

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
дополнительного профессионального образования «Российская медицинская
академия непрерывного профессионального образования»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

На правах рукописи

ШИШКИН Василий Борисович

**ПРЕДОПЕРАЦИОННОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ С ПРИМЕНЕНИЕМ
ТРЕХМЕРНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ
И МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПЕРЕЛОМОВ
КОСТЕЙ КОНЕЧНОСТЕЙ И ИХ ПОСЛЕДСТВИЙ**

14.01.15 – травматология и ортопедия

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
ГОЛУБЕВ Валерий Григорьевич,
доктор медицинских наук, профессор

Москва – 2021

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	11
1.1. Значение предоперационного планирования в травматологии и ортопедии	11
1.2. Методы предоперационного планирования в травматологии и ортопедии	12
1.2.1. Рентгенография.....	12
1.2.2. Компьютерная томография	14
1.2.3. Программное обеспечение для работы с данными компьютерной томографии	17
1.2.4. Формат медицинских изображений DICOM	17
1.2.5. Система хранения и передачи медицинских снимков Syngo.plaza (PACS).....	18
1.3. Трёхмерная реконструкция данных компьютерной томографии.....	19
1.3.1. Создание объёмной трёхмерной модели.....	19
1.3.2. Создание поверхностной трёхмерной модели.....	20
1.3.3. Существующее программное обеспечение для создания трёхмерных моделей	21
1.4. Компьютер-ассистированные методы хирургического лечения в травматологии и ортопедии	24
1.4.1. Имеющиеся компьютерные программные продукты по проведению предоперационного планирования в травматологии и ортопедии, трёхмерного моделирования операций.....	27
Выводы по главе 1	30
Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	32
2.1. Общая характеристика наблюдаемых больных	32
2.2. Методы обследования.....	34
2.2.1. Клинический осмотр	34
2.2.2. Рентгенография.....	34
2.2.3. Интраоперационная рентгеноскопия – применение электронно-оптического преобразователя.....	35
2.2.4. Компьютерная томография	35
2.2.5. Графический пакет Blender	36
2.3. Аппаратное обеспечение	44
2.4. Дизайн клинического и популяционного исследования	45
2.5. Статистическая обработка полученных данных	48
Глава 3. АЛГОРИТМ ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО ПЛАНИРОВАНИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ ТРЕХМЕРНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ И МОДЕЛИРОВАНИЯ	50
3.1. Протокол проведения компьютерного томографического исследования	50
3.2. Трёхмерная компьютерная реконструкция данных компьютерной томографии с построением поверхностных моделей.....	51
3.3. Сравнительный анализ трёхмерных моделей пострадавшей и контралатеральной конечностей в ручном режиме	55
3.4. Сравнительный анализ трёхмерных моделей пострадавшей и контралатеральной конечностей в автоматизированном режиме	57
3.5. Создание протокола проведения оперативного вмешательства.....	60

3.6. Анализ результатов предоперационного планирования	60
Выводы по главе 3	61
Глава 4. СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ	63
4.1. Результаты лечения у пациентов основной группы	63
4.2. Результаты лечения пациентов контрольной группы.....	74
4.3. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов основной и контрольной групп	80
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	87
ВЫВОДЫ	92
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	93
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	94
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	96
ПРИЛОЖЕНИЯ	113
Приложение А (обязательное) Свидетельства о государственной регистрации разработанных программ.....	113
Приложение Б (справочное) Функциональная шкала нижней конечности (LEFS)...	115
Приложение В (справочное) Шкала QuickDASH	116
Приложение Г (справочное) Шкала оценки интенсивности боли	118
Приложение Д (справочное) Шаблоны протоколов операций.....	119

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы диссертационного исследования

Высокий уровень травматизма в России требует разработки современных методов планирования хирургического вмешательства в сложных клинических случаях для выработки оптимальной тактики лечения пациентов. Зарубежными авторами высказывается мнение о том, что необходимо использование более глубокого подхода к планированию операции, не ограничиваясь лишь стандартной рентгенографией для улучшения результатов лечения [64]. На сегодняшний день имеются ограниченные данные о способах предоперационного планирования с применением компьютерного моделирования на основе данных томографии.

Вопрос о том, как повысить точность проведения операции и сократить время ее выполнения, уменьшив при этом восстановительный период, до сих пор остается открытым. Исследования в области предоперационного планирования в травматологии и ортопедии немногочисленны, но демонстрируют обнадеживающие результаты.

Для того чтобы приблизиться к разрешению этой проблемы, необходимо персонифицировать подход к предоперационному планированию и максимально использовать современные диагностические возможности. Именно это в дальнейшем поможет определить индивидуальную тактику оперативного лечения, а также выбрать подходящий имплантат для проведения операции, и в конечном итоге подобрать оптимальную схему лечения для конкретного пациента, повысив точность проведения операции и снизив временные затраты. Внедрение подобного подхода к лечению в клиническую практику российских травматологов-ортопедов является, бесспорно, актуальным, учитывая широкое применение компьютерной томографии с целью уточнения диагноза в сложных клинических случаях переломов костей конечностей и их последствий. Однако в отечественной травматологии и ортопедии метод предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции данных

компьютерной томографии и моделирования на операции в настоящее время еще не разработан.

Цель исследования: разработка методики проведения предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования при переломах костей конечностей и их последствиях для улучшения результатов хирургического лечения.

Задачи исследования

1. Изучить и проанализировать современные методы диагностики изменений костной системы у пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями, применительно к проблеме предоперационного планирования.

2. Уточнить показания и противопоказания к проведению предоперационного планирования на основе трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии у пациентов переломами костей конечностей и их последствиями и прецизионным определением этапов операции.

3. Разработать новые методы предоперационного планирования с применением трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии и компьютерного моделирования оперативного вмешательства у пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями.

4. Создать программу ЭВМ для проведения предоперационного планирования с применением трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии и компьютерного моделирования оперативного вмешательства.

5. Провести сравнительный анализ стандартного рентгенологического предоперационного обследования и планирования с предлагаемой методикой: оценить точность позиционирования имплантатов на основе контрольных послеоперационных рентгенограмм, провести сравнение длительности проведения операции и времени интраоперационного использования электронно-оптического преобразователя.

Научная новизна

Сформирован индивидуальный подход к проведению предоперационного планирования у пациентов, имеющих переломы костей конечностей или их

последствия на основе трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии с возможностью компьютерного моделирования этапов операции с изготовлением индивидуальных хирургических шаблонов-направителей.

Полученные в ходе исследования данные повышают точность проведения оперативных вмешательств у пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями, способствуют более точному интраоперационному расположению имплантатов с учетом индивидуальных особенностей каждого клинического случая, что снижает время проведения операции, уменьшает сроки стационарного лечения и тем самым повышает эффективность лечения.

Создана программа ЭВМ «МАРШ» для проведения предоперационного планирования в травматологии и ортопедии с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования, свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2015661269 от 22.10.2015. Программа позволяет оптимизировать процесс подготовки к операции, создавая четкий предоперационный план с конкретными параметрами хирургического имплантата и оптимальном местом его расположения на кости, также имеется возможность смоделировать индивидуальный хирургический шаблон-направитель для изготовления на трёхмерном принтере с целью последующего применения в процессе выполнения оперативного вмешательства.

Проведена адаптация специализированного программного обеспечения медицинской визуализации InVesalius для русскоязычных пользователей совместно с разработчиками программы. Проведена государственная регистрация русскоязычной версии программы для ЭВМ, свидетельство о регистрации № 2020612504 от 25.02.2020.

Методика легко воспроизводима в любом хирургическом стационаре, не требует дорогостоящего оборудования.

Практическая значимость

Применение предложенного подхода к предоперационному планированию позволяет снизить длительность оперативного вмешательства, повысить точность репозиции отломков, позиционирования имплантата, существенно уменьшить время

интраоперационного использования электронно-оптического преобразователя. Планирование операции с использованием разработанной программы для ЭВМ не требует наличия подключения к сети интернет или установки на персональный компьютер: запуск приложения возможен с портативного накопителя данных (USB флэш-накопитель) на любом современном персональном компьютере.

Предлагаемый подход дает возможность добиваться у большинства пациентов отличных клинико-функциональных результатов и уменьшает общее время лечения.

Практические рекомендации, разработанные на основании данной работы, могут быть использованы врачами – травматологами-ортопедами для выработки оптимальной тактики лечения пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями.

Внедрение в практику. Разработанные методики предоперационного планирования используются в клинической практике в отделении травматологии и ортопедии Федерального государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Центральная клиническая больница Российской академии наук», травматолого-ортопедическом отделении Многопрофильного медицинского центра Банка России.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Причинами неудовлетворительных результатов хирургического лечения переломов костей конечностей и их последствий с использованием традиционных методик предоперационного планирования являются отсутствие четкого плана операции, неправильный выбор фиксаторов и дополнительные интраоперационные временные затраты.

2. Метод предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования при лечении переломов костей конечностей и их последствий позволяет произвести точную репозицию отломков и использовать оптимальный имплантат в соответствии с анатомическими особенностями кости, что, в свою очередь, позволяет начать активную раннюю разработку движений поврежденного сегмента конечности.

3. Разработанный метод предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования позволяет уменьшить время проведения операции, минимизирует интраоперационное использование электронно-оптического преобразователя по сравнению с традиционными методами предоперационного планирования.

4. Разработанный подход к предоперационному планированию с использованием созданной программы для ЭВМ улучшает функциональные результаты прооперированной конечности и сокращает длительность периода реабилитации пациента.

Апробация работы. Основные положения и результаты работы доложены и обсуждены на Всероссийской научно-практической конференции молодых ученых «Приоровские чтения» (Москва, 2013); X юбилейном Всероссийском съезде травматологов-ортопедов (Москва, 2014); VIII Всероссийской научно-практической конференции молодых ученых с международным участием «Цивьяновские чтения» (г. Новосибирск, 2015); Ежегодной научно-практической конференции молодых ученых ГБОУ ДПО РМАПО (Москва, 2015); Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Современные принципы и технологии остеосинтеза костей конечностей, таза и позвоночника» (г. Санкт-Петербург, 2015); Московском международном форуме по костно-суставной патологии (Москва, 2016); I Всероссийской научно-практической конференции «3D инновации в медицине и фармакологии» (г. Нижний Новгород, 2016); VI Всероссийском съезде общества кистевых хирургов (г. Нижний Новгород, 2016); Крымском форуме травматологов-ортопедов (г. Ялта, 2016); XXII Конгрессе Федерации европейских обществ кистевой хирургии (FESSH) "Evidence Based Data in Hand Surgery and Therapy" (г. Будапешт, Венгрия, 2017); Форуме травматологов-ортопедов Северного Кавказа (г. Владикавказ, 2017); Первом съезде травматологов-ортопедов Центрального федерального округа (г. Смоленск, 2017); Международной конференции "Blender conference" (г. Амстердам, Нидерланды, 2015, 2017 гг.); Научно-практической конференции «Возможности прототипирования и аддитивных технологий в травматологии и

ортопедии. Осмысление первых результатов» (Санкт-Петербург, 2017); XI Всероссийском съезде травматологов-ортопедов (Санкт-Петербург, 2018); XVIII ежегодном съезде Международного общества компьютер-ассистированной ортопедической хирургии (International Society for Computer Assisted Orthopedic Surgery) (г. Пекин, Китай, 2018); Научно-практической конференции с международным участием «Прототипирование и аддитивные технологии в травматологии и ортопедии, нейрохирургии и челюстно-лицевой хирургии» (Санкт-Петербург, 2018); IV Всероссийской научно-практической конференции «3D технологии в медицине» (г. Нижний Новгород, 2019), Международном конгрессе «Весенние дни ортопедии» (Москва, 2019); I Международном конгрессе по ортобиологии «Технологии регенеративной медицины в травматологии и ортопедии» (Москва, 2020); научно-практической конференции с международным участием «Аддитивные технологии в медицине: от 3D-планирования до биопечати» (Санкт-Петербург, 2020).

Публикация результатов исследования

По теме диссертации опубликовано 16 печатных работ, из них 2 – в журналах, рекомендованных ВАК Министерства науки и высшего образования РФ.

Проведена государственная регистрация двух программ для ЭВМ, свидетельство № 2015661269 от 22.10.2015, свидетельство № 2020612504 от 25.02.2020.

Степень достоверности. Степень достоверности определяется адекватным количеством пациентов в выборке исследования, формированием групп сравнения, адекватными методами исследования, сроками наблюдения пострадавших и корректными методами статистической обработки. Сформулированные в диссертации выводы, положения и рекомендации аргументированы и логически вытекают из системного анализа результатов выполненных исследований.

Личное участие автора в получении результатов. Автор непосредственно участвовал в разработке дизайна исследования, формировании групп

исследования, принимал участие в операциях, оценивал ближайшие и отдаленные результаты. Производил систематизацию и анализ полученных данных, участвовал в разработке программы для ЭВМ, русскоязычной адаптации имеющегося зарубежного компьютерного приложения создал систему предоперационного планирования с применением трехмерной реконструкции и моделирования при лечении переломов костей конечностей и их последствий.

Соответствие паспорту научной специальности. Диссертация соответствует паспорту специальности 14.01.15 – травматология и ортопедия (медицинские науки) и областям исследования: пункт №3 “Разработка и усовершенствование методов диагностики и профилактики заболеваний и повреждений опорно-двигательной системы” и пункт №4 “Экспериментальная и клиническая разработка методов лечения заболеваний и повреждений опорно-двигательной системы и внедрение их в клиническую практику”.

Объем и структура диссертации. Диссертация изложена на 120 страницах печатного текста, состоит из введения, четырёх глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений и списка литературы, который включает 139 источников, из них – 18 отечественных и 121 зарубежных авторов. Работа иллюстрирована 40 рисунками, содержит 7 таблиц.

Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Значение предоперационного планирования в травматологии и ортопедии

Заболевания опорно-двигательного аппарата во всем мире являются главными причинами физических расстройств и составляют около 50% всех хронических болезней у людей старше 50-летнего возраста [39, 108]. Из года в год увеличивается частота высокоэнергетической травмы из-за непрерывного увеличения количества дорожно-транспортных происшествий, роста интереса населения к экстремальным видам спорта и развития механизации производства.

При неадекватно проведенном лечении переломы костей конечностей могут привести к формированию деформации сегмента с возможным выраженным ограничением функции [63, 103, 107]. Цель хирургического лечения подобных случаев — снижение болевого синдрома и восстановление функции поврежденного сегмента, что может быть достигнуто при условии максимально точного восстановления анатомических взаимоотношений, для чего требуется проведение прецизионной предоперационной оценки [96, 112].

Переломы костей конечностей и их последствия нередко являются сложными в диагностике ввиду трудности правильной оценки из-за отсутствия необходимого представления о величине необходимой коррекции [66, 96, 105]. Сросшиеся со смещением костные отломки после неадекватно проведенного лечения зачастую имеют мало общего по своим анатомо-морфологическим характеристикам с нормальной анатомией скелета человека, что может поставить хирурга в затруднительное положение при планировании хирургического вмешательства. Не имея полноценного представления о величине и локализации костных изменений, невозможно выработать правильный план дальнейшего лечения. Планирование оперативного вмешательства является важным и неотъемлемым этапом в травматологии и ортопедии, который позволяет акцентировать внимание на особенностях клинического случая, выявить возможные проблемы во время проведения операции. На этом этапе возможно проведение оценки имеющихся изменений костно-мышечной системы,

определение этапов операции, выбор необходимого имплантата [34, 48, 49, 51, 75].

1.2. Методы предоперационного планирования в травматологии и ортопедии

В предоперационном планировании травматолого-ортопедических пациентов стандартными являются методы клинического осмотра и лучевые методики диагностики. Клинический осмотр заключается в оценке объема движений в суставах конечностей, определения анатомических и функциональных особенностей заинтересованной области. Инструментальные методы исследования, представленные лучевыми методами исследования, обычно заключаются в выполнении рентгенографии поврежденного сегмента конечности. При наличии трудностей в интерпретации данных назначается выполнение ультразвукового исследования, компьютерной или магнитно-резонансной томографии.

1.2.1. Рентгенография

На протяжении многих лет планирование хирургического вмешательства в травматологии и ортопедии полагалось только на стандартные рентгенограммы. И на сегодняшний день ведущим способом диагностики подавляющего большинства заболеваний костей скелета является рентгенография [5, 11, 18, 91]. Исследование это достаточно рутинно и заключается, в стандартном варианте, в выполнении рентгеновских снимков интересующей зоны скелета в двух проекциях: прямой и боковой [87]. В ряде случаев применяются специальные косые проекции. Однако, несмотря на простоту и скорость выполнения данного метода исследования, ему присущи и некоторые недостатки: стандартное рентгенографическое аналоговое изображение не способно дать всей полноты пространственного расположения костных фрагментов [10, 17, 101], так как является плоскостным, двухмерным. Отсутствует возможность получить информацию о «глубине» изучаемой области скелета, так как изображение

представляет собой взаимное наложение «лучевых теней» структур организма, полученных посредством гамма-излучения. Таким образом, рентгенограмма, являясь плоскостным изображением, по сути, не дает полного понимания о пространственном строении той или иной зоны исследования [41]. По шкале трехмерных координат, где X – ширина, Y – высота, а Z – глубина объекта, рентгенографический снимок способен дать информацию о форме изучаемого объекта только по шкалам X и Y . По рентгеновскому снимку, выполненному в прямой и боковой проекциях возможно оценить зону интереса только во фронтальной и саггитальной плоскостях. Визуализация, оценка строения в горизонтальной плоскости невозможны. С помощью подобных двухмерных рентгенограмм невозможно полноценно создать, визуализировать и спрогнозировать этапы предстоящего оперативного лечения. Особое внимание следует обратить на технику проведения рентгенографии: исследование требуется выполнять в строго определенных проекциях [1; 9]. К сожалению, данное требование по ряду причин часто не выполняется и в результате оборачивается некачественными, неинформативными снимками, непригодными для применения существующих методик планирования: проведения линейных и угловых измерений, использования накладных шаблонов имплантатов.

При возникновении вопросов о характере изменений костных структур выполняются сравнительные снимки идентичных областей поврежденной и здоровой конечностей [8, 70]. Использование метода сравнительной оценки схожих анатомических структур контралатеральных конечностей подтверждаются литературными данными, подкрепленными результатами анатомических и инструментальных исследований. Имеются исследования, подтверждающие контралатеральную идентичность ладьевидных [64, 98], плечевой [109] костей, костей предплечья [44, 103, 105, 107], ключиц [66] у человека. Выводы были сделаны на основании компьютерного анализа строения костей. Также отмечена идентичность строения большеберцовых костей противоположных конечностей [69]. Опираясь на данные литературы, можно

сделать вывод о возможности использования принципа сравнительной оценки деформаций костей конечностей.

Хотя методика сравнительной рентгенографии проста и доступна, она обладает и некоторыми недостатками. Так, достаточно сложно добиться точного соответствия проекций на снимках при наличии выраженных деформаций костной системы, так как не всегда возможно выполнить правильно укладку конечности, что влечет за собой неточности в оценке и трактовке полученных результатов. Следует также учитывать и погрешности при проявке рентгеновских снимков, в ряде случаев снижающих их диагностическую ценность, а зачастую и требующих выполнения новых рентгенограмм [15]. Таким образом, несмотря на давность существования и рутинность применения классического рентгенологического метода, сохраняется его некоторая несостоятельность применительно к пространственной визуализации костных структур, что требует применения новых методов исследования для данных целей.

Несмотря на распространение цифровой рентгенографии, в Российской Федерации все еще остается большое количество лечебных учреждений, работающих с применением старых принципов проявки рентгенологических плёнок. В дополнение следует отметить, что, несмотря на наличие двух рентгенограмм разных конечностей одинаковой локализации, изображения в конечном итоге представляют собой два отдельных снимка, а их оценка проводится путем визуального сравнения изображений врачом, что напрямую ставит зависимость данной методики от опыта и квалификации специалиста. Наличие человеческого фактора повышает вероятность ошибки в интерпретации данных.

1.2.2. Компьютерная томография

Несомненным прогрессом в диагностике травм и заболеваний костей скелета стало внедрение в клиническую практику мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ), позволившей получать послойные изображения органов и тканей [4; 104]. Данная методика исследования является

ближайшим к классической рентгенографии и более новым методом исследования, вошедшим в клиническую практику в качестве рутинного неинвазивного метода исследования для получения трехмерных изображений костно-мышечной системы организма в улучшенном пространственном разрешении. Возможности трёхмерной реконструкции данных компьютерных томограмм (КТ) коренным образом изменили диагностику и планирование ортопедических вмешательств, позволяя создать высококачественное цифровое изображение костной системы пациента [58]. Новая технология привела к значительному увеличению количества доступной информации, предлагая новые возможности в диагностике и лечении [7]. Однако потребовались новые инструменты и методы для эффективной обработки и интерпретации получаемого потока данных на предоперационном этапе. Компьютерная томография, также как и стандартная рентгенография, использует гамма-излучение для получения изображения структур организма. Данный лучевой метод исследования позволяет создавать виртуальные модели анатомических структур организма человека в трёх измерениях, включая горизонтальную плоскость, недоступную для визуализации обычным рентгенологическим методом. С целью визуализации данных исследования используется шкала Хаунсфилда – количественная шкала рентгеновской плотности [43, 71]. Данная шкала устанавливает значения оттенков серого в соответствии с плотностью исследуемой области, таким образом, позволяя разграничивать различные субстанции: воздух, жир, воду, мышечную ткань, рентгенологические контрастные препараты и костную ткань [86]. Светлые оттенки представляют ткани с большей плотностью, более темные представляют менее плотные ткани (Таблица 1). Значения плотности вещества измеряются в Единицах Хаунсфилда (Hounsfield Units) и имеют обозначение HU.

Таблица 1 – Некоторые вещества и их значения по шкале Хаунсфилда (HU – Hounsfield units (единицы Хаунсфилда))

<i>Вещество</i>	<i>Значение шкалы Хаунсфилда</i>
Воздух	-1000 HU или менее
Жировая ткань	-120 HU

Вода	0 HU
Мышечная ткань	40 HU
Рентгенологический контраст	130 HU
Костная ткань	400 HU или более

В современных приборах КТ излучатели, испускающие гамма-лучи, и приемные датчики расположены по окружности аппарата (Рисунок 1), в то время как пациент перемещается внутри прибора на подвижном автоматизированном столе. Образованная таким образом спираль помогает создать большее количество изображений при низкой лучевой нагрузке на организм человека. Исследование, проведенное на современном томографе, называется мультиспиральной компьютерной томографией.

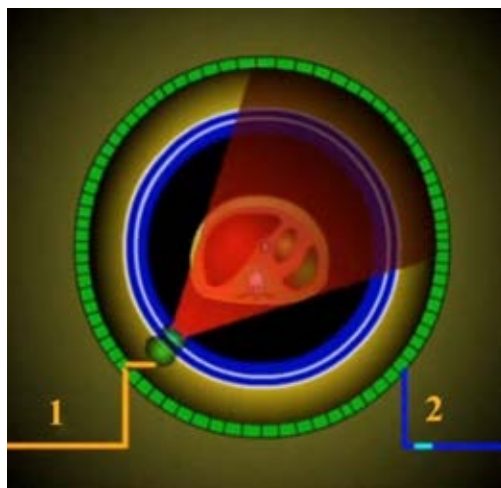


Рисунок 1 – Схема работы аппарата МСКТ.
Обозначения: 1 – излучатель, 2 – приемные датчики

Возможности трехмерной реконструкции томограмм с построением объемных моделей зоны исследования дополнили диагностику и планирование ортопедических вмешательств со способностью обеспечивать высококачественное цифровое изображение костной системы [2, 12], позволяя получить максимально реалистичное изображение зоны интереса.

Обычно выполняется МСКТ лишь области поражения, часто – без захвата всей длины кости. В сложных случаях также выполняется исследование здоровой конечности. Однако и здесь, применяя принцип сравнительной оценки костных деформаций, возникают проблемы, присущие стандартному рентгенологическому

методу: невозможность полного совпадения проекций и разрозненность полученных изображений пострадавшей и контрольной, здоровой конечности, что может сказываться на точности трактовки и интерпретации полученных данных. Кроме того, оценка и интерпретация данных выполняется рентгенологом, что ставит подобный метод исследования в прямую зависимость от опыта специалиста, то есть, присутствует вероятность ошибки из-за человеческого фактора.

Таким образом, возникла необходимость в новых инструментах и методологических подходах для эффективной обработки и интерпретации получаемых данных о строении определенных анатомических областей, как предоперационно, так и во время операции.

1.2.3. Программное обеспечение для работы с данными компьютерной томографии

Аппараты МСКТ, как правило, поставляются с программным обеспечением, позволяющим врачу взаимодействовать с системой. В редких случаях имеется необходимость в дополнительной установке программ для надлежащего функционирования аппаратуры. Эти программы обычно необходимы для выполнения базовых функций исследования. Доступ к программной части аппарата МСКТ обычно имеет врач лучевой диагностики, эксплуатирующий установку. Сторонним специалистам результаты исследования в цифровом виде представляются в виде последовательности изображений в специализированном файловом формате – DICOM.

