64–25,44)	Средний диаметр ГЛК в самой широкой ее части в лучелоктевой плоскости	
	15,42±1,59 (11,80–18,46)	Средний диаметр ГЛК на уровне сочленения головки и шейки кости в переднезадней плоскости	
	14,75±1,39 (12,32–17,31)	Средний диаметр ГЛК на уровне сочленения головки и шейки кости в лучелоктевой плоскости	

Продолжение Таблицы 29

Mahaisavariya B., 2004 [135]	20,5±1,9	Максимальный диаметр окружности на уровне лучелоктевого сустава	Компьютерные томограммы лучевых костей
King J.W., 2001 [120]	24,3±2,4	Максимальный диаметр ГЛК	Верхние конечности трупов людей
	22,6±2,4	Минимальный диаметры ГЛК	
	23,0±2,6	Переднезадний диаметр	Рентгенограммы локтевых суставов
	24,3±2,8	Медиально-латеральный диаметр	
Kang S.H., 2015 [116]	22,0	Диаметр в самом широком месте ГЛК	Рентгенограммы локтевых суставов
Songy C.E., 2018 [177]	23,3	Минимальный диаметр ГЛК	Виртопсия
	25,2	Максимальный диаметр ГЛК	
Kadel M., 2020 [115]	20,9	Переднезадний диаметр ГЛК	Лучевые кости
	20,2	Поперечный диаметр ГЛК	
Captier G., 2002 [48]	22±2,9	Максимальный диаметр ГЛК в форме эллипса	Лучевые кости
	20±2,8	Минимальный диаметр ГЛК в форме эллипса	
	21,2±2,4	Максимальный диаметр ГЛК в форме круга	
	20,4±2,4	Минимальный диаметр ГЛК в форме круга	

Таким образом, в результате проведенного комплексного анатомического и компьютерно-томографического исследования были определены морфометрические параметры лучевой кости человека и ее проксимального эпифиза с учетом половых и возрастных особенностей. Была создана компьютерная программа, позволяющая в автоматизированном режиме на основе смоделированной ЛК получить ее точные цифровые показатели.

ВЫВОДЫ

1. Остеометрические показатели мацерированных ЛК (наибольшая и физиологическая длина, расстояние между головкой и бугристостью, ширина и длина окружности шейки, длина и ширина бугристости, диаметр ГЛК во фронтальной плоскости) у мужчин достоверно превышают аналогичные показатели у женщин на 5,07-17,62% ($p<0,05$). У женщин остеометрические показатели высоты ГЛК во фронтальной плоскости в первой точке измерения, ориентированной относительно бугристости ЛК достоверно больше, чем у мужчин на 11,58% ($p<0,05$).

2. Морфометрические параметры, полученные при виртопсии, меньше на 8,14-16,43% ($p<0,05$) показателей, измеренных в ходе аутопсии локтевых суставов, что наиболее заметно при анализе длиннотных параметров ЛК и морфометрии ее проксимального отдела (диаметр и высота ГЛК). При этом, у женщин параметры наибольшей, физиологической и параллельной длин ЛК, сагиттального диаметра диафиза ЛК, наименьшей длины окружности диафиза ЛК, длины окружности середины диафиза ЛК достоверно меньше аналогичных показателей у мужчин на 8,72-29,37% ($p<0,05$).

3. В генеральной выборке (без учета половых особенностей) большинство морфометрических показателей проксимального конца ЛК, полученных с помощью прижизненной КТ, превышают аналогичные остеометрические параметры костных препаратов на 4,64-12,62% ($p<0,05$).

4. В генеральной выборке морфометрические показатели ЛК, полученные при проведении КТ пациентов, на 7,56-28,26% ($p<0,05$) меньше результатов аутопсии, исключение составляет показатель сагиттального диаметра проксимального отдела в области бугристости, который превышает аналогичный показатель на 18,17%.

5. Морфометрические показатели ГЛК у женщин не зависят от длиннотных размеров лучевой кости, что подтверждается результатами корреляционного анализа. У мужчин выявлена слабая прямая корреляционная

зависимость между значениями наибольшей длины ЛК и показателями диаметра, высоты ГЛК, глубины суставной ямки.

6. Разработанная программа автоматического анализа томограмм, позволяет провести компьютерное моделирование лучевой кости и получить числовые значения заданных параметров. Морфометрические показатели, полученные на компьютерной модели ЛК с использованием предложенной программы идентичны показателям, измеренным на компьютерных томограммах при помощи программы RadiAnt DICOM.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Полученные морфометрические параметры лучевой кости человека рекомендуется учитывать при проведении артропластики локтевого сустава.
2. Результаты работы компьютерного моделирования лучевой кости рекомендуется использовать при создании индивидуальных протезов ее головки.
3. Полученные результаты рекомендуется использовать в антропологических научных исследованиях.
4. Полученные данные рекомендованы к использованию при изучении разделов «Остеология» и «Артрология» на кафедрах анатомии человека, оперативной хирургии и топографической анатомии.

ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ

ЛК – лучевая кость

ГЛК – головка лучевой кости

КТ – компьютерная томограмма

КМ – компьютерное моделирование

МРТ – магнитно-резонансная томография

УЗИ – ультразвуковое исследование

3D – трехмерное моделирование

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абдулхабиров, М.А. Переломы и вывихи костей предплечья. Диагностика и лечение / М.А. Абдулхабиров, С.В. Сергеев, О.В. Кашеварова, Э.М. Султанов. – Москва: РУДН, 2003. – 60 с.
2. Алексеев, В.П. Остеометрия. Методика антропологических исследований / В.П. Алексеев. – Москва: Наука, 1966. – 252 с.
3. Алехнович, А.В. Состояние и перспективы развития аддитивных технологий в военных лечебно-профилактических учреждениях / А.В. Алехнович, Ю.Н. Фокин, А.А.Есипов // Госпитальная медицина: наука и практика. – 2019. - №1(2). – С.62-64.
4. Бауэр, Р. Оперативные доступы в травматологии и ортопедии / Р. Бауэр, Ф. Кершбаумер, З. Пойзель [пер. с нем. под ред. Л.А. Якимова]. – М.: Издательство Панфилова, 2015. – 408 с.
5. Бойко, И.В. Особенности медицинской реабилитации больных с последствиями травм локтевого сустава / И.В. Бойко, А.Н. Кондрашова // Скорая медицинская помощь. – 2009. – С.24-25.
6. Васильев, Ю. Л. Диссекционные курсы как путь к изменению парадигмы современного комплексного обучения стоматологии / Ю.Л.Васильев, А.А. Иванов, И.М. Смилык, А.Д. Каштанов, О.В. Кытько // Клиническая стоматология. — 2021. — Т. 24, № 2. — С. 130–134.
7. Григорьева, М.А. Применение дискриминантного анализа в оценке соматотипа человека по длинным костям конечностей / М.А. Григорьева // Судебно-медицинская экспертиза. – 2004. - №1. – С.28-31.
8. Каган, И.И. Прижизненная визуализация как методическая основа современной клинической анатомии: принципы и опыт применения / И.И. Каган //Морфологические ведомости. - 2011. - № 1. - С. 7-15.
9. Калантырская, В.А. Оперативное лечение переломов головки лучевой кости / В.А. Калантырская, В.В. Ключевский // Мир науки, культуры, образования. – 2014. - № 6(49). – С.586.

