

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ «ПЕРМСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

На правах рукописи



ШИТОВЕВ ИВАН ДМИТРИЕВИЧ

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА АНАЛИЗА
ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОБЪЕКТА СО
СТАТОДИНАМИЧЕСКИМИ ОСОБЕННОСТЯМИ

Специальность

2.3.1 – Системный анализ, управление и обработка информации, статистика

Диссертация на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Научный руководитель:

доктор технических наук, профессор

Столбов Валерий Юрьевич

Пермь – 2025

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	6
ГЛАВА 1. АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ МЕТОДОВ СОЗДАНИЯ И ОБРАБОТКИ ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОБЪЕКТОВ СО СТАТОДИНАМИЧЕСКИМИ ОСОБЕННОСТЯМИ.....	22
1.1. Обзор цифровых методов обработки трехмерных изображений.....	22
1.1.1. Способы создания трехмерных моделей.....	22
1.1.2. Веб-технологии динамического представления трехмерных объектов	24
1.1.3. Нейросетевой анализ многомерных графических данных.....	28
1.1.4. Методы получения и анализа трехмерных изображений в медицине	30
1.2. Современные проблемы получения и распознавания объектов в пространстве	51
1.2.1. Существующие ограничения математических и нейросетевых алгоритмов распознавания трехмерных изображений	52
1.2.2. Проблемы визуализации трехмерных данных.....	54
1.2.3. Современные преграды на пути развития цифровой диагностики в медицине	57
1.2.3.1. Проблема получения детализированной информации.....	57
1.2.3.2. Проблема безопасности методов получения трехмерных моделей	60
1.2.3.3. Проблема унификации.....	62
1.2.3.4. Преимущества оптических методов распознавания.....	63
ГЛАВА 2. РАЗРАБОТКА КОНЦЕПТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	67
2.1. Диаграмма развертывания.....	68

2.1.1. Клиентская часть.....	68
2.1.1.1. Компьютер администратора (ПК-клиент)	68
2.1.1.2. Мобильное устройство клиента (Мобильный клиент).....	69
2.1.2. Головной сервер (Контроллер).....	70
2.1.3. Сервер обработки 1 (Рабочий узел 1)	71
2.1.4. Функциональные модули	72
2.1.4.1. Модуль 1: Получение 3D-изображения (стереофотограмметрия)	72
2.1.4.2. Модуль 2: Подготовка 3D-изображения	73
2.1.4.3. Модуль 3: Определение уникальных признаков	74
2.1.4.4. Модуль 4: Анализ уникальных признаков	74
2.1.5. Последовательность процессов.....	75
2.1.6. Взаимодействия и протоколы.....	76
2.1.7. Кэширование	76
2.1.8. Безопасность.....	76
2.1.9. Архитектурное решение:	77
2.2. Структура интеллектуальной системы	77
ГЛАВА 3. ОПИСАНИЕ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ АНАЛИЗА ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОБЪЕКТА СО СТАТОДИНАМИЧЕСКИМИ ОСОБЕННОСТЯМИ.....	80
3.1. Получение трехмерного изображения методом стереофотограмметрии.....	81
3.2. Подготовка трехмерного изображения методами обработки данных	83
3.2.1. Описание алгоритма сглаживания	84
3.2.2. Основные применения локального взвешенного сглаживания рассеянных точек	85
3.2.3. Сглаживание позвоночника.....	87

3.2.4. Обработка зашумленных данных.....	87
3.3.Определения уникальных признаков трехмерного изображения методами математического и статистического анализа	88
3.3.1. Описание алгоритма поиска точек поверхности спины	89
3.3.2. Описание алгоритма поиска точек лица.....	91
3.3.3. Переход от математического к нейросетевому алгоритму	104
3.3.4. Разработка нейронной сети для поиска реперных точек лица...	107
3.3.5. Разработка нейронной сети для поиска реперных точек спины	115
3.4.Анализ уникальных признаков трехмерного изображения методами математического анализа, основанного на закономерностях предметной области	119
3.4.1. Математический анализ точек спины.....	119
3.4.2. Анализ точек позвоночного столба	120
3.4.3. Анализ уникальных признаков лица	129
ГЛАВА 4. АПРОБАЦИЯ И ВНЕДРЕНИЕ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ	135
4.1.Анализ результатов и сравнение предложенных методов	135
4.1.1. Сравнение программных средств фотограмметрической реконструкции.....	135
4.1.2. Сравнительная оценка репрезентативности рентгенографического и фотограмметрического методов диагностики деформации позвоночного столба	139
4.1.3. Сравнительная эффективность компьютерной оптической топографии и клинической фотограмметрии в оценке деформации позвоночника у подростков	152
4.1.4. Оценка работы нейронной сети.....	169

4.2.Практическое внедрение результатов исследования	178
4.3. Оценка эффективности разрабатываемой интеллектуальной системы	178
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	185
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	187
КЛЮЧЕВЫЕ ТЕРМИНЫ СМЕЖНЫХ ОБЛАСТЕЙ.....	190
БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК	197
ПРИЛОЖЕНИЕ 1	216
ПРИЛОЖЕНИЕ 2	222
ПРИЛОЖЕНИЕ 3	228
ПРИЛОЖЕНИЕ 4	237
ПРИЛОЖЕНИЕ 5	238
ПРИЛОЖЕНИЕ 6	239
ПРИЛОЖЕНИЕ 7	240
ПРИЛОЖЕНИЕ 8	241
ПРИЛОЖЕНИЕ 9	242

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы. В настоящее время все большую популярность набирает трехмерное исследование объектов во всех сферах деятельности. Одной из повсеместно распространенной технологией получения и создания трехмерной копии становятся различные методы фотограмметрии объекта исследования. Развитие современной фотограмметрии, методов фотограмметрической обработки снимков и фотограмметрических технологий основывается на применении новых технических и программных средств. Основными методами фотограмметрической технологии являются цифровые методы обработки изображений. Цифровые методы позволяют получать принципиально новую продукцию: цифровые модели рельефа [120], трехмерные модели; выполнять автоматизированное распознавание объектов на многозональных снимках. Методы фотограмметрии используются в различных областях знаний, при этом существует два основных направления: создание планов и карт Земли в топографии и создание трехмерных объектов различного прикладного значения в строительстве, архитектуре, а также в медицине.

Фотограмметрия в медицине используется для изучения движения тела и диагностики болезней, связанных с мышцами и скелетом. Например, трехмерные модели могут использоваться для изучения биомеханики тела при различных упражнениях и повторных движениях, а также для изучения нарушений таких движений. В хирургии такие модели могут помочь в планировании сложных операций или создании индивидуальных имплантатов, а также использоваться для создания моделей органов для исследования процессов заболевания. В последнее десятилетие изучением возможностей применения данного метода для анализа геометрии позвоночного столба и лица за рубежом занимались такие ученые, как M.L. Maddaluno, L.R. Pivotto, P. Lussu P., I. Dixit, J.S. Leal, A.S. Alexandre, K.R. Saad и др. [4, 20, 47, 57, 58, 66, 94, 98, 163]. В России последние ключевые результаты в области биофотограмметрии освещены в исследованиях Т.Н. Скрыпициной, А.М. Абдульмунаема, М.М. Соловьева [97, 140, 153].

Для создания трехмерного объекта методом фотограмметрии необходимо обработать серию снимков разного плана неподвижного объекта, а если объект имеет свои уникальные статодинамические параметры, то это становится нетривиальной задачей. Данные параметры могут создавать различные шумы и артефакты, что делает невозможным получение достоверных геометрических характеристик и анализ объекта. А использование методов получения трехмерного объекта «в один снимок» требует применения специализированного оборудования и временных затрат, что зачастую невозможно в сферах, где необходима быстрая скрининг диагностика объекта в режиме реального времени.

Таким образом, разработка интеллектуальной системы сбора и анализа уникальных характеристик трехмерных изображений живых объектов, полученных методом фотограмметрии, является актуальной задачей в свете распространения новых технологий компьютерного зрения и интеллектуального анализа данных.

Фотограмметрические измерения в медицине имеют широкую область применения. Хотя такие измерения особенно актуальны в ортопедии и анатомии, тем не менее они могут внести вклад также в офтальмологии, неврологии, стоматологии, трудотерапии и другими исследованиями, связанными со здоровьем человека. Медицинская фотограмметрия особенно полезна при изучении тех состояний здоровья, которые проявляют себя в видимых результатах – например при исследовании походки или позы человека, имеющего заболевания костно-мышечной системы.

Разработка интеллектуальной системы анализа уникальных характеристик биологических моделей, полученных методами фотограмметрии, является актуальной задачей в свете распространения новых технологий цифрового анализа. Современные достижения в области обработки трехмерных моделей и веб-технологии делают возможным доступ к таким инструментам широкому кругу лиц. Такая система позволит проводить неинвазивную диагностику различных патологических состояний здоровья человека без нанесения вреда и использования дорогостоящего оборудования. Но на сегодняшний день не существует

унифицированной методики количественного анализа трехмерных моделей, полученных с помощью фотограмметрии. Разработка такого инструмента будет иметь практическое значение для медицинской диагностики и позволит расширить возможности фотограмметрических измерений в медицине в целом.

Целью диссертационного исследования является повышение доступности анализа пространственных изображений живых объектов со статодинамическими особенностями, полученных методом стереофотограмметрии, с обеспечением заданной точности за счет создания интеллектуальной системы обработки информации на основе математических и нейросетевых алгоритмов, а также веб-технологий.

Основные задачи исследования:

1. Провести критический анализ существующих методов создания и обработки изображений объектов со статодинамическими особенностями.
2. Разработать концептуальную модель интеллектуальной системы обработки пространственных изображений объекта со статодинамическими особенностями.
3. Разработать алгоритмы подготовки двумерных и трехмерных цифровых изображений живых объектов.
4. Разработать интеллектуальную систему обработки трехмерных изображений объектов с определенными статодинамическими особенностями.
5. Провести тестирование разработанных алгоритмов, а также сравнительный анализ результатов предложенных методов обработки трехмерных изображений объектов.
6. Провести апробацию и внедрение интеллектуальной системы обработки трехмерных изображений объектов со статодинамическими особенностями.

Объект исследования: двумерные и трехмерные изображения живых объектов, полученные методом стереофотограмметрии и имеющие статодинамические особенности.

Предмет исследования: методы и алгоритмы обработки, анализа и интерпретации уникальных признаков трехмерных изображений живых объектов, полученных методом стереофотограмметрии.

Методы исследований: системный анализ; теория алгоритмизации и программирования; технологии стереофотограмметрии; статистический анализ.

Научная новизна работы заключается в следующем:

1. Разработаны оригинальные алгоритмы получения и обработки трехмерных изображений, полученных методом стереофотограмметрии, отличающиеся возможностью нивелирования статодинамических особенностей (*п. 12 «Визуализация, трансформация и анализ информации на основе компьютерных методов обработки информации»* паспорта специальности 02.03.01 ВАК РФ).

Новизна: кроме стереофотограмметрии использованы методы фильтрации и «карт глубин».

2. Разработаны новые нейросетевые модели определения уникальных признаков живых объектов со статодинамическими особенностями (на примере поверхности спины и лица человека) (*п. 5 «Разработка специального математического и алгоритмического обеспечения систем анализа, оптимизации, управления, принятия решений, обработки информации и искусственного интеллекта»* паспорта специальности 02.03.01 ВАК РФ).

Новизна: подобраны гиперпараметры нейросетевой модели для определения реперных точек поверхности спины и лица.

3. Разработаны методы анализа уникальных признаков живых объектов, отличающиеся автоматизированным подходом и облачной реализацией (*п. 13 «Методы получения, анализа и обработки экспертной информации, в том числе на основе статистических показателей»* паспорта специальности 02.03.01 ВАК РФ).

Новизна: автоматизированные алгоритмы поиска реперных точек.

4. Разработана интеллектуальная система анализа пространственных изображений объекта со статодинамическими особенностями, отличающаяся облачной реализацией без необходимости использования дополнительного

оборудования (п. 12 *«Визуализация, трансформация и анализ информации на основе компьютерных методов обработки информации»* паспорта специальности 02.03.01 ВАК РФ).

Новизна: расчет не абсолютных параметров пространственного взаимоотношения, а расчет параметров «виртуальной модели» (опосредованно через фотограмметрию).

Практическая значимость работы. Разработана диагностическая программно-аппаратная система, предназначенная для ранней диагностики и прогнозирования развития некоторых нарушений здоровья человека путем определения и анализа количественных характеристик цифровых биологических моделей. Применение предложенных в диссертации алгоритмов позволило проводить удаленную скрининг диагностику состояния позвоночного столба или геометрии лица, а также в режиме реального времени получить дополнительные рекомендации и корректировку лечения от врача. Система позволяет осуществлять непрерывный мониторинг за состоянием здоровья без дополнительной лучевой нагрузки (как при рентгеновском исследовании), тем самым выступая превентивной мерой оценки и контроля развития патологического состояния. Практическая ценность работы состоит также в том, что разработанные алгоритмы могут быть использованы для повышения эффективности построения трехмерного объекта и определения его уникальных признаков, связанных со статодинамическими особенностями, т.е. применяться не только в области медицины, но и в других предметных областях (п. 5 *«Разработка специального математического и алгоритмического обеспечения систем анализа, оптимизации, управления, принятия решений и обработки информации»* паспорта специальности 05.13.01 ВАК РФ).

Реализация результатов работы. Результаты работы внедрены и используются в клинической практике Клинического санатория профилактория «Родник», также система используется при ежегодной диспансеризации детей в ЗАТО Звездный. Также система внедрена в клиническую практику ГАУЗ ПК «ГКБ №4» и частной клинике «Йорд Мед». На сегодняшний день создано и

опубликовано мобильное приложение в *Google Play*, тем самым любой родитель может воспользоваться системой удаленно, находясь в любом месте. Акты внедрения результатов диссертационной работы прилагаются. Разработанный в рамках диссертационного исследования программный продукт внесен в реестр отечественного ПО (Реестровая запись №13946 от 14.06.2022).

Апробация работы. Результаты исследований, включенные в диссертацию, докладывались соискателем на 2 международных конференциях: I Международная научно-практическая конференция «Искусственный интеллект. Формирование будущего» (Краснодар. 29 апреля 2024 г.); международная научно-практическая конференция «Научные достижения и инновационные подходы» (Краснодар. 10 июля 2024 г.); Научно-практическая конференция по цифровой клинической биомедицине «*PermDigitalBioMed-2022*» (Пермь. 18 ноября 2022 г.). Разработанная интеллектуальная система как коммерческий продукт презентовалась на следующих выставках: 8 Российский конгресс «Физическая и реабилитационная медицина» (Москва. 16–17 декабря 2024 г.); 30-я юбилейная выставка-форум «МедФарм-2024» (13–15 ноября 2024 г.); IX Международная специализированная медицинская выставка «Здравоохранение. Крым 2024» (Ялта. 25-27 сентября 2024 г.); конференция *NeuroTech Russia 2024* (Москва, 20 ноября 2024 г.); конференция *NeuroTech Russia 2023* (Москва, 16 февраля 2023 г.).

Исследования выполнены при поддержке Министерства науки и высшего образования РФ в рамках программы развития Пермского НОЦ «Рациональное недропользование» (подпроект «Новые материалы и технологии для медицины»).

Публикации. Основные научные положения и результаты диссертации представлены в 13 научных публикациях, в том числе 6 статей в изданиях из Перечня ВАК РФ, 3 статьи из МБЦ Scopus, 3 свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ, 1 патент на изобретение, 2 материала докладов на международных научно-практических конференциях.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из списка используемых сокращений и ключевых терминов, введения, пяти глав, заключения, списка литературы из 170 наименований и 9 приложения. Общий объем работы

составляет 242 страниц, из которых 181 страницы занимает основной текст диссертации, включающий 70 рисунок и 18 таблиц.

Во введении приводится обоснование актуальности темы исследования, цели и задачи работы, объект и предмет исследования, научная новизна, теоретическая и практическая ценность результатов диссертации, а также представлены сведения об апробации работы и публикации основных научных положений и результатов в открытой печати.

В первой главе выполнен обзор предметной области, включающий сравнительный и системный анализ современных цифровых методов обработки трехмерных изображений объектов с определенными статодинамическими особенностями, в том числе способы их создания и динамического отображения на мобильных устройствах с использованием веб-технологий. Рассматриваются актуальные области применения цифровых моделей. Особое внимание уделено оптическим методам получения трехмерных моделей в медицине, в частности для диагностики сколиоза и лицевых нарушений, так как они обеспечивают безопасную, неинвазивную и экономически обоснованную альтернативу общепринятым методам пространственной визуализации, таким как рентгенография и компьютерная рентгеновская томография. В частности, фотограмметрия является перспективной технологией в биомедицинских науках, поскольку она позволяет получать точные и повторяемые измерения геометрических параметров позвоночника, а также обеспечивает высокую скорость измерений и позволяет проводить анализ большего количества данных по сравнению с другими методами оптической диагностики, используемыми применительно к объектам со статодинамическими особенностями. Метод фотограмметрии включает использование изображений объекта, снятых с разных углов, и создание облака точек, которое служит основой для создания трехмерной модели объекта. Специальный алгоритм обрабатывает набор фотографий с использованием фотограмметрического модуля *Metashape*, который выбирает ключевые точки на них и сопоставляет по ним изображения. Облако точек затем обрабатывается и восстанавливается в трехмерную модель объекта доступную для

отображения на веб-страницах при помощи специальной библиотеки для рендеринга графики *Three.js* на базе технологии *WebGL*.

На основе проведенного литературного обзора описан процесс становления и развития фотограмметрии с указанием ключевых этапов и имен авторов идей, положенных в основу развития фотограмметрических методов и разработанных на их основе систем.

Для анализа полученных графических моделей, включая поиск присущих им характерных особенностей, предложено и обосновано использование методов компьютерного зрения на базе сверточных нейронных сетей. Описаны способы количественной оценки характеристик трехмерных изображений.

Во второй части первой главы выявлены современные проблемы получения, распознавания и визуализации объектов в пространстве, основанные на существующих ограничениях математических и нейросетевых алгоритмов и оказывающие влияние на скорость и точность распознавания, эффективность обучения нейронных сетей и адаптацию к новым условиям съемки. Отдельно выделены преграды, стоящие на пути развития цифровой диагностики в медицине и влияющие на получение безопасным способом детализированных данных о состоянии здоровья пациента для их унифицированной оценки. Обозначена важность и способы их преодоления. Рассмотрены преимущества предложенных методик.

Во второй главе представлен процесс разработки концептуальной модели исследования, описывающей основные концепции, связи и процессы, участвующие в исследовании для определения его целей и направлений, и установления причинно-следственных связей между различными аспектами. Приводится описание целевой аудитории, проблемы, которые возникают, и запрос на их решение.

Предложенная концептуальная модель исследования направлена на разработку цифровой интеллектуальной системы обработки дву- и трехмерных медицинских изображений объектов, полученных при помощи методов фотограмметрии и включает в себя структурную и функциональную модели.

В третьей главе представлены этапы разработки интеллектуальной системы обработки трехмерных изображений объектов с определенными статодинамическими особенностями и представляющей собой совокупность аппаратных и программных средств, обеспечивающих сбор, хранение, поиск и передачу персонифицированных данных о состоянии здоровья пациента по определенным правилам и процедурам. Приведена классификация существующих информационных систем и методов, рассмотрены их преимущества и недостатки.

Представлены различные компоненты характерные для разрабатываемой цифровой интеллектуальной системы, такие как входные и выходные данные в виде текстовой или многомерной графической информации; система хранения и управления базами данных, построенная на основе использования *PostgreSQL*, и применяемая для хранения входных и выходных данных и предоставления доступа к данным из разных источников; система передачи данных, предназначенная для их передачи между компонентами цифровой интеллектуальной системы. Представлены характеристики и технические особенности ИС, требования к обеспечению ее стабильной непрерывной работы. Приведена структура и описание работы программного обеспечения, построенного на основе разработанных алгоритмов и программ, и включающего серверную и клиентскую части.

Подробно описаны разработанные математические и нейросетевые алгоритмы цифрового анализа графических данных, используемые для поиска анатомических ориентиров на поверхности исследуемого объекта и проведения на основе их положения и цвета анализа симметрии и гармонии лица или деформации позвоночника.

В главе подробно продемонстрированы использование веб-технологий для создания интерактивного веб-приложения для визуализации трехмерных данных. Проведено тестирование системы на предмет стабильности работы, отказоустойчивости и обработки заведомо ошибочных входных данных. Приведены результаты технических тестов, оценено быстродействие и эффективность интеллектуальной системы. Показано прикладное значение полученных результатов в области медицины и косметологии. Выходные данные,

полученные с помощью алгоритмов доступны для наглядного отображения и количественной верификации.

В четвертой главе описаны и протестированы построенные на основе разработанных методов программы для диагностики деформации позвоночника *ScolView*® и оценке симметрии и гармонии лица *FrontArt*®, входящих в реализуемую интеллектуальную систему и основанных на построении трехмерных моделей методом фотограмметрии. Проводится качественное и количественное сравнение трехмерных моделей, полученных с помощью наиболее популярных на сегодняшний день программ фотограмметрической реконструкции *Metashape* и *Meshroom*. Приводится обоснование использования *Metashape* в качестве используемого в интеллектуальной системе графического движка.

Для каждого из разработанных программных продуктов проведен сравнительный анализ выходных данных, полученных с помощью разработанных алгоритмов в сравнении с принятыми на сегодняшний день методами рентгенографии и компьютерной оптической топографии для тех же самых пациентов.

Проведенная сравнительная оценка репрезентативности рентгенографического и фотограмметрического методов диагностики деформации позвоночного столба на основе анализа данных 4 добровольцев показала, что отклонение кривых, полученных рентгенографическим и фотограмметрическим методами исследований, позвоночника в боковой и сагиттальной проекциях не превышает 5% по отношению к высоте позвоночного столба. В результате сравнения моделей позвоночного столба, оценка полученных значений углов ротации сегментов позвоночника и, величин перпендикуляров показала достаточный объем корреляционных связей с показателями компьютерной оптической топографии, которые указывают на репрезентативность *ScolView*® в идентификации деформации позвоночника. В качестве метода статистической оценки корреляционных связей был выбран непараметрический критерий Спирмена, среднее значение которого составило $0,758 \pm 0,025$. Используемый в

работе метод также продемонстрировал валидные значения угла Кобба, традиционно используемые при диагностике сколиоза.

В рамках тестирования программного продукта *FrontArt*® проведено сравнение положения анатомических точек на 1000 моделях, определенных нейросетвым алгоритмом. Полученные метрики оценки результатов работы нейронной сети и построенная матрица ошибок модели свидетельствуют о высокой точности (более 95%) идентификации точек.

В работе также проведен сравнительный анализ полученных результатов тестирования разработанной ИС и методов цифровой обработки пространственных изображений в сравнении с другими широко используемыми в практике методами и системами с точки зрения их достоверности и эффективности относительно существующих решений.

Продемонстрированы преимущества разработанной интеллектуальной системы в сравнении с рентгенографическими исследованиями на предмет:

1. Доказанной точности – предложенная ИС позволяет воспроизводить данные рентгенографии позвоночного столба с точностью до 5%.
2. Безопасности использования – разработанная ИС позволяет оценивать выраженность деформации позвоночного столба бесконтактно и без использования рентгеновского излучения.
3. Отсутствия противопоказаний – ИС не имеет противопоказаний к использованию.
4. Требований к квалификации оператора – ИС может эксплуатироваться без предшествующего обучения в рамках инструкции по эксплуатации.
5. Неограниченного масштабирования рабочих мест – ИС используется исключительно при помощи персонального телекоммуникационного устройства – смартфона, количество которых равно количеству рабочих мест оператора.
6. Экономической эффективности на проведение исследований с позиции временных (ИС эффективнее в три раза по отношению к рентгенографическому методу: время однократной эксплуатации ИС составляет 3 мин против 15 мин,

необходимых для выполнения рентгенографии позвоночного столба в двух проекциях) и финансовых затрат (стоимость эксплуатации ИС составляет 99 рублей против 177 рублей, необходимых для выполнения рентгенографии позвоночного столба в двух проекциях согласно тарифному соглашению территориального фонда обязательного медицинского страхования Пермского края на 2025 г.).

Описаны результаты апробации и внедрения разработанной интеллектуальной системы и их практическая значимость. Подчеркнута важность процесса цифровизации в российской системе здравоохранения и ее потенциал для улучшения медицинских услуг и результатов для пациентов.

В заключении сформулированы основные результаты диссертационной работы:

1. Разработаны методы обработки изображений объектов со статодинамическими особенностями:

а. математический метод обработки трехмерного изображения со статодинамическими особенностями с описанием трехмерного объекта как математической функции.

б. метод вычисления основных признаков трехмерного объекта со статодинамическими особенностями, посредством анализа нейросетевой модели, который позволяет более точно учитывать характер закономерностей моделируемой предметной области.

2. Разработаны две нейросетевые модели под конкретные области трехмерного объекта со статодинамическими особенностями (на примере головы и туловища человека).

3. Разработана математическая рекомендательная система, предназначенная для диагностики, прогнозирования и выдачи рекомендаций по определению нарушения осанки исследуемого объекта.

4. Разработана математическая рекомендательная система, предназначенная для диагностики, прогнозирования и выдачи рекомендаций по определению лицевых изменений исследуемого объекта.

5. С помощью разработанной рекомендательной системы проведена серия экспериментов и сравнений с общепризнанными методами оценки оптической топографии и рентгенографии, на основе разработанных методов созданы 2 программных продукта на смартфон, которые уже внедрены в клиники на территории Пермского края.

Степень научной разработанности проблемы. Использование фотограмметрии для количественной оценки нарушений здоровья в сфере медицины осуществляется с недавнего времени и описано в немногочисленных работах, что вызвано существующими преградами на пути развития цифровой медицины связанных с недостаточной разработанностью методов получения, анализа и интерпретации данных трехмерных изображений, отсутствие унификации их количественной оценки. Поэтому накопленный мировой опыт применения фотограмметрии при оценке физиологических признаков живого объекта в полной мере не позволяет соотнести полученные в настоящем исследовании результаты на итоги работы других групп ученых. Хотя в России становление цифровой обработки трехмерных данных, полученных с помощью фотограмметрии только, начинается, исследователи в своих работах отмечают широкие перспективы применения метода в медицинской, судебно-медицинской практике, а также косметологии.

Выявление противоречия. С развитием технологий цифровой обработки трехмерных данных, роста вычислительной мощности при снижении стоимости персональных мобильных устройств стало возможным проведение безопасной количественной диагностики нарушений здоровья, связанных с визуальным изменением геометрических характеристик поверхности исследуемых биологических объектов широкому кругу лиц. В то же время отсутствие единообразия методов поиска, расчета и оценки таких характеристик создает преграды на пути развития цифровой медицины.

Методы исследования. В основе разработанной интеллектуальной системы лежит фотограмметрический метод получения трехмерного изображения биологического объекта по фотографиям, выполненных с различных ракурсов при

помощи камеры мобильного устройства, заключающийся в построении трехмерной цифровой модели по общим точкам на полученном наборе снимков.

Поиск ключевых точек осуществляется при помощи методов глубокого машинного обучения, основанных на сверточных искусственных нейронных сетях и обученных на более 1000 размеченных фотографиях для каждой предметной области. Для быстрой обработки и визуального отображения результата используются методы многоуровневой детализации на базе технологии интерактивного создания веб-графики *WebGL*.

Расчет и анализ уникальных характеристик по найденным ключевым точкам осуществляется математическими методами оценки взаимного расположения точек и их цвета на *RGB* палитре. Для анализа деформационных характеристик позвоночного столба используется методы Кобба и Чаклина.

Основными теоретическими и практическими результатами работы являются:

1. Анализ современных методов определения геометрических характеристик поверхности биологических объектов показал, что оптимальным с точки зрения финансовых затрат, точности и достоверности определяемых параметров, быстродействия и эффективности, а также безопасности здоровью является стереофотограмметрический метод.

2. На основе проведенных в рамках диссертационного исследования экспериментов разработана система цифровой обработки данных, включающая эффективные алгоритмы математического и нейросетевого анализа и программное обеспечение для проведения фотограмметрической съемки, обеспечивающая наилучший способ построения и дальнейшего количественного анализа определенных уникальных характеристик трехмерной модели биологического объекта.

3. Путем сравнения результатов работы разработанной интеллектуальной системы с применяемыми на сегодняшний день аналогами, показана точность и достоверность полученных результатов.

4. Осуществлено внедрение и тестирование интеллектуальной системы в клинической практике в задачах количественного анализа деформаций позвоночного столба и геометрии лица, подтверждена практическая значимость проделанной работы.

Практические запросы к предмету. При помощи разработанной интеллектуальной системы планируется проводить первичную диагностику нарушений геометрии позвоночного столба и лица. Осуществлять удаленный мониторинг изменений исследуемых геометрических характеристик под врачебным контролем в ходе выполнения реабилитационных мероприятий.

Достоверность и обоснованность результатов подтверждаются тестированием предложенной интеллектуальной системы путем сравнения данных определения деформации позвоночника с результатами, полученными с помощью медицинского лицензированного прибора «ТОДП», а также общепринятого рентгеновского метода. Сравнительный анализ результатов измерений 4 добровольцев при помощи разработанного фотограмметрического метода диагностики деформации позвоночного столба с результатами рентгенографического исследования, являющимся на сегодняшний день золотым стандартом, показал, что кривые, полученные с помощью обоих методов в боковой и сагиттальной проекциях, не отличаются друг от друга более чем на 5% по отношению к высоте позвоночного столба. Таким образом, фотограмметрический метод, который является безопасным и удобным, может стать методом превентивной оценки деформации позвоночника, дополняющим данными состояния позвоночника между плановыми рентгенологическими исследованиями. При анализе лицевых изменений не имеется возможности сравнить с существующими методами оценки ввиду их отсутствия в современной косметологии.

Для систематизации данных, полученных в ходе многочисленных экспериментов с измерением позвоночника детей, выполнена оценка полученных корреляционных связей относительно трех плоскостей деформации позвоночника. В среднем значение критерия Спирмена при оценке корреляционных связей лежало

в диапазоне $0,758 \pm 0,025$, что делает перспективным широкое внедрение метода фотограмметрии в рутинное мониторинговое наблюдение за динамикой деформации позвоночника.

Для оценки нейросетевого метода количественного анализа модели, полученной при помощи технологий фотограмметрии был выполнен поиск специальных (реперных) точек, определяющих геометрию лица. Было показано, что точность поиска точек обученной на 1000 сгруппированных фотографиях нейронной сетью достигала 98%. Полученные результаты свидетельствуют об эффективности использования разработанной авторами методики в области косметологии и потенциала ее использования в других областях медицины, включая стоматологию, неврологию и хирургию.

Благодарности

Автор выражает искреннюю благодарность за помощь в реализации работы сотрудникам кафедры Вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета.

ГЛАВА 1. АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ МЕТОДОВ СОЗДАНИЯ И ОБРАБОТКИ ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОБЪЕКТОВ СО СТАТОДИНАМИЧЕСКИМИ ОСОБЕННОСТЯМИ

1.1. Обзор цифровых методов обработки трехмерных изображений

В основе цифровой обработки трехмерных изображений лежат вычислительные алгоритмы, позволяющие создавать и изменять геометрическую форму объектов, которые могут быть отображены в трехмерном пространстве, добавлять к ним различные эффекты, такие как текстура и освещение.

1.1.1. Способы создания трехмерных моделей

Существует несколько способов создания трехмерных изображений, например метод лазерного сканирования, который позволяет создавать точечные облака объектов с высокой точностью и детализацией. Другой способ — это использование 3D-сканеров, которые также создают точечные облака объектов, но используют для этого специальное оборудование. Кроме того, существуют методы создания трехмерных моделей на основе математических моделей и алгоритмов, такие как метод конечных элементов и методы компьютерной графики.

Один из современных цифровых способов создания трехмерных объектов, который будет использоваться в данной работе применительно к получению трехмерных моделей тела человека, является способ создания 3D-модели объектов на основе плоских фотографий методами фотограмметрии. Метод использует изображения объекта, полученные с разных ракурсов, и на основе этого создает модель облака точек, служащую основой для построения трехмерной модели объекта. Для этого используются специальные программы, которые обрабатывают фотографии посредством аффинных преобразований, выделяют на них ключевые точки и осуществляют точечное сопоставление. После получения точечного облака производится его обработка и реконструкция в трехмерную модель объекта. Для

этого используются различные алгоритмы, такие как триангуляция, поверхностное моделирование и другие.

В результате применения метода фотограмметрии можно получить высококачественные и точные 3D-модели объектов, которые могут использоваться в различных областях, например, в медицине, архитектуре, инженерии и других.

Помимо фотограмметрии для создания цифровой модели человека можно использовать:

1. Метод структурированного освещения, который позволяет создавать 3D-модели объектов на основе проекций структурированного света на поверхности объекта (например создание цифровой модели челюсти с помощью интраорального сканирования). Этот метод заключается в использовании проектора и камеры для создания 3D-модели. Проектор проецирует на объект структурированный свет, а камера фиксирует изменения в отражении света.

2. Методы, основанные на глубине резкости, которые используют камеру с глубиной резкости, фокусирующуюся на разных частях объекта, находящегося в разных плоскостях фокусировки. Затем изображения объединяются в одну 3D-модель.

3. Методы, основанные на использовании движущейся камеры, которые используют движущуюся камеру для создания 3D-модели. Камера движется вокруг объекта, снимая его с разных углов. Затем изображения обрабатываются для создания 3D-модели.

4. Методы, основанные на использовании стереоизображений, которые используют две камеры, расположенные на определенном расстоянии друг от друга. Каждая камера получает изображение объекта с разных углов. Затем изображения объединяются в одну 3D-модель.

Методы, основанные на использовании движущейся камеры и стереоизображений, которые также позволяют создавать 3D-модели объектов на основе плоских фотографий.

Таким образом, существует несколько методов создания цифровой модели человека помимо фотограмметрии, каждый из которых имеет свои преимущества

и недостатки. Определение оптимального метода для конкретной задачи требует внимательного анализа.

Цифровые модели тела человека используются в медицине, физической реабилитации, спорте, моде, анимации, игровой индустрии и других сферах деятельности, где требуется работа с трехмерными моделями человеческого тела. Применительно к медицине и стоматологии, такие модели могут использоваться для диагностики нарушений симметрии и гармонии, которые могут быть признаками различных заболеваний.

В рамках данной работы особое внимание уделено построению цифровых моделей головы и спины человека. В дальнейшем планируется использовать фотограмметрические методы применительно к сканированию помещений и распознаванию объектов внутри них.

1.1.2. Веб-технологии динамического представления трехмерных объектов

В последние годы во многих областях науки и техники возникла потребность в обработке и визуализации крупномасштабных изображений, т. е. таких изображений, которые состоят из множества мелких деталей и требуют высокой разрешающей способности для их обработки визуализации. Основная стратегия обработки таких изображений заключается в использовании метода многоуровневой детализации и дробления изображения на блоки [93]. Метод многоуровневой детализации представляет собой метод представления, который позволяет хранить изображение в нескольких разрешениях. При отображении изображения на экране выбирается наиболее подходящее разрешение в зависимости от размера окна вывода. Этот метод позволяет уменьшить объем данных, которые необходимо передавать и обрабатывать для визуализации крупномасштабных изображений.

Метод дробления изображения на блоки заключается в дискретизации изображения на небольшие блоки, которые затем могут быть загружены и визуализированы по мере необходимости. Данный метод позволяет уменьшить количество данных, которые необходимо загрузить для визуализации

изображения, и ускоряет время загрузки. Кроме того, этот метод позволяет эффективно использовать ресурсы компьютера для обработки данных.

Перечисленные методы могут использоваться для представления трехмерного изображения в виде: ряда двумерных изображений его поперечных сечений, трехплоскостного (включая вид на произвольное сечение) изображения и полноценной трехмерной модели. Методы, принадлежащие первой группе, обрабатывают каждое 2D-изображение в 3D-стеке отдельно и затем отображают их в виде плоских снимков. Переключаясь между различными слоями вдоль одного измерения, можно просматривать полное 3D-изображение. Каждое двумерное изображение хранится как дерево квадрантов. Одним из широко известных на сегодняшний день проектов, использующих эту технологию, является *Google Maps*. Информация о деревьях квадрантов используется в *Google Maps* для оптимизации процесса отображения карты. Дерево квадрантов – это структура данных, которая разбивает карту на квадраты и позволяет быстро и эффективно находить информацию об объектах в каждом квадранте. Когда пользователь просматривает карту в *Google Maps*, приложение загружает только те квадранты, которые видны на экране. Это позволяет снизить объем передаваемых данных и ускорить процесс отображения карты. Кроме того, дерево квадрантов позволяет *Google Maps* быстро находить объекты, такие как рестораны, магазины и т. д., и отображать их на карте. Это делает процесс поиска интересующих пользователей мест более быстрым и удобным. Кроме того, для создания 3D-модели *Google Maps* используют метод фотограмметрии, позволяющий создавать модель на основе фотографий, которые были сделаны с разных точек.

Для отображения объемных моделей на веб-странице используется специальные библиотеки для рендеринга графики (графические движки). Наиболее популярным среди них является *Three.js* – свободно распространяемая библиотека на базе технологии *WebGL API*, позволяющей отображать трехмерную графику в веб-браузере без использования дополнительных плагинов [43, 59, 62, 93]. По умолчанию, дерево квадрантов не входит в стандартный набор инструментов

WebGL, но может быть реализовано при помощи языка программирования JavaScript и использоваться для более эффективной обработки и отображения больших карт, таких как карты мира, игровые уровни, медицинские снимки. Процесс обработки и визуализации трехмерного изображения при помощи *WebGL* начинается с создания сцены – набора объектов, которые будут отображаться. Для этого используется JavaScript, который позволяет создавать и управлять объектами на сцене. Далее происходит процесс рендеринга – преобразование трехмерных объектов в двумерное изображение, которое будет отображаться на экране. Рендеринг выполняется с помощью графического процессора, который обрабатывает сцену и применяет к объектам различные эффекты, такие как тени, освещение и т. д. После этого происходит отображение изображения на экране пользователя. При этом *WebGL* использует *API* браузера для отображения изображения в окне браузера.

Метод многоуровневой детализации (*MIP mapping*) используется в *WebGL* для повышения производительности при работе с текстурами. Суть метода заключается в создании нескольких версий текстуры разного размера и разрешения, которые хранятся в памяти графического процессора.

Когда объект на сцене отображается на большом расстоянии от пользователя, используется версия текстуры с более низким разрешением, что позволяет уменьшить количество пикселей, которые несут в себе информацию о текстуре. Это позволяет уменьшить нагрузку на графический процессор и улучшить производительность. Когда объект на сцене приближается к пользователю, автоматически переключается на использование более высокого разрешения текстуры, что позволяет сохранить качество изображения.

Таким образом, для отображения графики на стороне клиента в данной работе используется *WebGL*, а само веб-приложение, включающее интерфейс, серверную часть и базу данных построено на фреймворке *Django*. Программная платформа *Django* имеет встроенную возможность подключения к базе данных, что упрощает их хранение и обеспечивает своевременный доступ. В качестве СУБД используется *PostgreSQL*, так как является свободно-распространяемой,

высокопроизводительной и поддерживающей возможность индексирования геометрических объектов. В *Django* работа с базой данных осуществляется при помощи технологии объектно-реляционного отображения (*ORM*), предоставляющей удобный интерфейс для работы с данными, который позволяет создавать, изменять и удалять записи в базе, используя *Python*-код. При этом классы *Python* описывают таблицы, а каждый атрибут модели соответствует полю в таблице базы данных. В моделях можно определять связи между таблицами, ограничения и индексы. Таким образом *Django ORM* позволяет упростить работу с базами данных в веб-приложениях используя объектно-ориентированный подход при работе с данными. Помимо этого, *Django* предоставляет страницу администратора, которую можно использовать для управления пользователями и базой данных.

Основой фреймворка *Django* является архитектура *MVT* (*Model-View-Template*). Она представляет собой концепцию разделения приложения на три основных компонента:

1. Модели (*Models*) – объекты *Python*, которые представляют данные в базе данных. Модели определяют поля, которые будут храниться в базе данных, а также методы, которые позволяют работать с этими данными.

2. Представления (*Views*) – функции *Python*, которые обрабатывают запросы от клиентов и возвращают ответы. Представления используют модели для получения данных из базы данных и шаблоны для форматирования и отображения этих данных.

3. Шаблоны (*Templates*) – файлы, которые содержат *HTML*-код и определяют, как данные будут отображаться в браузере. Шаблоны могут использовать данные, которые были получены представлениями. Шаблоны предназначены для взаимодействия с внешним интерфейсом приложения. Например, в *Django* есть встроенная таблица базы данных с именем *user_auth*, которая выполняет аутентификацию пользователя. Вместо того, чтобы извлекать данные из базы данных и проверять пользователя, можно использовать метод

аутентификации, который проверяет пользователя, что делает *Django* более эффективным [91].

Такое разделение на компоненты позволяет легко поддерживать приложение и изменять его поведение, поэтому архитектура *MVT* является эффективным инструментом для проектирования и разработки веб-приложений с помощью фреймворка *Django*.

Динамическая визуализация трехмерных данных на веб-сервере имеет большую актуальность в медицине и биологии при создании интерактивных 3D-моделей, которые позволяют лучше понимать структуру и функционирование биологических объектов, таких как органы, клетки, ткани, белки, молекулы и т.п. [43, 62].

1.1.3. Нейросетевой анализ многомерных графических данных

Нейросетевой анализ является популярным инструментом анализа графических моделей разной размерности [43, 50, 62, 96]. Он может быть использован в широком спектре задач (классификации, кластеризации, уменьшения размерности и т. п.) применительно к различным сферам деятельности (геодезия, архитектура, медицина и т. п.).

Наиболее популярными методами нейросетевого анализа трехмерных графических моделей, являются:

1. Классификация моделей: нейронные сети могут использоваться для классификации моделей на основе их характеристик, таких как количество полигонов, размеры, пропорции и другие параметры.
2. Распознавание образов: нейронные сети могут обучаться распознавать определенные образы в трехмерных моделях, что может быть полезно для автоматической обработки данных и создания инструментов для редактирования моделей.
3. Сегментация моделей: нейронные сети могут использоваться для сегментации трехмерных моделей на отдельные объекты или части объектов, что может быть полезно для анализа конкретных элементов модели.

4. Предсказание параметров моделей: нейронные сети могут использоваться для предсказания определенных параметров моделей, таких как вес, прочность, стоимость и другие.

Методы нейросетевого анализа являются одним из подходов в машинном обучении [55]. Они основаны на использовании нейронных сетей для анализа данных и решения задач. Также в машинном обучении используются другие методы, такие как методы кластеризации, классификации и регрессии, которые могут быть использованы для анализа трехмерных графических моделей. Методы глубокого обучения являются подмножеством методов машинного обучения, основанных на использовании нейросетей с большим количеством слоев, и предоставляют возможность для автоматического извлечения признаков из данных. Одним из примеров применения глубокого обучения для анализа трехмерных графических моделей является использование сверточных нейронных сетей для распознавания определенных элементов в моделях. В отличие от других типов нейронных сетей, таких как перцептроны, рекуррентные и т.п., сверточные и глубинные нейронные сети имеют несколько преимуществ, которые делают их особенно полезными для анализа трехмерных графических моделей [1, 42, 50, 95, 158]. Они способны автоматически извлекать признаки из данных без необходимости вручную определять эти признаки. Они также могут обрабатывать данные, которые имеют сложную структуру, такую как изображения или трехмерные модели. Кроме того, сверточные нейронные сети могут использоваться для распознавания объектов в трехмерных моделях [9, 22], что может быть полезно для автоматической обработки данных и создания инструментов для редактирования моделей. Глубокое обучение широко применяется в компьютерном зрении [77]. Точно так же, как искусственный интеллект позволяет компьютерам думать, компьютерное зрение позволяет им видеть, наблюдать и реагировать.

В данной работе используется нейросетевой метод распознавания образов с использованием сверточных нейронных сетей для поиска реперных точек на моделях спины и лица человека с целью их дальнейшего анализа математическими

алгоритмами. Было показано, что обученная на малой выборке нейронная сеть демонстрирует лучшие результаты поиска точек по сравнению с математической моделью. При этом точность определения точек достигала 98%, что также подтверждается другими авторами при решении схожей задачи [22, 95].

Однако несмотря на массовое использование нейросетевых алгоритмов для анализа данных, машинное обучение не лишено недостатков: лежащие в его основе алгоритмы обычно трактуются как «черные ящики», так как не существует эффективных методик для понимания их внутренних механизмов. В результате анализ данных страдает от отсутствия человеческого контроля. Более того, иногда выводы, сделанные алгоритмами, могут не иметь смысла в отношении реальной модели данных [2]. Поэтому в данной работе будет продемонстрировано сочетание интерактивной визуализации данных с результатами их анализа методами машинного обучения. Визуализация позволяет активно использовать пространственное мышление человека для выявления новых тенденций и закономерностей, обнаруженных в собранных данных, избегая необходимости бороться с инструментами компьютерной аналитики.

1.1.4. Методы получения и анализа трехмерных изображений в медицине

Цифровые модели спины человека в медицине используются для диагностики нарушений позвоночника. Получение и анализ таких моделей возможно несколькими методами:

1. Рентгенография – это классический метод, используемый для диагностики спинного столба. Он использует рентгеновские лучи для создания изображения костей позвоночника [141].

2. Компьютерная томография – это более точный метод диагностики нарушений позвоночника, чем рентгенография. Он использует компьютер для создания изображения позвоночника, сканируя его с разных углов.

3. Магнитно-резонансная томография – это также очень точный метод диагностики позвоночника. Он использует сильные магнитные поля и радиоволны для создания детального изображения внутренней структуры позвоночника.

4. Функциональная диагностика – это метод диагностики, который позволяет оценить движения позвоночника. Он может использоваться для диагностики нарушений, связанных с функциональными недостатками, вызванными, например сколиозом.

5. Денситометрия – это метод замера плотности кости, позволяющий оценить вероятность развития остеопороза. Он может быть полезен при диагностике нарушений деформации позвоночника, так как некоторые из них могут потребовать корректирующей хирургической манипуляции или усиленную поддерживающую терапию.

6. Компьютерно-ориентированные методы – методы, основанные на бесконтактной диагностике рельефа поверхности туловища обследуемых пациентов. Их основными достоинствами являются: полная безвредность для здоровья, в отличие от лучевых методов (рентгенография, КТ, МРТ, флюорография) и объективизация результатов обследования, простота и быстрота обследования, большая диагностическая информативность топографических данных и их высокая корреляция с данными рентгена [111]. Наибольшую популярность среди компьютерных методов диагностики приобрели оптические методы.

К наиболее популярным методам получения трехмерных изображений лица человека относятся фотограмметрия, структурированное световое и лазерное сканирование. Лазерный сканер измеряет расстояние до поверхности лица и создает облако точек. Затем облако точек преобразуется в 3D-модель. Этот метод позволяет получить точную 3D-модель лица и широко используется в медицинской диагностике, лицевой хирургии и криминалистике.

Все перечисленные методы имеют как преимущества, связанные с точностью и глубиной полученных данных, так и недостатки, связанные с возможным нанесением вреда здоровью пациента. Поэтому выбор наилучшего метода диагностики, определяет врач в каждом конкретном случае.

Важность своевременной и безопасной диагностики деформации позвоночника

Актуальной задачей современного этапа развития диагностики деформации позвоночника является поиск и внедрение новых доступных методов неинвазивной безопасной диагностики деформации позвоночника на ранних стадиях, поскольку существующие методы диагностики позволяют выявить деформацию позвоночного столба в трех плоскостях при развитии сколиоза, однако имеют ряд ограничений для применения, поскольку для их осуществления используется либо рентгеновское излучение, либо диагностические установки, требующие сложного монтажа в отдельном помещении и обучения эксплуатирующего персонала. В связи с этим возникает необходимость разработки цифровых инструментов для диагностики деформации позвоночника, которые бы нивелировали указанные сложности в клинической практике [164].

Своевременное выявление деформации позвоночника, начиная с детского возраста важно, потому что недиагностированное состояние может в дальнейшем привести к серьезным проблемам со здоровьем. Деформация позвоночника может быть вызвана разными причинами, такими как сколиоз, кифоз, лордоз, дисплазия тазобедренных суставов и другие нарушения. Развитие нарушений с возрастом может привести к более тяжелым проблемам, включая боли в спине и шее, головные боли, дыхательные проблемы, ухудшение осанки, ограничение движений и даже деформацию грудной клетки. Поэтому важно проводить регулярные обследования позвоночника и следить за его состоянием у детей. Более того, раннее выявление деформации позвоночника дает больше возможностей для лечения и более успешный результат. Если ребенку нужно лечение, то раннее начало лечения дает лучший шанс остановить или даже корректировать деформацию.

Количественная оценка деформации позвоночника

Степень и характер деформации позвоночного столба оцениваются по распространенным методикам измерения дуг деформации во фронтальной плоскости по Фергюсону, Енчура, Коббу. В Работе Тесаковых [157] показана математическая несостоятельность методик Фергюсона и Енчура и объективно

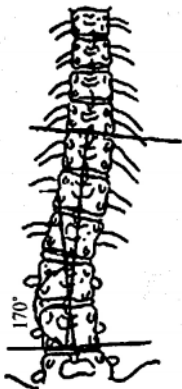
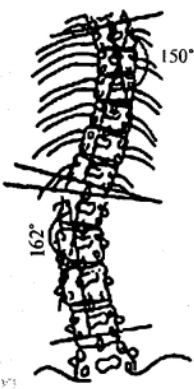
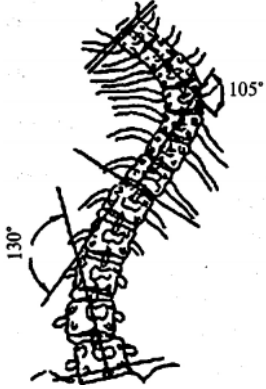
подтверждена обоснованность и целесообразность применения только методики Кобба, которая рекомендуется для применения как стандарт диагностики в количественной оценке параметров дуг сколиотической деформации позвоночника во фронтальной плоскости.

Методика Кобба представляет собой процесс определения величины дуги искривления позвоночника на сделанном снимке фронтальной плоскости тела методом рентгенографии или фотограмметрии и т. п. На снимке выделяют верхний и нижний (краниальный и каудальный) позвонки в выбранном сегменте позвоночника, которые имеют наибольший наклон во фронтальной плоскости. Затем проводятся линии через замыкательные пластики тел выбранных сегментов, и угол их пересечения (угол Кобба), обращенный в сторону дуги, указывает величину ее деформации. В некоторых случаях угол пересечения измеряется с помощью классического геометрического приема, при котором проводятся встречные перпендикуляры от линий замыкательных пластинок краниального и каудального позвонков с учетом выраженности величины дуги деформации, чтобы облегчить ее определение [157] (Рисунок). В зависимости от значения угла Кобба, по методу Чаклина [165] классифицируется степень тяжести деформации (Таблица 1). Стоит отметить, что у разных авторов, приводятся разные диапазоны значений, характеризующие степень сколиоза, что также является актуальной проблемой унификации диагностики сколиоза. В таблице ниже будут представлены значения, используемые авторами Федуловой и Кашуба [123, 162].

Таблица 1 – Степени тяжести по классификации В. Д. Чаклина (иллюстрации Кашуба В.А. [14])

Степень тяжести	I ст.	II ст.	III ст.	IV ст.
Угол, по Коббу	$\geq 10^\circ (\geq 15^\circ)$	$11^\circ\text{--}25^\circ$ ($20^\circ\text{--}40^\circ$)	$26^\circ\text{--}40^\circ$ ($40^\circ\text{--}60^\circ$)	$\leq 41^\circ (\geq 60^\circ)$
Степень тяжести	I ст.	II ст.	III ст.	IV ст.
Угол, по Чаклину	$180^\circ\text{--}175^\circ$	$175^\circ\text{--}155^\circ$	$155^\circ\text{--}100^\circ$	$\leq 100^\circ$

Продолжение таблицы 1

Степень тяжести	I ст.	II ст.	III ст.	IV ст.
Графическое отображение				

Используя методику Чаклина, на рентгенограмме проводят несколько прямых линий между позвонками, как показано на Рисунок , а затем измеряют углы между ними. По методике Кобба на снимке позвоночного столба измеряется S-образное двойное искривление. В верхнем участке искривления с помощью линейки проводят две горизонтальные линии: одна над верхним позвонком, от которого идет кривизна, другая – над нижним. Если провести две линии, идущие перпендикулярно первым, то образуется угол, который и измеряется. Стоит отметить, что принцип измерения у методов Кобба и Чаклина одинаков (Рисунок 1). Разница состоит в том, что по методу Чаклина, чем больше градусов в исследуемом угле, тем легче степень болезни, а по методу Кобба – наоборот [123].

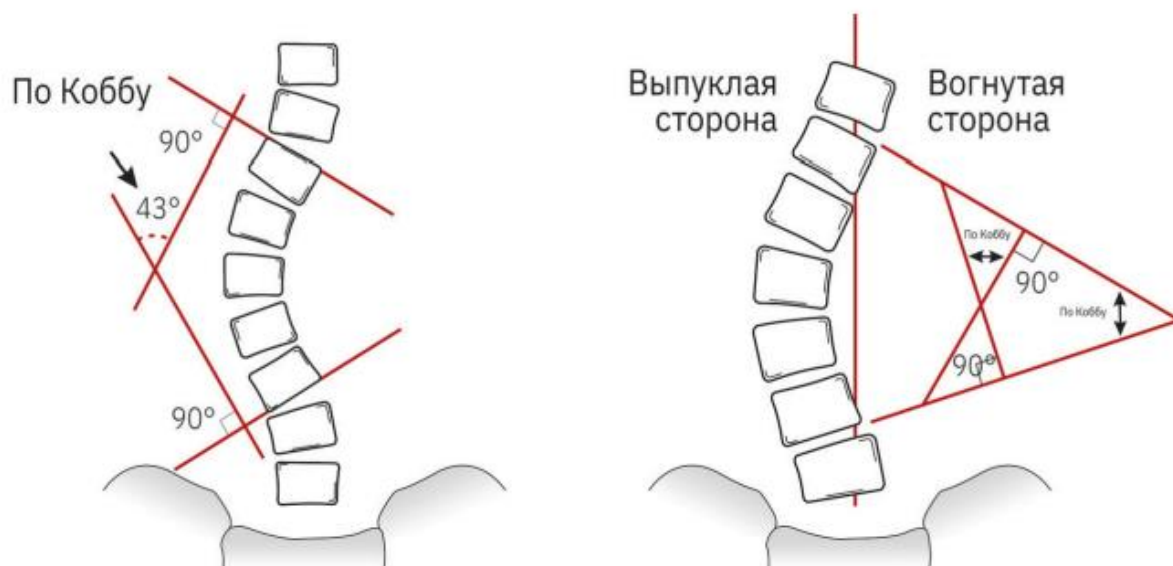


Рисунок 1 – Иллюстрация методики измерения угла сколиотической дуги по методу Д. Кобба (слева) и В.Д. Чаклина (справа) [162]

На сегодняшний день угол Кобба является наиболее распространенным методом оценки степени сколиоза и измеряется с помощью фронтальных снимков. Направление сколиоза, в зависимости от направления вогнутости сколиотической дуги может быть левосторонним или правосторонним (на 1 изображен правосторонний сколиоз). Так как сколиоз характеризуется деформацией в трех плоскостях, то для его количественного описания необходимо рассмотреть также осевой поворот позвонков. Различают два разных типа вращения позвонков вокруг своей оси: торсию (диагностируется на снимках, сделанных сбоку – в плоскости фронтальной проекции позвоночника) и ротацию (диагностируется на снимках, сделанных спереди и сзади – в сагиттальной проекции позвоночника). Торсия происходит вокруг вертикальной оси, что приводит к изменению формы позвоночника в плоскости, перпендикулярной к этой оси. Ротация, с другой стороны, происходит вокруг горизонтальной оси, что приводит к изменению формы позвоночника в горизонтальной плоскости.

Кроме торсии и ротации, выделяют еще боковое смещение (смещение позвонка в горизонтальной плоскости) и флексию/экстензию (изгиб позвоночника в плоскости сагиттальной проекции).

Кроме того, другие параметры, такие как высота и форма позвонков, также могут быть использованы для оценки степени и характера деформации позвоночного столба.

Важность своевременной оценки состояния лица

Своевременная оценка состояния лица имеет важное значение в медицине и косметологии. Например, при диагностике нарушения мозгового кровообращения, изменения в лице могут быть первым сигналом о проблемах со здоровьем. Раннее обнаружение таких изменений может помочь в диагностике и лечении заболевания в самом начале его развития.

В косметологии своевременная оценка состояния лица также является важным аспектом. Она позволяет определить проблемы с кожей и начать лечение, прежде чем они станут более серьезными. Кроме того, оценка состояния лица может помочь косметологам подобрать наиболее эффективный набор процедур для достижения желаемого результата. Кроме этого, данная методика может помочь провести сравнительный анализ после уже проведенных косметологических вмешательств, что является объективной оценкой выбранных процедур.

Становление фотограмметрии в медицине

Метод фотограмметрии зародился в XIX веке с появлением стереофотографии для измерения расстояний и высот по снимкам. Изначально он получил широкое практическое применение в сфере космической геодезии [131, 132, 160] для определения пространственного положения объектов на местности при создании топографических карт. Полученные на снимках со спутника объекты в совокупности с данными телеметрии позволяют восстановить трехмерные изображения объектов съемки. Космическая фотограмметрия включает в себя использование разнообразного оборудования, которое может быть установлено на спутниках и других космических аппаратах для получения различных типов изображений Земли, такое как оптические инфракрасные, мультиспектральные камеры, радар, лидар, гравиметры и т. п.

С развитием авиации фотограмметрия стала применяться в аэрофотосъемке для создания карт и планов. С развитием компьютерной технологии и появления

цифровых средств получения изображений возможности фотограмметрии значительно расширились. Современные методы фотограмметрии включают такие технологии, как стереоизображения, лидар и оптическое сканирование для создания высококачественных трехмерных моделей объектов и местности.

На сегодняшний день фотограмметрия широко используется практически во всех значимых для общества отраслях: картография, землеустройство, архитектура, инженерия, экономика, оборонная промышленность, военное дело, судебно-медицинская криминалистика и медицина [135].

В медицине фотограмметрия получила развитие в трудах американского врача Холмса, изучавшего походку при помощи стереопары фотографий. Данные исследования помогли ему разработать протезы конечностей для военных во время Гражданской войны в США [39]. Дальнейшие исследования развивались в области антропометрии (измерения формы тела), причем наибольшее внимание уделялось фотограмметрическим измерениям зубочелюстной системы [11, 37]. Ортодонты и дантисты получили инструмент, благодаря которому стало возможным отслеживание изменения формы в результате естественного роста или проведенного лечения. Благодаря стереофотограмметрии можно было проанализировать изменение формы и размера при лечении расщелины неба с большей детализацией и точностью чем другими, ранее используемыми методами. В 1967 г. Грюнер [37] разработал систему камер ближнего действия, чтобы контролировать изменения в конфигурации зубов, десны и костной ткани до и после операции [39].

Всплеск исследований в области измерения осанки по фотографиям вызвана широким распространением сколиоза и искривления позвоночника, которые часто проявляются в подростковом возрасте. Такие измерения необходимы для определения состояния пациента и наблюдения за ходом проводимого лечения. Несмотря на очевидные преимущества, предлагаемые методом фотограмметрии, точность и достоверность полученных результатов остается предметом споров. Тем не менее многие специалисты-ортопеды предпочитают фотограмметрию,

другим грубым измерительным инструментам, таким как рентгенография из-за опасности высоких доз рентгеновского излучения [52].