1.2.4. Формат медицинских изображений DICOM

С введением компьютерной томографии и других методов цифровой диагностической визуализации в клиническую практику в 1970-х годах, а также при всё более широком использовании компьютеров в клинической практике, в 1983 году в США был разработан стандарт передачи медицинских изображений и связанной с ними информации между устройствами различных производителей.

До этого большинство устройств сохраняло изображения в собственном, уникальном формате. Результаты работы были воплощены в жизнь в 1993 году, в виде специализированного формата файла, который получил название DICOM (digital imaging and communications in medicine – цифровые изображения и коммуникация в медицине).

Разработанный формат файлов DICOM позволял сохранять не только визуальную картину, но также и информацию о пациенте, режиме и пространственном положении исследуемого в момент проведения исследования и прочие сопутствующие данные.

С появлением стандарта DICOM, стала возможна не только передача и хранение медицинских изображений на устройствах разных производителей, но также появилась возможность развития систем архивирования изображений – PACS (picture archiving and communication systems).

В медицинской визуализации важно, чтобы изображение имело одинаковые визуальные характеристики как при просмотре на дисплее компьютерного монитора, так и на пленочном негатоскопе. При отсутствии регулирующего стандарта визуального представления изображений, цифровой снимок, имеющий высокую диагностическую ценность при просмотре на одном устройстве, может выглядеть совершенно иначе при просмотре на стороннем аппарате, как следствие, снижая диагностическую ценность исследования. Формат DICOM обеспечивает объективность воспроизведения изображения вне зависимости от применяемого устройства просмотра. Конечному пользователю файлы DICOM аппарата МСКТ представляются в виде черно-белых двухмерных срезов изучаемого сегмента

1.2.5. Система хранения и передачи медицинских снимков Syngo.plaza (PACS)

Syngo.plaza (Синго.плаза) – это система для архивирования (хранения) и передачи цифровых изображений, предназначенная для просмотра, базовой обработки, передачи, и сохранения цифровых медицинских изображений.

Система поставляется производителем аппарата компьютерной томографии. В программе возможно изменять режимы просмотра двумерных изображений (корректировать яркость, контрастность, обращать цветовую гамму).

Безусловным преимуществом программы является возможность выделения рабочих станций просмотра с использованием локальной сети учреждения, что позволяет специалистам различного профиля одновременно использовать систему и иметь доступ к архиву рентгеновских снимков.

В настоящей работе выгрузка снимков МСКТ из архива осуществлялась с помощью программы Syngo.plaza на рабочем месте врача – травматолога-ортопеда, что позволило существенно сократить сроки получения данных: снимки отображались на персональном компьютере специалиста сразу после выполнения пациентом исследования, не требуя времени на запись исследования на компакт-диск сотрудниками отделения лучевой диагностики.

1.3. Трёхмерная реконструкция данных компьютерной томографии

Снимки КТ выполняются, как правило, в горизонтальной плоскости. Результат исследования представляется конечному пользователю в виде двумерных срезов области скелета. Сама возможность переориентации срезов в саггитальную или фронтальную плоскости и будет являться своеобразной трёхмерной реконструкцией, позволяющей оценить определенный участок в разных срезах.

1.3.1. Создание объемной трёхмерной модели

В большинстве стандартных рентгенологических компьютерных программ просмотра обычно предусмотрена возможность объемной трехмерной реконструкции изображения [92]. Главной его особенностью является то, что программным обеспечением производится построение объекта в настоящем времени путем обработки имеющихся срезов томограмм, то есть для получения изображения трехмерного вида компьютеру необходимо обработать весь перечень двумерных изображений медицинского формата DICOM и на основе

их обработки представить объемное изображение [60]. Таким образом, манипуляции с трехмерным объектом, а также его передача, обработка при данном методе обработки невозможны. Стандартная трехмерная реконструкция называется воксельной. Воксел, или воксель, англ. Voxel — образовано из слов: объемный (англ. volumetric) и пиксель (англ. pixel) — это элемент объемного изображения, содержащий значение элемента раstra в трёхмерном пространстве. Воксели являются аналогами двумерных пикселей для трёхмерного пространства. Воксельные модели для медицинской визуализации представляют собой статичные изображения. Возможности манипуляции построенной моделью при этом методе трехмерной реконструкции практически отсутствуют. Пользователь не может производить какие-либо действия с объемной структурой, поскольку реконструкция представляет собой трёхмерное изображение, а не самостоятельную модель. Воксельная реконструкция данных КТ часто называется объемной.

1.3.2. Создание поверхностной трёхмерной модели

Кроме стандартного для программ просмотра лучевых методов исследования объемного метода 3D реконструкции данных КТ возможно построение и так называемой поверхностной трехмерной модели, которая будет описывать поверхность объекта в трех плоскостях [3]. То есть, позволяя построить объект в виде трехмерной модели, а не изображения. Для подобных целей необходимо использование специализированного программного обеспечения. Основой всех существующих для данных целей программ является алгоритм «Marching cubes» (англ. «Марширующие кубы») [73], который, в зависимости от интенсивности шкалы серого на изображении приписывает каждой точке значение «1» или «0» [122]. То есть, в зависимости от значений единиц Хаунсфилда, возможно построение трехмерной модели объекта любой указанной плотности, находящегося в поле исследования.

Каждая сформированная таким образом трёхмерная модель представляет собой множество точек, соединенных гранями, которые, в свою очередь,

соединены плоскостями (Рисунок 1). Взаимное расположение точек в трехмерном пространстве по осям X (ширина), Y (глубина) и Z (высота) определяет структуру трехмерного объекта [6, 13]. Преимуществом данного метода реконструкции является то, что выполнив построение модели один раз, структуру объекта возможно сохранить и впоследствии подвергать дальнейшей обработке и передаче в неизменном виде (Рисунок 2).

Используя принцип сравнительной оценки, выполнив реконструкцию заинтересованной зоны и противоположной конечности по вышеописанной методике, можно получить две независимые трехмерные модели схожих анатомических зон, с которыми возможна дальнейшая работа на компьютере.

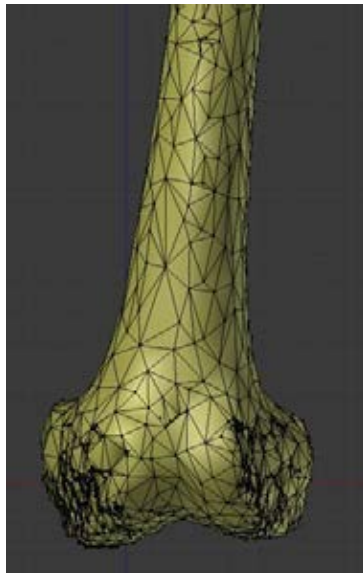


Рисунок 2 – Трёхмерная модель дистального отдела бедренной кости, построенная с использованием алгоритма «марширующих кубов», вид спереди

1.3.3. Существующее программное обеспечение для создания трехмерных моделей

Благодаря наличию современных компьютерных программных систем появилась возможность построения полноценных поверхностных трехмерных моделей заинтересованной анатомической области на основе данных компьютерной томографии в виде сетки данных, независимо от наличия или отсутствия двухмерных срезов в настоящий момент времени. Запись информации о полученном объемном объекте записывается в отдельный файл, который может

подвергаться дальнейшей обработке. Конверсия двухмерных снимков формата DICOM в трехмерную структуру производится на персональном компьютере специализированным программным обеспечением.

Существует ряд программ для подобных целей, работающих с использованием алгоритма «марширующие кубы» [73, 122]. Программы работают по схожему принципу: создают трёхмерные полигональные модели с использованием порогового отсечения значений по шкале Хаунсфилда.

Каждая из программ имеет свои достоинства и недостатки. Так, программа Mimics компании Materialise (г. Левен, Бельгия) предлагается только на платной основе и требует постоянного подключения к сети интернет. Для скачивания пользователю доступна лишь пробная версия программы, тогда как основную работу проводят инженеры-разработчики компании-производителя удалённо. Программа Osirix от компании Pixmeo (г. Берне, Швейцария) [90] также доступна за плату, и, кроме того, выпускается только для операционной системы MacOS фирмы Apple (США), что существенно ограничивает круг пользователей, учитывая большую популярность операционной системы Microsoft Windows.

Из свободно распространяемых приложений стоит выделить программу 3D Slicer (г. Кембридж, США) – это бесплатный программный пакет с открытым исходным кодом для анализа медицинских изображений [85, 111]. Известно о медицинском применении программы с целью научной визуализации. К сожалению, программа находится в стадии разработки, и поэтому может выдавать ошибки в работе, что делает нецелесообразным ее рутинное использование.

Программа DeVIDE (г. Делфт, Нидерланды) отличается от общепринятого понятия о компьютерных программах из-за особенностей строения графического интерфейса: приложение представлено центральным окном просмотра информации, к которому подключаются сторонние модули обработки данных [38]. Последовательность подключения специфических модулей будет влиять на конечный результат реконструкции данных МСКТ, что повышает возможность получения непредсказуемого результата ввиду высокой вероятности ошибки.

Программа сложна в освоении и предназначена, по большей части, для специалистов компьютерной графики (Рисунок 3).

Общим недостатком вышеописанных программ является отсутствие русскоязычного интерфейса. Данный факт осложняет освоение приложений конечными пользователями на территории нашей страны.

Программа сегментации трехмерных изображений InVesalius (г. Кампинас, Бразилия), распространяется на основе бесплатной лицензии и имеет понятный пользовательский графический интерфейс [19, 78, 92]. Приложение предоставляет широкие функциональные возможности, не уступающие платным аналогам. Программа названа в честь средневекового бельгийского анатома Андреаса Везалия – одного из основоположников современной анатомии [16, 42].

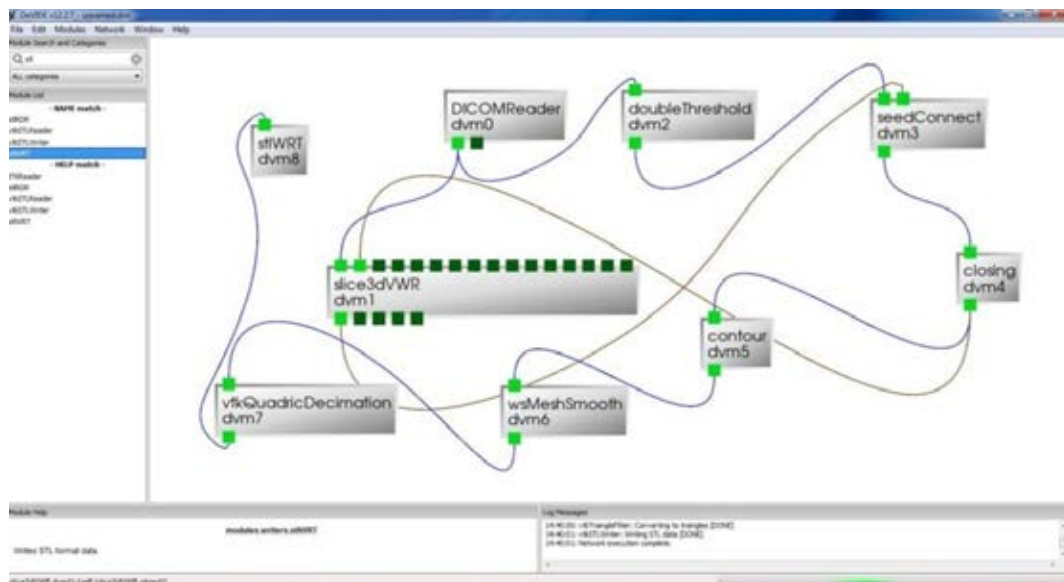


Рисунок 3 – Рабочий интерфейс модульного типа программы DeVIDE

Основная функция программы InVesalius – трёхмерная реконструкция для медицинской визуализации [60]. Она работает с последовательностями двумерных срезов файлов в формате DICOM, полученных аппаратами компьютерной томографии. InVesalius позволяет экспортировать трёхмерные объемные модели или трёхмерные модели поверхностей в виде сетки данных для создания виртуальных анатомических моделей. Программа разработана Центром информационных технологий Renato Archer, национальным советом по научному

и технологическому развитию и министерством здравоохранения Бразилии и предназначена для научно-исследовательской деятельности.

Программа имеет многоязычный пользовательский интерфейс. Перевод на русский язык выполнен автором настоящей диссертации совместно с разработчиками приложения, что гарантирует точность лингвистической адаптации (Рисунок 4). Проведена государственная регистрация русскоязычной версии программы для ЭВМ, свидетельство № 2020612504 от 25.02.2020.

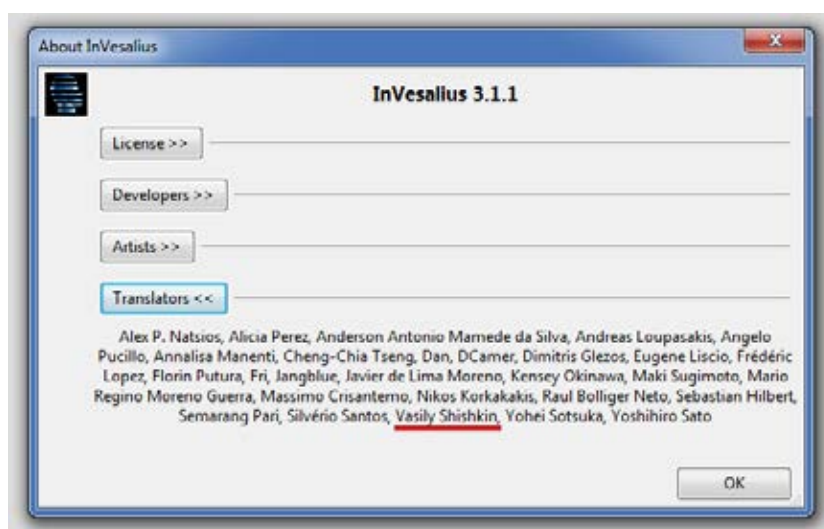


Рисунок 4 – Информационное окно программы InVesalius с указанием вклада автора в русскоязычную адаптацию приложения (подчеркнуто красным)

1.4. Компьютер-ассистированные методы хирургического лечения в травматологии и ортопедии

Увеличение потребности в получении и передаче наиболее необходимой информации непосредственно к проведению оперативного вмешательства способствовало развитию компьютер-ассистированных методов хирургического лечения. Данные методы обеспечивают тесную взаимосвязь между установленным предоперационно диагнозом и выполняемым хирургическим вмешательством. Конечной целью является улучшение результатов хирургического вмешательства, используя преимущества информационных технологий в совокупности с опытом хирурга.

Изначально компьютер-ассистированные методики были применены в нейрохирургии, для малоинвазивной локализации опухолей головного мозга. В

дальнейшем потенциал данного метода был признан актуальным и для хирургических вмешательств в других сферах.

Одним из первых применений ЭВМ-ассистированного подхода в травматологии и ортопедии были компьютеризированный дизайн и производство индивидуальных имплантатов и протезов [29]. В 1998 было сообщено о первом интраоперационном применении компьютер-ассистированных методик планирования операций [75], авторы описали интраоперационный инструмент-направитель для позиционирования винтов в дужках поясничных позвонков. С тех пор методы на основе компьютерных технологий успешно использовались предоперационно при хирургическом лечении различных ортопедических патологий: в хирургии коленного сустава, верхней и нижней конечностей, позвоночника и таза [67; 94]. В настоящее время компьютер-ассистированные методы хирургического лечения в ортопедической хирургии и хирургии травмы являются одной из самой активно развивающихся областей. Причиной столь большого успеха является применяемый подход при планировании и выполнении оперативных вмешательств. В отличие от других хирургических специальностей, ортопедические операции руководствуются количественными измерениями. Очевидна четкая взаимосвязь между точностью проведения оперативного вмешательства и благоприятным исходом заболевания [56, 99].

Точная репозиция отломков при остеосинтезе в отдаленной перспективе, как правило, способствует восстановлению функции конечности. Следовательно, повышение точности предоперационной оценки результатов и возможности их последующего воспроизведения во время операции – основополагающие цели компьютер-ассистированных методов хирургического лечения в травматологии и ортопедии. Подобный компьютеризированный подход должен также акцентировать внимание как на снижении времени проведения операции, так и затрат на лечение.

Таким образом, цель данной работы состоит в предоперационном аспекте компьютер-ассистированных методов лечения, стремясь к развитию новых компьютер-ассистированных подходов для улучшения планирования существующих оперативных техник.

Этап проведения планирования хирургического вмешательства вручную при традиционном подходе, часто может быть выполнено компьютером в автоматическом режиме или с минимальным вовлечением оператора, тем самым повышая точность и снижая время подготовки к операции.

С точки зрения снижения расходов, затраты на внедрение подобных компьютер-ассистированных технологий могут быть компенсированы в кратко- и долгосрочных перспективах оптимальными результатами хирургического лечения. Имеются литературные данные об уменьшении периода восстановительного лечения и сроков стационарного лечения [102]. Еще одним преимуществом применения компьютер-ассистированных вмешательств является возможность применения малоинвазивной хирургической техники: использования оптимальных, менее травматичных хирургических доступов по сравнению с традиционными методами техник оперативных вмешательств.

Типичный подход компьютер-ассистированных методов хирургического лечения в травматологии и ортопедии объединяет несколько возможных шагов, зависящих от конкретного вмешательства, а именно: получение данных и создание трехмерной модели, предоперационное планирование, интраоперационное применение и оценка послеоперационного результата. В идеальном варианте, все необходимые компоненты должны быть объединены в единой программной структуре.

Для получения входящих данных в большинстве случаев используется компьютерная томография – метод медицинской визуализации с целью построения специфичной для пациента модели проблемной области. Необходимая анатомическая зона должна быть идентифицирована на изображении, используя алгоритм разделения (сегментации) от окружающих анатомических структур. После этого шага может быть построена виртуальная модель, которая представляет из себя сетку данных – mesh data (англ. mesh – сетка, data – данные) [37].

На этапе предоперационного планирования на компьютере формируется план хирургического вмешательства, индивидуальный для каждого пациента и

специфичный для каждого вмешательства. Таким образом, возможности применения компьютер-ассистированного подхода в травматологии и ортопедии достаточно широки [67]. Сложность методов варьируется от проведения простых измерений до компьютерного моделирования процедуры, в результате которого можно точно воспроизвести сложную хирургическую технику в виртуальной среде. Общей целью этих компьютерных приложений является максимально точное выполнение оперативного вмешательства.

Результаты проведенного предоперационного планирования необходимо перенести непосредственно в хирургический процесс. Для этих целей применяются различные по своей автономности интраоперационные подходы. К примеру, активные роботизированные системы могут выполнять хирургическую задачу автоматическим способом под контролем хирурга. Полуактивные системы помогают хирургу в выполнении определенной задачи, работают при непосредственном участии человека. Подобные устройства управляются хирургом, в то время как его действия отслеживаются и корректируются компьютерной системой. Пассивные, или навигационные системы используются для интраоперационной визуализации и выдают информацию относительно взаимоотношения сегментов костей конечностей [67].

После проведения операции необходима оценка адекватности выполненного вмешательства, которая поможет улучшить выполнение операции в будущем и даст возможность изучить взаимосвязь между хирургической точностью и конечным функциональным результатом.

1.4.1 Имеющиеся компьютерные программные продукты по проведению предоперационного планирования в травматологии и ортопедии, трехмерного моделирования операций

В настоящее время существует ряд методов предоперационного планирования хирургических вмешательств помимо классического рентгенологического подхода. Основой их является обработка рентгеновских или фотографических изображений, а также трехмерных изображений структур сегмента конечности пациента с последующим расчетом (моделированием)

этапов оперативного вмешательства. Программная база для проведения подобного планирования представлена в основном онлайн ресурсами, что, в некотором роде, является препятствием к их применению, требуя постоянного наличия сетевого интернет-соединения. Также минусом можно считать и исключительно визуальное представление внешней формы конечного результата, без учета особенностей строения анатомических структур.

Программа ЭВМ «Для проведения компьютерного анализа, оценки и документации данных лучевых методов исследования и любых электронных изображений, а также проведения на основании полученных данных предоперационного моделирования» [14] является отдельно стоящим программным продуктом, не требующим интернет-соединения, она работает с наиболее популярными графическими форматами файлов изображений, в том числе и форматом медицинских данных DICOM. В программе имеются возможности для взаимной конвертации форматов. С помощью программы возможно проводить линейные и угловые измерения, определять площадь выделенных участков изображения, их оптическую плотность, строить трехмерный оптический рельеф изображения и проводить его цветное контрастирование, получать гистограмму участков изображения и проводить ее статистический анализ. Однако, несмотря на очевидные положительные характеристики данного продукта, существенным минусом является невозможность проведения моделирования оперативного вмешательства. Цифровые расчеты не способны в полной мере передать основную информацию о последовательности необходимых действий хирурга и вариантах необходимой коррекции имеющихся изменений костной системы.

В зарубежных литературных источниках встречается информация о проведении предоперационного планирования в случаях отдельных, специфичных хирургических вмешательств: пластики передней крестообразной связки [82] или эндопротезирования тазобедренного сустава [76].

Отсутствие универсальности данных методов, их узкая направленность влекут за собой невозможность их полноценного применения в широком спектре

хирургических операций в травматологии и ортопедии.

Программа TraumaCad [100] предназначена для помощи в предоперационном планировании ортопедической хирургической операции. Приложение позволяет накладывать шаблоны протезов и металлофиксаторов на двухмерные рентгенологические изображения и содержит инструменты для позиционирования шаблона и выполнения измерений на изображении. Функции программы полностью совместимы с PACS (системой передачи и архивации изображений) и обширной библиотекой цифровых шаблонов имплантатов. TraumaCad предоставляет легкие для использования решения для различных ортопедических вмешательств. Приложение TraumaCad устанавливается и запускается локально на компьютере и взаимодействует с системой PACS. Доступны три версии программы TraumaCad: Клиент/Сервер, автономная версия и TraumaCad Web. Версия Клиент/Сервер состоит из серверного приложения, которое настраивается администратором, и клиентских приложений, которые запускаются на любом компьютере. Автономная версия TraumaCad запускается только на определенном компьютере, на котором сохраняются все файлы программы, такие как файлы конфигурации и шаблоны имплантатов. Версия TraumaCad Web представляет собой облачное приложение, работающее на любом компьютере. Принципы работы указанных типов приложений схожи между собой и лишь незначительно различаются своими функциональными возможностями. Данное приложение распространяется на платной основе и для полноценного использования требует наличия интернет-соединения и постоянной связи с разработчиками. При этом отсутствует возможность трехмерной реконструкции объектов интереса. Все расчеты производятся на основе стандартных рентгенограмм. Таким образом, программа представляет собой лишь оцифрованные шаблоны имплантатов и особых преимуществ в планировании не предоставляет.

Имеется ряд зарубежных компаний, предлагающих услуги по реализации задач по предоперационному планированию в травматологии и ортопедии в трёхмерном режиме: компания “Materialise”, г.Левен, Бельгия, компания

“Medacta”, г. Кастель сан Пиетро, Швейцария. Основными их недостатками являются длительные сроки выполнения работ инженерной командой компании (до двух месяцев на один случай планирования) и высокая стоимость услуг.

На территории РФ имеется несколько компаний, предоставляющих услуги предоперационного планирования в травматологии и ортопедии с элементами трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования. В большинстве случаев в работе используется программное обеспечение бельгийской компании «Materialise». Недостатком используемого программного обеспечения является ручное сопоставление идентичных трехмерных моделей, что влечет за собой увеличение сроков проведения работ и сказывается на точности сопоставления.

Выводы по главе 1

Целью данного исследования явилась разработка методологии проведения предоперационного планирования у пациентов с переломами и посттравматическими деформациями костной системы с учетом индивидуальных особенностей изменений опорно-двигательного аппарата, расчет необходимых параметров коррекции деформации, выбор подходящего имплантата с целью правильного его расположения и составление на данной основе полноценного плана для прецизионного проведения оперативного вмешательства.

Таким образом, в настоящее время лидирующим методом в диагностике скелетной травмы и заболеваний опорно-двигательного аппарата до сих пор остается классическая рентгенография, информативность которой не всегда достаточна для полноценной интерпретации пространственных изменений травмированной области. Недостатки рентгенологической визуализации компенсируются применением более совершенной компьютерной томографии с трехмерной реконструкцией, однако, даже с применением существующих компьютерных программ, в функции данного метода исследования также не предусмотрена возможность проведения предоперационного планирования и моделирования с прецизионным определением этапов операции и подбором подходящего пациенту имплантата.

Целью настоящего исследования является разработка методики проведения предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования при переломах костей конечностей и их последствиях для улучшения результатов хирургического лечения.

Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика наблюдаемых больных

В ходе исследования было пролечено 100 пациентов, имеющих переломы и посттравматические деформации костей конечностей, и нуждавшиеся в оперативном лечении. Была сформирована основная группа из 50 пациентов, которым было проведено оперативное лечение в соответствии с выработанным на основе проведенной компьютерной реконструкции и моделирования планом. Группу сравнения составили 50 пациентов, перенесших переломы костей конечностей аналогичные первой группе по локализации, которым в качестве предоперационного планирования проводилась стандартная рентгенография поврежденной зоны конечности в двух проекциях.

Пациенты проходили лечение в травматологическом отделении ФГБУЗ ЦКБ РАН в период с 2013 по 2019 гг.

Среди пациентов основной группы было 18 мужчин и 32 женщины. Средний возраст больных составил 40,3 года, минимальный – 20 лет, максимальный – 73 года.

В контрольной группе было 24 мужчины и 26 женщин. Средний возраст больных составил 38,6 лет, минимальный – 22 лет, максимальный – 76 лет.

Распределение пациентов по локализации изменений костной системы представлено в Таблице 2.

Таблица 2 – Распределение пациентов основной и контрольной групп по локализации изменений костной системы

<i>Локализация переломов и посттравматических деформаций</i>	<i>Количество пациентов</i>	
	Основная группа	Контрольная группа
Кости кисти	14	16
Кости предплечья	10	9
Большеберцовая кость	7	5
Кости стопы	9	10
Бедренная кость	6	5
Плечевая кость	4	5

Безусловным условием применения методики являлось отсутствие деформаций противоположной конечности, а также технические возможности для проведения компьютерной томографии в сравнительном режиме.

Характеристика контингента – совершеннолетние пациенты, имеющие переломы или посттравматические деформации костей одной из конечностей при наличии здоровой костной анатомии контралатеральной конечности. Возраст пациентов от 18 до 80 лет.

Группа сравнения – пациенты с переломами или посттравматическими деформациями костей одной из конечностей, перенесшие хирургическое вмешательство с использованием стандартных методик рентгенологического исследования без проведения предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования.

Критерии включения:

- возраст старше 18 лет;
- пациенты, имеющие переломы или посттравматические деформации костей конечностей;
- наличие здоровой костной анатомии контралатеральной конечности;
- способность пациента понять суть исследования и дать письменное согласие на участие в клиническом исследовании.

Критерии исключения. Пациенты не могли быть включены в исследование при наличии у них любого из следующих критериев:

- возраст менее 18 лет.
- психические расстройства, злоупотребление алкоголем или наркотическими средствами, недееспособность пациента;
- наличие измененной анатомии противоположной конечности (подтвержденная клиническими, инструментальными или анамнестическими данными).;
- отказ пациента подписать информированное согласие на участие в исследовании.
- пациенты получали терапию сопутствующей патологии при ее наличии.

2.2. Методы обследования

В ходе обследования пациентов помимо клинического осмотра, использовались следующие методы: инструментальные: лучевые (рентгенологический, компьютерной томографии); методы объективного клинического обследования: гониометрия (измерялась амплитуда движений в смежных суставах поврежденного сегмента конечности), проводилась оценка функции конечности с использованием функциональных шкал.

2.2.1. Клинический осмотр

Во время каждого визита проводился общий осмотр пациента с оценкой жизненно важных показателей, с проведением осмотра целевого сегмента конечности и определением его функциональных характеристик. Данные о текущем медицинском состоянии вносились в первичную документацию. Любые неблагоприятные реакции, произошедшие с пациентом в период проведения клинического исследования, также документировались.

Эффективность проводимого лечения оценивалась по выраженности боли, оценённой пациентом на основе визуально-аналоговой шкалы. Также оценивался объем пассивных и активных движений в смежных суставах оперированного сегмента конечности с помощью угломеров. Проводился анализ послеоперационных рентгенограмм с оценкой корректности положения костных отломков и металлофиксаторов, удовлетворительности костно-суставных взаимоотношений.

2.2.2. Рентгенография

Перед включением в программу все пациенты имели результаты рутинно выполняемых диагностических процедур: рентгенографии зоны интереса в 2 проекциях (прямой и боковой). Рентгенография выполнялась на аппарате Luminos фирмы Siemens (Германия). Результаты исследований загружались в локальную

базу данных лучевых методов исследования Syngo.Plaza, что позволяло оперирующему хирургу проводить точную оценку полученных рентгенограмм.

2.2.3. Интраоперационная рентгеноскопия – применение электронно-оптического преобразователя

В ходе проведения оперативного вмешательства, непосредственно в операционной, использовался электронно-оптический преобразователь (ЭОП).

В последние годы внедрение ЭОП в клиническую практику значительно повысило значение рентгеноскопии в ортопедии и травматологии, так как данный метод исследования открыл новые возможности в диагностике и лечении пациентов травматолого-ортопедического профиля. Под контролем ЭОП проводится репозиция костных отломков с оценкой адекватности их положения, проводятся функциональные пробы. В настоящее время все операции по остеосинтезу проводятся под контролем ЭОП.

В настоящей работе использовался аппарат ЭОП Vario фирмы Ziehm imaging (Германия). ЭОП имел стандартные, неизменяемые в процессе каждого из проводившихся исследований настройки, что гарантировало совпадение характеристик облучения для каждого пациента. Аппарат был оснащен цифровым счетчиком времени облучения, что позволяло делать выводы о продолжительности интраоперационного облучения в каждом конкретном случае.

2.2.4. Компьютерная томография

Методика компьютерной томографии подробно описана в первой главе данного исследования.

В настоящей работе был использован аппарат Somatom Sensation фирмы Siemens (Германия).

Говоря о принципах выполнения КТ-исследования, в первую очередь стоит отметить, что зачастую оно ограничивается лишь зоной перелома или деформации кости, тем самым снижая диагностическую ценность полученных

данных. Применение принципа сравнительной оценки данных по контралатеральной конечности при таком подходе невозможно.

В проведенном исследовании всем пациентам основной группы выполнялась компьютерная томография. Был использован особый протокол проведения исследования с захватом как травмированной, так и здоровой контралатеральной конечности, позволяющий получить качественные снимки для дальнейшей работы и проведения прецизионного компьютерного анализа.

Протокол проведения исследования подробно описан в соответствующем разделе главы 3 настоящей работы.

2.2.5. Графический пакет Blender

Для обработки трехмерных данных в настоящей работе использовался графический программный пакет Blender (г. Амстердам, Нидерланды). Данная программа предназначена для решения широкого круга задач по трёхмерному моделированию и имеет большой набор инструментов для редактирования. Blender – это свободно распространяемый трехмерный редактор с открытым исходным кодом, который используется для создания трёхмерных визуализаций и работы с сеткой данных. Программа использует принцип кросс-платформы и работает под управлением основных операционных систем, занимая мало памяти и места на диске. Небольшой размер исполняемого файла позволяет продукту быть полностью портативным и не требовать установки на персональный компьютер. В ряде случаев возможен запуск программы с переносного твердотельного USB флеш-накопителя памяти.

Blender является полностью интегрированным пакетом для создания трёхмерного содержимого [62], обладает внушительным набором инструментов, включая инструменты для моделирования, визуализации, анимации, композитинга, текстурирования, риггинга, поддерживает множество типов симуляций для моделирования физических процессов и анимирования трёхмерной графики. Высококачественная архитектура трёхмерного моделирования способствует быстрому и эффективному процессу разработки.

Известно о медицинском использовании данной программы со специализированными дополнениями в офтальмологии [79], стоматологии [83], челюстно-лицевой хирургии [46, 59]. Baldasso R. P. с соавторами сообщает о возможностях применения графического пакета в судебной медицине, при проведении антропометрических исследований [25].

Однако в указанных случаях использование Blender ограничивалось лишь визуальным изучением заинтересованных анатомических структур, без проведения глубокого анализа проблемной зоны и использования принципа сравнительной оценки, а также без применения трёхмерной печати шаблонов-направителей.

Особенностью приложения Blender является возможность программирования недостающих функций. Пользователем при необходимости создается специальный программный код, так называемый сценарий исполнения или скрипт (от англ. script – сценарий), в котором прописываются функции, необходимые для работы с программой, или решения конкретной задачи. Этими функциями могут быть либо последовательности определенных действий с применением уже имеющихся инструментов программного обеспечения, либо созданные новые алгоритмы и элементы управления приложением. Также возможно ускорение процессов обработки информации путем автоматизации процессов. Фактически каждый пользователь может добавить в программу недостающую функцию для улучшения работы целого пакета. Это является преимуществом перед другими проприетарными (закрытыми) программами, которые имеют собственный штат сотрудников: разработчиков и программистов, что накладывает отпечаток на сроки введения в программный пакет определенных улучшений, нововведений и часто ограничивается незначительными поправками программного кода. В Blender каждый пользователь фактически может дополнить программу по своему усмотрению. Приложение написано на языке программирования Python (англ. пайтон). Для облегчения программирования в графической среде, имеется набор шаблонов для создания меню, кнопок и прочих элементов интерфейса. Таким образом, любой

пользователь в состоянии самостоятельно разработать удобный способ взаимодействия с программой. Все разработанные в графической среде программы носят названия «дополнения». Программный пакет имеет русскоязычный интерфейс.

На основе графического пакета Blender автором диссертации создано дополнение – программа «МАРШ» (свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ номер 2015661269 от 22.10.2015). Название программа получила от реализованного в ней алгоритма «марширующих кубов». МАРШ программа включает в себя определенные командные функции, последовательность выполнения которых приводит к облегчению проведения сравнительной оценки костных деформаций, упрощает работу с трехмерными моделями, позволяет создавать хирургические шаблоны-направители и подготавливать их к печати на 3D-принтере.

Программа предназначена для проведения предоперационного планирования в травматологии и ортопедии при переломах и посттравматических деформациях костей конечностей. Имеется возможность производить манипуляции с трехмерными моделями костей конечностей, позволяя более четко определить различия в строении моделей пострадавшей и контралатеральной (здоровой) конечностей при подготовке к оперативному вмешательству и составить полноценный предоперационный план. Интерфейс программы представлен панелью в меню инструментов Blender, в левой части экрана программы (Рисунок 5).

Разработанная система представляет собой пользовательский графический интерфейс, позволяющий манипулировать созданными трёхмерными моделями:

- проведение аффинных преобразований моделей костей (перенос, зеркальное отражение относительно плоскости, поворот вокруг любой из трёх осей);
- выделение референсных участков модели каждой из костей;
- ручное и автоматизированное совмещение двух цифровых моделей костей на основе выделенных референсных участков;

- разделение модели кости на две и более модели отломков секущей плоскостью, характеристики которой (направление, угол наклона, толщина среза) определяются пользователем;
- сравнение двух композиций совмещенных объектов и выделение существенных различий между ними с визуализацией результатов;
- создание трёхмерной модели индивидуального хирургического шаблона-направителя и подготовка его к созданию на устройстве послойного формирования объекта (3D-печати).

Использование программы МАРШ не требует предварительного знания приложения и легко поддается изучению. Пользователь интуитивно перемещается по программе, все инструкции проявляются в поясняющем тексте в интерфейсе. Временные затраты на обучение минимальны. Интерфейс программы написан на русском языке. Программа управляется кнопками с названиями, дублирующими их функции.



Рисунок 5 – Интерфейс программы «МАРШ» в графическом пакете «Blender»

Для установки программы «МАРШ» необходимо открыть графическую среду Blender и выбрать в меню «Файл», раздел «Параметры», вкладку «Дополнения». Нажать кнопку «Установить из файла...», выбрать путь к файлу «MARCH.py», и нажать кнопку «Установить из файла». Чтобы дополнение всегда оставалось активированным, нужно нажать на кнопку «Сохранить настройки» в меню окна «Параметры». При следующем запуске Blender панель дополнения останется отображенной в левой части окна программы.

Для начала работы, в панели закладок необходимо выбрать раздел дополнения «МАРШ», в разделе «Импорт DICOM» нажать кнопку «Открыть файл» и выбрать путь к расположению интересующего КТ-исследования в формате DICOM. В результате происходит конвертация снимков в облако точек, а

после – в поверхностную трёхмерную модель. Подробно данный процесс описан в главе 3 настоящей диссертации.

После создания трёхмерных моделей, необходимо произвести центрацию объектов в поле зрения. Для этого нужно последовательно нажать кнопки интерфейса с нумерацией от 1 до 4. Таким образом, пользователю становятся видны все доступные трёхмерные объекты в центре окна просмотра.

Далее необходимо разобщить модели костей обеих конечностей между собой, для этого следует перейти в режим редактирования нажатием в окне программы «МАРШ» соответствующей кнопки, привести курсор мыши на интересующую модель и нажать на клавиатуре клавишу «L», а затем – клавишу «P», в появившемся меню выбрать «Выделение» и перейти в режим просмотра нажатием в окне программы «МАРШ» соответствующей кнопки.

В режиме просмотра становятся доступны две отдельные модели костей контралатеральных конечностей. Необходимо зеркально отразить модель здоровой конечности для использования в качестве «шаблона», для этого правой кнопкой мыши необходимо выбрать модель здоровой конечности, и в меню программы «МАРШ» дважды нажать кнопку «Отразить зеркально».

Таким образом, в распоряжении пользователя появятся трёхмерные модели – травмированной конечности и «шаблона» здоровой конечности для репозиции. Изменение точки обзора осуществляется путём нажатия средней кнопки мыши и перемещения курсора, а также из меню «Настройки просмотра» программы «МАРШ». Для улучшения визуализации возможно придание каждой из моделей определенной цветовой окраски, что достигается путем выбора цвета в закладке «Материал» в правой части экрана программы Blender (Рисунок 6).

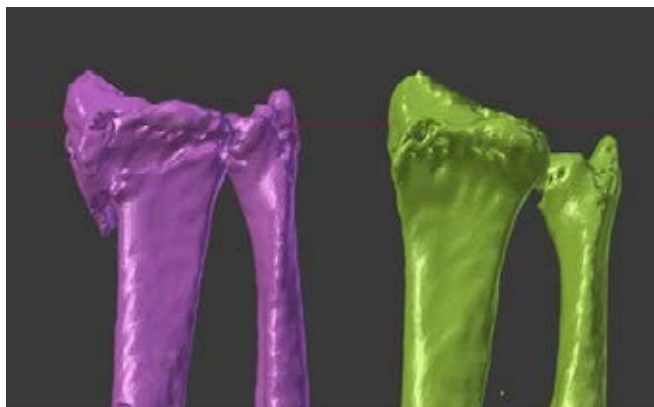


Рисунок 6 – Трёхмерные модели лучевых костей контралатеральных конечностей. Слева – сросшийся со смещением перелом дистального метаэпифиза лучевой кости, справа – отраженная модель интактной кости

С использованием кнопок «Ротировать» и «Переместить» в меню «Работа с объектом» производятся манипуляции с объектами. Посредством наложения объектов друг на друга выполняется совмещение моделей по незатронутым деформацией зонам, благодаря чему возможно отчетливо определить уровень и величину деформации. Разница структур будет отображаться относительной девиацией структуры (Рисунок 7).

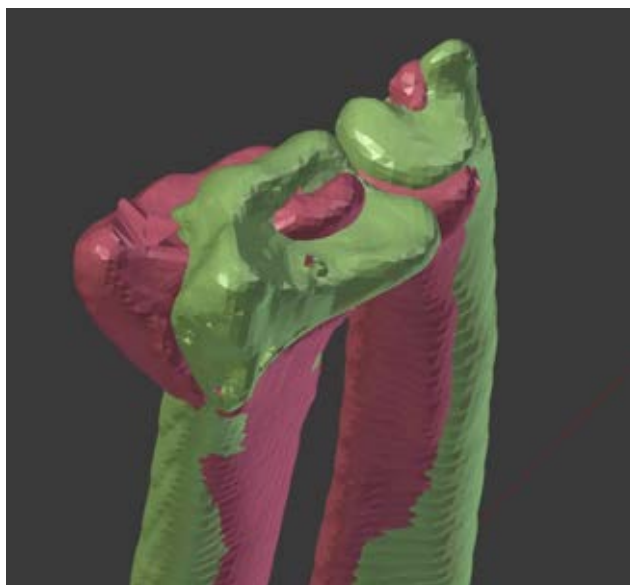


Рисунок 7 – Трёхмерные модели лучевых костей контралатеральных конечностей после выполнения наложения по совпадающим зонам проксимальных отделов. Красная – модель деформированной кости, зелёная – здоровой

Далее проводилась виртуальная репозиция отломков путём совмещения соответствующих отделов костей двух моделей, на травмированной кости

располагалась трёхмерная модель имплантата, полученного ранее посредством трёхмерного сканирования.

На основе полученных данных создавалась трехмерная модель индивидуального хирургического шаблона-направителя, в который были заложены основные параметры репозиции отломков, расположения фиксатора. Шаблон имел форму, повторяющую контуры кости, что позволяло чётко позиционировать его в операционной ране в строго определенном месте. В направителе формировались отверстия для рассверливания каналов для винтов выбранного фиксатора, в определенном на этапе планирования направлении. Создавалась прорезь для лезвия осцилляторной пилы с целью проведения остеотомии под определенным на этапе планирования углом. Конечная модель направителя подвергалась проверке на ошибки с помощью функции «Исправить 3D модель для печати» программы MARIШ в меню и передавалась на печать.

Дополнительно создавался протокол операции (Рисунок 8), а также проводились точные расчеты с определением абсолютных величин отклонений – линейных и угловых.

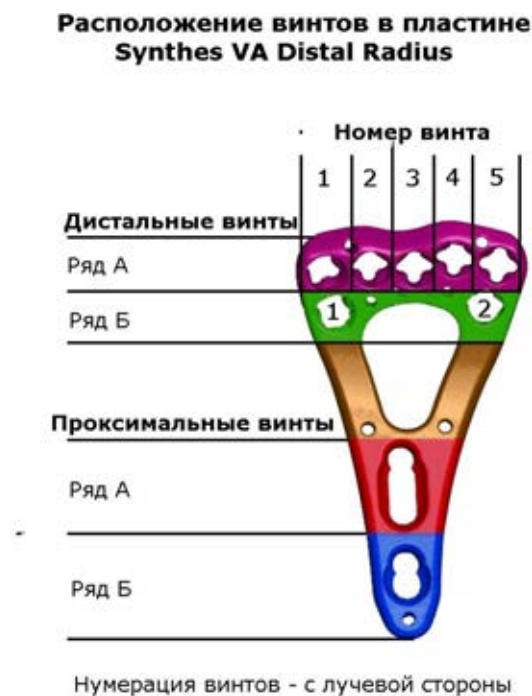


Рисунок 8 – Шаблон протокола операции остеосинтеза лучевой кости на основе данных МСКТ с указанием типа пластины и расположения винтов

Протокол операции передавался в операционную для подготовки персонала, напечатанный шаблон-направитель подвергался плазменной стерилизации. Было отмечено улучшение логистики операции: имея четкий список заранее рассчитанных размеров имплантатов, отпала необходимость в подборе фиксатора непосредственно в процессе операции, оптимизировалась работа операционной бригады.

2.3. Аппаратное обеспечение

Работа проводилась на персональном компьютере фирмы MSI, модель GT70 (Тайвань) под управлением 64-разрядной операционной системы Windows 7 максимальная (США). Аппаратная база на основе четырехъядерного процессора Intel Core i5 (США) с тактовой частотой 2600 ГГц, 6 гигабайт оперативной памяти, постоянное запоминающее устройство Western Digital объемом 500 Гб (США), дополнительно использовался внешний жесткий диск Western Digital MyPassport объемом 1 ТБ, привод дисковод – Matshita DVD-RAM UJ8E1 (Япония).

Для работы с трехмерной графикой использовалась высокопроизводительная графическая карта, NVIDIA GeForce GTX 670MX (США), с тактовой частотой 600 МГц и быстродействием памяти 1500 МГц, обеспечивающая восьмикратную производительность по сравнению со встраиваемой графической картой. Несмотря на высокие требования к аппаратной части, современный уровень развития компьютерных технологий позволяет заключить указанные аппаратные параметры в формат ноутбука, что обеспечивает мобильность работы с графическими ресурсоемкими приложениями.

Программное обеспечение Blender, использованное в работе распространяется свободно на основе лицензии GNU GPL (GNU General Public License – Универсальная общественная лицензия GNU), суть которой заключается в свободе передачи, изменении и улучшении программ для всеобщего пользования.

Для изготовления индивидуальных хирургических шаблонов-направителей в настоящем исследовании использовался трехмерный принтер Objet 30 OrthoDesk фирмы Stratasys (г. Иден-Прери, США).

2.4. Дизайн клинического и популяционного исследования

Настоящее исследование проведено в соответствии с протоколом GCP (Good Clinical Practice) и нормативными требованиями.

В первой группе пациентам проводилась компьютерная томография заинтересованной и контралатеральной, здоровой конечности. Исследование выполнялось до проведения оперативного лечения. На основе полученных снимков компьютерной томографии, с использованием компьютерной программы, строились трехмерные модели, которые в дальнейшем подвергались обработке на персональном компьютере. На основании сравнительной оценки моделей пострадавшей и здоровой конечностей создавался полноценный предоперационный план, подбирался оптимальный для каждого клинического случая имплантат. Для проведения операции использовались пластины и шурупы для остеосинтеза фирмы “Synthes” (Швейцария), идентичные при каждом схожем случае остеосинтеза.

В исследование было включено 50 пациентов с переломами и посттравматическими деформациями костей конечностей для проведения предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования и выполнением на его основе хирургического вмешательства. Группа сравнения составила 50 пациентов с переломами и посттравматическими деформациями костей конечностей, соответствующие по локализациям первой группе, перенесшие хирургическое вмешательство без проведения вышеуказанного предоперационного планирования. Общее количество включенных в исследование пациентов составило 100 человек. После выполненного оперативного вмешательства пациентам выполнялось рентгенологическое исследование оперированного сегмента конечности. Ранний послеоперационный период составлял 4 недели. Срок наблюдения составил 6 месяцев после проведенного оперативного лечения.

В результате исследования пациенты являлись на 3 визита.

ВИЗИТ 1 (поступление в стационар для проведения оперативного вмешательства).

Проводимые процедуры:

- информированное согласие;
 - клинический анализ крови (гемоглобин, гематокрит, количество эритроцитов, лейкоцитов, СОЭ);
 - биохимический анализ крови (общий белок, АлАТ, АсАТ, билирубин, мочевины, креатинин, глюкоза);
 - общий анализ мочи;
 - анамнез заболевания;
 - общий осмотр (включая ЧСС, АД, вес, рост);
 - оценка критериев включения и невключения;
 - рентгенография органов грудной клетки;
 - ЭКГ;
 - компьютерная томография заинтересованного и контралатерального сегментов конечностей;
 - выполнение трехмерной реконструкции и моделирования операции на основе снимков компьютерной томографии;
 - проведение хирургического лечения на поврежденном сегменте верхней конечности с использованием выбранных металлофиксаторов;
 - проведение рентгенографии прооперированного сегмента верхней конечности;
 - при наличии болевого синдрома проводилось внутримышечное введение нестероидного противовоспалительного препарата (НПВС) кетопрофен 50 мг/мл – 2,0 мл;
 - иммобилизация прооперированного сегмента конечности с помощью логнетной гипсовой повязки
- 1–5-й дни после проведенного оперативного лечения:*
- хирургическая обработка послеоперационной раны;

- оценка выраженности боли по ВАШ, оценка объема движений в суставах прооперированной конечности с применением функциональных шкал;
- общий осмотр (включая ЧСС, АД);
- при наличии болевого синдрома проводилось внутримышечное введение нестероидного противовоспалительного препарата (НПВС) кетопрофен 50мг/мл – 2,0 мл;
- продолжение иммобилизации прооперированного сегмента конечности с помощью гипсовой повязки в съемном режиме.

Выписка из стационара осуществлялась на 5-й день после проведенного оперативного вмешательства с назначением даты очередного визита.

ВИЗИТ 2 (4 недели после проведенного оперативного лечения);

- контрольная рентгенография прооперированного сегмента конечности;
- общий осмотр (включая ЧСС, АД)
- оценка выраженности боли по ВАШ, оценка объема движений в суставах прооперированной конечности с применением функциональных шкал;
- снятие гипсовой повязки;
- оценка результатов проведенного послеоперационного лечения в раннем послеоперационном периоде (измерение объема движений суставов оперированной конечности, функциональная оценка)

ВИЗИТ 3 (6 месяцев после проведенного оперативного лечения):

- контрольная рентгенография прооперированного сегмента конечности;
- общий осмотр (включая ЧСС, АД);
- оценка выраженности боли по ВАШ, оценка объема движений в суставах прооперированной конечности с применением функциональных шкал;
- оценка результатов проведенного оперативного лечения в отдаленном послеоперационном периоде (измерение объема движений суставов оперированной конечности, функциональная оценка).

Продолжительность исследования

Предоперационное планирование с трехмерной компьютерной реконструкцией и моделированием операции проводилось до оперативного

вмешательства. Больные были разделены на 2 группы, в одной из которых предоперационное планирование проводилось по предлагаемой методике, в другой – с использованием стандартных методик рентгенологического обследования.

Этика

Настоящее исследование одобрено комитетом по этике РМАНПО, является этическим для пациента, так как в нем применяются зарегистрированные и разрешенные к применению в Российской Федерации лабораторные и инструментальные методы исследования.