10. Кученкова, Е.В. Особенности и проблемы применения виртуальной аутопсии в Российской Федерации / Е.В. Кученкова, А.К. Пшигонова, Н.Л. Потапова // Вестник науки. - 2023. – Т.4 - №12(69). - С.457-462.
11. Малаев, И.А. Аддитивные технологии: применение в медицине и фармации / И.А. Малаев, М.Л. Пивовар // Вестник фармации. – 2019. – №2(84). – С.98-107.
12. Никитюк, Б.А. Определение пола по скелету и зубам человека / Б.А. Никитюк // Вопросы антропологии. – 1960. - №4. – С. 135-139.
13. Никитюк, Б.А. Конституция человека / Б.А. Никитюк. – Москва: ВИНИТИ Итоги науки и техники. Серия «Антропология», 1991. - Т. 4. - 3-149 с.
14. Никитюк, Б.А. Морфология человека / Б.А. Никитюк, В.П. Чтецов. – Москва: МГУ, 1990. – 343 с.
15. Найнис, Й.-В.Й. Идентификация личности по проксимальным костям конечностей / И-В.И. Найнис. - Вильнюс: Минтис, 1972. - 157 с.
16. Найнис, Й.-В.Й. Некоторые анатомо-антропологические особенности костей предплечья / Й.-В.Й. Найнис, О.-В.В. Анусявичене // Архив анатомии, гистологии и эмбриологии. – 1984. - №3. - С. 60-68.
17. Островерхов, Г.Е. Оперативная хирургия и топографическая анатомия / Г.Е. Островерхов, Ю.М. Бомаш, Д.Н. Лубоцкий. – Москва: Медицинское информационное агентство, 2021. – 736 с.
18. Петленко, И.С. Эффективность применения 3D-технологий при планировании и выполнении реконструктивно-пластических операций у пациентов с контрактурами локтевого сустава, обусловленными оссификацией / И.С. Петленко, С.Ю. Федюнина, А.Г. Алиев, С.С. Билык, Н.С. Захматов, И.И. Шубняков // Травматология и ортопедия России. – 2024. - №30(2). – С.120-130.
19. Приходько, А.А. Меры по развитию медицинских аддитивных технологии в Российской Федерации / А.А. Приходько, К.А. Виноградов, С.Г. Вахрушев // Медицинские технологии. Оценка и выбор. – 2019. - №2(36). – С.10-15.

20. Ратьев, А. П. Лечение повреждений области локтевого сустава: автореф. дис. … д-ра мед. наук : 14.01.15 / Ратьев Андрей Петрович. — Москва, 2015. — 48 с.
21. Самохина А.О., Шемяков С.Е., Семчук И.П., Самородов А.В., Чевжик Ю.В. Автоматизированное определение морфометрических параметров лучевой кости человека по результатам её компьютерной томографии // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. — 2023. — Т. 176, № 12. — С. 801–804.
22. Самохина А.О. Морфометрические параметры головки лучевой кости человека — основа индивидуализированного подхода к ее протезированию / А.О. Самохина, С.Е. Шемяков, А.П. Ратьев // Морфологические ведомости. — 2022. — Т. 30, № 4. — С. 72–78.
23. Самохина А.О. Сравнение и оценка анатомических особенностей строения головки лучевой кости человека при компьютерной томографии и компьютерном моделировании / А.О. Самохина, С.Е. Шемяков, А.П. Ратьев, К.А. Егиазарян // Травматология и ортопедия России. — 2025. — Т. 31, № 1. — С. 68–75.
24. Слободской, А.Б. Ближайшие и среднесрочные результаты артропластики суставов верхней конечности / А.Б. Слободской, В.М. Прохоренко, И.С. Бадак, И.В. Воронин, А.Г. Дунаев // Вестник медицинского института «РЕАВИЗ»: Реабилитация, Врач и Здоровье. – 2012. - №3-4(7-8). – С.67-74.
25. Яриков, А.В. Применение аддитивных технологий 3D-печати в нейрохирургии, вертебрологии, травматологии и ортопедии / А.В. Яриков, Р.О. Горбатов, А.А. Денисов, И.И. Смирнов, А.П. Фраерман, А.Г. Соснин, О.А. Перльмуттер, А.А. Калинкин // Клиническая практика. – 2021. - №12(1). – С.90-104.
26. Яшина, И. Н. Структурная организация костей проксимальных сегментов конечностей человека и животных: автореф. дис. … д-ра мед. наук : 14.03.01 / Яшина Ирина Николаевна. — Уфа. - 2019. — 45 с.

27. Aggarwal, S. Comprehensive review of surgical approaches to the elbow / S. Aggarwal, K. Paknikar, J. Sinha, J. Compson, I. Reichert // J Clin Orthop Trauma. – 2021. - №20. P. 101482.
28. Ahrens, P.M. Patterns of articular wear in the cadaveric elbow joint / P.M. Ahrens, D.R. Redfern, A.J. Forester // J Shoulder Elbow Surg. – 2001. – Vol.10. – P.52–55.
29. Amis, A.A. The derivation of elbow joint forces and their relation to prosthesis design / A.A. Amis, D. Dowson, V. Wright, J.H. Miller // J Med Eng Technol. – 1979. Vol. 3. – P. 229–234.
30. Amis, A.A. Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions / A.A. Amis, D. Dowson, V. Wright // J Biomech. – 1980. – Vol.13. – P. 765–775.
31. Ando, Y. Is ulnar variance suitable for a parameter of Colles fracture preoperatively? / Y. Ando, M. Yasuda, K. Goto // Osaka City Med J. – 2006. – Vol.52. - P.63–66.
32. Antoni, M. Radial neck osteolysis after radial head replacement: functional impact and risk factors. / M. Antoni, A. Bruyere, N. Meyer, P. Clavert // Orthop Traumatol Surg Res. – 2023. – Vol.109(5). – P.103291.
33. Arvidsson, H. Arthrography of the elbow joint / H. Arvidsson, O. Johansson // Acta Radiol (Stockh). - 1995. – Vol.43. – P.445-452.
34. Arora, S. Comparative evaluation of postreduction intra-articular distal radial fractures by radiographs and multidetector computed tomography / S. Arora, S.B. Grover, S. Batra, V.K. Sharma // J Bone Joint Surg Am. – 2010. – Vol.92. – P. 2523–2532.
35. Asık, M.O. The load transfer effect of monopolar and bipolar radial head prosthesis designs on capitellar cartilage: A comparative biomechanical cadaver study / M.O. Asık, M. Akdemir, N. Turgut, A.M. Unal,M. Ozkan, A. Ekin // Acta Orthop Traumatol Turc. - 2022. – Vol.56(1). – P.58-63.
36. Ayuob, A. Pyrocarbon radial head arthroplasty offers satisfactory clinical and radiological outcomes with low revision rate: a systematic review. / A. Ayuob, Z.

Ur-Rahman, R. Jordan, P. D'Alessandro, S. MacLean, S. Malik // Orthop Traumatol Surg Res. – 2024. – Vol.110(3). – P.103750.

37. Baek, C.S. Short- to mid-term outcomes of radial head replacement for complex radial head fractures / C.S. Baek, B.S.Kim, D.H. Kim, C.H. Cho //Clin Shoulder Elb. – 2020. – Vol.23. – P.183-189.
38. Bahattin, P. Anatomical features of the proximal end of the radius and its implications for implant design / P. Bahattin, Y. Helin, U. Mehmet, E.G. Burcu // Surg Radiol Anat. – 2024. Vol.46,№6. – P.787-794.
39. Bartz, B. Stress in the human elbow joint.II. Proximal radio-ulnar joint / B. Bartz, B. Tillmann, A. Schleicher // Anat Embryol (Berl). – 1984. – Vol.169. – P.309–318.
40. Beingessner, D. The effect of radial head excision and arthroplasty on elbow kinematics and stability / D. Beingessner, C. Dunning, K. Gordon, J. Johnson, G. King // J Bone Joint Surg Am. – 2004. – Vol.86, №8. – P.1730-1739.
41. Bergsma, M. Volar plating: imaging modalities for the detection of screw penetration / M. Bergsma, K. Denk, J.N. Doornberg, M.P.J. Van den Bekerom, G.M.M.J. Kerkhoffs, R.L. Jaarsma, M.C. Obdeijn // J Wrist Surg. – 2019. – Vol.8. – P.520–530.
42. Bexkens, R. Interobserver reliability of radiographic assessment after radial head arthroplasty / R. Bexkens, F. Claessen, I.F. Kodde, L.S. Oh, D. Eygendaa, M.P.J.Van den Bekerom // Shoulder Elbow. – 2018. – Vol.10. – P.121–127.
43. Biyani, A. Complications in the management of complex monteggia-equivalent fractures in adults / A. Biyani, A.J. Olscamp, N. A. Ebraheim // Am J Orthop (Belle Mead NJ). – 2000. – Vol.29(2). – P.115-118.
44. Bizzotto, N. Three-dimensional printing of bone fractures: A new tangible realistic way for preoperative planning and education. / N. Bizzotto, A. Sandri, D. Regis, D. Romani, I. Tami, B. Magnan // Surg Innov. – 2015. – Vol.22(5). – P.548–551.
45. Brattstrom, H. Synovectomy of the elbow in rheumatoid arthritis / H. Brattstrom, H. Khudairy // Acta Orthop Scand. – 1975. – Vol.46, №5. – P.744-750.