Целью исследования стала разработка математического алгоритма для идентификации деформации позвоночного столба в горизонтальной плоскости по данным фотограмметрической оценки трехмерной модели поверхности спины человека, которая была получена по результатам функционирования оригинального программного обеспечения для персонального телекоммуникационного устройства. Алгоритм оценки деформации позвоночного столба представляет собой последовательность четырех этапов: репозиция системы координат, стратификация линии позвоночника на сегменты, расчет ротации *V*-сегментов, сепарация отношений *V*-сегментов к физиологическим изгибам позвоночника и визуализация деформации позвоночника в горизонтальной плоскости. Разработанный алгоритм обладает рядом преимуществ по сравнению с существующими: позволяет идентифицировать ротацию отдельных позвонков и торсии позвоночника в целом, реализуется в отношении всех позвонков грудного и поясничного отдела, тем самым обеспечивая возможность дифференцированной диагностики форм деформации позвоночника – от нарушения осанки до сколиоза. Описанный алгоритм является отдельной частью для модульного программного обеспечения, позволяющего проводить диагностику деформации позвоночного столба при помощи персонального телекоммуникационного устройства. Настоящий алгоритм может быть использован в комплексной оценке нарушения осанки и диагностики сколиоза, мониторинга динамики деформации позвоночного столба в реабилитационном процессе [108].

Развитие методов стереофотограмметрии

Суть проблемы диагностического поиска при оценке выраженности деформации позвоночника, сформулированная еще основоположником термина «ортопедия» Николя Андри де Буарегаром заключается в обнаружении и эксплуатации эталонных значений пространственных характеристик позвоночного столба, как «точки отсчета» для оценки выраженности его деформации [6].

Исключая методы рентгенографической оценки анализ деформации позвоночного столба сводился к субъективному зрительному изучению рельефа области спины или сопоставлению расположения топографических образований с заведомо истинными эталонными параметрами. Примером такого эталона в травматологии-ортопедии был отвес – некий предмет достаточного веса, подвешенный на нити, относительно взаимного расположения которой осуществлялась интерпретация клинических характеристик деформаций позвоночника. Аналогично проводилась оценка выраженности физиологических изгибов позвоночного столба относительно стены помещения [127]. На протяжении нескольких последовательных столетий методы визуальной и оптической диагностики совершенствовались с опорой на развитие оптических, лучевых и цифровых технологий и на сегодня находятся на пике актуальности своего дальнейшего развития.

Для современной трактовки оптических принципов диагностики в травматологии-ортопедии прежде всего целесообразен анализ понятия «фотограмметрия», который логично интерпретируется, как «графическое измерение с помощью света» [7, 28]. Вкупе с этим *ASPRS* трактует термин «фотограмметрия», как инструмент получения точной информации о структуре поверхности объекта устройством, которое не находится в непосредственном контакте с объектом [25]. Исходя из этой трактовки, фотограмметрия должна включать в себя иные методы визуализации, которые используются в клинической практике – рентгенографию, компьютерную рентгеновскую томографию, магниторезонансную томографию и даже методы ультразвукового 3D-моделирования (для объектов, не контактирующих с датчиком непосредственно [11]). Именно поэтому логично предложить более широкую интерпретацию термина «клинической фотограмметрии», дополнив ее тем, что предметом клинической фотограмметрии являются оптические эффекты объекта (пациента), полученные в результате регистрации и объективной оценки свойств светового пучка, облучающего объект, в видимом диапазоне. Это подтверждается мнением *Luhmann* [14], согласно которому фотограмметрия может быть использована

только тогда, когда объект может быть зарегистрирован исключительно фотографически. В соответствии с этой интерпретацией далее будут рассмотрены методы современной клинической фотограмметрии.

Принципиально по технологическому признаку все способы современной ФМ можно разделить на группы:

ФМ одной камерой – в этом случае анализу подвергаются параметры изображения объекта в одной плоскости в условии немобильности камеры. Если для ФМ используется стереоскопическая камера, которая осуществляет два снимка с разных ракурсов одновременно, становится возможным проведение частичной трехмерной реконструкции объекта по двум изображениям. В современной биометрии чаще всего стереоскопические эффекты камеры реализуются технологиями многообъективной камеры или разветвителя объектива. Фактически стереоскопическая съемка равносильна способу ФМ несколькими камерами.

ФМ несколькими камерами – в этом случае для реконструкции трехмерного объекта используются снимки с камер, расположенных в окрестностях объекта – в зависимости от цели исследования может быть использовано неограниченное количество камер.

ФМ с технологией *SFM* – технология *SFM* в ФМ основывается на возможности автоматизированного обнаружения и сопоставления ключевых (реперных) точек объекта, которые являются общими для двух изображений [7]. Реконструкция трехмерной модели объекта основывается на данных, полученной из изображений видеопотока или «пачки» фото, сделанных с разных ракурсов. *SFM* довольно новый подход в фотограмметрии, основанный на алгоритмах, которые были усовершенствованы за счет значительного повышения точности [74]. На сегодняшний день технология *SFM* кажется самой перспективной в прикладной биометрии [89], поскольку не требует использования нескольких камер, специальных устройств и оборудования для их размещения [7] (Рисунок 2).

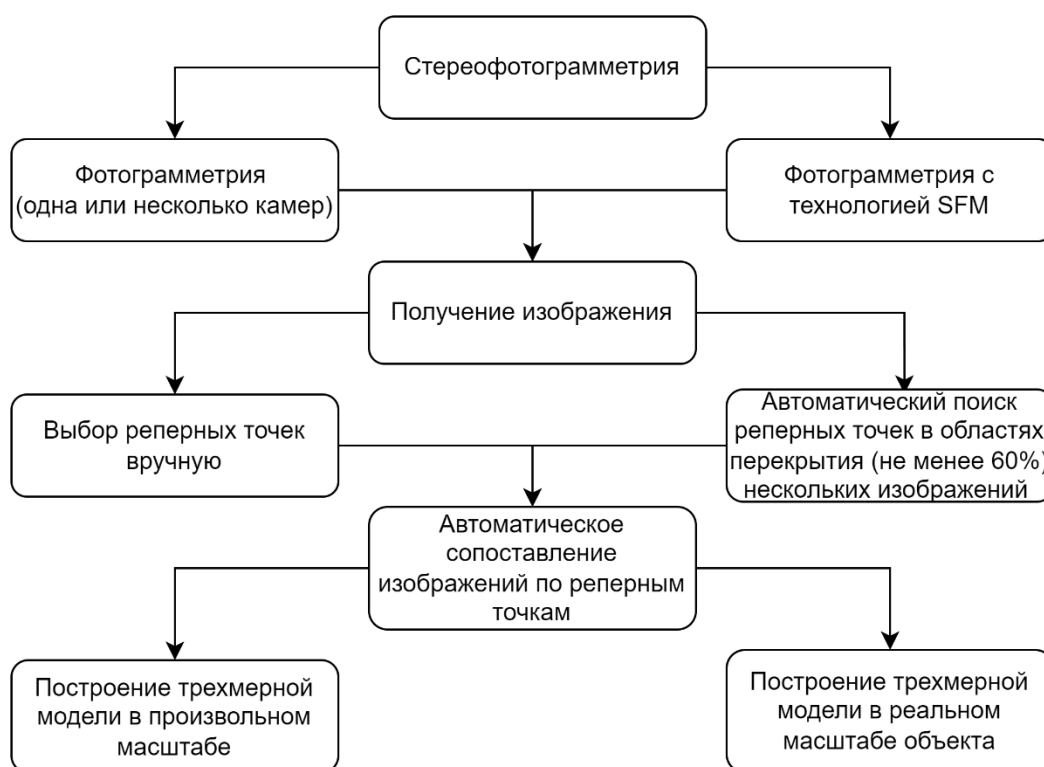


Рисунок 2 – Способы построения трехмерных моделей методами стереофотограмметрии

Ключевым этапом современной интеграции ФМ в клиническую травматологию стал метод муаровой топографии (1970 г.). Суть метода сводилась к анализу теней на объемном объекте, полученных при прохождении светового пучка от единственного источника света через решетку при условии фиксированного известного расстояния от источника света до объекта. Сам термин муаровой топографии связан с предметом этого метода исследования, которым являются деформации теневой решетки, которая в свою очередь напоминает эффект «переливов» при изменении угла падения света на отрез плотной шелковой или полупшелковой ткани («муара») [143]. Автором этой новаторской разработки стал *Н. Takasaki* [75], который на протяжении трех лет совершенствовал разработанный метод и в 1973 г. обнародовал первые результаты изучения живых объектов методом муаровой топографии [76], а спустя два года (1975 г.) были получены первые результаты оценки рельефа и контуров тела человека [13]. Несмотря на успешный старт, метод муаровой топографии не нашел широкого

распространения в клинической практике, однако продолжает широко использоваться в промышленности и метрологии [3]. Основными ограничениями использования метода муаровой топографии называют экономическую неэффективность и переменную точность метода [24].

Следующим методом на первом этапе современного развития оптических диагностических технологий стало появление телевизионно-компьютерной трехмерной системы измерения формы поверхности (*ISIS-scanning*) в Оксфордском инженерном ортопедическом центре (1988 г., Оксфорд, Соединенное Королевство) под руководством *A. R. Turner-Smith*. Предложенное устройство представляло собой физически связанные между собой горизонтальной осью источник света и телевизионную камеру, которая размещалась ниже источника света. При облучении поверхности спины световым пучком проходила регистрация видеокамерой освещенной области поверхности в течение 2 секунд. На основании разработанных алгоритмов проводилась компьютерная обработка полученных результатов [84], погрешность измерений была представлена в диапазоне ± 3 мм. Там же в Оксфорде – в ортопедическом центре Наффилда – были проведены первые внедрения разработанного метода. На протяжении двух лет оценивались изменения изначально полученных показателей деформации позвоночника у 51 ребенка, при этом была обнаружена достоверная корреляция между величиной латерального отклонения линии позвоночника при *ISIS*-сканировании и значением угла Кобба ($p < 0,0001$) [45]. Использование *ISIS*-сканирования продолжало внедряться – метод был использован для оценки длины позвоночного столба и параметров его деформации в сагиттальной и фронтальной плоскостях, а *ISIS*-сканирование было рекомендовано для прогнозирования дыхательных нарушений у пациентов со сколиозом [19].

Система *ISIS2* была успешно адаптирована для дополнения существующей классификации идиопатического сколиоза по *Lenke*, которая в основном используется для выбора тактики хирургического лечения сколиоза [31].

На территории нашей страны значимой вехой развития трехмерной оценки геометрии позвоночного столба стала компьютерная оптическая топография

(КОТ / ТОДП, которая сегодня является признанным эффективным инструментом в вертебрологии детского и подросткового возраста на международном уровне и рекомендована для использования в процессе достижения «гармонии» 3D-коррекции деформаций позвоночника [116]. Метод КОТ был разработан В.Н. Сарнадским (ООО «МЕТОС», г. Новосибирск, РФ) и основан на анализе картины вертикальных черно-белых полос, спроектированных на поверхность спины пациента. На протяжении последних десятилетий метод КОТ отлично зарекомендовал себя, как метод проведения скрининговых единовременных исследований большого потока пациентов [110]. На территории г. Новосибирска была реализована программа ежегодного сплошного обследования отдельных групп школьников. Так на протяжении одного учебного года объектами исследования становились до 45 тысяч детей, а методология программы рекомендована для реализации в регионах России резолюцией X Юбилейного съезда травматологов ортопедов (г. Москва, 2014 г.) [150, 151]. Масштабная интеграция КОТ в скрининговые исследования детей и подростков была проведена на территории Пермского края под руководством профессора М. Г. Дудина в ООО «Клинический санаторий-профилакторий «Родник» (г. Пермь, РФ). Группе авторов по результатам многолетних изысканий удалось обнаружить новые вехи в этиопатогенезе идиопатического сколиоза [124, 128, 120], а именно по результатам проведенных работ было выделено восемь патогенетических моделей деформации позвоночника, между которыми происходит «миграция» детей на протяжении нескольких лет [138].

При оценке точности КОТ наиболее приближенным методом диагностики деформаций позвоночного столба становится EOS-аппарат (*Tamas Illes*), по факту являющийся рентгенографической установкой с низкодозовым излучением [41].

Метод КОТ нашел свое применение не только в изучении статико-динамических свойств позвоночного столба, как единой биомеханической системы [112], но и в прикладном изучении гипотезы несопряженности роста спинного мозга и позвоночника на пересечении методов оптической и нейрофункциональной диагностики [114, 139]. Применение метода КОТ не ограничивается изучением

деформации позвоночника у детей и подростков, поскольку широко используется в качестве метода оценки эффективности хирургического лечения врожденных заболеваний опорно-двигательного аппарата, в том числе крупных суставов [27, 169].

Универсальность и интегративность метода КОТ в смежные дисциплины расширяется. Так, например, КОТ нашел применение в синергизме спортивной медицины и педагогических спортивных технологий, поскольку результаты использования КОТ эксплуатируются для обнаружения причинно-следственных связей между видом спортивной деятельности и прогрессированием деформации позвоночного столба [140, 142, 155]. Кроме этого, КОТ используется в акушерстве – например, при оценке осанки у беременных в третьем триместре не были обнаружены достоверные результаты, свидетельствующее об изменениях со стороны поясничного лордоза [61, 107], который, как принято считать, углубляется на поздних сроках беременности. Также, метод широко применяют в оперативной офтальмологии – при оценке дефектов роговицы при оперативном лечении катаракты [145].

Кроме КОТ на территории нашей страны используется технологически близкая немецкая система *DIERS Formetric 4D* (Далее – *DIERS, DIERS International GmbH*, г. Шпангенбад Германия), которая в том числе была успешно внедрена для изучения распространенности дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника у взрослых [161]. В России значительный опыт использования системы *DIERS* накоплен сотрудниками Института экспериментальной медицины РАМН (г. Санкт-Петербург, РФ), а именно лабораторией Оптической топографии, постурологии и клинической биомеханики под руководством профессора Б.Я. Величко. На основании результатов многолетнего сотрудничества был подписан договор о производстве немецкой системы на территории Российской Федерации в рамках государственной программы № 328 «Развитие промышленности и повышение ее конкурентоспособности» от 15.04.2014 [125].

Разработчики системы *DIERS* рекомендуют назвать метод, который используется в их установке, растровой стереографией, по сути являющийся

частным случаем стереофотограмметрии, где предметом анализа, как и в методе КОТ является теневая решетка, наложенная на поверхность спины пациента. Также, как и КОТ, система *DIERS* проводит 3D-реконструкцию позвоночника, основываясь на топографии поверхности области спины. Производитель системы *DIERS* заявляет о возможности четырехмерного исследования позвоночника, понимая под «четвертым измерением» возможность динамической оценки пространственных характеристик позвоночного столба во времени, а именно сравнение и анализ параметров, полученных в результате незначительных колебаний тела или по итогам выполнения функциональных (в том числе поструральных) тестов. Система *DIERS* показала высокие результаты в сравнительных исследованиях, где в качестве эталонного инструмента выступала рентгенография позвоночника: коэффициент корреляции между углами Кобба и аналогичными значениями, полученными системой *DIERS*, составляли 0,758–0,872, при этом среднее значение разницы данных рентгенографии и растровой стереографии составляли 6,98-9,42°. Надежность и воспроизводимость метода по сравнению с «золотым стандартом» оценки деформации позвоночника – рентгенографией – была неоднократно обоснована в целом ряде исследований [65, 125].

Растровая стереография была успешно внедрена в изучение влияния разновеликих нижних конечностей на параметры деформации позвоночного столба. В рамках эксперимента, в котором приняли участие 115 детей, было доказано, что увеличение разницы длины нижних конечностей в объеме до 15 мм не приводит к значимым деформациям позвоночника, а сопровождается нарушением пространственного расположения пояса нижних конечностей [145].

Примечательной отличительной чертой доказательной базы диагностической эффективности системы *DIERS* является исследование, в котором выходные параметры растровой стереографии были подтверждены при помощи технологии лазерного 3D-сканирования [170].

Важность использования систем КОТ и *DIERS* в клинической ортопедии неопределима. Это подтверждается существующей разницей интерпретации

полученных данных, поскольку подход зарубежных ученых к изучению оптико-топографических данных при проведении обследования пациентов, не имеющих явных заболеваний позвоночника, отличается от такового в нашей стране [48].

Второй этап современного ФМ исследования в травматологии-ортопедии связан с обработкой нативных фото – то есть изображений, на которых не были наложены «специальные» оптические эффекты (тень). Поэтому методы второго этапа можно считать логически более приближенными к термину ФМ вообще, и соответственно далее под термином ФМ предлагается понимать методы, оценивающие нативные фото объектов.

Началом применения измерений деталей фотографического объекта можно считать исследование американского врача Холмса, который впервые по фотоизображению оценивал изменения походки инвалидов гражданской войны в попытке разработки оптимальных моделей протезов [2, 158]. Это стало практически единственным прецедентом использования ФМ одной нестереоскопической камерой в практике протезирования и травматологии-ортопедии вообще.

На территории нашей страны метод ФМ нашел широкое применение в самых разных сферах – от моделирования музейных объектов геологического наследия [9] до магнитно-ионосферных наблюдений в задачах прогноза и диагностики природных и техногенных экстремальных событий [24], однако применение метода в медицинской практике остается весьма ограниченным.

В зарубежных исследованиях ФМ широко используется в оценке пространственных показателей в ветеринарии [26] и клинической медицине. Конкурирующим с ФМ в клинической медицине является метод 3D-сканирования, его явными преимуществами являются воспроизведение максимально точных геометрических форм, возможность использования для изучения бликующих и отражающих предметов, а также предметов мягкой консистенции. В то же время ФМ метод обеспечивает более реалистичные структуры поверхности и достаточно высокую передачу геометрических характеристик объектов [35].

В результате проведенного австралийскими учеными антропологического анализа авторы заявили о том, что коэффициенты корреляции данных, полученных при эксплуатации обоих методов, лежали в диапазоне от 0,9862 до 0,9980 ($p < 0,05$), а метод ФМ является надежной и точной альтернативой методу компьютерной томографии [38]. Тот же ФМ инструмент – *Agisoft PhotoScan* – был оценен в исследовании британских ученых, которые рекомендуют оптимальное по качеству построенной модели и скорости обработки количество фотографий равное 150 [53].

В одном из сравнительных исследований авторами был представлен рейтинг методов – от более к менее точному: оптическая топография, ФМ, метод «линейки». При этом авторы указывают на то, что оба лидирующих по точности метода могут использоваться с высокой степенью доверия, а недостатком метода ФМ служит более продолжительная обработка полученных результатов [26].

В последнее время ФМ получила широкое распространение в моделировании патологических процессов хирургического профиля с прикладным применением в области цифровизации процесса овладения практическими навыками хирургами, воссоздания «музея цифровой патологии» и интеграции со средами виртуальной реальности и моделями тканей и органов, воссозданных при помощи 3D-печати [82].

Ряд авторов сошлись во мнении о том, что ФМ метод оценки параметров тела в целом обладает большим потенциалом, однако комплексная оценка полученных результатов оказывается затруднительной ввиду неоднородности технических параметров, примененных методов и способов подсчета и интерпретации результатов [47].

В одной из инновационных работ, немецкими учеными была осуществлена полная 3D-реконструкция модели, в качестве которой авторы использовали фантом Алдерсона, который обычно используется в качестве объекта технологического тестирования навигации при выполнении лучевой терапии. Достоверность проведенных измерений на фантоме была подтверждена результатами компьютерной томографии [44] – разница значений, полученных с использованием разработанной интеллектуальной системы и методом компьютерной томографии

не превышала 0,61 – 10,52%. Кроме этого, при тестировании приложения на 35 взрослых добровольцах авторами были получены достаточно высокие показатели межэкспертной (0,9 – 0,98) и внутриэкспертной достоверности (0,8 – 0,95) в выявлении практически всех структур поверхности тела и измерении абсолютных величин [21].

Значительный вклад в интеграцию метода ФМ в клиническую ортопедию внесли исследования группы бразильских экспертов, результаты работы которых показали высокий уровень внутриэкспертной надежности при сравнении ФМ и рентгенографического метода [58], в то же время другая группа бразильских ученых Рио-де-Жанейро (*CUAM*, Бразилия) уже успешно интегрировала метод ФМ в качестве инструмента для оценки разных способов физикальной оценки дорсопатии шейного отдела позвоночника [20]. Группой авторов университета *UFRGS* оценивалась чувствительность и специфичность метода ФМ при оценке торсии туловища. В своем исследовании авторы обнажили достоверную корреляцию значений полученных методом ФМ и сколиометрии ($p < 0,05$), а чувствительность и специфичность ФМ при оценке торсии была выше 83% и 78% [86].

С технологической точки зрения исполнения ФМ ценным кажется исследование группы авторов другого бразильского федерального университета Сан-Пауло, ценность которого связана прежде всего с пионерской интеграцией в аналитический процесс не только «нативных» показателей указанных маркеров, но и расчетных значений, полученных по результатам расчета их пространственных взаимоотношений [57].

В исследовании, посвященном использованию ФМ для выявления прогрессирования сколиоза показана точность метода 89% , что позволило авторами рассматривать ФМ, как альтернативу рентгенографии, связанной с избыточным лучевым воздействием [20]. С точки зрения повторяемости и воспроизводимости построения объемных изображений, полученные авторами данные [67] свидетельствовали об удовлетворительной корреляции с коэффициентом от 0,85 до 0,99 (95% доверительного интервала) и обнадеживают

перспективы развития ФМ оценки деформации – в том числе позволяют методически облегчить процесс съемки [67].

Надежность ФМ в ортопедии подтверждается результатами исследования группы ученых под руководством *David P.* и *Bliss Jr.*, которые оценивали корреляцию данных метода ФМ и рентгеновской компьютерной томографии на протяжении 2 лет и 4 месяцев у девяти добровольцев с воронкообразной деформацией грудной клетки. Авторы исследования обнаружили, что наиболее достоверными, оказались пространственные характеристики длины, чем показатели объема и площади грудной клетки, полученные ФМ ($p = 0,0013$) [54].

Следует заметить, что сегодня метод ФМ используется для оценки не только идиопатического сколиоза, но и для оценки деформации позвоночника, как симптома в составе ряда наследственных заболеваний [18]. Кроме этого, ФМ находит все большее применение не только в травматологии и ортопедии, но и в протезировании ампутированных конечностей [81].

Тенденции развития ФМ в травматологии-ортопедии определяются упрощением интеграции метода в клиническую практику за счет использования камеры ПТУ, как инструмента фоторегистрации. Это подтверждает ряд исследований. Как было указано ранее, одно из первых ФМ исследований в антропологии было выполнено с использованием камеры смартфона [87, 90].

В то же время использование смартфона в качестве средства измерения имеет ряд отличительных особенностей:

1. В качестве оптического измерительного прибора одинаково эффективно могут использоваться камера смартфона и зеркальная камера [87].
2. Камера смартфона имеет ограничения точности, связанные с конкретной моделью смартфона [40].
3. 3D-модели, построенные при помощи камеры смартфона, оказываются на 2 мм больше, чем реальные объекты [7].

Всю историю развития оптической диагностики в травматологии-ортопедии можно представить в схематическом изображении (Рисунок 3).

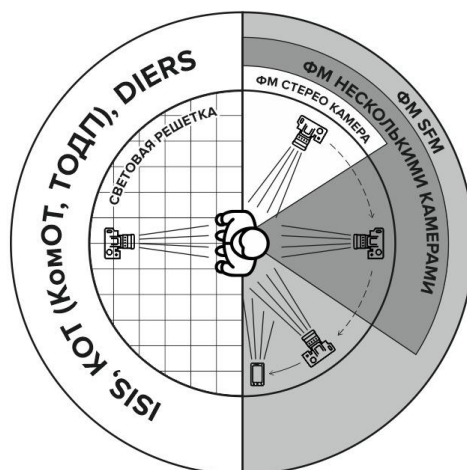


Рисунок 3 – Схематическое изображение развития фотограмметрии в травматологии-ортопедии

Основные тенденции применения метода фотограмметрии при диагностике деформаций позвоночника

Резюмируя современные методы оптической оценки деформации позвоночника у детей, кажется логичным выделить основные тренды в медико-техническом развитии диагностики в травматологии-ортопедии.

1. Тренд безопасности – включает в себя нивелирование лучевой нагрузки на пациента.
2. Тренд повышения точности – связан с развитием технологии оптической цифровой фотографии.
3. Тренд простоты эксплуатации – обеспечивается возникновением тенденции к снижению требований к квалификации «оператора» диагностического устройства и трансформацией ПТУ в полноценный медицинский прибор.
4. Тренд цифровизации – возникает как причина и следствие «крена» функциональной нагрузки по съемке и расшифровке данных в пользу цифровых устройств и алгоритмов.
5. Тренд медицинского «Интернета вещей» – концептуальное глобальное явление, возникшее на основании расширения спектра медицинских услуг, реализуемых с использованием цифровых и сетевых технологий.

Описанные тренды уже сейчас повсеместно реализуются в медицинской практике, продолжают совершенствоваться и проходят «критические точки» своего развития, которые знаменуются внедрением новых технологий или нового прикладного использования ранее изученного метода. Отчасти эволюция этого процесса кажется предсказуемой, поскольку следующим этапом развития оптических и цифровых технологий в оценке деформации позвоночника станет, судя по всему, глубокое внедрение технологий искусственного интеллекта и возникновение полноценной системы помощи принятия врачебных решений именно в отрасли детской и подростковой вертебрологии.

1.2. Современные проблемы получения и распознавания объектов в пространстве

В последние годы распознавание объектов в пространстве при помощи цифровых методов стало одной из самых актуальных проблем в области компьютерного зрения. Существует множество методов и алгоритмов, которые позволяют решать эту задачу, однако они не всегда приносят ожидаемый результат.

Одной из основных проблем является точность распознавания объектов. Например, при распознавании лиц некоторые методы могут ошибаться при определении пола, возраста или даже личности. Это связано с тем, что лица могут быть очень похожи друг на друга.

Еще одной проблемой является скорость распознавания. Некоторые методы могут быть очень ресурсоемкими и работать медленно, что может оказаться критичным для систем, где нужно быстро обрабатывать большое количество данных.

Также проблемой является обучение алгоритмов. Для того чтобы распознавание объектов было эффективным, алгоритмы нужно обучать на большом количестве данных. Однако не всегда есть возможность собрать достаточно данных для обучения.

Кроме того, проблемой является адаптация алгоритмов к новым условиям. Например, при изменении условий освещения или угла обзора, некоторые алгоритмы могут работать неэффективно.

1.2.1. Существующие ограничения математических и нейросетевых алгоритмов распознавания трехмерных изображений

Цифровой анализ трехмерных изображений представляет собой сложный процесс, включающий в себя несколько этапов. На первом этапе производится сбор данных. Для этого используются различные методы, например фотограмметрия, лазерное сканирование, компьютерная томография и т. д. Затем происходит обработка данных. Она включает в себя очистку данных (удаление различных артефактов модели), регистрацию данных из разных источников и создание единой модели. Далее происходит сегментация. Этот этап заключается в разделении модели на отдельные объекты, что может быть необходимо для дальнейшего анализа. После этого происходит извлечение признаков. Этот этап заключается в определении характеристик каждого объекта, таких как размер, форма, объем, плотность и т. д. И, наконец, происходит анализ данных. Это может быть анализ формы объектов, их расположения, свойств и т.д. Результаты анализа зависят от поставленной задачи, например в инженерии анализ моделей выполняется с целью тестирования прочности и изучения воздействия нагрузок на конструкции; в архитектуре для определения расположения окон и дверей и создания проектов интерьеров; в медицине для выявления заболеваний, определения размеров опухолей, планирования хирургических операций и создания индивидуальных имплантатов.

Полученные и очищенные тем или иным образом цифровые трехмерные модели подвергаются обработке математическими или нейросетевыми алгоритмами. В обоих случаях, при этом на исследуемом объекте осуществляется поиск ключевых (реперных) точек, для которых будет произведен анализ положения и цвета. Выполняя анализ трехмерного изображения, на основе информации о данных точках, компьютерные алгоритмы идентифицируют

отдельные объекты или их составляющие, наличие, положение, форму, размеры, цвет и пр. характеристики, которые будут являться целью цифрового анализа. При этом могут возникать проблемы, связанные с определением этих точек, что может привести к неточному распознаванию объектов или их частей.

Математические методы анализа изображений включают в себя обработку изображений с помощью матриц и операций над матрицами, фильтрацию изображений, определение границ объектов, а также различные методы сегментации, такие как пороговая сегментация и преобразование Ватершеда.

С другой стороны, нейросетевые методы анализа изображений используют нейронные сети для классификации объектов на изображении, определения их положения и размеров, а также для обнаружения объектов в реальном времени.

Оба метода имеют свои достоинства и недостатки. Как правило, математические методы являются узкоспециализированными, разрабатываемыми под конкретную задачу. Их точность зависит от вариативности и повторяемости характеристик исследуемых данных. В отличие от нейросетевых методов, математические, как правило требуют меньших вычислительных ресурсов, а следовательно, быстрее анализируют изображения и не требуют обучения. Как правило, такие методы применяются для анализа и классификации геологических изображений; металлургических изображений для контроля качества продукции, для анализа изображений земной поверхности с целью изучения климата, географии и т. д.

Нейросетевой анализ и математические алгоритмы являются частью машинного обучения. Обычно используемые методы машинного обучения включают анализ основных компонентов и методы опорных векторов. Однако традиционные методы машинного обучения требуют высокого уровня ручного проектирования признаков и не могут автоматизировать процесс маркировки признаков. Кроме того, традиционным методам машинного обучения сложно поддерживать устойчивость модели при нерегулярных изменениях неструктурированной среды, в результате чего методы машинного обучения

постепенно вытесняются методами глубокого обучения в последующих исследованиях.

В медицине, зачастую рационально применение совокупности таких методик, в зависимости от поставленной задачи, объекта исследования и требуемой точности результата. Так как перечисленные методы могут допускать ошибки в распознавании объектов, особенно если они имеют нетипичную форму или структуру, во многих задачах квалифицированные специалисты используют цифровые методы анализа изображений как инструмент помощи, но не окончательного принятия решения.

1.2.2. Проблемы визуализации трехмерных данных

С развитием инструментов обработки и анализа трехмерных данных растет и потребность в визуализации все большего количества данных объемных изображений. Наиболее остро необходимость работы с большими трехмерными изображениями представлена в медицине. Размер некоторых биоизображений таких сложных структур, как мозг человека, может достигать теравоксела [93]. В отличие от двумерных растровых изображений, где в качестве элементарного элемента выступает пиксель, объемные изображения состоят из объемных пикселей – вокселей. Впервые термин воксель появился в медицине в 1917 году [63] наряду с возникновением и развитием КТ для восстановления структуры объекта по множеству изображений его срезов. При этом графическим результатом интерпретационной томографии являлось объемное воксельное изображение, полученное путем обработки большого числа рентгеновских снимков, выполненных под разными углами, на основе которых затем создается трехмерный массив плотностей различных участков тканей исследуемого органа. [69, 159]. В дальнейшем развитие воксельной графики получило в игровой индустрии, промышленности при неразрушающем контроле объектов с использованием радиографических измерений или реконструкции карт ориентации и зерен поликристаллических образцов, деформированных по результатам рентгенодифракционных измерений.

Главной проблемой воксельной графики является использование значительных аппаратных ресурсов при повышении детализации трехмерных объектов. Ряд других проблем является решаемыми при использовании соответствующих технологий и алгоритмов, например:

1. Масштабируемость. При работе с крупными объемами данных возникают сложности с отображением и обработкой информации. Существует несколько подходов к решению этой проблемы, таких как использование алгоритмов сжатия данных и масштабирование изображения.

2. Оптимизация производительности при визуализации воксельных данных. При работе с большими объемами данных может возникнуть задержка в отображении изображения, что затрудняет работу. Для решения этой проблемы часто используются технологии параллельной обработки данных, такие как использование графических процессоров (*GPU*) и параллельных вычислительных алгоритмов.

3. Также существует проблема с точностью визуализации воксельных данных. Из-за особенностей записи и хранения воксельных данных, возможны искажения в их отображении. Для решения этой проблемы необходимо уделить большое внимание качеству и точности записи данных, а также использованию специальных алгоритмов визуализации.

Альтернативой воксельной трехмерной графики является полигонная, использующая множество небольших многоугольников для создания поверхностей объектов в 3D пространстве. Одним из основных преимуществ полигонной графики является ее скорость и производительность. Полигональные модели могут быть легко обработаны и отображены на современных компьютерах и игровых консолях. Они также могут быть легко анимированы и изменены. Такие модели гораздо менее требовательны к аппаратным ресурсам по сравнению с воксельными и хорошо подходят для задач, где не требуется детализация внутренней структуры трехмерной модели [33]. Примеры таких задач будут рассмотрены в рамках настоящей диссертации.

Эффективная передача 3D-данных веб-клиентам и мобильным приложениям остается актуальной проблемой. По сравнению с 2D данными, для передачи объемных данных требуется большая пропускная способность, что увеличивает время отклика во время визуализации [59, 93] на стороне веб-клиента. Сжатие является эффективным подходом к минимизации времени передачи графических данных. Большинство исследований, направленных на решение этой проблемы сосредоточено на оптимизации коэффициента сжатия [59]. К сожалению, ограниченная пропускная способность часто сочетается с ограниченной вычислительной мощностью либо из-за среды *JavaScript*, либо из-за низкой мощности процессора мобильных устройств. Скорость отображения графической информации можно увеличить, уменьшив коэффициент сжатия или используя упрощенные алгоритмы энтропийного сжатия [137]. Альтернативным подходом является применение алгоритмов прогрессивной реконструкции [10, 42], которые используются для отображения трехмерных моделей с большим количеством полигонов или для отображения изображений с высоким разрешением, предоставляя упрощенную версию модели, которая уточняется, пока загружается оставшаяся часть модели. В таком случае модель отображается очень быстро, оставляя большую часть времени на ее детализацию. Для моделей с высоким разрешением важно расставить приоритеты при загрузке, декодировать определенную часть модели и изменять разрешение визуализируемой геометрии, чтобы поддерживать постоянное разрешение экрана. Это достигается за счет максимального качества при заданной частоте кадров. Рендеринг на основе *WebGL* сочетает в себе быструю загрузку, оптимальное разрешение изображения и эффективное сжатие сетки, обеспечивая хорошие скорости отображения и декодирования миллионов треугольников в секунду.

1.2.3. Современные преграды на пути развития цифровой диагностики в медицине

1.2.3.1. Проблема получения детализированной информации

Применительно к медицине, точное и детализированное воспроизведение цифровой информации о здоровье человека в пространстве необходимо для постановки верного диагноза и назначения лечения пациенту. На сегодняшний день методы цифровой обработки трехмерных изображений широко используются в медицине в таких областях, как диагностика и лечение заболеваний, хирургия, стоматология и околomedических направлениях, таких, например, как косметология или криминалистика. При помощи методов цифровой обработки трехмерных изображений можно создавать точные модели органов и тканей, что позволяет врачам более точно планировать операции и лечение. Также методы цифровой обработки трехмерных изображений используются для создания протезов и имплантатов.

Одним из современных направлений обработки цифровых моделей в медицине является диагностирование различных заболеваний. В рамках данной работы особое внимание уделено диагностике нарушений, выявление которых возможно исходя из оценки поверхности спины (заболевания костно-мышечной системы) и лица пациента (эстетические проявления).

Заболевания костно-мышечной системы в России и в мире

Заболевания костно-мышечной системы являются одними из самых распространенных во всем мире, занимая третье место, после заболеваний органов дыхания и системы кровообращения [32]. К таким заболеваниям относятся, например, артрит, остеопороз, сколиоз, кифоз, ишиас, радикулит, бурсит, тендовагинит, болезнь Бехтерева и многие другие. Данные опубликованного в 2020 году исследования «Глобальное бремя болезней» [35], свидетельствуют о том, что примерно 1,71 миллиарда человек в мире страдают от нарушений и болезней костно-мышечной системы, что составляет примерно 22% от всего населения Земли в 2019 году. В России, по данным Федеральной службы государственной

статистики [118] в 2020 году зарегистрировано 17 360 500 случаев заболевания костно-мышечной системы. При численности населения 144.1 млн жителей в 2020 году, можно сказать, что такие заболевания диагностированы у каждого восьмого гражданина России.

Деформация позвоночного столба, как особое заболевание костно-мышечной системы

Распространенность деформаций позвоночного столба, в частности сколиоза среди пациентов с заболеваниями костно-мышечной системы по данным различных авторов составляет от 50 до 80% [103]. Сколиоз характеризуется боковым и вращательным искривлением позвоночника, которое может наблюдаться у детей и взрослых, что может приводить к нарушениям в работе органов и систем организма. В отличие от других нарушений опорно-двигательного аппарата, сколиоз может быть обнаружен и оценен с помощью технологии видеорастростереографии и фотограмметрии. Эти методы позволяют получить трехмерную модель спины и выявить асимметричность искривления в различных плоскостях, что помогает в диагностике и лечении этого заболевания.

Проведенные исследования доказали, что неуклонное прогрессирование сколиоза возникает у каждого третьего [124], а по данным М.А. Жардиновского (1982), Н.А. Шарышева, (1993) прогрессирование сколиоза происходит у 50–52% больных [117, 168]. При отсутствии лечения сколиоз представляет серьезную угрозу для здоровья и в тяжелых формах способен приводить к инвалидизации.

Патогенез сколиоза у детей

Интенсивность прогрессирования сколиоза в разные периоды происходит по-разному. Наиболее опасными периодами для возникновения патологии считаются этапы интенсивного роста ребенка, происходящие в 4–6 лет и 10–15 лет. В возрасте 7–10 лет рост позвонков выражен слабо, а увеличение сколиоза не превышает 3–5° в год. В возрасте 10–15 лет наступает быстрый рост позвоночника, сколиоз при этом увеличивается на 1° в месяц (12–15° в год). В следствие длительной возрастающей ассиметричной нагрузки на позвоночник в период роста скелета, особенно при прогрессирующем сколиозе, создается порочный круг: с

увеличением давления увеличивается клиновидность позвонков, а последнее ведет к большому искривлению сегмента позвоночника, что в свою очередь вызывает еще большую асимметричную нагрузку [162, 165]. Именно в возрасте 4-14 лет чаще всего впервые диагностируют и начинают лечение сколиоза позвоночника 1 степени у детей [166]. В целях избежания хирургического вмешательства, важно своевременно диагностировать заболевание и эффективно провести консервативное лечение на начальных стадиях сколиоза [98, 113].

Заболевания органов и тканей

Диагностика заболеваний некоторых органов и тканей может быть выполнена с помощью наблюдения за состоянием лица пациента [72]. Ниже приведены основные признаки, которые могут указывать на наличие определенных заболеваний:

1. Одышка, синюшность губ и носа, расширение вен на лице и шее могут указывать на наличие сердечно-сосудистых заболеваний, таких как хроническая сердечная недостаточность или аритмия.
2. Отеки в области глаз и наличие синяков под глазами могут свидетельствовать о проблемах с почками.
3. Отеки в области щек могут указывать на заболевания щитовидной железы.
4. Наличие сухой кожи и слабых ногтей может указывать на дефицит витаминов и минералов в организме.
5. Расширенные поры и жирный блеск на лице могут быть признаками проблем с печенью.
6. Наличие пятен и высыпаний на коже может свидетельствовать о наличии аллергических реакций или инфекционных заболеваний.

Однако получение детализированных данных о состоянии лица пациента может быть сложной задачей при диагностике различных заболеваний органов и тканей. Некоторые признаки могут быть выражены не ясно и указывать на различные проблемы, что затруднит постановку диагноза. Поэтому применение

цифровых моделей головы и лица чаще используется для диагностики эстетических проблем, а не заболеваний.

1.2.3.2. Проблема безопасности методов получения трехмерных моделей

При исследовании человека, важна не только детализация точность и достоверность полученных данных, но и безопасность используемых для получения обработки цифровой модели инструментов, что не могли в полной мере обеспечить методы лучевой диагностики. В связи с этим, долгое время были популярны оптические методы исследования.

Оптическая топография

Оптическая топография представляет собой неинвазивный метод диагностики сколиоза, который использует анализ изображений тени, спроецированных на поверхности тела человека для создания изображения поверхности спины пациента. Кроме того, изображения, полученные с помощью этого метода, могут быть легко анализированы и интерпретированы с помощью специальных программ (например методами фотограмметрии).

Новосибирским НИИТО [123] на основе оптических методов измерения поверхности спины для определения деформаций позвоночного столба разработан метод компьютерной оптической топографии. Преобразование информации о форме поверхности спины в изображение интерферограммы с фазовой кодировкой измерительной информации в топографе осуществляется методом проекции полос со скрещивающимися оптическими осями камеры и проектора, который представляет собой графическое описание рельефа поверхности спины пациента в виде изолиний. Такая топограмма (Рисунок 4) обеспечивает общее представление о рельефе поверхности спины и может использоваться для анализа ее формы. Качественная интерпретация изображения топограмм позволяет определить вершину сколиотической дуги, сторону выпуклости, оценить степень деформации. Предложенный метод позволяет производить измерения в трех плоскостях (сагиттальной, фронтальной и горизонтальной) [123].

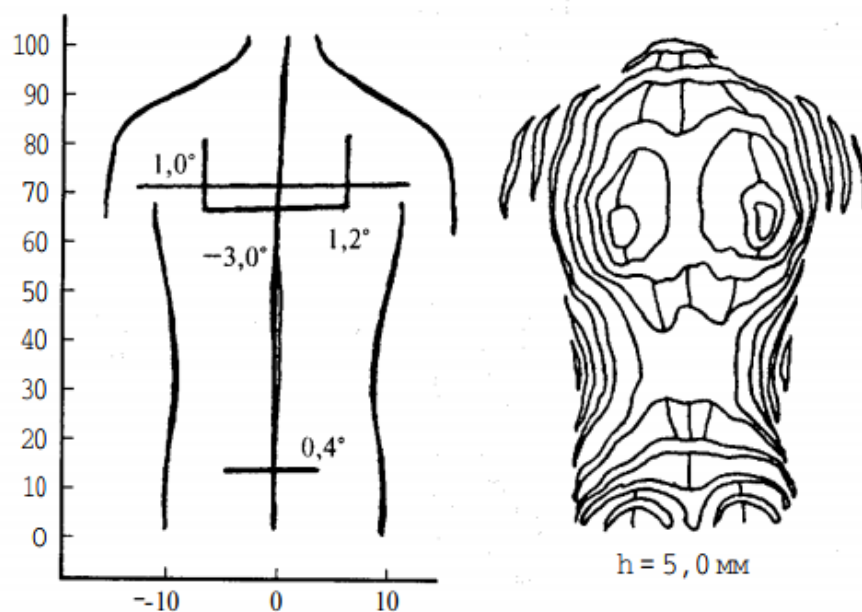


Рисунок 4 – Топограмма поверхности спины [14]

Оптическая топография лица, в частности муаровая топография [73] также применяется для диагностики заболеваний лица и проведения эстетических процедур. Она проводится с помощью специального устройства, которое сканирует поверхность кожи и создает ее трехмерную модель. Полученные данные могут быть использованы для определения глубины морщин и других несовершенств кожи, а также для оценки масштабов деформации костей лица. Она также может использоваться для планирования и проведения хирургических вмешательств на лице, таких как ринопластика и лифтинг. В отличие от методов лучевой диагностики, традиционно применяемых для оценки костных структур головы, оптическая топография является безопасной для здоровья пациента, но редко применяется как самостоятельный метод диагностики.

Современные проблемы оптической диагностики

Техника муаровой топографии очень удобна в использовании, а интерпретация фотографий довольно проста и, что самое главное, не требуют использования сложных измерительных приборов и компьютерных систем. Кроме того, нет необходимости в точном позировании объекта съемки, потому что контурные полосы можно наблюдать невооруженным глазом. Проще говоря, объект может поворачиваться относительно решетки до тех пор, пока не будет

достигнута удовлетворительная ориентация и рисунок контура. Главная проблема техники муаровой топографии заключается в том, что интервал контура не является постоянным при использовании простого излучающего света. Однако с помощью параллельного света, эта проблема может быть легко преодолена.

В свою очередь, голограммы могут быть сформированы путем изменения геометрии оптического устройства, используемого для их записи. Оптических ограничений по фокусировке и глубине резкости практически нет. Благодаря этому преимуществу метод подходит для очень близких диапазонов работы. Основная проблема с голографией заключается в том, что размер объекта ограничен размером фотопластинки. Время воздействия очень велико и во время экспонирования следует избегать записывающего луча, так как это может привести к проблемам при изучении живых предметов. Голографические системы также ограничены для использования в таких областях, как лаборатории, где доступен когерентный свет. Голографию можно использовать в таких областях, как изучение строения кости и изучение смещения зубов, распределения напряжения-деформации в периодонте, вызванном точечной нагрузкой, приложенной к зубам [39].

Несмотря на существующие проблемы оптических методов, они имеют большой потенциал развития главным образом из-за безопасности для здоровья человека и благодаря развитию современных технологий – все увеличивающейся точности полученной информации.

1.2.3.3. Проблема унификации

На сегодняшний день не существует нормативных значений угловых характеристик деформации позвоночника и пространственно-цветовых характеристик положения точек на лице пациента для ФМ, так как в имеющихся источниках способы измерения значений разнились, что логично требует проведения унификации методологии ФМ [60].

Еще одной проблемой прикладного использования ФМ служит определение оптимального бокового смещения камеры для минимизации неопределенности 3D-

данных при наложении снимков и генерации трехмерных изображений. Следует заметить, что эта проблема в клиническом применении остается нерешенной, однако значительно влияет на качество полученного трехмерного объекта и его абсолютные пространственные характеристики, а также усложняется ввиду фоторегистрации незначительных движений живого объекта (колебания, дыхательные движения). На сегодняшний день технические аспекты этого вопроса решаются на стадии отработки метода на неживых объектах [38].

1.2.3.4. Преимущества оптических методов распознавания

На сегодняшний день диагностика деформаций позвоночника у детей и подростков – одно из ведущих направлений непрерывного развития современной травматологии и ортопедии. На протяжении последних столетий методы оптической диагностики сколиоза и нарушения осанки стремительно развивались параллельно с развитием технологий оптической и цифровой оценки, что потребовало проведения структурного анализа накопленных данных [170].

Существуют множество различных методов оптической диагностики сколиоза, наиболее распространенными из которых являются:

1. Метод 3D-сканирования: позволяет получить точную 3D-модель позвоночника и его кривизну.
2. Метод цифровой фотограмметрии: используется для съемки изображений спины и рассчитывает углы и длину линий между опорными точками на позвоночнике.
3. Компьютерная радиография: позволяет провести точную оценку углов скручивания и отклонения позвоночника.
4. Лазерная сканерная технология: сканирует поверхность тела и генерирует 3D-модель, которая может быть использована для оценки изгибов позвоночника.
5. Метод видеоматериалов: записывается видео с пациентом, который движется, затем это видео анализируется специалистом для определения наличия сколиоза и его степени развития.

Позже методы оптической диагностики лица нашли применение в косметологии, лицевой хирургии, ортодонтии [30], а также в учебной практике [56].

Оптическая диагностика имеет следующие преимущества:

1. Неинвазивность: Она не требует введения инструментов или веществ в тело пациента, что снижает риск инфекции или других нежелательных эффектов.
2. Высокая точность: Она предоставляет высокоточную диагностику и позволяет обнаруживать даже мельчайшие изменения внутри тела, такие как опухоли или повреждения тканей.
3. Безболезненность: Большинство процедур оптической диагностики не вызывают боли, что делает их более приемлемыми для пациентов.
4. Не требуется радиация: Оптическая диагностика не использует радиацию, что означает, что она не связана с риском радиационной экспозиции.
5. Высокая скорость: Многие технологии оптической диагностики позволяют проводить быстрое и точное тестирование на различные заболевания.
6. Низкие затраты: Оптическая диагностика может быть более экономичной по сравнению с другими методами диагностики, такими как МРТ или КТ.

Преимущества фотограмметрии при диагностике сколиоза

Фотограмметрия — перспективная технология в биомедицинских науках, поскольку она обеспечивает неинвазивную и экономичную альтернативу общепринятым методам 3D-визуализации, таких например, как компьютерная томография или рентгенография [7].

Фотограмметрия является методом измерения размеров объектов и пространственной информации с помощью фотографий. При использовании фотограмметрии для диагностики сколиоза основным преимуществом заключается в том, что она позволяет получать точные и повторяемые измерения геометрических параметров позвоночника без инвазивных процедур.

Фотограмметрия также обеспечивает более высокую скорость измерений и позволяет проводить анализ большего количества данных, чем другие оптические

методы диагностики сколиоза, такие как радиография или скрининг с помощью ИК-лучей.

Кроме того, фотограмметрия позволяет проводить измерения в реальном масштабе времени, что может быть полезным при отслеживании изменения состояния пациента на протяжении некоторого времени. Кроме того, фотограмметрия не использует ионизирующее излучение, что является большим преимуществом для детей и подростков, которые могут подвергаться частым скринингам при диагностике нарушения осанки.

Фотограмметрия представляет собой неинвазивный метод исследования, позволяющий полностью исключить риски, связанные с причинением вреда здоровью. Основным преимуществом является то, что объект не искажается при контакте, что оказывается очень важно, потому что человеческое тело может быть легко деформировано при надавливании на мягкие ткани. Фотограмметрия позволяет очень легко измерить объекты, которые в прошлом были трудноизмеримыми обычными методами. Используя синхронизированную пару камер в фотосъемке, можно зафиксировать объект в момент выполнения движения. При использовании фотограмметрии всегда имеют место постоянные записи в виде фотоизображений, предоставленных и доступных в виде файлов. Место для хранения этих фотографий относительно мало, и фотографии могут быть извлечены в любое время для повторного измерения, если когда-либо возникнет необходимость. Структуры тела, которые раньше нельзя было увидеть или проиллюстрировать, часто можно изучить с помощью фотограмметрии, предоставляющей возможности сравнения модели одного и того же объекта, сфотографированные в монохромном или цветном режиме, используя видимые или невидимый свет. Еще одним преимуществом использования фотограмметрии в медицинских целях является универсальность. Данные, полученные при помощи фотограмметрии могут быть с легкостью обработаны вычислительным устройством [39].

Таким образом, ФМ имеет целый ряд преимуществ по сравнению с другими методами оптической диагностики заболеваний позвоночника [170]:

1. ФМ значительно дешевле, чем другие методы визуализации (компьютерная томография, магниторезонансная томография, лазерное сканирование) [12].

2. ФМ не требует подготовки или присутствия квалифицированного специалиста [88].

3. ФМ совершенно безопасна, в отличие от рентгенографии или компьютерной томографии [66].

4. Методика ФМ проста в исполнении и обработке полученных изображений – в том числе с использованием ранее разработанного программного обеспечения [80].

Преимущества фотограмметрии при диагностике лицевых нарушений

Одним из главных преимуществ фотограмметрии при диагностики лицевых нарушений является то, что она не требует контакта с лечащим врачом. а значит, что пациент не испытывает никакой физической боли или дискомфорта во время процедуры. Кроме того, фотограмметрия может быть проведена быстро и безопасно и позволяет получить точные данные о геометрии и цвете лица пациента. Это может быть особенно полезно при диагностике деформаций костей лица, таких как асимметрия челюстей или неравномерная форма лица.

Наконец, фотограмметрия может быть использована для планирования и проведения хирургических вмешательств на лице.

ГЛАВА 2. РАЗРАБОТКА КОНЦЕПТУАЛЬНОЙ МОДЕЛИ ИССЛЕДОВАНИЯ

Концептуальная модель исследования представляет собой модель, которая описывает основные концепции, связи и процессы, участвующие в исследовании с целью определения его целей и направлений. Такая модель помогает более полно и точно понимать объект исследования и установить причинно-следственные связи между различными аспектами. Перед разработкой концептуальной модели были определены цель и необходимые задачи, система была разбита на основные модули как структурные, так и функциональные, выбрана соответствующая клиент-серверная архитектура, проработаны выбор основных технологий и методов.

Данная концептуальная модель исследования направлена на разработку интеллектуальной системы обработки дву- и трехмерных медицинских изображений объектов, полученных при помощи методов фотограмметрии. Она включает в себя структурную (Рисунок 5) и функциональную схемы.

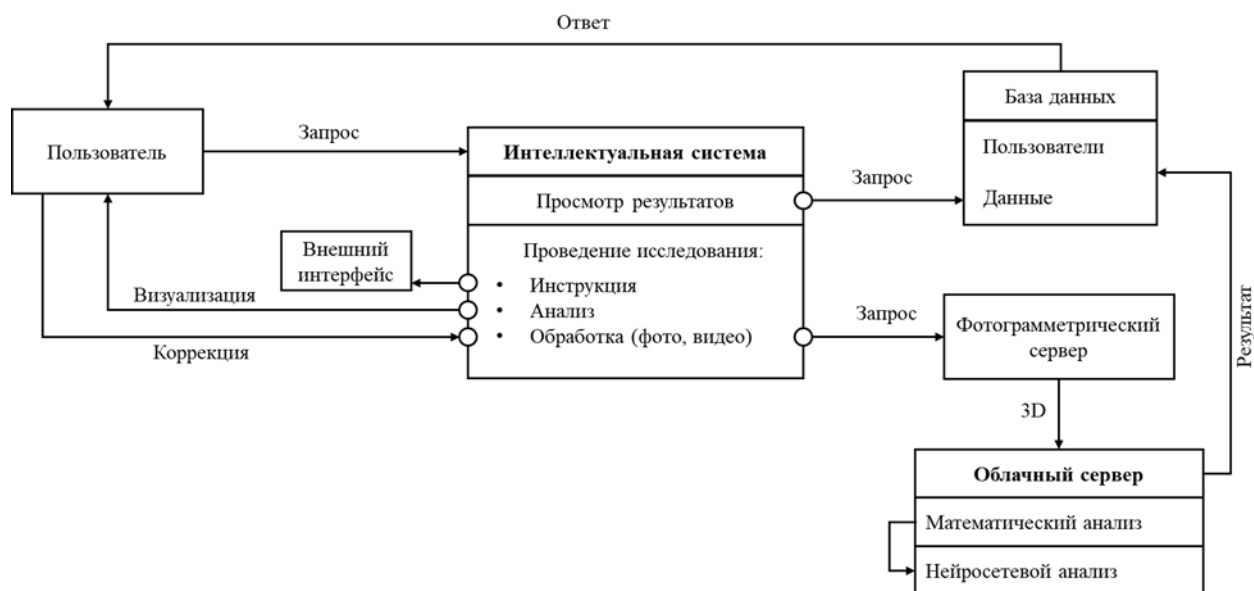


Рисунок 5 – Структурная схема интеллектуальной системы

2.1. Диаграмма развертывания

Для системы была разработана диаграмма развертывания, которая учитывает подобранную архитектуру и существующие программные модули. Диаграмма представлена на Рисунке 6.

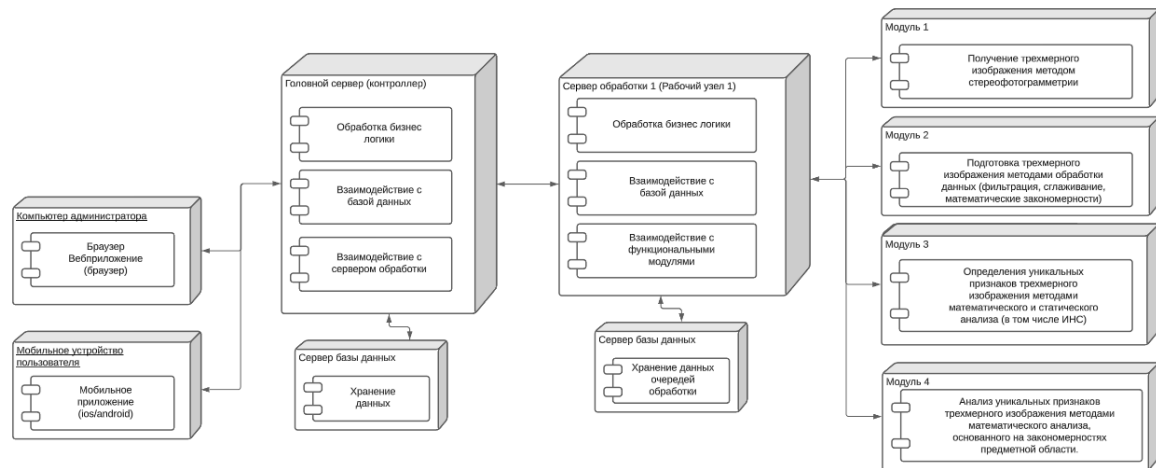


Рисунок 6 – Диаграмма развертывания системы

Система представляет собой распределенное приложение на основе микросервисов, предназначенное для обработки фотографий, загруженных пользователем, с целью создания трехмерных моделей и анализа. Она состоит из клиентской части (frontend), головного сервера (контроллера), рабочего узла (Сервер 1) и четырех специализированных функциональных модулей. Система использует *REST API*, очереди сообщений и продвинутые вычислительные инструменты для генерации *PDF*-отчета и интерактивной трехмерной модели.

2.1.1. Клиентская часть

2.1.1.1. Компьютер администратора (ПК-клиент)

Назначение: Интерфейс для администраторов, позволяющий мониторить данные системы и проводить аналитику.

Технология: Веб-приложение на *Angular*.

Обязанности:

1. Отображение метрик системы (статус очередей, статистика пользователей).
2. Выполнение *CRUD*-операций для управления пользователями (через *API*).

Коммуникация:

1. Взаимодействие с головным сервером через *REST API* (*JSON* по *HTTPS*).
2. Использование *WebSocket* для обновлений в реальном времени (например, статус очередей или системные уведомления).

Безопасность:

1. Аутентификация на основе *JWT* для доступа администраторов.
2. *HTTPS* для шифрования данных.
3. Ролевое управление доступом (*RBAC*) для ограничения функциональности.

2.1.1.2. Мобильное устройство клиента (Мобильный клиент)

Назначение: Интерфейс для пользователей, позволяющий загружать фотографии и просматривать результаты.

Технология: Мобильное приложение на *Angular* (с использованием *capacitor* фреймворка для кроссплатформенности).

Обязанности:

1. Загрузка фотографий для анализа (сколиоз или лицо).
2. Просмотр результатов в виде *PDF*-отчета и интерактивной *3D*-модели.

Коммуникация:

1. *REST API* (*JSON* по *HTTPS*) для загрузки данных и получения результатов.
2. *WebSocket* для уведомлений о статусе обработки.

Безопасность:

1. Аутентификация через *JWT*.
2. Шифрование данных на стороне клиента перед загрузкой.

3. Ограничение доступа к данным пользователя через токены.

Обоснование выбора:

1. *Angular* обеспечивает модульность и масштабируемость фронтенда.
2. *REST API* выбран за простоту и универсальность, *WebSocket* — для асинхронных уведомлений.
3. *JWT* и *HTTPS* обеспечивают безопасность и защиту данных.

2.1.2. Головной сервер (Контроллер)

Технология: *Laravel (PHP)*.

Обязанности:

Обработка бизнес-логики:

1. Аутентификация и авторизация пользователей (*JWT*, *OAuth 2.0*).
2. Управление пользователями (создание, редактирование, удаление).
3. Получение результатов обработки для пользователей.

Хранение данных:

1. Сохранение пользовательских данных (логины, профили, результаты) в базе данных.

Коммуникация:

1. Передача задач (загруженных фотографий) на Сервер обработки 1.
2. Получение результатов от Сервера обработки 1.

Компоненты:

API Gateway: *REST API (JSON/HTTPS)* для взаимодействия с клиентами.

Аутентификация: *Laravel Passport* для выдачи *JWT*.

База данных: *MySQL/PostgreSQL* для хранения пользовательских данных.

Очереди: Интеграция с *Redis* для асинхронной передачи задач на Сервер обработки 1.

Шаблоны проектирования:

Repository Pattern: для абстрагирования доступа к базе данных.

Service Layer: для разделения бизнес-логики от контроллеров.

Event Sourcing: для логирования действий пользователей (например, загрузка файлов, запросы результатов).