Исследование проводилось в соответствии с протоколом GCP и нормативных требований в целях соблюдения прав и обеспечения безопасности и благополучия участников исследования, которые находятся под защитой этических принципов, сформулированных в Хельсинской Декларации.

Перед началом исследования было взято добровольное письменное информированное согласие у каждого участника исследования. Пациент был проинформирован о предстоящем исследовании, о длительности его проведения и возможных рисках. Участнику исследования было дано достаточно времени для обдумывания и принятия решения о его участии в клиническом исследовании. Участнику было разъяснено, что участие в исследовании является добровольным, и что пациент в любой момент может отказаться от участия в исследовании, что не приведет к изменению качества медицинского обслуживания. Оригинал подписанной формы информированного согласия от каждого участника исследования в соответствии с применимыми нормами и правилами хранится в пакете документов исследования. Каждый из участников исследования получил копию на руки. Вся информация об участниках исследования является строго конфиденциальной и используется в только в научно-практических целях.

2.5. Статистическая обработка полученных данных

Статистическая обработка результатов клинических исследований, проводилась с помощью методов вариационной непараметрической статистики.

Данные, полученные в ходе исследования, представлялись в виде с помощью среднего арифметического значения, стандартного отклонения и в процентах.

Для проведенного n количества наблюдений рассчитывались следующие показатели:

- 1) M – среднее арифметическое значение величины вариационного ряда;
- 2) σ – среднеквадратичное отклонение;
- 3) m – величина ошибки среднего значения;

Статистически достоверными признавались различия между величинами и корреляционные связи, если $p < 0,05$.

Для компьютерной статистической обработки результатов исследования использовались: статистическая программа SPSS версии 16.0.1, StatSoft Statistica версии v. 8.0, программное обеспечение Microsoft Office Excel 2010.

Глава 3. АЛГОРИТМ ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО ПЛАНИРОВАНИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ ТРЕХМЕРНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ И МОДЕЛИРОВАНИЯ

3.1. Протокол проведения компьютерного томографического исследования

Для получения гарантированного результата трехмерной реконструкции необходимо иметь входящие данные МСКТ надлежащего качества, выполненные по определенному протоколу.

Разработанный протокол КТ-исследования, описанный ниже, следует строго соблюдать для достижения наилучших результатов в последующей трехмерной реконструкции снимков. Отклонения от данного протокола могут привести к непригодности полученных снимков для трехмерной реконструкции и моделирования.

Качество выполнения КТ имеет решающее значение для получения точных трехмерных реконструкций и оказывает значительное влияние на дальнейшее моделирование оперативного вмешательства. Изображение должно иметь четкие края и достаточную детализацию.

Положение пациента во время исследования

Следует исключить попадание в область сканирования ювелирных изделий, металлических застежек, металлических зубных протезов для исключения артефактов изображения. Также необходимо исключить попадание в зону интереса головы исследуемого.

Укладка должна быть комфортной для пациента. Конкретное положение (лежа на животе или спине) выбирается исходя из физической возможности исследуемого, и не имеет принципиального значения для последующей трехмерной реконструкции. Однако, следует отметить, что в случае выполнения сканирования предплечий, требуется соблюдать одинаковое положение обеих конечностей: в пронации, супинации, или в среднефизиологическом положении. Следует проинформировать больного о необходимости соблюдать неподвижность во время процедуры. Если по итогам исследования будет обнаружено, что

пациент двигался, необходимо повторно провести сканирование, это предотвратит создание искаженных трехмерных моделей.

Положение стола

Установить высоту стола стоит таким образом, чтобы зона интереса находилась в середине области сканирования. Изменять положение стола в процессе сканирования не допускается.

Поле захвата (Field of View (FOV))

Используется наименьшее возможное поле захвата (20 см на 20 см), для захвата необходимой области. Сканирование здоровой и контралатеральной конечностей производится в один проход (Рисунок 9).

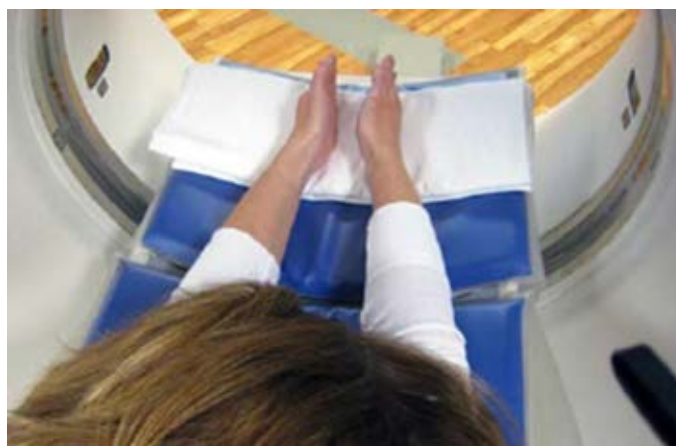


Рисунок 9 – Расположение обеих верхних конечностей при сканировании в аппарате МСКТ, положение пациента – лежа на животе

Следует исключить любую постобработку и конвертацию изображений для получения трёхмерной реконструкции высокого качества.

Основным условием для дальнейшей работы с полученными снимками является наличие выходных файлов исследования в формате DICOM, которые могут быть переданы как сетевым способом, так и посредством записи на компакт-диск или другой портативный носитель.

3.2. Трёхмерная компьютерная реконструкция данных компьютерной томографии с построением поверхностных моделей

В разработанной программе MAPШ реализован алгоритм импорта и конвертации снимков DICOM в поверхностную трёхмерную модель. Программа

позволяет производить автоматизированную сегментацию изображений, которая выполняется с применением шкалы Хаунсфилда.

Для работы программного обеспечения необходимо иметь базовые навыки пользования персональным компьютером. Понимание структуры медицинских изображений также может помочь в работе с приложением. Программа полностью русифицирована, и представляет собой полноценный, функциональный, готовый к использованию интуитивно-понятный продукт.

Ниже описаны основные этапы использования инструментов программы МАРШ.

Необходимое техническое обеспечение

Программа МАРШ предназначена для работы на персональных компьютерах. В настоящее время она совместима со всеми основными операционными системами, в том числе, Microsoft Windows. Производительность приложения в основном зависит от количества реконструируемых срезов, объема оперативного запоминающего устройства (ОЗУ) компьютера. Стоит отметить, что чем выше объем оперативной памяти, доступной системе, тем большее количество срезов могут быть открыты одновременно для данного исследования. Например, при 1 гигабайте доступной памяти, он может открыть около 300 срезов с разрешением 512×512 пикселей. Уже с 4 гигабайтами оперативной памяти, программа может открыть около 1000 изображений с таким же разрешением. Программа автоматически снижает разрешение изображения, если выявлено недостаточное количество памяти устройства и предлагает усеченный вариант, выраженный в процентах от исходного разрешения. Тем самым обеспечивается возможность функционирования программы на аппаратных комплексах с низкими характеристиками.

Рекомендуемые системные требования:

- 64-разрядная операционная система;
- процессор Intel Core 2 Duo или эквивалентный с тактовой частотой 2,5 ГГц;
- 4 Гб оперативной памяти;
- жесткий диск объемом 180 Гигабайт;

- видеокарта NVidia или ATI с 128 Мб памяти;
- разрешение монитора 1024x768 пикселей;

Работа с программой

Импорт файлов

В панели в левой части экрана программы в разделе «1. Загрузить данные», необходимо выбрать пункт «Импортировать медицинские изображения», затем выбрать каталог, содержащий файлы DICOM.

Установка пороговых значений

Как уже упоминалось ранее, изображения КТ генерируются в градации уровней серого, которые затем преобразуются в диапазоне шкалы Хаунсфилда. Более светлые оттенки представляют более плотные ткани, более темные – менее плотные ткани (Таблица 3). Значения плотности вещества измеряются в Единицах Хаунсфилда (Hounsfield Units), и имеют обозначение HU.

Таблица 3 – Некоторые вещества и их значения по шкале Хаунсфилда (HU – Hounsfield units, единицы Хаунсфилда)

<i>Вещество</i>	<i>Значение шкалы Хаунсфилда</i>
Воздух	-1000 HU или менее
Жировая ткань	-120 HU
Вода	0 HU
Мышечная ткань	40 HU
Рентгенологический контраст	130 HU
Костная ткань	400 HU или более

Пороговый метод сегментации (разделения) структур позволяет выбрать на изображении только пиксели, интенсивность которых находится в пределах определенного порогового значения. Порог определяется двумя числами: минимальным и максимальным значениями по шкале Хаунсфилда.

Сегментация — это процесс разделения данных разной плотности на изображении. Процесс сегментации запускается на панели в левой стороне интерфейса программы MAPШ в пункте «Пороговые значения». В данной панели

необходимо указать интересующий диапазон в единицах Хаунсфилда (Рисунок 10).

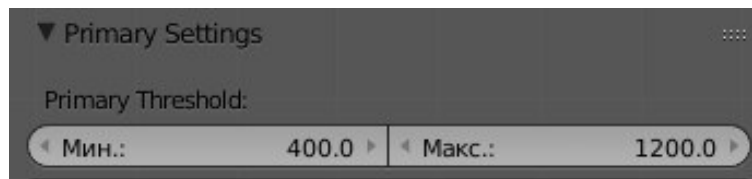


Рисунок 10 – Выбор области интереса, определение пороговых значений

Перед началом сегментации, необходимо настроить маску. Маска представляет собой изображение выбранной области с наложенным поверх цветом. Чтобы изменить пороговое значение, можно использовать строку, представляющую уровни серого на изображении. Можно изменить минимальное пороговое значение, используя левый ползунок. Аналогичным образом изменяется максимальное пороговое значение с помощью правого ползунка. Можно также ввести требуемые значения непосредственно в текстовые поля на концах шкалы. Для этого необходимо знать величины рентгенологической плотности для разных тканей. С изменением значений будет меняться и результирующая поверхностная трёхмерная модель. Поверхность будет представлять собой трёхмерную модель, состоящую из сетки треугольников.

Для того чтобы начать создание трёхмерной модели, необходимо нажать кнопку «Создать поверхность». По нижнему краю экрана программы в левой части появится надпись «Создание 3D поверхности», а в правой будет виден индикатор выполнения процесса. Через некоторое время отобразится трёхмерная модель в окне предварительного просмотра (Рисунок 11).

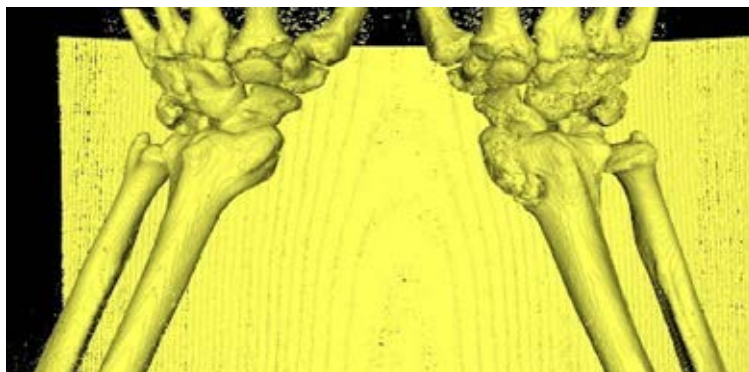


Рисунок 11 – Трёхмерная модель дистальных метаэпифизов лучевой и локтевой костей обоих предплечий

В дальнейшем возможна базовая манипуляция с моделью: ротация, перемещение. Полигональная трёхмерная модель может иметь разрывы, но не более 10% от общей площади поверхности описываемого объекта. Наличие дефектов большей площади может сказываться на точности проводимого планирования. При выявлении пользователем неудовлетворительного результата, можно повторить реконструкцию, указав новые пороговые значения.

Экспорт данных

Полученную трехмерную модель можно экспортировать в формат файла трехмерной модели. Доступные форматы файлов для экспорта представлены в Таблице 4. Обычно для дальнейшей работы достаточно файла в формате STL, признанного стандартным для файлов трехмерных моделей. Файл описывает поверхность в виде множества точек, соединенных между собой треугольными гранями. При этом отсутствует информация о цвете трёхмерной модели. Данный параметр устанавливается пользователем при дальнейшей работе с моделью в программе.

Таблица 4 – Доступные форматы файлов для экспорта

<i>Формат</i>	<i>Расширение</i>
Inventor	.iv
Polygon File Format	.ply
Renderman	.rib
Stereolithography	.stl
VRML	.vrm
VTK PolyData	.vtp
Wavefront	.obj

3.3. Сравнительный анализ трехмерных моделей пострадавшей и контралатеральной конечностей в ручном режиме

Принимая во внимание несвязанность моделей костей конечностей, возможна их прецизионная обработка: зеркально отображая трехмерную модель

здоровой кости в саггитальной плоскости, можно получить модель, максимально идентичную деформированной до произошедших изменений.

Возможно отчетливо определить уровень и величину деформации, сопоставляя идентичные, не затронутые деформацией зоны обеих костей путем применения функции наложения, ротации и смещения. Разница структур будет отображаться относительной девиацией структуры (Рисунок 12).

Следует обратить внимание на необходимость точного сопоставления элементов моделей по длине, ширине и устранения ротационных смещений, что может вызвать определенные трудности из-за манипуляции моделями в ручном режиме ввиду сложности строения костной структуры. Основопологающим моментом является выбор точки ротации на здоровых фрагментах костей для облегчения манипуляций.

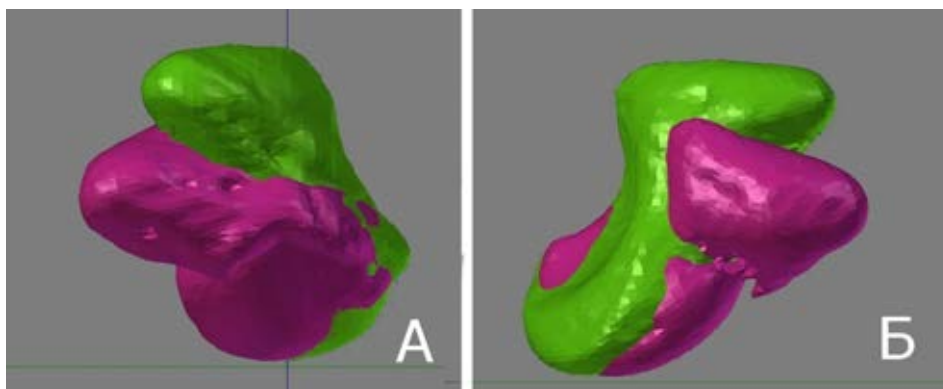


Рисунок 12 – Совмещение трехмерных моделей здоровой (зеленый) и деформированной (фиолетовый) ладьевидных костей, лучевая (А) и ладонная (Б) проекции

Сопоставление структур по совпадающим точкам

Альтернативой «ручному» сопоставлению моделей является сопоставление структур по совпадающим точкам, которое заключается в том, что на каждой из имеющихся моделей пользователем отмечаются участки заведомо аналогичных по анатомическому строению областей, не затронутых деформацией. К примеру, для лучевой кости, при наличии деформации в области диафиза, такими областями могут быть шиловидный отросток, бугорок Листера, суставная поверхность. В дальнейшем программой указанные точки сопоставляются, накладывая изображения трехмерных структур друг на друга и, таким образом,

показывая наличие и величину отклонений структуры несоответствующих элементов. В данном случае крайне важна точность расположения отмеченных точек и их количество, что напрямую влияет на аккуратность сопоставления. Чем больше точек – тем более точным будет сопоставление. Наименьшее допустимое количество отмечаемых точек – четыре (Рисунок 13). Больше количество точек повышает точность сопоставления. Ограничения по количеству выбранных пользователем точек нет.

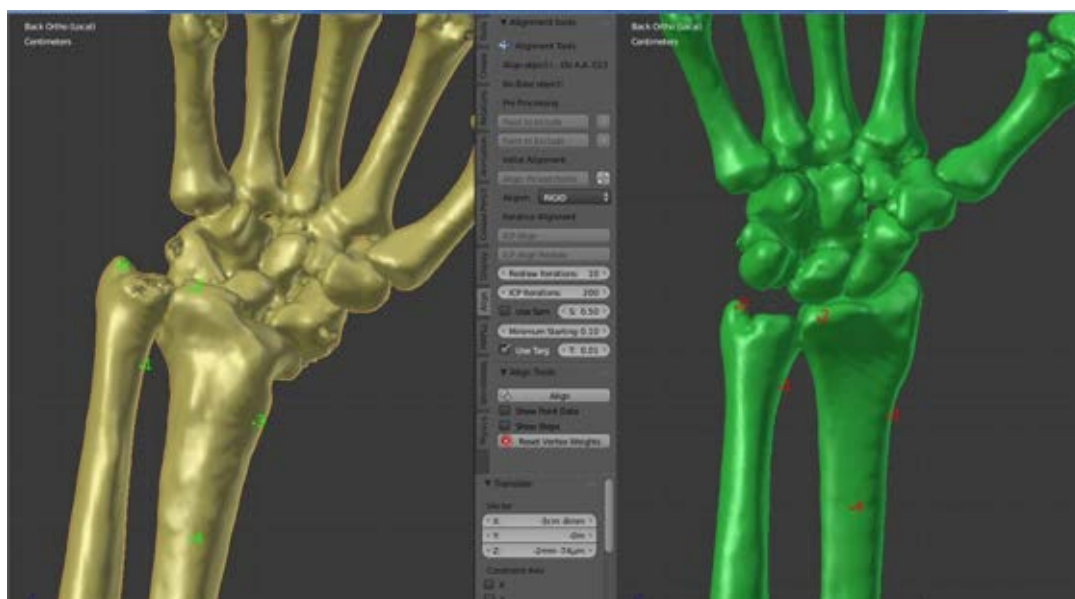


Рисунок 13 – Выбор точек сопоставления на трёхмерной модели сросшегося со смещением отломков дистального метаэпифиза лучевой кости (слева) и отраженной зеркально здоровой модели (справа)

3.4. Сравнительный анализ трехмерных моделей пострадавшей и контралатеральной конечностей в автоматизированном режиме

Более точным способом является автоматический поиск программой совпадающих точек после проведения грубого (приблизительного), но максимально возможного точного ручного сопоставления моделей с устранением программными средствами остаточных смещений.

Сопоставление выполняется с применением специализированной функции итеративного алгоритма ближайших точек. Данный алгоритм реализован в программе «МАРШ» и может использоваться для выполнения прямого сравнения трехмерных объектов, имеющих форму сетки путём наложения. Алгоритм был

разработан в начале 1990-х гг. [32; 40], однако широкое распространение получил позже, после истечения срока патентных ограничений. Запрограммировано исполнение алгоритма до тех пор, пока не будет достигнут окончательный результат, то есть, максимально возможное близкое сопоставление двух трёхмерных моделей. Многократно применяются преобразования (смещение, вращение) необходимые для сведения к минимуму расстояния между точками из двух отдельных объектов (Рисунок 14).

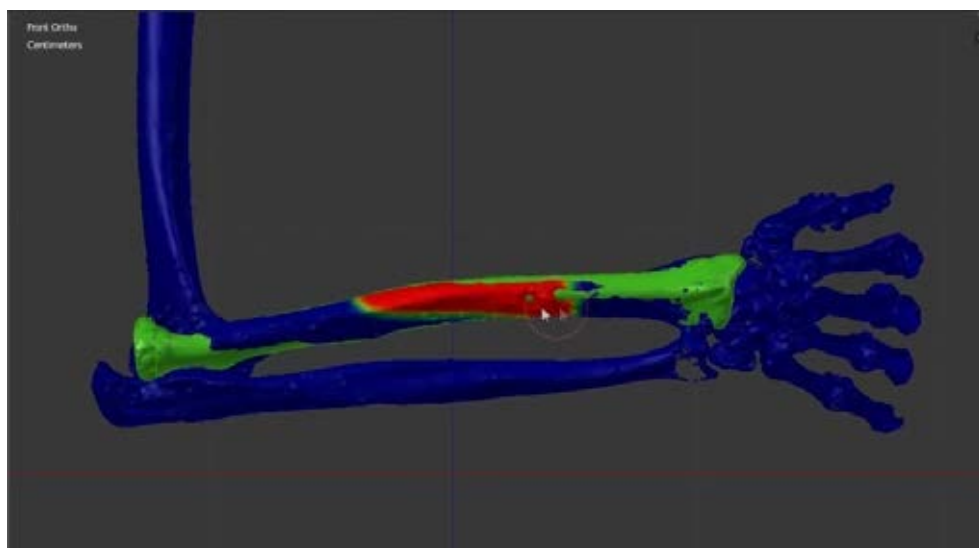


Рисунок 14 – Автоматизированное совмещение моделей здоровой (зеленой) и травмированной (синей) моделей лучевых костей предплечья

Преимуществом данного метода является автоматизация процесса, однако повышаются требования к качеству трехмерных моделей: точность сопоставления на моделях с меньшим количеством точек будет заведомо ниже, чем на структурно более сложных. Стоит также иметь в виду необходимость использования больших аппаратных ресурсов для обработки значительного объема данных, так как, чем более структурно сложной является модель, тем больше оперативной памяти компьютера и мощности процессора требуется для ее обработки. Очевидным преимуществом вышеописанного метода является автоматизация процесса сопоставления, которая позволяет повышать точность и снижать временные затраты.

Разработанная система автоматизированного сравнительного анализа костных деформаций позволяет создавать трехмерную цифровую модель кости на основе лучевых данных или на основе полигональной модели поверхности кости.

При использовании данного подхода необходим приемлемый уровень точности модели, так как модель, содержащая много вершин или точек, может быть сложной при обработке данных, и наоборот: модель с малым числом точек может быть недостаточно точной.

Метрика должна учитывать допустимые отклонения, которые могут отличаться для разных моделей костей и для разных участков одной и той же модели кости.

Разработанный алгоритм автоматизированного совмещения математических моделей костей работает на основе выделенных референсных участков. Совмещение производится путем аффинных преобразований пространства. Алгоритм существенно зависит от качества и сложности выбранной модели. Например, при представлении модели в виде наборов геометрических примитивов может быть использован подход, основанный на последовательном повышении детализации модели и многошаговой корректировке совмещения. В результате чего на первом шаге потребуется провести совмещение простых геометрических фигур. Программная реализация работает на одной вычислительной машине. Она выполняется в интерактивном режиме, обеспечивая возможность оператору ограничиться одним сеансом. Дополнительно имеется возможность пошагового просмотра процесса сопоставления, что дает информацию о присутствии ошибок в процессе сопоставления. Так как вершин в модели может быть много, это может повлечь существенное замедление выполнения программы. Поэтому при реализации разработанного алгоритма автоматизированного совмещения двух математических моделей костей в программе, может потребоваться оптимизация строения конкретных моделей. Для этих целей в программе «МАРШ» реализован алгоритм «Упростить модель», позволяющий существенно снизить плотность полигональной сетки одной модели. Одно нажатие кнопки «упростить» уменьшает количество вершин в трехмерной модели в два раза. Реализация алгоритма происходит в режиме редактирования, который вызывается кнопкой «Режим».

Разработан подход для сравнения и оценки существенных различий между двумя композициями совмещенных объектов костей. Одна из композиций должна состоять из одной модели целиковой кости, а другая может состоять из нескольких трехмерных моделей, в том числе, представляющих модели кости. При выделении существенных различий должны учитываться допустимые отклонения. Тем не менее, данный подход не полностью повторяет подход совмещения моделей по точкам, так как требует выявления существенных различий между трехмерными моделями.

3.5. Создание протокола проведения оперативного вмешательства

Полученные в результате вышеописанных действий данные записывали в виде графического протокола, который размещали в операционной.

Использование предоперационного протокола улучшает логистику операции, позволяя использовать заранее подготовленный набор имплантатов и таким образом избежать временных затрат в процессе вмешательства, оптимизировать работу персонала операционного блока.

3.6. Анализ результатов предоперационного планирования

Независимо от использованной методики по итогам проведенного процесса возможна дополнительная графическая оценка полученных результатов путем построения гистограмм выявленных отклонений для более детальной и полной оценки деформаций.

Гистограмма представляет собой переходную цветовую спектральную шкалу, где каждый из цветов характеризует определенное значение. Цветовой схемой отображается расстояние внешней поверхности структуры одного трехмерного объекта до другого. Зеленый цвет шкалы означает наименьшее отклонение поверхностей, красный – наибольшее. Переходные цвета от желтого до оранжевого, обозначают уменьшение или увеличение отклонения.

Имеется возможность проецирования полученной гистограммы непосредственно на объект исследования, что дает четкую визуальную картину

зоны деформации и делает информацию легкой и понятной для восприятия пользователем (Рисунок 15).

Также возможно проведение точных расчетов с определением абсолютных величин линейных или угловых отклонений.