46. Braziulis, K. Associations between the fracture type and functional outcomes after distal radial fractures treated with a volar locking plate. / K. Braziulis, R. Rimdeika, R. Kregzdyte, S. Tarasevicius // Medicina. – 2013. – Vol.49. – P.62.
47. Caligiana, P. An Interactive Real-Time Cutting Technique for 3D Models in Mixed Reality. / P. Caligiana, A. Liverani, A. Ceruti, G.M. Santi, G. Donnici, F. Osti // Technologies. – 2020. – Vol.8. – P.23.
48. Captier, G. Biometry of the radial head: biomechanical implications in pronation and supination / G. Captier, F. Canovas, N. Mercier, E. Thomas, F. Bonnel // Surg Radiol Anat. – 2002. – Vol.24(5). – P.295-301.
49. Caputo, A.E. The nonarticulating portion of the radial head: anatomic and clinical correlations for internal fixation / A.E. Caputo, A.D. Mazzocca, V.M. Santoro // J Hand Surg. – 1998. – Vol.23 – P.1082–1090.
50. Carn, R.M. Silicone rubber replacement of the severely fractured radial head / R.M. Carn, J. Medige, D. Curtain, A. Koenig // Clin Orthop Relat Res. – 1986. – Vol.209. – P.259–269.
51. Carroll, R.M. Radial head fractures: repair, excise, or replace? / R.M. Carroll, G. Osgood, T.A..Blaine // Curr Opin Orthop. – 2002. – Vol.13. – P.315-322.
52. Celli, A. Fractures of the radial head associated with dislocation of the elbow / A. Celli, E. Nicoli // Chir Organi Mov. – 2004. – Vol.89, №1. – P. 7-19.
53. Celli, A. Long-terms outcomes of radial head arthroplasty using a bipolar prosthesis / A. Celli, C. Paroni, P. Bonucci, L. Celli // Arch Orthop Trauma Surg. – 2024. – Vol.144(5). – P.2007-2017.
54. Chaijenkij, K. Clinical outcomes after internal fixation, arthroplasty and resection for treatment of comminuted radial head fractures: a systematic review and network meta-analysis / K. Chaijenkij, A. Arirachakaran, J. Kongtharvonskul // Musculoskelet Surg. – 2021. – Vol.105. – P.17-29.
55. Chan, L.W.M. Nonprosthetic peri-implant fractures: classification, management and outcomes / L.W.M. Chan, A.W. Gardner, M.K. Wong, K. Chua, E.B.K. Kwek // Arch Orthop Trauma Surg. - 2018. – Vol.138. – P.791–802.

56. Champagne, N. The effectiveness of ultrasound in the detection of fractures in adults with suspected upper or lower limb injury: a systematic review and subgroup meta-analysis / N. Champagne, L. Eadie, L. Regan, P. Wilson // BMC Emerg Med. – 2019. – Vol.19,№1. – P.17.
57. Chaya, A. In vivo study of magnesium plate and screw degradation and bone fracture healing. / A. Chaya, S. Yoshizawa, K. Verdelis, N. Myers, B.J. Costello, D.-T. Chou, S. Pal, S. Maiti, P.N. Kumta, C. Sfeir // Acta Biomater. – 2015. – Vol.18. – P.262–269.
58. Chien, H.Y. Short to medium term outcomes of radial head replacement arthroplasty in posttraumatic unstable elbows: 20 to 70 months follow up. / H.Y. Chien, A.C. Chen, J.W. Huang, C.Y. Cheng, K.Y. Hsu // Chang Gung Med J. – 2010. – Vol.33. – P.668-678.
59. Cho, H. Confidence intervals for the area under the receiver operating characteristic curve in the presence of ignorable missing data. / H. Cho, G.J. Matthews, O. Harel // Int Stat Rev. – 2019. – Vol.87. – P.152–177
60. Cikes, A. Open elbow arthrolysis for posttraumatic elbow stiffness / A. Cikes, B.M. Jolles, A. Farron // J Orthop Trauma. – 2006. – Vol.20. – P.405-409.
61. Cimerman, M. Preoperative planning in pelvic and acetabular surgery: the value of advanced computerised planning modules. / M. Cimerman, A. Kristan // Injury. - 2007. – Vol.38. – P.442–449.
62. Clavert, P. Radial head implants are worthy of better consideration! / P. Clavert // Orthop Traumatol Surg Res. - 2024. - Vol.110(3). - P.103884.
63. Coleman, D.A. Resection of the radial head for fracture of the radial head. Long-term follow-up of seventeen cases / D.A. Coleman, W.F. Blair, D. Shurr // J Bone Joint Surg Am. – 1987. – Vol.69. – P.385-392.
64. Cooney, W.P. Radial head fractures and the role of radial head prosthetic replacement: current update / W.P. Cooney // Am J Orthop (Belle Mead NJ). – 2008. – Vol.37(8 Suppl 1). – P.21-25.
65. Corbet, C. Surgical treatment of terrible triad of the elbow: retrospective continuous 50-patient series at 2 years follow-up. / C. Corbet, M. Boudissa, S. Dao

Lena, S. Ruatti, D. Corcella, J. Tonetti // Orthop Traumatol Surg Res. – 2023. – Vol.109(2). – P.103057.

66. Court-Brown, C.M. Rockwood and Green's Fractures in adults eighth edition / C.M. Court-Brown, J.D. Heckman, M.M. McQueen, W.M. Ricci, P. Tornetta III // Eur J Orthop Surg Traumatol. - 2015. – Vol.25. – P. 1229.
67. Dario, P. Is it really necessary to restore radial anatomic parameters after distal radius fractures? / P. Dario, G. Matteo, C. Carolina, G. Marco, D. Cristina, F. Daniele, F. Andrea // Injury. – 2014. – Vol.45(suppl 6). – P.S21–S26.
68. Davey, M.S. Long-term outcomes of radial head arthroplasty for radial head fractures-a systematic review at minimum 8-year followup / M.S. Davey, M.G. Davey, E.T. Hurley, J.G. Galbraith, D. Molony, H. Mullett, L. Pauzenberger // J Shoulder Elbow Surg. – 2021. – Vol.30. – P.2438-2444.
69. Davidson, P.A. Radial head fracture. A potentially complex injury / P.A. Davidson, J.B. Moseley, H.S. Tullos // Clin Orthop. – 1993. – Vol.297. – P.224-230.
70. Day, J.S. Prevalence and projections of total shoulder and elbow arthroplasty in the United States to 2015 / J.S. Day, E. Lau, K.L. Ong, G.R. Williams, M.L. Ramsey, S.M. Kurtz // J Shoulder Elbow Surg. – 2010. – Vol.19. – P.1115–1120.
71. Day, J.S. Characterization of wear debris in total elbow arthroplasty / J.S. Day, R.M Baxter, M.Ramsey, B.F. Morrey, P.M. Connor, S.M. Kurtz, M.J. Steinbeck // J Shoulder Elbow Surg. – 2013. – Vol.22(7). – P.924-931.
72. Desloges, W. Objective analysis of lateral elbow exposure with the extensor digitorum communis split compared with the Kocher interval / W. Desloges, H. Louati, S.R. Papp, J.W. Pollock // J Bone Joint Surg Am. – 2014. - №96(5). – P. 387-393.
73. Doornberg, J. Reference points for radial head prosthesis size / J. Doornberg, D. Linzel, D. Zurakowski, D. Ring // J Hand Surg Am. – 2006. – Vol.31(1). – P.53-57.