Безопасность:

1. *JWT* для проверки подлинности запросов.
2. Защита от *CSRF*, *XSS*, *SQL*-инъекций (встроенные механизмы *Laravel*).
3. Шифрование конфиденциальных данных (например, *PII*) в базе данных.

Обоснование выбора:

1. *Laravel* обеспечивает быструю разработку и надежные инструменты для управления *API* и базами данных.
2. *PostgreSQL* выбран за производительность.
3. *Redis* используется для быстрого обмена сообщениями между серверами.

2.1.3. Сервер обработки 1 (Рабочий узел 1)

Технология: *Python Django* + *Celery* (для очередей) + *Redis* (брокер сообщений).

Обязанности:

Обработка бизнес-логики:

1. Получение задач от головного сервера (фотографии для анализа).
2. Распределение задач по функциональным модулям.
3. Сбор результатов от модулей и отправка обратно на головной сервер.

Хранение данных:

1. Временное хранение метаданных задач (статус очередей, загруженность модулей) в *Redis*.
2. Пользовательские данные не хранятся, после выполнения функционального блока анализа, данные такие как фото удаляются с сервера.

Коммуникация:

1. *REST API* для взаимодействия с головным сервером.
2. *Celery* для асинхронной обработки задач и взаимодействия с модулями.

Компоненты:

API Layer: *Django REST Framework* для обработки входящих запросов.

Task Queue: *Celery* с *Redis* в качестве брокера сообщений.

Monitoring: Логирование состояния очередей и производительности модулей.

Шаблоны проектирования:

Task Queue Pattern: для асинхронной обработки задач.

Mediator Pattern: для координации взаимодействия между модулями.

Безопасность:

1. Аутентификация *API*-запросов через *API*-ключи или *JWT*.
2. Ограничение доступа к *Redis* через пароли.
3. Логирование всех операций для аудита.

Обоснование выбора:

1. *Django* обеспечивает надежную основу для обработки *API* и интеграции с *Celery*.
2. *Celery* + *Redis* позволяют эффективно управлять асинхронными задачами, минимизируя задержки.
3. Отсутствие хранения пользовательских данных на этом сервере снижает риски утечек.

2.1.4. Функциональные модули

Все модули реализованы на *Python* с использованием библиотек для математической обработки и 3D-моделирования (*Blender*, *Metashape*).

2.1.4.1. Модуль 1: Получение 3D-изображения (стереофотограмметрия)

Назначение: Создание 3D-модели на основе загруженных фотографий.

Технология: *Metashape* (движок для фотограмметрии), *Python* для интеграции.

Процесс:

1. Получение набора фотографий через *Celery*.
2. Предобработка изображений (нормализация, проверка качества).
3. Использование *Metashape* для построения 3D-модели методом стереофотограмметрии.
4. Сохранение модели во временное хранилище (локальный диск физической машины).
5. Передача метаданных модели (путь к файлу) в Сервер обработки 1.

Шаблоны проектирования:

Pipeline Pattern: для последовательной обработки изображений.

Безопасность:

- Временные файлы шифруются и удаляются после обработки.
- Доступ к *Metashape* ограничен через *API*-ключи.

2.1.4.2. Модуль 2: Подготовка 3D-изображения

Назначение: Обработка 3D-модели для улучшения качества.

Технология: *Python (NumPy, SciPy), Blender* для 3D-обработки.

Процесс:

1. Получение 3D-модели от Модуля 1 через *Celery*.
2. Фильтрация (удаление шумов), сглаживание, применение математических алгоритмов.
3. Оптимизация модели для дальнейшего анализа (Увеличение полигонов для большей точности модели).
4. Передача обработанной модели в Сервер обработки 1.

Шаблоны проектирования:

Chain of Responsibility: для последовательной обработки данных.

Безопасность:

1. Ограничение доступа к временным файлам через файловую систему.

2.1.4.3. Модуль 3: Определение уникальных признаков

Назначение: Выделение ключевых характеристик 3D-модели (например, точки искривления для сколиоза).

Технология: *Python (NumPy, SciPy, TensorFlow/PyTorch* для ИНС).

Процесс:

1. Получение обработанной модели от Модуля 2.
2. Применение математического и статистического анализа (например, *PCA*, кластеризация).

3. Использование ИНС для классификации или выделения признаков.

4. Сохранение результатов (координаты точек, метаданные) для Модуля

Шаблоны проектирования:

Strategy Pattern: для выбора алгоритмов анализа в зависимости от типа задачи (сколиоз/лицо).

2.1.4.4. Модуль 4: Анализ уникальных признаков

Назначение: Генерация аналитического отчета и визуализация результатов.

Технология: *Python, Blender* (для рендеринга 3D-модели с индикаторами), *ReportLab* (для *PDF*).

Процесс:

1. Получение признаков от Модуля 3.
2. Математический анализ на основе предметной области (например, угол искривления для сколиоза).

3. Создание *PDF*-отчета с результатами.

4. Рендеринг 3D-модели с индикаторами (точки, выделенные цветом) в *Blender*.

5. Передача результатов (*PDF* и модель) в Сервер обработки 1.

Шаблоны проектирования:

Template Method: для унификации формата отчетов.

Безопасность:

PDF и модель шифруются перед передачей.

Обоснование выбора:

Metashape и *Blender* обеспечивают высокую точность 3D-моделирования.

Python с *NumPy/SciPy/YOLOV8* подходит для математической обработки и ИНС.

2.1.5. Последовательность процессов

Загрузка данных:

1. Пользователь (мобильный клиент) загружает фотографии через *REST API* на головной сервер.
2. Головной сервер проверяет аутентификацию (*JWT*) и сохраняет файлы во временное хранилище (например, *S3*).
3. Задача добавляется в очередь *Redis*.

Обработка задачи:

1. Сервер обработки 1 (*Django + Celery*) извлекает задачу из очереди.
2. Фотографии передаются в Модуль 1 для создания 3D-модели.
3. Модуль 1 возвращает модель в Сервер обработки 1.

Обработка модели:

1. Сервер обработки 1 отправляет модель в Модуль 2 для фильтрации и оптимизации.
2. Обработанная модель передается в Модуль 3 для выделения признаков.
3. Модуль 3 отправляет признаки в Модуль 4 для анализа и генерации результатов.

Формирование результата:

1. Модуль 4 создает *PDF*-отчет и 3D-модель с индикаторами.
2. Результаты возвращаются в Сервер обработки 1, затем на головной сервер.

Доставка результатов:

1. Головной сервер сохраняет результаты в базе данных и отправляет уведомление пользователю через *WebSocket*.
2. Пользователь скачивает *PDF* и просматривает *3D*-модель через мобильный клиент.

2.1.6. Взаимодействия и протоколы

Клиент ↔ Головной сервер: *REST API (JSON/HTTPS)*, *WebSocket* для уведомлений.

Головной сервер ↔ Сервер обработки 1: *REST API*, *Redis* (для очередей).

Сервер обработки 1 ↔ Модули: *Celery* (асинхронные задачи), локальные вызовы (внутри *Docker*).

Модули: Внутренние вызовы через *Python API* (например, *Metashape*, *Blender*).

2.1.7. Кэширование

Redis:

1. Хранение временных метаданных задач (статус, приоритет).
2. Кэширование частых запросов (например, статус обработки) для снижения нагрузки на базу данных.

2.1.8. Безопасность

Аутентификация: *JWT* для клиентов, *API*-ключи для межсервисных взаимодействий.

Шифрование:

1. *HTTPS* для всех внешних коммуникаций.
2. Шифрование данных в базе данных (*AES-256* для *PII*).
3. Логирование всех операций (*Laravel*, *Django*).
4. Мониторинг через *Prometheus/Grafana*.

2.1.9. Архитектурное решение:

Микросервисы: Разделение на головной сервер, рабочий узел и модули обеспечивает масштабируемость и независимость разработки.

Асинхронная обработка: *Celery* + *Redis* минимизируют задержки при обработке тяжелых задач (3D-моделирование, ИНС).

REST и WebSocket: Баланс между простотой (*REST*) и реальным временем (*WebSocket*).

Laravel/Django: Надежные фреймворки с широкой поддержкой и сообществом.

Metashape/Blender: Лидеры в области 3D-моделирования, подходят для высокоточных задач.

2.2. Структура интеллектуальной системы

На Рисунке 7 представлена структура разработанной интеллектуальной системы, где каждый отдельный файл отвечает за свои функции, представленные в Таблице 2.

Таблица 2 – Описание работы основных элементов интеллектуальной системы

Наименование модуля	Назначение модуля
<i>calc.py</i>	Обработка и нормализация данных ключевых точек тела. Расчет расстояний, углов позвоночника, сегментация, анализ асимметрии тела. Основные вычислительные функции для анализа сколиоза и искривлений.
<i>drawer.py</i>	Визуализация позвоночника и тела: построение линий, углов, треугольников, зон и асимметрии. Отрисовка диаграмм и градиентных окрашиваний зон отклонений. Вспомогательные функции для 2D-графики и работы с камерами.

Продолжение таблицы 2

Наименование модуля	Назначение модуля
<i>entryPoint.py</i>	Инициализация окружения <i>Django</i> . Менеджмент пакетов сканирования: загрузка архивов, запуск анализа, управление статусами. <i>CLI</i> интерфейс запуска этапов обработки (загрузка, анализ, очистка, тест и 3D просмотр).
<i>factory.py</i>	Центральный конвейер пост-обработки сканирования. Управление этапами: подготовка данных, запуск <i>Blender</i> для 3D-моделирования, отрисовка и генерация <i>PDF</i> -отчета. Обработка ошибок <i>Blender</i> .
<i>open3D_test.py</i>	Подготовка и запуск 3D визуализации данных с использованием библиотеки <i>Open3D</i> . Создание 3D сцены с ключевыми точками и позвоночником для визуального контроля.
<i>panda_procedural.py</i>	Создание 3D-объектов и геометрий (сферы, торы, платоновы тела и др.). Вспомогательные математические функции для генерации геометрий и трансформаций.
<i>PDFer.py</i>	Формирование <i>PDF</i> отчета с результатами анализа. Вставка персональных данных, таблиц с параметрами, углов, асимметрии и визуализаций.

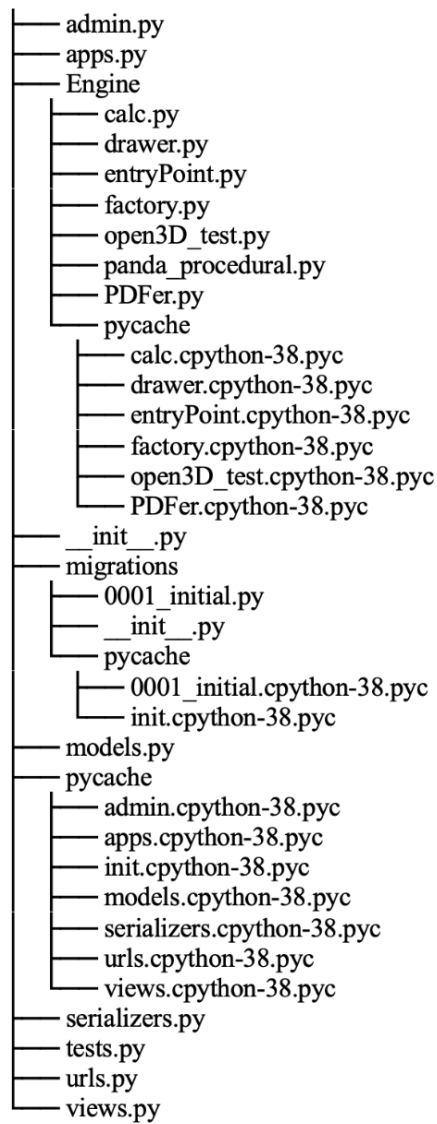


Рисунок 7 – Структура разработанной интеллектуальной системы

ГЛАВА 3. ОПИСАНИЕ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ АНАЛИЗА ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОБЪЕКТА СО СТАТОДИНАМИЧЕСКИМИ ОСОБЕННОСТЯМИ

Интеллектуальная система представляет собой совокупность программных и аппаратных средств, предназначенных для сбора, обработки, хранения, передачи поиска и использования информации в соответствии с заданными правилами и процедурами. Такая система может быть разработана для обработки различных типов информации, включая текстовую, числовую, звуковую и графическую.

Современное понимание интеллектуальной системы предполагает использование в качестве основного технического средства переработки информации компьютера [111], что позволяет называть такие системы цифровыми. В отличие от интеллектуальной системы, другие информационные системы могут использовать устаревшие носители информации, такие как бумажные документы (библиотечные каталоги, архивы, медицинские карты и т. п.) и обрабатываться человеком.

В настоящее время ИС обработки графической информации пришли на смену механическим и аналоговым методам. Такие системы включают в себя специализированные программы для сбора, хранения и обработки изображений, системы для управления базами данных, в состав которых входят средства организации структуры данных, языки запросов и выходных документов, программы ввода информации, удаления мусора и др. [119], что позволяет обрабатывать и анализировать графическую информацию для решения различных задач в медицине, инженерном деле, дизайне и других сферах. Программное обеспечение ИС, предназначенной для работы с графикой, включает в себя 5 основных компонентов:

1. Входные данные, которые могут быть представлены в различных форматах, таких как изображения, видео и аудио. Входные данные могут поступать из различных источников, таких как камеры, сканеры и другие устройства ввода.

2. Графический движок, который выполняет обработку входных данных? используя различные алгоритмы и методы, такие как фильтрация, улучшение качества, сегментация, сжатие и многие другие. Результаты обработки данных могут быть сохранены в различных форматах.

3. Выходные данные, которые представляют собой результаты обработки входных данных, используемые для различных целей, таких как документирование, анализ, визуализация и т. п.

4. Система хранения данных, которая используется для хранения входных и выходных данных, а также для обеспечения доступа к данным из различных источников.

5. Система передачи данных, которая используется для передачи данных между различными компонентами цифровой интеллектуальной системы и может быть реализована с помощью различных протоколов и технологий, таких как *TCP/IP, HTTP, FTP* и т.п

3.1. Получение трехмерного изображения методом стереофотограмметрии

В рамках диссертационного исследования рассматривается трехмерная модель поверхности спины и лица человека, а также их проекции, реализованная в СФММ (*Agisoft MetaShape*, ООО «Живой софт», г. Санкт-Петербург, Россия) [146]. Для получения трехмерной модели, положение которой соответствует реальному объекту, использовался сет фотоснимков (70–120 шт.) поверхности спины или лица пациента, полученный с разных ракурсов при помощи фотокамеры персонального телекоммуникационного устройства (далее – ПТУ, смартфона марки *Xiaomi Mi 10T Pro* (小米集團, КНР). Кроме указанного сета выполнялся «фронтальный» снимок поверхности. Также для получения трехмерной модели регистрировались данные шестиосевой инерционной системы ПТУ (как на протяжении всей съемки, так и при выполнении «фронтального» снимка), которые вместе с фотоснимками стали предметом обработки разработанного программного обеспечения для ПТУ *ScolView*® и *FrontArt*® (ООО «Йорд Тех», Российская Федерация).

Типичные задачи для обработки фотограмметрии в *Metashape* – построение 3D-поверхности. Процедура обработки данных с помощью *Agisoft Metashape* состоит из трех основных этапов:

1. Выравнивание включает в себя триангуляцию (*AT*) и блочную настройку пучка (*BBA*). На этом этапе *Metashape* ищет характерные точки на изображениях и сопоставляет их по всем изображениям в связующие точки. Программа также находит положение камеры для каждого изображения и уточняет параметры калибровки камеры (оценивает внутренние (*IO*) и внешние (*EO*) параметры ориентации камеры). Результаты этого визуализируются в виде облака связующих точек и набора положений камеры. Облако связующих точек представляет собой результаты выравнивания изображения и не будет напрямую использоваться в дальнейшей обработке. Облако связующих точек необходимо для определения карт глубины. Его можно экспортировать для дальнейшего использования во внешних программах. Например, модель облака связующих точек может использоваться в 3D, а набор положений камер требуется для дальнейшей реконструкции 3D-поверхности с помощью *Metashape*. Если проект включает данные *LiDAR*, сканы также можно выровнять относительно друг друга и/или вместе с данными изображений.

2. Вторым шагом является генерация поверхности в 3D (сетка) и/или 2.5D (*DEM*). Полигональная модель (сетка) может быть текстурирована для фотореалистичного цифрового представления объекта/сцены и экспортирована в многочисленные форматы, совместимые с программным обеспечением постобработки, как для рабочих процессов САПР, так и для 3D-моделирования. Фотограмметрическое облако точек может быть построено *Metashape* на основе предполагаемых положений камеры и сами изображений. Сгенерированное фотограмметрическое облако точек может быть объединено с данными *LiDAR* или автоматически разделено на несколько семантических классов в соответствии с задачами проекта. Если цифровая модель рельефа (*DEM*) создается на основе данных облака точек, она может включать как рельеф, так и все объекты над землей, такие как деревья, здания и другие искусственные сооружения (цифровая

модель поверхности, *DSM*), либо отображать только ландшафт территории (цифровая модель рельефа, *DTM*).

3. Третий шаг – создание ортофотоплана, который, может быть, геопривязан и использоваться в качестве базового слоя для различных типов карт и дальнейшего анализа постобработки и векторизации. Ортофотоплан создается путем проецирования изображений в соответствии с их данными *EO/IO* на поверхность по выбору пользователя: *DEM* или модель. Для проектов с многоспектральными изображениями ортофотоплан может представлять информацию об индексе *NDVI* и других индексах растительности. Функция калибровки отражающей способности *Metashape* позволяет правильно интерпретировать данные радиометрических изображений, при условии, что в проекте использовалась радиометрическая панель и/или информация о солнечном датчике доступна в метаданных изображений.

3.2. Подготовка трехмерного изображения методами обработки данных

После получения трехмерный объект имеет множество артефактов, для улучшения визуального качества были использованы различные методы обработки трехмерного изображения.

Первым шагом в обработке трехмерного изображение является его нормирование в пространстве, для этого применяются стандартные методы поворота по заранее известному положения фронтального снимка исследуемого объекта. После нормализации удаляются лишние объекты не связанные с основным телом исследования, который находится в центре рассматриваемой области. Далее происходит процесс поиска артефактов и сглаживания исследуемого объекта.

За предобработку объекта отвечают следующие функции:

1. *unitsToCm* — нормализация единиц измерения.
2. *getCentralModel* — получение центральной модели.
3. *normalizeModel* — выравнивание модели.
4. *dealFindPoints* — нахождение анатомических точек.

В интеллектуальной системе применена реализация алгоритма *LOWESS* (*Locally Weighted Scatterplot Smoothing* [49], локально взвешенное сглаживание рассеянных точек). Этот алгоритм используется в скрипте *DealFindPoints.py*, для сглаживания наборов точек, таких как кривая позвоночника, позвонков, и других отделов.

Кроме этого, используется линейная регрессия: линейная модель (где степень полинома $d = 1$) для локальной аппроксимации. Для взвешивания применяется трикубическая весовая функция (*tricube*), которая присваивает больший вес точкам, ближе расположенным к целевой точке, и меньший — удаленным.

Ширина окна: Параметр f (доля от диапазона данных) определяет ширину локального окна сглаживания ($xwidth = f * (x.max() - x.min())$).

Помимо сглаженных значений (y_sm), алгоритм возвращает стандартную ошибку (y_stderr) — стандартное отклонение выборочного среднего для оценки неопределенности.

3.2.1. Описание алгоритма сглаживания

Входные данные: массивы x (независимая переменная) и y (зависимая переменная), параметр сглаживания f (по умолчанию $1/3$).

Вычисляется ширина окна $xwidth$ как доля диапазона x .

Данные сортируются по x ($order = np.argsort(x)$), чтобы обеспечить правильную обработку.

Весовая функция:

Используется трикубическая функция: $tricube = \lambda d: np.clip((1 - np.abs(d)**3)**3, 0, 1)$.

Для каждой точки $x[i]$ расстояния до других точек нормируются по $xwidth$ ($dist = np.abs((x[order][i] - x[order]))/xwidth$), и вычисляются веса w .

Локальная регрессия:

Для каждой точки i формируется система линейных уравнений:

Матрица A содержит взвешенные значения w и $x[order]*w$.

Вектор b — взвешенные значения $y[order]$.

Решается система $A^T A * sol = A^T b$ с помощью *np.linalg.solve*, где *sol* — коэффициенты локальной линейной модели.

Предсказание и неопределенность:

Сглаженное значение y_sm для точки i вычисляется как $A[i].dot(sol)$.

Стандартная ошибка y_stderr оценивается на основе дисперсии остатков (*sigma2*) и ковариационной матрицы регрессии.

Выходные данные:

y_sm : Массив сглаженных значений.

y_stderr : Массив стандартных ошибок для оценки доверительного интервала.

В ИС приводится массив y из 181 значения, представляющий, глубину и высоту точек, например, вдоль позвоночника. Массив x создается как последовательность индексов от 0 до длины y с помощью функции *fillArrayFromZeroToN*.

Данные:

x : Индексы от 0 до 180.

y : Значения в диапазоне примерно от -0.35 до 0.04, которые могут представлять координаты или глубину точек на 3D-модели.

Сглаживание:

Применяется *LOWESS* с $f = 1/5$ и $f = 1/7$ (где меньшее f означает более узкое окно и менее сглаженную кривую).

Визуализация:

Сглаженная кривая отображается красным цветом.

Доверительный интервал (на основе y_stderr) отображается полупрозрачной заливкой.

Исходные точки отображаются черными точками (k).

3.2.2. Основные применения локального взвешенного сглаживания рассеянных точек

Сглаживание точек используется в работе для:

1. Устранение случайных флуктуаций в данных, таких как погрешности измерений или мелкие геометрические вариации на трехмерной модели (удаление неровностей, шумов).
2. Определение плавных кривых, описывающих основные особенности данных, по типу кривизны позвоночника или контуры тела.
3. Интерпретация данных: Упрощение анализа сложных наборов данных, делая их более интерпретируемыми для визуализации или дальнейшей обработки.
4. Предоставление фактически верных (предполагается доверительных) интервалов для оценки надежности сглаженных значений.

В *DealFindPoints.py* метод *LOWESS* используется для функциональных методов:

1. Сглаживание кривой позвоночника: В методе *getSmoothedBackbone* *LOWESS* применяется к набору точек, определенных вдоль позвоночника (*getBackbone*), чтобы устранить шум и создать плавную кривую, представляющую анатомическую форму позвоночника.
2. Уточнение других анатомических точек, также в методах *getShouldersAndVertebra7* или *getBottomVertebra*, *LOWESS* используется для сглаживания наборов точек, чтобы улучшить точность определения плеч, седьмого шейного позвонка или нижнего позвонка.
3. Сглаженные плавные кривые нужны для последующей обработки, для создания скелетной оснастки и анализа антропометрических параметров.

Выбор применения метода *LOWES*:

1. Анатомические данные (например, точки вдоль позвоночника) могут иметь локальные вариации, которые глобальные методы (например, полиномиальная регрессия) могут исказить. *LOWESS* адаптируется к локальным особенностям.
2. Гибкость: Параметр f позволяет настраивать степень сглаживания (например, *configs.params.fp.backbone.lowessK* в *DealFindPoints.py*), что важно для работы с разными моделями или уровнями шума.

3. Фильтрация шума: 3D-сканирование или трассировка лучей могут создавать зашумленные данные из-за неровностей поверхности или погрешностей текстуры, *LOWESS* эффективно устраняет такие неточности.

4. Простота: Линейная *LOWESS*-реализация ($d = 1$) в *lowess.py* вычислительно эффективна и подходит для задач, где сложные полиномы не требуются.

3.2.3. Сглаживание позвоночника

В методе *getSmoothedBackbone* точки, определенные в *getBackbone*, сглаживаются с помощью *LOWESS* для создания непрерывной кривой позвоночника. Параметр сглаживания (*configs.params.fp.backbone.lowessK*) соответствует f в *lowess.py* и управляет шириной окна. После сглаживания точки повторно проецируются на поверхность сетки с помощью трассировки лучей, чтобы гарантировать их точное расположение.

В методе *getShouldersAndVertebra7* *LOWESS* применяется к точкам, определенным между подмышками и центром шеи, для сглаживания и точного определения плеч и седьмого позвонка. Аналогично, в *getBottomVertebra* *LOWESS* сглаживает точки вдоль позвоночника для поиска нижнего позвонка.

3.2.4. Обработка зашумленных данных

Трассировка лучей в *DealFindPoints.py* (например, в *grabPointsByMatrix* или *getLineLimits*) может создавать точки с небольшими погрешностями из-за неровностей 3D-сетки. *LOWESS* устраняет эти погрешности, обеспечивая более надежные результаты. Сглаженные кривые, такие как позвоночник, визуализируются в *Blender* (с помощью *utils.makeSphere*) и включаются в рендеры (*makeRenders*).

Выводы: *LOWESS*-сглаживание, для сглаживания анатомических точек и кривых, таких как позвоночник, плечи и позвонки. Оно необходимо для устранения шума, выделения плавных трендов и обеспечения точности антропометрического

анализа 3D-моделей человека. Алгоритм подходит для задач, где важна локальная адаптивность и простота, но его ограничения (например, отсутствие устойчивости к выбросам) требуют осторожной настройки параметра f и предварительной фильтрации данных. *LOWESS* решает только проблему малого отскока точек.

3.3. Определения уникальных признаков трехмерного изображения методами математического и статистического анализа

В рамках диссертационного исследования были решены две крупные задачи в области медицины и косметологии, связанные с математическим и нейросетевым анализом деформации позвоночного столба и симметрии и гармонии лица при помощи разработанных алгоритмов. В обоих случаях для получения трехмерного изображения исследуемого объекта использовалась камера мобильного устройства и специальные алгоритмы построения трехмерного объекта по плоским снимкам.

Прикладное значение использования метода фотограмметрии в медицине может быть выражено в оценке положения анатомических (реперных) точек на поверхности исследуемого объекта, которое может указывать на наличие его деформации. В рамках диссертации в качестве объектов исследования рассматриваются изображения позвоночного столба или лица человека. При этом полученные для них результаты могут быть количественно верифицируемы при сравнении с методом КТ. Среди всех деформаций позвоночного столба, с точки зрения пространственного анализа, наиболее интересным считается трехплоскостная деформация – сколиоз. Для количественной оценки степени сколиотической деформации разработан алгоритм, позволяющий определить как положение позвоночника и его составляющих в пространстве, так и наличие и степень сколиоза по специальным точкам. Аналогичным образом, анализ положения и цвета 27 точек лица характеризует наличие и степень изменения его геометрии (конституция, гармоничность, симметрия, кожные заболевания), что может быть использовано в неврологии, стоматологии и косметологии.

3.3.1. Описание алгоритма поиска точек поверхности спины

Для выполнения пространственного анализа положения точек, выбранные следующие ориентиры:

1. Линия шеи (не отображается в результатах, но нужна для других точек). От верхней точки модели делается отступ 5 см, ставится точка, ниже которой осуществляется поиск самого узкого слоя на некотором расстоянии приблизительно равного 40 см.

2. Подмышечная область. Определяется отступ от линии шеи на 7 см, затем проводится сканирование каждого слоя до глубины не более 1 м. На каждом слое анализируются точки слева направо и определяются горки (склоны и подъемы), из которых оставляются несколько самых крутых и удаляются первая и последняя (то есть края рук). Затем среди оставшихся горок находятся темные точки (тени на подмышках/родимые пятна/тату), учитывая светлый цвет слева/справа (на 1 см) от темной точки и темный цвет (на 1 см) снизу, чтобы исключить небольшие черные точки/тени. Подмышечными областями считаются верхние точки слева/справа, удовлетворяющие всем условиям.

3. Лопаточная область. Определяются временные точки лопаток – строится линия между подмышечными областями, затем на 25% и 75% ее длины располагаются временные точки. Затем вокруг каждой точки собираются другие в радиусе 50% от длины линии между подмышечными областями. Среди найденных точек выбираются те, которые находятся ниже самой высокой из них на некоторое число (например, 0,3 см). Точкой лопаточной области считается средняя точка из всех точек, полученных на предыдущем этапе после среза.

4. Вогнутый позвонок (временная точка). В зоне по X , ограниченной лопатками, а по Y от лопаток до ягодиц, слой за слоем осуществляется поиск формы, образованной точками, подходящими под описание «Спуск-Подъем». (Рисунок 8). Далее среди всех форм (и среди всех слоев) находится самая нижняя точка.

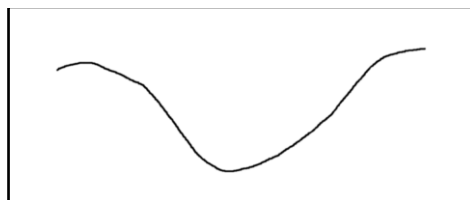


Рисунок 8 – Форма «Спуск-подъем»

5. Межъягодичная складка. Определяется зона, по X ограниченная подмышечными областями, а по Y вогнутым позвонком (расстояние между лопатками и вогнутым позвонком, пункт 3). Внутри этой зоны для каждого слоя определяется форма, как в предыдущем пункте. Затем отсекается некоторый процент найденных форм, в которых расстояние между самыми высокими точками слева и справа является максимальным. Затем находится самый верхний слой, в котором самая нижняя точка формы является темной, а самые верхние точки слева и справа светлые.

6. Плечи, седьмой позвонок. Для каждой стороны тела в зоне Y между подмышечными областями и шеей послойно собираются крайние точки слева и справа. Затем через локальную регрессию точки сглаживаются по-отдельности, и получаются две кривые. Каждая кривая разделяется на две части по значению X подмышечных областей (до/после). В той части кривой, которая идет после подмышечных областей, находится пара точек, образующих угол 45° (или максимально приближенных к нему) с вектором $(0; 1)$ – они являются подмышечными областями. В другой части находится пара точек, образующих угол 45° (или максимально приближенных к нему) с вектором $(1; 0)$ для левой части и $(-1; 0)$ для правой – они являются точками на уровне седьмого позвонка. Затем находится точка седьмого позвонка, как самая высокая точка между двумя на уровне седьмого позвонка.

7. Границы тела. В зоне между подмышками и межъягодичной складкой для каждого слоя собираются слева и справа склоны и подъемы в виде сегментов (множество точек по горизонтали). При этом из них выбираются самые большие, за исключением тех, что находятся между лопатками. В каждом сегменте выделяется точка разрыва – пара точек, образующая угол 45° с вектором $(0; 1)$ на

виде сверху. Затем определяются черновые границы тела – послойно для каждой стороны, исходя из близости к центру, выбирается либо ближайшая к центру точка разрыва, либо ближайшая точка к концу модели (если руки широко расставлены). Далее точки с каждой стороны сглаживаются методом локальной регрессии и получаем две дуги – границы тела, исключаяющие руки.

8. Талия. Из каждой дуги тела выбирается множество точек, которые от вогнутого позвонка находятся на расстоянии $1/4$ высоты каждой дуги по Y . В каждой дуге точка талии определяется как ближайшая к центру точка по оси X .

9. Бедра. Точками, обозначающими бедра, являются нижние точки кривых по границам тела.

10. Позвоночник. Послойно собираются самые нижние точки (по одной на каждый слой) в зоне, ограниченной точками лопаток, межягодичной складкой и седьмым позвонком. Полученные точки сглаживаются методом локальной регрессии.

Для работы цветом, оттенками и тенями используются стандартные инструменты *Blender* (цвет берется из пикселя на текстуре). Анализ цвета и тени выполняется только для подмышечной области и межягодичной складки.

3.3.2. Описание алгоритма поиска точек лица

В качестве результата функционирования программного обеспечения *FrontArt*[©] разработана и протестирована программная система фотограмметрического построения виртуальной модели при помощи камеры мобильного устройства и анализа параметров лица человека с использованием математических алгоритмов. Разработанный продукт по фотографии лица человека определяет реперные точки на ее поверхности, рассчитывает параметры лица (конституция, гармоничность, симметричность, выраженность изменений кожи и др.). По результатам оценки строится интегральное клиническое заключение, которое имеет прикладное применение в косметологии – применяется для диагностики возрастных и гравитационных изменений.

Актуальность разработанного продукта основана на повышении интереса пациентов к совершенствованию эстетических и гармонических характеристик лица, в том числе эстетики в зоне улыбки [8, 48, 68]. В основном все существующие на сегодняшний день решения носят развлекательный характер. Современные инструменты не оценивают реальную геометрию лица и его возрастные изменения и редко используются на практике, так как не обладают средствами объективной оценки и прогноза проведенных вмешательств. Предполагается, что полученная интеллектуальная система, являясь портативной, доступной и обладающей необходимым набором инструментов для предоставления точного и количественного анализа, способна решить перечисленные проблемы и тем самым усовершенствовать процесс наблюдения и диагностики.

Автором работы был разработан математический алгоритм по определению специальных (реперных) точек на трехмерной модели (Рисунок 9), пространственное положение которых относительно друг друга позволяло сделать вывод о наличии тех или иных нарушений симметрии и гармонии лица. На основе алгоритма фотограмметрического построения модели математического определения пространственного положения реперных точек реализовано приложение для мобильных устройств [150], с помощью которого был проведен ряд исследований, направленных на решение таких ортопедических задач как оценка нарушений осанки и зубочелюстной системы [154, 156, 158, 164] и мониторинг динамики изменений выявленных нарушений в ходе реабилитационного процесса. В дальнейшем разработка была направлена на решение задач в области эстетической косметологии, связанных с количественной оценкой нарушений геометрических параметров лица.

Разработка программного обеспечения для прикладной интерпретации параметров рельефа и цветовых характеристик лица по результатам фотограмметрической оценки трехмерного изображения головы проводилась в несколько этапов:

1. Получение фотоснимков объекта по серии фотоснимков с метаданными.

2. Построение трехмерного объекта головы.
3. Определение реперных точек и их координат в пространстве.
4. Оценка пространственного взаимоположения реперных точек.
5. интерпретация взаимоотношения реперных точек, формирование заключения.



Рисунок 9 – Пример определение реперных точек на трехмерной модели головы

Определение ключевых реперных точек

Поиск реперных точек осуществляется исходя из принципов симметрии и общих признаков геометрии лица, характерных для всех представителей выборки (Рисунок 10). В рамках исследования осуществляется поиск 27 основных [83] точек, обозначенных заглавными латинскими буквами с индексом. В дальнейшем при анализе, например, мимики, список точек может быть расширен, и дополнен точками на бровях, дополнительными точкам в области глаз, лобной части и т. п. Выбор точек зависит от решаемой задачи и для текущего исследования является полным.

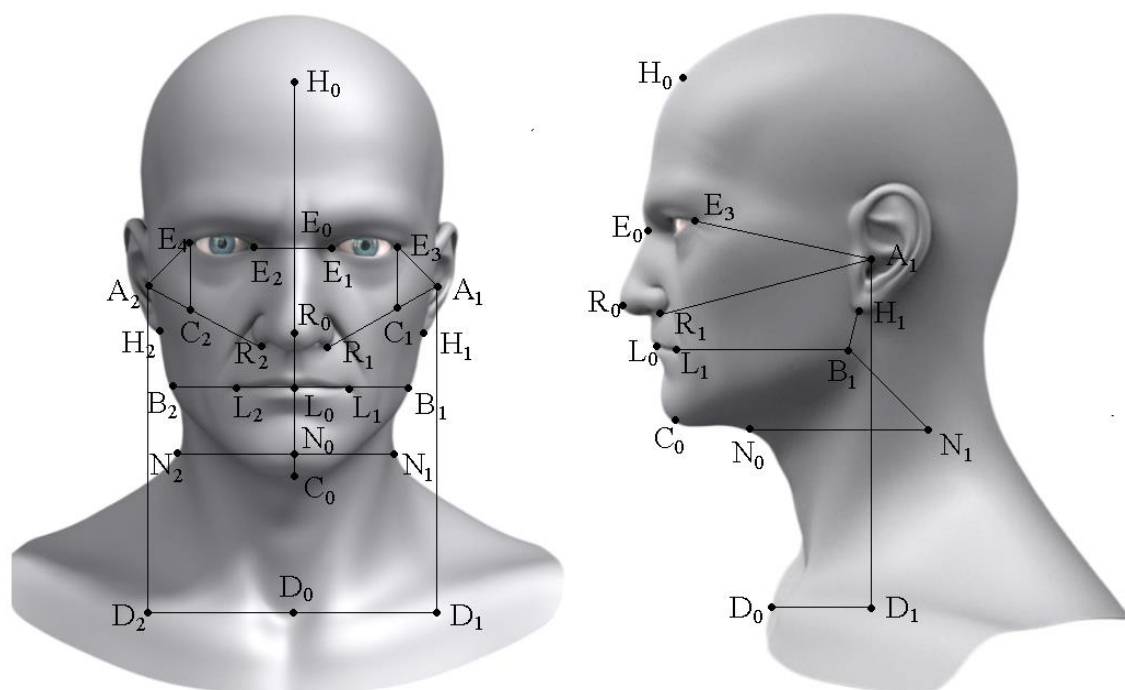


Рисунок 10 – Реперные точки

Губы

Точки L_1, L_2 учувствуют в определении окклюзионной плоскости.

Проведенные эксперименты показали, что определение точек губ по рельефу оказалось менее предпочтительно, чем по цвету. Для поиска точек L_1, L_2 сначала рассматривается множество точек зоны губ.

На представленном ниже изображении (Рисунок 11) видно, что губы отличаются по цвету - они имеют красный оттенок, при этом тень, определяющая ротовую щель более темная. Из-за засветов некоторые участки губ визуально практически не отличаются по цвету от кожи. При сопоставлении попарно двух точек, принадлежащих губам и коже соответственно, отличие по цвету может быть не более 5%. Для анализа будет использоваться палитра RGB , согласно которой цвет точки характеризуется сочетанием трех базовых цветов - красного, зеленого и синего (например, если красного 100%, а остальных 0%, то цвет будет полностью красным).

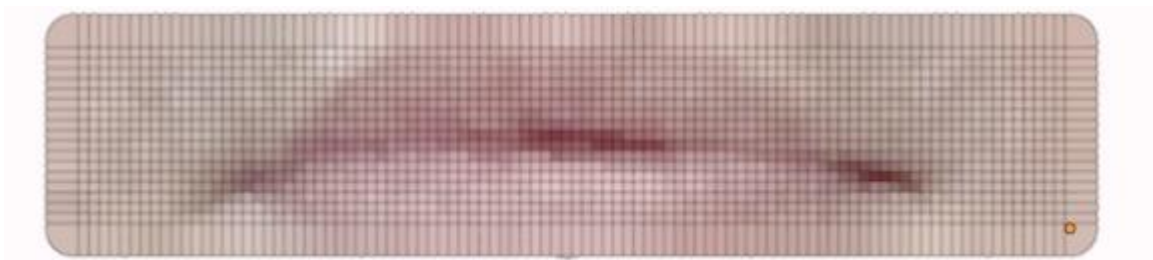


Рисунок 11 – Сегментированное изображение зоны губ

Следующим этапом выполняется конвертация цвета в черно-белый формат (Рисунок 12), методом исключения: а) всех цветов, кроме красного; б) только красного цвета.

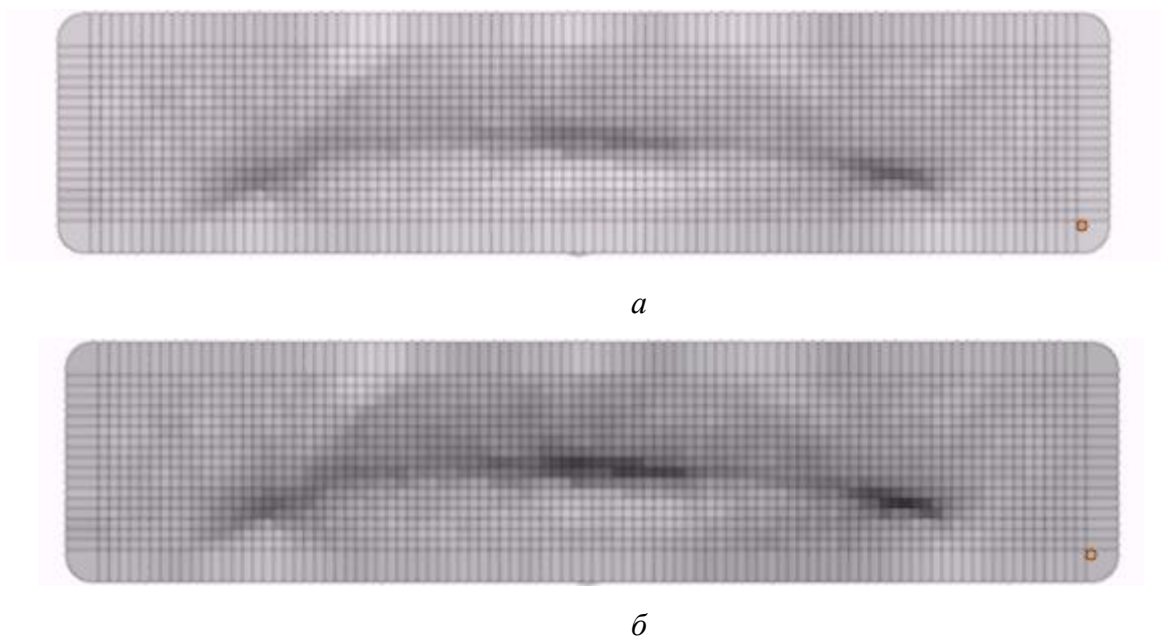


Рисунок 12 – Изображение зоны губ в черно-белом формате: *а* – исключение всех цветов, кроме красного, *б* – исключение только красного цвета

При работе с одним только красным цветом контуры губ оказались более расплывчатыми, хотя изначально предполагалось, что губы будут явно выделены по сравнению с оттенком кожи, поэтому в дальнейшем осуществлялось исключение всех цветов, цвет которых ниже (темнее) среднего цвета по всем остальным точкам.

Из полученных результатов следует, что губы и кожа имеют схожее количество красного цвета и отличаются на самом деле по остальным двум

цветам - зеленому и синему. Потому был дополнительно проведен анализ соотношения цветов на губах и коже (Рисунок 13):

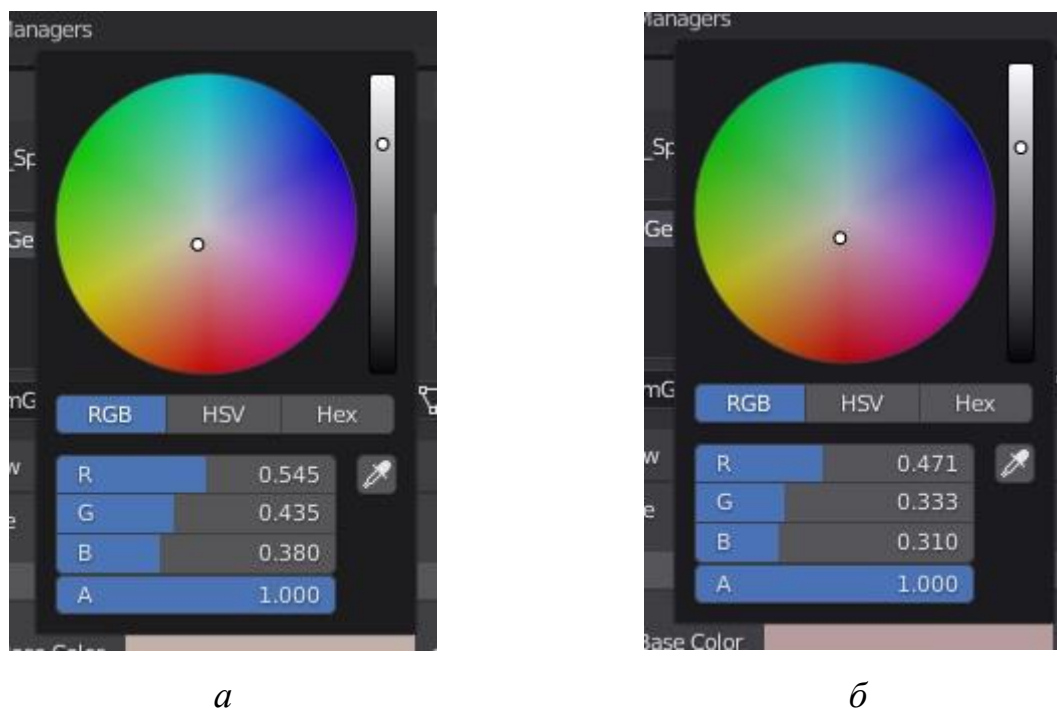


Рисунок 13 – Соотношение цветов палитры RGB: *а* – анализ соотношения цветов на коже, *б* – анализ соотношения цветов на губах

Изучив множество точек на коже и губах, было определено, что на коже лица соотношение цветов представлено в виде ступенек – больше всего красного, меньше всего синего, при этом количество зеленого цвета меньше, чем красного и больше, чем синего. В это же время, на губах больше всего красного, а синего и зеленого примерно одинаковое количество. В отдельных случаях количество зеленого цвета немного превышает количество синего цвета). Таким образом, губы (Рисунок 14-15) определяются путем исключения всех точек, не подходящих по условию: зеленого меньше, чем 105% синего, либо если зеленого меньше 5% (тень от ротовой полости).

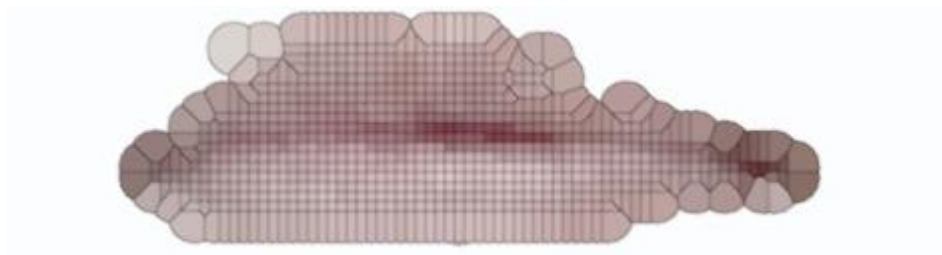


Рисунок 14 – Выделение области губ

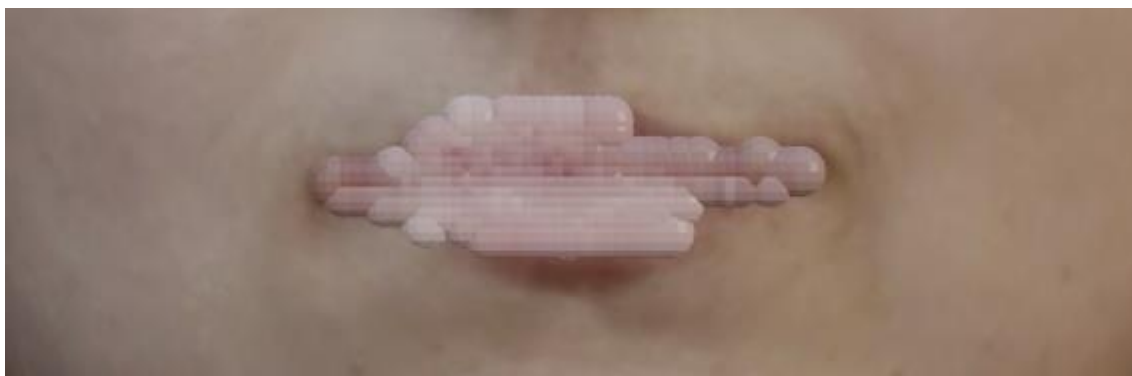


Рисунок 15 – Выделение области губ на фоне лица

Таким образом, углы губ (коммисуры) L_1, L_2 на снимке анфас определяются исходя из цветового перехода. При поиске точек L_1, L_2 исключаются все точки кроме тех, которые подходят под условие: зеленого меньше, чем 105% синего или зеленого меньше 5%. Полученное множество точек можно использовать для нахождения углов губ.

Центр губ L_0 на виде сбоку определяется выпуклостью под точкой R_0 при движении вдоль вертикальной оси, после которой следует впадина, обозначающая начало верхней губы. Под точкой верхней губы ищется выпуклость, после которой следует впадина, определяющая начало нижней губы. Самая удаленная точка по горизонтальной оси на фронтальном виде между определенными точками верхней и нижней губы будет являться L_0 . На виде сбоку, точка L_0 находится по центру между точками L_1, L_2 .

Глаза

Внутренние углы глаз E_1, E_2 учувствуют в определении франкфуртской плоскости и являются самыми удаленными точками по горизонтальной оси на виде в профиль и анфас в радиусе 1 см от положения точек R_1, R_2 на горизонтали.

Процесс поиска внешних углов глаз основан на тех же принципах, по которым был произведен поиск углов губ – на балансе и соотношении цветов пикселей. Сначала выбираются два множество точек, определяющих области левого и правого глаза. Размер областей по горизонтальной оси ограничен внутренними углами глаз E_1 и E_2 и точками на границе головы. По вертикальной оси делается отступ 2 см в обоих направлениях от точки E_0 (Рисунок 16).

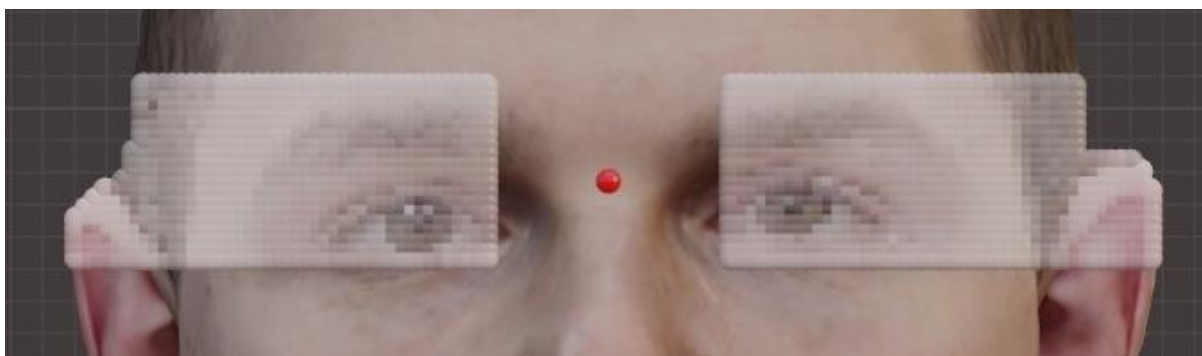


Рисунок 16 – Сегментированное изображение зоны глаз

Далее из рассмотрения исключаются все точки, имеющие значительную разницу в соотношении трех базовых цветов палитры RGB . Цвета, имеющие приблизительно равное соотношение красного, синего и белого позволяют получить цветовую палитру характерную для склеры глаза (Рисунок 17).

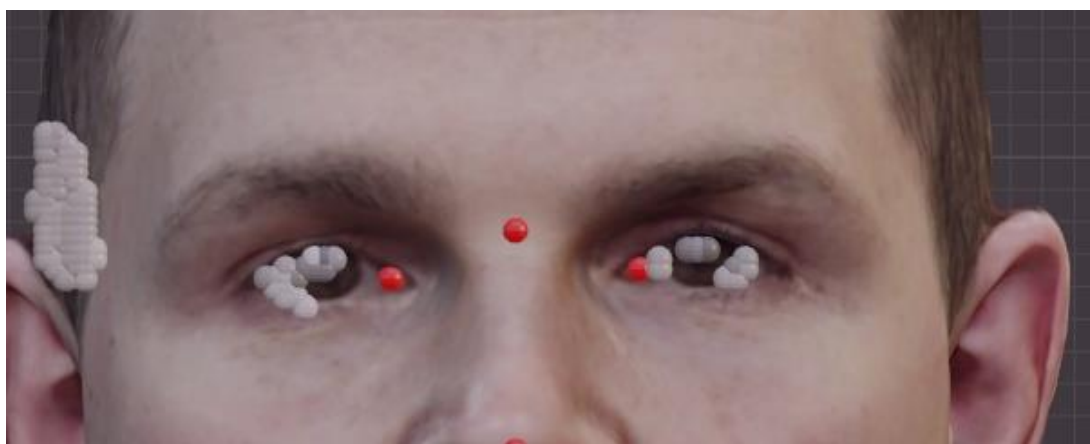


Рисунок 17 – Схожие по цвету точки со склерой глаз

На следующем этапе (Рисунок 18) исключаются точки, не принадлежащие глазу. Для этого итерационно берутся ближайшие к внутренним углам глаз E_1 и E_2 точки и добавляются ко множеству точек «глаз» (на первом этапе она одна в обоих

множествах). Далее в радиусе 3-х от шага между точками множества добавляются другие точки до тех пор, пока добавлять будет нечего (так как определенном радиусе от каждой точки множества «глаз» уже не будет других точек).



Рисунок 18 – Определение точек, принадлежащих склере глаз

Крайние точки по горизонтальной оси являются углами глаз. В случае, если глаз заканчивается несколькими точками (Рисунок 19), ни одна из которых не попадает точно в угол, то для найденных точек достраивается вершина равностороннего треугольника, которая будет являться внешним углом глаза (Рисунок 20).



Рисунок 19 – Вариант определения угла правого глаза

Для определения нижнего края зрачка осуществляется поиск центра между точками E_1 и E_2 , и E_3 , E_4 , из которого опускается перпендикуляр на границу между кожей и глазом



Рисунок 20 – Определение краев глаз

Нос

Центр между крыльями носа учувствует в построении камперовской плоскости.

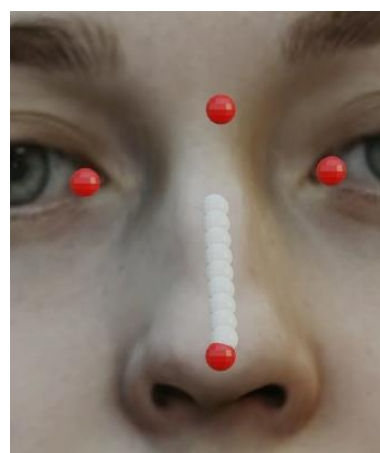
Линия носа

Вершина носа R_0 – на снимке в профиль самая удаленная по горизонтальной оси точка на лице. Для определения ее положения осуществляется также поиск всех точек вокруг нее в радиусе 1 см. Среди найденных точек берутся те из них, которые ближе самой высокой из них на 0,3 см. Тогда точкой вершины носа R_0 будет средняя между выбранными.

Между точками R_0 , E_0 отступая $2/3$ от точки E_0 до нижней части определяется 10 самых верхних точек на горизонтальной линии (т. е. выполняется дробление $2/3$ от пути на 10 сегментов и слева/справа от них ищутся самые высокие точки). К полученной линии, определяющей направление носа, применяется сглаживающий алгоритм (Рисунок 21).



a



б

Рисунок 21 – Определение линии носа: *a* – без сглаживания, *б* – со сглаживанием

Крылья носа

Для определения положения точек, характеризующих крылья носа, осуществляется поиск самой широкой части носа. Для этого сначала требуется найти точку под носом (его конец или по-другому точка между носом и губами). Затем делается отступ влево/вправо от нижней точки носа по горизонтальной оси, а также вверх по вертикальной оси ~3 см и собираются в этой области все точки с учетом наклона линии носа (Рисунок 22). Далее осуществляется проход по каждой колонке массива точек снизу вверх и анализируется чему равен угол между вектором, образованный парой точек и вектором наклона линии носа. Если угол больше 50 (сильно отклонение), то точки определили нос и все точки из колонки (за исключением последующих после найденного угла 50 и более) отложить. Совокупность отложенных точек представлена на Рисунке 23.

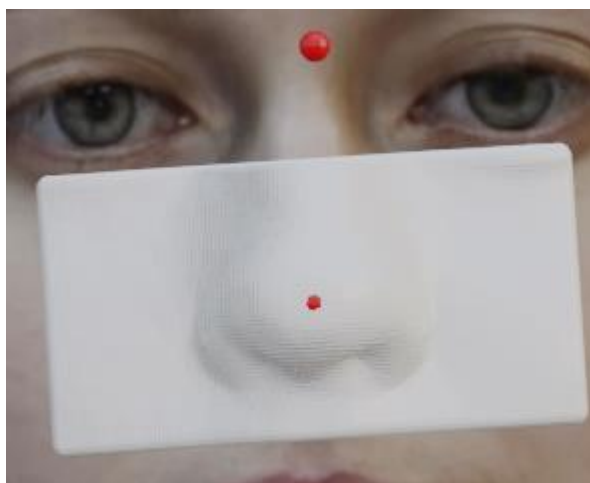


Рисунок 22 – Зона носа

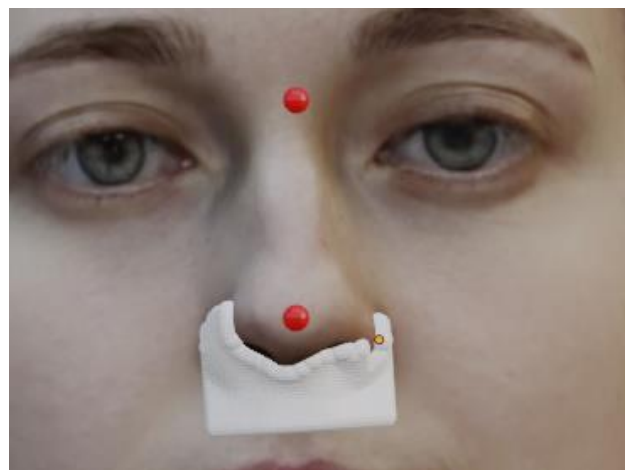


Рисунок 23 – Определение ширины носа

Таким образом определяется ширина носа и область, где он находится. На Рисунке 23 видно, что остались точки, уже прошедшие пик носа на своей колонке. Такой результат нежелателен в том случае если нужна точная форма носа, что не требуется в рамках выполнения текущей задачи.

Из полученного массива точек выбираются самые верхние по вертикальной оси, которые будут являться искомыми анатомическими точками крыльев носа (Рисунок 24).



Рисунок 24 – Примеры определения точек R_1 , R_2

Уши

Наружные слуховые проходы A_1 , A_2 необходимы для определения франкфуртской и камперовской плоскостей и определяются по тени, образуемой козелком уха.

Щеки

Точки C_1 , C_2 характеризуют переход подглазничной области в щечную и определяются как небольшой перегиб при движении по вертикальной оси от точек E_3 , E_4 вниз.

Подбородок

Центр подбородка C_0 определяется как точка значительного перегиба на снимке в профиль при движении от точки L_0 вниз по вертикальной оси.

Точки скул B_1 , B_2 на снимке анфас характеризуют самую широкую часть лица по горизонтали, при движении по вертикали от точки C_0 до точки L_0 . На снимке анфас находится в области перехода подбородка в шею.

Шея

Центр шеи N_0 определяется как точка перегиба на снимке в профиль по вертикали, при движении по горизонтальной оси от точки C_0 в направлении шеи.

Точки шеи N_1 , N_2 определяют самое узкое место на снимке анфас при движении от точки C_0 вниз по вертикали.

Плечи

Яремная ямка D_0 характеризует впадину, определяемую на снимке анфас.

Ключицы

D_1, D_2 расположены на одной горизонтали с точкой D_0 и удалены от нее до визуальных признаков пересечения с ключичными костями.

Ограничения математического алгоритма

В ходе проведенных экспериментов был выявлен ряд недостатков применения в основе только математической модели для определения положения ключевых диагностических точек. По результатам обработки более 1000 моделей, наиболее распространенными по частоте проблемами являлись неточное определение положения точек: ушей (36%), носа (4%), глаз (3%). Проблемы с определением других точек встретились в 17% случаев. Анализ причин возникновения проблем показал, что зачастую на точность определения точек оказывали влияние такие факторы, как: перекрытие волосами исследуемых областей, в том числе выбившиеся пряди, наличие челки, бороды (24%), светлые волосы (3%) светлая одежда (3%), светлый фон (3%), наличие украшений (2%). В ряде случаев искомые точки лежали за пределами заданных диапазонов (7%). Также, в 3% случаев трехмерная модель получилась размыта по причине движения, фотографируемого добровольца во время съемки, либо нарушения плавности движений фотографирующего. В остальных случаях причину найти не удалось.