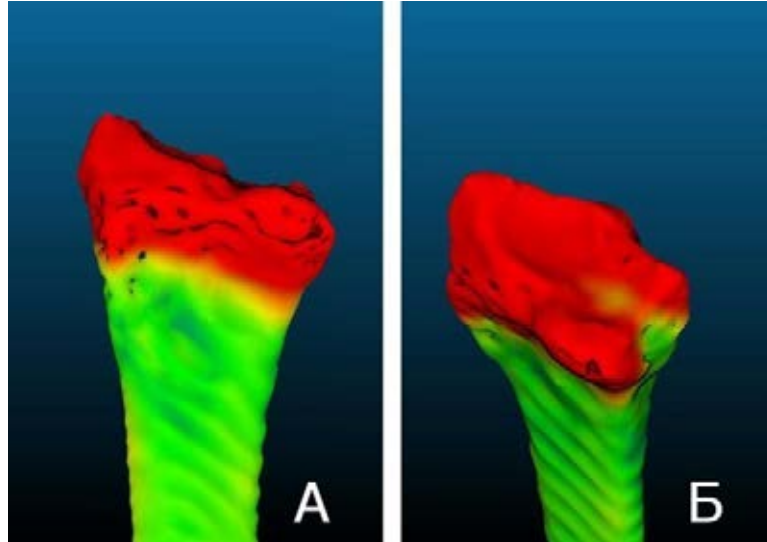


Рисунок 15 – Гистограмма зоны деформации дистального метаэпифиза лучевой кости (показана красным). Тильный вид (А), вид суставной поверхности (Б)

Выводы по главе 3

В результате исследования получены данные о положительном влиянии разработанной методики трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии и проведения моделирования оперативного вмешательства, разработаны новые способы предоперационного планирования в травматологии и ортопедии.

Применение предлагаемой методики повышает точность оценки имеющихся изменений костной системы и положительным образом сказывается на выработке дальнейшей тактики лечения, уменьшая время проведения и повышая точность выполнения оперативных вмешательств у пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями с учетом индивидуальных особенностей каждого клинического случая.

На основе полученных данных возможно создание протокола операции, а также проведение точных расчетов, что положительно отражается на выборе

тактики дальнейшего лечения, выбора оптимального хирургического доступа, вне зависимости от используемого метода оперативного лечения.

Глава 4. СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ

Клиническая часть исследования основана на проведённом лечении 100 пациентов отделения травматологии ФГБУЗ ЦКБ РАН за период с 2013 по 2019 годы. Пациенты разделены на группы основную и контрольную по 50 человек в каждой. Также производилось разделение больных по локализации переломов и костных деформаций (Таблица 5).

Таблица 5 – Распределение пациентов основной и контрольной групп по локализации изменений костной системы

<i>Локализация переломов и посттравматических деформаций</i>	<i>Количество пациентов</i>	
	Основная группа	Контрольная группа
Кости кисти	14	16
Кости предплечья	10	9
Большеберцовая кость	7	5
Кости стопы	9	10
Бедренная кость	6	5
Плечевая кость	4	5

4.1. Результаты лечения у пациентов основной группы

Пациентам основной группы до проведения операции проводилась компьютерная томография заинтересованной и контралатеральной здоровой конечности.

Для получения оптимального результата трехмерной реконструкции, был разработан особый протокол выполнения КТ-исследования, который строго соблюдался. Отклонения от данного протокола повышали риск получения непригодных снимков для дальнейшей трехмерной реконструкции и моделирования. Основой протокола было точное определение зоны исследования и захват сегментов обеих конечностей на всём протяжении.

На основе полученных данных томографии у пациентов основной группы, с использованием разработанной компьютерной программы «МАРШ» создавались трёхмерные модели, которые подвергались дальнейшей обработке в указанной программе для ЭВМ. Таким образом, обеспечивалась непрерывность рабочего

процесса в пределах одного программного продукта. Проведённая трёхмерная реконструкция с формированием поверхностных моделей не зависела от наличия двухмерных срезов томограмм в настоящий момент времени. Конверсия двухмерных снимков в трёхмерную структуру производилась с использованием алгоритма «марширующих кубов», что позволяло подвергать созданные подобным образом трёхмерные модели дальнейшей обработке и передаче в неизменном виде.



<https://youtu.be/Hg48442W3L8>

(импорт файлов формата DICOM)

* Автор В. Б. Шишкин

Рисунок 16 – Ссылка на видео* компьютерной анимации импорта последовательностей снимков МСКТ в программу МАРШ на видеохостинговом сайте YouTube^{RU}

Используя принцип сравнительной оценки, выполнив реконструкцию заинтересованной зоны и аналогичного участка противоположной конечности по вышеописанной методике, создавали две независимые трёхмерные модели схожих анатомических зон.

Принимая во внимание несвязанность моделей костей конечностей, проводилась их прецизионная обработка: зеркально отображали трёхмерную модель здоровой костной структуры, и таким образом, получали модель, максимально идентичную деформированной до произошедших изменений.

После сопоставления моделей по незатронутым деформацией участкам, проводили виртуальные манипуляции: репозицию отломков, при необходимости – остеотомию кости. В качестве шаблона для репозиции выступала трёхмерная модель здоровой контралатеральной конечности.

На полученное таким образом трёхмерное изображение травмированной кости после проведенной коррекции накладывали виртуальную модель имплантата, производили корректное его расположение, выявляли правильное направление и углы введения винтов, измеряли их длины, или же, производили абсолютные геометрические расчеты размеров необходимого имплантата с определением абсолютных величин линейных или угловых отклонений.

Полученные в результате вышеописанных действий данные записывали в виде графического протокола, который размещали в операционной.



<https://youtu.be/91rlwDRhZEK>

(трёхмерная модель пластины для дистального отдела лучевой кости)

* Автор В. Б. Шишкин

Рисунок 17 – Ссылка на видео* компьютерной анимации трёхмерной модель пластины для дистального отдела лучевой кости на видеохостинговом сайте YouTube^{RU}

Дополнительно на основе полученной информации создавали модель индивидуального хирургического шаблона-направителя, который изготавливался методом послойной трёхмерной печати. Шаблон представлял из себя трёхмерную модель, повторяющую с одной из своих сторон поверхность кости, что давало возможность точного его позиционирования на заинтересованном участке в процессе выполнения операции, и имел отверстия для предварительного рассверливания каналов под винты в определённых ранее направлениях. При необходимости выполнения остеотомии, в направителе формировалась прорезь для полотна осцилляторной пилы.

Шаблон изготавливался на трёхмерном принтере из полилактида и подвергался плазменной стерилизации для применения в процессе хирургического вмешательства.



<https://youtu.be/0N5khrZ0V5Y>

(корректирующая остеотомия дистального метаэпифиза лучевой кости)

* Автор В. Б. Шишкин

Рисунок 18 – Ссылка на видео* компьютерной анимации применения индивидуального хирургического шаблона-направителя, напечатанного на трёхмерном принтере при проведении корректирующей остеотомии дистального метаэпифиза лучевой кости предплечья на видеохостинговом сайте YouTube^{RU}:

Клинический пример № 1

Пациент П., 43 года, за два года до обращения в клинику перенес перелом дистальных метаэпифизов обеих костей предплечья со смещением отломков,

получал консервативное лечение, однако после снятия иммобилизации отмечалась деформация в области лучезапястного сустава, ограничение движений и боли в нем. Неоднократные курсы реабилитационных мероприятий не имели положительного эффекта.



Рисунок 19 – Пациент П., 43 года. Соответствие полученной трехмерной модели костей левого предплечья (слева) предоперационной рентгенограмме данной зоны (справа)

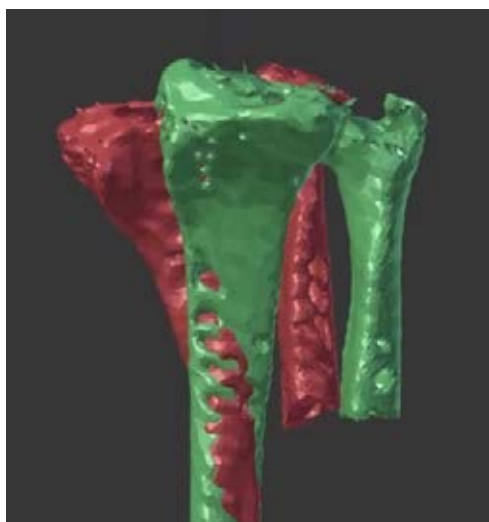


Рисунок 20 – Определение необходимой плоскости остеотомии и репозиция отломков травмированной лучевой кости относительно модели кости здоровой конечности

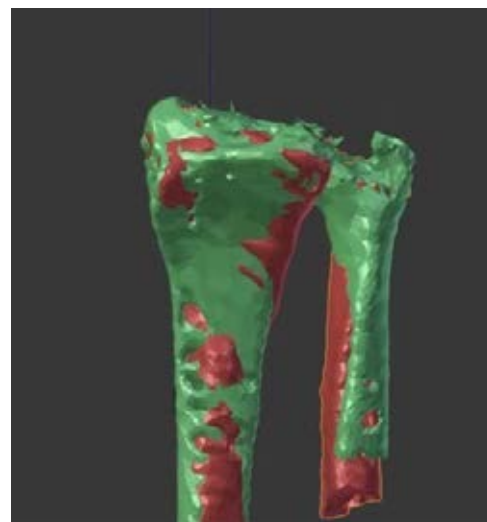


Рисунок 21 – Наложение трехмерных моделей травмированной (красной) и контралатеральной (зеленой) конечностей для определения зоны деформации костей предплечья

Проведено предоперационное планирование с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования, с использованием трехмерной

модели аналогичной области контралатеральной конечности выполнены расчеты необходимой коррекции: определена необходимая плоскость проведения остеотомии обеих костей предплечья, зона корректного расположения имплантата, его размер, направление, количество и размер необходимых для фиксации винтов. Изготовлен индивидуальный хирургический шаблон-направитель.



Рисунок 22 – Интраоперационное расположение хирургического шаблона-направителя на кости



Рисунок 23 – Пациент П., Послеоперационные рентгенограммы левого предплечья спустя 3 месяца после операции

Учитывая наличие деформации обеих костей предплечья, при выполнении укорачивающей остеотомии локтевой кости, полученный костный фрагмент был перемещен в дефект лучевой кости, которой требовалось удлинение, таким

образом, достигнута одномоментная коррекция длины обеих костей предплечья.



Рисунок 24 – Пациент П., послеоперационный функциональный результат спустя 3 месяца

Клинический пример № 2

Пациентка К., 40 лет, обратилась с жалобами на умеренную болезненность по внутренней поверхности левого коленного сустава, в левой стопе при физических нагрузках. Пациентка перенесла травму около 20 лет назад в результате ДТП: получила открытый перелом дистального метафиза бедренной кости, закрытый перелом диафиза большеберцовой кости левой нижней конечности со смещением отломков, по поводу чего выполнен их остеосинтез в аппарате внешней фиксации. Отмечались явления остеомиелита. Находилась в аппарате внешней фиксации около года, отмечалась замедленная консолидация бедренной кости. После снятия аппарата внешней фиксации появилась деформация левой нижней конечности, боли в области левого коленного сустава, стопы при физических нагрузках которые со временем прогрессировали. Консультирована травматологом, рекомендовано оперативное лечение. При осмотре: отмечается варус голени, умеренно выраженная внутренняя ротация стопы (Рисунок 25).

Активно-пассивные движения в коленном суставе ограничены (сгибание до 80 град.), незначительно болезненны в крайних положениях. Осевая нагрузка умеренно болезненна в данной зоне. Нейротрофических расстройств в дистальных отделах левой нижней конечности не выявлено.



Рисунок 25 – Внешний вид конечности пациентки до операции

По данным МСКТ левой нижней конечности отмечается посттравматическая деформация дистального отдела бедренной кости с наличием варусной деформации, смещением по длине, присутствием ротационного компонента. Выполнена трехмерная реконструкция данных МСКТ для предоперационного планирования проведен анализ деформации: определяется варусная и ротационная деформация на уровне дистального отдела бедренной кости. С использованием трёхмерной модели контралатеральной конечности выполнено моделирование операции с устранением деформации бедренной кости (Рисунок 26).

Осуществлён доступ к зоне предполагаемой остеотомии, определенной ранее предоперационно. При помощи осцилляторной пилы выполнена остеотомия бедренной кости на уровне и под углом, спланированными на дооперационном этапе с применением изготовленного на 3D-принтере индивидуального шаблона-направителя.

Выполнен рентгеноскопический контроль механической оси электронно-оптическим преобразователем: отмечается устранение варусной деформации и деротация нижней конечности (Рисунок 27). Произведена комбинированная костная пластика зоны дефекта с фиксацией пластиной с угловой стабильностью.



Рисунок 26 – Коррекция деформации бедренной кости на трёхмерной модели с использованием шаблона здоровой контралатеральной конечности

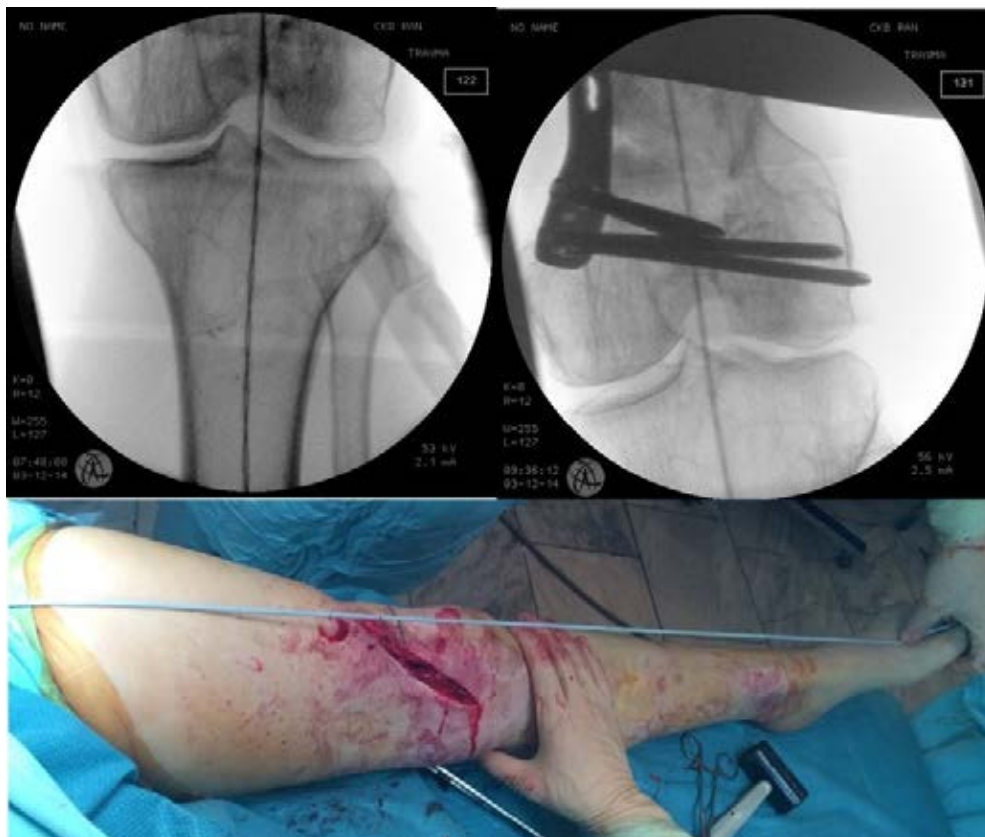


Рисунок 27 – Определение механической оси нижней конечности электронно-оптическим преобразователем (наверху) и клинически (внизу)

Послеоперационный период протекал без осложнений, пациентка активизирована, болевой синдром купирован. Уровень физической прогрессивно увеличивался. Пациентка приступила к передвижению с полной осевой нагрузкой на левую нижнюю конечность через 6 недель после операции. Достигнут хороший косметический эффект. На контрольных рентгенограммах положение костных отломков и металлофиксаторов было удовлетворительным (Рисунок 28).



Рисунок 28 – Послеоперационные рентгенограммы (слева) и внешний вид конечности (справа) после проведенной операции

Клинический пример № 3

Пациент Н., 43 года, травма за 3 года до обращения: на левую стопу упал с высоты 1,5 м тяжелый предмет весом порядка около 20 кг. Пациент почувствовал резкую боль, возникла деформация конечности, открытая рана. Диагностирован открытый перелом обеих лодыжек, дистального метаэпифиза левой голени со смещением отломков. Находился на скелетном вытяжении, которое было в дальнейшем заменен аппаратом внешней фиксации. После снятия АВФ сохранялась деформация в области левого голеностопного сустава, боли, ограничение движений, нарушение функции конечности.

Передвигается при помощи трости, умеренно хромая на левую нижнюю конечность. Отмечается вальгусная деформация на уровне левого голеностопного

сустава. Движения в левом голеностопном суставе отсутствуют, при пальпации умеренная боль. При осевой нагрузке на левую нижнюю конечность незначительная боль в области голеностопного сустава. Расстройств периферического кровообращения и иннервации не выявлено.

По данным МСКТ левой нижней конечности отмечается наличие вальгусной деформации в области голеностопного сустава. Выполнена с целью проведения предоперационного планирования (Рисунок 29).

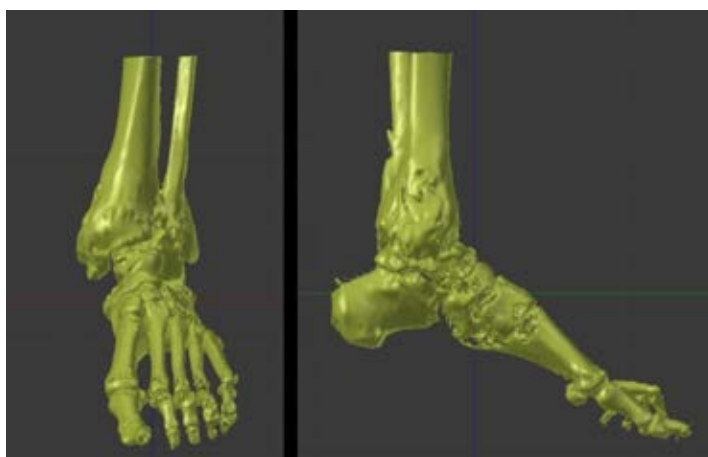


Рисунок 29 – Трёхмерная реконструкция данных МСКТ правого голеностопного сустава. Слева – вид спереди, справа – вид сбоку

С использованием трёхмерной модели контралатеральной конечности выполнено моделирование операции с устранением деформации большеберцовой кости (Рисунок 30), восстановлением оси конечности и подбором необходимого имплантата.

Пациенту выполнена операция: корригирующая остеотомия дистального метаэпифиза большеберцовой кости с артродезированием левого голеностопного сустава пластиной. Выделен дистальный метаэпифиз большеберцовой кости, шейка таранной кости, щель голеностопного сустава. Щель голеностопного сустава прослеживается, суставные поверхности большеберцовой и таранной костей деформированы, уплощены, отмечается незначительное количество синовиальной жидкости.

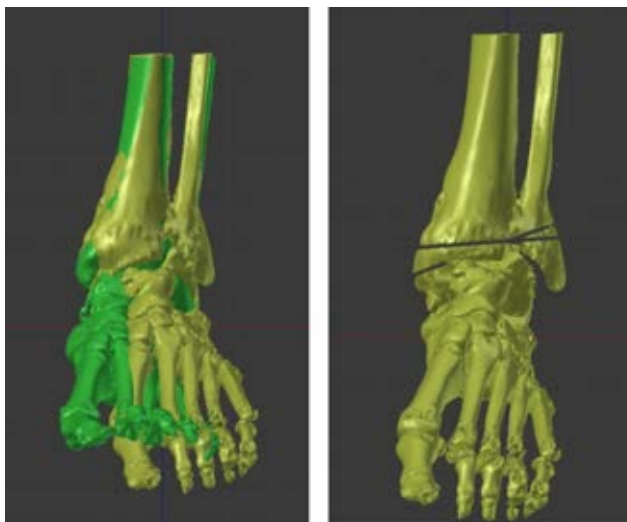


Рисунок 30 – Слева: совмещение трехмерных моделей травмированной (бежевая) и здоровой (зеленая) конечностей. Справа – определение зоны остеотомии

Согласно предоперационного планирования произведена клиновидная резекция большеберцовой и таранной костей с применением индивидуального хирургического направителя (Рисунок 31).



Рисунок 31 – Выполнение остеотомии большеберцовой кости с использованием хирургического шаблона-направителя

Под контролем ЭОПа произведено разобщение дистального межберцового синостоза, остеотомия наружной лодыжки (Рисунок 32).

Стопа выведена в правильное положение, достигнут контакт между опилом таранной и большеберцовой костей. Поверхность таранной и большеберцовой костей адаптирована под установку передней пластины для артродеза голеностопного сустава. Большеберцовая и таранная кости зафиксированы в

достигнутом положении при помощи преформированной блокированной пластины для артродеза голеностопного сустава, пластина фиксирована винтами.

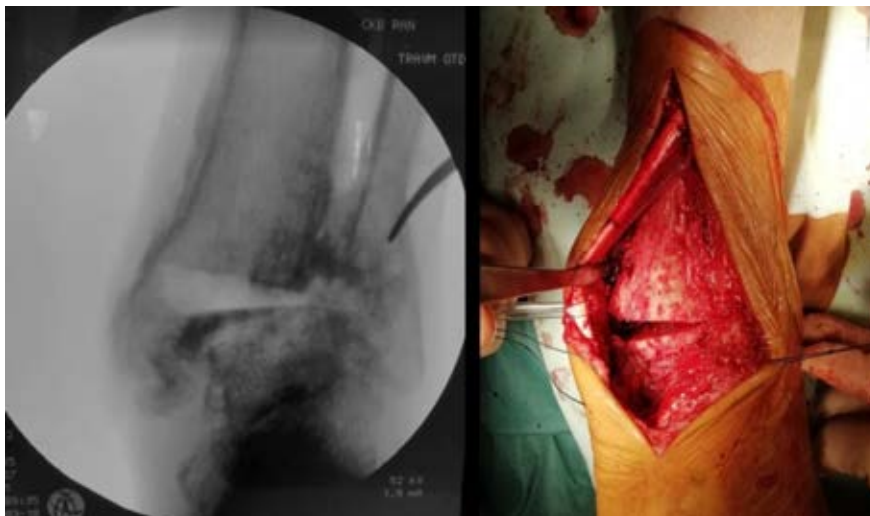


Рисунок 32 – Клиновидная резекция большеберцовой и таранной костей.
Слева – рентгеноскопический вид. Справа – интраоперационный вид

На контрольной рентгенограмме с рентгеноскопией и функциональными пробами (интраоперационно, С-дуга ЭОП) положение отломков и фиксаторов удовлетворительное (Рисунок 33).



Рисунок 33 – Контрольная рентгенография левого голеностопного сустава

4.2. Результаты лечения пациентов контрольной группы

Пациенты контрольной группы проходили лечение, применяя стандартный протокол предоперационного планирования в виде рентгенографии конечности в 2 стандартных проекциях. В контрольной группе выбор размера фиксатора

осуществлялся непосредственно в процессе оперативного вмешательства. Оптимальная его позиция определялась при помощи электронно-оптического преобразователя, в ряде случаев требовалось проводить моделирование формы имплантата при помощи формовочных ключей.

Клинический пример № 4

Пациент П., 35 лет, травма в быту, упал с опорой на левую верхнюю конечность. Получил закрытый перелом дистального метаэпифиза лучевой кости левого предплечья, рекомендовано оперативное лечение, госпитализирован в травматологическое отделение ЦКБ РАН.

Местный статус: Левая верхняя конечность иммобилизована тыльно-лучевой лонгетной повязкой от головок пястных костей до средней трети предплечья. Отмечается умеренный отек, деформация, боль при пальпации мягких тканей левого лучезапястного сустава. Осевая нагрузка на левое предплечье резко болезненная. Активно-пассивные движения в левом лучезапястном суставе резко ограничены из-за боли. Расстройств периферического кровообращения и иннервации нет.

На рентгенограммах левого лучезапястного сустава в 2 проекциях от закрытый перелом дистального метаэпифиза левой лучевой кости со смещением отломков.

Пациенту выполнена операция: открытая репозиция, остеосинтез дистального метаэпифиза левой лучевой кости пластиной. В положении пациента на спине, после трехкратной обработки операционного поля растворами антисептиков, выполнена полипозиционная рентгенография левого кистевого сустава при помощи электронно-оптического преобразователя, при выполнении функциональных проб определяется смещение отломков лучевой кости, подвижность их друг относительно друга. Произведён линейный разрез кожи до 8,0 см длиной по ладонной поверхности средней трети левого предплечья. Тупо и остро достигнуто место перелома дистального метаэпифиза лучевой кости. Выполнена репозиция отломков лучевой кости. Под рентгеноскопическим контролем положение костных отломков, металлофиксаторов удовлетворительное. Выполнен остеосинтез лучевой кости пластиной, фиксированной винтами с

угловой стабильностью. Наложена асептическая повязка.

На контрольных рентгенограммах через 4 недели после операции отмечен сохраняющийся вывих кисти (Рисунок 31).



Рисунок 34 – Контрольные рентгенограммы кистевого сустава после остеосинтеза лучевой кости пластиной

У пациента сохранялись боли в области кистевого сустава, отмечалось ограничение сгибания кисти (Рисунок 35).