74. Duckworth, A.D. The epidemiology of radial head and neck fractures / A.D. Duckworth, N.D. Clement, P.J. Jenkins, S.A. Aitken, C.M. Court-Brown, M.M. McQueen // J Hand Surg Am. – 2012. – Vol.37. – P.112-119.
75. Eathiraju, S. Monteggia fracture-dislocations / S. Eathiraju, C.S. Mudgal, J.B. Jupiter // Hand Clin. – 2007. – Vol.23, №2. – P.165-177.
76. El Haj, M. Orthogonal double plate fixation for long bone fracture nonunion. / M. El Haj, A. Khoury, R. Mosheiff, M. Liebergall, Y.A. Weil // Acta Chir Orthop Traumatol Cech. – 2013. – Vol.80. – P.131–137.
77. Engelhardt, L. Simulating metaphyseal fracture healing in the distal radius. / L.Engelhardt, F. Niemeyer, P. Christen, R. Müller, K. Stock, M. Blauth, K. Urban, A. Ignatius, U. Simon // Biomechanics. – 2021. – Vol.1. – P.29–42.
78. Evans, P.J. Prevention and treatment of elbow stiffness / P.J. Evans, S. Nandi, S. Maschke, H.A. Hoyen, J.N. Lawton // J Hand Surg Am. – 2009. – Vol.34. – P.769-778.
79. Fazzalari, N. Bone fracture and bone fracture repair. / N. Fazzalari // Osteoporos. Int. – 2011. - Vol.22. – P.2003–2006.
80. Foroohar, A. Radial head arthroplasty: a descriptive study of 970 patients in an integrated health care system / A. Foroohar, H.A. Prentice, W.E. Burfeind, R.A. Navarro, R. Mirzayan, D.W. Zeltser // J Shoulder Elbow Surg. – 2022. – Vol.31. – P.1242-1253.
81. Fritz, R.C. The elbow. Magnetic resonance imaging in orthopaedics and sports medicine. / R.C. Fritz, D.W. Stoller. - Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997.- 743-849 p.
82. Fuchs, S. Do functional deficits result from radial head resection? / S. Fuchs, C. Chylarecki // J Shoulder Elbow Surg. – 1999. – Vol.8. – P.247-251.
83. Fuessinger, M.A. Analyzing the fitting of novel preformed osteosynthesis plates for the reduction and fixation of mandibular fractures. / M.A. Fuessinger, M. Gass, C. Woelm, C.-P. Cornelius, R.M. Zimmerer, P. Poxleitner, S. Schlager, M.C. Metzger // J Clin Med. – 2021. – Vol.10. – P.5975.

84. Furry, K.L. Comminuted fractures of the radial head. Arthroplasty versus internal fixation. / K.L. Furry , C.M. Clinkscales // Clin Orthop Relat Res. – 1998. – Vol.353. - P. 40-52.

85. Giannicola, G. Anatomical variations of the proximal radius and their effects on osteosynthesis. / G. Giannicola, E. Manauzzi, F.M. Sacchetti, A. Greco, G. Bullitta, A. Vestri, G. Cinotti // J Hand Surg Am. – 2012. – Vol.37. – P.1015-1023.

86. Gill, A. Articular osteotomy of the distal humerus and excision of extensive heterotopic ossification / A. Gill, J.J Mellema., M.E. Menendez, D. Ring // Injury. – 2016. – Vol.47,№3. – P.776-779.

87. Giovinco, N.A. A novel combination of printed 3-dimensional anatomic templates and computer-assisted surgical simulation for virtual preoperative planning in Charcot foot reconstruction. / N.A. Giovinco, S.P. Dunn, L. Dowling, C. Smith, L. Trowell, J.A. Ruch, D.G. Armstrong // J Foot Ankle Surg. – 2012. – Vol.51. – P.387–393.

88. Girod, S. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: A new approach. / S. Girod, M. Teschner, U. Schrell, B. Kevekordes, B. Girod // J Craniomaxillofac Surg. – 2001. – Vol.29. – P.156–158.

89. Goodfellow, J.W. The pattern of ageing of the articular cartilage of the elbow joint / J.W. Goodfellow, P.G. Bullough // J Bone Joint Surg. – 1967. – Vol.49. – P.175–181.

90. Grutzner, P.A. Computer aided long bone fracture treatment. / P.A. Grutzner, N. Suhm // Injury. – 2004. – Vol.35. – P.57–64.

91. Gurbuz, Y. Comparison of ultrasound and dorsal horizon radiographic view for the detection of dorsal screw penetration / Y. Gurbuz, L. Kucuk, H. Gunay, K. Ozaksar, T. S. Sugun, O. Bilge // Acta Orthop Traumatol Turc. – 2017. – Vol.51. – P.448–450.

92. Haglin, J.M. Open surgical elbow contracture release after trauma: results and recommendations / J.M. Haglin, D.N. Kugelman, A. Christiano, S.R. Konda, N. Paksima, K.A. Egol // J Shoulder Elbow Surg. – 2018. – Vol.27. – P418-426.

93. Hall, J.A. Posterolateral rotatory instability of the elbow following radial head resection / J.A Hall., M.D. McKee // J Bone Joint Surg Am. – 2005. – Vol. 87,№7. – P. 1571-1579.

94. Halls, A.A. Transmission of pressures across the elbow joint / A.A. Halls, A. Travill // Anat Rec. – 1964. Vol.150. - P.243–247.

95. Harrington, I.J. Replacement of the radial head in the treatment of unstable elbow fractures / I.J. Harrington, A.A. Tountas // Injury. – 1981. – Vol.12. – P.405–412.

96. Hass, J. Die Mobilisiering an Kylotischer Ellbogen und Kniegelenken mittels Arhtroplastik / J. Hass//Arch. Klin. Chir. 1930.-Bd. 160.-S. 693-715.

97. Heifner, J.J. Revision of failed radial head arthroplasty / J.J. Heifner, G.P. Kolovich, L.E. Bolano, P.A. Sibley, G.A. Gonzalez, D.M. Mercer // Hand (N Y). – 2024. – Vol.19(5). – P.720-725.

98. Heifner, J.J. The impact of anatomic alignment on radiocapitellar pressure following radial head arthroplasty / J.J. Heifner, G.E. Lacau, S.D. Forro, T.A. Davis, D.M. Mercer, F. Rubio // J Shoulder Elbow Surg. – 2024. – Vol.33(9). – P.2033-2038.

99. Heifner, J.J. The comparative performance of radial head prostheses in patients younger than and older than 50 years: a systematic review / J.J. Heifner, A.E. Rivera Dones, A.L. Wells, D.M. Mercer // JSES Rev Rep Tech. – 2023. – Vol.3. – P.49-55.

100. Heijink, A. Radial head arthroplasty: a systematic review / A. Heijink, I. F. Kodde, P.G.H. Mulder, E.S. Veltman, L.Kaas, M.P.J. van den Bekerom, D. Eygendaal // JBJS Rev. – 2016. – Vol.4. – P.1-12.

101. Hennig, D. Das rassenbescen / D. Hennig // «Archiv fur Anthropologie». – 1885.

102. Heo, Y.M. Evaluation of the sigmoid notch involvement in the intra-articular distal radius fractures: the efficacy of computed tomography compared with plain X-ray / Y.M. Heo, J.Y. Roh, S.B. Kim, J.W. Yi, K.K. Kim, B.H. Oh, H.T. Oh // Clin Orthop Surg. – 2012. – Vol.4. – P.83–90.

103. Hildebrand, A. Indications and outcomes of radial head excision: A systematic review / A. Hildebrand, B. Zhang, N. Horner, G. King, M. Khan, B. Alolabi // Shoulder Elbow. – 2020. – Vol.12(3). – P.193-202.

104. Hotchkiss, R.N. Displaced Fractures of the Radial Head: Internal Fixation or Excision? / R.N. Hotchkiss // Am Acad Orthop Surg. – 1997. – Vol.5, №1. – P.1-10.