Также был выявлен ряд специфических проблем, характерных для ряда точек: точка R_0 имела значительную восприимчивость к шумам на модели; невозможно было определить точку D_0 , если глубина горлового выреза на одежде фотографируемого добровольца была недостаточная для визуального наблюдения области ключиц; при наличии усов и бороды, было затруднено определение реперных точек в нижней части лица. Так как не у всех людей есть козелок, определение по тени, которую он образует в области ушного прохода, не всегда давало нужный результат. Если фотографируемый доброволец не собрал волосы, или отдельные пряди перекрывали ушные проходы, также могли возникнуть проблемы с поиском точек.

3.3.3. Переход от математического к нейросетевому алгоритму

Для повышения качества поиска было принято решение использовать совокупность готовых нейросетевых инструментов, находящихся в свободном доступе. Обучение проводилось на моделях фотографируемых добровольцев с нанесенными в области нахождения реперных точек маркерами. В качестве маркеров использовались метки из цветной самоклеящейся бумаги, диаметром 5 мм.

Далее для поиска реперных точек применялась нейросетевая обработка пространственной модели головы. Для создания виртуальной копии трехмерного объекта использовался метод фотограмметрии [154, 156, 164, 170] включающий в себя съемку неподвижного объекта камерой смартфона с разных ракурсов с последующим восстановлением объемной модели по фотографиям на основе их уникальных признаков.

Так как распознавание объектов является сложной задачей в силу того, что объемное трехмерное изображение содержит большое количество информации обработка и интерпретация которой делает нейронную сеть дорогостоящей в вычислительном отношении [9], было принято решение проводить поиск реперных точек на плоском снимке, выполненном анфас и в дальнейшем переносить на трехмерный объект. Также на этом этапе работ был осуществлен переход от готовых решений к разработке и обучению своей нейронной сети.

В качестве нейросетевой модели был выбран универсальный инструмент *YOLO 8* который полностью удовлетворяет всем запросам в исследуемой области.

YOLO (You Only Look Once) – это семейство моделей глубокого обучения для обнаружения объектов в реальном времени, которое характеризуется однокадровой обработкой изображения, обеспечивающей высокую скорость и точность. В отличие от двухэтапных методов, таких как *R-CNN*, *YOLO* выполняет обнаружение и классификацию объектов за один проход через нейронную сеть, что делает его особенно подходящим для приложений, требующих низкой задержки. Архитектура *YOLO* состоит из нескольких ключевых компонентов: *Backbone*, *Neck*

(или *Retrieval*) и *Detection Heads*. Эти компоненты взаимодействуют для извлечения признаков, их агрегации и выполнения задач обнаружения и классификации объектов.

1. *Backbone* – это основная часть сети, отвечающая за извлечение признаков из входного изображения. Обычно это глубокая *CNN*, в выбранной версии применяются модифицированные архитектуры, такие как *CSPDarknet*, которые оптимизированы для повышения производительности и уменьшения вычислительной сложности. Сверточные слои используются для извлечения признаков различного уровня (низкоуровневые признаки, такие как края, и высокоуровневые, такие как формы объектов). А также применяется *SPP*-блок, который агрегирует признаки на разных масштабах, улучшая способность сети обрабатывать объекты разного размера. *Backbone* оптимизирован для скорости и точности, минимизируя количество параметров при сохранении способности к извлечению сложных признаков.

2. *Neck (Retrieval)* – это промежуточный компонент, который агрегирует и обрабатывает признаки, полученные из *Backbone*, для передачи в *Detection Heads*. Этот слой особенно важен для обработки объектов разного масштаба и улучшения качества предсказаний. Основные элементы *Neck*: *FPN* используется для объединения признаков с разными уровнями разрешения. *FPN* позволяет эффективно комбинировать низкоуровневые (детализированные) и высокоуровневые (семантические) признаки. *PANet* улучшает *FPN* за счет двунаправленного потока информации (снизу вверх и сверху вниз), что повышает точность обнаружения мелких объектов. *Neck* подготавливает карты признаков для финального этапа — обнаружения объектов.

3. *Detection Heads* *Detection Heads* – это финальный компонент, который выполняет предсказания: координаты ограничивающих рамок (*bounding boxes*), вероятности классов и оценку уверенности (*confidence score*). Каждая клетка отвечает за предсказание нескольких ограничивающих рамок (*bounding boxes*) с соответствующими параметрами: Координаты центра рамки (x, y). Размеры рамки (ширина w , высота h). *Confidence score* (вероятность того, что рамка содержит

объект). Якорные рамки (*Anchor Boxes*) помогают сети предсказывать размеры объектов. Эти рамки подбираются на основе статистического анализа тренировочного набора данных.

4. После предсказаний применяется постобработка: *Non-Maximum Suppression (NMS)*: удаляет дублирующиеся рамки, выбирая те, у которых наивысший *confidence score*. *Thresholding* фильтрует рамки с низкой уверенностью, чтобы уменьшить количество ложных срабатываний.

Принципы работы *YOLO* – однокадровая обработка (*Single-Shot Detection*): *YOLO* обрабатывает изображение за один проход через сеть, в отличие от двухэтапных методов (например, *R-CNN*), которые сначала генерируют предложения регионов (*region proposals*), а затем классифицируют их. Это обеспечивает высокую скорость обработки. *YOLO* использует сверточные слои для одновременного предсказания координат рамок, *confidence score* и вероятностей классов. Это позволяет модели эффективно обрабатывать пространственные и семантические данные. В отличие от методов, фокусирующихся на отдельных регионах, *YOLO* анализирует все изображение целиком, что улучшает понимание контекста и снижает вероятность ошибок, таких как ложные обнаружения фона. *YOLO* использует комбинированную функцию потерь, которая включает: *Localization Loss* – ошибка в предсказании координат и размеров рамок, *Confidence Loss* – ошибка в предсказании уверенности (бинарная кросс-энтропия), *Classification Loss* – ошибка классификации объектов (кросс-энтропия). В выбранной версии *YOLOv8* поддерживается *instance segmentation*, где модель не только обнаруживает объекты, но и выделяет их пиксельные маски.

Преимущества *YOLO*:

1. Высокая скорость.
2. Простота архитектуры.
3. Глобальный контекст.
4. Гибкость к разным масштабам.
5. Высокая точность.

3.3.4. Разработка нейронной сети для поиска реперных точек лица

Последнее десятилетие компьютерное зрение обрело большую популярность в разных областях науки и техники [8, 55, 64, 68] в связи с ростом вычислительной мощности графических процессоров, а также разнообразия данных в открытом доступе и инструментов для их обработки. Все чаще в системах компьютерного зрения стали применяться биометрические технологии [5, 29, 46, 50, 64]. В настоящее время распознавание биометрических характеристик широко распространено в различных сферах деятельности, включая безопасность, здравоохранение, банковское дело, государственное управление и др. (например, аутентификация в банке, разблокировка смартфона, распознавание преступников по камерам). В последнее время такие технологии все больше применяются в медицине, так как обладают рядом неоспоримых преимуществ, в частности, являются бесконтактными и неинвазивными. В основе технологии распознавания биометрических характеристик лежит использование компьютерного зрения. Применение таких технологий зачастую не требовательно к аппаратным ресурсам и с каждым годом, стоимость таких решений снижается за счет развития технологий съемки.

Обучение нейронной сети

В целях обучения использовались 200 фотографий из каждой группы выборки (всего 1000). Остальные фотографии использовались для тестирования ее работы.

В ходе проведенных экспериментов, было рассмотрено с некоторым шагом от 10 до 1200 полных проходов (эпох) по всем обучающимся данным, когда модель проходит через фазы для вычисления ошибки и ее уменьшения за счет обновления весовых коэффициентов. Оптимальное количество эпох 1200 было определено при помощи подбора значения гиперпараметров с помощью методов, таких как кросс-валидация или выбор на основе метрик оценки качества модели (Рисунок 25).

Исследования показали [1, 9, 34] что влияние таких факторов, как поза, выражение лица, освещение, цвет кожи и т.п. оказывают значительное влияние на

точность распознавания точек, поэтому на практике в таких случаях применяется метод глубокого обучения. Проведенные эксперименты [1] демонстрируют, что наилучшую точность распознавания имеют сверточные нейронные сети. Кроме того, сверточные нейронные сети имеют большую устойчивость к различным шумам, наблюдаемым при обработке изображения (макияж, очки, украшения, волосяной покров, цвет кожи, мимика, поза) и широко применяются во многих научных областях, где требуется классификация паттернов (*pattern classification*). Сверточные нейронные являются наиболее близким аналогом реальной нейронной сети в голове человека.

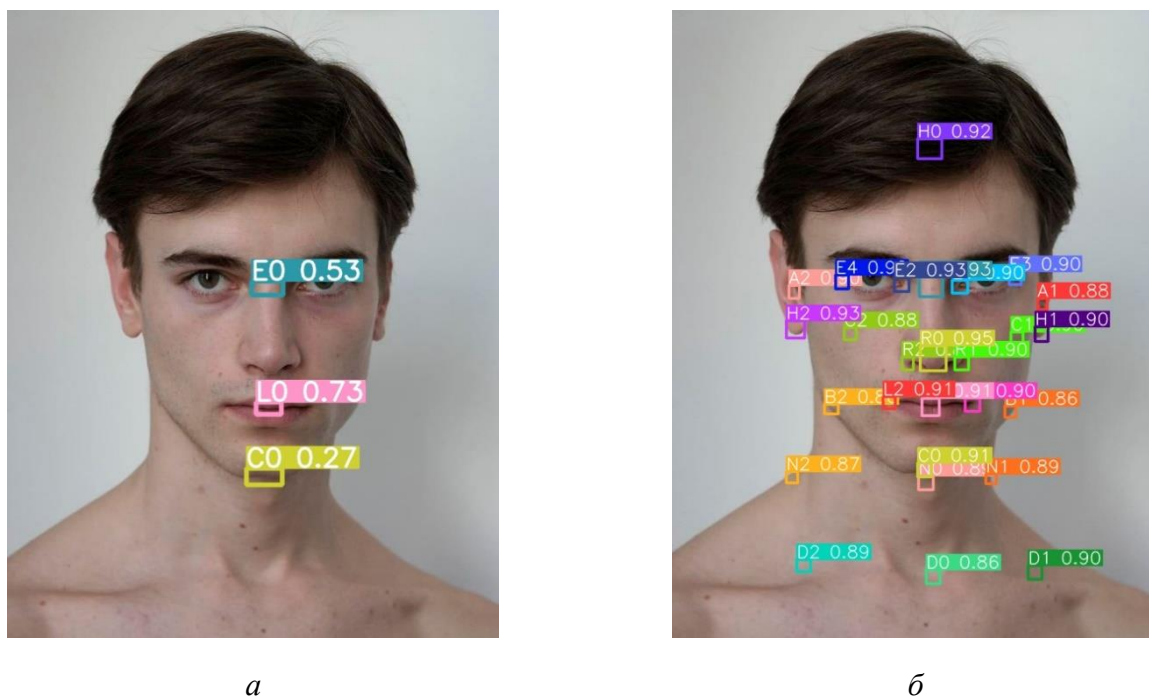


Рисунок 25 – Результат работы обученной нейронной сети: *а* – 10 эпох; *б* – 1200 эпох

Методы распознавания изображений делятся на две большие группы [1]: методы на основе обнаружения признаков и методы обнаружения на основе статистических моделей. Первая группа методов как правило применяется для идентификации в реальном времени и имеет свои особенности. Вторая группа методов подразумевает обработку преимущественно статичных объектов на фоне обучения на большом количестве данных. Такие методы являются более надежными и предпочтительны к применению в данном исследовании.

Для глубокого обучения были использованы популярные наборы инструментов, библиотек и средств разработки с открытым исходным кодом, такие как *Keras*, *YOLO*, *TensorFlow*, предназначенные для распознавания изображений и обнаружения на них объектов [1, 34, 55, 71]. К преимуществам *TensorFlow*, *Keras* относится возможность запуска на большом количестве устройств. Архитектура *YOLO* отлично подходит для распознавания объектов в видео [26, 34] и является наилучшим вариантом для обнаружения и распознавания образов (в том числе в реальном времени), так как отличается высокой скоростью и точностью обнаружения объектов, поддерживается на многих операционных системах и платформах, в том числе на *Android* и *Raspberry Pi*.

Создание собственной нейросетевой модели

Для создания собственной модели алгоритма компьютерного зрения, направленной на поиск реперных точек, использовалась предобученная модель с последующим дообучением на выбранном наборе данных на базе архитектуры *YOLO*.

Процесс создания модели включал несколько этапов:

1. Сбор и подготовка данных для обучения собственной модели. Данные представляют собой набор из 1500 различных фотографий анфас, на которых изображены представители разного пола, возраста.
2. Выбор архитектуры. В качестве архитектуры нейронной сети выбрана *YOLO 8*. Наибольшим преимуществом *YOLO* над другими архитектурами является скорость. Модели обнаружения семейства *YOLO* (одноэтапные) исключительно быстры и намного превосходят *R-CNN* (двухэтапные) и другие модели [158], что позволяет добиться обнаружения объектов в режиме реального времени.
3. Обучение модели. Обучение модели производилось на 1000 сгруппированных фотографиях из набора собранных данных с размеченными областями нахождения интересующих реперных точек.
5. Оценка и тестирование модели. Тестирование производилось на 500 фотографиях из набора собранных данных и не включенных в группу обучения. Для оценки качества модели использовались различные метрики.

6. Настройка гиперпараметров. Выполнена настройка свойств, управляющих общей архитектурой и настройкой модели, а не непосредственно значением весов или смещений на уровне нейронов. Они устанавливаются до начала обучения и в то же время влияют на процесс обучения. Для достижения лучшей производительности, повышения точности и эффективности модели, в процессе обучения выбраны следующие значения гиперпараметров:

а. Скорость обучения – параметр, который определяет величину изменения весовой матрицы во время обратного распространения ошибки. Он задает величину, на которую градиент должен быть умножен при обновлении весов. Выбор скорости подбирается исходя из сложности задачи и в данном случае оптимальное значение равно 0,001.

б. Момент – параметр, который позволяет модели преодолевать локальные минимумы и перемещаться быстрее к глобальному минимуму. Момент добавляет предыдущее изменение весовой матрицы в текущее изменение. Таким образом ускорение процесса обучения зависит от момента. Значение этого параметра также зависит от задачи и в данном случае равняется 0,9.

в. Размер батча отвечает за автоматическую классификацию данных и определяет количество примеров, передаваемых в модель для обновления весов на каждой итерации. Большие размеры батча могут ускорить процесс обучения, однако, могут занимать больше ресурсов, потому что большое количество данных передается по сети, а также большой размер батча может увеличить шанс на переобучение. В задаче определения реперных точек использовалась малая выборка и ручная классификация изображений, поэтому размер батча равняется 1.

г. Количество эпох обучения – количество полных проходов через обучающую выборку данных при обучении модели. Большее количество эпох может привести к лучшей точности модели, но также может привести к переобучению. С другой стороны, меньшее количество эпох может привести к недостаточной обученной модели. Оптимальное количество эпох подбиралось экспериментально, путем анализа выходных метрик, начиная от 10 до 1200.

д. Размер входного изображения определяется количеством пикселей изображения по горизонтальной и вертикальной осям и оказывает влияние на точность модели. Если размер изображения слишком большой, то могут возникнуть проблемы с производительностью и временем обучения модели. Оптимальный размер входных данных был определен экспериментально путем постепенного увеличения размера изображения с 640x640 до 1280x1280 и отслеживания влияния на точность модели.

е. Функция активации представляет собой нелинейную функцию, которая применяется к результату линейной операции весов и входных данных каждого нейрона. Функция активации определяет выходное значение нейрона и, таким образом, вносит нелинейность в нейронную сеть. Сигмоидная функция активации часто используется в нейронных сетях для задач бинарной классификации, принимает значение от 0 до 1 и определяется формулой (где x – весовой коэффициент):

$$\sigma(x) = \frac{1}{1+e^x}, \quad (1)$$

Если значение сигмоидной функции близко к 1, то вероятность того, что входное значение относится к классу 1, высока. Если значение близко к 0, то вероятность того, что входное значение относится к классу 1, низкая.

Все перечисленные гиперпараметры влияют на процесс обучения и определяют, как быстро и эффективно модель сможет сходиться к минимуму функции потерь и избежать переобучения.

В ходе идентификации обученный алгоритм делит изображения на квадратную сетку. Для каждой ячейки нейронной сети выводятся вероятности определяемого класса. Каждая ячейка сетки отвечает за обнаружение центра объекта внутри ячейки и может предсказать фиксированное количество ограничивающих рамок со значением достоверности (уверенности). Каждая ограничивающая рамка включает в себя 5 значений: координата центра по оси абсцисс, координата центра по оси ординат, высота рамки, ширина рамки и значение достоверности. Ячейки, имеющие вероятность класса выше порогового

значения, выбираются и используются для определения местоположения объекта на изображении.

Выборка

Для обучения нейронной сети в задачах распознавания характеристик лица и спины, в каждом случае использовалась малая выборка из 1000 размеченных фотографий, находящихся в открытом доступе, на которых изображен исследуемый объект анфас. Рассматривались только взрослые (18+) представители европеоидной расы. Разметка фотографий производилась с помощью инструмента графического анализа изображений *labelimg*1.8.6, в котором в режиме графического интерфейса вручную отмечались области нахождения (классы определения) реперных точек.

Все фотографии были разделены на 5 групп, принадлежность к которым могла быть явно определена исходя из визуальных или количественных критериев (Таблица 3).

Таблица 3 – Группы выборки

Признак	Название	Критерий	Число	Название	Критерий	Число
Гендер	мужчины		750	женщины		750
Возраст	дети, зрелые	<18, 18-60	920	пожилые	61+	580
Телосложение	худые и нормальные	ИМТ $\leq$ 25	1140	полные	ИМТ>25	360
Пропорции	пропорциона льная форма	по соотношен ию ширины	815	не пропорциональ ная форма	по соотноше нию ширины	685
Нарушения	есть		1290	нет		210

Учет цветовых показателей кожи

Цвет кожи у разных рас может отличаться по интенсивности и оттенку, что оказывает влияние на результат обработки фотографии нейронной сетью. Европеоидная раса имеет светло-розовый или бледно-желтый оттенок кожи, монголоидная раса – желтый или оливковый, а негроидная раса – темно-коричневый или черный. Процент содержания палитры красного, зеленого и синего в цвете кожи зависит от многих факторов, включая эффект солнечного света, окружающей среды и пигментации кожи. Общие процентные соотношения для европеоидной, монголоидной и негроидной рас не могут быть точно определены, так как каждый человек имеет уникальную пигментацию кожи. Однако можно сказать, что у европеоидной расы содержание красного и зеленого цветов преобладает, у монголоидной – зеленого и желтого, а у негроидной – синего и зеленого.

На данном этапе разработки программного продукта, группирование по цветовому оттенку не производится, рассматриваются только светлокожие, в дальнейшем, с учетом описанных особенностей идентификации, алгоритм будет доработан.

Пол

Все имеющиеся данные разделяются на 2 большие группы, сформированные по гендерному признаку: мужчины и женщины. Представители групп, как правило имеют следующие отличительные особенности, оказывающие влияние на поиск реперных точек: расположение, и толщина волосяного покрова, пространственные размеры, геометрия, рельеф наличие макияжа и украшений.

Возраст

В качестве еще одного параметра для разбиения на группы являлся возраст, с учетом которого в разные наборы данных попали дети (до 18 лет), люди зрелого (~18-60) и пожилого (60+) возраста, которые как правило имели визуальные различия в расположении точек, определяющихся по свето-теновому переходу, и наклону линий. Как правило, в группах наблюдались различия в цвете кожи, волосяном покрове, наличии и выраженности кожных складок [100]. В дальнейшем

планируется применение разработанного алгоритма к задаче идентификации морщин.

Телосложение

Немалую роль на поиск точек оказывает совокупность морфологических особенностей организма, количественно определяемых по ИМТ. ИМТ является широко-используемым числом, определяющим соотношение между весом человека и его ростом. Исходя из значения ИМТ все данные были разделены на подгруппы: худые ($\text{ИМТ} < 25$) и полные ($\text{ИМТ} > 25$): $\text{ИМТ} = \text{масса (кг)} / \text{рост (м}^2\text{)}$.

Пропорции (форма лица и тип фигуры)

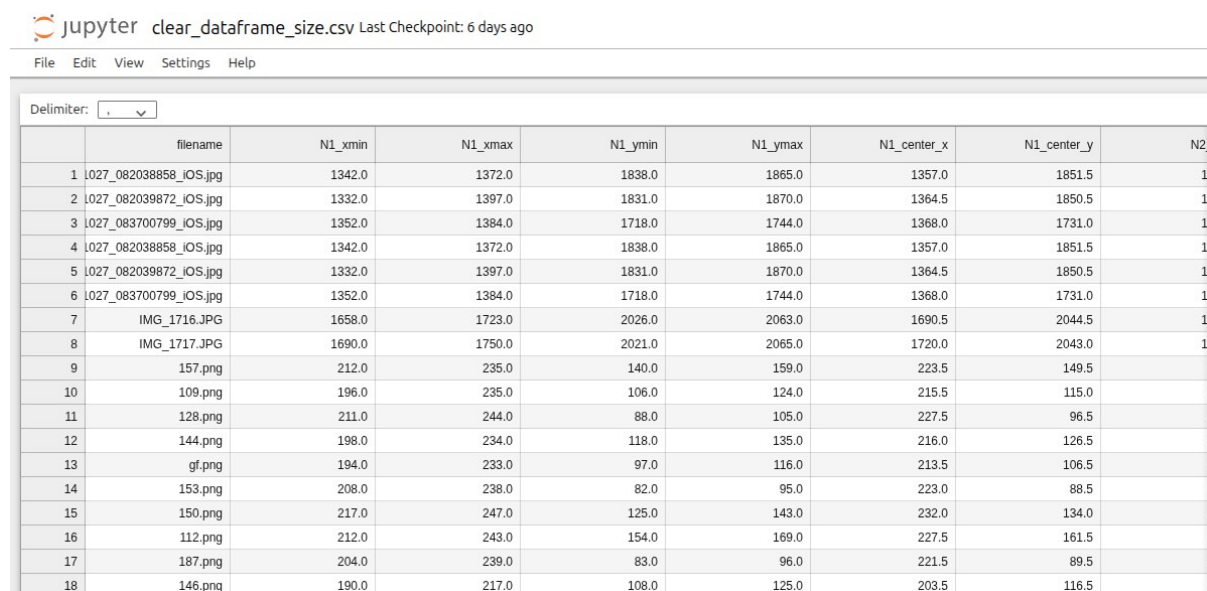
Еще одним фактором, влияющим на результат, была геометрия лица и спины. В случае анализа лица она определяется исходя из соотношения длины (по линии глаз A_1, A_2) и ширины лица (по точкам N_0, H_0). Если длина примерно равна ширине, то такую форму принято называть круглой или квадратной, если соотношение длины и ширины больше, чем 1,6, то форма лица может быть удлинённой, прямоугольной, овальной, треугольной, ромбовидной, трапецевидной (нужно анализировать дополнительно ширину по точкам B_1 и B_2): $\text{Форма} = \text{Длина (см)} / \text{Ширина (см)}$. В случае анализа спины, исходя из размеров груди, талии и бедер оценивался тип фигуры.

Наличие визуально наблюдаемых нарушений и несъёмных конструкций (челюстно-лицевых аномалий)

Нельзя не отметить, что на некоторых фотографиях присутствовали татуировки, несъёмные конструкции, таких как протез глаз, шрамами или другими нарушения, такие как заячья губа, прогнатия, сутулость и т. п. Перечисленные факторы оказывали значительное влияние на результат и были учтены в отдельную группу, которая была разделена на неравнозначные подгруппы согласно наличию или отсутствию перечисленных факторов.

3.3.5. Разработка нейронной сети для поиска реперных точек спины

Собрав необходимый объем данных, был сформирован дата сет для обучения нейронной сети Рисунок 26 – реперные точки, идентифицируемые на поверхности трехмерной модели тела человека при помощи *ScolView*®.



	filename	N1_xmin	N1_xmax	N1_ymin	N1_ymax	N1_center_x	N1_center_y	N2
1	1027_082038858_IOS.jpg	1342.0	1372.0	1838.0	1865.0	1357.0	1851.5	15
2	1027_082039872_IOS.jpg	1332.0	1397.0	1831.0	1870.0	1364.5	1850.5	15
3	1027_083700799_IOS.jpg	1352.0	1384.0	1718.0	1744.0	1368.0	1731.0	15
4	1027_082038858_IOS.jpg	1342.0	1372.0	1838.0	1865.0	1357.0	1851.5	15
5	1027_082039872_IOS.jpg	1332.0	1397.0	1831.0	1870.0	1364.5	1850.5	15
6	1027_083700799_IOS.jpg	1352.0	1384.0	1718.0	1744.0	1368.0	1731.0	15
7	IMG_1716.JPG	1658.0	1723.0	2026.0	2063.0	1690.5	2044.5	15
8	IMG_1717.JPG	1690.0	1750.0	2021.0	2065.0	1720.0	2043.0	15
9	157.png	212.0	235.0	140.0	159.0	223.5	149.5	15
10	109.png	196.0	235.0	106.0	124.0	215.5	115.0	15
11	128.png	211.0	244.0	88.0	105.0	227.5	96.5	15
12	144.png	198.0	234.0	118.0	135.0	216.0	126.5	15
13	gf.png	194.0	233.0	97.0	116.0	213.5	106.5	15
14	153.png	208.0	238.0	82.0	95.0	223.0	88.5	15
15	150.png	217.0	247.0	125.0	143.0	232.0	134.0	15
16	112.png	212.0	243.0	154.0	169.0	227.5	161.5	15
17	187.png	204.0	239.0	83.0	96.0	221.5	89.5	15
18	146.png	190.0	217.0	108.0	125.0	203.5	116.5	15

Рисунок 26 – Собранный датасет *clear_dataframe_size.scv*

В датасете *clear_dataframe_size.csv* отображена таблица данных, которая отображает зависимость фото и координаты (x_1 , y_1 , x_2 , y_2) для каждой *anchor boxes* (*bounding box*) – размеченных точек N_1 , N_2 и так далее.

heatmap_dataset.csv – таблица данных отображает зависимость фото, стек данных по фото, (координаты рамки точки, центр точки, размер по x , y), количество точек на каждой картинке N_1 , N_2 и коэффициент масштабирования для нормализации размера фото и приведения к одному размеру для того, чтобы выборка фото, которая имелась, была одного размера для обучения (Рисунок 27).

Jupyter heatmap_dataset.csv Last Checkpoint: 8 days ago

File Edit View Settings Help

Delimiter: ,

	filename	image_path	heatmap_stack_path	num_points	scale_x	scale_y
1	027_082038858_iOS.jpg	027_082038858_iOS.jpg	_082038858_iOS.jpg.npy	16	0.05291005291005291	0.02976190476190476
2	027_082039872_iOS.jpg	027_082039872_iOS.jpg	_082039872_iOS.jpg.npy	16	0.05291005291005291	0.02976190476190476
3	027_083700799_iOS.jpg	027_083700799_iOS.jpg	_083700799_iOS.jpg.npy	16	0.05291005291005291	0.02976190476190476
4	027_082038858_iOS.jpg	027_082038858_iOS.jpg	_082038858_iOS.jpg.npy	16	0.05291005291005291	0.02976190476190476
5	027_082039872_iOS.jpg	027_082039872_iOS.jpg	_082039872_iOS.jpg.npy	16	0.05291005291005291	0.02976190476190476
6	027_083700799_iOS.jpg	027_083700799_iOS.jpg	_083700799_iOS.jpg.npy	16	0.05291005291005291	0.02976190476190476
7	IMG_1716.JPG	images/IMG_1716.JPG	stack_IMG_1716.JPG.npy	16	0.046296296296296294	0.023148148148148147
8	IMG_1717.JPG	images/IMG_1717.JPG	stack_IMG_1717.JPG.npy	16	0.046296296296296294	0.023148148148148147
9	157.png	images/157.png	itmap_stack_157.png.npy	16	0.3333333333333333	0.1875
10	109.png	images/109.png	itmap_stack_109.png.npy	16	0.2962962962962963	0.16666666666666666
11	128.png	images/128.png	itmap_stack_128.png.npy	16	0.2962962962962963	0.16666666666666666
12	144.png	images/144.png	itmap_stack_144.png.npy	16	0.3333333333333333	0.1875
13	gf.png	images/gf.png	eatmap_stack_gf.png.npy	16	0.2962962962962963	0.16666666666666666
14	153.png	images/153.png	itmap_stack_153.png.npy	16	0.3333333333333333	0.1875
15	150.png	images/150.png	itmap_stack_150.png.npy	16	0.3333333333333333	0.1875
16	112.png	images/112.png	itmap_stack_112.png.npy	16	0.3333333333333333	0.1875
17	187.png	images/187.png	itmap_stack_187.png.npy	16	0.2962962962962963	0.16666666666666666
18	146.png	images/146.png	itmap_stack_146.png.npy	16	0.3333333333333333	0.1875

Рисунок 27 – Собранный датасет *heatmap_dataset.csv*

Mean_value_dataframe.csv — средняя зависимость класса точки ($N_1, N_2 \dots$) и размера по x, y у данной точки (Рисунок 28).

Jupyter mean_value_dataframe.csv Last Checkpoint: 8 days ago

File Edit View Settings Help

Delimiter: ,

	name	0
1	N1_x	28.517241379310345
2	N1_y	19.507389162561577
3	N2_x	29.857142857142858
4	N2_y	19.0
5	N_x	26.82758620689655
6	N_y	25.103448275862068
7	S1_x	30.157635467980295
8	S1_y	25.576354679802957
9	S2_x	30.34975369458128
10	S2_y	25.645320197044335
11	A1_x	29.571428571428573
12	A1_y	24.561576354679804
13	A2_x	23.807881773399014
14	A2_y	32.01970443349754
15	C_x	34.41871921182266
16	C_y	28.56650246305419
17	C1_x	26.51231527093596
18	C1_y	32.18226600985221

Рисунок 28 – Собранный датасет *mean_value_dataframe.csv*

В датасете *value_dataframe_size.csv* приведена таблица данных, которая отображает зависимость фото и *anchor boxes (bounding box)* — размеры контуров размеченных точек $N1 (x1, y1), N2 (x1, y1)$ и так далее (Рисунок 29).

Jupyter value_dataframe.csv Last Checkpoint: 8 days ago

File Edit View Settings Help

Delimiter: ,

	filename	N1_x	N1_y	N2_x	N2_y	N_x	N_y
1	.027_082038858_iOS.jpg	30	27	49	32	52	31
2	.027_082039872_iOS.jpg	65	39	41	35	58	42
3	.027_083700799_iOS.jpg	32	26	44	26	60	33
4	.027_082038858_iOS.jpg	30	27	49	32	52	31
5	.027_082039872_iOS.jpg	65	39	41	35	58	42
6	.027_083700799_iOS.jpg	32	26	44	26	60	33
7	IMG_1716.JPG	65	37	46	44	90	36
8	IMG_1717.JPG	60	44	81	58	108	62
9	157.png	23	19	34	18	18	24
10	109.png	39	18	36	17	22	29
11	128.png	33	17	32	18	19	33
12	144.png	36	17	36	24	29	36
13	gt.png	39	19	40	25	24	22
14	153.png	30	13	41	26	29	27
15	150.png	30	18	23	16	18	21
16	112.png	31	15	32	21	24	33
17	187.png	35	13	31	18	33	23
18	146.png	27	17	30	14	21	39

Рисунок 29 – Собранный датасет *value_dataframe_size.csv*

На Рисунок 30 приведены примеры размеченных фото.

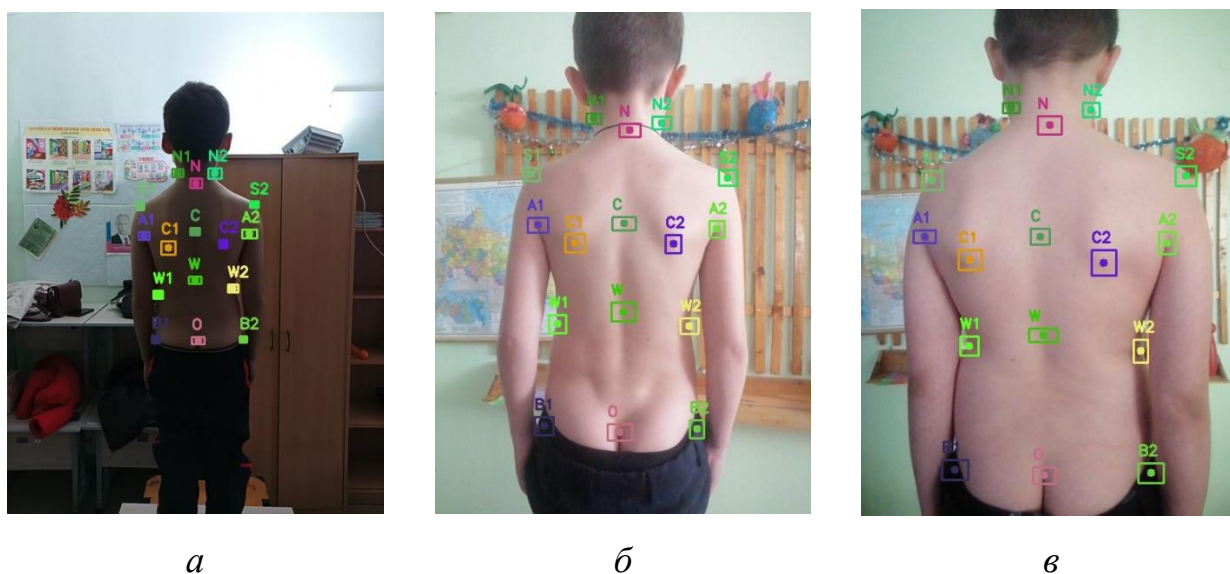
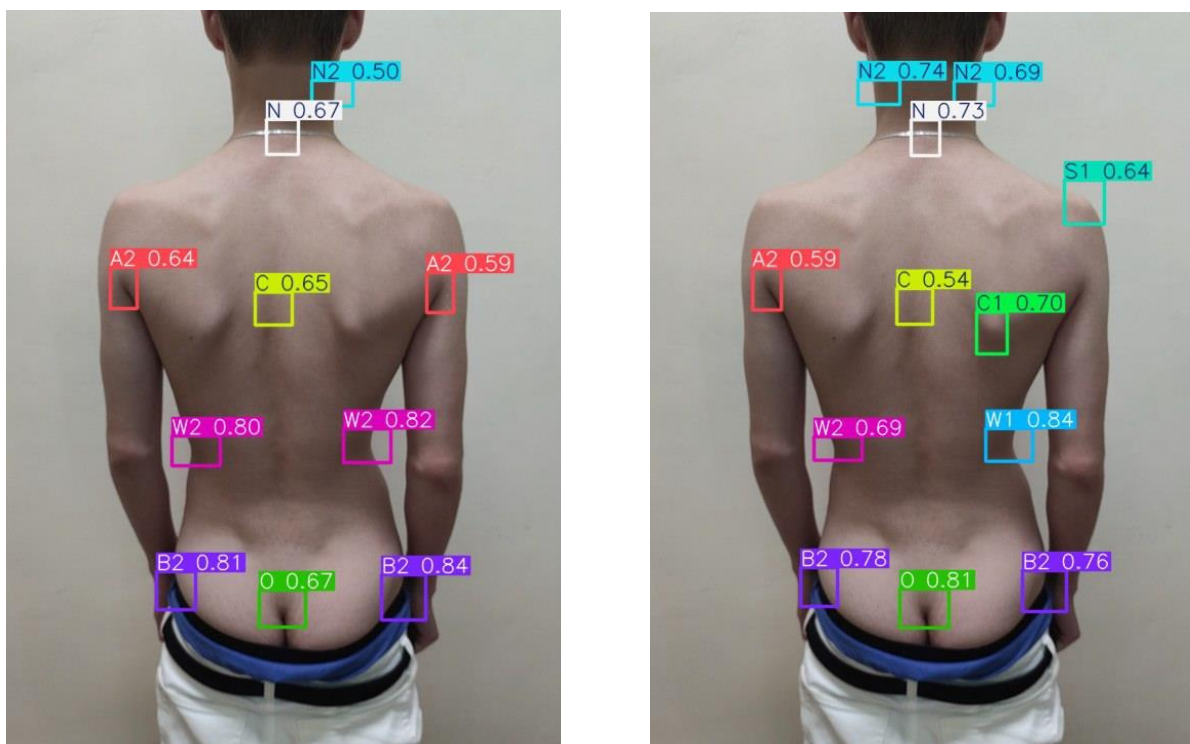


Рисунок 30 – Примеры размеченных датасетов

Полученные данные после обучения на 300 эпохах приведены на Рисунок 31.



а

б

Рисунок 31 – Примеры данных после обучения на 300 эпохах

Используемые гиперпараметры приведены ниже:

1. *epochs*=300.
2. *imgsz*=880.
3. *batch*=8.
4. *device*='cuda'.

Аугментации:

1. *hsv_h*=0.015, # Изменение оттенка (*hue*) для цветовой аугментации.
2. *hsv_s*=0.7, # Изменение насыщенности (*saturation*).
3. *hsv_v*=0.4, # Изменение яркости (*value*).
4. *degrees*=10.0, # Поворот изображения.
5. *translate*=0.1, # Сдвиг изображения по горизонтали/вертикали.
6. *scale*=0.5, # Масштабирование (увеличение/уменьшение).
7. *shear*=2.0, # Искажение (*shear*).
8. *perspective*=0.0001, # Перспективное искажение.
9. *mixup*=0.2, # *MixUp* аугментация (смешивание изображений).

Дополнительные гиперпараметры:

1. *lr0*=0.01, # Начальная скорость обучения.
2. *lrf*=0.01, # Финальная скорость обучения (для *scheduler*).
3. *momentum*=0.937, # Момент для оптимизатора.
4. *weight_decay*=0.0005, # L2-регуляризация
5. *warmup_epochs*=3.0, # Период разогрева обучения.

3.4. Анализ уникальных признаков трехмерного изображения методами математического анализа, основанного на закономерностях предметной области

3.4.1. Математический анализ точек спины

После того, как получены значения всех уникальных признаков выбранного объекта проводятся расчеты параметров, благодаря которым можно оценить исследуемый объект.

Рассчитывается суммарная длина позвоночника с использованием внутренних функций через Эвклидово расстояние в трехмерном пространстве: *calcBackboneLengths*, *pointsDistance3D*. Отклонения позвоночника от нормы анализируется функциями: *calcBacboneBySegments*, *calcBacboneBySegments_getN0Hit*, *angle_pointTop*. Углы наклона бедер, талии, лопаток, подмышек, плеч и 7-го позвонка рассчитываются с помощью функций: *calcHorisontalsAngles*, *angle_point*. Из всех реперных точек формируются множество треугольников, для каждого из которых рассчитывается: Площадь (формула Герона), Углы (углы между векторами), Длины сторон с использованием функций *backboneAsymmetry*, *calcTriangelsRelations*, *getTriangelsMeta*, *Triangel*. Отклонения треугольников агрегируются по зонам тела (всего 7 зон), каждая зона получает средний показатель отклонения по функции *calcZoneByTriangle*. Цвета варьируются от зеленого (норма) до красного (аномалия), вычисляется процент отклонения и соответствующий цвет (*drawZonesAreas*, *drawGradientScale*, *zoneScales*, *getGradientColorValueOnLine*).

3.4.2. Анализ точек позвоночного столба

В качестве результата функционирования программного обеспечения *ScolView*® получена трехмерная модель позвоночника, соответствующая кривой, проходящей через точки N_0 и O , где точка N_0 соответствует геометрическому центру шейного отдела позвоночника, а точка O – центру копчика. На спине данные точки расположены по центру задней поверхности шеи и в области вершины межягодичной складки. Кривая N_0 и O (Рисунок 32) является предметом данного исследования.

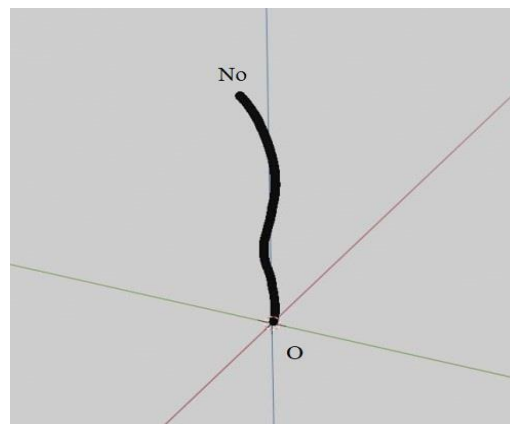


Рисунок 32 – Изображение кривой N_0O в пространстве

С позиции трехмерного моделирования кривая N_0O представляет собой набор точек (юнитов с известными координатами в трех плоскостях), последовательно объединенных в один объект в трехмерном пространстве. Пространственная кривая позиционирована относительно трех плоскостей по результатам обработки данных инерционных датчиков во время выполнения серии снимков и «фронтального» снимка таким образом, что точка O находится в начале осей координат.

Прикладное значение в клинической диагностике деформаций позвоночника имеет соответствие набора точек (юнитов) каждому конкретному позвонку. С этой целью был разработан алгоритм, преобразующий юниты в координаты проекции вершин остистых отростков отдельных позвонков – самых дальних точек на горизонтальной проекции позвонков на примере сравнения положения юнитов

кривой N_0O на трехмерном объекте и аналогичном горизонтальном срезе по результатам КТ на одном и том же уровне (Рисунок 33).



Рисунок 33 – Положение юнитов кривой N_0O в сравнении с аналогичным видом КТ:

a – результаты компьютерной рентгеновской томографии на уровне 127/320 с шагом 3 мм;

б – Горизонтальный срез трехмерного объекта, полученного в результате функционирования *ScolView*®

Полученная трехмерная кривая N_0O при сравнении с данными КТ говорит о том, что разработанный алгоритм верно определяет положение позвоночника и его составляющих – позвонков в пространстве.

Изменение системы координат

После получения трехмерной модели позвоночника был проведена коррекция расположения плоскостей. Необходимость этого связана с тем, что в ходе проведения экспериментов, направленных на получение трехмерной модели позвоночного столба, ни в одной из полученных моделей точка N_0 не находилась на прямой, соответствующей перпендикуляру, опущенному из точки O на горизонтальную плоскость. Ввиду этого расположение плоскостей было изменено таким образом, чтобы отрезок N_0O лежал на оси y . Для этого были выполнены следующие действия:

Репозиция начала отсчета системы координат на вектор $\underline{v}_O^T = (z_O, x_O, y_O)$, где: $\underline{v}_O^T$ – вектор перемещения начала системы координат; x_O, y_O, z_O – координата точки O .

1. Изменение системы координат – приведение точки N_0 на y' , где y' – измененная ось y .

1.1. Изменение (первый поворот) вокруг оси x на угол α , где

$$\alpha = \arctg \frac{z(N_0)}{y(N_0)} = \arctg \frac{Z}{Y}, \quad (2)$$

где $Z = z(N_0)$ – проекция отрезка N_0O на ось z ;

$Y = y(N_0)$ – проекция отрезка N_0O на ось y .

При этом, по результатам такого поворота репозиционированные оси x' , y' и z' приобретут вид:

$$x' = x, \quad (3.1.)$$

$$y' = z \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha, \quad (3.2)$$

$$z' = z \cdot \cos \alpha - y \cdot \sin \alpha, \quad (3.3)$$

В результате матрица репозиции будет иметь вид:

$$A = \begin{bmatrix} \sin \alpha & 0 & \cos \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \cos \alpha & 0 & -\sin \alpha \end{bmatrix}, \quad (4)$$

где A – матрица поворота вокруг оси x .

1.2. Изменение (второй поворот) вокруг оси z на угол β :

$$\beta = \arctg \frac{x'(N_0)}{y'(N_0)} = \arctg \frac{X}{Z \cdot \sin \alpha + Y \cdot \cos \alpha}, \quad (5)$$

где $X = x(N_0)$ – проекция отрезка N_0O на ось x .

При этом, по результатам такого поворота дважды измененные оси x'' , y'' и z'' приобретут вид:

$$x = y' \cdot \sin \beta + x' \cdot \cos \beta, \quad (6.1)$$

$$y = y' \cdot \cos \beta - x' \cdot \sin \beta, \quad (6.2)$$

$$z = z, \quad (6.3)$$

В результате матрица репозиции будет иметь вид:

$$B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix}, \quad (7)$$

где B – матрица поворота вокруг оси z .

1.3. С учетом действий п.п. 1.1. и 1.2. дважды измененные оси x'' , y'' и z'' приобретут вид:

$$z = z \cdot \cos \alpha - y \cdot \sin \beta, \quad (8.1)$$

$$x=(z \cdot \sin \alpha+y \cdot \cos \alpha) \cdot \sin \beta+x \cdot \cos \beta, \quad (8.2)$$

$$y=(z \cdot \sin \alpha+y \cdot \cos \alpha) \cdot \cos \beta-x \cdot \sin \beta, \quad (8.3)$$

а матрица двойной репозиции будет иметь вид:

$$A \times B = \begin{bmatrix} \sin \alpha & 0 & \cos \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \cos \alpha & 0 & -\sin \alpha \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (9)$$

Общий вид действий п.п. 2.2.-2.3. представлен на Рисунке 34.

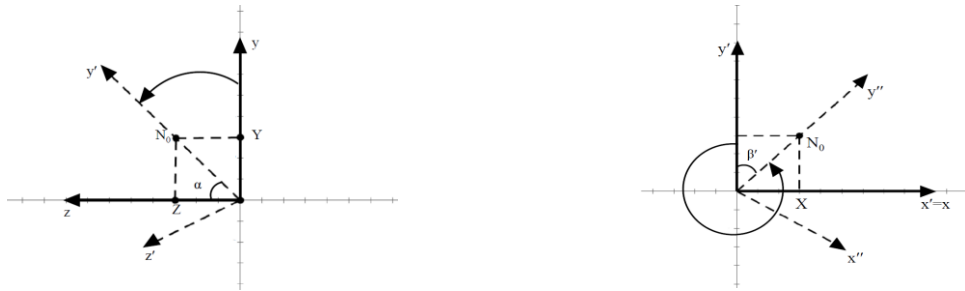


Рисунок 34 – Общий вид действий по последовательному (слева направо) изменению вокруг осей x и z

Результатом выполненных операций стала трехмерная модель кривой N_0O , представляющая собой спираль малой крутизны, пересекающей отрезок N_0O как минимум в двух точках (N_0 и O), при этом точка O одновременно являлась началом координат, а N_0 была расположена на оси y .

Стратификация линии позвоночника на сегменты

Для определения положения отдельных позвонков на кривой N_0O она была экстраполирована на идеализированную модель, отражающую топографию [102] позвонков относительно центральной линии позвоночника, соединяющей точки N_0 и O , и в норме, являющейся прямой в проекции на фронтальную плоскость. На Рисунок видно, что в идеальных условиях линия, проходящая через точки N_0 и O имеет нулевую кривизну в области всех грудных и поясничных (Рисунок 35, 2, 3), а также части шейных (Рисунок 35, 1) позвонков, а также крестца (Рисунок 35, 5).

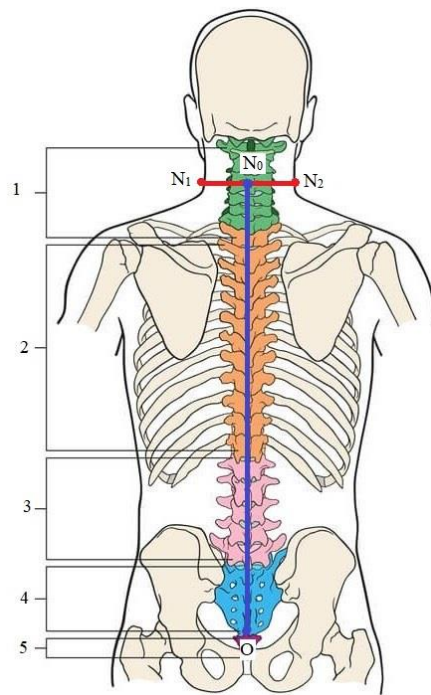


Рисунок 35 – Теоретическая проекция кривой N_0O позвоночника на контур позвоночника фронтальную плоскость в норме

Подобная топография кривой N_0O определяется особенностью идентификации точек N_0 и O . Согласно алгоритму программного инструмента *ScolView*® точка O определяется как вершина межъягодичной складки, которая топографически соответствует сочленению крестца и копчика [152], тогда как точка N_0 определяется как середина кривой N_1N_2 , представляющая собой линию пересечения горизонтальной плоскости с наиболее узкой частью трехмерной моделью тела в области шеи.

Представленная экстраполяция в целом не является моделью, позволяющей точно определить расположение отдельных позвонков по причине ряда допущений, связанных прежде всего с индивидуальными особенностями развития позвоночника, а именно наличием в популяции вариантов развития, среди которых наиболее часто встречаются такие состояния как переходный/добавочный шейно-грудной и пояснично-крестцовый позвонок, незаращение позвонков крестца и др. [136].

Наиболее актуальной проблемой идентификации позвонков в проекции кривой N_0O являются геометрические особенности отдельных позвонков [152],

поскольку каждый из позвонков характеризуется уникальными показателями высоты, угла наклона тел позвонков и их остистых отростков, чьи вершины формируют проекцию кривой N_0O даже в идеальных условиях нормы. Поэтому, рационально разделить кривую N_0O пропорциональные по протяженности сегменты, соответствующие тем или иным позвонкам.

Таким образом, для унификации подхода для достижения цели настоящего исследования, было принято решение о делении кривой N_0O на 17 равных сегментов (далее – V-сегмент), которые были обозначены как V_0-V_1 , V_1-V_2 , V_2-V_3 , V_3-V_4 , V_4-V_5 , V_5-V_6 , V_6-V_7 , V_7-V_8 , V_8-V_9 , V_9-V_{10} , $V_{10}-V_{11}$, $V_{11}-V_{12}$, $V_{12}-V_{13}$, $V_{13}-V_{14}$, $V_{14}-V_{15}$, $V_{15}-V_{16}$, $V_{16}-V_{17}$, где расположение точки V_0 совпадает с положением N_0 , а $O - V_{17}$ соответственно. Поэтому здесь и далее для унификации номенклатуры кривая N_0O будет рассматриваться, как ломаная N_0O , представленная последовательностью из семнадцати перечисленных сегментов.

Расчет ротации V-сегментов.

Для проведения последующих операций, направленных на оценку ротации отдельных позвонков в горизонтальной плоскости, были отложены перпендикуляры от $V_nV'_n$ (где $0 \leq n \leq 17$, а n – порядковый номер V-сегмента – в направлении оси X к отрезку N_0O (V_0V_{17})). Следует отметить, что в этом случае, длина перпендикуляров, отложенных от V_0 и V_{17} равна нулю, а точки V_0 и V_{17} совпадают с расположением N_0 и O соответственно (Рисунок 36).

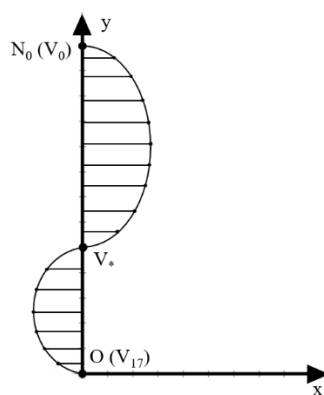


Рисунок 36 – Общий вид кривой N_0O после стратификации V-сегментов (вид во фронтальной плоскости xy)

После чего отложенные перпендикуляры $V_1 \dots 17 V'_1 \dots 17$ проецировались на горизонтальную плоскость, а от каждой из точек $V_1 \dots 17 V'_1 \dots 17$ в свою очередь были опущены перпендикуляры к оси z таким образом, что в результате данной операции получались 18 прямоугольных треугольников, у которых гипотенузой является проекция на горизонтальную плоскость отрезка $V_n V'_n$, одним из катетов – проекция отрезка $V_n V''_n$ (перпендикуляр, опущенный к оси z), а вторым катетом – отрезок $V'_n V''_n$ соответственно. Общий вид полученных треугольников представлен на Рисунке 37.

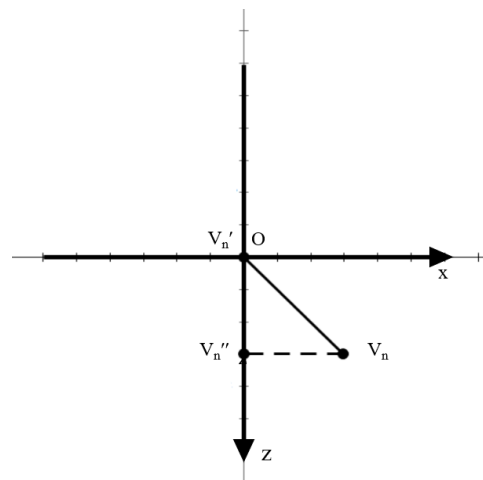


Рисунок 37 – Общий вид проекции отрезков $V_n V'_n$ на горизонтальную плоскость

Целевыми значениями в результате проецирования стали 17 углов $V''_n V'_n V_n$, треугольника, указывающие на соответствующую ротацию V -сегмента, а именно точек V_n и V_{n+1} , где V_n и V_{n+1} – точки начала и конца V -сегмента.

Соответственно, значение угла $V''_n V'_n V_n$ рассчитывались по формуле:

$$\angle V''_n V'_n V_n = \arctg \frac{V_n V''_n}{V'_n V''_n} \quad (10)$$

Как и ранее, следует заметить, что расположение точки V_0 совпадает с положением N_0 , а $O - V_{17}$ соответственно, поэтому значения катетов $V'_0 V''_0$ и $V_0 V''_0$; $V'_{17} V''_{17}$ и $V_{17} V''_{17}$, как и углов $V''_0 V'_0 V_0$ и $V''_{17} V'_{17} V_{17}$ равны нулю.

На первый взгляд, указанный способ расчета кажется верным в том случае, если протяженность катетов $V'_n V''_n$ и $V_n V''_n$ такова, что при расчете $\angle V''_n V'_n V_n$ оказывался в пределах значений, приближенных к реальности. Однако при

наступлении условий «критической непропорциональности» этих катетов, когда протяженность одного из них стремилась к нулю, а протяженность второго – к бесконечности, было принято условие, которое позволяло исключить из расчета отрезки $V_n V'_n$, значение длины которых не превышало 10% от максимальной длины.

Сепарация отношений V-сегментов к физиологическим изгибам позвоночника. Визуализация деформации позвоночника в горизонтальной плоскости

В ходе проведения испытаний разработанных алгоритмов оказалось, что действия, описанные на предыдущем этапе, требуют коррекции по причине того, что в качестве необходимого условия работы алгоритма было принято, что кривая N_0O пересекает одноименный отрезок как минимум в двух точках – N_0 и O соответственно. Однако известно, что в идеальных условиях кривая имеет как минимум еще одну точку пересечения кривой и отрезка N_0O , которая соответствует переходу кривой из проекции грудного кифоза – в проекцию поясничного лордоза соответственно [169]. Одновременно с этим, следует отметить, что эта точка далеко не всегда лежит в проекции межпозвонкового диска $Th_{XII}-L_1$, фактически не соответствуя ни порядковому значению и номенклатуре соответствующего отдела указанных позвонков [169], что кроме всего прочего может быть связано с нивелированием как таковых терминов «грудной кифоз» и «поясничный лордоз» в условии формирования протяженной (грудно-поясничной) сколиотической дуги [105].

Для разрешения этой задачи было принято решение разделить значения 18 углов $V''_n V'_n V_n$ на основании их положения относительно третьей точки (далее – On) пересечения кривой N_0O отрезка N_0O , которая теоретически являлась точкой перехода кривой N_0O из проекции грудного кифоза в проекцию поясничного лордоза. Таким образом, все углы $V''_n V'_n V_n$, лежащие выше по оси y On были поименованы η ($\eta_0 \dots \eta_n$), а ниже по оси y – θ ($\theta_{n+1} \dots \theta_{17}$).

Такое решение позволило разрешить ряд клинических задач:

1. Визуализировать топографическое отношение угла максимальной ротации по отношению к грудному кифозу и поясничному лордозу.

2. Применить разработанный алгоритм в клинических случаях, когда возникает ротация «на почве» выпрямления физиологических изгибов – при развитии нарушения осанки по типу «плоской»/«круглой» спины [104].

Для этого был разработан алгоритм визуализации полученных на этапе 3 данных в виде модифицированной круговой диаграммы (Рисунок 38) ротации позвонков.

На рисунке ниже (Рисунок 38, а) видно, что модифицированная круговая диаграмма ротации позвонков представляет собой круговую диаграмму, состоящую из четырех квадрантов, каждый из которых размечен значениями от -1° до -89° (в левых квадрантах) и от 1° до 89° (в правых квадрантах), при этом в верхних квадрантах откладываются совокупные значения длины отрезков $V_n V'_n$ и соответствующего угла θ , а в нижних – совокупные аналогичные значения $V_n V'_n$ и η .

Такая форма визуализации имеет следующее прикладное трактование. Модальность значения угла η и θ позволяет оценить направление ротации, так отрицательные значения указывают на левостороннюю ротацию, а положительные на правостороннюю. Размещение отрезков $V_n V'_n$ в верхних квадрантах позволяет отнести V -сегменты с соответствующим значением n к поясничному кифозу, тогда как положение отрезков $V_n V'_n$ в нижних квадрантах, позволяет идентифицировать V -сегмент с аналогичным значением n как принадлежащий к грудному кифозу.

Актуальность такого трактования более очевидна на Примере 2 (Рисунок 38, б). Так, судя по полученным данным длины $V_n V'_n$ и величины углов η на примере 2 видится очевидным наличие сколиоза, дуга которого направлена вправо, будучи протяженной, включает в себя как позвонки грудного и поясничного отделов на протяжении всех V -сегментов, при том, что объективное значение максимального угла ротации составило $37,4^\circ$ в V_{17} -сегменте, что полностью соответствует современной теории развития сколиоза, как патологического процесса, манифестирующего в каудальном отделе позвоночника [138].

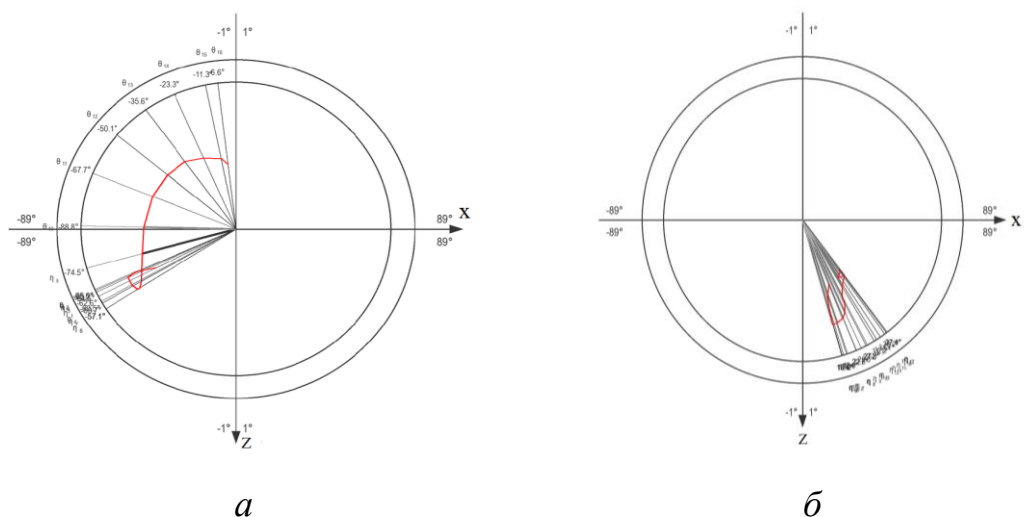


Рисунок 38 – Примеры общего вида модифицированной круговой диаграммы ротации позвонков (проекция на горизонтальную плоскость), где красным – проекция кривой N_0O ; черным – проекция отрезка $V_nV'_n$ с максимальным значением η ; серым – проекция отрезка $V_nV'_n$ с максимальным: *а* – пример 1; *б* – пример 2

3.4.3. Анализ уникальных признаков лица

Алгоритм опирается на расположение точек, определенных нейросетью, а затем переносит найденные точки на модель головы, созданную методами фотограмметрии на основе фотографий, сделанных с других ракурсов камерой мобильного устройства и при помощи специально-разработанных алгоритмов (Рисунок 39).