Рисунок 35 – Неудовлетворительный функциональный результат спустя 4 недели после операции остеосинтеза дистального метаэпифиза лучевой кости. Отмечается дефицит сгибания в кистевом суставе

Пациенту проведено повторное оперативное лечение: артроскопическая

санация кистевого сустава, устранение вывиха кисти, трансартикулярная фиксация спицами. После удаления спиц функция кистевого сустава восстановлена, болевой синдром купирован.

Клинический пример № 5

Пациентка С., 65 лет, получила травму в быту: упала с упором на левую верхнюю конечность с высоты собственного роста. Первая медицинская помощь оказана в травмпункте по месту пребывания. На протяжении двух суток после травмы пациентка находилась на стационарном лечении в городской больнице с диагнозом: закрытый фрагментарный перелом верхней трети левой плечевой кости со смещением костных отломков. Проводилось консервативное лечение (гипсовая иммобилизация, анальгетическая терапия). Выписана на амбулаторное долечивание. В связи с сохранением болевого синдрома, госпитализирована в травматологическое отделение ЦКБ РАН для оперативного лечения.

На рентгенограммах левой верхней конечности отмечен фрагментарный перелом проксимальной трети плечевой кости со смещением отломков. Пациентке выполнено оперативное лечение: остеосинтез плечевой кости интрамедуллярным блокированным штифтом. В операционной произведена полипозиционная рентгенография, рентгеноскопия зоны интереса. Выполнена закрытая ручная репозиция отломков левой плечевой кости, отломки сопоставлены. Через линейный разрез кожи длиной 3 см в проекции головки плеча из верхнего полюса головки плеча по направляющей спице в костномозговой канал введён интрамедуллярный плечевой штифт. Выполнено дистальное блокирование штифта одним винтом диаметром с использованием техники «свободной руки» через отдельный прокол кожи, проксимальное блокирование штифта выполнено двумя винтами по направителю.

На контрольных послеоперационных рентгенограммах отмечено субоптимальное стояние отломков, их расхождение (Рисунок 33). Также отмечена некорректная точка ввода штифта в проксимальный отдел кости: штифт был введен в переднюю часть головки плечевой кости, в результате чего произошло тыльное запрокидывание проксимального отломка при блокировании штифта, что могло

послужить причиной неадекватной репозиции отломков. Следует отметить длительное применение электронно-оптического преобразователя в процессе операции, учитывая закрытый характер выполненного остеосинтеза. В послеоперационном периоде пациентка отмечала наличие умеренных болей в области плечевого сустава, ограничение движений в нём. Был проведен курс лечебно-реабилитационных мероприятий, в результате которого интенсивность болевого синдрома уменьшилась, однако ограничение движений в плечевом суставе сохранилось.



Рисунок 36 – Контрольная рентгенограмма плечевой кости после остеосинтеза штифтом – прямая и боковая проекции

Клинический пример № 6

Пациент Д., 43 года, получил травму в результате ДТП: получил открытый многооскольчатый внутрисуставной перелом дистального эпифиза левой бедренной кости с переходом на диафиз и смещением отломков.

Пациенту выполнена операция – остеосинтез бедренной кости пластиной. В положении на спине, при интраоперационной рентгенографии и рентгеноскопии

выявлен многооскольчатый характер перелома бедренной кости, наличие recurvации мыщелков, смещения во фронтальной плоскости и под углом, открытым кнаружи (варус). Устранение recurvации мыщелков бедра потребовало применения дополнительных комбинированных технических приемов в виде тракции, девиации и сгибания голени, а также использования спиц, введённых в мыщелки бедра в качестве манипуляторов. Из линейного разреза по наружной поверхности области левого коленного сустава. Послойно тупым и острым способом прокисмально сформирован канал в мягких тканях до подвертельной области. В рану введена пластина, соединённая с направителем для малоинвазивного введения. Под рентгеноскопическим контролем пластина ориентирована по диафизу, закреплена при помощи компрессирующих свёрл, выполнено устранение остаточной сагиттальной деформации. Пластина фиксирована винтами через отдельные разрезы. Раны промыты антисептиками, послойно ушиты. На контрольных послеоперационных рентгенограммах отмечено сохраняющееся смещение отломков бедренной кости (Рисунок 37), вальгусная деформация бедренной кости.



Рисунок 37 – Контрольная рентгенограмма бедренной кости после остеосинтеза пластиной. Сохраняется смещение отломков

В процессе операции также отмечено длительное использование электронно-оптического преобразователя (17,3 минут), учитывая выбранную технику малоинвазивного остеосинтеза и трудности при репозиции отломков. Дополнительно, при анализе контрольных рентгенограмм выявлена недостаточная длина дистальных винтов, что могло послужить причиной формирования угловой деформации бедренной кости.

Пациент в послеоперационном периоде прошёл курс лечебно-реабилитационных мероприятий, в результате которого интенсивность болевого синдрома уменьшилась, однако ограничение движений в коленном суставе сохранилось, сформировалась разгибательная контрактура коленного сустава, что потребовало проведения его редрессации. Функциональный результат расценен как удовлетворительный.

4.3. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов основной и контрольной групп

Была проведена комплексная сравнительная оценка результатов лечения больных основной и контрольной групп для объективной оценки результатов исследования и для научного обоснования использования методики предоперационного планирования с применением трёхмерной компьютерной реконструкции и моделирования.

Сравнивая полученные данные по технике выполнения операции, в плане использования хирургических доступов и металлофиксаторов, значимых различий выявлено не было.

Продолжительность операции и длительность итраоперационного использования электронно-оптического преобразователя в контрольной группе исследуемых превышает данные результаты относительно основной группы, это объясняется выполнением основных этапов планирования в основной группе предоперационно. В контрольной группе во время операции возникала необходимость использования электронно-оптического преобразователя для контроля расположения костных отломков и фиксатора, тогда как в основной

группе коррекция положения отломков происходила в момент фиксации имплантата на основании репозиционных отверстий для винтов, созданных при помощи индивидуального хирургического шаблона-направителя.

Проведя анализ результатов анкетирования больных по качеству жизни и удовлетворенностью оперативного лечения до операции и через 36 месяцев после хирургического вмешательства, не выявлено достоверных различий между группами.

Сравнивая результаты интенсивности боли по ВАШ, достоверных различий в группах не было найдено ($p < 0,05$) (Таблица 6).

Таблица 6 – Интенсивность выраженности болевого синдрома в основной и контрольной группах

	<i>До операции</i>		<i>После операции</i>	
	Основная группа	Контрольная группа	Основная группа	Контрольная группа
Интенсивность боли	6,5	6,2	1	1

В большинстве случаев в основной группе через 6 мес. после операции полностью восстанавливалась функциональная активность, что характеризует лечение как имеющее хорошие и отличные результаты.

В основной группе ни в одном из случаев по данным послеоперационного рентгенологического исследования не было выявлено ни разрушения имплантатов, ни признаков резорбции костной ткани вокруг имплантов, ни миграции имплантатов. На контрольных рентгенограммах размер и расположение имплантатов соответствовали запланированному, изменения выбора тактики хирургического лечения, замены имплантата в процессе операции не потребовалось ни в одном случае. В то же время, в контрольной группе выбор размера фиксатора осуществлялся непосредственно в процессе оперативного вмешательства и требовал больших временных затрат для оптимального позиционирования, а в ряде случаев, и моделирования формы имплантата.

Полученные рентгенологические данные свидетельствовали, что положение костных отломков и металлофиксаторов во всех случаях было

удовлетворительным. Это говорит о высокой точности исполнения оперативных вмешательств. Использование разработанной методики позволило достичь хорошие и отличные результаты лечения у пациентов основной группы.

Отмечалось снижение времени операции: средняя длительность операции в основной группе составила $79,1 \pm 1,7$ минут, в группе сравнения – $109,5 \pm 2,7$ минут. В основной группе продолжительность операции была меньше на 27,7%. Различия в продолжительности операций статистически значимы ($p < 0,05$).

Таблица 7 – Сравнительный анализ результатов лечения

Основная группа	Контрольная группа
Средняя продолжительность операции	
$79,1 \pm 1,7$ минут	$109,5 \pm 2,7$ минут
Снижение на 27,7 %	
Средняя продолжительность <u>интраоперационного</u> использования электронно-оптического преобразователя	
$3,7 \pm 0,8$ минут	$12,4 \pm 1,2$ минут
Снижение на 70,2 %	
Средняя продолжительность госпитализации	
$6,89 \pm 2,65$ койко-дней	$7,33 \pm 2,75$ койко-дней
Снижение на 7 %	

Существенно различалась длительность интраоперационного использования электронно-оптического преобразователя в обеих группах. В основной группе среднее время облучения составило $3,7 \pm 0,8$ минут, тогда как в контрольной группе – $12,4 \pm 1,2$ минут, что больше на 70,2%. Различия статистически значимы ($p < 0,05$). Это связано с принципиально разным подходом к использованию электронно-оптического преобразователя. Так, в основной группе аппарат использовался для контроля положения отломков и фиксатора после установки, тогда как в группе сравнения электронно-оптический преобразователь применялся на протяжении всей операции, в момент выполнения репозиции отломков, коррекции положения имплантата, а также при необходимости изменения направления и длины винтов.

Средняя продолжительность госпитализации для пациентов основной группы составила $6,89 \pm 5,65$ койко-дней, тогда как в контрольной $7,33 \pm 2,75$. Различия между этими значениями статистически не значимы ($p > 0,05$).

Оценка функционального результата проводилась с применением функциональных шкал. Для верхней конечности использовалась шкала QuickDASH, для нижней конечности – шкала LEFS. Среднее значение функциональной шкалы верхней конечности QuickDASH в основной группе составило 88,6 баллов, в контрольной группе – 85,8 баллов.



Рисунок 38 – Баллы функциональной шкалы верхней конечности QuickDASH



Рисунок 39 – Баллы функциональной шкалы нижней конечности LEFS

Среднее значение функциональной шкалы нижней конечности LEFS в основной группе составило 76,8 баллов, в контрольной группе – 68,2 баллов.

Для удобства сравнения, балльные результаты каждой из шкал были переведены в процентное выражение от максимально возможной балльной оценки. Отличным функциональным результатом считался от 90% до 100% от функции конечности, хорошим – от 80% до 90%, удовлетворительным – от 70% до 80%, неудовлетворительным результатом считался результат менее 70% от функции конечности.

Сравнивая результаты лечения пациентов, наблюдавшихся в отдаленном послеоперационном периоде в основной и контрольной группах (6 месяцев после операции), было отмечено, что отличные функциональные результаты в основной группе были зафиксированы у 72% пациентов, хорошие результаты наблюдались у 20% больных; удовлетворительные результаты в основной группе составили 8% больных; неудовлетворительных результатов отмечено не было. В группе контроля отличные результаты отмечены у 60% больных; хорошие результаты у 24% больных; удовлетворительные результаты у 14% больных, неудовлетворительные результаты зарегистрированы у 2% больных.

У всех прооперированных пациентов был восстановлен прежний уровень физической активности. Из числа работающих пациентов все вернулись к прежней профессиональной деятельности.

Консолидация костных отломков оценивалась через 6 месяцев после операции по результатам контрольной рентгенографии. В основной группе сращение было достигнуто у 100% пациентов. На контрольных рентгенограммах у всех пациентов положение костных отломков и металлофиксаторов было удовлетворительным и соответствовало рассчитанному на дооперационном этапе, а анатомические костно-суставные взаимоотношения максимально соответствовали таковым здоровой, контралатеральной конечности. В группе сравнения сращение переломов было достигнуто у 86% пациентов, что связано в некоторых случаях с некорректным выбором фиксатора, субоптимальным его расположением на кости и свидетельствует об эффективности предлагаемой

методики в лечении пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями.



Рисунок 40 – Количество случаев сращения переломов через 6 месяцев после операции в основной и контрольной группах

Резюмируя данный раздел, мы пришли к выводу, что при проведении предоперационного планирования с применением системы трёхмерной реконструкции и моделирования сокращается продолжительность операции, повышается точность проведения хирургического вмешательства, что позволяет исключить послеоперационные осложнения, наблюдаемые в отдаленные сроки.

По итогам исследования усовершенствован протокол проведения предоперационного планирования у пациентов травматолого-ортопедического профиля, имеющих переломы и посттравматические деформации костей конечностей для уменьшения времени проведения операции, повышения точности проведения процедуры, снижения риска интраоперационного лучевого воздействия на пациента. На основе клинических данных и данных инструментального обследования были определены показатели эффективности использования разработанной системы предоперационного планирования.

Разработанная система предоперационного планирования с применением трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования снижает число послеоперационных осложнений, сокращает время восстановительного периода и

нахождения пациентов в стационаре, улучшает функциональные исходы пациентов, имеющих переломы и посттравматические деформации костей конечностей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе исследования было пролечено 100 пациентов, имеющих переломы и посттравматические деформации костей конечностей, и нуждавшиеся в оперативном лечении. Была сформирована основная группа из 50 пациентов, которым было проведено оперативное лечение в соответствии с выработанным на основе проведенной компьютерной реконструкции и моделирования планом. Группу сравнения составили 50 пациентов, перенесших переломы костей конечностей аналогичные первой группе по локализации, которым в качестве предоперационного планирования проводилась стандартная рентгенография поврежденной зоны конечности в двух проекциях.

Пациенты проходили лечение в травматологическом отделении ФГБУЗ ЦКБ РАН в период с 2013 по 2019 гг.

В исследование были включены совершеннолетние пациенты, имеющие переломы или посттравматические деформации костей одной из конечностей при наличии здоровой костной анатомии контралатеральной конечности. Возраст пациентов от 18 до 80 лет.

Среди пациентов основной группы было 18 мужчин и 32 женщины. Средний возраст больных составил 40,3 года, минимальный – 20 лет, максимальный – 73 года.

В контрольной группе было 24 мужчины и 26 женщин. Средний возраст больных составил 38,6 лет, минимальный – 22 года, максимальный – 76 лет.

Основным условием применения методики являлось отсутствие деформаций костей противоположной конечности, а также технические возможности для проведения компьютерной томографии в сравнительном режиме.

Проводился сбор анамнеза, клинический осмотр пациента, выполнялась гониометрия (измерялась амплитуда движений в смежных суставах поврежденного сегмента конечности).

Пациентам основной группы до проведения операции проводилась компьютерная томография заинтересованной и контралатеральной здоровой

конечности. Пациентам контрольной группы проводилось стандартное рентгенологическое исследование зоны интереса в 2 проекциях.

Для получения оптимального результата трехмерной реконструкции, был разработан особый протокол выполнения КТ-исследования, который строго соблюдался. Отклонения от данного протокола повышали риск получения непригодных для дальнейшей трехмерной реконструкции и моделирования снимков.

Основой протокола было точное определение зоны исследования и захват сегментов обеих конечностей на всём протяжении.

На основе полученных данных томографии у пациентов основной группы, с использованием разработанной компьютерной программы «МАРШ», создавались трёхмерные модели, которые подвергались дальнейшей обработке в указанной программе для ЭВМ. Таким образом, обеспечивалась непрерывность рабочего процесса в пределах одного программного продукта. Проведённая трёхмерная реконструкция с формированием поверхностных моделей не зависела от наличия двумерных срезов томограмм в настоящий момент времени. Конверсия двумерных снимков в трехмерную структуру производилась с использованием алгоритма «марширующих кубов», который является стандартным методом поверхностной КТ-реконструкции.

Используя принцип сравнительной оценки, выполнив реконструкцию заинтересованной зоны и аналогичного участка противоположной конечности по вышеописанной методике, создавали две независимые трехмерные модели схожих анатомических зон. Принимая во внимание несвязанность моделей костей конечностей, проводилась их прецизионная обработка: зеркально отображали трехмерную модель здоровой костной структуры, и таким образом, получали модель, максимально идентичную деформированной до произошедших изменений (Рисунок 2).

В результате настоящего исследования создана компьютерная программа «МАРШ» (свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ номер 2015661269 от 22.10.2015). Программа включает в себя определенные

командные функции, последовательность выполнения которых приводит к облегчению проведения сравнительной оценки костных деформаций, а также упрощает работу с трехмерными моделями и позволяет создавать индивидуальные хирургические шаблоны-направители.

Программа предназначена для проведения предоперационного планирования в травматологии и ортопедии при переломах и посттравматических деформациях костей конечностей. Имеется возможность производить манипуляции с трехмерными моделями костей конечностей, позволяя более четко определить различия в строении моделей пострадавшей и контралатеральной (здоровой) сторон при подготовке к оперативному вмешательству и составить полноценный предоперационный план.

Сопоставляя идентичные, не затронутые деформацией зоны обеих костей путем наложения, ротации и смещения моделей, определяли уровень и величину деформации. Разница структур отображалась относительной девиацией структуры. Модель здоровой кости накладывали на модель пострадавшей костной структуры таким образом, чтобы обеспечить максимальное совпадение точек моделей, не затронутых деформацией, начиная от неповрежденного суставного конца.

Следует обратить внимание на необходимость точного сопоставления элементов моделей по длине, ширине и устранения ротационных смещений, что достаточно трудно осуществить при манипуляции моделями в ручном режиме ввиду сложности анатомического строения костей.

Для повышения точности и скорости совмещения трёхмерных моделей, был разработан способ автоматического поиска программой схожих по строению зон после проведения первичного ручного сопоставления моделей с устранением остаточных смещений программными средствами.

Сопоставление выполнялось с применением специализированной функции итеративного алгоритма ближайших точек.

По итогам проведенного процесса сопоставления проводили дополнительную графическую оценку полученных результатов путем построения

гистограмм выявленных отклонений для более детального и полного анализа деформации. Гистограмма представляла собой переходную цветовую спектральную шкалу, где каждый из цветов характеризует определенное значение. Цветовой схемой отображается расстояние внешней поверхности структуры одного трехмерного объекта до другого.

После сопоставления моделей по незатронутым деформацией участкам, проводили виртуальные манипуляции: репозицию отломков, при необходимости – остеотомию кости. В качестве шаблона для репозиции выступала трёхмерная модель здоровой контралатеральной конечности.

На полученное таким образом трехмерное изображение травмированной кости после проведенной коррекции накладывали виртуальную модель имплантата, производили корректное его расположение, выявляли правильное направление и углы введения винтов, измеряли их длины, или же, производили абсолютные геометрические расчеты размеров необходимого имплантата с определением абсолютных величин линейных или угловых отклонений. Полученные в результате вышеописанных действий данные записывали в виде графического протокола, который размещали в операционной.

Дополнительно на основе полученной информации создавали модель индивидуального хирургического шаблона-направителя, который изготавливался методом послойной трёхмерной печати. Шаблон представлял из себя трёхмерную модель, повторяющую с одной из своих сторон «негатив» поверхности кости, что давало возможность точного его позиционирования на заинтересованном участке в процессе выполнения операции, и имел отверстия для предварительного рассверливания каналов под винты в определённых ранее направлениях. В ряде случаев, при необходимости выполнения остеотомии, в направителе имелась прорезь для полотна пилы. Шаблон изготавливался на трёхмерном принтере из полилактида и подвергался плазменной стерилизации для применения в процессе хирургического вмешательства.

Использование разработанной методики позволило достичь хорошие и отличные результаты лечения у пациентов основной группы. На контрольных

рентгенограммах размер и расположение имплантатов соответствовали запланированному, изменения выбора тактики хирургического лечения, замены имплантата в процессе операции не потребовалось ни в одном случае. В то же время, в контрольной группе выбор размера фиксатора осуществлялся непосредственно в процессе оперативного вмешательства и требовал больших временных затрат для оптимального позиционирования, а в ряде случаев, и моделирования формы имплантата.

Отмечалось снижение времени операции: средняя длительность операции в основной группе составила $79,1 \pm 1,7$ минут, в группе сравнения – $109,5 \pm 2,7$ минут.

Существенно различалась длительность интраоперационного использования электронно-оптического преобразователя в обеих группах. В основной группе среднее время облучения составило $3,7 \pm 0,8$ минут, тогда как в контрольной группе – $12,4 \pm 1,2$ минут.

Сравнивая результаты лечения пациентов, наблюдавшихся в отдаленном послеоперационном периоде в основной и контрольной группах (6 месяцев после операции), было отмечено, что отличные результаты в основной группе были зафиксированы у 72% пациентов, хорошие результаты наблюдались у 20% больных; удовлетворительные результаты в основной группе составили 8% больных; неудовлетворительных результатов отмечено не было. В группе контроля отличные результаты отмечены у 60% больных; хорошие результаты у 24% больных; удовлетворительные результаты у 14% больных, неудовлетворительные результаты зарегистрированы у 2% больных.

ВЫВОДЫ

1. Современные методы диагностики изменений костной системы у пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями предоставляют возможности для получения полной картины повреждения сегментов конечностей и не должны ограничиваться стандартной рентгенографией: в сложных клинических случаях необходимо проведение компьютерной томографии с целью повышения качества предоперационного планирования.

2. Показаниями к проведению предоперационного планирования с применением трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии у пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями с целью прецизионного определения этапов операции являются наличие трудностей в интерпретации изменений костной системы на этапе рентгенологического обследования, наличие здоровой контралатеральной конечности. Противопоказаниями для применения предлагаемой методики являются наличие деформации костей контралатеральной конечности или ее полное отсутствие.

3. Разработанный метод предоперационного планирования с применением трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии и компьютерного моделирования оперативного вмешательства у пациентов с переломами костей конечностей и их последствиями позволяет сократить время проведения операции, повышая точность хирургической манипуляции.

4. Создана специализированная программа ЭВМ для проведения предоперационного планирования с применением трехмерной реконструкции данных компьютерной томографии и компьютерного моделирования оперативного вмешательства.

5. Проведенный сравнительный анализ стандартного рентгенологического предоперационного обследования пациентов с предлагаемой методикой на основе контрольных послеоперационных рентгенограмм показал увеличение точности репозиции отломков и позиционирования имплантатов, сокращение длительности проведения операции и времени интраоперационного облучения у пациентов, пролеченных с применением предлагаемой методики.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При наличии сложностей в интерпретации рентгенологической картины перелома или посттравматической деформации кости конечности целесообразно выполнять МСКТ зоны интереса с захватом контралатеральной конечности.
2. МСКТ следует выполнять с захватом смежных суставов поврежденного сегмента конечности с шагом среза не менее одного миллиметра.
3. Выполнение сегментации снимков необходимо производить в программе МАРШ с использованием алгоритма «марширующие кубы» с выведением зоны интереса путём выбора интервала единиц Хаунсфилда.
4. Зону интереса следует выявлять посредством исполнения алгоритма «ближайших точек» путём наложения друг на друга незатронутых деформацией сегментов трёхмерных моделей костей.
5. Подбор фиксатора следует производить, учитывая индивидуальные особенности каждого клинического случая, принимая во внимание основные принципы накостного остеосинтеза.
6. Для создаваемого в программе МАРШ индивидуального хирургического шаблона-направителя обязательным условием должно быть наличие на одной из его сторон негатива поверхности вычисленной зоны расположения на кости.
7. Индивидуальный хирургический шаблон-направитель должен иметь оптимальные размеры для размещения в операционной ране.
8. После применения индивидуальный хирургический шаблон-направитель следует утилизировать.
9. Применяемые в процессе операции техники остеотомии и остеосинтеза должны опираться на основные хирургические принципы в соответствии с опытом хирурга, рекомендациями производителя металлофиксаторов.
10. В послеоперационном ведении пациентов необходимо учитывать выявленную интраоперационную картину, стабильность фиксации, индивидуальные особенности каждого клинического случая.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

3D (англ. Three-Dimensional) – трёхмерный

АД – артериальное давление

АсАТ – аспартатаминотрансфераза

АлАТ – аланинаминотрансфераза

ВАШ, VAS (англ. Visual Analog Scale) – визуальная аналоговая шкала оценки боли

КТ – компьютерная томография

МСКТ – мультиспиральная компьютерная томография

НПВС – нестероидные противовоспалительные средства

СОЭ – скорость оседания эритроцитов

ЧСС – частота сердечных сокращений

ЭКГ – электрокардиография

ЭОП – электронно-оптический преобразователь

ЭВМ – электронно-вычислительная машина

DeVIDE (англ. Delft Visualisation and Image processing Development Environment) – программная среда визуализации и обработки изображений г. Делфт

DICOM (англ. Digital Imaging and Communications in Medicine) – формат компьютерного файла, используемого для создания, хранения, передачи и визуализации медицинских изображений и документов обследованных пациентов

QuickDASH (англ. Quick Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand) – шкала оценки функции верхней конечности

GNU GPL (англ. Gnu is Not Unix General Public License) – универсальная общественная лицензия распространения программного обеспечения

GCP (англ. Good Clinical Practice) – надлежащая клиническая практика – международный стандарт этических норм и качества научных исследований, описывающий правила разработки, проведения, ведения документации и отчётности об исследованиях, которые подразумевают участие человека в качестве испытуемого

HU (англ. Hounsfield Units) – единицы Хаунсфилда – значения рентгенологической плотности вещества

LEFS (англ. Lower Extremity Functional Scale) – шкала оценки функции нижней конечности

OpenGL (англ. Open Graphics Library) — спецификация, определяющая независимый от языка программирования программный интерфейс для написания приложений, использующих двумерную и трёхмерную компьютерную графику

MacOS (англ. Macintosh Operating System) – семейство проприетарных операционных систем корпорации Apple

MSWindows (англ. Microsoft Windows) — семейство проприетарных операционных систем корпорации Майкрософт

PACS (англ. Picture Archiving and Communication Systems) – система архивирования и передачи медицинских изображений

USB (англ. Universal Serial Bus) – универсальный формат разъема электронной вычислительной машины для подключения периферических устройств

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бонтрагер, К. Л. Руководство по рентгенографии с рентгеноанатомическим атласом укладок / К. Л. Бонтрагер ; под ред. Л. Д. Линденбратена [и др.]. – 5-е изд. – М., 2005. – 848 с.
2. Волотовский, А. И. Возможности рентгеновской компьютерной томографии в диагностике повреждений костей и связок запястья / А. И. Волотовский, Н. О. Михасевич // Медицинский журнал. – 2010. – Т. 3, № 33. – С. 57–60.
3. Гайсин, Р. Р. Трехмерная реконструкция внутренних органов с одним характерным размером на основе компьютерной томографии / Р. Р. Гайсин, Р. Х. Закиров, Р. А. Зарипов [и др.] // Практическая медицина. – 2013. – Т. 2-1, № 68. – С. 22–24.
4. Глаголев, Н. А. Основы и принципы рентгеновской компьютерной томографии (методологические аспекты) / Н. А. Глаголев. – Москва : Видар, 2009. – 79 с.
5. Егоров, М. Ф. Использование компьютерной программы «Остеокинез» в чрескостном остеосинтезе / М. Ф. Егоров, О. Г. Тетерин // Ан. травм. и ортоп. – 1998. – № 2–3. – С. 88–96.
6. Иванов, В. П. Трехмерная компьютерная графика / В. П. Иванов, А. С. Батраков ; под ред. Г.М. Полищука. – М. : Радио и связь, 1995. – 224 с.
7. Игнатова, А. М. Алгоритм обработки изображений тонкослойной компьютерной томографии легких человека для создания трехмерной модели внешних контуров бронхиального дерева / А. М. Игнатова // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. – 2017. – № 64. – С. 23–28.
8. Ким, А. Р. Диагностическое значение сравнительной рентгенографии при травмах локтевого сустава / А. Р. Ким, А. У. Садыкова, А. А. Кан // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2009. – Т. 13, № 1. – С. 69.