105. Ikeda, M. Function after early radial head resection for fracture: a retrospective evaluation of 15 patients followed for 3-18 years / M. Ikeda, Y. Oka // Acta Orthop Scand. – 2000. – Vol.71. – P.191-194.

106. Inglis, A.E. Synovectomy and debridement of the elbow in rheumatoid arthritis / A.E. Inglis, C.S. Ranawat, L.R. Straub // J Bone Joint Surg Am. – 1971. – Vol.53(4). – P. 652-662.

107. Iorio, R. A comparison of acetate vs digital templating for preoperative planning of total hip arthroplasty: Is digital templating accurate and safe? / R. Iorio, J. Siegel, L.M. Specht, J.F. Tilzey, A. Hartman, W.L. Healy // J Arthroplast. – 2009. – Vol.24. – P.175–179.

108. Itamura, J. Radial head fractures: MRI evaluation of associated injuries / J. Itamura, N. Roidis, R. Mirzayan, S. Vaishnav, T. Learch, C. Shean // J Shoulder Elbow Surg. – 2005. – Vol.14. – P.421-424.

109. Jamali, A.A. Digital templating and preoperative deformity analysis with standard imaging software. / A.A. Jamali // Clin Orthop Relat Res. - 2009. – Vol.467. – P.2695–2704.

110. Jensen, S.L. Elbow joint kinematics after excision of the radial head / S.L. Jensen, B.S. Olsen, J.O. Sojbjerg // J Shoulder Elbow Surg. – 1999. - Vol.8,№3. – P.238–241.

111. Jeon, I-H. Zona conoidea of the elbow: another articulation between the radial head and lateral trochlear of the elbow / I-H. Jeon, J-M. Chun, C-S. Lee, J-O. Yoon, P-T. Kim, K-N. An, B.F. Morrey, H-D. Shin // J Bone Joint Surg Br. – 2012. – Vol.94,№4. – P.517–522.

112. Johnson, J. A. Kinematics and stability of the fractured and implant-reconstructed radial head / J. A. Johnson, D.M., Beingessner, K.D. Gordon, C.E. Dunning, R.A. Stacpoole, G. J.W. King // J Shoulder Elbow Surg. – 2005.- Vol.14(1 Suppl S). – P.195S-201S.

113. Kaas, L. The incidence of associated fractures of the upper limb in fractures of the radial head / L. Kaas, R.P. Van Riet, J.P. Vroemen, D. Eygendaal // Strategies Trauma Limb Reconstr. – 2008. – Vol.3. – P.71–74.

114. Kachooei, A.R. The rate of radial head prosthesis removal or revision: a systematic review and meta-analysis / A.R. Kachooei, A. Baradaran, M.H. Ebrahimzadeh, C.N. van Dijk, N. Chen // J Hand Surg Am. – 2018. – Vol.43. – P.39–53.

115. Kadel, M. Study of the head of human dry radii in a medical college of Nepal: a descriptive cross-sectional study / M. Kadel, T.P. Thapa // JNMA J Nepal Med Assoc. - 2020. – Vol.58(223). – P.141-143.

116. Kang, S.H. Anthropometric study of the proximal radius: does radial head implant fit in all cases? / S.H. Kang, D.Y. Kim, H. Park , H.S. Song // Int Orthop. – 2015. – Vol.39(8). – P.1553-1561.

117. Kelly, E. Arthroscopic debridement without radial head excision of the osteoarthritic elbow / E. Kelly, R. Bryce, J. Coghlan, S. Bell // Arthroscopy. – 2007. – Vol.23,№2. – P.151-156.

118. Kim, H.M. Intraoperative fluoroscopic assessment of proper prosthetic radial head height / H.M. Kim, E.P. Roush, C. Kiser // J Shoulder Elbow Surg. - 2016. – Vol.25. - №11. – P.1874-1881.

119. Kim, M.S. Quantitative assessment of the restoration of original anatomy after 3D virtual reduction of long bone fractures. / M.S. Kim, D.K. Yoon, S.H. Shin, B.Y. Choe, J.W. Rhie, Y.G. Chung, T.S. Suh //Diagnostics (Basel). – 2022. – Vol.12(6). – P.1372.

120. King, J.W. An anthropometric study of the radial head: Implications in the design of a prosthesis / J.W. King, D.S. Zarzour, D. Patterson, J.A. Johnson // J Arthroplasty. – 2001. – Vol.16(1). – P.112-116.

121. Kleinlugtenbelt, Y.V. Spectrum bias, a common unrecognized issue in orthopaedic agreement studies: do CT scans really influence the agreement on treatment plans in fractures of the distal radius? / Y.V. Kleinlugtenbelt, M. Hoekstra, S.J. Ham, P. Kloen, R .Haverlag, M.P. Simons, M. Bhandari, J.C. Goslings, R.W. Poolman, V.A.B. Scholtes // Bone Joint Res. – 2015. – Vol.4. – P.190–194.

122. Klug, A. Epidemiology and treatment of radial head fractures: a database analysis of over 70,000 inpatient cases / A. Klug, Y. Gramlich, D. Wincheringer, R. Hoffmann, K. Schmidt-Horlohe // J Hand Surg Am. – 2021. – Vol.46. – P.27-35.

123. Kohyama, S. Preoperative evaluation and surgical simulation for osteochondritis dissecans of the elbow usingthree-dimensional MRI-CT Image Fusion Images. / S. Kohyama, Y. Nishiura, Y. Hara, T. Ogawa, A. Ikumi, E. Okano, Y. Totoki, Y. Yoshii, M. Yamazaki // Diagnostics. – 2021. – Vol.11. – P.2337.

124. Koo, T.K.K. Development and validation of a new approach for computer-aided long bone fracture reduction using unilateral external fixator. / T.K.K. Koo, E.Y.S. Chao, A.F.T. Mak // J Biomech. – 2006. – Vol.39. – P.2104–2112.

125. Kong, L. The necessity of restoration of radiologic parameters by closed reduction in elderly patients with distal radius fractures / L. Kong, N. Kou, Y. Wang, J. Lu, D. Tian, B. Zhang // Med Sci Monit. – 2019. – Vol.25. – P.6598–6604.

126. Konrad, G.G. Monteggia fractures in adults: long-term results and prognostic factors / G.G. Konrad, K. Kundel, P.C. Kreuz, M. Oberst, N.P. Sudkamp // J Bone Joint Surg Br. – 2007. – Vol.89, №3. – P. 354-360.

127. Kosashvilim, Y. Digital versus conventional templating techniques in preoperative planning for total hip arthroplasty. / Y. Kosashvilim, N. Shasha, E. Olschewski, O. Safir, L. White, A. Gross, D. Backstein // Can J Surg. – 2009. – Vol.52. – P.6–11.

128. Larson, A.N. Interposition arthroplasty with an Achilles tendon allograft as a salvage procedure for the elbow / A.N. Larson, B.F. Morrey // J Bone Joint Surg Am. – 2008. – Vol.90. – P.2714-2723.

129. Laumonerie, P. Mid-term outcomes of 77 modular radial head prostheses / P. Laumonerie, N. Reina, D. Ancelin, S. Delclaux, M.E. Tibbo, N. Bonnevialle, P. Mansat // Bone Joint J. - 2017. – Vol.99-B. – P.1197–1203.

130. Le Mapihan, M. Midterm outcomes of a short-cemented bipolar radial head arthroplasty, in a cohort of 56 cases with minimum 2-years follow-up. / M. Le Mapihan, L. Amsallem, D. ayIng, E. Masmejean // Orthop Traumatol Surg Res. – 2024. – Vol.1110(3). – P.103716.

131. Leung, F. Conservative treatment of intra-articular fractures of the distal radius – factors affecting functional outcome. / F. Leung, M. Ozkan, S.P. Chow // Hand Surg. – 2000. – Vol.5. – P.145-153.