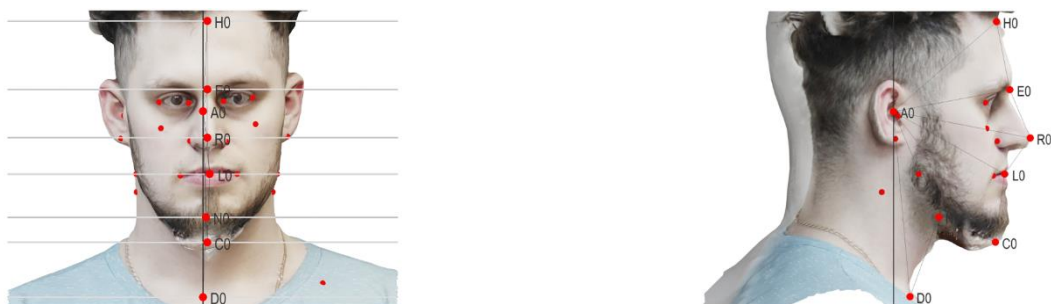


Рисунок 39 – Определение реперных точек на трехмерной модели

На основе полученных реперных точек на трехмерной модели, выполняя их проекцию на фронтальную и сагиттальную плоскости, можно построить треугольники, для которых посчитать значения углов в градусах, образуемые в

районе вершины точки A_0 (Таблица 4). При этом точка A_0 является серединой отрезка $A_1 A_2$.

Таблица 4 – Угловые показатели фактической сагиттальной поверхности

Вид сбоку		Вид спереди	
Обозначение	Значение угла °	Обозначение	Значение угла °
$\alpha (A_1, A_0, D_0)$	5.113	$\alpha (A_1, A_0, D_0)$	92.251
$\beta (D_0, A_0, N_0)$	18.038	$\beta (D_0, A_0, N_0)$	92.913
$\gamma (N_0, A_0, C_0)$	14.726	$\gamma (N_0, A_0, C_0)$	91.91
$\delta (C_0, A_0, L_0)$	22.645	$\delta (C_0, A_0, L_0)$	86.397
$\varepsilon (L_0, A_0, R_0)$	18.449	$\varepsilon (L_0, A_0, R_0)$	90.0
$\zeta (R_0, A_0, E_0)$	21.609	$\zeta (R_0, A_0, E_0)$	90.0
$\eta (E_0, A_0, H_0)$	30.562	$\eta (E_0, A_0, H_0)$	87.194

По абсолютным значениям отрезков, образованных одной гомо- и второй гетеролатеральной непарными точками можно произвести расчет архитектуры и гармонии лица (Таблица 5).

Таблица 5 – Абсолютные значения длины отрезков, образованных непарными точками

№ п/п		5	12	13	18	21	24	27
№ п/п	Буквенное обозначение	C_0	E_0	H_0	N_0	R_0	L_0	D_0
5	C_0	0.0						
12	E_0	20.89	0.0					
13	H_0	3.43	17.46	0.0				
18	N_0	30.22	9.33	26.79	0.0			
21	R_0	14.28	6.61	10.85	15.94	0.0		
24	L_0	9.34	11.56	5.91	20.89	4.95	0.0	
27	D_0	7.48.	28.36	10.9	37.69	21.75	16.81	0.0

Для анализа рельефа (Таблица 6) вычисляются следующие показатели: $K_S=100\% S_n/ S_{cn}$, $K_V=100\% V_n/ V_{cn}$, где n – порядковый номер региона, S – площадь, V – объем, Δ – разница между показателями K_S и K_V на фотографиях справа (S) и сбоку (D) соответственно.

Таблица 6 – Анализ рельефа

Номер региона	S	D	S	D	K_S	K_V
	K_S	K_S	K_V	K_V	Δ	Δ
1	0.99	1.01	15.34	0	0.01	15.34
2	0.2	0.2	13.43	0.0	0.0	13.43
3	0.76	0.78	75.91	0.0	0.03	75.91
4	3.76	4.14	1209.8	0.0	0.37	1209.8
5	1.66	1.7	98.92	0.0	0.03	98.92
6	1.08	1.1	95.21	0.0	0.02	95.21
7	2.05	2.31	173.09	0.0	0.26	173.09
8	1.65	2.51	1434.56	0.0	0.86	1434.56
9	0.67	0.78	34.68	0.0	0.11	34.68
10	2.02	2.53	1704.65	0.0	0.51	1704.65
11	28.97	38.5	23121.83	0.0	9.52	23121.83
12	0.82	0.92	51.17	0.0	0.1	51.17

На основе анализа реперных точек можно выполнить анализ рельефа и цветности, результаты которого могут указывать на возрастные изменения лица [55, 158]. Для модели был проведен косметологический анализ. По данным таблиц 4–6 построены графики, на которых по горизонтальной оси откладывалось ранжирование цвета от 0 до 100% в цветовой модели серого *RGB*. По вертикальной оси отражалась интенсивность. Таким образом пик диаграммы указывал на интенсивность морщины в рассматриваемой области (Рисунок 40):

1. Глазничная, подглазничная области: в равнобедренном прямоугольном треугольнике с вершиной в точке E_1 (E_2) и основанием, лежащим на прямой, проходящей через R_0 и E_0 (Рисунок 40, а).

2. Лицевая часть лобной области: в усеченном треугольнике $E_3E_4H_0$ (Рисунок 40, б, в).

3. Глазничная, подглазничная области (в нижней половине прямоугольника, разделенного поперек на равные квадраты отрезком E_1E_3 (E_2E_4)) (Рисунок 40, г, ж, з).

4. Поднососовая, верхнегубная, щечная области: в трапеции, образованной R_1B_1 и перпендикуляром, опущенным к прямой, проходящей через L_1L_0 (Рисунок 40, д).

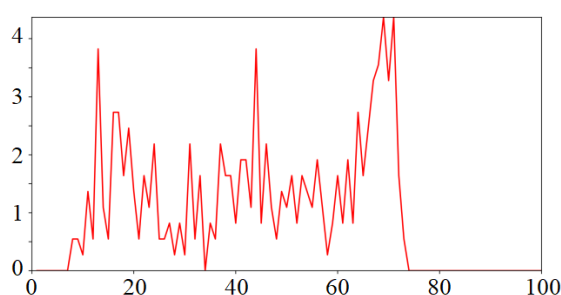
5. Глазничная и скуловая области: в квадрате с диагональю E_3A_1 (E_4A_2) (Рисунок 40, е).

6. Поднососовая, верхнегубная области: в трапеции R_1R_2 , L_1 , L_2 (Рисунок 40, и).

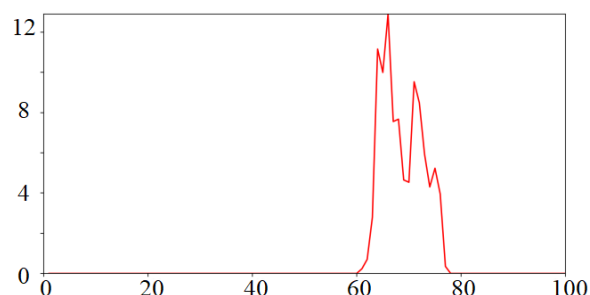
7. Подбородочная, щечная области: в треугольнике, образованном L_1 (L_2) точкой на середине L_1B_1 (L_2B_2) и точкой на пересечении L_1N_0 (L_2N_0) и B_1C_0 (B_2C_0) (Рисунок 40, к)

8. Подбородочная область: в треугольнике $L_1L_2C_0$ (Рисунок 40, л).

9. Область декольте: в пятиугольнике $D_1D_0N_1C_0N_0$ ($D_2D_0N_2C_0N_0$) (Рисунок 40, м).

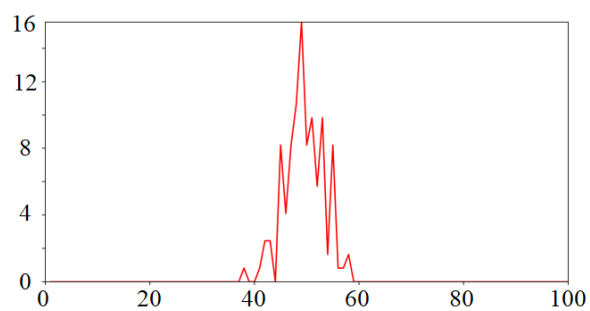


а

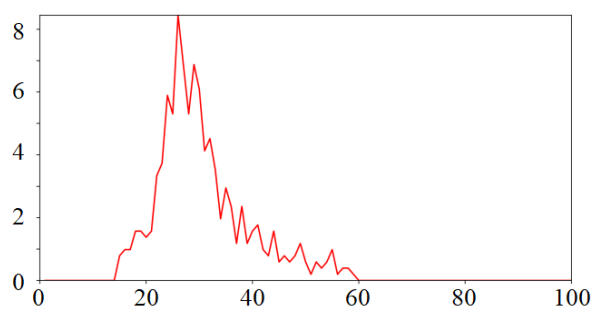


б

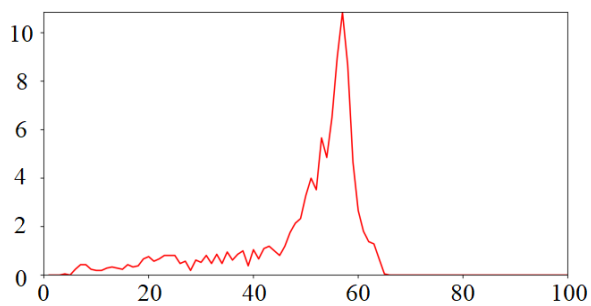
Рисунок 40 – Цветовой анализ возрастных изменений кожи: а – кроличьи морщины, б – лобные морщины, в – межбровные морщины, г – нососкуловая борозда, д – носогубная складка, е – гусиные лапки, ж – пальпекромаларная борозда, з – среднещечная борозда, и – кисетные морщины, к – марионетки, л – ментальная складка, м – кольца Венеры (лист 1 из 3)



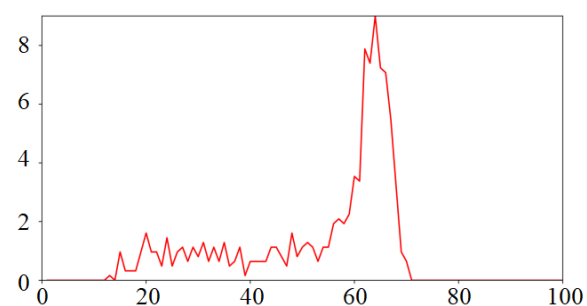
b



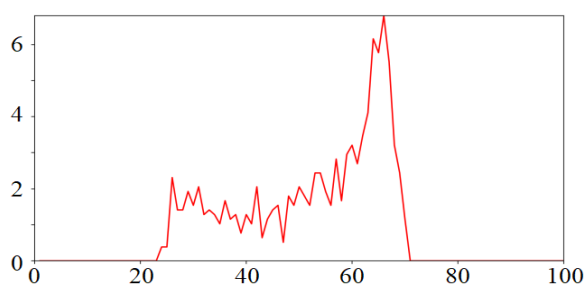
z



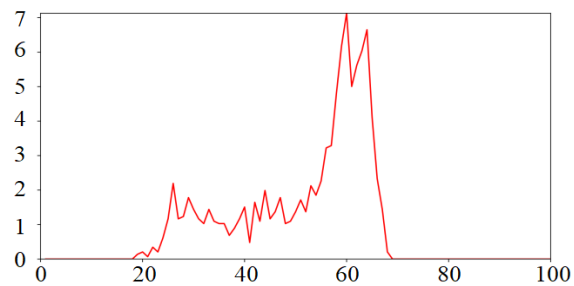
d



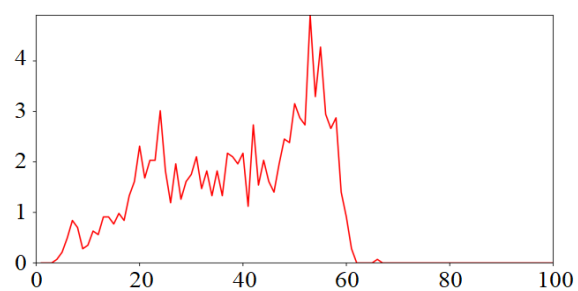
e



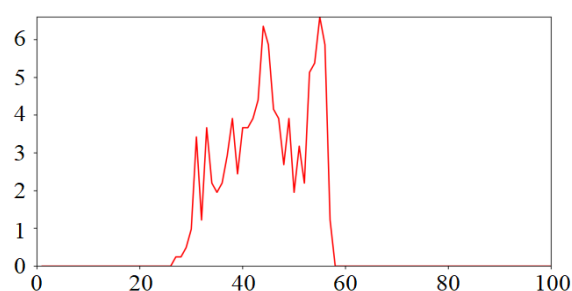
$ж$



$з$

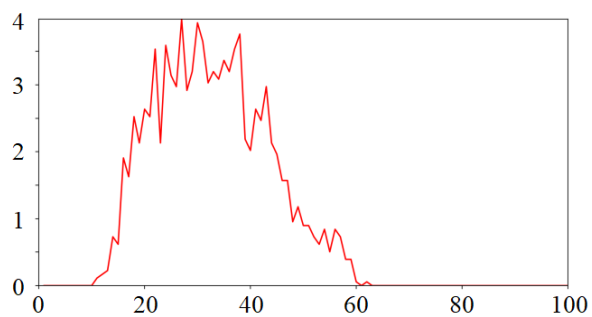


u

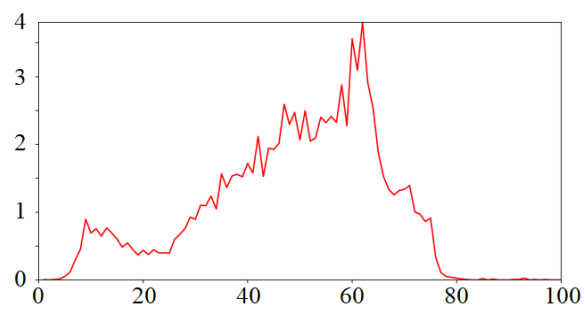


k

Рисунок 40 (лист 2 из 3)



l



m

Рисунок 40 (лист 3 из 3)

ГЛАВА 4. АПРОБАЦИЯ И ВНЕДРЕНИЕ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

4.1. Анализ результатов и сравнение предложенных методов

4.1.1. Сравнение программных средств фотограмметрической реконструкции

Современные тенденции в медицине заключаются в применении передовых цифровых технологий, предполагающих получение данных о состоянии здоровья человека и их дальнейший анализ [154]. Такие технологии затрагивают сразу несколько направлений развития науки и техники в целом. Ведущим направлением развития здравоохранения в России в последние десятилетия стала цифровизация [167], главным образом проявляющаяся в повсеместном внедрении цифровых технологий в лечебно-диагностический и профилактический процесс. Не менее значимый процесс эволюции отечественной медицины касается направления «интернета вещей» [147], заключающегося в развитии экосистем телемедицинских помощников вкупе с технологиями телемедицины [23]. Телемедицинские технологии предполагают оказание медицинских услуг на расстоянии при помощи информационных и коммуникационных решений. В свою очередь телемедицинские помощники представляют собой программные приложения и устройства, которые помогают пациентам контролировать свое здоровье и свои медицинские показатели, а также общаться с врачами и получать медицинскую помощь на удалении.

Перечисленные направления возникли на фоне развития глобальных технологий искусственного интеллекта [51], больших данных [92], компьютерного зрения [77]. Однако в то же время технологический прорыв в сфере здравоохранения гармонично аккомпанирует другому, более привычному в медицине принципу «не навреди» [109], который проявляется в минимизации тех неблагоприятных факторов лечебно-диагностического процесса, которые могут быть исключены из него, без снижения эффективности процессов лечения и

диагностики. Простым примером такого явления является поиск альтернативы [170] лучевому методу диагностики позвоночника, не связанного с причинением потенциального вреда здоровью человека. Основополагающим методом, пришедшем на замену рентгенографии стала муаровая топография [76], которая в процессе научно-технического прогресса, положила начало компьютерной оптической топографии (КомОТ, КОТ, ООО «МЕТОС», г. Новосибирск) [121] или растровой стереографии *DIERS* [24]. На протяжении последнего полувека эти методы демонстрировали свою точность и эффективность в сравнении с «золотым стандартом» диагностики деформаций позвоночника – рентгенографии [65, 149].

Методы компьютерной оптической топографии и растровой стереографии в медицине применяются к оценке поверхностей (глаза, спины и т. п.) с высокой точностью при помощи теневой решетки, наложенной на поверхность тела человека, и используются для диагностики и мониторинга различных заболеваний. Оба метода позволяют получить точные данные о форме поверхности, что может помочь врачам определить, какое лечение будет наиболее эффективным для каждого пациента. Одной из главных преимуществ перечисленных методов в сравнении с рентгенографией является их безопасность и неинвазивность. Они не требуют контакта с телом человека и не вызывают неприятных ощущений у пациента. Подробнее о развитии перечисленных методов можно прочитать в главе 2 данной работы.

Следующим логичным этапом являлось появление фотограмметрии, метода, связанного с обработкой изображений, на которых не были наложены «специальные» оптические эффекты (тень). Для обработки полученных нативных фотографий применяются фотограмметрические движки – специальное программное обеспечение, предназначенное для реконструкции 3D-моделей из 2D-изображений. Существует множество фотограмметрических движков, каждый из которых имеет свои преимущества и недостатки. Некоторые из них бесплатны, другие – платные. Одними из самых популярных на сегодняшний день ФМ движков являются *Metashape* и *Meshroom*. *Metashape*, ранее известный как *Agisoft PhotoScan*, является платным программным обеспечением, которое позволяет

создавать 3D-модели из фотографий с помощью автоматического выравнивания и сопоставления изображений. Он также включает в себя инструменты для выделения объектов на изображениях и создания текстур. *Metashape* [146] обладает дружелюбным интерфейсом и поддерживается всеми популярными операционными системами, такими как *Windows*, *Mac*, *Linux*. *Meshroom*, в отличие от него представляет собой бесплатный фотограмметрический движок с открытым исходным кодом и простым интерфейсом, созданный в *Autodesk*. *Meshroom* также использует алгоритмы компьютерного зрения для выравнивания, сопоставления и реконструкции 3D-моделей из фотографий. Помимо этого, *Meshroom* также включает в себя широкий выбор программных модулей (плагинов) для работы с 3D изображениями, дополняющих функционал основной программы, инструменты для удаления шума и объединения моделей. *Meshroom* на данный момент поддерживается только двумя операционными системами *Windows* и *Linux*.

Проведенные эксперименты, а также опыт других пользователей [15, 16] показывает что *Meshroom* выдает результат с меньшей точностью и использует для создания трехмерной модели только некоторые из полученных фотографий, в отличие от *Metashape*, что приводит к появлению дефектов и полостей на сгенерированной трехмерной модели. При этом среди других графических движков, таких как *VisualSFM*, *COLMAP*, *RealityCapture* и др., *Metashape* генерирует облако с наибольшим количеством точек, воссоздавая наиболее полную трехмерную модель с минимальным количеством шумов и возможностью ее масштабирования. Из достоинств *Meshroom*, в сравнении с *Metashape* можно выделить меньшее время, затрачиваемое на обработку фотографий, генерацию сетки и текстуры, создание трехмерной модели (Таблица 7).

Таблица 7 – Сравнительный анализ программ

Критерии сравнения	<i>Metashape</i>	<i>Meshroom</i>
Количество фотографий	79	79
Время на обработку фотографии и создание сетки	0:6:37	0:4:25
Время на создание облака точек	1: 33:18	–
Время на создание трехмерной модели	0:19:41	0:12:30
Время на генерацию текстуры	0:7:33	0:8:00
Количество точек	931.933	1.071.916
Число полигонов	1.861.539	2.142.546
Размер поверхности в пикселях	4096 x 4096	4096 x 4096
Среднеквадратическая ошибка в мм	0.284	0.288
Уровень детализации	высокий	высокий
Качество полученной модели	высокое	высокое

При визуальном наблюдении моделей головы в графической среде *Blender*, полученных при помощи *Meshroom* и *Metashape* (Рисунок 41) видна разница в детализации и сглаживании поверхности исследуемых объектов, которая оказывает существенное влияние на дальнейший поиск реперных точек. В моделях *Metashape* границы глаз, ушей, носа, губ выражены сильнее чем в *Meshroom*.



Рисунок 41 – Сравнение моделей, полученных в *Meshroom* (а, б слева) и *Metashape* (а, б справа) с разных ракурсов

При качественной оценке завершенных текстурированных моделей (Рисунок 42) также наблюдается меньшее количество шумов, большая резкость и четкость при переходе цветовых границ у модели, полученной с помощью *Metashape* по сравнению с моделью *Meshroom*.

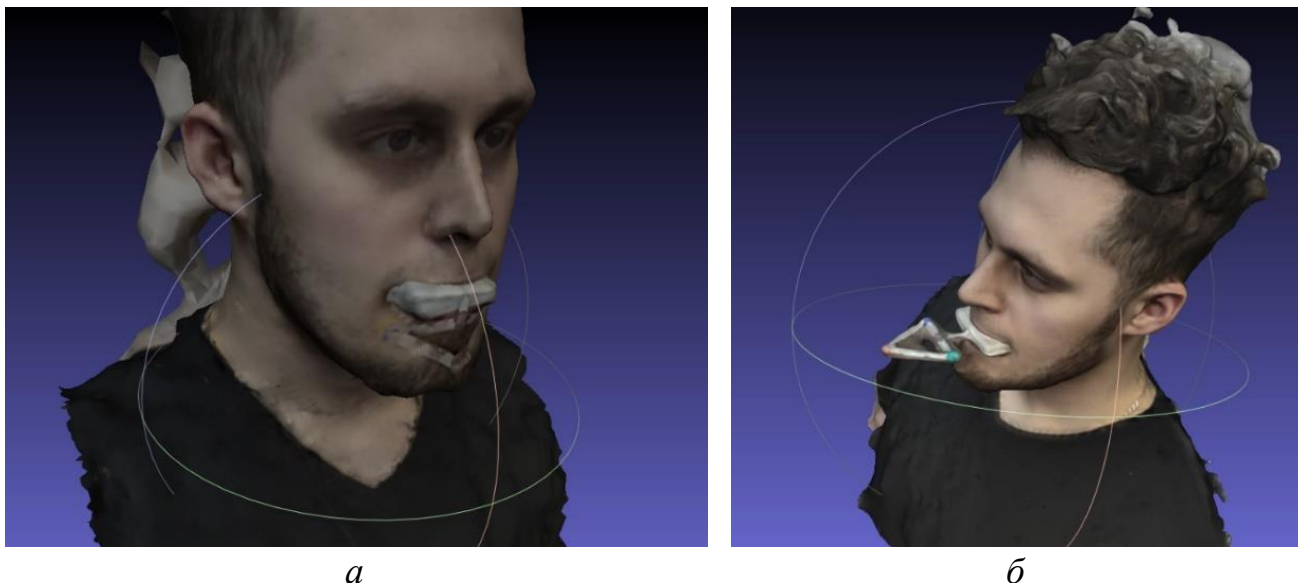


Рисунок 42 – Сравнение текстурированных моделей, полученных с разных ракурсов:
а – *Meshroom*, б – *Metashape*

На основании вышеизложенного можно сделать вывод что *Metashape* является наиболее подходящим инструментом фотограмметрического анализа объектов с близкого расстояния, таких как голова или спина человека.

4.1.2. Сравнительная оценка репрезентативности рентгенографического и фотограмметрического методов диагностики деформации позвоночного столба

Развитие современной медицинской практики неизбежно связано с внедрением новых методов диагностики, зачастую появляющихся на стыке разных областей знаний. При количественной оценке параметров рельефа поверхности живых объектов постепенно внедряются методы фотограмметрии, которые на этапе своего появления широко использовались в геодезии, метеорологии и при оцифровке объектов культурного наследия [15, 101, 106]. На сегодняшний день методы фотограмметрии используются в различных отраслях медицинской науки – от судебной медицины [26] до травматологии и ортопедии. В области детской

вертебрологии – науки о позвоночнике, метод фотограмметрии стал первым инструментом для безопасной и неинвазивной оценки параметров деформации позвоночного столба. С этой целью было разработано и протестировано программное обеспечение *ScolView*® в сравнении с рентгенографическим методом. Таким образом, целью данного раздела является оценка репрезентативности метода фотограмметрии в оценке основных параметров деформации позвоночного столба в трех плоскостях на основе сравнения с результатами рентгенологического исследования.

В качестве испытуемых выступили четверо добровольцев мужского пола в возрасте от 29 до 42 л. ($35,5 \pm 4,61$ л.). Для обезличивания результатов исследования таковые были номинально обозначены литерами К, Н, Ч, Ш. На момент проведения исследования испытуемые не предъявляли активных жалоб. До проведения исследования от всех испытуемых было получено информированное согласие на медицинское вмешательство.

В качестве эталонного метода всем испытуемым была проведена рентгенография позвоночного столба в прямой и боковой проекции (Паритет-Рентген *Millennium*, ООО «Паритет-Рентген», г. Ярославль). Рентгенографию проводили путем последовательно смещения рентгеновской трубки по направлению вверх-вниз, без поворота тела испытуемого при съемке в одной и той же проекции для нивелирования погрешностей съемки.

Съемка производилась по следующей схеме:

1. Съемка грудного отдела во фронтальной плоскости (прямая проекция).
2. Съемка поясничного отдела во фронтальной плоскости (прямая проекция).
3. Съемка грудного отдела в сагиттальной плоскости (боковая проекция).
4. Съемка грудного отдела в сагиттальной плоскости (боковая проекция).

Эффективная эквивалентная доза облучения на каждого испытуемого составила 2,6 мЗв.

В качестве предмета оценки в настоящем исследовании всем испытуемым была проведена фотограмметрия поверхности спины при помощи программного

обеспечения *ScolView*®, по результатам которой было получено трехмерное изображение туловища испытуемых.

Для оценки репрезентативности метода фотограмметрии был осуществлен комплекс манипуляций и расчетов с выходными данными – изображениями и объективными значениями, полученными методами рентгенографии и фотограмметрии.

Выходные данные рентгенографии и фотограмметрии были обработаны в несколько этапов, подробное описание которых представлено ниже.

Этап 1. Обработка рентгенограммы

Процесс обработки данных рентгенограммы также происходил в несколько этапов.

1. Компиляция цифровых рентгенограмм. Цифровые снимки, полученные при выполнении рентгенографии грудного и поясничного отделов позвоночника совмещались вручную в среде графического редактора. В качестве ориентиров для совмещения снимков использовались костные и мягкотканые образования (например, тела позвонков, синусы плевры и др.). В результате получился набор из двух снимков всего позвоночного столба – во фронтальной и сагиттальной проекциях для каждого испытуемого. Актуальность такой манипуляции лежит в технологическом ограничении использованного рентген-аппарата – невозможности выполнения обзорного снимка всего позвоночного столба для взрослых испытуемых. Пример выполнения компиляции цифровых рентгенограмм представлен на Рисунке 43.



Рисунок 43 – Компильция цифровых рентгенограмм испытуемого Ш: *а* – прямая проекция, *б* – боковая проекция

2. Выделение «линии позвоночника». Полученные в результате компиляции рентгенограмм изображения вновь подвергались ручной обработке в среде графического редактора. На каждом изображении были объединены вершины остистых отростков позвоночной кривой. Такая кривая является логически более близким объектом к термину «линия позвоночника», использованным при разработке фотограмметрического метода оценки деформации позвоночного столба в программе *ScolView*®.

Кроме выделения «линии позвоночника» компилированные рентгенограммы для унификации подхода к последующим этапам оценки репрезентативности были обрезаны таким образом, чтобы на полученном изображении «линия позвоночника» начиналась от основания крестца до верхнего края скомпилированной рентгенограммы. Пример выделения «линии позвоночника» представлен на Рисунке 44.



Рисунок 44 – Выделение «линии позвоночника» (обозначена красным цветом) и ее резекция у испытуемого Ш.: *а* – прямая проекция, *б* – боковая проекция

3. Удаление фона. Цифровые рентгенограммы с выделенной «линией» позвоночника и обработанные согласно п. 1 при помощи инструментов графического редактора были очищены от фонового изображения для осуществления дальнейших расчетов и манипуляций. Кроме этого, прямые проекции изображений «линий позвоночника» были отражены слева-направо для удобства дальнейшего анализа. Результаты осуществления процедур этапа 1 представлены на рисунке выше (Рисунок 45).

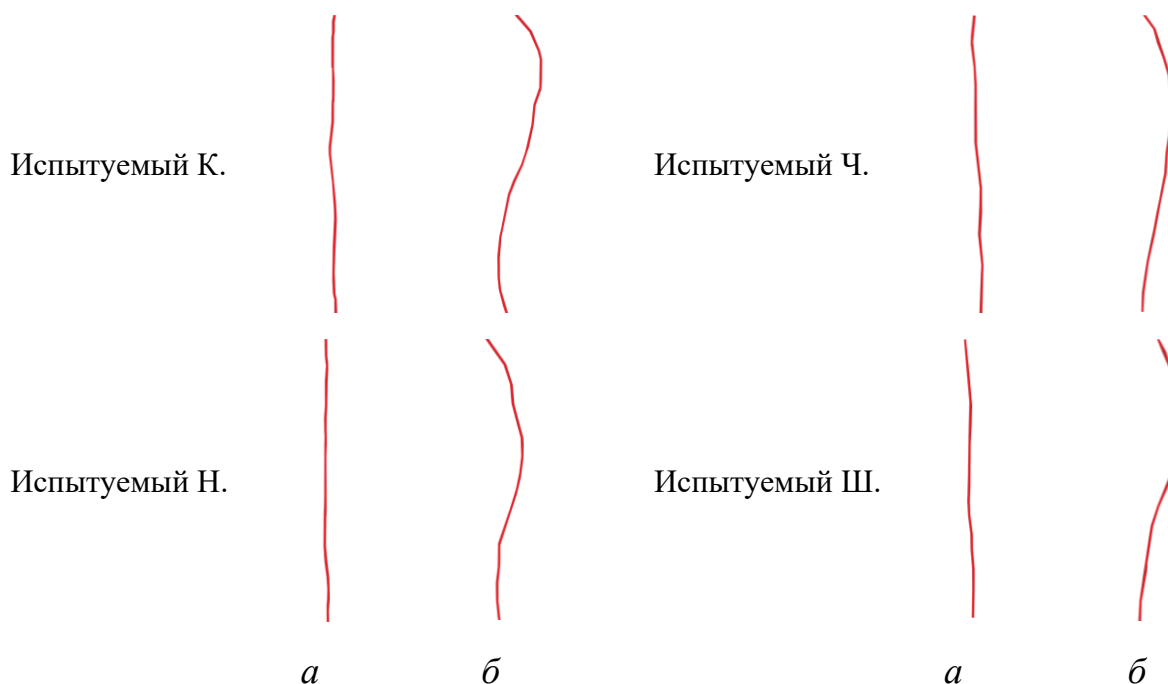


Рисунок 45 – Выделенные из рентгенограмм линии позвоночника (обозначены красным цветом): *а* – прямая проекция, *б* – боковая проекция

Этап 2. Получение и подготовка трехмерного изображения поверхности спины

Построение трехмерной модели было выполнено согласно ранее описанному математическому алгоритму, основанного на объединении изображений поверхности спины человека, с последующим выделением реперных точек и линии позвоночника [164, 170]. Следует отметить, что в качестве линии позвоночника при использовании программного обеспечения *ScolView*[©] используется кривая, продолжающаяся от проекции пилонидальной ямки (ягодицы) до середины шеи.

Таким образом, в качестве изображений, порождаемых *ScolView*[©], были получены «трехмерные» кривые, которые для удобства последующего анализа представлены в прямой и боковой проекции на Рисунке 46, аналогично «линии позвоночника», полученной рентгенографически и изображенной на Рисунке 45.

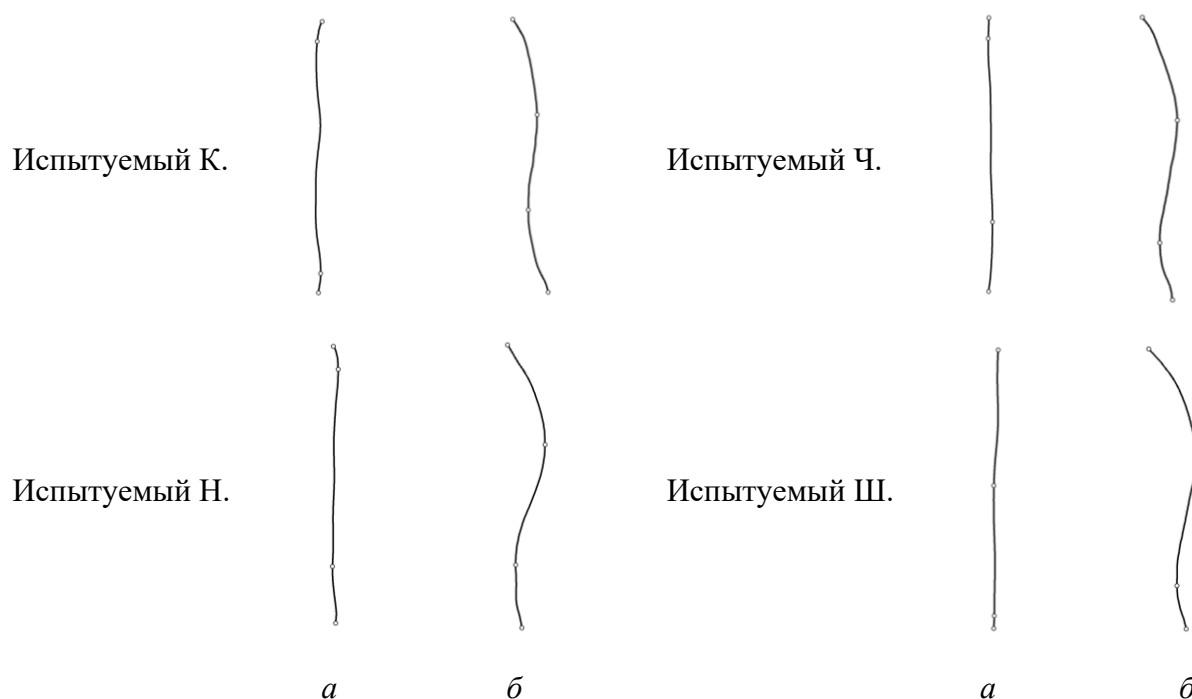


Рисунок 46 – Линии позвоночника, полученные при помощи *ScolView*[©]: а – прямая проекция, б – боковая проекция

Этап 3. Сюръекция «линий позвоночника»

Процедура наложения кривых, соответствующих расположению вершин остистых отростков и полученных рентгенографически и фотограмметрически (т.

н. «линий позвоночника» – далее: кривых). Термин сюръекция выбран по причине необходимости верификации на каждой кривой обеих групп не менее двух точек (далее – точки сюръекции (ТС)), для решения двух последовательных задач этого этапа:

Масштабирование кривых – пропорциональное изменение вертикальных и горизонтальных размеров для сопоставления ТС. Позиционирование кривых – перемещение кривых на плоскости (ротация) для сопоставления ТС. Необходимость таких манипуляций продиктована рядом условий, которые необходимо было выполнить для достижения цели настоящего исследования:

1. Несоответствие топографии кривых относительно анатомических ориентиров – так, у кривых, полученных в результате обработки рентгенограмм, точкой начала служит проекция основания крестца, а точкой конца – вариативно остистый отросток позвонков $C_{IV}-C_{VI}$; тогда как у кривых, порожденных *ScolView*[®], точкой начала является пилонидальная ямка, соответствующая крестцово-копчиковому сочленению, а точкой конца – абстрактная проекция остистых отростков шейного отдела вплоть до позвонка C_{VI} в зависимости от степени выраженности роstralной порции трапецевидной мышцы.

2. Гипотетическое несоответствие позы при проведении рентгенографии и фотограмметрии.

В качестве ТС были выбраны точки на боковой проекции кривых, соответствующие вершинам физиологических изгибов позвоночника груднопоясничного отдела – грудного кифоза (K) и поясничного лордоза (L) и, следовательно, обладающие наименьшим и наибольшим значением координаты x соответственно при их рассмотрении в двумерной плоскости координат. Одновременно с этим точка K должна обладать максимальным, а точка L – минимальным значением координаты y . Пример верификации ТС представлен на рисунке ниже (Рисунок 47).



Рисунок 47 – Верификация ТС (обозначены синим цветом) на линиях позвоночника в двухмерной плоскости координат, полученных рентгенографическим и фотограмметрическим методом (испытуемый Н., боковая проекция). Зеленым обозначены точки начала и конца линии позвоночника: *а* – рентгенографический метод, *б* – фотограмметрический метод

3.1. Построение отрезка KL в боковой проекции. Для решения задачи по позиционированию и масштабированию кривых были построены отрезки KL на изображениях боковых проекций обеих групп кривых для каждого испытуемого (Рисунок 48).



Рисунок 48 – Построение отрезка KL (обозначен синим цветом, испытуемый Н., боковая проекция): *а* – рентгенографический метод, *б* – фотограмметрический метод

3.2. Сюръекция отрезков KL в боковой проекции

Для проведения дальнейшего математического анализа было осуществлено наложение изображения кривых, полученных разными методами, в ходе которого

были уравнены координаты ТС путем масштабирования и позиционирования отрезков KL соответственно. Пример сюръекции отрезков в боковой проекции представлен на рисунке ниже (Рисунок 49).



Рисунок 49 – Сюръекция «линии позвоночника» и ТС (испытуемый Н., боковая проекция)

3.3. Сюръекция линий позвоночника в прямой проекции

Проведенные ранее манипуляции позволили совместить кривые, полученные разными способами в боковой проекции. Однако аналогичные действия не могут быть осуществлены с «линиями позвоночника», полученными в прямой проекции, поскольку ТС не могут явно верифицированы. В связи этим координаты ТС были спроецированы на изображение кривой в прямой проекции из аналогичного изображения в боковой проекции (Рисунок 50), после чего была выполнена сюръекция кривых, полученных разными методами аналогично общим принципам, описанным в п. 3.1., 3.2 данного раздела (Рисунок 51).

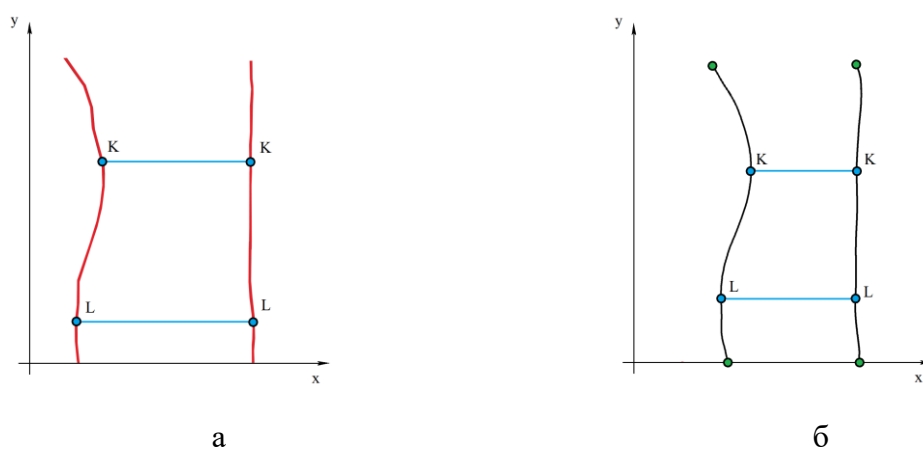


Рисунок 50 – Проекция ТС из боковой на прямую проекцию изображений (испытуемый Н.):

a – рентгенографический метод, b – фотограмметрический метод



Рисунок 51 – Сюръекция «линии позвоночника» и ТС (испытуемый Н., прямая проекция)

Резекция вертикальных размеров сюръекцированных изображений – выполнялась для унификации размеров изображений в целях проведения последующего анализа. Обработанное для анализа изображение линий позвоночника представлено на рисунке ниже (Рисунок 52).

Отмечаем на каждом из фронтального и сагиттального рентгеновском снимках N точек ($N = 17$) A_i ($i = 0 \dots 17$), расположенных на одинаковом расстоянии по высоте между ними, и определяем их координаты как пиксели на изображениях при условии, что начало системы координат помещено в самую нижнюю точку A_0 , соответствующую пятому поясничному позвонку, а точка A_{17} соответствует первому грудному позвонку.

Соединяем получившиеся близлежащие точки отрезками для получения кусочно-непрерывной кривой, отображающей форму позвоночника во фронтальной и сагиттальной плоскостях.



а



б

Рисунок 52 – Сюръекцированные изображения «линий позвоночника» (испытуемый Н.):

a – прямая проекция, b – боковая проекция

На рисунке выше (Рисунок 53) приведены кривые, соответствующие позвоночнику на рентгеновском снимке (черного цвета) и полученную при помощи

ScolView® (красного цвета), отнесенные к высоте позвоночника, т.е. каждая координата y соответствующей точки A_i ($i = 0...17$) записана как доля от высоты позвоночника, принятая за единицу.

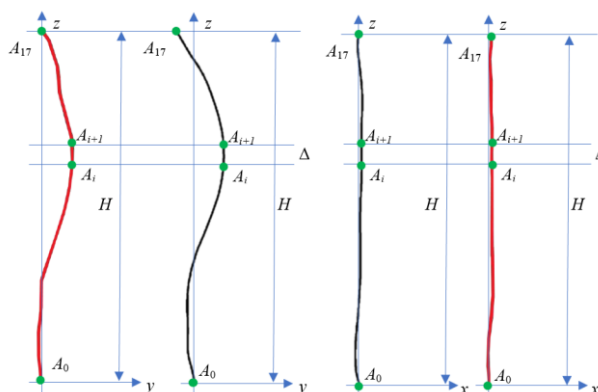


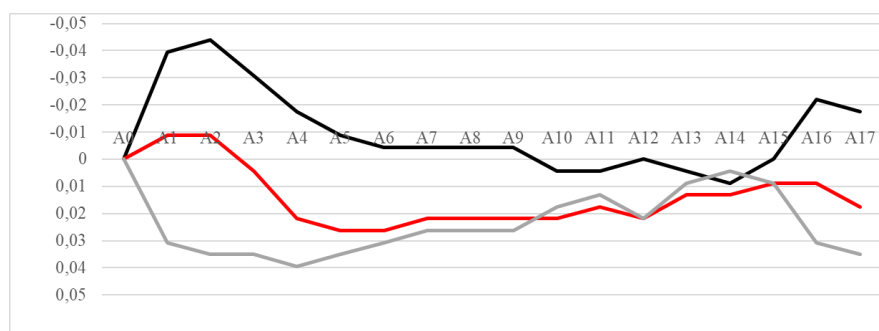
Рисунок 53 – Графики кривых, соответствующих форме позвоночного столба, полученные при помощи программы *ScolView*® (красная кривая) и рентгенологического исследования (черная кривая) на аппарате Millenium фирмы Паритет (Ярославль, Россия) в сагиттальной и фронтальной проекциях

Также на рисунке ниже (Рисунок 54) приведены кривые, отражающие форму позвоночника (рентген – черный цвет, *ScolView*® – красный цвет), а также расстояние между кривыми (по оси абсцисс отложены точки, отмеченные на позвоночнике, по оси ординат – доля от высоты позвоночника) (знак «—» соответствует отклонению кривой, полученных при помощи *ScolView*®, по сравнению с кривой, полученной при анализе рентгеновского снимка, влево, а знак «+» – право):

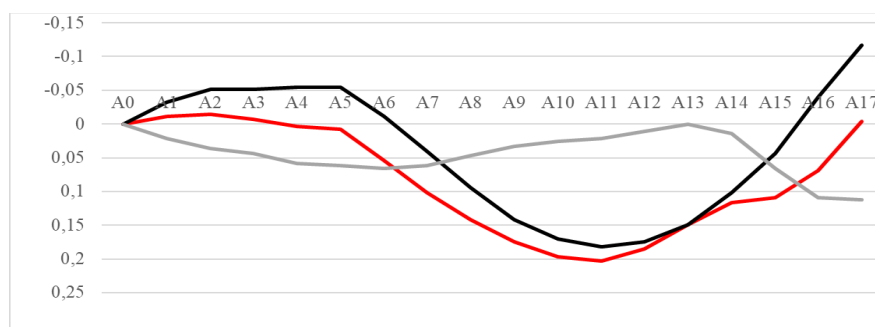
$$\Delta_i^{\text{фронт.}} = \frac{y_i^{\text{ScolView}} - y_i^{\text{Рентген}}}{H}, \quad (11.1)$$

$$\Delta_i^{\text{сагит.}} = \frac{x_i^{\text{ScolView}} - x_i^{\text{Рентген}}}{H}, \quad (11.2)$$

где $H = z_{A_{17}} - z_{A_0}$ (высота позвоночника в пикселях).



a



б

Рис 54 – Кривые, отражающие форму позвоночника (рентген – черный цвет, *ScolView*® – красный цвет), а также расстояние между кривыми (по оси абсцисс отложены точки, отмеченные на позвоночнике; по оси ординат – расстояние как доля от высоты позвоночника):

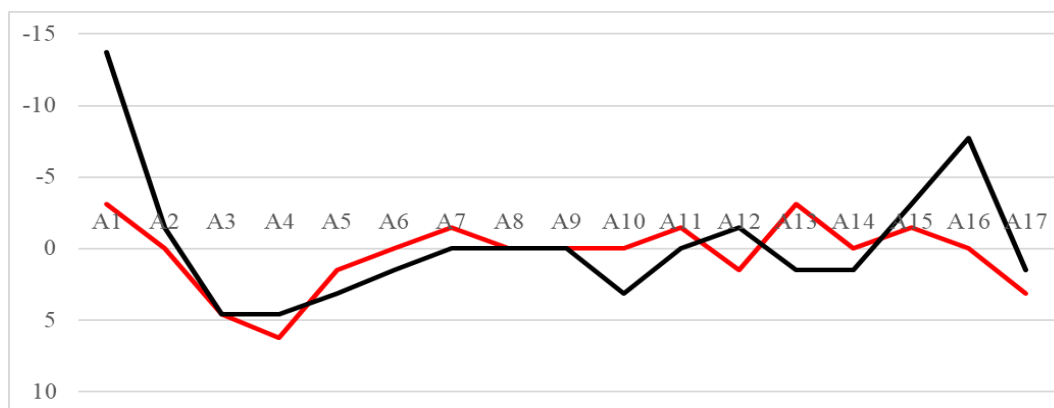
a – сагиттальная плоскость, *б* – фронтальная плоскость

На Рисунке 55 приведены кривые скорости изменения наклона кривых в рамках длины участка позвоночника (V , град/с). Приближение графиков к нулю говорит на том или ином участках указывает на то, что на нем позвоночник имеет вертикальную форму, т. е.

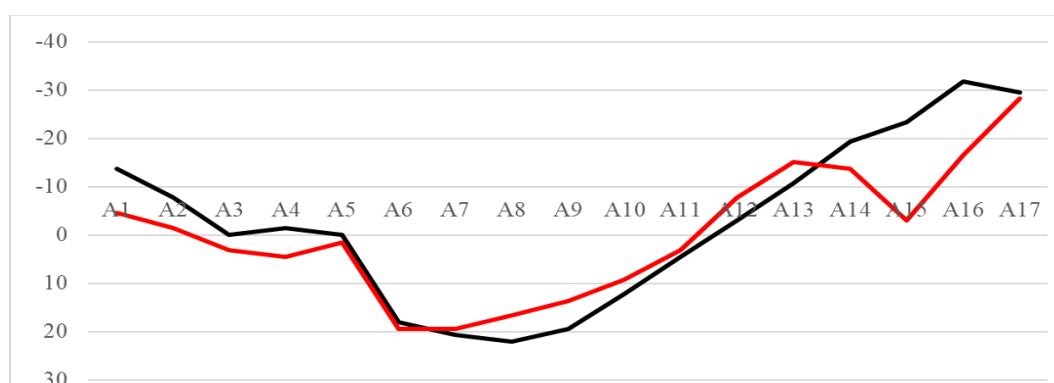
$$V_{i+1}^{\text{фронт.}} = \frac{y_{i+1} - y_i}{\Delta}, \quad (12.1)$$

$$V_{i+1}^{\text{гориз.}} = \frac{x_{i+1} - x_i}{\Delta}, \quad (12.2)$$

где $\Delta = H/N$ ($i = 1, \dots, N-1$), $N = 17$.



a



б

Рисунок 55 – Кривые, отражающие скорость изменения формы позвоночника (рентген – черный цвет, *ScolView*® – красный цвет) (по оси абсцисс отложены точки, отмеченные на позвоночнике; по оси ординат – скорость в градусах): *a* – сагиттальная плоскость, *б* – фронтальная плоскость

Согласно результатам данного раздела видно, что в рамках современной медицины применение современных цифровых технологий, предполагающих получение и анализ трехмерных объектов (органов, костей и поверхности тела) могут стать действенными превентивными методами. Проведенная сравнительная оценка репрезентативности рентгенографического и фотограмметрического методов диагностики деформации позвоночного столба на основе анализа данных 4 добровольцев показала, что отклонение кривых, полученных рентгенографическим и фотограмметрическим методами исследований, позвоночника в боковой и сагиттальной проекциях не превышает 5% по отношению к высоте позвоночного столба. Соответственно, фотограмметрический метод, являясь безопасным и удобным методом диагностики, может стать методом

превентивной оценки деформации позвоночника, дополняющим данными состояния позвоночника между плановыми рентгенологическими исследованиями.

4.1.3. Сравнительная эффективность компьютерной оптической топографии и клинической фотограмметрии в оценке деформации позвоночника у подростков

Сколиоз – самое распространенное заболевание позвоночного столба у детей и подростков. Актуальные инструменты для диагностики позвоночного столба представлены двумя основными группами: лучевые и оптические методы [152]. Данные методы имеют ряд недостатков, которые ограничивают их применение в лечебно-диагностическом процессе. В то же время интенсивно развивающееся направление оптической диагностики трехмерных объектов методом фотограмметрии все больше интегрируется в лечебно-диагностический процесс, что позволяет в перспективе использовать этот метод в оценке выраженности деформации позвоночника у детей и подростков. Настоящий раздел посвящен сравнительной оценке нового инструмента – программного обеспечения *ScolView*® для персонального телекоммуникационного устройства (смартфона) и компьютерной оптической топографии, надежно зарекомендовавшей себя ранее для диагностики сколиоза. В проведенном исследовании оценивались корреляционные связи (непараметрический критерий Спирмена) между показателями *ScolView*® и показателями, полученными методом компьютерной оптической топографии в отношении плоскостей, которым принадлежат выходные данные обоих методов. В качестве материала исследования выступили протоколы функционирования компьютерной оптической топографии и *ScolView*® 160 испытуемых мужского и женского пола, средний возраст которых составил $8 \pm 0,78$ лет.

Объективная оценка выраженности деформации позвоночника – актуальная задача современного этапа развития детской травматологии-ортопедии [139]. Это связано с тем, что задачи такой оценки лежат в основе базовых принципов

диагностических мероприятий в вертебрологии, которые можно изложить таким образом:

1. Принцип безопасности – диктует необходимость снижения лучевой нагрузки в ходе рутинного рентгенографического исследования [122] .

2. Принцип высокой точности – обеспечивает своевременное выявление отклонений объективных показателей, свидетельствующих о характере динамики течения патологического процесса [150].

3. Принцип снижения квалификационных требований к оператору диагностической установки – этот принцип имеет в большей степени экономический эффект за счет последующего снижения затрат на обучение персонала и возможность расширения объема исследований за счет повышения пропускной способности диагностической установки [144].

Эти «три кита» диктуют необходимость разработки новых диагностических инструментов, которые бы в полной мере соответствовали перечисленным принципам.

Современные инструменты в диагностике деформации позвоночника у детей [124] представлены двумя основными группами, в равной степени обладающими недостатками, не позволяющими им быть максимально широко интегрированными в лечебно-диагностический процесс.

Первая группа – лучевые методы. Прежде всего это рентгенография позвоночника – «золотой стандарт» в диагностике деформаций позвоночника [124]. Именно благодаря этому методу возникла классическая номенклатура классификации деформаций позвоночника в зависимости от полученных угловых величин (по Коббу и Чаклину) [99], которые позволяют сегрегировать конкретные клинические случаи по группам в зависимости от степени тяжести патологического процесса. Технологически близкими к рутинной рентгенографии являются мультиспиральная рентгеновская компьютерная томография и EOS-сканирование (Цифровая рентгенографическая система *EOS*, *EOS Imaging*, Франция), по существу являющаяся низкодозовым методом рентгеновской визуализации.

Вторая группа методов диагностики – оптические методы, построенные на анализе изображений дорсальной поверхности тела человека с наложенными теневыми «полосами», которые искажаются в зависимости от особенностей деформации этой поверхности. Передовыми диагностическими установками в этой области являются компьютерная оптическая топография [169] и система *DIERS* [125, 161]. Оба этих метода обнаружили свою точность в многочисленных сравнительных исследованиях [149, 150], в которых эталонными выступали методы рентгенографии, что полностью подтверждает соответствие, как оптических топографических, так и рентгенографических методов диагностики принципу «точности» [99]. В то же время принцип «снижения квалификационных требований» к оператору рентгеновских и оптических топографических установок в полной мере применен быть не может, поскольку каждая из них требует участия медицинских кадров высокого уровня профессиональной подготовки [79]. Заключительный принцип безопасности в полной мере подходит для описания оптической топографии, не связанной в отличие от рентгенографии, с лучевой нагрузкой на пациента.

Все эти положения, описывающие современный этап развития методов диагностики деформации позвоночника, в аккомпанементе современных тенденций развития науки и техники, требуют разработки новых – прежде всего цифровых и легкодоступных – инструментов для диагностики деформации позвоночника. Таким перспективным методом может стать фотограмметрия [85] – метод пространственной оценки трехмерной модели частей или всего тела, воспроизведенной из серии фотоснимков с разных ракурсов.

Ранее авторами сообщалось о разработке нового перспективного продукта – программного обеспечения для персонального телекоммуникационного устройства (смартфона) *ScolView*® для клинической фотограмметрии туловища, а именно дорсальной его поверхности. Этот цифровой продукт обладает функционалом для построения трехмерного изображения тела человека путем регистрации фиксированных на поверхности трехмерной модели реперных точек,

посредством оценки пространственных взаимоотношений которых определяются геометрические характеристики позвоночного столба.

Таким образом, цель данного раздела заключается в изучении диагностической репрезентативности клинической фотограмметрии *ScolView*® в сравнении с результатами компьютерной оптической топографии.

Настоящая работы была проведена в рамках мониторингового исследования совокупности испытуемых – школьников младшего школьного возраста (1–3 класс, средний возраст $8 \pm 0,78$ лет). Генеральная совокупность испытуемых составила 166 человек, при этом девочек было 86, а мальчиков – 80. До проведения исследования были получены информированные согласия на диагностическое вмешательство от всех родителей испытуемых. Предметом исследования выступили обезличенные протоколы, полученные по результатам использования методов, описанных ниже.

Всем детям была выполнена клиническая фотограмметрия *ScolView*®. Построение трехмерного изображения проводилась на основании 120 снимков, полученных с разного ракурса. По результатам построения трехмерной модели были идентифицированы реперные точки, представленные на рисунке (Рисунок 56) в качестве примера, и интерпретированные в таблице ниже (Таблица 8).

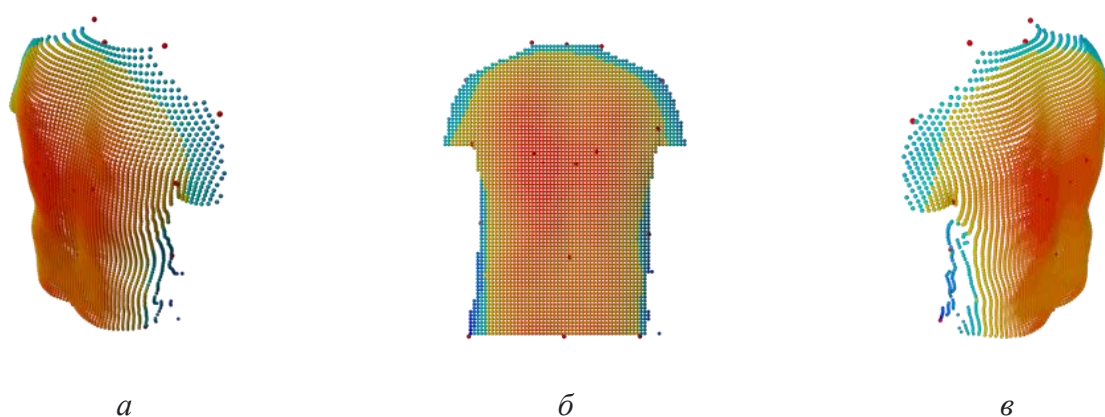


Рисунок 56 – Образцы трехмерных изображений дорсальной поверхности тела человека, порождаемых *ScolView*®, где красным отмечены реперные точка: *а*, *в* – вид полупрофиль справа/слева (косая проекция) соответственно, *б* – вид анфас (прямая проекция сзади)

Таблица 8 – Реперные точки, идентифицируемые на поверхности трехмерной модели тела человека при помощи *ScolView*®

Условное обозначение	Интерпретация	Пояснение
N_0	Срединная точка задней поверхности шеи	Соответствует расположению остистого отростка C_{VII}
N_1	Левая точка задней поверхности шеи	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности шеи слева
N_2	Правая точка задней поверхности шеи	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности шеи справа
A_1	Точка левой подмышечной впадины	—
A_2	Точка правой подмышечной впадины	—
S_1	Точка левого плечевого сустава	—
S_2	Точка правого плечевого сустава	—
G_0	Вершина грудного кифоза	—
G_1	Угол левой лопатки	Здесь: «угол» – топографо-анатомическое понятие
G_2	Угол правой лопатки	
W_0	Вершина поясничного кифоза	—
W_1	Левая точка талии	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности спины, точке в левой поясничной области спины
W_2	Правая точка талии	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности спины, точке в правой поясничной области спины
B_1	Левая точка ягодиц	Соответствует точке, наиболее удаленной от срединной линии левой ягодичной области
B_2	Правая точка ягодиц	Соответствует точке, наиболее удаленной от срединной линии правой ягодичной области
O	Вершина ягодичной складки	Соответствует точке начала координат плоскостей, в том числе при коррекции их положения

В результате идентификации парных реперных точек, были оценены пространственные характеристики отрезков, образованных ими по отношению к горизонту. Обозначения этих углов представлены в таблице ниже (Таблица 9).

Таблица 9 – Углы, описывающие положение отрезков, образованных парными точками, идентифицируемыми на трехмерной модели тела человека при помощи *ScolView*®

Условное обозначение	Интерпретация
ε/ε'	Угол положения линии ягодиц
ζ/ζ'	Угол положения линии талии
ι/ι'	Угол положения линии лопаток
ν/ν'	Угол положения линии подмышечных впадин
ξ/ξ'	Угол положения линии плеч
τ/τ'	Угол положения линии шеи

Примечание: обозначение без символа «'» – положение отрезка в фронтальной плоскости (перекос), обозначение с символом «'» – положение отрезка в горизонтальной плоскости (ротация).