9. Кишковский, А. Н. Атлас укладок при рентгенологических исследованиях / А. Н. Кишковский, Л. А. Тютин, Г. Н. Есиновская [и др.]. – Л. : Медицина, 1987. – 519 с.

10. Кутепов, С. М. Некоторые особенности повреждений магистральных сосудов спицами при чрескостном внеочаговом остеосинтезе и меры профилактики / С. М. Кутепов, В. Л. Ермолаев, А. И. Исайкин // Травм. и ортоп. России. – 1995. – № 3. – С. 32–34.

11. Михайлов, А. Н. Средства и методы современной рентгенографии: практ. рук. / А. Н. Михайлов. – Минск : Белорус. наука, 2000. – 243 с.

12. Мошнегуц, С. В. Трехмерная визуализация медицинских томографических данных с помощью современного персонального компьютера / С. В. Мошнегуц, Л. С. Барбараш, И. Ю. Журавлева // Вестник российской академии медицинских наук. – 2006. – № 12. – С. 42–46.

13. Роджерс, Д. Математические основы машинной графики / Д. Роджерс, Дж. Адамс. – М. : Мир, 2001. – 604 с.

14. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ 2014611777 Российская Федерация. Для проведения компьютерного анализа, оценки и документации данных лучевых методов исследования и любых электронных изображений, а также проведения на основании полученных данных предоперационного моделирования / О.В. Климов, А.Н. Лященко, А.С. Баньшиков; заявитель и правообладатель Федеральное государственное бюджетное учреждение "Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" имени академика Г.А. Илизарова" Министерства здравоохранения Российской Федерации – № 2013662115; заявл. 26.12.2013; опубл 20.03.2014. – 1 с.

15. Скворцов, А. Е. Сравнительный анализ цифровых и аналоговых методов рентгенографии / А. Е. Скворцов // Поликлиника. – 2013. – № 5–1. – С. 53–56.

16. Сорокина, Т. С. Андреас Везалий (1514–1564) и падуанская анатомическая школа (к 500-летию со дня рождения) / Т. С. Сорокина //

Проблемы социальной гигиены, здравоохранения и истории медицины. – 2014. – № 5. – С. 52–56.

17. Федосеев, М. М. Основные ошибки при применении чрескостного остеосинтеза / М. М. Федосеев // Современные медицинские технологии и перспективы развития военной травматологии и ортопедии : тезисы докл. науч. конф. – С.-Петербург : ВМедА, 2000. – С. 179–180.

18. Шейх, Ж. В. Рентгенография и мультиспиральная компьютерная томография в диагностике травмы вертлужной впадины / Ж. В. Шейх, А. В. Араблинский, Г. Г. Кармазановский, С. В. Донченко [и др.] // Медицинская визуализация. – 2016. – № 1. – С. 113–122.

19. Amorim P. InVesalius : An Interactive Rendering Framework for Health Care Support / P. Amorim, T. Moraes, J. Silva, H. Pedrini [et al.] // Advances in Visual Computing: Lecture Notes in Computer Science. – 2015. – V. 9474. – P. 45–54.

20. Anderson, V. Precise identification of bone fragment boundaries to assist in reduction of highly comminuted fractures / V. Anderson, J. Muehling, J. Marsh, T. Brown // Computer-Aided Surgery. – 2004. – № 9 (3). – P. 116.

21. Arsenault, R. Eye-hand co-ordination with force feedback / R. Arsenault, C. Ware // CHI '00 : Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems. – New York : ACM, 2000. – P. 408–414.

22. Arsenault, R. The importance of stereo and eye-coupled perspective for eyehand coordination in fish tank VR. Presence / R. Arsenault, C. Ware // Teleoper. Virtual Environ. – 2004. – № 13 (5). – P. 549–559.

23. Athwal, G. S. Computer-assisted distal radius osteotomy / G. S. Athwal, R. E. Ellis, C. F. Ellis, C. F. Small, D. R. Pichora // The Journal of Hand Surgery. – 2003. – № 28 (6). – P. 951–958.

24. Baeyens, J.-P. In vivo 3D arthrokinematics of the proximal and distal radioulnar joints during active pronation and supination / J.-P. Baeyens, F. V. Glabbeek, M. Goossens [et al.] // Clinical Biomechanics : Proceedings of the 5th Meeting of the International Shoulder Group. – 2006. – № 21. – P. 9–12.

25. Baldasso, R. P. Correcting the planar perspective projection in geometric structures applied to forensic facial analysis / R. P. Baldasso, L. Tinoco, M. Vieira [et al.] // *Forensic. Sci. Int.* – 2016. – V. 267. – P. 73–77.

26. Baraff, D. Physically based modeling : rigid body simulation unconstrained rigid body dynamics [Электронный ресурс] / D. Baraff // Principles and practice : Siggraph '97 course notes/ – 1997 – URL: <https://www.cs.cmu.edu/~baraff/sigcourse/notesd1.pdf> (Дата обращения: 25.07.2018).

27. Barbic, J. Six-DoF haptic rendering of contact between geometrically complex reduced deformable models / J. Barbic, D. L. James // *IEEE Transactions on Haptics.* – 2008. – № 1 (1). – P. 39–52.

28. Barrett, J. Artifacts in CT: recognition and avoidance / J. Barrett, N. Keat // *Radiographics.* – 2006. – № 24 (6). – P. 1679–1691.

29. Bechtold, J. E. Application of computer graphics in the design of custom orthopedic implants / J. E. Bechtold // *Orthop. Clin. North. Am.* – 1986. – V. 17, № 4. – P. 605–612.

30. Bechtold, J. E. Experimental and numerical models of complex clinical scenarios : strategies to improve relevance and reproducibility of joint replacement research / J. E. Bechtold, P. Swider, C. Goreham-Voss, K. Soballe // *J. Biomech. Eng.* – 2016. – № 138 (2). – P. 021008.

31. Benameur, S. 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models / S. Benameur, M. Mignotte, S. Parent [et al.] // *Computerized Medical Imaging and Graphics.* – 2003. – № 27 (5). – P. 321–337.

32. Besl, P. A Method for Registration of 3-D Shapes / P. Besl, N. D. McKay // *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* – 1992. – V. 14. – P. 239–256.

33. Bindra, R. R. Quantification of the radial torsion angle with computerized tomography in cadaver specimens / R. R. Bindra, J. R. Cole, K. Yamaguchi [et al.] // *J. Bone Joint. Surg. Am.* – 1997. – № 79 (6). – P. 833–837.

34. Birkfellner, W. LORENZ: a system for planning long-bone fracture reduction / W. Birkfellner, W. Burgstaller, J. Wirth [et al.] // *Medical Imaging; Visualization, Image-Guided Procedures, and Display.* – 2003. – № 5029 (1). – P. 500–503.

35. Blana, D. A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems / D. Blana, J. G. Hincapie, E. K. Chadwick, R. F. Kirsch // *J. Biomech.* – 2008. – № 41 (8). – P. 1714–1721.

36. Blatter, S. Femoral insertion site in medial patellofemoral ligament reconstruction / S. Blatter, P. FÜRnstahl, A. Hirschmann, M. Graf, S. Fucentese // *The Knee.* – 2016. – V. 23, № 3. – P.456 – 459.

37. Bonneau, G.-P. EScientific visualization ; the visual extraction of knowledge from data / G.-P. Bonneau, T. Ertl, G. M. Nielson // *Mathematics and Visualization.* – Springer, 2006. – 434 p.

38. Botha, C. P. Hybrid scheduling in the DeVIDE dataflow visualisation environment / C. P. Botha, F. H. Post // *Proc. Simul. Visualization.* – 2008. – № 1. – P. 309–322.

39. Cambron, J. The bone and joint decade: 2000 to 2010 / J. Cambron, T. King // *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.* – 2006. – V. 29, № 2. – P. 91–92.

40. Chen, Y. Object modelling by registration of multiple range images / Y. Chen, G. Medioni // *Image and vision computing.* – 1992. – V. 10, № 3. – P. 145–155.

41. Compson, J. P. The radiological anatomy of the scaphoid. Part 1. / J. P. Compson, J. K. Waterman, F. W. Heatley // *J. Hand. Surg. // Osteology.* – 1994. – V. 19, № 2. – P. 183–187.

42. Del Negro, P. Centuries of History / P. Del Negro Padua // *Signum Padova Editrice.* – Eight : The University of Padua, 2003. – 296 p.

43. Demir, Ö. Assessing the effects of lumbar posterior stabilization and fusion to vertebral bone density in stabilized and adjacent segments by using Hounsfield unit / Ö. Demir, E. Öksüz, F. E. Deniz, O. Demir // *Journal of Spine Surgery.* – 2017. – V. 3, №. 4. – P. 548–553.

44. Demir, I. Multi-Charts for Comparative 3D Ensemble Visualization. / I. Demir, C. Dick, R. Westermann // *IEEE Trans Vis Comput Graph.* – 2014 – V.20, №12. – P. 2694-2703.

45. Dora, L. State-of-the-Art Methods for Brain Tissue Segmentation: A Review. / L. Dora, S. Agrawal, R. Panda [et al.] // IEEE Rev Biomed Eng. – 2017. – № 10 – P. 235-249.
46. Flores, R. L. The technique for 3D printing patient-specific models for auricular reconstruction / R. L. Flores, H. Liss, S. Raffaelli, A. Humayun [et al.] // J. Craniomaxillofac. Surg. – 2017. – V. 45, № 6. – P. 937–943.
47. Fürnstahl, P. Automatic and robust forearm segmentation using graph cuts [Электронный ресурс] / P. Fürnstahl, T. Fuchs, A. Schweizer [et al.] // Biomedical Imaging: From Nano to Macro. IEEE International Symposium on biomedical imaging. – 2008. – URL: https://researchgate.net/publication/221625339_Automatic_and_robust_forearm_segmentation_using_graph_cuts (дата обращения: 24.11.2019).
48. Flury, A. Linear influence of distal femur osteotomy on the Q-angle: one degree of varization alters the Q-angle by one degree. / A. Flury, L. Jud, A. Hoch [et al.] // Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. – 2020 – V.29, № 2. – P. 540-545.
49. Fürnstahl, P. Global Mesh Partitioning for Surgical Planning [Электронный ресурс] / P. Fürnstahl, B. Reitinger, R. Beichel, D. Schmalstieg // Central European Multimedia and Virtual Reality Conference. – 2006 – URL: https://arbook.icg.tugraz.at/schmalstieg/Schmalstieg_112.pdf (Дата обращения: 31.10.2018).
50. Fürnstahl, P. A morphological approach to the simulation of forearm motion / P. Fürnstahl, S. Schweizer, L. Nagy [et al.] // Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. – 2009. – P. 7168–7171.
51. Fürnstahl, P. Advantages and pitfalls in computer assisted orthopaedic surgery using rapid-prototyped guides [Электронный ресурс] / P. Fürnstahl // Proc. of the 11th RapidTech Conference. – 2014. URL: https://www.rtejournal.de/ausgabe11/3946/view?set_language=en (Дата обращения: 24.03.2018).
52. Fürnstahl, P. Complex osteotomies of tibial plateau mal-unions using computer-assisted planning and patient-specific surgical guides / P. Fürnstahl, L. Vlachopoulos, S. Schweizer [et al.] // Journal of Orthopaedic Trauma. – V. 29, № 8. – P.e270 – e276.

53. Fűrnstahl, P. Computer-assisted femoral head reduction osteotomies: an approach for anatomic reconstruction of severely deformed Legg-Calvé-Perthes hips. A pilot study of six patients. [Электронный ресурс] / P. Fűrnstahl, F.A. Casari, J.Ackermann [et al.] // BMC Musculoskelet Disord. – 2020. – V.21, № 759. – URL: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-020-03789-у> (дата обращения: 01.12.2020).

54. Fűrnstahl, P. Computer assisted reconstruction of complex proximal humerus fractures for preoperative planning / P. Fűrnstahl, G. Szekely, C. Gerber [et al.] // Med. Image Anal. – 2012, Apr. – № 16 (3). – P. 704–720.

55. Fűrnstahl, P. Surgical Treatment of Long-bone Deformities 3D Preoperative Planning and Patient-specific Instrumentation / P. Fűrnstahl, S. Schweizer, M. Graf [et al.] // Computational Radiology for Orthopaedic Interventions. – Springer, 2016 – P. 123-149.

56. Gan, Y. Tooth and Alveolar Bone Segmentation From Dental Computed Tomography Images. / Y. Gan, Z. Xia, J. Xiong [et el.] // IEEE J Biomed Health Inform. – 2018 – V.22, №. 1 – P. 196-204. doi: 10.1109/JBHI.2017.2709406.

57. Ganry, L. Three-dimensional surgical modelling with an open-source software protocol: study of precision and reproducibility in mandibular reconstruction with the fibula free flap. / L. Ganry, J. Quilichini, C.M. Bandini [et al.] // Int J Oral Maxillofac Surg. – 2017 – V.46, № 8. – P. 946-957.

58. Ganry, L. Use of the 3D surgical modelling technique with open-source software for mandibular fibula free flap reconstruction and its surgical guides./ L. Ganry, B. Hersant, J. Quilichini [et al.] // J Stomatol Oral Maxillofac Surg. – 2017 – V.118, № 3. – P. 197-202.

59. Ganry, L. Study of medical education in 3D surgical modeling by surgeons with free open-source software: example of mandibular reconstruction with fibula free flap and creation of its surgical guides / L. Ganry, B. Hersant, R. Bosc [et al.]. // J. Stomatol. Oral. Maxillofac. Surg. – 2018 – V.119, № 4 – P. 262–267.

60. Gomes, J. Three-dimensional volumetric analysis of ghost cell odontogenic carcinoma using 3-D reconstruction software : a case report / J. Gomes, A. P. Costa, C.

Chone [et al.] // Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod. – 2017 – V. 123, № 5. – P. e170–e175.

61. Graf, M. Automatic string generation for estimating in-vivo length changes of the medial patellofemoral ligament during knee flexion / M. Graf, S. Diether, L. Vlachopoulos [et al.] // Medical & Biological Eng & Computing (MBEC). – 2014. – V. 52, №6. – P. 511 – 520.

62. Gutierrez-Arenas, O. Handling and Analyzing Meshed Rendering of Segmented Structures From 3D Image Stacks in Blender / O. Gutierrez-Arenas // Neuroinformatics. – 2015. – V. 13, № 2. – P. 151–152.

63. Harders, M. Complex radius shaft malunion: osteotomy with computer-assisted planning / M. Harders, A. Schweizer, P. Fürnstahl [et al.] // Hand (N. Y.). – 2010. – № 5 (2). – P. 171–178.

64. Hess, F. 3D analysis of the proximal interphalangeal joint kinematics during flexion [Электронный ресурс] / F. Hess, P. Fürnstahl, L. M. Gallo, A. Schweizer // Comput Math Methods Med. – 2013. – URL: <https://downloads.hindawi.com/journals/cm/mm/2013/138063.pdf> (дата обращения: 10.09.2017).

65. Hingsammer, A.M. Is acetabular osteoplasty always required in mixed impingement? / Lee CB, LaReau J, Kalish LA, Kim YJ // Eur J Orthop Surg Traumatol. – 2015 – V.25, №2 – P. 331-338.

66. Hingsammer, A. M. Three-dimensional corrective osteotomies of mal-united clavicles – is the contralateral anatomy a reliable template for reconstruction? / A. M. Hingsammer [et al.] // Clin. Anat. – 2015. – V. 28, № 7. – P. 865–871.

67. Jaramaz, B. Computer-assisted orthopaedic surgery / B. Jaramaz, M. A. Hafez, A. M. Digioia // Proceedings of the IEEE. – 2006. – V. 94, № 9. – P. 1689–1695.

68. Jentzsch, T. Tumor resection at the pelvis using three-dimensional planning and patient-specific instruments / T. Jentzsch, L. Vlachopoulos, P. Fürnstahl [et al.] // World J Surg Onc – 2016. – V.14, №249. – P. 1-12.

69. Krishnakanth, P. Can the contra-lateral limb be used as a control with respect to analyses of bone remodelling? / P. Krishnakanth, B. Schmutz, R. Steck [et al.] // *Medical Engineering & Physics*. – 2011. – V. 33, № 8. – P. 987–992.

70. Laprade, R. F. Correlation of valgus stress radiographs with medial knee ligament injuries: an in vitro biomechanical study / R. F. Laprade, A. S. Bernhardson, C. J. Griffith [et al.]. // *Am. J. Sports Med.* – 2010. – V. 38, № 2. – P. 330–338.

71. Lee, S. Correlation between bone mineral density measured by dual-energy x-ray absorptiometry and Hounsfield units measured by diagnostic CT in lumbar spine / S. Lee, C. K. Chung, S. H. Oh [et al.] // *J. Korean Neurosurg. Soc.* – 2013. – V. 54, № 5. – P. 384–389.

72. Letta, C. Quantification of Contralateral Differences of the Scaphoid [Электронный ресурс] / C. Letta, A. Schweizer, P. Fünstahl // *A Comparison of Bone Geometry in Three Dimensions*. – *Anatomy Research International*. – 2014. – P. 5. URL: <https://downloads.hindawi.com/archive/2014/904275.pdf> (дата обращения: 21.06.2018).

73. Lorensen, W. E. Marching cubes : a high resolution 3D surface construction algorithm / W. E. Lorensen, H. E. Cline // *Computer Graphics*. – 1987. – V. 21, № 4. – P. 163–169.

74. Miyake, J. Distal Radius Osteotomy with Volar Locking Plates Based on Computer Simulation / J. Miyake [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. R.* – 2011. – V. 469, № 6. – P. 1766–1773.

75. Merloz, P. Pedicle screw placement using image guided techniques / P. Merloz, J. Tonetti, L. Pittet [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1998. – V. 354. – P. 39–48.

76. Metzger, R. Pre-operative planning and manufacturing method for orthopedic procedure / R. Metzger // *Biomet Manufacturing*. – Sep. 10, 2013. – LLC./US patent number 8,532,807.

77. Misra, S. Quantifying perception of nonlinear elastic tissue models using multidimensional scaling / S. Misra, P. Fünstahl, K. T. Ramesh [et al.] // *Third Joint*

EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems// World Haptics. – 2009. – P.570-575.

78. Moraes, T. Isosurface rendering of medical images improved by automatic texture mapping / T. Moraes, P. Amorim, J. Silva [et al.] // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering [Imaging & Visualization]. – 2017. – № 6 (4). – P. 379–385. .

79. Mottini, M. Stereographic measurement of orbital volume, a digital reproducible evaluation method / M. Mottini, C. A. Wolf, S. M. Seyed Jafari [et al.]. // Br. J. Ophthalmol. – 2017. – V. 101, № 10. – P. 1431–1435.

80. Nagy, L. 3D analysis and computer assisted reconstruction for scaphoid non-union. / L. Nagy // Handchir Mikrochir Plast Chir. –2020 – V.52, №5 – P. 435-440.

81. Nagy, L. Three-dimensional computed tomographic analysis of 11 scaphoid waist nonunions / L. Nagy, A. Schweizer, P. Fürnstahl // J. Hand Surg. Am. – 2012 – V.37, №6. – P. 1151–1158.

82. Park, S.H. Advances in three-dimensional bioprinting for hard tissue engineering. / S.H. Park, C.S. Jung, B.H. Min. // Tissue Eng Regen Med. – 2016 – V.13, №6 – P. 622-635.

83. Papadopoulos, L. Design and Evaluation of a Simulation for Pediatric Dentistry in Virtual Worlds / L. Papadopoulos, A. Pentzou, K. Louloudiadis, T. Tsiatsos. // J. Med. Internet. Res. – 2013. – V. 15, № 10. – P 240.

84. Perko, R. Geometrical Accuracy of Bayer Pattern Images / R. Perko, P. Fürnstahl, J. Bauer, A. Klaus // Proceedings of the 13-th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision. – 2005 – P.117-120.

85. Pieper, S. The NA-MIC Kit. ITK, VTK, Pipelines, Grids and 3D Slicer as an Open Platform for the Medical Image Computing Community / S. Pieper, B. Lorensen, W. Schroeder, R. Kikinis // Proceedings of the 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro. – 2006. – V. 1. – P. 698–701.

86. Reeves, T. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: clinical application / T. Reeves, P. Mah, W. McDavid. // *Dentomaxillofacial Radiology*. – 2012. – V. 41, № 6. – P. 500–508.

87. Reiss, M. The value of conventional roentgen imaging and computerized tomography in diagnosis of frontobasal fractures. / M. Reiss, G. Reiss // *Schweiz. Rundsch. Med. Prax.* – 2000. – V. 89 (31–32), № 10. – P. 1243–1247.

88. Reymond, A. Effect of angular deformities of the proximal femur on impingement-free hip range of motion in a three-dimensional rigid body model / A. Reymond, F. Vallon, P. Fürnstahl [et al.] // *Hip International*. – 2015. – V. 25, № 6. – P. 574–580.

89. Rilk, M. Fast random sample matching of 3D fragments / M. Rilk, S. Winkelbach, C. Schonfelder, F. Wahl // *Pattern Recognition*. – 2004. – № 3175. – P. 129–136.

90. Rosset, A. An Open-Source Software for Navigating in Multidimensional DICOM Images / A. Rosset, L. Spadola, O. Ratib [et al.] // *J. Digit. Imaging*. – 2004. – V. 17. – P. 205.

91. Sanada, S. Functional dynamic radiography with computer analysis-for physiological chest imaging and kinematic joint imaging / S. Sanada // *Quant Imaging Med Surg*. – 2017. – V. 7, № 6. – P. 698–706.

92. Sasani, H. Comparison of 3D reformat computed tomography images using different softwares: do they have an incremental value in 3D imaging? / H. Sasani, A. Kayhan, I. Gökbay [et al.] // *Biomedical Research*. – 2017. – V. 28, № 1. – P. 379–384.

93. Schenk, P. Is the contralateral tibia a reliable template for reconstruction: a three dimensional anatomy cadaveric study / P. Schenk, L. Vlachopoulos, A. Hingsammer [et al.] // *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* – 2018. – V.26, №8. – P.2324-2331.

94. Schep, N. Computer assisted orthopaedic and trauma surgery – state of the art and future perspectives / N. Schep, I. Broeders, C. Van DerWerken // *Injury*. – 2003. – V. 34, № 4. – P. 299–306.