132. Lindenhovius, A.L. Health status after open elbow contracture release / A.L. Lindenhovius, J.N. Doornberg, D. Ring, J.B. Jupiter // J Bone Joint Surg Am. - 2010. – Vol.92. – P.2187-2195.

133. Lobo-Escolar, L. Outcomes of press-fit radial head arthroplasty following complex radial head fractures. / L. Lobo-Escolar, C. Abellan-Miralles, A. Escola-Benet // Orthop Traumatol Surg Res. – 2021. – Vol.107(2). - P.102645.

134. Loeffler, B. Forearm instability / B. Loeffler, J. Green, D. Zelouf // J Hand Surg Am. – 2014. – Vol.39,№1. – P.156-167.

135. Mahaisavariya, B. Morphology of the radial head: a reverse engineering based evaluation using three-dimensional anatomical data of radial bone / B. Mahaisavariya, B. Saekee, K. Sitthiseripratip, P. Oris, T. Tongdee, E.L.J. Bohez, V. Sloten // Proc Inst Mech Eng H. – 2004. – Vol.218(1). – P.79-84.

136. Marmor, L. Surgery of the rheumatoid elbow. Follow-up study on synovectomy combined with radial head excision / L. Marmor // J Bone Joint Surg Am. – 1972. – Vol.54, №3. – P.573-578.

137. Martin, R .Lehrbuch der anthropologie in systematischer darstellung, mit besonderer berucksichtigung der anthropologischen methoden / R. Martin. – 1914. – Vol.3.

138. Mason, M. Some observations on fractures of the head of the radius with a review of one hundred cases / M. Mason // Br J Surg. - 1954. - Vol.42. – P.123–132.

139. Medoff, R.J. Essential radiographic evaluation for distal radius fractures / R.J. Medoff // Hand Clin. – 2005. – Vol.21. – P.279–288.

140. Mellema, J.J. The posttraumatic stiff elbow: an update / J.J. Mellema, A.L. Lindenhovius, J.B. Jupiter // Curr Rev Musculoskelet Med – 2016. - №9(2). – P.190-198.

141. Miyamura, S. Comprehensive elbow joint morphology changes in surgically treated osteochondritis dissecans of the capitellum: clinical implications. // S. Miyamura , K. Temporin, Y. Miyoshi, R. Shiode, T. Iwahashi, S. Okada, K. Oka, H. Tanaka, T. Murase, K. Shimada // Orthop J Sports Med. – 2025. – Vol.13(5). – P.23259671251339180.

142. Morrey, B.F. Biomechanical study of the elbow following excision of the radial head / B.F. Morrey, E.Y. Chao, F.C. Hui // Bone Joint Surg Am. – 1979. – Vol.61, №1. - P.63-68.

143. Morrey, B.F. Silastic prosthetic replacement for the radial head / B.F. Morrey, L. Askew, E.Y. Chao // J Bone Joint Surg Am. – 1981. – Vol.63. – P.454–458.

144. Morrey, B.F. Force transmission through the radial head / B.F. Morrey, K.N. An, T.J..Stormont // J Bone and Joint Surg. – 1988. – Vol.70. – P.250–256.

145. Morrey, B.F. Valgus stability of the elbow: a definition of primary and secondary constraints / B.F. Morrey, S. Tanaka, K.N. An // Clin Orthop Relat Res. – 1991. – Vol.265. – P.187–195.

146. Morrey, B.F. Radial head fracture. The elbow and its disorders / B.F..Morrey. Philadelphia: Elsevier Health Sciences, 2000. - 341-364 p.

147. Morrey, B.F. Surgical treatment of extraarticular elbow contracture / B.F. Morrey // Clin Orthop Relat Res. – 2000. – Vol..370. – P.57-64.

148. Morrey, B.F. Stability of the elbow: osseous constraints / B.F. Morrey, K.N. An // J Shoulder Elbow Surg. – 2005. – Vol.14. – P.174S–178S.

149. Nadkarni, B. Use of locking compression plates for long bone nonunions without removing existing intramedullary nail: Review of literature and our experience. / B. Nadkarni, S. Srivastav, V. Mittal, S. Agarwal // J Trauma. – 2008. – Vol.65. – P.482–486.

150. Nesbitt, K.S. Assessment of instability factors in adult distal radius fractures / K.S. Nesbitt, J.M. Failla, C. Les // J Hand Surg Am. – 2004. – Vol.29. – P.1128–1138.

151. Noble, B.S. Osteocyte function, osteocyte death and bone fracture resistance. / B.S. Noble, J. Reeve // Mol Cell Endocrinol. – 2000. – Vol.159. – P.7–13.

152. Noble, P.C. Computer simulation: How can it help the surgeon optimize implant position? / P.C. Noble, N. Sugano, J.D. Johnston, M.T. Thompson, M.A. Conditt, C.A. Engh Sr, K.B. Mathis // Clin Orthop Relat Res. – 2003. – Vol.417. – P.242–252.

153. Nogueira, L. Sex assessment using the radius bone in a French sample when applying various statistical models. / L. Nogueira, F. Santos, F. Castier, S. Knecht, C. Bernardi, V. Alunni // Int J Legal Med. - 2023.-Vol.137(3).-P.925-934.

154. Nolte, P.C. Risk factors for revision surgery following radial head arthroplasty without cement for unreconstructible radial head fractures: minimum 3-year follow-up / P.C. Nolte, A.K. Tross, C. Groetzner-Schmidt, M.K. Jung, F. Porschke, P.A. Grutzner, T. Guehring, S. Schuler, M. Schnetzke // J Bone Joint Surg Am. – 2021. – Vol.103. – P.:688-695.

155. Oc, Y. Ultrasonography or direct radiography? A comparison of two techniques to detect dorsal screw penetration after volar plate fixation / Y. Oc, B.E. Kilinc, A. Gulcu, A. Varol, R. Ertugrul, A. Kara // J Orthop Surg Res. – 2018. – Vol.13. – P.70.

156. Ohl, X. Surgical treatment of terrible triad of the elbow. / X. Ohl, R. Siboni // Orthop Traumatol Surg Res. – 2021. – Vol.107(1S). – P.102784.

157. Patel, D.S. Common Fractures of the Radius and Ulna / D.S. Patel, S.M. Statuta, N. Ahmed // Review Am Fam Physician. – 2021. – Vol.103(6). – P.345-354.

158. Popovic, N. A comparative study between proximal radial morphology and the floating radial head prosthesis / N. Popovic, J. Djekic, R. Lemaire, P. Gillet // J Shoulder Elbow Surg. – 2005. – Vol.14. – P.433-440.

159. Prieto Mere, J.A. Non-prosthetic peri-implant fracture of both forearm bones / J.A. Prieto Mere, S. Barrera-Ochoa, D. Liburd-Hernandez, J.P. Presas // J Surg Case Rep. – 2023. – Vol.8:rjad300.

160. Puchwein, P. Computer-aided analysis of radial head morphometr / P. Puchwein, N. Heidari, K. Dorr, L. Struger, W. Pichler // Orthopedics. – 2013. – Vol.36. – P.51-57.

161. Qian, Y. Risk factors for the occurrence and posttraumatic elbow stiffness: a case-control study of 688 cases. / Y. Qian, S. Yu, Y. Shi, H. Huang, C. Fan // Front Med (Lausanne). – 2020. – Vol.7. – P.604056.

162. Ranganathan, K. Heterotopic ossification: basic-science principles and clinical correlates / K. Ranganathan, S. Loder, S. Agarwal, V.W. Wong, J. Forsberg, T.A. Davis, S. Wang, A.W. James, B. Levi // J Bone Joint Surg Am. – 2015. – Vol.97,№13. – P.1101-1111.

163. Rao, Z.T. Effect of elbow flexion angles on stress distribution of the proximal ulnar and radius bones under a vertical load: measurement using resistance strain gauges / Z.T. Rao, F. Yuan, B. Li, N. Ma // J Orthop Surg Res. – 2014. – Vol.9. – P.60.