Важно отметить, что помимо указанных точек, *ScolView*® идентифицирует линию позвоночника – кривую N_0O – соответствующую линию, соединяющую проекции остистых отростков позвонков, которая была разделена стратифицирована на 17 равных сегментов (далее – V -сегмент), которые были обозначены как V_0-V_1 , V_2-V_3 , V_3-V_4 , V_4-V_5 , V_5-V_6 , V_6-V_7 , V_7-V_8 , V_8-V_9 , V_9-V_{10} , $V_{10}-V_{11}$, $V_{11}-V_{12}$, $V_{12}-V_{13}$, $V_{13}-V_{14}$, $V_{14}-V_{15}$, $V_{15}-V_{16}$, $V_{16}-V_{17}$, $V_{17}-V_{18}$, где расположение точки V_0 совпадает с положением N_0 , а O – V_{18} соответственно. Для оценки ротации отдельных позвонков в горизонтальной плоскости, были отложены перпендикуляры P_nV_n от каждой точки V_n (где $0 \leq n \leq 18$, n – порядковый номер V -сегмента – в направлении оси y , P_n – точка пересечения отложенного перпендикуляра с N_0O) к отрезку N_0O (V_0V_{18}). Следует отметить, что в этом случае, длина перпендикуляров, отложенных от V_0 и V_{18} равна нулю, а V_0 и V_{18} совпадают с расположением N_0 и O соответственно. Таким образом, были рассчитаны углы

ротации каждого сегмента: в грудной (θ_n) и поясничной (η_n) дугах кривой N_0O . Следует отметить, что номенклатурное соотнесение дуг к грудному и поясничному отделу позвоночника было условным, поскольку сегрегация углов ротации V -сегментов строилась по принципу их принадлежности к «верхней» (грудной) и «нижней» (поясничной) части кривой N_0O , разделенной точкой ее пересечения с отрезком N_0O .

Дополнительным пулом выходных данных *ScolView*®, свидетельствующих о деформации позвоночника в сагиттальной и фронтальной плоскостях, стали значения углов деформации кривой N_0O во фронтальной и сагиттальной плоскостях (вид сзади и сбоку соответственно). В качестве примера, указанные углы представлены на рисунке ниже (Рисунок 57).

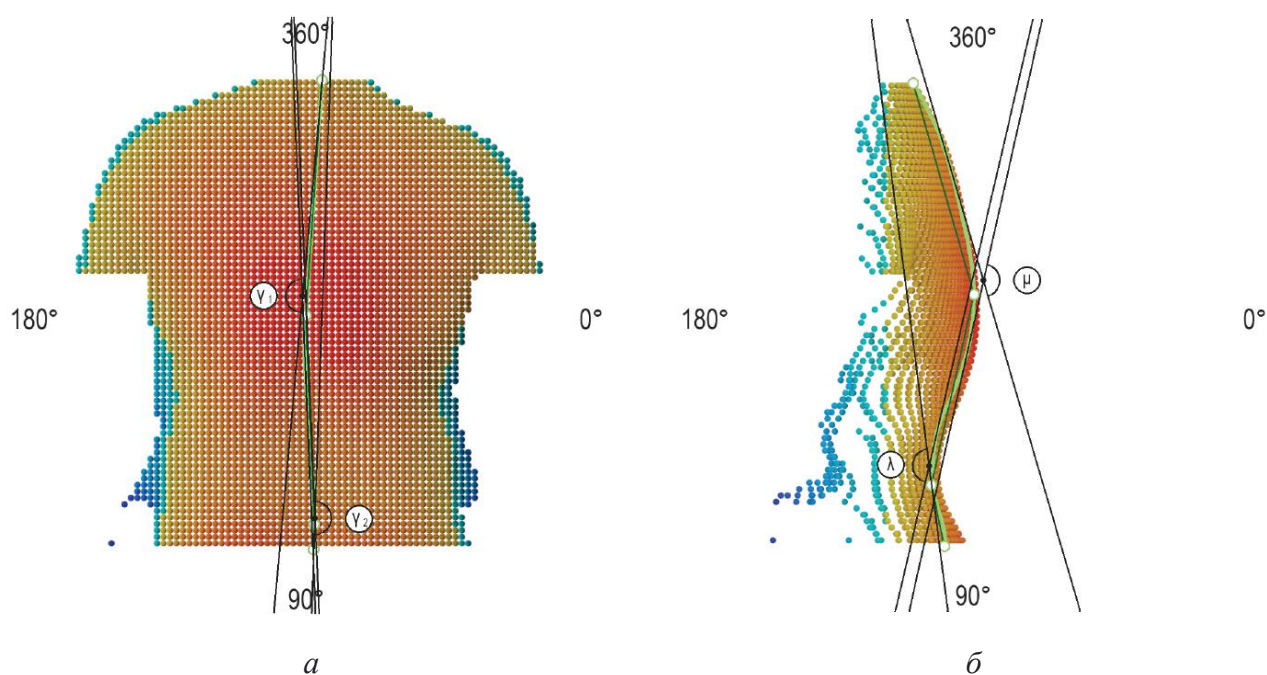


Рисунок 57 – Образцы трехмерных изображений дорсальной поверхности тела человека, порождаемых *ScolView*®, где зеленым указана кривая N_0O , символами указаны углы деформации линии позвоночника: *а* – сагиттальная плоскость, *б* – горизонтальная плоскость

Углы, которые удалось обнаружить при анализе пространственного расположения кривой N_0O , указывают на топографические особенности линии позвоночника. Подробная интерпретация обозначений этих углов представлена в таблице ниже (Таблица 10).

Таблица 10 – Углы, описывающие топографические особенности кривой N₀O, идентифицируемые на трехмерной модели тела человека при помощи ScolView[©]

Условное обозначение	Интерпретация
γ_1	Угол бокового отклонения позвоночного столба в грудном отделе позвоночника во фронтальной плоскости
γ_2	Угол бокового отклонения позвоночного столба в поясничном отделе позвоночника во фронтальной плоскости
χ	Угол перехода бокового отклонения позвоночного столба в грудном и поясничном отделе
FB	Фронтальный баланс – отношение значений бокового отклонения позвоночного столба в грудном отделе к аналогичному в поясничном отделе
μ	Угол грудного кифоза
λ	Угол поясничного лордоза
ψ	Угол перехода грудного кифоза и поясничного лордоза
SB	Сагиттальный баланс – отношение значений угла грудного кифоза к углу поясничного лордоза

Примечание: углы χ , ψ образованы лучами смежных углов в соответствующей плоскости.

Совокупный объем выходных данных *ScolView*[©], описывающий пространственное взаимоотношение реперных точек представлен 123 показателями, которые будут наименованы при наличии достоверных корреляционных связей с отдельными результатами, полученными при помощи КОТ.

В качестве эталонного инструмента использовалась компьютерная оптическая топография. В настоящем исследовании изучались базовые показатели, представленные в таблице ниже (Таблица 11).

Таблица 11 – Базовые показатели КОТ, оцененные в генеральной совокупности испытуемых

Плоскость	Условное обозначение	Интерпретация
Фронтальная плоскость	<i>FT</i>	Вертикальная ориентация туловища, °
	<i>MDL</i>	Отклонение линии остистых отростков от средней линии влево
	<i>MDR</i>	Отклонение линии остистых отростков от средней линии вправо
	<i>FH</i>	Перекося плечевого пояса, °
	<i>FS</i>	Перекося линии углов лопаток относительно горизонтали, °
	<i>FP</i>	Перекося линии тазового пояса относительно горизонтали, °
	<i>VS</i>	Показатели реберной и мышечной асимметрии, мм
Сагиттальная плоскость	<i>ST</i>	Вертикальная ориентация туловища, °
	<i>HIL</i>	Величина лордоза, мм
	<i>HIK</i>	Величина кифоза, мм
	<i>IDLK</i>	Смещение границы перехода кифоз/лордоз относительно 45, °
Горизонтальная плоскость	<i>GH</i>	Поворот плечевого пояса, °
	<i>GS</i>	Поворот углов лопаток, °
	<i>GP</i>	Поворот тазового пояса, °
	<i>GT</i>	Разворот плечевого пояса относительно таза

В качестве метода статистической оценки (*Statistica 12.0*) корреляционных связей был выбран непараметрический критерий Спирмена (S_R). Достоверным считали значение $p \leq 0,05$. В качестве обоснования выбора метода статической оценки следует заметить, что типичные критерии оценки аналитической надежности метода оказались неприменимы для сравнения, поскольку технологии использованных методов кардинально разнятся, будучи объединенными исключительно предметом изучения – рельефом дорсальной поверхности туловища человека. В завершении описания методов исследования целесообразно актуализировать цель исследования, которая не была связана со стремлением

авторов оценить прикладные аспекты *ScolView*® в воспроизводстве принципов сегрегации на группы пациентов аналогично КОТ, а лежала в обнажении логических связей между выходными данными предметно схожих методов исследования.

Результаты исследования свидетельствуют о том, что несмотря на отличные физические принципы методов, их выходные данные обладают значительным количеством достоверных корреляционных связей, которые поддаются логической клинической интерпретации. Данные исследования обнаружили в общей сложности 54 достоверных критерия Спирмена в диапазоне 0,712–0,800 при сравнении выходных данных обоих методов в трех плоскостях. В заключении показано, что проведенная работа является пионерской и в то же время проспективной – в целях более глубокого анализа выходных данных *ScolView*® с сегрегацией испытуемых на группы сравнения в зависимости тяжести деформации позвоночника.

Полученные результаты в исследовании целесообразно рассматривать последовательно, относительно данных *ScolView*®, которые были разделены на четыре основные группы: данные координат реперных точек, данные фронтальной, сагиттальной и горизонтальной плоскостей соответственно.

При оценке корреляционных связей координат отдельных реперных точек и отрезков, образованных парными реперными точками, был обнаружен ряд логичных достоверных значений критерия Спирмена (Приложение 1, Таблица 15).

Таким образом оказалось, что значение «глубины» вершины поясничного лордоза достоверно отрицательно коррелирует с показателем вертикальной ориентации туловища во фронтальной плоскости. Это подтверждается тем, что чем менее был выражен поясничный лордоз, тем в большей степени была вертикализирована ось тела у испытуемых. Аналогично с этим, значение «высоты» этой же точки достоверно отрицательно коррелировало с величиной кифоза и показателем смещения границы перехода кифоз/лордоз относительно 45°, что обосновывается тем, что положение поясничного лордоза выше по оси у

обеспечивает меньшую выраженность грудного кифоза и в принципе смещает топографию перехода грудного кифоза в поясничный лордоз.

Значение «глубины» отрезка, образованного точками обеих подмышечных впадин, обладало достоверно положительной корреляцией с показателями реберной асимметрии, что в свою очередь обеспечило достоверную корреляционную связь с данными выраженности поворота тазового пояса. Такое явление объясняется тем, что большее значение «глубины» отрезка A_1A_2 напрямую связано с асимметрией плечевого пояса, что могло быть компенсировано контр-ротацией тазового пояса конечностей.

Ожидаемой находкой проведенного анализа оказался достоверный коэффициент корреляции между «высотой» отрезка, образованного точками дорсальной поверхности шеи в наиболее «узкой» его части и значением вертикальной ориентации туловища в сагиттальной плоскости.

В то же время «высоты» отрезков, образованных парными точками подмышечных впадин и углов лопаток достоверно отрицательно коррелировали со значением отклонения линии остистых отростков от средней линии как вправо, так и влево. Вероятно, это связано с тем, что увеличение отклонения линии остистых отростков в большей степени связано с ротацией, а не перекосом отдельных точек на поверхности трехмерной модели тела. Этот тезис в полной мере подтверждается достоверной положительной корреляционной связью между значением «высоты» парного отрезка, образованного углами лопаток и показателями перекоса линии углов лопаток относительно горизонтали и поворота углов лопаток.

Кроме этого, «высота» положения отрезка, образованного точками дорсальной поверхности туловища на уровне самой «узкой» его части – между правой и левой точкой талии – достоверно положительно коррелировала со значением перекоса линии тазового пояса относительно горизонтали, что вполне ожидаемо в связи со значительной анатомической близостью этих объектов. К тому же «длина» этих же парных точек имела достоверную положительную корреляционную связь со значением разворота плечевого пояса относительно таза, тогда как обнаружение достоверной отрицательной корреляционной связи между

величиной «длины» отрезка, образованного «точками ягодич», стало неожиданным и, на первый взгляд, не имело логичного объяснения.

При оценке корреляционных связей показателей *ScolView*[©], свидетельствующих о деформации позвоночника в фронтальной плоскости (перекос отрезков, образованных парными точками) также были обнаружены достоверные значения критерия Спирмена (Приложение 1, Таблица 16).

Максимально репрезентативными в этом аспекте оценки *ScolView*[©] стали достоверные корреляционные связи, обнаруженные в отношении показателей отклонения линии остистых отростков – как вправо, так и влево. Так, значения углов перекоса линии, соединяющей подмышечные впадины и углы лопаток, достоверно положительно коррелировали с отклонением линии остистых отростков влево, а отрезки, соединяющие точки плечевых суставов и точки N_1 и N_2 соответственно – с отклонением линии остистых отростков вправо. Такие связи могут быть интерпретированы возникновением асимметрии поясов конечностей при развитии трехплоскостной деформации позвоночника, что в полной мере подтверждается наличием достоверной отрицательной корреляционной связи между показателем поворота тазового пояса и значением перекоса отрезка, соединяющего точки плечевых суставов.

Наиболее информативными с позиции предмета исследования стали корреляции значений, свидетельствующих о деформации линии позвоночника – кривой N_0O в фронтальной и сагиттальной плоскости (Приложение 1, Таблица 17).

Так оказалось, что значение угла бокового отклонения позвоночного столба в грудном отделе во фронтальной плоскости достоверно положительно коррелировало с величиной показателя реберной и мышечной асимметрии, что логично объясняется общим происхождением этих величин. В то же время значение угла бокового отклонения позвоночного столба в поясничном отделе во фронтальной плоскости обладало достоверной отрицательной корреляционной связью с величиной перекоса линии углов лопаток относительно горизонтали. Это связано с контрторсией туловища, что логично объясняет достоверное положительное значение критерия Спирмена, обнаруженное между величиной

перекоса углов лопаток и значением фронтального баланса. Это же значение – коэффициент фронтального баланса – обладало достоверной положительной корреляционной связью с показателем вертикальной ориентации туловища (во фронтальной плоскости), и отрицательной – с величиной поворота углов лопаток. Все это подтверждает значение коэффициентов отношений величин дуг, как интегративного показателя деформации позвоночника.

При оценке параметров линии позвоночника в сагиттальной плоскости были обнаружены достоверные отрицательные корреляционные связи между величиной грудного кифоза и показателями вертикальной ориентации туловища – как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскостях, что объясняется ожидаемой более значительной вертикализацией туловища при менее выраженном грудном кифозе. Довольно необычной находкой стала достоверная отрицательная корреляционная связь между величиной угла перехода грудного кифоза в поясничный лордоз и показателем поворота тазового пояса, что отчасти может быть связано с усугублением поворота пояса конечностей при увеличении выраженности сколиоза. Самой очевидной находкой, не требующей логического подтверждения, стала достоверная положительная корреляционная связь между значениями поясничного лордоза как при использовании *ScolView*®, так и при оценке результатов КОТ. Очередным показателем, подтвердившим свою интегральную функцию, стала величина сагиттального баланса, которая обладала достоверными отрицательными корреляционными связями со значениями вертикальной ориентации туловища во фронтальной плоскости, величиной грудного кифоза и смещения границы перехода кифоз/лордоз относительно 45°. При оценке корреляционных связей выходных данных *ScolView*®, свидетельствующих о нарушении геометрии трехмерного объекта в горизонтальной плоскости, целесообразно последовательное описание связей отдельных признаков, анатомически явно не связанных с позвоночным столбом, и показателей, непосредственно относящихся к структуре позвоночного столба.

Так, к первой группе таких показателей относится значение ротации линии ягодиц, которое обнаружило достоверную положительную корреляционную связь

с величиной отклонения линии остистых отростков от средней линии вправо. В то же время угол ротации линии лопаток достоверно положительно коррелировал со значениями перекаса линии тазового пояса относительно горизонтали. В свою очередь угол ротации линии шеи обладал достоверными положительными корреляционными связями с показателями вертикальной ориентации туловища во фронтальной плоскости и значением перекаса линии углов лопаток относительно горизонтали, а достоверной отрицательной – с величиной поворота углов лопаток. Таким образом, описанные корреляционные взаимодействия описывают закономерные явления сочетанного нарушения гармоничной геометрии рельефа поверхности спины, которые в то же время являются проявлением сбалансированных биомеханических явлений, поддерживающих вертикальную ориентацию туловища.

Вторая группа показателей – углы ротации *V*-сегментов и абсолютные значения протяженности перпендикуляров P_nV_n , которые напрямую свидетельствуют о ротационных изменениях позвоночного столба и требуют более пристального внимания к собственным достоверным корреляционным связям с выходными данными КОТ. Так, значения угла ротации η_{10-12} обладало достоверными положительными корреляционными связями с величиной отклонения линии остистых отростков влево, тогда как показатель η_6 достоверно положительно коррелировал со значением вертикальной ориентации туловища. В свою очередь угол θ_9 демонстрировал достоверную положительную корреляционную связь с величинами перекаса плечевого пояса конечностей и в том числе линии углов лопаток относительно горизонтали. В то же время угол θ_{10} имел достоверную положительную корреляционную связь с показателем вертикальной ориентации туловища во фронтальной плоскости, а значения углов θ_{13-14} – как и ряд углов η ранее – с показателем отклонения линии остистых отростков влево, а угол θ_{13} , кроме этого, с аналогичным показателем «вправо». Все эти корреляционные связи свидетельствуют о явной связи между логически близкими показателями КОТ и *ScolView*®, указывающими на деформацию проекции позвоночного столба на трехмерном изображении объекта исследования.

Как и значения углов ротации V -сегментов, величины перпендикуляров P_nV_n обладали достаточным объемом корреляционных связей с показателями КОТ, которые указывают на репрезентативность *ScolView*® в идентификации деформации позвоночника. Наиболее значимым с этой позиции оказались значения протяженности перпендикуляров P_1V_1 , P_4V_4 - $P_{10}V_{10}$, которые обладали достоверной корреляционной связью с величиной перекоса линии углов лопаток относительно горизонтали, что логично объясняется усугублением асимметрии пояса верхних конечностей при нарастании величины сколиотической дуги. Этим же объясняется обнаруженная достоверная корреляционная связь между протяженностью P_9V_9 и показателем вертикальной ориентации туловища во фронтальной плоскости. С позиции математического происхождения абсолютной величины перпендикуляров P_nV_n логичными оказались достоверные корреляционные связи значений величины грудного кифоза и смещения границы перехода кифоз/лордоз относительно 45° с размерами перпендикуляров P_4V_4 - P_5V_5 , P_9V_9 - $P_{10}V_{10}$, поскольку нарастание длины этих размеров логично связано с повышением выраженности грудного кифоза. Поэтому же значение величины поясничного лордоза обладали достоверной положительной корреляционной связью с протяженностью перпендикуляра $P_{14}V_{14}$, а отрицательной – с аналогичным значением P_6V_6 . Завершающим фактом описания корреляционных связей показателей деформации позвоночного столба в горизонтальной плоскости стало обнаружение очередной отрицательной корреляционной связи между анатомически близкими показателями – поворотом углов лопаток и протяженностью перпендикуляра P_6V_6 . Эти данные указывают на менее выраженный поворот плечевого пояса у испытуемых с уплощением грудного кифоза.

Накопленный мировой опыт применения фотограмметрии с точки зрения ее прикладного использования в оценке деформации позвоночника в полной мере не позволяет экстраполировать полученные в настоящем исследовании результаты на итоги работы других групп ученых. Это связано с тем, что их выводы относительно фрагментарны и описывают единичные вехи нарушения геометрии позвоночного столба с позиции современной теории этиопатогенеза [113] сколиоза, как

многоплоскостной деформации позвоночника. Все современные результаты разработки проблемы фотограмметрической оценки деформации позвоночника можно резюмировать выдающимися работами бразильских исследователей. Так по результатам мета-анализа, осуществленного сотрудниками университета Риу-Гранди-ду-Сул (*UFRGS*, г. Риу-Гранде, Бразилия) было показано, что метод фотограмметрии демонстрирует наиболее валидные по отношению к рентгенографическому методу исследования значения угла Кобба и показатели ротации позвоночника. Единственным недостатком этого факта стало то, что эта оценка проводилась исключительно при изучении параметров шейного отдела позвоночника [126]. Эта же группа ученых оценивала чувствительность и специфичность фотограмметрии при анализе торсии туловища, а чувствительность и специфичность метода подтверждалось с помощью сколиометра. Несмотря на относительно высокие результаты оценки (чувствительность и специфичность фотограмметрического метода при оценке торсии была выше 83% и 78%) [20] недостатком проведенного исследования стала относительная неточность. Это связано с тем, что предметом изучения стал реберный гиббус, который в большей степени формируется за счет деформации реберной части грудной клетки [78].

Все это позволяет трактовать полученные результаты функционирования *ScolView*®, как пионерские, что, однако затрудняет экстраполяцию полученных данных в область практической медицины в условиях отсутствия надежного инструмента для оценки валидности. В то же время на основании проведенного масштабного корреляционного анализа можно свидетельствовать о том, что выходные данные *ScolView*® действительно репрезентативны, что подтверждается множественными корреляционными связями с отдельными результатами КОТ. Поэтому для систематизации полученных данных целесообразным кажется оценка полученных корреляционных связей в разрезе их сегрегации относительно трех плоскостей деформации позвоночника.

Таким образом, все полученные достоверные значения критерия Спирмена были распределены на группы (Таблица 12), а в каждой из групп оценивалось среднее значение критерия Спирмена и количество достоверных значений этого

критерия на основании принадлежности показателей той или иной плоскости. Следует отметить, что такой маневр был осуществлен исключительно для обеспечения наглядности (Рисунок 58), а сведения (Приложение 1, Таблица 18) не включают в себя данные об отдельных показателях пространственного расположения реперных точек и отрезков, образованных парными реперными точками, поскольку таковые являются нативными, а их координаты обеспечивают возникновение иных интегративных показателей.

Таблица 12 – Общие сведения критериев Спирмена SR , полученных при корреляционном анализе выходных данных KOT и *ScolView*®

Показатель плоскости SV/KOT	Плоскость								
	Фронтальная			Сагиттальная			Горизонтальная		
	M	m	n	M	m	n	M	m	n
Фронтальная	0,770	0,043	9	–	–	0	0,712	0,040	2
Сагиттальная	0,800	0,047	2	0,750	0,047	4	0,750	–	1
Горизонтальная	0,773	0,059	22	0,749	0,055	11	0,756	0,102	3

Примечание:

M – среднее значение;

m – среднее квадратичное отклонение;

n – количество достоверных значений критерия Спирмена в группе.

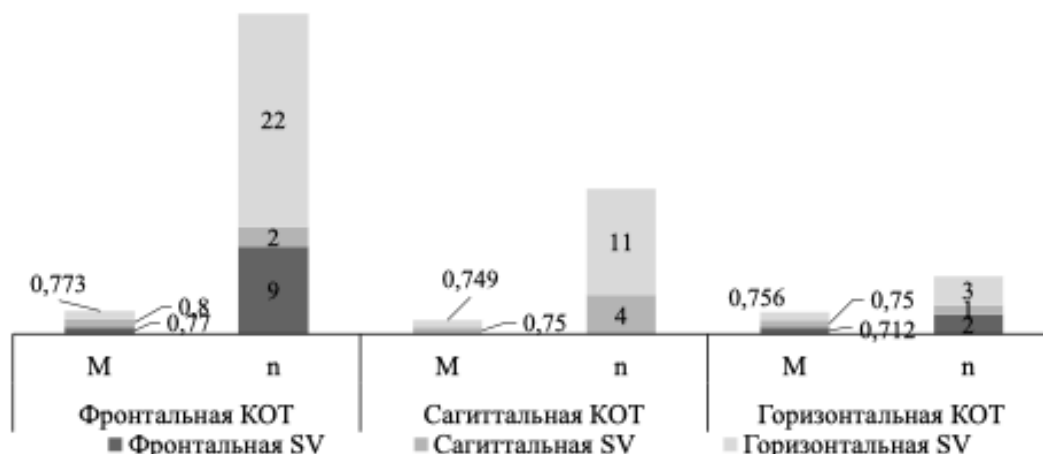


Рисунок 58 – Средние значения и количество достоверных значений критерия Спирмена SR в отношении выходных данных KOT и *ScolView*®

Резюмируя проведенную работу, следует отметить, что средним значением критерия Спирмена при оценке корреляционных связей стала величина $0,758 \pm 0,025$, что весьма обнадеживает в перспективе широкого внедрения метода фотограмметрии в рутинное мониторинговое наблюдение за динамикой деформации позвоночника популяционных групп.

4.1.4. Оценка работы нейронной сети

В результате использования обученной нейронной сети на малой выборке размеченных фотографий удалось получить хорошее совпадение в положении реперных точек на фотографиях, не используемых для обучения.

В отличие от математического алгоритма, в котором наибольшую сложность определения имели точки ушей, основные проблемы с поиском точек у нейронной сети были связаны с определением точек шеи на фотографиях, имеющих цвет одежды сходный по оттенку с цветом кожи, а также в связи с различной длиной шеи. При этом с поиском остальных точек разработанная нейронная сеть справилась в большинстве случаев.

Для оценки полученного результата использовался ряд стандартных метрик [71, 115, 158], таких как:

1. *F*-мера – это метрика для оценки точности алгоритмов машинного обучения, используемых в задачах классификации и семантической сегментации. Она сочетает в себе метрики точности (*Precision*) и полноты (*Recall*) в единую меру качества модели. Она помогает выбрать оптимальный порог *IOU* для принятия решения о наличии или отсутствии объекта на изображении при работе с алгоритмом *YOLO* (Рисунок 59, а).

2. *Recall-Confidence Curve* – это график, который отображает соотношение между полнотой (*recall*) и уверенностью (*confidence*) алгоритма машинного обучения в прогнозировании. *Recall-Confidence Curve* позволяет оценить, насколько хорошо алгоритм справляется с предсказанием реальных положительных примеров при разной степени уверенности. Например, если алгоритм имеет высокую полноту при низкой уверенности, это может указывать на то, что он не может достаточно точно различить истинные положительные примеры от ложных, и нужно провести дополнительную настройку модели (Рисунок 59, б).

3. *Precision-Confidence Curve* (кривая точности-доверия) – это график, который показывает точность модели машинного обучения в зависимости от уровня ее доверия. Он может использоваться для оценки производительности модели, отображая точность предсказаний на основе того, насколько уверена модель в своих результатах. Кривая точности – доверия может помочь оценить какая точность достигается на разных уровнях доверия к результатам модели и может привести к более информативным метрикам производительности, чем просто точность (*accuracy*) или *F1*-мера (Рисунок 59, в).

4. *Precision-Recall curve* (кривая точность-полнота) – это графическое представление производительности бинарного классификатора, которое используется для оценки эффективности модели машинного обучения в распознавании положительных и отрицательных примеров. Кривая позволяет оценить баланс между точностью и полнотой модели, настраивая пороговое значение для принятия решения о классификации (больше или меньше порогового значения). Чем выше точность и полнота, тем ближе кривая будет к левому

верхнему углу графика, что является оптимальной производительностью модели (Рисунок 59, з).

Точность определяет отношение числа корректно обнаруженных объектов ко всему количеству обнаруженных объектов и вычисляется по формуле:

$$\text{Точность} = \frac{TP}{TP+FP}, \quad (13)$$

Полнота определяет отношение числа корректно обнаруженных объектов ко всем объектам класса и вычисляется по формуле:

$$\text{Полнота} = \frac{TP}{TP+FN}, \quad (14)$$

F -мера позволяет сравнить 2 модели, одновременно оценив полноту и точность и вычисляется по формуле:

$$F\text{-мера} = \frac{2}{\frac{1}{\text{Точность}} + \frac{1}{\text{Полнота}}} \quad (15)$$

Есть всего 4 возможных исхода при выделении ограничивающих рамок и обнаружении объекта: истинно положительные (TP), истинно отрицательные (TN), ложно положительные (FP) и ложно отрицательные (FN) [154]. TP означает число объектов, которые модель правильно обнаруживает (положительный класс). TN обозначает количество пикселей на изображении, которые не содержат объект (отрицательный класс). FP результат означает, что модель некорректно определила положительный класс и представляет собой некоторое количество ошибочных обнаружений, FN – количество объектов, которые модель не находит, а TN – количество пикселей на изображении, которые не содержат объект. На представленных далее результатах видно, что точность идентификации большинства реперных точек достигла 1,0.

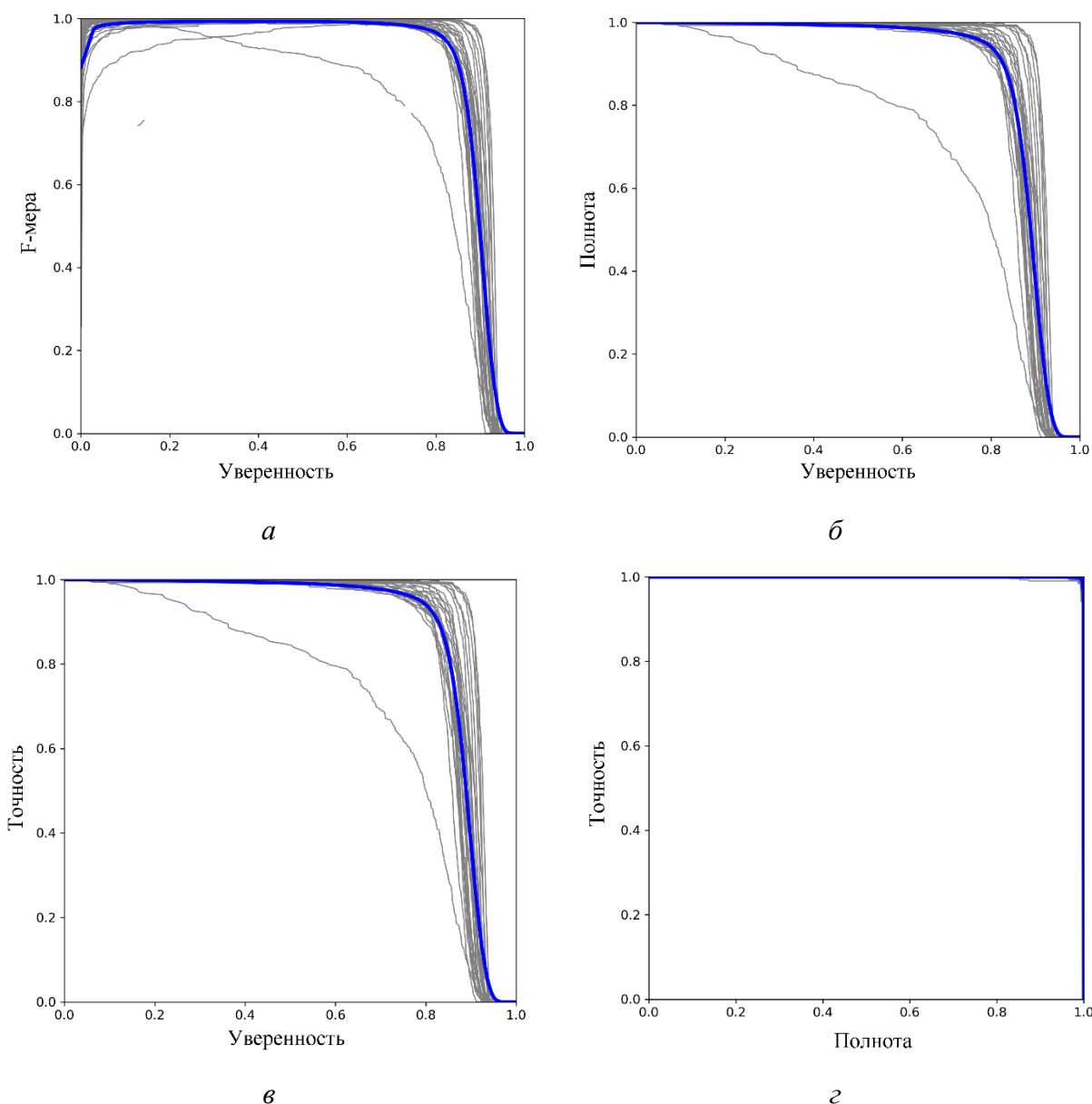


Рисунок 59 – Метрики оценки работы нейронной сети: *а* – F -мера (0.99–0.484), *б* – кривая полноты-достоверности (1–0), *в* – кривая точности- достоверности (1–0.83), *з* – кривая точности-полноты (0.995)

Графики, автоматически генерируемые при работе нейронной сети *YOLO*, описывают процесс обучения и результаты сети в процессе тестирования (Рисунок 60). В частности, график *train/boxloss* отображает значение функции потерь для каждой эпохи обучения, которое связано с ошибками распознавания объектов и их позиционирования (определением их координат рамок *bounding boxes*). Если модель ошибается в нахождении координат рамок, это ведет к высокому значению *box_loss*. *val/cls_loss* отвечает за потерю, связанную с определением классов

объектов на изображении. Если модель ошибается в определении класса объекта, это ведет к высокому значению *cls_loss*. Соответственно *val/boxloss*, *val/dflloss* - отображают значение ошибок (loss) для каждого параметра - бокса, и локализации. *dffl_loss* (дифференциальная функция потерь по *Focal Loss*) это улучшенный вариант *cls_loss*, разработанный для борьбы с проблемой неравных значений классов, когда на изображении есть редко встречающиеся объекты. *Dffl_loss* помогает модели лучше справляться с такими объектами и снижать общий *cls_loss*.

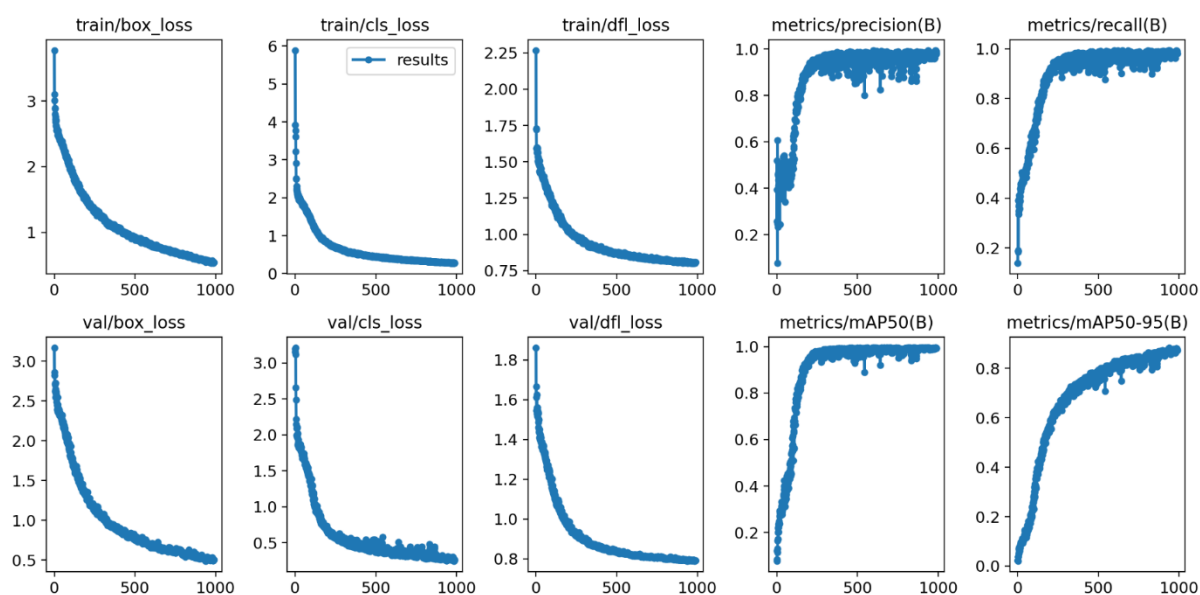


Рисунок 60 – График результатов обучения модели *YOLO* на 1200 эпохах

Метрика *precision* показывает точность (*precision*) обнаружения объектов на изображениях. *rain/dflloss* отображает значение функции потерь (ошибки) детектора лиц на этапе обучения. *metrics/recall* показывает, насколько полно и точно модель находит объекты, определяя, сколько объектов было найдено во всех изображениях, разделенных на общее количество объектов в этих изображениях. *metrics/mAP50* и *metrics/mAP50-95* показывают среднюю точность обнаружения объектов в зависимости от порога обнаружения. *mAP50* показывает точность при использовании порога обнаружения в 50%, а *mAP50-95* – от 50% до 95%.

Результаты показали, что *mAP* нейронной сети составил 98,15%. Видно, что *box_loss*, *obj_loss*, а значит и *cls_loss* во время обучения модели постоянно уменьшались. Средняя точность при *mAP_0,5* постоянно увеличивалась. *mAP_0,5*

близок к 0,99, что говорит о хорошем эффекте обучения на представленном наборе данных.

В целях увеличения точности модели, было произведено дообучение уже обученной модели (Рисунок 61) на расширенном количестве данных (500 +500 фотографий) в течение 300 эпох (1200 + 300 эпох):

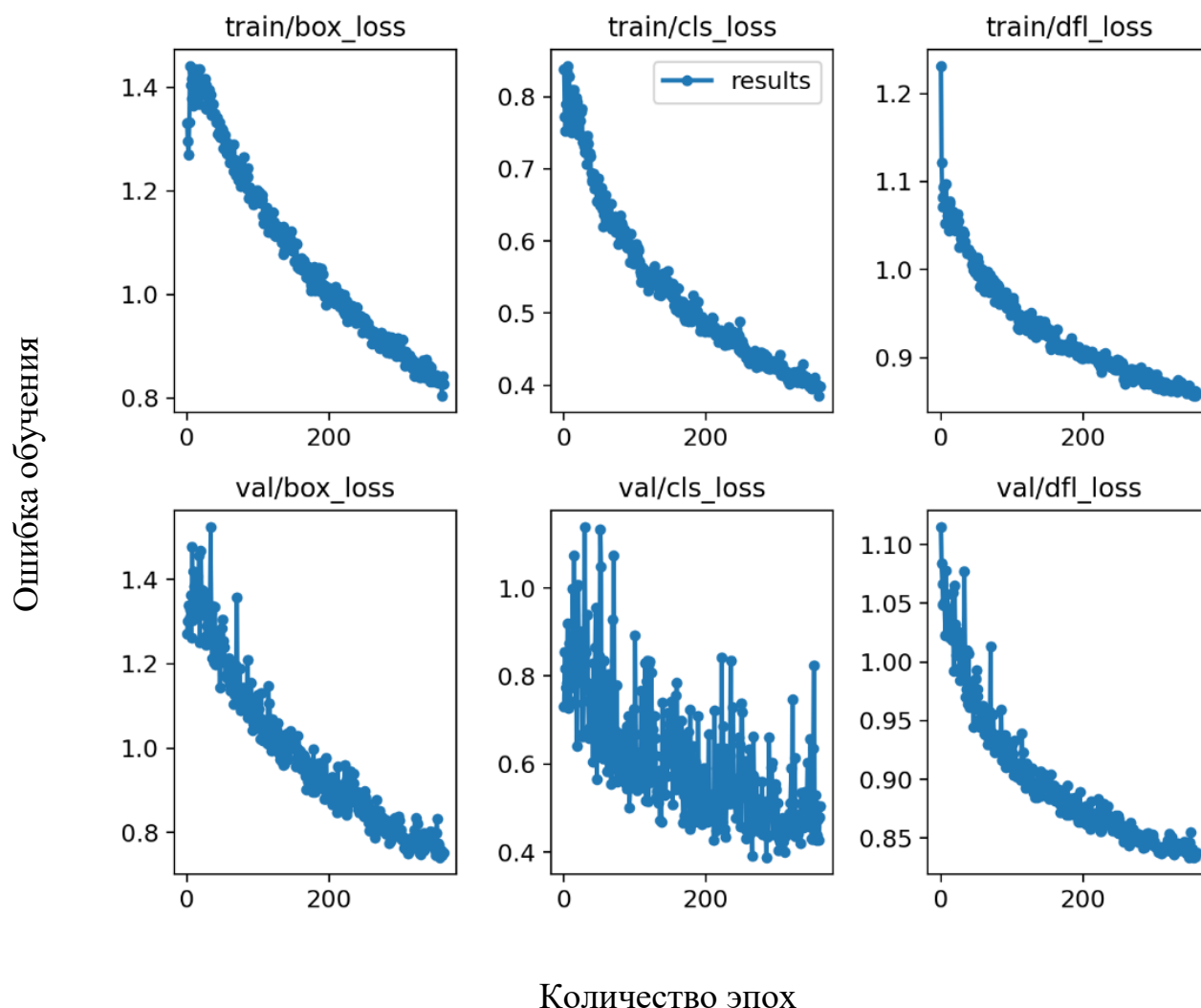


Рисунок 61 – График результатов дообучения модели *YOLO* на 1500 эпохах

Представленные на рисунках выше (Рисунок 60, Рисунок 61) графики включают две линии – линию обучения и линию проверки. Линия обучения (*train*) отображает показатели производительности модели на каждой эпохе обучения на обучающих данных. Линия проверки (*val*) свидетельствует о том, как модель проходит проверку на проверочном наборе данных, который она не видела во

время обучения. При первоначальном обучении линии *train* и *val* были близки. Однако, при переобучении на обучающих данных, линия обучения продолжала уменьшаться при увеличении разброса данных линии проверки. Таким образом уменьшение промежутка между *train* и *val* линиями, говорит о лучшей генерализация модели на новые данные. После до обучения модели удалось снизить количество ошибок, связанных с: распознаванием и позиционированием до 0,8, определением классов до 0,4, редко встречающихся объектов до 0,9. Для оценки точности нейросетей модели в задаче обнаружения реперных точек использовалась Матрица ошибок, которая представляют собой таблицу, демонстрирующую комбинации прогнозируемых и фактических значений. Каждая строка в матрице соответствует реальному классу объектов, а каждый столбец - предсказанному классу (Рисунок 62). На основе матрицы ошибок можно вычислить различные метрики, такие как точность, полнота, точность предсказания и *F1*-меру.

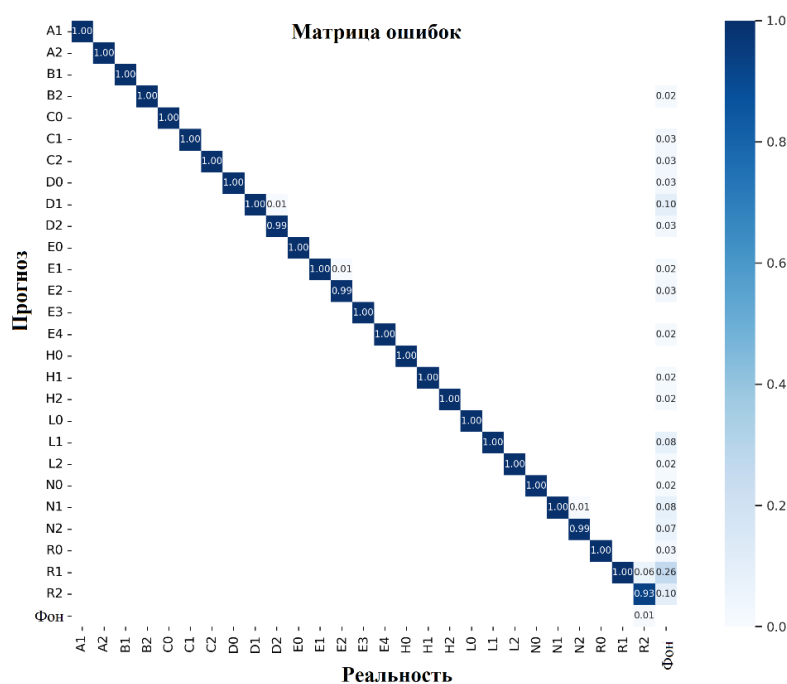


Рисунок 62 – Матрица ошибок модели

В рамках проведенного исследования, был выполнен поиск специальных (реперных точек), определяющих геометрию лица при помощи разработанных математических и нейросетевых алгоритмов. Было показано, что точность поиска

точек обученной на 1000 сгруппированных фотографиях нейронной сетью значительно выше, чем при использовании исключительно математической модели. Определенные на фотографии точки были перенесены на полученную с помощью разработанной авторами фотограмметрической методики трехмерную модель и использованы для определения рельефа и цветности применительно к прогнозированию возрастных изменений лица. Полученные результаты свидетельствуют об эффективности использования разработанной авторами методики в области косметологии и потенциала ее использования в других областях медицины, включая стоматологию, неврологию и хирургию.

Аналогично получаем данные для обученной нейронной сети по определению параметров спины человека (Рисунки 63–65).

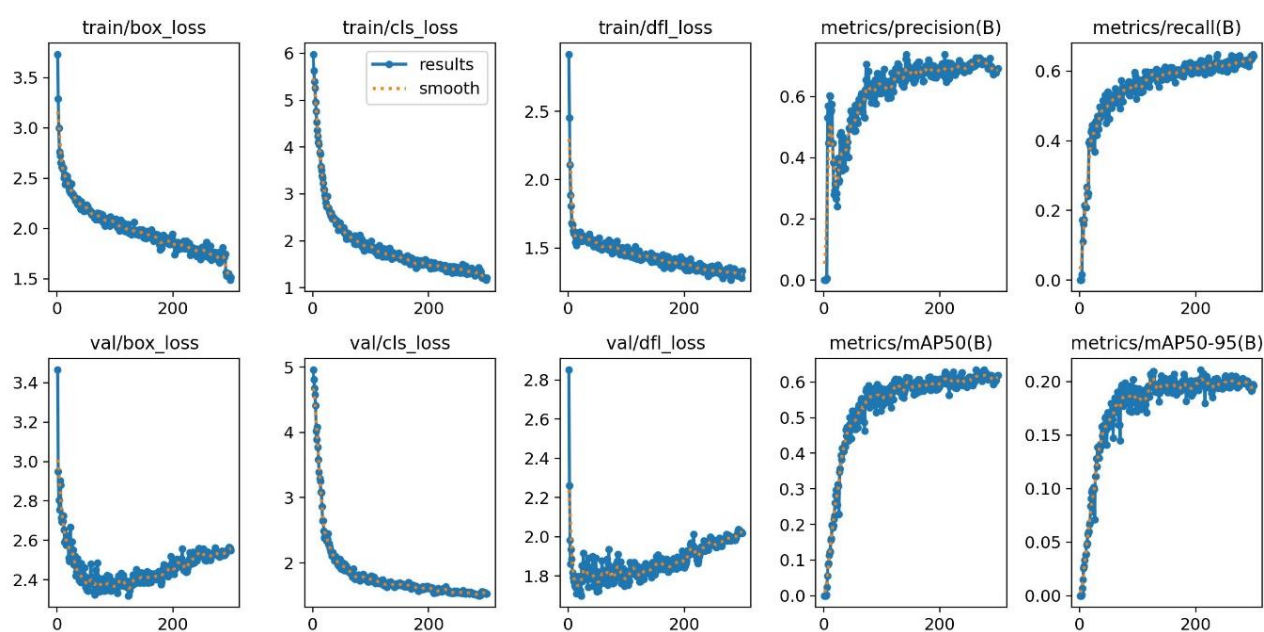


Рисунок 63 – График результатов обучения модели *YOLO* для реперных точек спины человека на 300 эпохах

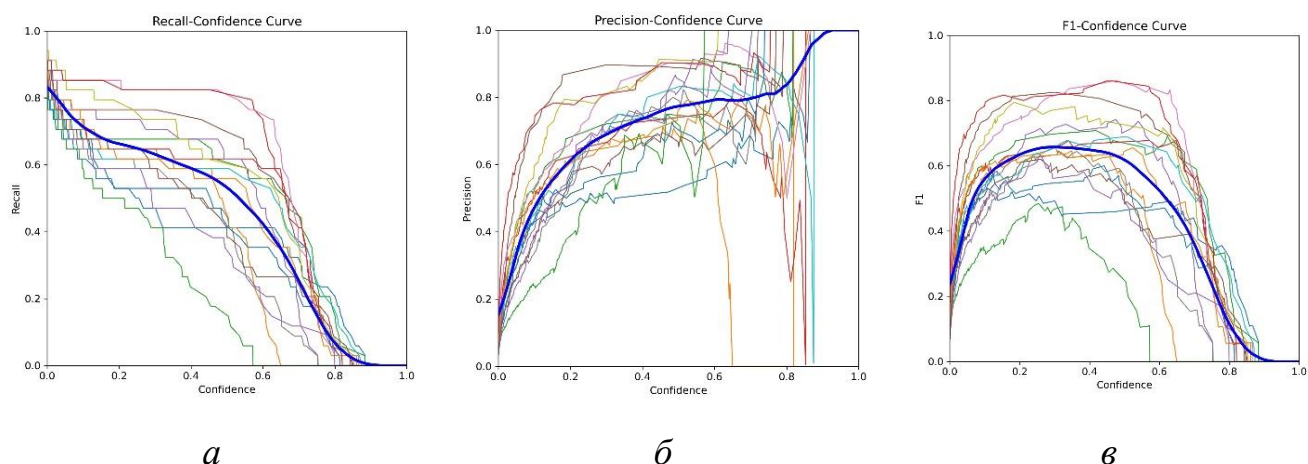


Рисунок 64 – Метрики оценки работы нейронной сети: *а* – полнота, *б* – точность, *в* – F-мера

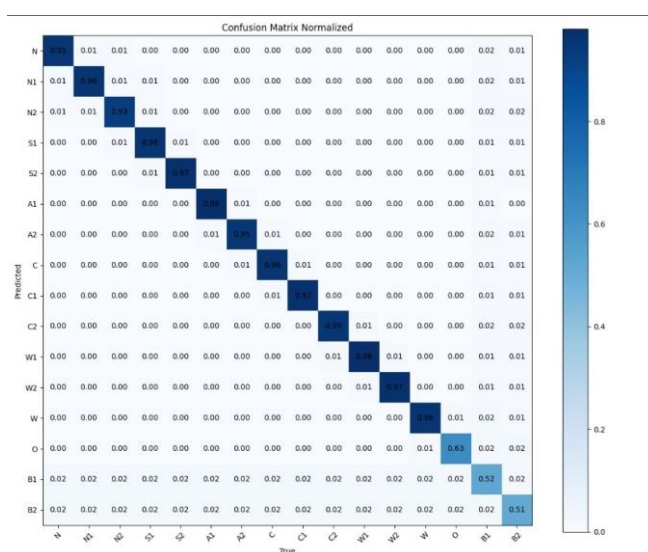


Рисунок 65 – Матрица ошибок модели

При обучении нейронной сети по определению уникальных признаков поверхности спины человека получилось достигнуть точности в 88,45% согласно матрице ошибок (Рисунок 65). Анализируя полученную матрицу ошибок можно сделать вывод, что основные отклонения наблюдаются в области таза исследуемого объекта, а именно уникальные признаки точки О – межгодовая складка и В₁ и В₂ – левая и правая точки границы туловища на уровне межгодовой складки, возникающие при недостаточном качестве разметки обучающего дата сета. На качество дата сета сказалось присутствие нижнего белья человека, так как межгодовая складка, а соответственно границы таза В₁ и В₂ находятся ниже уровня нижнего белья. При исключении из оценки уникальные признаки, характеризующие таз, точность повышалась до 96,1%.

4.2. Практическое внедрение результатов исследования

В ходе проведения исследования были разработаны несколько программных продуктов *ScolView*® и *FrontArt*®, для проведения скрининг диагностики нарушений осанки и лицевых изменений, соответственно. Приложения являются кроссплатформенными и доступны для пользователей в основных официальных магазинах приложений: *Google Play*, *AppStore* и *RuStore* под операционные системы *Android* и *iOS*. В 2022 и 2023 годах разработанная интеллектуальная система использовалась при ежегодной диспансеризации детей в ЗАТО Звездный, по результатам диспансеризации родителям были выданы протоколы исследований, а также тестовый доступ к платформе для самостоятельного проведения скрининг диагностики и наблюдения за состоянием опорно-двигательного аппарата своего ребенка. Результаты работы с 2022 года внедрены и используются в клинической практике Клинического санатория профилактория «Родник». В 2025 году разработанная интеллектуальная система после обновления поступила в массовое пользование и получила широкое распространение, тем самым любой родитель может воспользоваться системой удаленно, находясь в любом месте. На сегодняшний день количество пользователей платформы составляет более 10 000 человек как на территории Пермского края, так и за ее пределами (Москва и Московская область, Самара, Уфа, Казань и другие). Интеллектуальная система *ScolView*® внедрена в клиническую практику ГАУЗ ПК «ГКБ №4» и частной клинике цифровой медицины «Йорд Мед». Акты внедрения результатов диссертационной работы прилагаются в Приложениях (Приложение 4–5).

4.3. Оценка эффективности разрабатываемой интеллектуальной системы

Целью, представленной в рамках диссертационного исследования автоматизированной интеллектуальной системы является сбор, обработка, хранение и анализ медицинских данных, содержащих геометрические и

физические свойства исследуемых объектов со статодинамическими особенностями, полученные методами компьютерной оптической топографии.

Многие существующие ранее решения в области медицинской компьютерной оптической топографии с развитием технологий и потребностей общества со временем масштабировались, приобретая характеристики информационных систем, обеспечивающих поддержку принятия врачебных решений.

В отличие от существующих систем, таких как *DIERS* [17, 27] или ТОДП [121, 148, 169], разрабатываемая ИС не требует для работы дорогостоящего непереносного оборудования и высокой квалификации персонала, подходит для исследования различных объектов (не только позвоночника), использует современные программные средства и технологии, является масштабируемой и обучаемой. При этом разница в точности получаемого результата с перечисленными коммерческими системами составляет не более 5%.

С точки зрения разработанной системы, как интеллектуальной, можно выделить следующие характеристики, демонстрирующие ее преимущества в сравнении с наиболее популярными на сегодняшний день российскими и зарубежными продуктами (Таблица 13):

1. Основные методы и технологии – ключевые методы и технологии, используемые в основе работы интеллектуальной системы и характеризующую ее как топографическую медицинскую систему

2. Назначение ИС – основные цели и задачи, для которых создается и используется интеллектуальная система. В широком смысле назначение определяет, какую информацию система должна обрабатывать, какие функции должна выполнять, какие показатели эффективности должна иметь, какие требования должна удовлетворять и т. д.

3. Аппаратная реализация ИС включает в себя компьютерное оборудование, такое как серверы, сетевые устройства, хранилища данных и периферийные устройства, используемые интерфейсы передачи данных. Компоненты аппаратной реализации могут различаться в зависимости от

потребностей системы, но их целью является обеспечение обработки входных данных, хранения данных и передачи данных между компонентами системы и другими системами. Аппаратная реализация интеллектуальной системы является важной составляющей ее эффективности, так как она может влиять на скорость обработки данных, доступность и безопасность системы.

4. Программная реализация ИС включает в себя операционную систему, приложения, базы данных и другие программные компоненты, необходимые для обработки, хранения и передачи данных с целью обеспечения их эффективной обработки, управления доступом к данным и обеспечение безопасности системы. Программная реализация интеллектуальной системы также может включать в себя пользовательский интерфейс, который облегчает взаимодействие пользователей с системой и обеспечивает удобный доступ к данным и функциям системы.

5. Время обработки информации ИС характеризует ее эффективность. Чем быстрее система может обрабатывать информацию, тем быстрее пользователи могут получить результаты своей работы. Быстрая обработка информации влияет на время, затрачиваемое на выполнение задач, и производительность пользователей. Время обработки зависит от многих факторов, таких как мощность оборудования, сложность алгоритмов обработки данных и объем обрабатываемой информации.

6. Представление информации в ИС – это способ, с помощью которого данные и знания описываются и организуются в системе: использование различных форматов данных, таких как текст, графика, звук и видео, а также использование различных методов организации и классификации данных, таких как деревья, таблицы и графы. Кроме того, представление информации может включать в себя использование различных языков и стандартов для описания данных.

7. Степень автоматизации ИС – указывает на соотношение ручных операций, связанных с обработкой данных, к автоматическим операциям, выполняемым с помощью компьютера. По степени автоматизации выделяют ручные (без применения компьютера), автоматизированные (работа под

управлением человека с компьютером) и автоматические (без участия человека) ИС.

Таблица 13 – Сравнение топографических медицинских интеллектуальных систем

Название интеллектуальной системы		Разрабатываемая ИС	ТОДП	DIERS 4D motion Lab
Основные методы и технологии		Фотограмметрия, нейросетевые и web-технологии	КОМОТ (обработка фото с теневой решеткой)	
Назначение (по объекту исследования)		Позвоночный столб, лицо	Позвоночный столб	
Аппаратная реализация	Оборудование для сбора информации	Смартфон с камерой	Камера, проекционное устройство, подсветка, стойка, установочная платформа для размещения пациента с системой реперов для позиционирования	Проектор полос, видеочамера, платформа для измерения давления стоп, проекционный экран, подъемная колонна
	Оборудование для обработки и анализа информации	Персональный компьютер (стационарный/ ноутбук)		
	Интерфейсы передачи данных	Беспроводные (WI-FI)	Проводные (ETHERNET, USB)	Проводные (ETHERNET, USB)
Программная реализация	Поддержка операционных систем	Android, IOS, Windows, WEB-интерфейс	Windows	Windows, Android, IOS
	Программные продукты, входящие в систему	ScolView [©] FrontArt [©]	WTOPO	DICAM DIERS
	Ведение базы данных	Ведение базы данных обследований пациентов с возможностью просмотра и редактирования информации, ее экспорта и импорта		
	Использование информационных технологий	Ведение электронной истории болезни, оказание телемедицинских услуг, обеспечение безопасности при хранении и передаче данных		
Время обработки информации	Время сканирования	~1м	40мс	40мс
	Среднее время обработки снимка	~1с	<1с	<1с

Продолжение таблицы 13

Название интеллектуальной системы		Разрабатываемая ИС	ТОДП	DIERS 4D motion Lab
Основные методы и технологии		Фотограмметрия, нейросетевые и web-технологии	КОМОТ (обработка фото с теневой решеткой)	
Назначение (по объекту исследования)		Позвоночный столб, лицо	Позвоночный столб	
Представление информации	Визуализация 3D-модели	3D	В проекциях на плоскости	3D
	Графический и статистический анализ	+	+	+
Степень автоматизации	Обнаружение анатомических ориентиров	Автоматическое	Вручную	Автоматическое
	Автоматическая обработка снимков	+	+	+

К преимуществам разрабатываемой ИС в сравнении с ТОДП и *DIERS* можно также отнести беспроводную передачу данных и простоту развертывания, что делает систему мобильной и позволяет ее использование за пределами медицинских помещений.

Существует множество показателей, которые можно использовать для оценки эффективности интеллектуальных систем: временные (скорость получения и обработки данных), экономические (стоимость создания и поддержки ИС), точности (точность обработки данных, количество ошибок), качества (надежность, удобство использования, функциональность) и безопасности (степень защиты данных от утери и доступа третьих лиц). С точки зрения разработки медицинской топографической системы обработки изображений объекта, наиболее показательными, количественно-представимыми являются следующие показатели, характеризующие время и точность работы ИС (Таблица 14):

1. Время сканирования – определяет сколько времени занимает получение достаточного набора снимков для построения и дальнейшей обработки цифровой модели исследуемого объекта:

2. Скорость съемки – количество фотографий (кадров), выполненных в единицу времени (секунду).

3. Среднее время обработки данных показывает сколько времени в среднем необходимо затратить алгоритму на обработку фотографий объекта с целью построения на их основе цифровой модели и определения исследуемых показателей.

4. Максимальная пропускная способность – характеризует количество исследуемых объектов, которые возможно отсканировать в единицу времени (в течение часа) при обеспечении непрерывной бесперебойной работы оборудования для съемки с заявленной скоростью передачи и обработки данных и должных навыках персонала.

5. Время развертывания – учитывает сколько времени (в минутах) необходимо для первичного подключения и настройки интеллектуальной системы при наличии необходимых навыков персонала.

6. Погрешность определения рельефа – представляет максимальное отклонение (мм) в ключевых реперных точках, определенных алгоритмом в сравнении с их положением, определенным на рентгенографическом снимке.