95. Schweizer, A. 3D kontrollierte Planung und Durchführung von Osteotomien an Vorderarm und Hand / A. Schweizer, P. Fürnstahl, L. Nagy // *Therapeutische Umschau*. – 2014. – V.71, №7. – P.391-396

96. Schweizer, A. Three-dimensional correction of distal radius intra-articular malunions using patient-specific drill guides / A. Schweizer, P. Fürnstahl, L. Nagy // *J. Hand Surg. Am.* – 2013, Dec. – № 38 (12). – P. 2339–2347.

97. Schweizer, A. New technologies in planning and performance of osteotomies: example cases in hand surgery / A. Schweizer // *Praxis (Bern 1994)*. – 2013, May 8. – № 102 (10). – P. 579–584.

98. Schweizer, A. Three-dimensional computed tomographic analysis of 11 scaphoid waist nonunions / A. Schweizer, P. Fürnstahl, L. Nagy // *J. Hand Surg.* – 2012. – V. 37, № 6. – P. 1151–1158.

99. Sikorski, J. M. Computer-assisted orthopaedic surgery: Do we need CAOS? / J. M. Sikorski, S. Chauhan // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – British Volume. – 2003. – V. 85-B, № 3. – P. 319–323.

100. Steinberg, E. L. Pre-operative planning using the Traumacad TM software system / E. L. Steinberg, S. Eitan // *US Radiol.* – 2010. – V. 2. – P. 87–90.

101. Strothman, D. Retrograde nailing of humeral shaft fractures: a biomechanical study of its effects on the strength of the distal humerus / D. Strothman // *J. Orthop. Trauma*. – 2000. – № 14 (2). – P. 101–104.

102. Sugano, N. Computer-assisted orthopedic surgery / N. Sugano // *Journal of Orthopaedic Science*. – 2003. – V. 8, № 3. – P. 442–448.

103. Székely, G. Complex Radius Shaft Malunion: Osteotomy with Computer-Assisted Planning / G. Székely, A. Schweizer, P. Fürnstahl, M. Harders [et al.] // *Hand*. – 2010. – V. 5, № 2. – P. 171–178.

104. Thomas, D. B. 3D scanning and printing skeletal tissues for anatomy education / D. B. Thomas, J. D. Hiscox, B. J. Dixon, J. Potgieter // *J. Anat.* – 2016. – № 229 (3). – P. 473–481.

105. Thomas, G. W. Skill Assessment in the Interpretation of 3D Fracture Patterns from Radiographs / G. W. Thomas, S. Rojas-Murillo, J. M. Hanley [et al.] // Iowa Orthop. J. – 2016. – V. 36. – P. 1–6.

106. Thomas, G. W. A Vision for Using Simulation & Virtual Coaching to Improve the Community Practice of Orthopedic Trauma Surgery / G. W. Thomas, S. Long, M. Tatum [et al.] // Iowa Orthop. J. – 2020. – № 40 (1). – P. 25–34.

107. Toma, S. Visual Feedback of Object Motion Direction Influences the Timing of Grip Force Modulation During Object Manipulation [Электронный ресурс] / S. Toma, V. Caputo, M. Santello // Front Hum Neurosci. – 2020. – № 4. URL: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2020.00198/full> (дата обращения: 12.06.2020).

108. Trafton, P. G. What's new in orthopaedic surgery / P. G. Trafton // Journal of the American College of Surgeons. – 2001. – V. 193, № 6. – P. 641–648.

109. Tricot, M. 3D-corrective osteotomy using surgical guides for posttraumatic distal humeral deformity / M. Tricot, K. T. Duy, P. L. Docquier // Acta Orthop. Belg. – 2012. – V. 78, № 4. – P. 538–542.

110. Vallon, F. Effect of angular deformities of the proximal femur on impingement-free hip range of motion in a three-dimensional rigid body model. / F. Vallon, A. Reymond, P. Frnstahl // Hip Int. – 2015 – V.25, №6 – P. 574-580.

111. Velazquez, E. R. Volumetric CT-based segmentation of NSCLC using 3D-Slicer / E. R. Velazquez, C. Parmar, M. Jermoumi [et al.] // Scientific Reports. – 2013. – V. 3529, № 3. – P. 1-7.

112. Vlachopoulos, L. Three-dimensional corrective osteotomies of complex malunited humeral fractures using patient-specific guides / L. Vlachopoulos, A. Schweizer, D. C. Meyer [et al.] // J. Shoulder Elbow Surg. – 2016. – V.25, №12 – P. 2040-2047.

113. Westphal, R. Robot-assisted Long Bone Fracture Reduction / R. Westphal, S. Winkelbach, F. Wahl [et al.] // The International Journal of Robotics Research. – 2009. – № 28 (10). – P. 1259–1278.

114. Westphal, R. S. Automated robot assisted fracture reduction / R. S. Westphal, T. Winkelbach, M. Gosling [et al.] // *Advances in Robotics Research*. – Berlin ; Heidelberg : Springer, 2009. – P. 251–262.

115. Wijnman, W. Open reduction and internal fixation of three and four-part fractures of the proximal part of the humerus / W. Wijnman, T. W. Roolker, R. K. Marti // *J. Bone Joint Surg. Am.* – November, 2002. – № 84 (11). – P. 1919–1925.

116. Willis, D. 3D reconstruction of highly fragmented bone fractures [Электронный ресурс] / D. Willis, D. W. Anderson, T. Thomas, [et al.] // *Proceedings of SPIE*. – 2007. – URL: <https://spie.org/publications/proceedings/paper/10.1117/12.708683> (дата обращения: 15.08.2019).

117. Winkelbach, S. Pairwise matching of 3D fragments using cluster trees / S. Winkelbach, F. M. Wahl. // *Int. J. Comput. Vision*. – 2008. – № 78 (1). – P. 1–13.

118. Winkelbach, S. R. Pose estimation of cylindrical fragments for semi-automatic bone fracture reduction / S. R. Winkelbach, T. G. Westphal // *Pattern Recognition*. – 2003. – № 2781. – P. 566–573.

119. Wirth, S. Computer aided three-dimensional surgical planning with patient-specific instruments for accurate correction of malaligned bones of the foot and ankle / S. Wirth, N. Espinosa, N. Renner, P. Färnstahl // *Fuß & Sprunggelenk* – 2015 – V.13, № 2 – P.123-132.

120. Wolz, R. P. Segmentation of subcortical structures in brain MRI using graph-cuts and subject-specific a-priori information / R. P. Wolz, D. Aljabar, R. Rueckert [et al.] // *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*. – 2009. – P. 470–473.

121. Xu, J. In vivo changes in lengths of the ligaments stabilizing the distal radioulnar joint / J. Xu, J. B. Tang // *The Journal of Hand Surgery*. – 2009. – № 34 (1). – P. 40–45.

122. Yang, X. Research on precision of marching cubes method / X. Yang, C. Zhang // *Journal of Information and Computational Science*. – 2006. – V. 3, № 3. – P. 595–604.

123. Yao, W. An estimation/correction algorithm for detecting bone edges in CT images / W. Yao, P. Abolmaesumi, M. Greenspan, R. E. Ellis // *Medical Imaging. IEEE Transactions on.* – 2005. – № 24 (8). – P. 997–1010.

124. Yasutomi, T. Y. Mechanism of limitation of pronation/supination of the forearm in geometric models of deformities of the forearm bones / T. Yasutomi, Y. Nakatsuchi, H. Koike, S. Uchiyama // *Clinical Biomechanics.* – 2002 July. – № 17 (6). – P. 456–463.

125. Youm, Y. Biomechanical analysis of forearm pronationsupination and elbow flexion-extension / Y. Youm, R. F. Dryer, K. Thambyrajah // *J. Biomech.* – 1979. – P. 245–255.

126. Yushkevich, P. A. User-Guided Segmentation of Multi-modality Medical Imaging Datasets with ITK-SNAP / P. A. Yushkevich, A. Pashchinskiy, I. Oguz [et al.] // *Neuroinformatics.* – 2019. – № 17 (1). – P. 83–102.

127. Yushkevich, P. A. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability / P. A. Yushkevich, J. Piven, H. C. Hazlett [et al.] // *Neuroimage.* – 2006. – № 31. – P. 1116–1128.

128. Yushkevich, P. A. Deformable modeling using a 3D boundary representation with quadratic constraints on the branching structure of the Blum skeleton / P. A. Yushkevich, H. G. Zhang // *Inf. Process. Med. Imaging.* – 2013. – № 23. – P. 280–291.

129. Zhang, K. Metal artifact reduction of orthopedics metal artifact reduction algorithm in total hip and knee arthroplasty / K. Zhang, Q. Han, X. Xu [et al.] // *Medicine (Baltimore).* – 2020. – № 99 (11). – P. e19268.

130. Zhang, Y. Three-dimensional-printed customized prosthesis for pubic defect: prosthesis design and surgical techniques / Y. Zhang, L. Min, M. Lu [et al.] // *J. Orthop. Surg. Res.* – 2020. – № 15 (1). – P. 261.

131. Zhang, Y. G. Negative pressure technology enhances bone regeneration in rabbit skull defects / Y. G. Zhang, Z. Yang, H. Zhang [et al.] // *BMC Musculoskelet Disord.* – 2013. – № 14. – P. 76.

132. Zhang, Y. W. Efficacy and Prognosis of 3D Printing Technology in Treatment of High-Energy Trans-Syndesmotic Ankle Fracture Dislocation – "Log-Splitter" Injury / Y. W. Zhang, X. Xiao, Y. Xiao [et al.] // *Med. Sci. Monit.* – 2019. – № 25. – P. 4233–4243.

133. Zhao, D. Intercalary Reconstruction of the "Ultra-Critical Sized Bone Defect" by 3D-Printed Porous Prosthesis After Resection of Tibial Malignant Tumor / D. Zhao, F. Tang, L. Min [et al.] // *Cancer. Manag. Res.* – 2020. – № 12. – P. 2503–2512. .

134. Zheng, P. 3D-printed navigation template in proximal femoral osteotomy for older children with developmental dysplasia of the hip [Электронный ресурс] / P. Zheng, P. Xu, Q. Yao [et al.] // *Sci. Rep.* – 2017. – URL: <https://www.nature.com/articles/srep44993> (Дата обращения: 29.04.2017).

135. Zhou, D. A 3D engineered scaffold for hematopoietic progenitor/stem cell co-culture in vitro [Электронный ресурс] / D. Zhou, L. Chen, J. Ding [et al.] // *Sci. Rep.* – 2020. – URL: <https://www.nature.com/articles/s41598-020-68250-5> (Дата обращения: 10.08.2020).

136. Zhou, X. Three-Dimensional Printed Titanium Scaffolds Enhance Osteogenic Differentiation and New Bone Formation by Cultured Adipose Tissue-Derived Stem Cells Through the IGF-1R/AKT/Mammalian Target of Rapamycin Complex 1 (mTORC1) Pathway / X. Zhou, D. Zhang, M. Wang [et al.] // *Med. Sci. Monit.* – 2019. – № 25. – P. 8043–8054.

137. Zhou, Z. Antimicrobial Activity of 3D-Printed Poly (ϵ -Caprolactone) (PCL) Composite Scaffolds Presenting Vancomycin-Loaded Polylactic Acid-Glycolic Acid (PLGA) Microspheres / Z. Zhou, Q. Yao, L. Li [et al.] // *Med. Sci. Monit.* – 2018. – № 24. – P. 6934–6945.

138. Zhu, T. Engineered three-dimensional scaffolds for enhanced bone regeneration in osteonecrosis / T. Zhu, Y. Cui, M. Zhang [et al.] // *Bioact. Mater.* – 2020. – V.5, №.3. – P. 584–601.

139. Zhu, W. Y. A biomechanical study on proximal junctional kyphosis following long-segment posterior spinal fusion / W. Y. Zhu, L. Zang, J. Li [et al.] // Braz. J. Med. Biol. Res. – 2019. – V.52, №. 5. – P. e7748 – e7752.

ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение А
(обязательное)

Свидетельства о государственной регистрации разработанных программ

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации программы для ЭВМ
№ 2015661269

**«Система предоперационного планирования в
травматологии и ортопедии с применением трехмерной
компьютерной реконструкции и моделирования «МАРШ»**

Правообладатель: **Шишкин Василий Борисович (RU)**

Автор: **Шишкин Василий Борисович (RU)**

Заявка № **2015618221**
Дата поступления **03 сентября 2015 г.**
Дата государственной регистрации
в Реестре программ для ЭВМ **22 октября 2015 г.**

Заместитель руководителя Федеральной службы
по интеллектуальной собственности



 Л.Л. Кирий

Рисунок А.1 – Свидетельство № 2015661269



Рисунок А.2 – Свидетельство № 2020612504

Приложение Б
(справочное)
Функциональная шкала нижней конечности (LEFS)

Функциональная шкала нижней конечности (LEFS)

Пожалуйста, дайте ответ на каждый вопрос (обведите кружком одну цифру в каждой строке).

Испытываете ли Вы трудности при выполнении нижеперечисленных действий в результате проблем в ногах, по поводу которых Вы обратились за помощью?

Трудно ли Вам:

Действия	Чрезвычайно трудно или невозможно выполнить	Достаточно трудно	Умеренно трудно	Немного трудно	Совсем не трудно
1. Выполнять обычную работу по дому или в процессе обучения	0	1	2	3	4
2. Заниматься Вашим обычным хобби или спортом	0	1	2	3	4
3. Забираться или выбираться из ванны	0	1	2	3	4
4. Перемещаться из комнаты в комнату	0	1	2	3	4
5. Надевать носки и обувь	0	1	2	3	4
6. Присесть на корточки	0	1	2	3	4
7. Поднимать предметы с пола, например, сумки с продуктами	0	1	2	3	4
8. Выполнять нетяжелую физическую работу по дому	0	1	2	3	4
9. Выполнять тяжелую физическую работу по дому	0	1	2	3	4
10. Заходить или выходить из машины	0	1	2	3	4
11. Ходить на расстояние до 250 м	0	1	2	3	4
12. Ходить на расстояние до 1,5 км	0	1	2	3	4
13. Спускаться или подниматься по лестнице на один пролет (10 ступенек)	0	1	2	3	4
14. Стоять в течение 1 часа	0	1	2	3	4
15. Сидеть в течение 1 часа	0	1	2	3	4
16. Бежать по ровной поверхности	0	1	2	3	4
17. Бежать по пересеченной местности	0	1	2	3	4
18. Резко разворачиваться в процессе бега	0	1	2	3	4
19. Подпрыгивать	0	1	2	3	4
20. Переворачиваться в кровати	0	1	2	3	4

Всего по колонкам

Всего _____ из 80

Рисунок Б.1 – Функциональная шкала нижней конечности (LEFS)

Приложение В (справочное) Шкала QuickDASH

<i>QuickDASH</i>					
Пожалуйста оцените вашу способность делать следующие действия в течение последней недели, ставя кружок вокруг номера соответствующего ответа.					
	НЕ ТРУДНО	НЕМНОГО ТРУДНО	УМЕРЕННО ТРУДНО	ОЧЕНЬ ТРУДНО	НЕВОЗМОЖНО
1. Открыть плотно-закрытую или новую банку с резьбовой крышкой.	1	2	3	4	5
2. Делать тяжелые домашние хозяйственные работы (например, мыть стены, мыть полы).	1	2	3	4	5
3. Нести хозяйственную сумку или портфель.	1	2	3	4	5
4. Мыть спину.	1	2	3	4	5
5. Резать ножом пищевые продукты.	1	2	3	4	5
6. Действия или занятия, требующие некоторую силу или воздействие через вашу руку, плечо или руку (напр., подметание, работа молотком, теннис и т.д.).	1	2	3	4	5
#					
	НИСКОЛЬКО	НЕМНОГО	УМЕРЕННО	МНОГО	ЧРЕЗВЫЧАЙНО
7. До какой степени проблема вашей руки, плеча или кисти сталкивалась с вашей нормальной социальной активностью (в кругу семьи, друзей, соседей) в течение прошлой недели?	1	2	3	4	5
#					
	БЕЗ ОГРАНИЧЕНИЯ	НЕМНОГО	УМЕРЕННО	ОЧЕНЬ	НЕСПОСОБНЫЙ(АЯ)
8. Были ли Вы ограничены в вашей работе или других регулярных ежедневных действиях из-за проблемы вашей руки, плеча или кисти в течение прошлой недели?	1	2	3	4	5
#					
	НЕТ	НЕМНОГО	УМЕРЕННО	ОЧЕНЬ	ЧРЕЗВЫЧАЙНО
9. Боль в руке, плече или кисти.	1	2	3	4	5
10. Покалывание в руке, плече или кисти.	1	2	3	4	5
#					
	НЕ ТРУДНО	НЕМНОГО ТРУДНО	УМЕРЕННО ТРУДНО	ОЧЕНЬ ТРУДНО	НАСТОЛЬКО ТРУДНО, ЧТО НЕ МОГУ СПАТЬ
11. Насколько трудно было спать из-за боли в руке, плече или кисти в течение прошлой недели?	1	2	3	4	5

Шкала QuickDASH неспособности/симптомов = $\left(\frac{[\text{сумма } n \text{ ответов}]}{n} - 1 \right) \times 25$, где n равен количеству заполненных ответов.

Шкала QuickDASH не может быть подсчитана, если пропущено более 1 пункта. #

© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved.
Russian translation courtesy of Davit O. Abrahamyan MD, PhD and Gevorg Yaghjian MD, PhD,
Plastic Reconstructive Surgery and Microsurgery Center, University Hospital No 1, Yerevan, Armenia.

Рисунок В.1 – Шкала QuickDASH

QuickDASH

#

РАЗДЕЛ РАБОТЫ (ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ)

Следующие вопросы касаются воздействия проблемы вашей руки, плеча или кисти на способность работать (включая ведение домашнего хозяйства, если это ваше основное дело).

Пожалуйста укажите, кем Вы работаете: _____

Я не работаю. (Вы можете пропустить данный раздел).

Пожалуйста, обведите в кружок цифру, наилучшим образом описывающую вашу физическую способность на прошлой неделе. Имели ли Вы трудность: #

	НЕ ТРУДНО	НЕМНОГО ТРУДНО	УМЕРЕННО ТРУДНО	ОЧЕНЬ ТРУДНО	НЕВОЗМОЖНО
1. Используя привычную технику для вашей работы?	1	2	3	4	5
2. Из-за боли в руке, плече или кисти, выполняя вашу привычную работу?	1	2	3	4	5
3. Выполняя свою работу так, как Вам хотелось бы?	1	2	3	4	5
4. Тратя ваше привычное количество времени при выполнении работы?	1	2	3	4	5

#

#

ПРОФЕССИОНАЛЬНЫЕ СПОРТСМЕНЫ / МУЗЫКАНТЫ (ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ)

Следующие вопросы касаются воздействия проблемы вашей руки, плеча или кисти на занятия вами тем или иным видом спорта и/или музыки. Если Вы занимаетесь более чем одним видом спорта или играете более чем на одном инструменте, ответьте соответственно тому виду деятельности, который наиболее важен для вас.

Пожалуйста укажите спорт или инструмент, который является наиболее важным для Вас: _____

Я не занимаюсь спортом или не играю на инструменте. (Вы можете пропустить данный раздел).

Пожалуйста, обведите в кружок цифру, наилучшим образом описывающую вашу физическую способность на прошлой неделе.

	НЕ ТРУДНО	НЕМНОГО ТРУДНО	УМЕРЕННО ТРУДНО	ОЧЕНЬ ТРУДНО	НЕВОЗМОЖНО
1. Используя привычную технику для игры на инструменте или во время занятий спортом?	1	2	3	4	5
2. Из-за боли в руке, плече или кисти при игре на инструменте или занятии спортом?	1	2	3	4	5
3. При игре на инструменте или занятии спортом так, как Вам хотелось бы?	1	2	3	4	5
4. Тратя ваше привычное количество времени на занятие спортом или игру на инструменте?	1	2	3	4	5

#

ВЫЧИСЛЕНИЕ ШКАЛЫ ДОПОЛНИТЕЛЬНОГО РАЗДЕЛА. На все 4 вопроса должны быть даны ответы. Просто сложите заданные величины каждого ответа и разделите на 4 (количество пунктов); вычитите 1 и умножьте на 25.

Приложение Г
(справочное)
Шкала оценки интенсивности боли



Рисунок Г.1 – Шкала оценки интенсивности боли

Приложение Д
(справочное)
Шаблоны протоколов операций

ФИО пациента _____ История болезни _____

Дата операции _____ Хирург _____

Дистальные винты	Номера винтов				
	1	2	3	4	5
Ряд А	мм	мм	мм	мм	мм
	1		2		
Ряд Б	мм		мм		
Проксимальные винты					
Ряд А	мм				
Ряд Б	мм				

Длина метафизарных винтов указана без резьбовой части (+2,5 мм).

Расположение винтов в пластине
Synthes VA Distal Radius

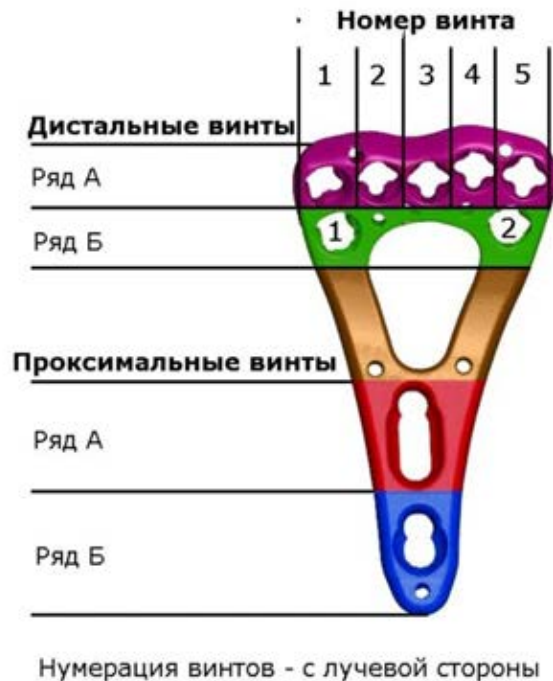


Рисунок Д.1 – Шаблон протокола для корректного подбора имплантата для остеосинтеза дистального метаэпифиза лучевой кости

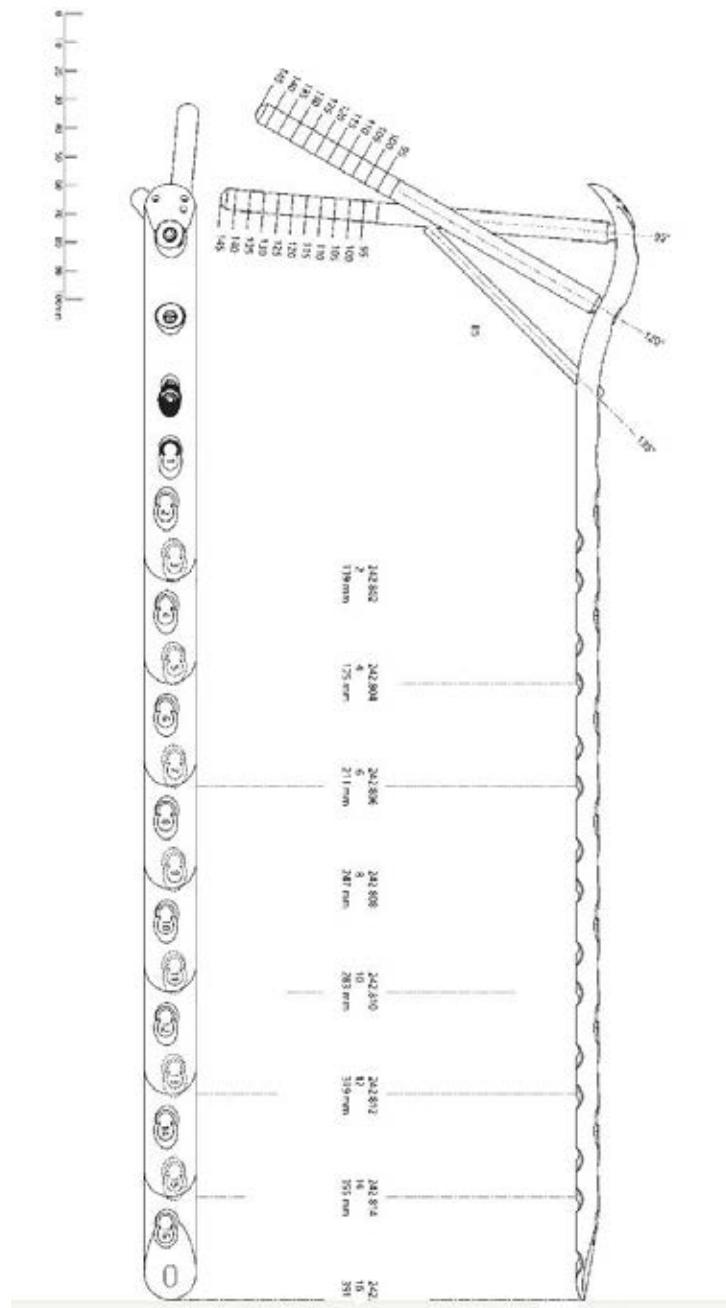


Рисунок Д.2 – Шаблон для создания виртуальной 3D-модели пластины для остеосинтеза проксимального отдела бедренной кости