164. Rausch, V. The radial head size in relation to osseous landmarks of the forearm / V. Rausch, S. Wegmann, M. Hackl, T. Leschinger, W.F. Neiss, M. Scaal, L.P. Muller, K. Wegmann // Surg Radiol Anat. – 2019. – Vol.41(4). – P.415-421.

165. Ring, D. Monteggia fractures in adults / D. Ring, J.B. Jupiter, N.S. Simpson // J Bone Joint Surg Am. – 1998. – Vol.80, №12. – P. 1733-1744.

166. Rockwood, C.A. Rockwood and Green’s Fractures in Adults. Lippincott Williams and Wilkins / C.A. Rockwood., R.W. Bucholz, C.M. Court-Brown, J.D. Heckman, P. Tornetta. – 2010. – P.905.

167. Rougereau, G. The interosseous tuberosity of radius: a descriptive radiological and cadaveric anatomical study. / G. Rougereau, B. Valteau, M. Creze, M. Soubeyrand // Surg Radiol Anat. – 2021. – Vol.43(5). – P.727-734.

168. Safali, S. Treatment of comminuted radial head fractures with personalized radial head prosthesis produced with 3-dimensional printing technology / S. Safali, E.

Eravsar, A. Ozdemir, S. Çiftci, E.S. Ertas, B.K. Aydın, M.A. Acar // J Shoulder Elbow Surg. – 2023. – Vol.32(3). – P.463-474.

169. Saha, M. Anatomical and morphological study on radial head and its clinical implication. / M. Saha, S. Bhattacharya // Indian journal of applied research. – 2021. - Vol.11. - I.08 - P.21-23.

170. Sajad, N. Clinical implications of radial head morphometry analysis (original study). / N. Sajad, H. Sajad, H. Ashfaqul // International journal of current advanced research. – 2022. - Vol.11. - I.07(C). - P.1315-1317.

171. Sershon, R.A. Radial head replacement with a bipolar system: an average 10-year follow-up / R.A. Sershon , T.J. Luchetti, M.S. Cohen, R.W. Wysocki // J Shoulder Elbow Surg. – 2018. – Vol.27. P.e38–e44.

172. Shefelbine, S.J. Trabecular bone fracture healing simulation with finite element analysis and fuzzy logic. / S.J. Shefelbine, P. Augat, L. Claes, U. Simon // J Biomech. – 2005. – Vol.38. – P.2440–2450.

173. Shin, S-H. Articular surface area of the coronoid process and radial head in elbow extension: surface ratio in cadavers and a computed tomography study in vivo / S-H. Shin, I-H. Jeon, H-J. Kim, M. McCullough, J-H. Yi, H-S. Cho, H. Park // J Hand Surg Am. – 2010. - Vol.35,№7. - P.1120-1125.

174. Slutsky, D.J. Predicting the outcome of distal radius fractures. / D.J. Slutsky // Hand Clin.- 2005. - Vol.21(3). – P.289-294.

175. Smith-Petersen, M. Beneficial surgical procedures for rheumatoid arthritis affecting the joints of the upper limb / M. Smith-Petersen, O.E. Aufranc, C.B. Larson // Arch Surg. – 1943. – Vol.46. – P.764–770.

176. Snoddy, M.C. Incidence and reasons for hardware removal following operative fixation of distal radius fractures / M.C. Snoddy, T.J. An, B.S. Hooe, H.F. Kay, D.H. Lee, N.D. Pappas // J Hand Surg Am. - 2015. – Vol.40. – P.505–507.

177. Songy, C.E. The effect of radial head prosthesis diameter on posterolateral rotatory instability of the elbow / C.E. Songy, C.G. Couch, E.R. Siegel, J.R. Kee, S. Ahmadi // Clin Biomech (Bristol). – 2018. – Vol.60. – P.89-94.

178. Speed, K. Ferrule caps for the head of the radius / K. Speed // Surg Gynecol Obstet. – 1941. – Vol.73. – P.845–850.

179. Steinbach, L.S. Elbow arthrography / L.S. Steinbach, M. Schwartz // Radiol Clin North Am. – 1998. – Vol.36. – P.635-49.

180. Stramazzo, L. Peri-implant distal radius fracture: proposal of a new classification. / L. Stramazzo, G. Rovere, A. Cioffi, G.E. Vigni, N. Galvano, A. D'Arienzo, G. Letizia Mauro, L. Camarda, M. D'Arienzo // J Clin Med. – 2022. – Vol.11. – P.2628.

181. Strauss, E.J. The posterior Monteggia lesion with associated ulnohumeral instability / E.J. Strauss, N.C. Tejwani, C.F. Preston, K.A. Egol // J Bone Joint Surg Br. – 2006. – Vol.88, №1. – P.84-89.

182. Sun, Z. Open elbow arthrolysis for post-traumatic elbow stiffness: an update. / Z. Sun, W. Liu, J. Li, C. Fan // Bone Jt Open. – 2020. – Vol.1. – P.576-584.

183. Swieszkowski, W. The anatomic features of the radial head and their implication for prosthesis design / W. Swieszkowski, K. Skalski, S. Pomianowski, K. Kedzior // Clin Biomech (Bristol). – 2001. – Vol.16. – P.880-887.

184. Tajima, T. Treatment of long-standing dislocation of the radial head in neglected Monteggia fractures / T. Tajima, T. Yochizu // J Hand Surg Am. – 1995. – Vol.20(3 Pt 2). – P.91-94.

185. Tarassoli, P. Complex instability of the elbow / P. Tarassoli, P. McCann, R. Amirfeyz // Injury. – 2017. – Vol.48, №3. - P.568-577.

186. Tashjian, R.Z. Complex elbow instability / R.Z. Tashjian, J.A. Katarincic // J Am Acad Orthop Surg. – 2006. – Vol.14, №5. – P. 278-286.

187. Tucker, S. Comparison of actual surgical outcomes and 3-dimensional surgical simulations. / S. Tucker, L.H.S. Cevidanes, M. Styner, H. Kim, M. Reyes, W. Proffit, T. Turvey // J Oral Maxillofac Surg. – 2010. – Vol.68. – P.2412–2421.

188. Vainio, K. Synovectomy in the treatment of chronic evolutive polyarthritis / K. Vainio // Minerva Med. – 1969. - Vol.24-60 (94). – P. 4695-4701.

189. Van Eerten, P.V. An X-ray template assessment for distal radial fractures. / P.V. Van Eerten, R. Lindeboom, A.E. Oosterkamp, J.C. Goslings // Arch Orthop Trauma Surg. - 2008. - Vol.128. - P.217–221.

190. Van Riet, R.P. The noncircular shape of the radial head / R.P. Van Riet, F. Van Glabbeek, P.G. Neale, H. Bortier, K.N. An, S.W. O'Driscoll // J Hand Surg. – 2003. - Vol.28. - P.972–978.

191. Van Riet, R.P. Anatomical considerations of the radius / R.P. Van Riet, F. Van Glabbeek, P.G. Neale, R. Bimmel, H. Bortier, B.F. Morrey, S. W. O'Driscoll, K.N. An // Clin Anat. – 2004. – Vol.17. – P.564–569.

192. Van Riet, R.P. The effect of the orientation of the noncircular radial head on elbow kinematics / R.P. Van Riet, F. Van Glabbeek, J.A. Baumfeld, P.G. Neale, B.F. Morrey, S.W. O'Driscoll, K.N. An // Clin Biomech. – 2004. - Vol.19. - P.595–599.

193. Van Riet, R.P. Associated injuries complicating radial head fractures: a demographic study / R.P Van Riet, B.F. Morrey, S.W. ODriscoll, F.Van Glabbeek // Clin Orthop Relat Res. – 2005. – Vol.441. – P.351–355.

194. Van Riet, R.P. Validation of the lesser sigmoid notch of the ulna as a reference point for accurate placement of a prosthesis for the head of the radius: a Cadaver study / R.P. Van Riet, F. Van Glabbeek, W. De Weerdt, J. Oemar, H. Bortier // J Bone Joint Surg Br. – 2007. – Vol.89. – P.413–416.