Таблица 14 – Расчет показателей эффективности

Показатели эффективности		Разрабатываемая ИС	ТОДП
Временные	Время сканирования	~1м	40мс
	Скорость съемки	3 кадр./сек	25 кадр./сек
	Среднее время обработки	~1с	<1с
	Время развертывания	<1м	30 мин
	Максимальная пропускная способность	30 чел./час	30 чел./час
Точности	Погрешность определения рельефа	±0,5 мм	±0,5 мм

В отличие от системы ТОДП, разрабатываемая система может построить модель любого исследуемого объекта, следовательно время, затрачиваемое на съемку, может варьироваться и в среднем являться выше, чем у ТОДП, что также связано с особенностями процесса съемки – перемещением камеры вокруг объекта. При этом, за счет простоты настройки оборудования разрабатываемой ИС, а также

независимости процессов получения и обработки данных и построения модели (съемка происходит на мобильном устройстве, затем данные отправляются на сервер для обработки и построения модели, в то время как аппаратные ресурсы мобильного устройства доступны для выполнения последующей съемки), максимальная пропускная способность у обоих перечисленных систем остается одинаковой. У ТОДП задействовано одно и то же оборудование для съемки и обработки данных, что при высокой скорости съемки и обработки данных не обеспечивает высокой пропускной способности, на которую также негативно влияет ручная расстановка анатомических ориентиров (калибровочных маркеров) и контроль позиционирования пациента на специальной платформе.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Диссертация направлена на разработку интеллектуальной системы анализа пространственных изображений человека. В проведенном исследовании были разработаны и обоснованы следующие основные результаты:

1. Разработаны методы обработки трехмерных изображений объектов со статодинамическими особенностями:

а. математический метод обработки трехмерных изображений объектов со статодинамическими особенностями с описанием исследуемого трехмерного объекта как математической функции.

б. метод вычисления основных признаков трехмерных изображений объектов со статодинамическими особенностями с использованием нейросетевой модели для анализа, который позволяет более точно учитывать характер закономерностей моделируемой предметной области.

2. Разработаны две нейросетевые модели для конкретных областей трехмерного объекта со статодинамическими особенностями (на примере головы и туловища человека). Была произведена оценка полученных нейросетевых моделей на тестовой выборке для каждой нейронной сети, определяющей уникальные признаки тела человека. Для нейронной сети, определяющей уникальные признаки поверхности спины, суммарная вероятность определения каждого уникального признака составила более 88%, а при исключении из выборки точек таза точность нейросетевой модели повысилась до 96%. Для нейронной сети, определяющей уникальные признаки поверхности лица, аналогичное значение точности составило более 98%.

3. Разработана интеллектуальная система для диагностики нарушения осанки исследуемого объекта, а также для построения индивидуальных рекомендаций с формированием экспертного текстового и иллюстративного заключения в формате PDF (Portable Document Format).

4. Разработана интеллектуальная система для диагностики лицевых изменений и оценки гармонии лица исследуемого объекта с формированием экспертного текстового и иллюстративного заключения в формате PDF.

5. С помощью разработанной интеллектуальной системы проведена серия экспериментов и сравнений с общепризнанными методами диагностики, показавших отклонение по расположению точек менее чем 5%, что говорит о возможности применения разработанного решения для объективной оценки состояния позвоночника наравне с рентгенографией и компьютерной оптической топографией.

6. На основе разработанных методов созданы 2 мобильных приложения для диагностики нарушений осанки (программное обеспечение для смартфона ScolView) и анализа лицевых изменений (программное обеспечение для смартфона FronArt), которые уже внедрены в государственные и частные лечебно-профилактические учреждения на территории Пермского края.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

MPT – магнитно-резонансная томография

KOT – компьютерная оптическая топография (КОМОТ)

КТ – компьютерная томография

ПТУ – камера персонального телекоммуникационного устройства

СУБД – система управления базами данных

ТС – точки сюръекции

ФМ – метод фотограмметрии (=стереофотограмметрии)

ИС – интеллектуальная система

API – описание способов взаимодействия одной компьютерной программы с другим

ORM – объектно-реляционное отображение

HTML – код, который используется для структурирования и отображения веб-страницы и ее контента

MVT – шаблон проектирования программного обеспечения

SFM – технология автоматизированного обнаружения и сопоставления ключевых – реперных – точек объекта, которые являются общими для двух изображений

ASPRS – Американское общество фотограмметрии и дистанционного зондирования

ЧПУ – числовое программное управление

ЭВМ – электронная вычислительная машина

RGB – название основных цветов (красный, зеленый, голубой), которые формируют аддитивную цветовую модель, используемую для отображения цветов на экранах

MIP – метод многоуровневой детализации

ТОДП – компьютерный оптический топограф

GPU – графический процессор

НИИТО – Федеральное государственное бюджетное учреждение «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Я.Л. Цивьяна» Министерства здравоохранения Российской Федерации

JSON – текстовый формат обмена данными, основанный на JavaScript

HTTPS – защищенный протокол передачи данных в Интернете, который используется для обеспечения конфиденциальности и целостности данных, передаваемых между устройствами

JWT – это открытый стандарт (RFC 7519) для создания токенов доступа, основанный на формате JSON. Используется для передачи данных для аутентификации в клиент-серверных приложениях

RBAC – модель управления доступом к информационным ресурсам и системам

TCP/IP – Transmission Control Protocol / Internet Protocol (Протокол управления передачей / Протокол интернета). Набор протоколов, используемых для передачи данных в интернете и в локальных сетях. TCP обеспечивает надежную доставку данных, а IP отвечает за маршрутизацию и адресацию

HTTP – Hypertext Transfer Protocol (Протокол передачи гипертекста). Протокол, используемый для передачи веб-страниц и другого контента в интернете

FTP – File Transfer Protocol (Протокол передачи файлов). Стандартный протокол для передачи файлов между компьютерами по сети

СФММ – стереофотограмметрический модуль

САПР – система автоматизированного проектирования

DEM – цифровая модель высот или рельефа местности, которая используется для точного геопривязки изображений при создании ортофотоплана

NDVI – индекс, который используется для оценки состояния растительности на изображениях с многоспектральными данными

LOWESS – локальная взвешенная сглаживающая аппроксимация. алгоритм, используемый для сглаживания данных и выявления тенденций в наборах данных, основанный на локальных моделях

YOLO – алгоритм компьютерного зрения, предназначенный для быстрого и точного обнаружения объектов на изображениях и видео

CNN – сверточная нейронная сеть, специально разработанный для обработки данных с сеточной структурой, таких как изображения

R-CNN – региональная сверточная нейронная сеть

CSPDarknet – архитектура нейронной сети, которая используется в современных моделях для обнаружения объектов

PANet – сеть агрегации путей

FPN – тип нейронной сети, предназначенной для улучшения обнаружения объектов на разных масштабах

ИМТ – индекс массы тела

KL – грудного кифоза (K) и поясничного лордоза (L)

ЗАО – Закрытая административно-территориальная единица

ЛФК – лечебная физическая культура

КЛЮЧЕВЫЕ ТЕРМИНЫ СМЕЖНЫХ ОБЛАСТЕЙ

Для облегчения понимания текста диссертационной работы приводятся ключевые термины, приводимые в дальнейшем из различных областей знаний и тем или иным образом раскрывающих содержание данной работы.

Измерение изображений объектов

Трехмерное изображение (3D пространственная модель) – это изображение, которое имеет глубину, ширину и высоту. Оно может быть использовано для создания реалистичной и объемной модели объектов и сцен. На сегодняшний день существует несколько **методов обработки трехмерных изображений**. Они включают в себя:

1. Аналоговая обработка: используется для создания трехмерных фильтров и формирования изображения с помощью оптических элементов, таких как линзы и зеркала.
2. Механическая обработка: включает в себя создание трехмерных изображений при помощи механических устройств, таких как станки с ЧПУ.
3. Ручная обработка: включает в себя создание трехмерных изображений вручную при помощи материалов, таких как глина, пластилин или бумага-маше.
4. Цифровая обработка: включает в себя совокупность математических и компьютерных методов, которые используются для создания и обработки 3D-изображений в цифровой форме (текстурирование, освещение, рендеринг и т. п.).

В качестве инструментов, используемых для анализа и измерения трехмерных объектов цифровыми методами, применяются, лазерное сканирование, стереоскопия и томография, фотограмметрия и специально разработанные математические и нейросетевые алгоритмы.

Фотограмметрия, как один из методов цифрового измерения данных основана на анализе фотографий объектов с помощью специального программного обеспечения и позволяет создавать точные 3D-модели. Фотограмметрия используется в различных областях, например, в геодезии, архитектуре, медицине и т. д.

Название термина «**фотограмметрия**» происходит от греческих слов *photos* (свет), *gramma* (запись) и *metreo* (измеряю), что в вольном переводе означает измерение изображений объектов, записанных с помощью света. Если авторы хотят подчеркнуть, что при измерении использовалось объемное изображение объекта, то на основе греческого слова *stereo* (пространственный) такие измерения называют «**стереоскопическими**» или «**стереофотограмметрическими**» [130].

Пространственные отношения в анатомии

В анатомической терминологии существуют особые термины для точного описания расположения частей тела, органов и других анатомических образований в пространстве и по отношению друг к другу в анатомии человека [70]. В трехмерном пространстве основными плоскостями, являются «**горизонтальная**» (проходящая через оси координат), «**фронтальная**» (проходящая через оси координат XY), «**сагиттальная**» (проходящая через оси координат YZ). Причем положения начала координат зависит от рассматриваемой части тела. В таком случае термин проекция на горизонтальную плоскость, будет соответствовать термину горизонтальный срез.

Наиболее удобным расположением центра введенной координатной системы, является точка, расположенная на вершине остистого отростка позвонка $L5$ (расположенного в районе пупка) [123], что в среднем соответствует геометрическому центру масс человека. Тогда ось Y соответствует положению вертикали, а оси X и Z располагаются под прямым углом в горизонтальной плоскости и определяют движение в сагиттальном и фронтальном направлениях.

В тексте диссертации также встречаются указания на осевые направления (например, при описании направления действия силы). Вместо принятых в медицине терминов, касательно анатомических направлений, таких как: латеральный, дорсальный, вентральный и т. п., для удобства введены оси декартовой системы X , Y , Z (Рисунок 66). Поэтому, например, вместо термина «в дорсальном направлении» будет использоваться термин «в отрицательном направлении оси Z ».

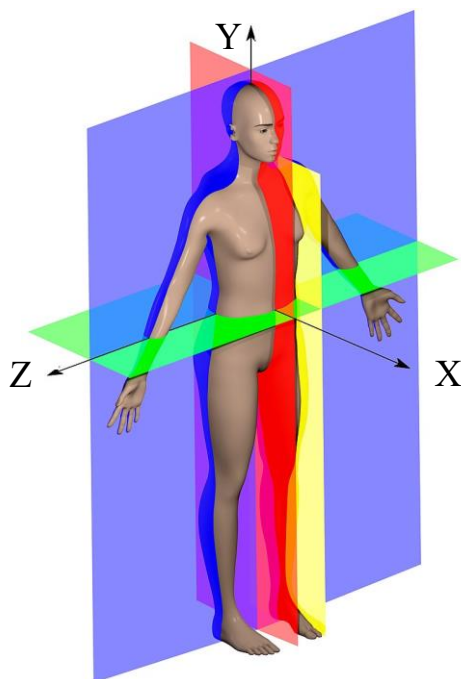


Рисунок 66 – Горизонтальная (XZ), фронтальная (XY) и сагиттальная (YZ) плоскости

Медицина и физиология

В тексте работы будут встречаться неспецифические для выбранной научной специальности термины, такие как: нарушение, заболевание, болезнь.

Термин **«нарушение»** часто используется для обозначения какого-либо отклонения от нормы в работе организма, без указания на конкретное заболевание или патологию. Нарушениями являются любые проблемы, возникающие в физиологических функциях (дыхание, кровообращение, движение и т. п.) и анатомических частях (органы, конечности и их компоненты) организма [133].

«Заболевание» – это состояние, характеризующееся нарушением нормальной функции организма, вызванное какой-либо патологической причиной.

«Болезнь» – это конкретное заболевание, характеризующееся определенными симптомами, протеканием, причиной и механизмом развития.

«Патология» – это наука, изучающая заболевания, их механизмы развития и последствия.

Таким образом, термины «нарушение», «заболевание», «болезнь» и «патология» имеют отличия в значении, но могут использоваться в контексте описания состояния организма в зависимости от цели и задачи.

Деформацию позвоночника, изучаемую в рамках данного исследования, можно отнести к нарушениям опорно-двигательного аппарата, а также к заболеваниям костно-мышечной системы. В таком случае, в контексте термина «нарушение опорно-двигательного аппарата или «нарушение костно-мышечной системы» будет пониматься широкий спектр проблем, связанных с деформациями, болезнями и травмами скелета и мышц [134], без указания причины их возникновения.

Термин **«костно-мышечная система»** включает в себя понятие «опорно-двигательный аппарат», но также может включать в себя другие составляющие, такие как суставы и связки.

Термин **«опорно-двигательный аппарат»** относится к широкому спектру структур, включающих кости, суставы, мышцы и связки, которые работают вместе для поддержания позы тела и выполнения движений. Термин «костно-мышечная система» является более узким понятием поскольку он описывает только кости и мышцы без упоминания других связанных структур, таких как суставы и связки.

«Столб позвоночника» является основным элементом опорно-двигательной системы человека. Он состоит из 33–34 позвонков, которые разделяются на 5 отделов: шейный, грудной, поясничный, крестцовый и копчиковый. Позвоночный столб выполняет несколько функций, включая поддержку тела, защиту спинного мозга и нервных корешков, а также обеспечение мобильности и гибкости тела. Деформации позвоночника могут привести к нарушению этих функций и вызвать различные заболевания опорно-двигательной системы. Термин «позвоночный столб» обычно используется для обозначения всей основной части скелета, состоящей из позвонков, которая простирается от шеи до копчика. В свою очередь, термин «позвоночник» используется для обозначения отдельных костей, составляющих позвоночный столб. Зачастую, в литературе не делается различий между понятиями «столб позвоночника» и «позвоночник». Каждый позвонок состоит из тела, дуги и отверстий для прохождения спинного мозга и нервных корешков.

«Деформация позвоночного столба» – это общее понятие, которое включает в себя различные виды деформаций позвоночника, включая сколиоз, кифоз и лордоз. **«Кифоз»** и **«лордоз»** – это нормальные кривизны позвоночника, которые помогают организму амортизировать удары и поддерживать правильное положение тела. В контексте патологического процесса, под этими терминами зачастую понимают **«гиперкифоз»** и **«гиперлордоз»**, как чрезмерный изгиб позвоночника относительно фронтальной плоскости в отрицательном (от центра к спине) и положительном (от центра к лицу) направлении оси Z соответственно (Рисунок 66).

Термин **«искривление позвоночного столба»** или **«сколиотическая деформация позвоночника»** используется для обозначения конкретного вида деформации – сколиоза. При этом образуется **«первичная сколиотическая дуга»** – изгиб позвоночника, который является первоначальным и возникает в ответ на какую-то причину, такую как неравномерный рост или другой стресс на позвоночник. Позже может возникнуть **«вторичная сколиотическая дуга»** – дополнительный изгиб позвоночника, который формируется в ответ на первичную дугу. Он развивается в попытке компенсировать первичную дугу и сохранить баланс тела. Сколиоз может влиять на кифоз и лордоз в разных плоскостях, приводя к различным видам **«патологической осанки»** – нефизиологическом положении тела в покое и при движении [162] (Рисунок 67). Например, если сколиоз искривляет позвоночник в направлении оси X, это может вызвать увеличение кифоза или лордоза в направлении оси Z.

«Сколиоз», характеризующийся искривлением позвоночника относительно сагиттальной плоскости и торсией. В отличие от других видов деформаций, сколиоз может привести к нарушению мобильности и гибкости тела, а также к различным заболеваниям опорно-двигательной системы. Для оценки степени сколиоза используются различные параметры, такие как угол Кобба, направление и осевой поворот позвоночника. Кроме того, другие параметры, такие как высота и форма позвонков, также могут быть использованы для оценки характера деформации позвоночного столба.

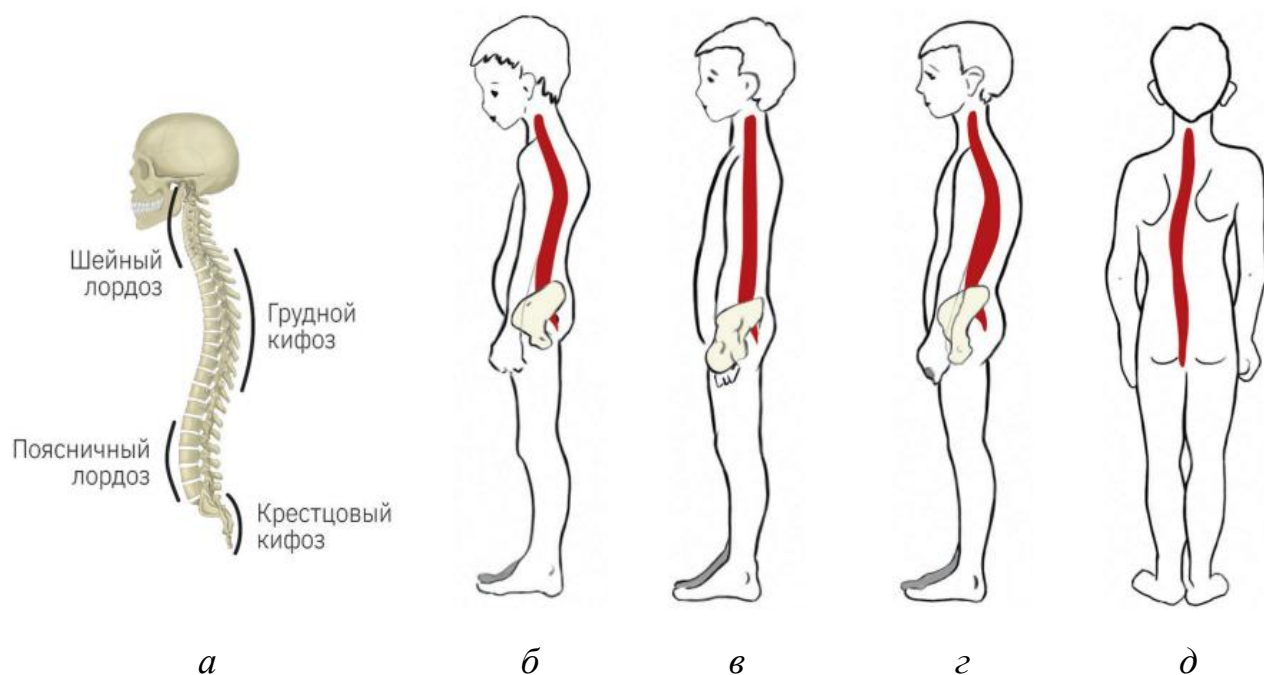


Рисунок 67 – Виды патологической осанки: *а* – изгибы позвоночника в норме, *б* – стутулость – усиление грудного кифоза при сглаженном поясничном лордозе, *в* – плоская спина – изгибы сглажены, *г* – круглая спина – гиперкифоз в нижнегрудном отделе при сглаженном поясничном лордозе, *д* – сколиоз

«Угол Кобба» – это показатель степени искривления позвоночника при сколиозе. Для его измерения используются рентгеновские или фотограмметрические снимки позвоночника, на которых отмечаются верхний и нижний концы кривизны. Затем проводится линия между этими точками, и угол между этой линией и вертикалью называется углом Кобба. Чем больше угол Кобба, тем больше степень искривления позвоночника.

«Метод Чаклина» – это метод измерения степени искривления позвоночника при сколиозе, который не требует снимков. Для проведения измерений используется специальный инструмент – сколиометр Чаклина. Он помещается на позвоночник и показывает степень искривления в градусах.

«Направление и осевой поворот позвоночника» – характеризуют искривление позвоночника относительно сагиттальной плоскости и являются параметрами, используемыми для оценки степени деформации позвоночника при сколиозе. Направление сколиоза может быть левосторонним или

правосторонним, а осевой поворот позвоночника может быть вправо или влево. Эти параметры также измеряются на снимках позвоночника.

«**Торсия**» – это еще один параметр, характеризующий деформацию позвонка при сколиозе вследствие ассиметричного роста отдельных его частей и поворот-скольжение одного деформированного позвонка относительно соседнего в сочетании с поворотом всей сколиотической дуги в сторону выпуклости деформации [162]. Другими словами, торсия определяет, насколько позвоночник вращается вокруг своей оси при искривлении. Оценка Торсии используется для оценки степени деформации позвоночника при сколиозе и измеряется на снимках позвоночника.

Все перечисленные параметры позволяют определить степень искривления позвоночника, направление и осевой поворот, а также оценить другие параметры, такие как высота и форма позвонков. Это помогает врачам выбрать наиболее эффективный метод лечения и следить за эффективностью его применения.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. A convolutional neural network based on TensorFlow for face recognition / L. Yuan, Z. Qu, Y. Zhao [et al.] // Conference: 2017 IEEE 2nd Advanced Information Technology, Electronic and Automation Control Conference (IAEAC). – 2017.
2. A new visual analytics toolkit for ATLAS Computing Metadata / M.A. Grigorieva, A.A. Alekseev, T.P. Galkin [et al.] // Journal of Physics: Conference Series. – 2020. – Vol. 1525. – P. 012086.
3. A super-grayscale and real-time computer-generated Moiré profilometry using video grating projection / L. Hongmei, Y. Cao, Y. Wan [et al.] // Sci. Rep. – 2021. – Vol. 11. – № 1. – P. 19882.
4. Accuracy of photogrammetry for detecting adolescent idiopathic scoliosis progression / J.S. Leal, R.M.C. Aroeira, V. Gressler [и др.] // Spine J. – 2019. – Т. 19. – № 2. – С. 321-329.
5. Akhgar, B. Strategic Intelligence Management: National Security Imperatives and Information and Communications Technologies / B. Akhgar, S. Yates. – Oxford : Butterworth-Heinemann, 2013. – 349 p.
6. Andry de Boisregard, N. L'orthopédie ou l'art de prevenir et de corriger dans les enfans, les difformités du corps. Le tout par des moyens a la portée des Peres & des Meres, & des personnes qui ont des enfans à elever. Tome II / Nicolas Andry de Boisregard. – A Paris, chez la veuve Alix, 1743. – 411 p.
7. Application of photogrammetry in biomedical science / R. Struck, S. Cordoni, S. Aliotta [et al.] // Adv Exp Med Biol. – 2019. – Vol. 1120. – P. 121-130.
8. Artificial intelligence in medico-dental diagnostics of the face: a narrative review of opportunities and challenges / Patcas R., Bornstein M.M., Schätzle M.A., Timofte R. // Clinical Oral Investigations. – 2022. – Vol. 26. – № 12. – P. 6871-6879.
9. Bhople, A.R. Point cloud based deep convolutional neural network for 3D face recognition / A.R. Bhople, A.M. Shrivastava, S. Prakash // Multimedia Tools and Applications. – 2020. – Vol. 80. – P. 30237–30259.

10. Brilakis, I. Progressive 3D reconstruction of infrastructure with videogrammetry / I. Brilakis, H. Fathi, A. Rashidi // Automation in Construction. – 2011. – Vol. 20. – № 4. – P. 884-895.
11. Chadwick, R.G. Close range photogrammetry--a clinical dental research tool / R.G. Chadwick // J Dent. – 1992. – Vol. 20. – № 4. – P. 235-239.
12. Chandler, J.H. Structure from motion (SFM) photogrammetry vs terrestrial laser scanning / J.H. Chandler, S. Buckley. – Geoscience Handbook 2016: AGI Data Sheets, 5th ed. Alexandria, VA: American Geosciences Institute, 2016. – 478 p.
13. Chiang, C. Moiré Topography / C. Chiang // Appl Opt. – 1975. – Vol. 14. – № 1. – P. 177-179.
14. Close range photogrammetry: principles, techniques and applications / T. Luhmann, S. Robson, S. Kyle, I. Harley. – Dunbeath: Whittles Publishing, 2006. – P. 528.
15. Comparative analysis of open-source and commercial photogrammetry software for cultural heritage / I. Đurić, I. Vasiljević, M. Obradovic [et al.] // Digital heritage. – 2021. – Vol. 2. – P. 243-252.
16. Comparison of photogrammetry tools considering rebar progress recognition / A.H. Qureshi, W.S. Alaloul, A. Murtiyoso [et al.] // The international archives of the photogrammetry, remote sensing and spatial information sciences. – 2022. – Vol. XLIII-B2-2022. – P. 141-146.
17. Comprehensive visualization of spinal motion in gait sequences based on surface topography / M. Haimerl, I. Nebel, A. Linkerhägner [et al.] // Human Movement Science. – 2022. – Vol. 81. – P. 102919.
18. Computer photogrammetry as a postural assessment in Schwartz-Jampel syndrome: A case report / A. Paula de Moraes Jorge, E.R. Monteiro, B.J. Hoogenboom [et al.] // Bodyw Mov Ther. – 2021. – Vol. 26. – P. 72-76.
19. Correction of body height in scoliotic patients using ISIS scanning / A.J. Carr, R.J. Jefferson, I. Weisz, A.R. Turner-Smith // Spine (Phila Pa 1976). – 1989. – Vol. 14. – № 2. – P. 220-222.

20. Craniocervical posture assessed with photogrammetry and the accuracy of palpation methods for locating the seventh cervical spinous process: a cross-sectional study / M.L.M. Maddaluno, A.P.A. Ferreira, A.C.L.C. Tavares [et al.] // *J Manipulative Physiol Ther.* – 2021. – Vol. 44. – № 3. – P. 196-204.
21. Development of a new 360-degree surface topography application / R. Michalik, H. Siebers, J. Eschweiler [et al.] // *Gait Posture.* – 2019. – Vol. 73. – P. 39-44.
22. Dong Y. 3D face recognition neural network for digital human resource management / Y. Dong // *Hindawi Scientific Programming.* – 2022. – P. 9.
23. Electronic gadgets and their health-related claims / M. Malik, A.J. Camm, H. Huikuri [et al.] // *Int J Cardiol.* – 2018. – Vol. 258. – P. 163-164.
24. Emerging techniques in diagnostic imaging for idiopathic scoliosis in children and adolescents: A review of the literature / S. Girdler, B. Cho, C.M. Mikhail [et al.] // *World neurosurgery.* – 2020. – Vol. 136. – P. 128-135.
25. Estes, J. Remote sensing / J. Estes, K. Kline, E. Collins // *International encyclopedia of the social & behavioral sciences.* – 2001. – Vol. 19. – P. 13144-13150.
26. Evaluation of 3D measuring methods for body surface damage and scars / J.M. Wang, J.Y. Mi, W.H. Hu [et al.] // *Fa Yi Xue Za Zhi.* – 2020. – Vol. 36. – № 2. – P. 204-209.
27. Evaluation of 3D vertebral and pelvic position by surface topography in asymptomatic females: presentation of normative reference data / C. Wolf, U. Betz, J. Huthwelker [et al.] // *J Orthop Surg Res.* – 2021. – Vol. 16. – № 1. – P. 703.
28. Ey-Chmielewska, H. Photogrammetry and its potential application in medical science on the basis of selected literature / H. Ey-Chmielewska, M. Chruściel-Nogalska, B. Frączak // *Adv Clin Exp Med.* – 2015. – Vol. 24. – № 4. – P. 737-741.
29. Face recognition smart attendance system using deep transfer learning / K. Alhanaee, M. Alhammadi, N. Almenhali, M. Shatnawi // *Procedia Computer Science.* – Vol. 192. – P. 4093-4102.
30. Galantucci, L.M. 3D Face measurement and scanning using digital close range photogrammetry: evaluation of different solutions and experimental approaches /

L.M. Galantucci, F. Lavecchia, G. Percoco // International conference on 3D Body Scanning Technologies. – 2010. – Vol. Paper #34. – P. 8.

31. Gardner A. A cluster analysis describing spine and torso shape in Lenke type 1 adolescent idiopathic scoliosis / A. Gardner, F. Berryman, P. Pynsent // Eur Spine J. – 2021. – Vol. 30. – № 3. – P. 620-627.

32. GBD 2017 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. / GBD 2017 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators // Lancet. – 2018. – Vol. 392. – № 10159. – P. 1789-1858.

33. Gebhardt, S. Polygons, point-clouds, and voxels, a comparison of high-fidelity terrain representations / S. Gebhardt, Eliezer. – 2009.

34. Geometric analysis and YOLO algorithm for automatic face detection system in a security setting / F.E. Ayo, A. M. Mustapha, J. A. Braimah, D.A. Aina // Journal of Physics: Conference Series. – 2022. – Vol. 2199. – № 1. – P. 012010.

35. Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019 / A. Cieza, K. Causey, K. Kamenov [et al.] // Lancet. – 2021. – Vol. 396. – № 10267. – P. 2006-2017.

36. Google for Developers // ARCore supported devices. URL: <https://developers.google.com/ar/devices> (дата обращения : 03.01.2024).

37. Gruner, H. A short-range system for dental surgery / H. Gruner, J. Zulgar-Nain, H.A. Zander // Photogram Eng. – 1967. – Vol. 33. – P. 1240-1245.

38. Guidi, G. Optimal lateral displacement in automatic close-range photogrammetry / G. Guidi, U.S. Malik, L.L. Micoli // Sensors (Basel). – 2020. – Vol. 20. – № 21. – P. 6280.

39. Hal, B.L. Photogrammetry in medicine / B.L. Hal // Photogrammetric engineering and remote sensing. – 1983. – Vol. 49. – № 10. – P. 1453-1456.

40. Hernandez A. A smartphone photogrammetry method for digitizing prosthetic socket interiors / A. Hernandez, E. Lemaire // *Prosthetics and Orthotics International*. – 2016. – Vol. 41. – № 2. – P. 210-214.
41. Illés, S. The EOSTM imaging system and its uses in daily orthopaedic practice / S. Illés, S. Somoskeöy // *Int Orthop*. – 2012. – Vol. 36. – № 7. – P. 1325-1331.
42. Image reconstruction based on progressive multistage distillation convolution neural network / Y. Cai, G. Gao, Z. Jia [et al.] // *Computational Intelligence and Neuroscience*. – 2022. Vol. 2022. – P. 1-12.
43. IMAGE-IN: Interactive web-based multidimensional 3D visualizer for multi-modal microscopy images / Y. Gupta, C. Costa, E. Pinho [et al.] // *PLoS One*. – 2022. – Vol. 17. – № 12. – P. e0279825.
44. Introduction and evaluation of a novel multi-camera surface topography system / R. Michalik, M. Knod, H. Siebers [et al.] // *Gait Posture*. – 2020. – Vol. 80. – P. 367-373.
45. ISIS scanning: a useful assessment technique in the management of scoliosis / I. Weisz, R.J. Jefferson, A.R. Turner-Smith [et al.] // *Spine (Phila Pa 1976)*. – 1988. – Vol. 13. – № 4. – P. 405-408.
46. Lokku G. OPFaceNet: optimized face recognition network for noise and occlusion affected face images using hyperparameters tuned convolutional neural network / G. Lokku, H. Reddy, M.G. Prasad // *Applied Soft Computing*. – 2021. – Vol. 117. – № 1. – P. 108365.
47. Lussu, P. Ultra close-range digital photogrammetry in skeletal anthropology: A systematic review / P. Lussu, E. Marini // *PLoS One*. – 2020. – Vol. 15. – № 4. – P.e0230948.
48. Maio, M.D. MD CodesTM: A methodological approach to facial aesthetic treatment with injectable hyaluronic acid fillers / M.D. Maio // *Aesth Plast Surg*. – 2021. – Vol. 45. – P. 690-709.
49. MATLAB Help Center // Lowess Smoothing. URL: <https://ch.mathworks.com/help/curvefit/lowess-smoothing.html> (дата обращения : 03.01.2024).

50. Meena, G. Sentiment analysis on images using convolutional neural networks based Inception-V3 transfer learning approach / G. Meena, K.K. Mohbey, S. Kumar // International journal of information management data insights. – 2023. – Vol. 3. – №1. – P. 100174.
51. Mintz, Y. Introduction to artificial intelligence in medicine / Y. Mintz, R. Brodie // Minim Invasive Ther Allied Technol. – 2019. – Vol. 28. – № 2. – P. 73-81.
52. Mitchell, H.L. Medical photogrammetric measurement: Overview and prospects / H.L. Mitchell, I. Newton // ISPRS journal of photogrammetry and remote sensing. – 2002. – Vol. 56. – № 5-6. – P. 286-294.
53. Morgan, B. Standard methods for creating digital skeletal models using structure-from-motion photogrammetry / B. Morgan, A.L.J. Ford, M.J. Smith // Am J Phys Anthropol. – 2019. – Vol. 169. – № 1. – P. 152-160.
54. Non-radiographic severity measurement of pectus excavatum / D.P. Jr. Bliss, N.A. Vaughan, R.M. Walk [et al.] // J Surg Res. – 2019. – Vol. 233. – P. 376-380.
55. Paniego S. Open source assessment of deep learning visual object detection / S. Paniego, V. Sharma, J.M. Cañas // Sensors (Basel). – 2022. – T. 22. – № 12. – C. 4575.
56. Photogrammetry of human specimens: an innovation in anatomy education / A.H. Petriceks, A.S. Peterson, M. Angeles [et al.] // J Med Educ Curric Dev. – 2018. – Vol. 5. – P. 2382120518799356.
57. Photogrammetry: a proposal of objective assessment of chest wall in adolescent idiopathic scoliosis / A.S. Alexandre, E.F. Sperandio, L.C. Yi [et al.] // Rev Paul Pediatr. – 2019. – Vol. 37. – № 2. – P. 225-233.
58. Pivotto, L.R. Radiography and photogrammetry-based methods of assessing cervical spine posture in the sagittal plane: A systematic review with meta-analysis / L.R. Pivotto, I.J.R.L. Navarro, C.T. Candotti // Gait Posture. – 2021. – Vol. 84. – P. 357-367.
59. Ponchio, F. Fast decompression for web-based view-dependent 3D rendering / F. Ponchio, M. Dellepiane // Conference: the 20th International Conference. – 2015. – P. 199-207.

60. Porto, A.B. Thoracic kyphosis and lumbar lordosis assessment by radiography and photogrammetry: a review of normative values and reliability / A.B. Porto, V.H.A. Okazaki // J Manipulative Physiol Ther. – 2018. – Vol. 41. – № 8. – P. 712-723.
61. Posture and low back pain during pregnancy - 3D study / W.M. Glinkowski, P. Tomasik, K. Walesiak [et al.] // Ginekol Pol. – 2016. – Vol. 87. – № 8. – P. 575-580.
62. RaacFold: a webserver for 3D visualization and analysis of protein structure by using reduced amino acid alphabets / L. Zheng, D. Liu, Y.A. Li [et al.] // Nucleic Acids Res. – 2022. – Vol. 50. № W1. – P. W633–W638.
63. Radon, J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten / J. Radon // Journal of Mathematical Physics. – 1917. – № 69. – C. 262-277.
64. Rahouma, K.H. Design and implementation of a face recognition system based on API mobile vision and normalized features of still images / K.H. Rahouma, A.Z. Mahfouz // Procedia Computer Science. – 2021. – Vol. 194. – № 4. – P. 32-44.
65. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion / L. Hackenberg, E. Hierholzer, W. Pötzl [et al.] // Clin biomechanics (Bristol). – 2003. – Vol. 18. – № 1. – P. 1-8.
66. Reliability of photogrammetry in the evaluation of the postural aspects of individuals with structural scoliosis / K.R. Saad, A.S. Colombo, A.P. Ribeiro, S.M. João // J Bodyw Mov Ther. – 2012. – Vol. 16. – № 2. – P. 210-216.
67. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions / V. Pazos, F. Cheriet, J. Danserau [et al.] // Eur Spine J. – 2007. – Vol. 16. – № 11. – P. 1882-1891.
68. Review on facial-recognition-based applications in disease diagnosis / J. Qiang, D. Wu, H. Du [et al.] // Bioengineering (Basel). – 2022. – Vol. 9. – № 7. – P. 273.
69. Rodek, L. Application of discrete tomographic methods in nondestructive testing and materials science : PhD / Lajos Rodek – Szeged: University of Szeged PhD School in Computer Science, 2015. – 232 p.

70. Russell, J. Пространственные отношения в анатомической терминологии / J. Russell, R. Cohn. – Bookvika publishing, 2012. – 70 с.
71. Sanchez, S.A. A review: comparison of performance metrics of pretrained models for object detection using the TensorFlow framework / S.A. Sanchez, H.J. Romero, A.D. Morales // IOP Conference Series Materials Science and Engineering. – 2020. – Vol. 844 – P. 012024.
72. Self-restrained triplet loss for accurate masked face recognition / F. Boutros, N. Damer, F. Kirchbuchner, A. Kuijper // Pattern Recognition. – 2021. – Vol. 124. – P. 108473.
73. Shen, Y.H. The application of Moiré topography in analysis of face among Taiwanese adults / Y.H. Shen, Shien T.Y. // Gaoxiong Yi Xue Ke Xue Za Zhi. – 1995. – Vol. 11. – № 6. – P. 339-352.
74. Skarlatos, D. Comparison of laser scanning, photogrammetry and SFM-MVS pipeline applied in structures and artificial surfaces / D. Skarlatos, S. Kiparissi // ISPRS Annals of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences. – 2012. – P. 299-304
75. Takasaki, H. Automatic ellipsometer. Automatic polarimetry by means of an ADP polarization modulator III / H. Takasaki // Appl Opt. – 1966. – Vol. 5. – № 5. – P. 759-764.
76. Takasaki, H. Moiré topography / H. Takasaki // Appl Opt. – 1973. – Vol. 12. – № 4. – P. 845-850.
77. Teixeira, P.A. Computer vision challenges for chronic wounds assessment / P.A. Teixeira, P.A. Sousa, M. Coimbra // Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. – 2020. – P. 1840-1843.
78. The cartilage matrisome in adolescent idiopathic scoliosis / C.A. Wise, D. Sepich, A. Ushiki [et al.] // Bone Res. – 2020. – Vol. 8. – P. 13.
79. The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis / M. Betsch, M. Wild, B. Große [et al.] // Eur Spine J. – 2012. – Vol. 21. – № 4. – P. 691-697.

80. The use of close-range photogrammetry in zooarchaeology: creating accurate 3D models of wolf crania to study dog domestication / A. Evin, T. Souterb, A. Hulme-Beaman [et al.] // *Journal of Archaeological Science Reports*. – 2016. – Vol. 9. – P. 87-93.
81. The use of smartphone photogrammetry to digitise transtibial sockets: optimisation of method and quantitative evaluation of suitability / S. Cullen, R. Mackay, A. Mohagheghi, X. Du // *Sensors (Basel)*. – 2021. – Vol. 21. – № 24. – P. 8405.
82. Three-dimensional pathology specimen modeling using "structure-from-motion" photogrammetry: a powerful new tool for surgical pathology / J. Turchini, M.E. Buckland, A.J. Gill, S. Battye // *Arch Pathol Lab Med*. – 2018. – Vol. 142. – № 11. – P. 1415-1420.
83. Tie, Y. Automatic landmark point detection and tracking for human facial expressions / Y. Tie, L. Guan // *EURASIP Journal on Image and Video Processing*. – 2013. – P. 15.
84. Turner-Smith, A.R. A television/computer three-dimensional surface shape measurement system / A.R. Turner-Smith // *J Biomech*. – 1988. – Vol. 21. – № 6. – P. 515-529.
85. Using 3D-digital photogrammetry to examine scaling of the body axis in burrowing skinks / L. DeLorenzo, A. Vander Linden, P.J. Bergmann [et al.] // *J Morphol*. – 2020. – Vol. 281. – № 11. – P. 1382-1390.
86. Validation of the measurement of the angle of trunk rotation in photogrammetry / I.J.R.L. Navarro, C.T. Candotti, M.A. do Amaral [et al.] // *J. Manipulative Physiol Ther*. – 2020. – Vol. 43. – № 1. – P. 50-56.
87. Validity and reliability of an iPad with a three-dimensional camera for posture imaging / A. Agustsson, M.K. Gislason, P. Ingvarsson [et al.] // *Gait Posture*. – 2019. – Vol. 68. – P. 357-362.
88. Villa, C. Forensic 3D documentation of bodies: simple and fast procedure for combining CT scanning with external photogrammetry data / C. Villa, M.J. Files, C. Jacobsen // *Journal of forensic radiology and imaging*. – 2017. – Vol. 10. – P. 47-51.

89. Villa, C. Forensic 3D documentation of skin injuries / C. Villa // Int J Legal Med. – 2017. – Vol. 131. – № 3. – P. 751-759.
90. Virtual anthropology? Reliability of three-dimensional photogrammetry as a forensic anthropology measurement and documentation technique / R. Omari, C. Hunt, J. Coumbaros, B. Chapman // Int J Legal Med. – 2021. – Vol. 135. – № 3. – P. 939-950.
91. Visualization of real world enterprise data using python django framework / K. Manikanta Vamsi, P. Lokesh, K. Neha Reddy, P. Swetha // IOP Conference Series Materials Science and Engineering. – 2021. – Vol. 1042. – № 1. – P. 012019.
92. Wang, L. Big data analytics in medical engineering and healthcare: methods, advances and challenges / L. Wang, C.A. Alexander // J Med Eng Technol. – 2020. – Vol. 44. – № 6. – P. 267-283.
93. webTDat: A web-based, real-time, 3D visualization framework for mesoscopic whole-brain images / Y. Li, A. Li, J. Li [et al.] // Front Neuroinform. – 2021. – Vol. 14. – P. 542169.
94. Which Tool Is Best: 3D Scanning or Photogrammetry - It Depends on the Task / I. Dixit, S. Kennedy, J. Piemontesi [et al.] // Adv Exp Med Biol. – 2019. – Vol. 1120. – P. 107-119.
95. Xie, Z. A face recognition method based on CNN / Z. Xie, J. Li, H. Shi // Journal of Physics Conference Series. – 2019. – Vol. 1395. – № 1. – P. 012006.
96. Yu, Y. Target part detection based on improved SSD algorithm / Y. Yu, X. Han, L. Du // Journal of Physics Conference Series. – 2020. – Vol. 1486. – № 3. – P. 032024.
97. Абдульмунеам, А.М. Разработка и исследование фотограмметрических методов определения геометрических характеристик поверхности биологических объектов : специальность 25.00.34 "Аэрокосмические исследования Земли, фотограмметрия" : диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук / Альфарес Мухаммад Абдульмунеам, 2010. – 111 с.
98. Али Махаммад Али. Ромб Машкова в оценке функциональной нагрузки на позвоночный столб у юношей сборной команды Сирии по шоссейным

гонкам / Али Махаммад Али, Н.Я. Прокопьев, В.В. Христов // Sciences of Europe. – 2021. – №. 85-2. – С. 11-16.

99. Анализ анатомо-антропометрических параметров позвонков у детей с идиопатическим сколиозом типа Lenke v с применением 3D-КТ-навигации / Д.Н. Кокушин, С.В. Виссарионов, А.Г. Баиндурашвили [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2016. – Т. 13. – № 3. – С. 49-59.

100. Анатомия, физиология челюстно-лицевой области в возрастном аспекте: метод. Пособие / И.А. Павлова, А.В. Виноградова, Н.Д. Сергеева, Т.А. Спасич – Иркутск: И ЦРВХ СО РАМН, 2014. – 59 с.

101. Астахова, И.С. Трехмерное моделирование как метод визуализации объектов геологического наследия в музейном пространстве / И.С. Астахова, А.В. Журавлев // Общество. Среда. Развитие (Terra Humana). – 2019. – № 4(53). – С. 31-37.

102. Багриновская, И.Л. Сопоставимость оценки углов сколиотической деформации позвоночника начальных стадий по данным рентгена и компьютерной оптической топографии / И.Л. Багриновская // Хирургия позвоночника. – 2014. – № 3. – С. 32-37.

103. Бакланов, А.Н. Хирургические технологии в лечении тяжелых сколиотических деформаций : специальность 14.01.15 "Травматология и ортопедия" : диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук / Бакланов Андрей Николаевич, 2017. – 229 с.

104. Батршин, И.Т. Вертебральная деформация у детей и организация диспансерной помощи / И.Т. Батршин // Травматология и ортопедия России. – 2011. – № 4. – С. 118-122.

105. Батршин, И.Т. Топографическая характеристика латеральных дуг искривления при деформациях позвоночника / И.Т. Батршин // Гений ортопедии. – 2011. – № 4. – Р. 63-67.

106. Белинская, А.Ю. Возможности магнитно-ионосферных наблюдений в задачах прогноза и диагностики природных и техногенных экстремальных событий

/ А.Ю. Белинская, С.Ю. Хомутов // Интерэкспо Гео-Сибирь. – 2012. – Т. 3. – С. 37-45.

107. Беренов, К.В. Биомеханические особенности равновесия и параметров позвоночно-тазового баланса у беременных с пояснично-тазовой болью / К.В. Беренов, О.Ф. Беренова, Е.Д. Карпинская // Травма. – 2020. – Т. 21. – № 3. – С. 42-47.

108. Биотехническая система персонифицированной реабилитации пациентов с ограничением двигательных функций / С.А. Филист, Е.В. Петрунина, А.Е. Пшеничный [и др.] // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2025. – Т. 13. – № 1(48). – 18 с.

109. Блохина, Н.Н. «Не навреди!» – как категорический императив планетарной этики / Н.Н. Блохина, А.В. Воропаев // Байкальский медицинский журнал. – 2001. – Т. 24. – № 1. – С. 66-69.

110. Диагностика статических деформаций позвоночника методом топографической фотометрии в динамике до и после реабилитационных мероприятий у детей школьного возраста / А.Н. Цуканов, Д.В. Чарнаштан, А.А. Валетко [и др.] // Проблемы здоровья и экологии. – 2016. – № 3(49). – С. 44-47.

111. Димов, Э.М. Проектирование информационных систем: Учебное пособие. / Э.М. Димов, А.Р. Диязитдинова, Д.А. Качков. – Самара: ПГАТИ, 2003. – 78 с.

112. Долганов, Д.В. Оценка нарушений постуральной функции позвоночника в ортостатических стереотипах / Д.В. Долганов, Т.И. Долганова, В.В. Самылов // Гений ортопедии. – 2018. – Т. 24. – № 3. – С. 357-364.

113. Дудин, М.Г. Идиопатический сколиоз: диагностика, патогенез. Т. 56 / М.Г. Дудин, Д.Ю. Пинчук. – СПб.: Человек, 2009. – 336 с.

114. Дудин, М.Г. Идиопатический сколиоз. Нейрофизиология, нейрохимия / М.Г. Дудин, Д.Ю. Пинчук. – СПб: Издательство человек, 2017. – 304 с.

115. Дудченко, П.В. Метрики оценки классификаторов в задачах медицинской диагностики / П.В. Дудченко // Core. – 2019. – С. 164-165.

116. Дюбуссе, Ж. Достижение гармонии в 3D-коррекции деформаций позвоночника / Ж. Дюбуссе // Хирургия позвоночника. – 2018. – Т. 15. – № 1. – С. 101-109.

117. Жардиновский, М.А. Методические рекомендации по коррегирующей гимнастике при сколиозе у детей / М.А. Жардиновский. – К: Здоровье, 1982. – 118 с.

118. Здоровоохранение в России. 2021:Стат.сб. / Л.И. Агеева, Г.А. Александрова, Н.А. Голубев [и др.]. – Москва: Росстат, 2021. – 173 с.

119. Избачков, Ю.С. Информационные системы: учеб. пособие / Ю.С. Избачков, В.Н. Петров. – СПб: Питер, 2008.

120. Интеллектуальная система обработки изображений, получаемых с беспилотных летательных аппаратов / С.А. Филист, Р.А. Томакова, Н.Г. Нефедов [и др.] // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2022. – Т. 12. – № 4. – С. 64-85.

121. Исследование точности метода компьютерной оптической топографии при восстановлении формы поверхности модели туловища человека / В.Н. Сарнадский, С.Я. Вильбергер, А.В. Шевченко, Т.Н. Садовая // Хирургия позвоночника. – 2006. – № 2. – С. 062-067.

122. Кардинов, А.И. Как рентген изменил мир (к 125-летию со дня открытия рентгеновских лучей) / А.И. Кардинов // Таврический медико-биологический вестник. – 2020. – Т. 23. – № 4. – С. 57-64.

123. Кашуба В.А. Биомеханика осанки / В.А. Кашуба. – Киев : Олимпийская литература, 2003. – 280 с.

124. Кинезиологическое тейпирование в коррекции деформации позвоночника у детей на доклинической стадии юношеского идиопатического сколиоза / Е.С. Антропов, С.В. Муравьев, В.И. Печерский, В.Г. Черкасова // Спортивная медицина: наука и практика. – 2016. – № 3. – С. 54-64.

125. Колесников, В.Н. Экология человека: сбережение нации как стратегия успешного развития / В.Н. Колесников, Н.Д. Шандыбина, С.С. Эриум // Управленческое консультирование. – 2018. – № 2(110). – С. 72-79.

126. Колчин, Д.В. Ранняя диагностика и лечение начальных степеней диспластического сколиоза у детей : 14.00.22 "Травматология и ортопедия", 14.00.51 "Восстановительная медицина, лечебная физкультура, спортивная медицина, курортология и физиотерапия" : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Колчин Дмитрий Владимирович, 2004. – 191 с.

127. Котельников Г.П. Травматология и ортопедия: учебник / Г.П. Котельников, С.П. Миронов, В.Ф. Мирошниченко. – М: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 400 с.

128. Кравцова, Е.Ю. Санаторно-курортное лечение болевого синдрома в спине у подростков с юношеским идиопатическим сколиозом / Е.Ю. Кравцова, С.В. Муравьев, Ю.И. Кравцов // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2017. – Т. 94. – № 1. – С. 41-45.

129. Кравцова, Е.Ю. Состояние кортикоспинальных трактов при юношеском идиопатическом сколиозе (результаты диагностической транскраниальной магнитной стимуляции) / Е.Ю. Кравцова, С.В. Муравьев, М.Б. Фирсова // Медицинский Альманах. – 2014. – № 3(33). – С. 98-101.

130. Краснопевцев, Б.В. Фотограмметрия / Б.В. Краснопевцев. – М.: УПП «Репрография» МИИГАиК, 2008. – 160 с.

131. Лобанов, А.Н. Фотограмметрия: Учебник для вузов / А.Н. Лобанов. – М: Недра, 1984. – 552 с.

132. Луповка, В.А. Основы космической геодезии с элементами фотограмметрии : Учебное пособие / В.А. Луповка, Т.К. Луповка. – М: МИИГАиК, 2002. – 80 с.

133. Международная классификация функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья / ред. В.К. Овчаров, Г.Д. Шостка. – СПб: Центр

Сотрудничества ВОЗ в России и институт усовершенствования врачей-экспертов, 2001. – 223 с.

134. Метод контроля мышечной усталости на основе анализа поверхностных электромиосигналов / Д.А. Ермаков, Р.А. Карачевцев, А.А. Кузьмин [и др.] // Медико-экологические информационные технологии – 2023 : сборник научных статей по материалам XXVI Международной научно-технической конференции, Курск, 18–19 мая 2023 года. – Курск: Юго-Западный государственный университет, 2023. – С. 25-32.

135. Михайлова, М.В. Фотограмметрия. Основные принципы и практическое применение / М.В. Михайлова, А.Н. Ахмедов, Р.Р. Шагибалов // Современная наука: актуальные проблемы теории и практики. Серия: естественные и технические науки. – 2018. – № 5. – С. 24-30.

136. Орел, А.М. Частота аномалий развития по данным рентгенологического одномоментного исследования всех отделов позвоночника / А.М. Орел // Bulletin of the International Scientific Surgical Association. – 2008. – Т. 3. – № 2-3. – С. 12-13.

137. Особенности построения алгоритмов энтропийного кодирования / И.Н. Гарнышев, С.В. Казанцев, Р.Ю. Мальков [и др.] // Наука, техника и образование. – 2019. – № 7(60). – С. 30-39.

138. Особенности формирования позвоночника при начальных проявлениях сколиотической деформации / Н.М. Белокрылов, В.И. Печерский, Л.В. Лихачева [и др.] // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. – 2012. – № 3 (24). – С. 6-11.

139. Отдельные нейрофизиологические аспекты этиопатогенеза юношеского идиопатического сколиоза / С.В. Муравьев, В.Г. Черкасова, П.Н. Чайников [и др.] // Пермский медицинский журнал. – 2019. – Т. 36. – № 4. – С. 39-45.

140. Оценка эмоционально-эстетического восприятия лица по фотографиям и влияние на нее показателей фотограмметрии / М.М. Соловьев, Л.А. Алексина,

А.А. Баиндурашвили, Ф. Линь // Институт стоматологии. – 2011. – № 4(53). – С. 88-89.

141. Пат. Российская Федерация. Способ автоматической классификации рентгеновских изображений с использованием масок прозрачности. № 2716914 RU / А. Р. Дабагов, С. А. Филист, Д. С. Кондрашов; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет» – № 2019133540; заявл. 22.10.2019; опубл. 17.03.2020.

142. Прокопьев, Н.Я. Глубина лордоза на шейном и поясничном уровне как показатель осанки у мальчиков периода второго детства на начальном этапе занятий единоборствами / Н.Я. Прокопьев, О.В. Баранхин, С.А. Борисов // Наука-2020. – 2021. – № 3 (48). – С. 52-58.

143. Ревина, А.И. Краткая энциклопедия домашнего хозяйства: [в 2-х т.] / А.И. Ревина. – М: Советская энциклопедия, 1960. – 368 с

144. Репринцева, Е.В. Оценка уровня квалификации и сертифицированности врачебного персонала в системах здравоохранения центрального Черноземья / Е.В. Репринцева // Азимут научных исследований: экономика и управление. – 2019. – Т. 8. – № 1(26). – С. 279-281.

145. Розанова, О.И. Рельеф-топография роговицы у пациентов с катарактой после ранее выполненной передней радиальной кератотомии / О.И. Розанова, Е.К. Цыренжапова // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2020. – Т. 16. – № 1. – С. 261-265.

146. Руководство пользователя Agisoft Metashape: Professional Edition. – Agisoft LLC, 2022. – 121 с.

147. Самойлова, Е.О. Интернет вещей: к вопросу о сущности и перспективах / Е.О. Самойлова, Ю.М. Шаев // Технические науки – от теории к практике. – 2016. – № 11 (59). – С. 32-37.

148. Сарнадский, В.Н. Мониторинг деформации позвоночника методом компьютерной оптической топографии: пособие для врачей / В.Н. Сарнадский,

Н.Г. Фомичев. – Новосибирск: Министерство здравоохранения Российской Федерации, 2000. – 43 с.

149. Сарнадский, В.Н. Цифровая медицина для детской ортопедии / В.Н. Сарнадский // Главный врач Юга России. – 2021. – № 1(76). – С. 46.

150. Сарнадский, В.Н. Цифровая медицина для детской ортопедии / В.Н. Сарнадский // Главный врач Юга России. – 2018. – Т. 4. – № 63. – С. 64.

151. Свидетельство о государственной регистрации для ЭВМ № 2020661234, Российская Федерация. Скрининг система диагностики нарушений осанки / Шитоев И.Д., Никитин В.Н. – 2020618130; заявл. 30.07.2020; опубл. 21.09.2020.

152. Синельников, Р.Д. Атлас анатомии человека. В 4-х томах. Том 1. Учение о костях, соединениях костей и мышцах / Р.Д. Синельников, Я.Р. Синельников, А.Я. Синельников. – Москва: Новая волна, 2021. – 488 с.

153. Скрыпицина, Т.Н. Использование фотограмметрических данных для оценки морфометрических параметров поверхности тела человека / Т.Н. Скрыпицина, Е.Е. Спиридонова // Известия высших учебных заведений. Геодезия и аэрофотосъемка. – 2018. – Т. 62. – № 5. – С. 507-513.

154. Сравнительная оценка репрезентативности рентгенографического и фотограмметрического методов диагностики деформации позвоночного столба / И.Д. Шитоев, С.В. Муравьев, В.Н. Никитин, А.Д. Пастухов // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2024. – Т. 23. – № 2. – С. 19-28.

155. Сравнительная характеристика состояния костно-мышечной и вегетативной нервной систем скалолазов детского и подросткового возраста в зависимости от уровня спортивного мастерства / Е.С. Антропов, В.Г. Черкасова, С.В. Муравьев, И.В. Крылова // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. – 2016. – № 4. – С. 195- 202.

156. Сравнительная эффективность компьютерной оптической топографии и клинической фотограмметрии в оценке деформации позвоночника у подростков. Результаты проспективного исследования / И.Д. Шитоев, С.В. Муравьев,

Ю.В. Каракулова [и др.] // Пермский медицинский журнал. – 2025. – Т. 42. – № 3. – С. 96-108.

157. Тесаков, Д.К. Рентгенологические методики измерения дуг сколиотической деформации позвоночника во фронтальной плоскости и их сравнительный анализ / Д.К. Тесаков, Д.Д. Тесакова // Проблемы здоровья и экологии. – 2007. – № 3. – С. 94-103.

158. Тимошкин, М.С. Сравнение YOLO v5 и Faster R-CNN для обнаружения людей на изображении в потоковом режиме / М.С. Тимошкин, А.Н. Миронов, А.С. Леонтьев // Международный научно-исследовательский журнал. – 2022. – Т. 6. – № 120. – С. 137-146.

159. «Томографическое преобразование» аномального магнитного поля с использованием сеточного распределения эквивалентных источников: Науки о земле / А.С. Долгаль, П. Н. Новикова, Е. Н. Осипова [и др.] // Вестник КРАУНЦ. – 2021. – № 1(49). – С. 10-23.

160. Урмаев, М.С. Космическая фотограмметрия: Учебник для вузов / М.С. Урмаев. – М: Недра, 1989. – 281 с.

161. Факторы риска развития и прогрессирования дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника по результатам скринингового обследования жителей Санкт-Петербурга / М.В. Авдеева, Ю.А. Корнеева, В.П. Панов [и др.] // Анализ риска здоровью. – 2019. – № 1. – С. 125-134.

162. Федулова, Д.В. Коррекция и профилактика нарушений осанки у детей с умственной отсталостью: учебно-методическое пособие / Д.В. Федулова, К.А. Бердюгин. – Екатеринбург, 2022. – 64 с.

163. Физическая реабилитация детей с нарушением осанки и сколиозом: учебно-методическое пособие / Л.А. Скиндер, А.Н. Герасевич, Т.Д. Полякова, М.Д. Панкова. – Брест : БрГУ, 2012. – 210 с.

164. Цифровые модели и инструменты для диагностики трехмерной деформации позвоночника на основе данных стереофотограмметрии / И.Д. Шитоев, В.Ю. Столбов, С.В. Муравьев [и др.] // Прикладная математика и вопросы управления. – 2022. – № 4. – С. 60-82.

165. Чаклин, В.Д. Сколиоз и кифозы / В.Д. Чаклин, Е.А. Абальмасова. – М.: Медицина, 1973. – 255 с.
166. Шаболдин, А.Н. Сколиоз у детей и взрослых: степени и особенности лечения / А.Н. Шаболдин // Блог клиники SL-Клиника. – 2019. URL: <https://spinelife.ru/skolioz-u-detey-i-vzroslyh/> (дата обращения: 20.02.2025).
167. Шапиро С.Р. Об эффективности цифровизации в здравоохранении. / С.Р. Шапиро, М.Е. Коновалов // Столыпинский вестник. – 2021. – Т. 3. – № 2. – С. 135-143.
168. Шарышев, Н.А. Специализированная помощь детям с прогрессирующим сколиозом в Московской области / Н.А. Шарышев // Сборник трудов НИДОИ им. Турнера. – 1993. – С. 125-126.
169. Шнайдер, Л.С. Лучевой и оптический методы оценки позвоночно-тазовых взаимоотношений у пациентов с врожденным вывихом бедра // Хирургия позвоночника / Л.С. Шнайдер, В.Н. Сарнадский, В.В. Павлов // Хирургия позвоночника. – 2019. – Т. 16. – № 1. – С. 63-69.
170. Эволюция оптической диагностики деформаций позвоночника. Методы и перспективы развития (обзор литературы) / И.Д. Шитоев, С.В. Муравьев, Ю.В. Каракулова [и др.] // Гений Ортопедии. – 2022. – Т. 28. – № 5. – С. 734-744.

СТАТИСТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЛИНИИ ПОЗВОНОЧНИКА

Таблица 15 – Достоверные* значения критерия Спирмена S_R для отдельных показателей** пространственного расположения реперных точек и отрезков, образованных парными реперными точками

Показатель SV***/ КОТ	Фронтальная плоскость							Сагиттальная плоскость				Горизонтальная плоскость			
	FT	MD _L	MD _R	FH	FS	FP	VS	ST	HIL	HIK	IDL _K	GH	GS	GP	GT
«Глубина» W_0	- 0,66 7	0,00 0	0,07 3	- 0,40 0	0,01 7	- 0,75 0	- 0,01 7	0,35 0	0,50 0	- 0,51 7	- 0,51 7	- 0,30 0	- 0,20 0	- 0,08 3	- 0,63 3
«Высота» W_0	- 0,48 3	- 0,03 3	- 0,18 3	0,15 0	- 0,30 0	- 0,41 7	0,18 3	0,33 3	- 0,06 7	- 0,72 0	- 0,71 7	- 0,13 3	- 0,16 7	- 0,08 3	- 0,53 3
«Глубина» A_1A_2	- 0,21 7	- 0,45 0	- 0,25 6	0,65 0	0,20 0	0,36 7	0,74 8	0,11 7	- 0,05 0	0,03 3	0,03 3	0,50 0	0,20 0	0,71 4	0,13 3
«Высота» N_1N_2	- 0,53 3	0,08 3	0,14 6	0,53 3	- 0,46 7	- 0,23 3	0,26 7	0,75 0	0,18 3	- 0,50 0	- 0,50 0	0,26 7	- 0,16 7	0,00 0	0,06 7
«Высота» G_1G_2	0,46 7	- 0,80 0	- 0,69 4	0,13 3	0,68 3	- 0,08 3	0,01 7	- 0,35 0	0,30 0	0,28 3	0,28 3	0,16 7	0,70 0	0,18 3	- 0,10 0
«Высота» A_1A_2	0,15 0	- 0,82 0	- 0,69 8	- 0,46 7	- 0,21 7	- 0,31 7	0,01 7	0,28 3	0,30 0	0,28 3	0,28 3	0,13 3	0,13 3	- 0,30 0	0,31 7
«Высота» W_1W_2	- 0,01 7	- 0,23 3	0,18 3	- 0,11 7	- 0,40 0	- 0,66 7	0,43 3	0,41 7	0,21 7	- 0,05 0	- 0,05 0	- 0,25 0	- 0,10 0	- 0,38 3	0,08 3
«Длина» W_1W_2	- 0,15 0	0,16 7	0,31 0	- 0,13 3	- 0,18 3	- 0,23 3	0,03 3	0,40 0	0,45 0	0,08 3	0,08 3	0,46 7	0,50 0	- 0,38 3	0,76 7
«Длина» B_1B_2	- 0,61 7	- 0,38 3	- 0,56 6	- 0,65 0	- 0,66 7	- 0,21 7	0,11 7	- 0,11 7	- 0,35 0	- 0,16 7	- 0,16 7	0,45 0	0,26 7	0,35 0	0,10 0

Примечание:

* – здесь и далее достоверные значения критерия Спирмена ($p \leq 0,05$) выделены жирным шрифтом;

** – здесь и далее – при оценке корреляционных связей между выходными показателями ScolView[©] и КомОТ;

*** – здесь и далее SV – ScolView[©].

Таблица 16 – Достоверные значения критерия Спирмена SR для отдельных показателей фронтальной плоскости – перекоса отрезков, образованных парными реперными точками

Показатель <i>SV/KOT</i>	Фронтальная плоскость							Сагиттальная плоскость				Горизонтальная плоскость			
	<i>FT</i>	<i>MD_L</i>	<i>MD_R</i>	<i>FH</i>	<i>FS</i>	<i>FP</i>	<i>VS</i>	<i>ST</i>	<i>HIL</i>	<i>HI_K</i>	<i>IDL_K</i>	<i>GH</i>	<i>GS</i>	<i>GP</i>	<i>GT</i>
ν	- 0,2 00	0,8 00	0,6 39	0,3 83	0,2 17	- 0,2 67	0,0 33	- 0,4 17	- 0,3 53	- 0,3 90	- 0,3 73	- 0,2 33	- 0,0 52	0,2 69	- 0,4 33
ι	- 0,2 20	0,8 20	0,6 41	0,4 02	0,2 20	- 0,2 77	0,0 43	- 0,4 20	- 0,3 43	- 0,3 91	- 0,3 70	- 0,2 14	- 0,0 50	0,2 67	- 0,4 43
ξ	0,3 00	0,3 67	0,7 49	0,4 00	0,1 50	- 0,5 17	0,1 67	0,3 83	0,4 00	0,0 83	0,0 83	- 0,3 33	- 0,0 33	- 0,6 83	0,1 83
τ	0,5 67	0,5 00	0,8 22	0,7 50	0,5 33	- 0,4 83	0,0 33	0,3 50	- 0,0 17	0,5 00	0,5 20	- 0,0 67	- 0,2 33	- 0,4 50	0,2 17

Таблица 17 – Достоверные значения критерия Спирмена SR для отдельных показателей линии позвоночника в фронтальной и сагиттальной плоскостях

Показатель <i>SV/KOT</i>	Фронтальная плоскость							Сагиттальная плоскость				Горизонтальная плоскость			
	<i>FT</i>	<i>MD_L</i>	<i>MD_R</i>	<i>FH</i>	<i>FS</i>	<i>FP</i>	<i>VS</i>	<i>ST</i>	<i>HIL</i>	<i>HI_K</i>	<i>IDL_K</i>	<i>GH</i>	<i>GS</i>	<i>GP</i>	<i>GT</i>
γ_1	0,1 33	- 0,2 83	0,2 01	0,0 00	- 0,1 50	- 0,6 50	0,7 00	0,4 33	- 0,1 17	0,1 83	0,1 83	0,0 17	- 0,2 17	0,0 33	0,1 33
γ_2	- 0,5 61	- 0,3 90	- 0,2 47	- 0,4 88	- 0,8 05	- 0,5 61	0,4 15	- 0,0 24	0,0 49	- 0,3 66	- 0,3 66	0,3 17	0,3 90	0,0 73	0,2 93
<i>FB</i>	0,7 57	- 0,0 70	0,2 67	0,5 22	0,7 31	0,1 04	0,3 05	0,4 00	- 0,2 52	0,4 96	0,4 96	- 0,3 48	- 0,7 40	0,1 91	- 0,3 74
μ	- 0,7 67	0,4 17	- 0,0 73	- 0,1 67	- 0,4 83	- 0,2 17	- 0,3 33	- 0,6 83	- 0,4 00	- 0,5 67	- 0,5 67	0,1 67	0,2 50	0,4 00	- 0,2 50
ψ	- 0,1 17	0,0 50	- 0,0 18	- 0,2 17	- 0,2 00	- 0,2 00	- 0,1 00	- 0,1 00	0,1 50	- 0,1 33	- 0,1 33	- 0,3 33	0,3 33	- 0,7 50	- 0,0 83
λ	- 0,2 17	0,3 00	0,1 46	0,1 50	- 0,1 33	- 0,6 33	- 0,0 67	- 0,2 33	0,7 50	0,0 17	0,0 17	- 0,0 67	- 0,2 17	0,1 00	- 0,4 17
<i>SB</i>	- 0,8 33	0,2 33	- 0,2 01	- 0,4 50	- 0,6 50	0,0 67	- 0,3 00	- 0,6 50	0,2 33	- 0,7 83	- 0,7 83	0,1 33	0,6 50	0,0 67	0,0 67

Таблица 18 – Достоверные значения критерия Спирмена SR для отдельных показателей линии позвоночника в горизонтальной плоскости

Показатель <i>SV/KOT</i>	Фронтальная плоскость							Сагиттальная плоскость				Горизонтальная плоскость			
	<i>FT</i>	<i>MD_L</i>	<i>MD_R</i>	<i>FH</i>	<i>FS</i>	<i>FP</i>	<i>VS</i>	<i>ST</i>	<i>HIL</i>	<i>HI_K</i>	<i>IDL_K</i>	<i>GH</i>	<i>GS</i>	<i>GP</i>	<i>GT</i>
ε'	0,1 50	0,6 17	0,6 94	0,5 17	0,5 00	- 0,1 33	0,2 00	0,0 33	- 0,2 67	0,0 33	0,0 33	0,0 50	- 0,2 33	0,4 33	- 0,1 17
ι'	0,3 67	- 0,2 67	- 0,3 47	0,0 83	0,4 17	0,8 83	- 0,3 83	0,2 83	0,2 00	0,3 50	0,3 50	0,2 33	- 0,3 00	0,3 83	0,1 17
τ'	0,8 67	- 0,0 33	0,3 10	0,6 17	0,7 50	0,3 17	- 0,0 50	0,5 83	0,2 00	0,5 83	0,5 83	- 0,2 67	- 0,6 67	- 0,0 83	- 0,0 50
η_6	0,4 67	- 0,0 17	0,2 92	0,3 33	0,4 67	0,2 00	0,1 33	0,6 67	0,1 17	0,4 17	0,4 17	0,1 50	- 0,4 83	0,3 33	0,1 67
η_{10}	- 0,4 26	0,8 22	0,6 51	0,1 68	- 0,0 20	- 0,5 94	0,0 59	- 0,2 28	- 0,4 55	- 0,2 48	- 0,2 48	0,1 49	0,2 18	0,1 29	- 0,0 99
η_{11}	- 0,0 91	0,7 30	0,6 00	0,4 56	0,0 91	- 0,5 48	- 0,2 74	- 0,1 83	- 0,3 65	- 0,0 91	- 0,0 91	- 0,2 74	- 0,1 83	- 0,1 83	- 0,3 65
η_{12}	- 0,0 91	0,7 30	0,6 00	0,4 56	0,0 91	- 0,5 48	- 0,2 74	- 0,1 83	- 0,3 65	- 0,0 91	- 0,0 91	- 0,2 74	- 0,1 83	- 0,1 83	- 0,3 65
θ_9	0,6 53	0,2 87	0,2 28	0,7 82	0,7 82	0,4 95	- 0,4 75	- 0,0 79	- 0,0 50	0,4 36	0,4 36	- 0,0 40	- 0,4 65	0,1 68	- 0,0 79
θ_{10}	0,6 78	- 0,0 17	0,3 90	0,4 92	0,5 09	0,2 20	0,0 01	0,6 61	0,5 09	0,4 41	0,4 41	- 0,0 68	- 0,4 07	- 0,1 53	0,3 05
θ_{13}	- 0,2 50	0,8 33	0,7 67	0,2 67	0,0 67	- 0,3 17	- 0,0 67	- 0,1 17	0,1 50	- 0,3 17	- 0,3 17	0,0 17	0,3 17	- 0,1 67	0,1 33
θ_{14}	- 0,2 67	0,8 00	0,5 66	0,2 17	0,1 67	- 0,0 50	- 0,2 67	- 0,1 33	- 0,0 17	- 0,1 67	- 0,1 67	0,2 83	0,3 17	0,0 67	0,1 83

Продолжение таблицы 18

Показатель <i>SV/KOT</i>	Фронтальная плоскость							Сагиттальная плоскость				Горизонтальная плоскость			
	<i>FT</i>	<i>MD L</i>	<i>MD R</i>	<i>FH</i>	<i>FS</i>	<i>FP</i>	<i>VS</i>	<i>ST</i>	<i>HIL</i>	<i>HI K</i>	<i>IDL K</i>	<i>GH</i>	<i>GS</i>	<i>GP</i>	<i>GT</i>
P ₁ V ₁	0,4 00	0,1 67	0,0 55	0,3 33	0,7 50	0,4 00	- 0,0 50	0,1 00	- 0,6 00	0,5 17	0,5 17	0,2 50	- 0,3 67	0,5 50	- 0,2 00
P ₂ V ₂	0,5 33	0,1 17	0,1 10	0,3 50	0,8 17	0,4 00	0,0 00	0,2 67	- 0,4 67	0,6 17	0,6 17	0,2 00	- 0,3 67	0,3 67	- 0,1 17
P ₃ V ₃	0,4 33	0,1 83	0,1 10	0,3 17	0,7 83	0,3 83	- 0,0 17	0,1 83	- 0,5 33	0,5 83	0,5 83	0,3 17	- 0,2 67	0,4 33	- 0,0 67
P ₄ V ₄	0,4 50	0,1 33	0,0 91	0,3 17	0,7 50	0,2 83	0,0 00	0,2 33	- 0,5 83	0,7 10	0,7 00	0,4 50	- 0,2 33	0,4 00	0,0 67
P ₅ V ₅	0,5 83	0,1 67	0,2 56	0,4 83	0,8 33	0,1 00	0,1 67	0,2 50	- 0,6 50	0,7 53	0,7 33	0,3 00	- 0,3 83	0,3 83	- 0,0 33
P ₆ V ₆	0,3 67	0,2 83	0,2 92	0,3 17	0,7 17	0,0 00	0,2 33	0,1 50	- 0,7 00	0,5 67	0,5 67	0,3 00	- 0,1 67	0,3 17	- 0,0 67
P ₇ V ₇	0,4 67	0,3 33	0,2 92	0,4 00	0,8 17	0,2 67	0,0 17	0,0 83	- 0,4 17	0,5 17	0,5 17	0,1 83	- 0,1 17	0,1 50	- 0,0 33
P ₈ V ₈	0,5 50	0,1 83	0,2 37	0,4 33	0,8 20	0,1 17	0,1 33	0,2 00	- 0,6 17	0,6 17	0,6 17	0,0 83	- 0,4 00	0,2 67	- 0,2 17
P ₉ V ₉	0,6 67	- 0,0 33	0,0 91	0,4 17	0,8 00	0,2 17	0,1 00	0,3 83	- 0,5 50	0,7 93	0,7 44	0,1 83	- 0,5 17	0,3 17	- 0,1 00
P ₁₀ V ₁₀	0,6 50	- 0,1 00	0,1 28	0,2 67	0,7 33	0,1 67	0,2 17	0,6 17	- 0,3 67	0,8 33	0,8 35	0,2 83	- 0,3 50	0,1 33	0,1 33
P ₁₂ V ₁₂	- 0,3 00	0,0 00	- 0,0 37	- 0,3 83	- 0,4 67	- 0,1 33	- 0,1 17	- 0,1 00	0,6 00	- 0,4 17	- 0,4 17	- 0,3 50	0,5 50	- 0,8 67	0,1 17

Продолжение таблицы 18

Показатель <i>SV/KOT</i>	Фронтальная плоскость							Сагиттальная плоскость				Горизонтальная плоскость			
	<i>FT</i>	<i>MD L</i>	<i>MD R</i>		<i>FT</i>	<i>MD L</i>	<i>MD R</i>		<i>FT</i>	<i>MD L</i>	<i>MD R</i>		<i>FT</i>	<i>MD L</i>	<i>MD R</i>
P ₁₃ V ₁₃	- 0,4 00	- 0,0 17	- 0,1 28	- 0,5 00	- 0,4 83	0,0 50	- 0,1 00	- 0,2 00	0,6 50	- 0,5 50	- 0,5 50	- 0,3 17	0,6 50	- 0,7 34	0,1 00
P ₁₄ V ₁₄	- 0,0 50	- 0,2 00	- 0,2 37	- 0,3 33	- 0,2 00	0,4 17	- 0,2 00	- 0,0 33	0,7 67	- 0,3 33	- 0,3 33	- 0,4 00	0,3 50	- 0,6 33	0,0 50

РЕЗУЛЬТАТЫ ФОТОГРАММЕТРИИ РЕЛЬЕФА СПИНЫ

Фотограмметрия рельефа спины ScoView



Согласие на сбор, хранение, обработку (анализ, систематизацию, обновление на электронных носителях), использование в форме публичного предоставления обезличенных (исключающих данные о фамилии, имени и отчестве) персональных данных оператором персональных данных ООО «СколВью» в соответствии с 152-ФЗ «О персональных данных» от 27.07.2006 г. Согласие получено бесспорно, может быть отозвано мной путем направления скан-копии письменного заявления в свободной форме в адрес оператора персональных данных по адресу электронной почты info@scolview.com.

№ 0015

Время и дата: 10:37 23.12.2021

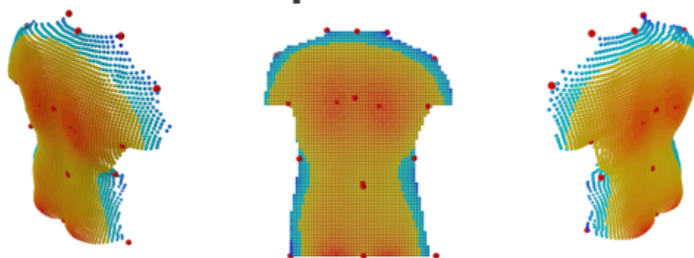
Иванов Иван Иванович
06.10.1989 г.р. (32 полных лет)
Рост: 182 см
Вес 83 кг

Контактный телефон:
+7 (000) 000-00-00

e-mail: name@mail.com

Адрес проживания:
Название области, п. Город, ул.
Улица с названием д. 000
корпус 000 кв. 000.

Протокол



Предварительное заключение

Данное заключение носит рекомендательный характер, не является диагнозом и должно быть интерпретировано лечащим врачом в рамках своих компетенций и в соответствии с уровнем квалификации, а также по необходимости дополнено соответствующими методами инструментального исследования

На основании фотограмметрического исследования пространственных характеристик позвоночного столба и области спины получены сведения при анализе:

Во фронтальной плоскости: асимметрия паравертебральных тканей в форме незначительного ротации, наиболее выраженной со стороны линии N_1N_2 (влево) в объеме -2.0° ; в форме незначительного перегиба со стороны линии B_1B_2 (вверх влево) в объеме -4.2° . В грудном отделе боковое левостороннее отклонение позвоночного столба представлено в объеме -84.02° , в поясничном - правостороннее в объеме -84.49° . Общие признаки асимметрии рельефа области спины в объеме -0.58 баллов, наиболее выраженные в дельтовидной области.

В сагиттальной плоскости: величина грудного кифоза: 149.72° , поясничного лордоза - 167.64° . Угол перехода кифоз-лордоз: 0.91° .

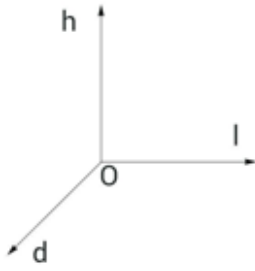
В горизонтальной плоскости: максимальный угол ротации в грудной дуге в сегменте 5 составил 80.23° , максимальный угол ротации в поясничной дуге в сегментах 13 - 85.47° . Торсия позвоночника в объеме 165.70° .

Рекомендовано: рекомендуется консультация ортопеда. Для получения более полной информации пройдите по ссылке: www.scolview.com

Оператор:

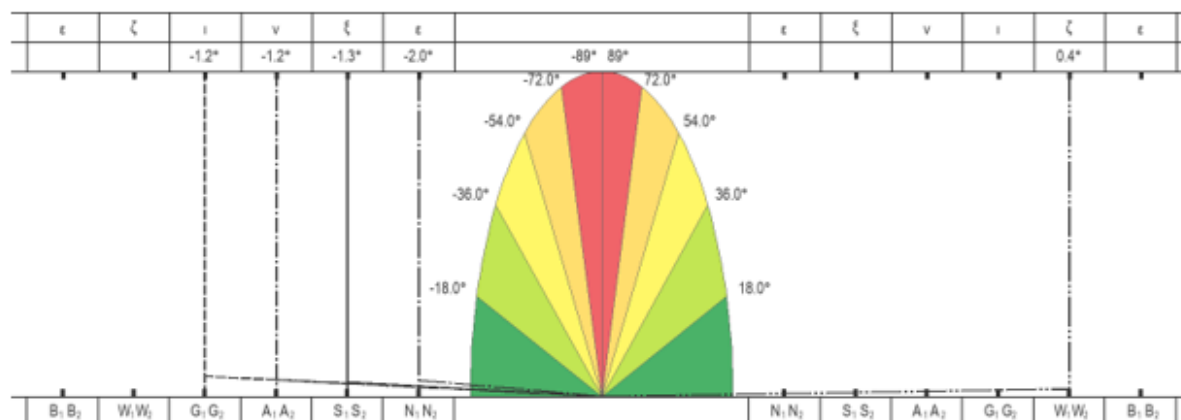
Фамилия Имя Отчество

Абсолютные и относительные пространственные характеристики позвоночного столба и рельефа спины

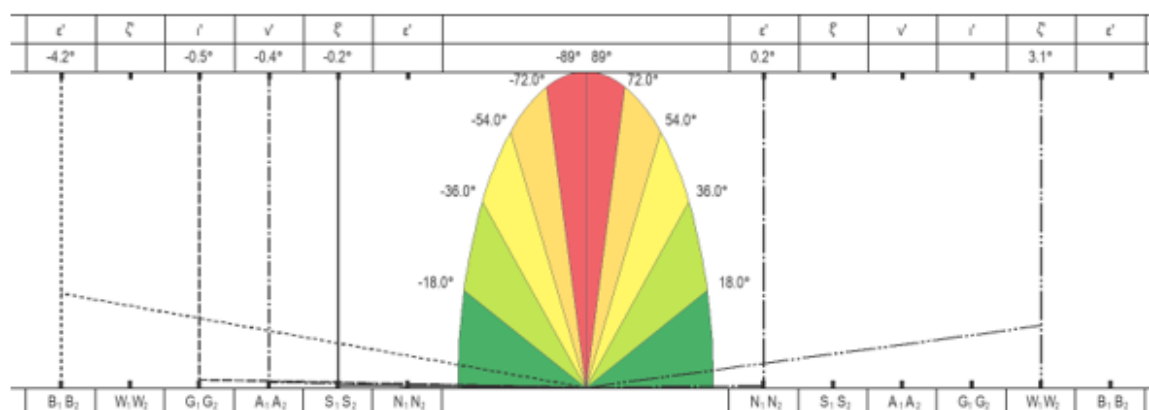
ТОЧКИ, см.	ОТРЕЗКИ, см.		
$h:$ $N_0 = 62.9$ $G_0 = 44.3$ $W_0 = 20.3$ $B_0 = 0$	$\Delta h:$ $N_1 N_2 = 0.6$ $S_1 S_2 = 1.0$ $G_1 G_2 = 0.4$ $A_1 A_2 = 0.8$ $W_1 W_2 = 0.2$ $B_1 B_2 = 0.0$		
	$\Delta d:$ $N_1 N_2 = 0.1$ $S_1 S_2 = 0.2$ $G_1 G_2 = 0.2$ $A_1 A_2 = 0.3$ $W_1 W_2 = 1.8$ $B_1 B_2 = 3.0$	$\Delta l:$ $N_1 N_2 = 3.5$ $S_1 S_2 = 4.3$ $G_1 G_2 = 3.0$ $A_1 A_2 = 3.0$ $W_1 W_2 = 3.7$ $B_1 B_2 = 0.0$	ОТРЕЗКИ, см.
$d:$ $N_0 = 6.1$ $G_0 = 1.6$ $W_0 = 1.9$ $B_0 = 0$		$l:$ $N_0 = 1.7$ $G_0 = 2.3$ $W_0 = 0.1$ $B_0 = 0$	ТОЧКИ, см.

Длина линии позвоночника (кривой ON_0)	Длина отрезка ON_0
65.84	63.22

Углы перекоса (hol) симметричных точек

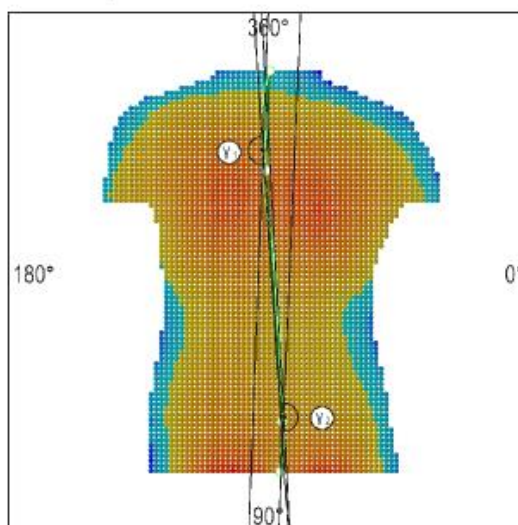


Углы ротации (dol) симметричных точек

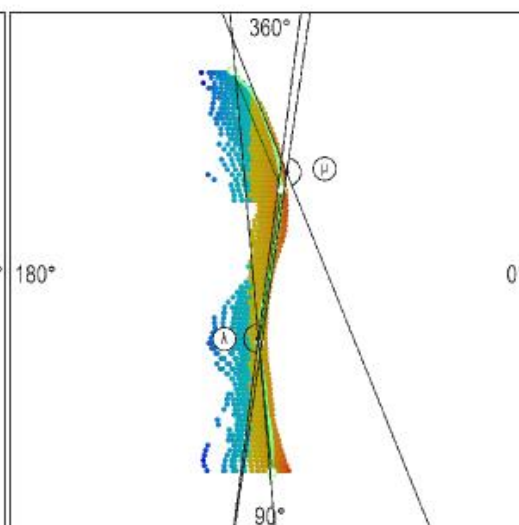


Угловые характеристики позвоночного столба и рельефа спины

Фронтальная плоскость



Сагиттальная плоскость

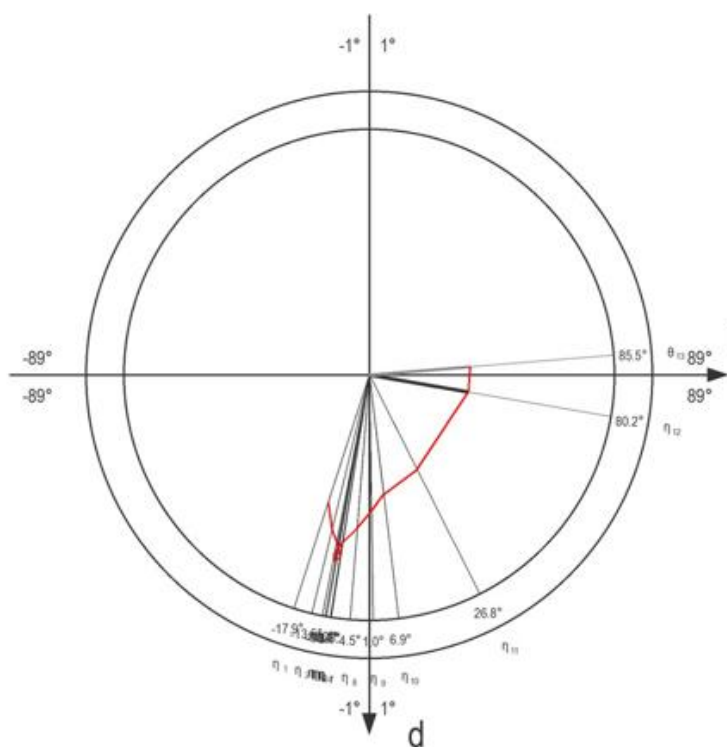


Показатель	Значение	Показатель	Значение
γ1	174.02°	μ	149.72°
χ	0.73°	ψ	0.91°
γ2	174.49°	λ	167.64°
FB	1.00	SB	0.89

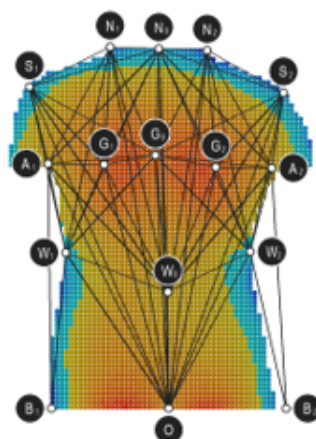
Горизонтальная плоскость

п сегмента	η	θ	PnVn
1	-17.9		2.49
2	-13.5		4.10
3	-10.0		5.08
4	-9.1		5.76
5	-10.4		5.99
6	-11.0		5.64
7	-8.9		4.77
8	-4.5		3.80
9	1.0		2.68
10	6.9		1.65
11	26.8		0.75
12	80.2		0.42
13		85.5	0.45

$$\sigma_{\text{ср}} = 165.70$$



Общие характеристики асимметрии позвоночного столба и рельефа спины



Асимметрия треугольников талии

№	Наименование	Отношения показателей слева/справа							Асимметрия треугольников талии
		S	∠1	∠2	∠3	L1	L2	L3	
1	BWA	0.71	0.69	1.06	0.66	1.00	1.03	1.03	1.13

Общая асимметрия

№	Наименование	Отношения показателей слева/справа							Отклонение	Области
		S	∠1	∠2	∠3	L1	L2	L3		
1	ON ₀ S	1.06	1.02	1.09	0.93	1.00	1.03	1.04	-1.02	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7
2	OG ₀ S	0.95	0.91	1.07	0.89	1.00	1.01	1.04	1.02	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7
3	OSW ₀	1.17	1.13	1.05	0.98	1.04	1.07	1.00	-1.06	2, 3, 4, 5, 6, 7
4	ONW ₀	1.23	1.21	1.18	0.99	1.02	1.03	1.00	-1.09	1, 2, 3, 4, 5, 6
5	ONS	1.09	1.03	1.09	0.94	1.02	1.03	1.04	-1.03	2, 3, 4, 5, 6, 7
6	ON ₀ W	1.13	1.09	1.13	0.96	1.00	1.01	1.05	-1.05	1, 2, 3, 4, 5, 6
7	ON ₀ N	1.00	0.98	1.06	0.93	1.00	1.01	1.02	-1.00	1, 2, 3, 4, 5, 7
8	OGN ₀	1.06	1.03	0.98	1.09	1.02	0.98	1.00	-1.02	1, 2, 3, 4, 5, 6
9	OG ₀ W	1.02	0.97	1.07	0.98	1.00	0.96	1.05	-1.01	1, 2, 3, 4, 5, 6
10	OG ₀ N	0.91	0.89	1.04	0.88	1.00	1.00	1.02	1.04	1, 2, 3, 4, 5, 6
11	OG ₀ G	0.87	0.85	1.08	0.95	1.00	0.85	1.02	1.05	1, 2, 3, 4, 5, 6
12	OAN ₀	1.04	1.00	0.97	1.09	1.04	0.97	1.00	-1.02	1, 2, 3, 4, 5, 6
13	OAG ₀	0.94	0.89	0.93	1.10	1.04	0.93	1.00	1.02	1, 2, 3, 4, 5, 6
14	OSW	1.50	1.38	1.36	0.96	1.04	1.06	1.05	-1.19	3, 4, 5, 6, 7
15	ONW	1.22	1.16	1.17	0.95	1.02	1.03	1.05	-1.09	2, 3, 4, 5, 6
16	OGN	1.03	0.99	1.00	1.01	1.02	1.00	1.02	-1.01	2, 3, 4, 5, 6
17	OAN	1.05	0.99	0.99	1.06	1.04	0.98	1.02	-1.02	2, 3, 4, 5, 6
18	OAG	1.01	0.94	0.93	1.06	1.04	1.00	1.02	-1.00	2, 3, 4, 5, 6
19	OGW	1.07	1.00	1.05	0.98	1.02	1.01	1.05	-1.03	2, 3, 5, 6
20	OGW ₀	1.20	1.18	1.11	0.98	1.02	1.06	1.00	-1.08	2, 3, 5, 6
21	OAW ₀	1.13	1.09	1.00	0.98	1.04	1.09	1.00	-1.05	2, 3, 5, 6
22	OAS	1.00	0.92	1.01	0.94	1.04	1.02	1.04	1.00	3, 4, 5, 6
23	OW ₀ W	1.21	1.18	0.96	0.99	1.00	1.17	1.05	-1.08	2, 3, 6
24	OGS	1.03	0.96	1.02	0.93	1.02	1.05	1.04	-1.01	3, 5, 6
25	OAW	1.02	0.94	0.95	1.01	1.04	1.03	1.05	-1.01	3, 5, 6

Визуальные шкалы асимметрии

Общая визуальная шкала деформации рельефа СПИНЫ



Аксиальные области

Позвоночная область
(грудной отдел)



Позвоночная область
(поясничный отдел)



Крестцовая область



Латеральные области

Дельтавидная область



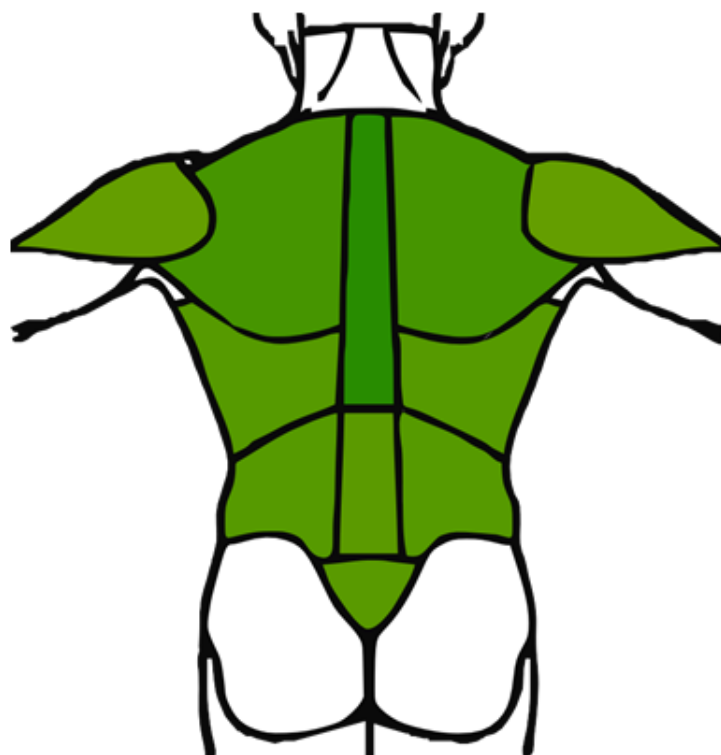
Лопаточная область



Подлопаточная область



Поясничная область



Тезариус

№ пп	Обозначение	Интерпретация	Пояснение	Единицы измерения
1	N ₀	Срединная точка задней поверхности шеи	Соответствует расположению остистого отростка CVII	-
2	N ₁	Левая точка задней поверхности шеи	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности шеи слева	-
3	N ₂	Правая точка задней поверхности шеи	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности шеи справа	-
4	A ₁	Точка левой подмышечной впадины		-
5	A ₂	Точка правой подмышечной впадины		-
6	S ₁	Точка левого плечевого сустава		-
7	S ₂	Точка правого плечевого сустава		-
8	G ₀	Вершина грудного кифоза		-
9	G ₁	Угол левой лопатки	Здесь: «угол» - топографо-анатомическое понятие	-
10	G ₂	Угол правой лопатки		-
11	W ₀	Вершина поясничного кифоза		-
12	W ₁	Левая точка талии	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности спины, точке в левой поясничной области спины	-
13	W ₂	Правая точка талии	Соответствует точке, наименее удаленной от срединной линии задней поверхности спины, точке в правой поясничной области спины	-
14	B ₁	Левая точка ягодиц	Соответствует точке, наиболее удаленной от срединной линии левой ягодичной области	-
15	B ₂	Правая точка ягодиц	Соответствует точке, наиболее удаленной от срединной линии правой ягодичной области	-
16	O	Вершина ягодичной складки	Соответствует точке начала координат плоскостей, в том числе при коррекции их положения	-
17	ON ₀	Линия позвоночника	Или отрезок, соединяющий точки O и N ₀ при коррекции положения плоскостей	см
18	h	Линия пересечения фронтальной и сагиттальной плоскости	«Высота»	-
19	l	Линия пересечения фронтальной и горизонтальной плоскости	«Длина»	-
20	d	Линия пересечения сагиттальной и горизонтальной плоскости	«Глубина»	-
21	ε/ε'	Угол положения линии ягодиц	В фронтальной плоскости' - в горизонтальной плоскости	°
22	ζ/ζ'	Угол положения линии талии		°
23	η/η'	Угол положения линии лопаток		°
24	ν/ν'	Угол положения линии подмышечных впадин		°
25	ξ/ξ'	Угол положения линии плеч		°
25	ε/ε'	Угол положения линии шеи		°
27	γ ₁	Угол бокового отклонения позвоночного столба в грудном отделе позвоночника во фронтальной плоскости		
28	γ ₂	Угол бокового отклонения позвоночного столба в поясничном отделе позвоночника во фронтальной плоскости		°
29	χ	Угол перехода бокового отклонения позвоночного столба в грудном и поясничном отделе		°
30	FB	Фронтальный баланс	Отношение значений бокового отклонения позвоночного столба в грудном отделе к аналогичному в поясничном отделе	-
31	μ	Угол грудного кифоза		°
32	λ	Угол поясничного лордоза		°
33	ψ	Угол перехода грудного кифоза и поясничного лордоза		°
34	SB	Сагиттальный баланс	Отношение значений угла грудного кифоза к углу поясничного лордоза	-
35	P _n V _n	Перпендикуляр сегмента линии позвоночника	Перпендикуляр или длина перпендикуляра, опущенный(ого) от линии позвоночника к N0O, где n – порядковый номер сегмента сверху вниз	см
36	σ _{max}	Максимальный угол торсии позвоночника	Сумма максимальных углов ротации сегментов позвоночного столба в грудном и поясничной дугах	°
37	θ _n	Угол ротации сегмента линии позвоночника в грудной дуге позвоночного столба	n – порядковый номер сегмента сверху вниз	°
38	η _n	Угол ротации сегмента линии позвоночника в грудной дуге позвоночного столба	n – порядковый номер сегмента сверху вниз	°
39	Δ	Треугольник		-
40	S	Площадь		
41	∠1, ∠2, ∠3	Угол 1, 2, 3 соответственно	Угол 1 – угол, в вершине которого лежит точка, совпадающая с первым символом в обозначении соответствующего треугольника Угол 2 – угол, в вершине которого лежит точка, совпадающая со вторым символом в обозначении соответствующего треугольника Угол 3 – угол, в вершине которого лежит точка, совпадающая с третьим символом в обозначении соответствующего треугольника	°
42	L1, L2, L3	Сторона 1, 2, 3 соответственно	Сторона 1 – сторона треугольника, соответствующая отрезку между точками, совпадающими с первым и вторым символом в обозначении соответствующего треугольника Сторона 2 – сторона треугольника, соответствующая отрезку между точками, совпадающими с вторым и третьим символом в обозначении соответствующего треугольника Сторона 3 – сторона треугольника, соответствующая отрезку между точками, совпадающими с третьим и первым символом в обозначении соответствующего треугольника	°

ОПИСАНИЕ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ SCOLVIEW® ДЛЯ АНАЛИЗА ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ СПИНЫ

На территории Пермского края на основании ранее полученного опыта масштабной оценки деформации позвоночника у детей и подростков [35] и по результатам компьютерной оптической топографии в ООО «Йорд Тех» [38] была разработана ФМ-система клинической диагностики пространственного расположения исследуемого объекта (позвоночника, головы) позвоночника при помощи камеры смартфона. Технически процесс реализуется следующим образом:

1. Выполняется серия снимков объекта камерой ПТУ (технические требования: оптимальные опτικο-технические свойства камеры; операционная система *Android, iOS*) с расстояния 1 метр до объекта съемки. Итоговое количество полученных фотографий должно быть не менее 70 и не более 200 штук. Приложение, имея доступ к камере ПТУ, делает снимок каждые 250 миллисекунд. Всего за время исследование устройство выполняет от 60 до 150 кадров, в зависимости от скорости обхода фотографа. Во время съемки фотограф передвигается вокруг объекта, начиная с левого (правого) бока, обходя по дуге окружности и заканчивая с противоположной стороны. При этом обходя объект съемки, фотограф также перемещает камеру вверх-вниз. Таким образом, в процессе съемки камера перемещается вокруг и вдоль оси у по зигзагообразной траектории для большего охвата объекта. В начале съемки фотограф позиционирует устройство съемки вертикально, далее фотограф совершает обход объекта на 180° по радиусу от 1 до 2 м в зависимости от размеров объекта исследования. Съемка заканчивается позиционированием устройства фотографа вертикально, в то время как виртуальный маркер находится на правом слуховом проходе объекта.

2. По завершению съемки, фотограф размещает камеру напротив центра исследуемого объекта и выполняет фронтальный снимок. Для этого фотограф отходит от объекта на расстояние в 1,5 радиуса обхода и делает один фронтальный снимок поверхности объекта так, чтобы плоскость устройства была вертикальна и

параллельна фронтальной поверхности объекта. Сканирование объекта производится через специальное приложение для мобильных устройств (Рисунок 68), которое с помощью платформы дополненной реальности *ARCore* определяет и записывает расстояние от точки на объекте, находящейся в центре снимка, до камеры ПТУ. При выполнении снимка крайне важно держать объект по центру кадра, так, чтобы объект исследования был виден полностью и занимал более 75% кадра.

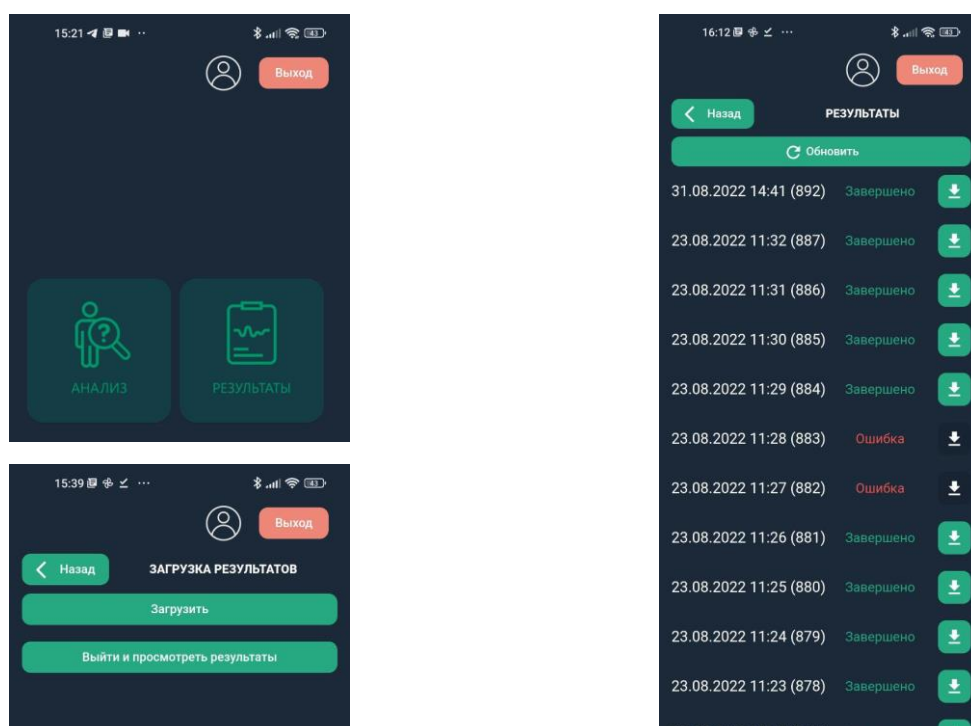


Рисунок 68 – Мобильное приложение

3. Полученный набор снимков отправляется в сторонний стереофотограмметрический модуль (*MeshRoom* или *MetaShape*). В результате работы такого модуля получается трехмерная модель в формате **.obj* и файл, содержащий данные о положении камер в формате **.abc*, соответствующих каждому снимку. Для определения положения трехмерного объекта в пространстве используются данные о положении телефона в каждый момент времени выполнения снимка серии с помощью инерционных датчиков. В ходе данного процесса происходит выделение отличительных визуальных признаков, присущих объекту на каждом изображении в серии. Полученные изображения сравниваются

друг с другом по отличительным признакам, после чего накладываются друг на друга в определенных точках, присущих каждому изображению, независимо от ракурса и масштаба. На основании полученных данных формируется трехмерный объект.

4. Производится обработка трехмерного объекта, в ходе которой выполняется последовательность действий:

а. Расчет расстояния от камеры до объекта (в юнитах, которые переводятся в метрическую систему координат с помощью технологии дополненной реальности (язык программирования *Python 3.8*, *Python Software Foundation*, г. Бивертон, Орегон, США). Так как на выходе из стереофотограмметрического модуля, за размерность объекта отвечают юниты, то для перехода в метрическую систему координат в программной среде для работы с трехмерной графикой *Blender* методом рендеринга (*Ray casting*) замеряется расстояние от камеры фронтального снимка до центра изображения объекта и вычисляется полученная длина в юнитах. Зная расстояние l в юнитах и L в сантиметрах, вычисляется коэффициент перехода в метрическую систему $k = L / l$.

б. Постобработка трехмерного объекта: обрезка фона и окружения, сглаживание и избавление от визуальных шумов. При выделении исследуемого объекта из полученной трехмерной модели выбирается фронтальный снимок, на котором берется точка, предположительно отвечающая за центр трехмерного объекта, для которой известно расстояние от нее до камеры. От данной точки выполняется отступ, равный N см вдоль оси x и исключается все содержимое, что находится правее (левее) выбранного расстояния. Аналогичные действия выполняются вдоль других осей. Значение переменной N выбирается опытным путем, на основе ряда проведенных экспериментов, в ходе которых итерационно оценивается расстояние от камеры в направлении оси x до объекта или до пустоты, если объект закончился. Как только расстояние по оси x между двумя последовательными операциями станет более 20 см, это будет означать достижение края сцены. Данный алгоритм повторяется для остальных направлений (y , z). В среднем, полученное расстояние от центра до края объекта (если в качестве объекта

исследования выбрана голова) в направлении x составило $N \sim 100$ см, а в направлении y и $z \sim 150$ см. Данный алгоритм позволяет исключить из трехмерной модели пол, потолок, боковые стены и другие объекты, которые могут попасть в объектив камеры ПТУ. Для исключения стены и других объектов находящиеся спереди или позади исследуемого объекта, необходимо повернуть объект на 90° вдоль горизонтальной плоскости и рассмотреть изображение с бокового ракурса (сагиттальная проекция объекта), отступив влево и вправо $N \approx 50$ см и убрав все что находится левее и правее данных линий. Так как на предыдущем этапе исследуемый объект был отделен от потолка и пола, то он не имеет общих точек с впередистоящими объектами. Поэтому все объекты, которые не имеют общих границ с исследуемым объектом, исключаются из рассмотрения. Для этого выбирается вершина модели, находящуюся в центре фронтального снимка. Далее у этой вершины находятся смежные с ней, от них другие и так далее до тех пор, пока у последней смежной вершины не будет других «ненайденных» смежных вершин. Так отделяется центральный объект от множества других объектов, которые могли попасть в кадр даже после отступов на N см.

5. Определение реперных точек – осуществляется поиск определенных точек согласно разработанным алгоритмам.

6. Рассчитываются параметры поверхности исследуемого объекта, на основе которых производится анализ с помощью разработанного алгоритма (язык программирования *Python 3.8*).

Логическая схема работы интеллектуальной системы на примере исследования спины представлена на схеме (Рисунок 69).

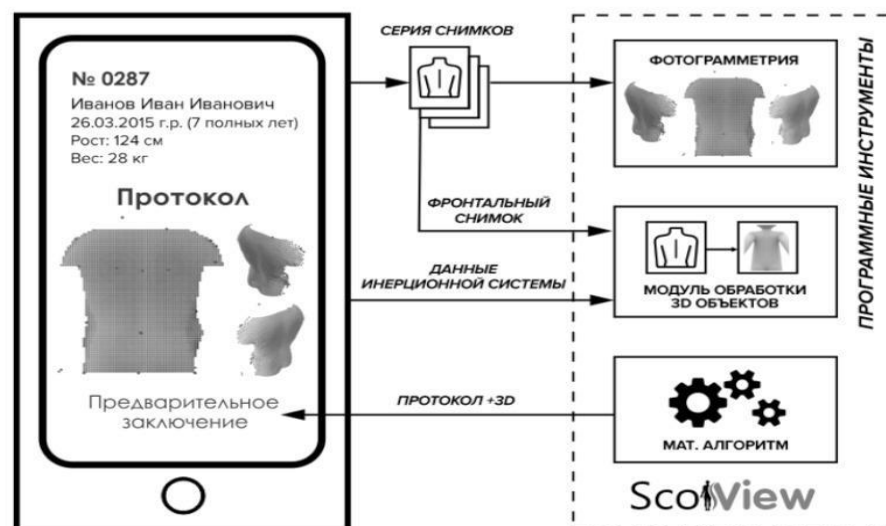


Рисунок 69 – Логическая схема работы *ScolView*®

Аналогичным образом реализована схема работы *FrontArt*® (Рисунок 70):



Рисунок 70 – Упрощенная логическая схема работы *FrontArt*®

Веб-технологии предоставляют возможности для создания интерактивных веб-приложений и визуализаций трехмерных данных, которые могут использоваться в различных областях, включая науку, медицину, инженерию и многие другие.

В целях удобства демонстрации функциональных возможностей разработки, был организован веб-сервер.

Открытая страница включает поля для загрузки фотограмметрической модели. Для удобства работы выбраны наиболее широко используемые форматы растровых изображений *.jpg и хранения трехмерных моделей *.stl. После выбора файлов необходимо их загрузить на сервер путем нажатия на соответствующее

поле загрузки «загрузить файлы». Если модель обработана успешно, появится надпись «*Successful upload*». В противном случае следует проверить входные данные.

Обработка загруженных файлов происходит на удаленном сервере.

По завершению работы программы и нажатия «загрузить сцену» в окне браузера отобразится в *real-time viewer* трехмерное изображение модели пациента, которое можно вращать мышью.

После просмотра результата, можно нажатием на специальное поле, расположенное в левом нижнем углу окна, вернуться на страницу импорта, загрузив данные следующего пациента.

Требования к аппаратному и программному обеспечению

Для комфортного пользования разработанной системой устройство пользователя должно соответствовать следующим требованиям к программному обеспечению:

1. Доступ к глобальной сети интернет через веб-браузер: *Google Chrome*, Яндекс браузер, *Mozilla*.
2. Программное обеспечение для распаковки архивов.
3. Программное средство для просмотра изображений.
4. Рекомендованная входящая/исходящая скорость соединения не ниже от 256 кбит/с.
5. Доступ по портам *TCP* 80.

При этом владелец для корректной работы интеллектуальной системы обеспечивает выполнение следующих серверных требований:

К программному обеспечению сервера:

1. Операционная система *Ubuntu* версией, не ниже 20.04 LTS (*desktop*).
2. Язык программирования *Python*, версии не ниже 3.8.
3. Система управления базами данных *PostgreSQL*, версии не ниже 14.2.
4. Программа для создания и редактирования трехмерной графики *Blender*, версии не ниже 3.0.1.

Стереофотограмметрический модуль *Meshroom*, версии не ниже 2021.1.0 или *Metashape*, версии не ниже 1.8.1 [146].

К аппаратному обеспечению сервера:

1. 16 Гб ОЗУ.
2. 64 Гб на жестком диске.
3. Видеокарта *NVIDIA GeForce GTX 1660 Ti*.
4. Процессор *Intel Xeon E3-1240*.

Описание программного продукта *ScolView*®

ScolView® представляет собой программное обеспечение для расчета показателей деформации позвоночного столба у детей, подростков и взрослых. *ScolView*® разработан на основе технологии фотограмметрии и позволяет количественно оценивать рельеф поверхности спины. Программное обеспечение подходит для самостоятельной диагностики наблюдения за динамикой лечения нарушений осанки, и прежде всего предназначен для:

1. Родителей, у которых дети имеют нарушения осанки.
2. Фитнес-тренеров и инструкторов ЛФК, занятых в сфере оздоровительной физической культуры и медицинской реабилитации детей и подростков с нарушением осанки и сколиозом.

ScolView® обеспечивает безопасную и эффективную диагностику деформаций позвоночного столба за счет отсутствия лучевой нагрузки, и необходимости явки пациента в лечебно-профилактическое учреждение, отсутствия противопоказаний.

На основе описанного выше разработан программный продукт *ScolView*® (*ScolView*®, г. Пермь, РФ) [150], включающий мобильное приложение для операционных систем *Android* и *IOS*. Приложение имеет веб-интерфейс, который подгружается с сервера. Приложение позволяет зарегистрироваться, провести исследование и посмотреть предыдущие результаты исследований. Все исследования выполняются при помощи камеры устройства и сохраняются на телефоне пользователя. Проведение исследования выполняется в несколько этапов, согласно алгоритму, описанному в предыдущем разделе.

Приложение выполнено на языке программирования *Java*, веб-сервер реализован с помощью свободно-распространяемого фреймворка для создания веб-приложений *Django*. Мобильное приложение для операционной системе *iOS* выполнено с использованием платформы *ARkit*. Для получения данных о камере мобильного устройства использовалась *Camera2 API*, данные от инерциального модуля записывались с помощью пакета (класса) *SensorManager* импортированного в *Android SDK*. Расстояние до центра изображения определялось с помощью библиотеки дополненной реальности *ARCore*, разработанной компанией *Google* и находящейся в открытом доступе, и библиотеки *Depth API*, которая позволяет одной камерой строить карту глубины для сцены, при этом на устройстве пользователя должна быть одна *RGB*-камера (список всех устройств удовлетворяющих требованиям приведен на сайте *ARCore* [36]). Карта глубины создается путем получения нескольких изображений (время задержки между кадрами 30 миллисекунд) под разными углами и сравнения их по мере перемещения устройства съемки для оценки расстояния до каждого пикселя.

ARCore использует три ключевые технологии для интеграции виртуального контента с реальным миром, видимым через камеру мобильного устройства:

1. Шесть степеней свободы: технология, которая позволяет телефону понимать и отслеживать свое положение относительно мира. Это достигается с помощью алгоритмов компьютерного зрения, которые анализируют движения камеры и помогают определить ее положение и угол поворота.

2. Понимание окружающей среды: технология, которая позволяет устройству определять размер и расположение плоских горизонтальных поверхностей, таких как земля или журнальный столик. При этом компьютерные алгоритмы анализируют изображения, полученные с камеры устройства, и помогают определить форму и размеры объектов.

3. Оценка освещенности позволяет устройству оценивать текущие условия освещения окружающей среды. При этом компьютерные алгоритмы анализируют цвета и тени на объектах в сцене и помогают определить яркость и цветовую температуру окружающей среды.

4. *API* глубины: технология, которая позволяет устройству, оборудованному одной камерой, создавать карту глубины для сцены. Карта глубины формируется путем получения нескольких изображений под разными углами и сравнения их при перемещении устройства съемки, чтобы оценить расстояние до каждого пикселя.

Функциональные возможности ScolView®

Функциональные возможности *ScolView®* включают:

1. Определение реперных точек поверхности тела человека по воссозданным трехмерным изображениям объекта при помощи разработанного математического алгоритма.
2. Регистрация (сохранение) реперных точек на трехмерном изображении объекта.
3. Расчет пространственного отношения реперных точек на трехмерной модели.
4. Создание отчета, содержащего графические результаты, текстовое описание и клиническое заключение.

Кроме того, *ScolView®* имеет широкий спектр применения в медицине, включая:

1. Диагностику и мониторинг заболеваний позвоночника.
2. Планирование хирургических вмешательств.
3. Изучение анатомии и физиологии человеческого тела.
4. Оценка эффективности лечения и реабилитации.

ScolView® – это уникальное решение, которое позволяет получать точные и надежные данные о поверхности тела человека, что делает его незаменимым инструментом для медицинских исследований и практического применения.

Государственное автономное
учреждение здравоохранения
Пермского края
«Городская клиническая больница №4»

юридический адрес:
614107, г. Пермь, ул. КИМ, д. 2
E-mail: info-gkb4@med.permkrai.ru
ИНН/КПП 5906149305/590601001
ОГРН 1175958036121
тел/факс: 8 (342) 232-01-40/265-98-31

АКТ
о внедрении Интеллектуальной системы ScolView™

Интеллектуальная система ScolView™ внедрена в клиническую практику работы отделений ГАУЗ ПК «ГКБ №4». Предоставленная система используется для проведения первичного скрининга и диагностики нарушений осанки пациентов. По итогам обследования формируется подробный протокол, который позволяет отслеживать динамику состояния опорно-двигательного аппарата и своевременно выявлять возможные отклонения, что применяется в работе травматологического, неврологического отделений, отделения медицинской реабилитации.

Руководитель Регионального сосудистого цен
ГАУЗ ПК «ГКБ №4», д.м.н.



Л.И. Сыромятникова

Заведующий неврологическим отделением
для лечения больных с ОНМК
ГАУЗ ПК «ГКБ №4», д.м.н.

А.А. Кулеш

Заведующий травматологическим отделением
ГАУЗ ПК «ГКБ №4», к.м.н.

Д.А. Тихомиров

«27» мая 2025

С.И. Сыромятникова

по

прив

Утверждаю
Директор
клиники цифровой медицины
ООО «ЙордМед»
М. А. Ковалев

АКТ

о внедрении Интеллектуальной системы ScolView™
в клиники цифровой медицины ООО «ЙордМед»

Интеллектуальная система ScolView™ успешно внедрена в клиническую практику частной медицинской клиники цифровой медицины ООО «ЙордМед». Система используется в клинической практике, в качестве экспресс оценки пациента при первичном осмотре. При выявлении нарушений, специалист Нашей клиники предоставляет индивидуальный доступ пациенту для дальнейшего самостоятельного наблюдения под нашим контролем в качестве телемедицинского инструмента.

Директор


— М. А. Ковалев

17.07.2025, 12:54

ПрЭВМ № >2020661234

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

RU

2020661234

(12) ГОСУДАРСТВЕННАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПРОГРАММЫ ДЛЯ ЭВМ

Номер регистрации (свидетельства): 2020661234	Авторы: Шитоев Иван Дмитриевич (RU), Никитин Владислав Николаевич (RU)
Дата регистрации: 21.09.2020	Правообладатель: Общество с ограниченной ответственностью "Вайтл Инжиниринг" (RU)
Номер и дата поступления заявки: 2020618130 30.07.2020	
Дата публикации и номер бюллетеня: 21.09.2020 Бюл. № 10	

Название программы для ЭВМ:
Скрининг система диагностики нарушений осанки

Реферат:
Программа предназначена для первичной оценки состояния осанки человека. Программа может применяться как инструмент в диагностических и реабилитационных исследованиях путем размещения реперных точек на спине. Математический аппарат, реализованный в программе, по реперным точкам определяет параметры, характеризующие состояние осанки. При помощи камеры мобильного телефона определяются основные точки опорно-двигательного аппарата по фотографии спины (область от пояса до шеи), по полученным данным под контролем врача может быть назначен курс лечения для коррективровки сколиотической болезни. Программа обеспечивает удобную навигацию и позволяет пользоваться с любого мобильного устройства, имеющего камеру и скачанное приложение с доступом в интернет.

Язык программирования: PHP 7.4

Объем программы для ЭВМ: 20,6 Кб

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2022660190

Программное обеспечение для регистрации реперных точек поверхности тела человека методом фотограмметрии

Правообладатель: **Общество с ограниченной ответственностью "Йорд Тех" (RU)**

Авторы: *Шитоев Иван Дмитриевич (RU), Муравьев Сергей Владимирович (RU)*



Заявка № 2022617931

Дата поступления **29 апреля 2022 г.**

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ **31 мая 2022 г.**

*Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности*

[illegible]

Ю.С. Зубов

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2022667399

**Программное обеспечение для регистрации реперных
точек поверхности головы человека методом
фотограмметрии**

Правообладатель: **Общество с ограниченной
ответственностью "Йорд Тех" (RU)**

Авторы: **Шитоев Иван Дмитриевич (RU), Муравьев Сергей
Владимирович (RU)**



Заявка № **2022666812**

Дата поступления **15 сентября 2022 г.**

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ **20 сентября 2022 г.**

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

документ подписан электронной подписью
Сергей Юрьевич Зубов, ИНН 7707083893, ОГРН 1047700000000
Подпись: Зубов Сергей Сергеевич
Идентификационный номер: 7707083893

Ю.С. Зубов