195. Van Riet, R.P. Radial head fractures / R.P. van Riet, M. Van den Bekerom, A. Van Tongel, C. Spross, R. Barco, A.C. Watts // Shoulder Elbow. – 2020. – Vol.12. – P.212-223.

196. Van Vark, G.N. The investigation of human cremated skeletal material by multivariate statistical methods, II. Measures / G.N. Van Vark // Ossa. - 1975. – Vol. 2.(1). – P.49-68.

197. Vannabouathong, C. Radial head arthroplasty: fixed-stem implants are not all equal-a systematic review and meta-analysis / C. Vannabouathong, N. Venugopal, G.S. Athwal, J. Moro, M. Bhandari // JSES Int. – 2020. – Vol.4. – P.30-38.

198. Velasquez Garcia, A.R. Three-dimensional orientation of the radial neck axis angulation: implications for radial head replacement / A.R. Velasquez Garcia, A.J. Wentworth, H. Nishikawa, S.W. Odriscoll // J Hand Surg Am. – 2026. – Vol.51(1). – P.12.e1-12.e11.

199. Viveen, J. Why does radial head arthroplasty fail today? A systematic review of recent literature / J. Viveen, I.F. Kodde, A. Heijink, K.L.M. Koenraadt, M.P.J. van den Bekerom, D. Eygendaal // EFORT Open Rev. – 2019. – Vol.4. – P.659-667.

200. Volkov, T. Variations squelettiques du pied chez les primates et dans les races humaines / T. Volkov. – France. Paris; Laffray fils et gendre, 1905. – 278 p.

201. Wagner, M. New concepts for bone fracture treatment and the locking compression plate. / M. Wagner, A. Frenk, R. Frigg // Surg Technol Int. – 2004. – Vol.12. – P.271–277.

202. Wahnert, D. Strategies to improve bone healing: innovative surgical implants meet nano-/micro-topography of bone scaffolds. / D. Wahnert, J. Greiner, S. Brianza, C. Kaltschmidt, T. Vordemvenne, B. Kaltschmidt // Biomedicines. – 2021. – Vol.9. – P.746.

203. Watts, A. A biomechanical comparison of short segment long bone fracture fixation techniques: Single large fragment plate versus 2 small fragment plates. / A. Watts, P. Weinhold, W. Kesler, L. Dahners // J Orthop Trauma. - 2012. – Vol.26(9). – P.528–532.

204. Werner, F.W. Force transmission through the distal ulna: Effect of ulnar variance, lunate fossa angulation, and radial and palmar tilt of the distal radius. / F.W. Werner, A.K. Palmer, M.D. Fortino, W.H. Short // J Hand Surg. – 1992. – Vol.17. – P.423-428.

205. Williams, D. Assessment of penetration of dorsal screws after fixation of the distal radius using ultrasound: cadaveric study. / D. Williams, J. Singh, N. Heidari, M. Ahmad, A. Noorani, L. Di Mascio // Ann R Coll Surg Engl. – 2016. – Vol.98. – P.138–142.

206. Wilson, D.W. Synovectomy of the elbow in rheumatoid arthritis / D.W. Wilson, G.P. Arden, B.M. Ansell // J Bone Joint Surg Br. – 1973. – Vol.55, №1. - P. 106-111.

207. Yao, C.K. Removal of forearm plate leads to a high risk of refracture: decision regarding implant removal after fixation of the forearm and analysis of risk factors of refracture / C.K. Yao, K.C. Lin, Y.W. Tarng, W.N. Chang, J.H. Renn // Arch Orthop Trauma Surg. – 2014. – Vol.134. – P.1691–1697.

208. Yeung, C. Regional variations in cartilage thickness of the radial head: implications for prosthesis design / C. Yeung , S. Deluce, R. Willing, M. Johnson, G.J.W. King, G.S. Athwal // J Hand Surg. - 2015. – Vol.40,№12. – P.2364–2371.

209. Zheng, W. The Feasibility of 3D Printing Technology on the Treatment of Pilon Fracture and Its Effect on Doctor-Patient Communication / W. Zheng, C. Chen, C. Zhang, Z. Tao, L. Cai // Biomed Res Int. – 2018. – Vol.2018. – ID.8054698.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Справка о внедрении в практику ГБУЗ ГКБ №1 имени Н.И. Пирогова ДЗМ результатов диссертационной работы

«УТВЕРЖДАЮ»
Главный врач
ГБУЗ ГКБ № 1 имени Н.И. Пирогова
ДЗМ
И. И. Хайруллин
«15» 01 2025 г.

СПРАВКА

О внедрении в практику ГБУЗ ГКБ № 1 имени Н.И. Пирогова ДЗМ результатов диссертационной работы Самохиной Анны Олеговны по теме: «Морфометрическая характеристика проксимального отдела лучевой кости человека и ее компьютерное моделирование».

Настоящая справка удостоверяет, что результаты диссертационной работы Самохиной Анны Олеговны по морфометрической характеристике проксимального отдела лучевой кости человека и ее компьютерному моделированию внедрены в практику травматологического отделения ГБУЗ ГКБ № 1 имени Н.И. Пирогова ДЗМ с января 2023 г.

Внедрение в клиническую практику разработанной компьютерной программы позволяет индивидуализировать подход к предоперационной подготовке пациентов с переломами головки лучевой кости. Использование программы позволяет смоделировать кость, опираясь на показатели компьютерных томограмм контрлатеральной конечности пациента, то есть создавать модель лучевой кости с учетом персональных особенностей строения. Созданная модель позволяет более точно подобрать размер протеза.

На основании проведенной работы снизился риск развития послеоперационных осложнений, возникающие при неверно подобранном размере протеза.

Тактика ведения больных с переломами головки лучевой кости, основанная на результатах диссертационной работы Самохиной А.О. была внедрена на 13 пациентах с положительным клиническим эффектом.

Применение в клинической практике результатов диссертационной работы Самохиной А.О. позволило снизить риск возникновения осложнений в послеоперационном периоде у пациентов с переломами головки лучевой кости.

Заместитель главного врача по травматологии,
кандидат медицинских наук Гордиенко Д. И.

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Справка о внедрении в практику ОСП РГНКЦ ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России (Пироговский Университет) результатов диссертационной работы

«УТВЕРЖДАЮ»
Главный врач
ОСП РГНКЦ ФГАОУ ВО РНИМУ
им. Н.И. ПИРОГОВА
Минздрава России
(Пироговский Университет)
Л.А. Алексанян
«20» мая 2025 г.

СПРАВКА

О внедрении в практику ОСП РГНКЦ ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России (Пироговский Университет) результатов диссертационной работы Самохиной Анны Олеговны по теме: «Морфометрическая характеристика проксимального отдела лучевой кости человека и ее компьютерное моделирование».

Настоящая справка удостоверяет, что результаты диссертационной работы Самохиной Анны Олеговны по морфометрической характеристике проксимального отдела лучевой кости человека и ее компьютерному моделированию внедрены в практику травматолого-ортопедического отделения ОСП РГНКЦ ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России (Пироговский Университет) с мая 2023 г.

Внедрение в клиническую практику разработанной компьютерной программы позволяет индивидуализировать подход к предоперационной подготовке пациентов с переломами головки лучевой кости. Использование программы позволяет смоделировать кость, опираясь на показатели компьютерных томограмм контрлатеральной конечности пациента, то есть создавать модель лучевой кости с учетом персональных особенностей строения.

На основании проведенной работы снизился риск развития послеоперационных осложнений, возникающие при неверно подобранном размере эндопротеза. Тактика ведения больных с переломами головки лучевой кости, основанная на результатах диссертационной работы Самохиной А.О. была внедрена на 7 пациентах с положительным клиническим эффектом.

Применение в клинической практике результатов диссертационной работы Самохиной А.О. позволило снизить риск возникновения осложнений в послеоперационном периоде у пациентов с переломами головки лучевой кости.

Заведующий отделением травматологии и ортопедии,
доктор медицинских наук Сиротин И.В.

Заместитель главного врача по хирургии,
кандидат медицинских наук Ермолаев П.М.