

ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б.Н. Ельцина»

На правах рукописи

Путрик Максим Борисович

**СИСТЕМА ОБРАБОТКИ ТОМОГРАММ ЧЕЛЮСТЕЙ ДЛЯ
ИДЕНТИФИКАЦИИ ПАТОЛОГИИ И МОДЕЛИРОВАНИЯ
ХИРУРГИЧЕСКИХ ШАБЛОНОВ**

Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Научный руководитель:
д-р физ. – мат. наук, профессор
Б. В. Шульгин

Екатеринбург – 2015

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
Глава 1 Аппаратура и методы исследования	12
1.1 Получение изображений методом компьютерной томографии	13
1.2 Аппаратные средства для проведения обследований	19
1.3 Результаты обследований челюстно – лицевой области.....	22
1.4 Инструментальные средства для обработки файлов формата DICOM	26
1.4.1 Коррекция контрастности изображения	27
1.4.2 Определение границ объектов	32
1.4.3 Подавление шумов	37
1.4.4 Распознавание границ зубов и челюстных костей	42
1.5 Автоматизированное построение сечений в объеме исследования.....	47
1.5.1 Построение поперечных сечений	49
1.5.2 Построение панорамных сечений.....	57
1.5.3 Построение аксиальных, сагиттальных, трансверзальных сечений	58
1.6 Виртуальное планирование операции имплантации	59
1.7 Моделирование хирургического шаблона.....	61
1.8 Выводы по первой главе.....	66
Глава 2. Методы диагностики патологии челюстных костей человека	68
2.1 Очаги остеопороза. Патологическая резорбция костной ткани	69
2.2 Очаги остеопороза. Кисты.....	93
2.3 Очаги остеосклероза	101
2.4 Деструкции и механические дефекты.....	102
2.5 Очаги остеолиза.....	105
2.6 Очаги остеонекроза и секвестрации.....	108
2.7 Выводы по второй главе.....	110
Глава 3. Методы планирования лечения адентии.....	113
3.1 Планирование операции имплантации зубов.....	114

3.2 Моделирование и изготовление хирургического шаблона	115
3.3 Перспективы технологии восстановления зубов	128
3.4 Выводы по третьей главе.....	133
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	135
БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК	137
ПРИЛОЖЕНИЕ А	148

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования. Компьютерная томография является на сегодняшний день золотым стандартом диагностики. Данный метод позволяет визуализировать костные структуры и мягкие ткани, просматривать сечения исследуемого объекта в любой плоскости, а также реконструировать трехмерные изображения. Физический принцип формирования изображения заключается в детектировании рентгеновского излучения, прошедшего сквозь исследуемый объект, при различных позициях датчика и источника излучения (рентгеновская трубка). Далее к полученному набору «проекций» исследуемого объекта применяется обратное преобразование Радона с целью восстановления матрицы изображения сечения. Таким образом, врач получает исчерпывающие данные о внутреннем строении участка тела человека, что позволяет эффективно выполнять как диагностику заболеваний, так и планирование хирургических операций.

Существуют два типа компьютерных томографов, различающихся принципом формирования изображения: спиральный и с коническим лучом. Каждый из типов компьютерных томографов имеет свои преимущества и недостатки, поэтому решение о выборе типа аппарата для проведения обследования методом компьютерной томографии требует тщательного, подробного анализа и является критически важным. В целом, можно выделить следующие общие параметры обследования: объем исследуемой области, размер вокселя, величина эффективной дозы, которую получает пациент при обследовании, и шкалу яркости полученных изображений (единицы Хаунсфилда, либо относительные единицы). Заметим, что компьютерный томограф с коническим лучом был специально разработан для врачей – стоматологов с целью проведения обследований челюстно – лицевой области. Результат обследования представляет собой набор изображений в формате DICOM.

Распространенность стоматологической патологии среди детского и взрослого населения Российской Федерации достигает 96–98% и остается одной

из самых высоких в мире. Качество общедоступной стоматологической помощи определяется уровнем технологий, применяемых в государственных и частных стоматологических учреждениях.

Наиболее актуальной стоматологической проблемой является потеря зубов вследствие их хирургического удаления при кариозном разрушении или в результате болезней пародонта. В возрастной группе 40–45 летних россиян количество удаленных зубов достигает в среднем 8–10 зубов, что расценивается как показатель снижения жевательной эффективности челюстно–лицевой системы человека, равный 25–30%. При этом 93,1 % пациентов стоматологических поликлиник и 95,8 % пациентов частных медицинских учреждений самостоятельно (вне страховых программ) оплачивают полученные ими стоматологические медицинские услуги [1].

Наиболее эффективным способом восстановления утраченной жевательной эффективности является метод замещения удаленного зуба имплантатом с искусственной коронкой. На сегодняшний день можно выделить три метода, позволяющих восстановить утраченный зуб имплантатом с искусственной коронкой: 1) выполнение операции имплантации на основании данных виртуального планирования; 2) выполнение операции имплантации с применением хирургического шаблона, полученного после сканирования пациента на компьютерном томографе с рентгеноконтрастным слепком в полости рта; 3) выполнение операции имплантации с применением хирургического шаблона, изготовленного на основе результата совмещения рентгеновского и оптического изображений.

При использовании первого метода выполнение отверстия в челюстной кости для установки имплантата фактически производится стоматологом – хирургом «на глаз», что серьезно увеличивает риск возникновения осложнений. Недостатком второго метода является наличие мануальных этапов при изготовлении рентгеноконтрастного слепка, увеличивающих погрешность хирургического шаблона, изготавливаемого методом быстрого прототипирования [2]. Корректное совмещение рентгеновского и оптического изображений, которое

применяется в третьем методе, является непростой научно–технической задачей. Указанная технология пока не получила широкого распространения на рынке стоматологических услуг. Перечисленные недостатки современных методов восстановления зубов обосновывают актуальность разработки новых методов планирования хирургического лечения.

В случае диагностирования патологии зубов и челюстных костей на ранней стадии и своевременно проведенного лечения хирургического удаления зубов удастся избежать. Метод компьютерной томографии позволяет выполнить визуализацию внутреннего строения челюстно – лицевой области с целью ранней диагностики патологии зубов и челюстных костей. На данный момент в распоряжении врачей–стоматологов имеется специализированное программное обеспечение для анализа рентгеновских изображений. При использовании данного программного обеспечения требуется вручную выполнить просмотр 600 и более изображений, что создает существенные затруднения в работе: высокая напряженность зрительного труда, интеллектуальная нагрузка. Процесс неавтоматизированного (ручного) анализа изображений продолжителен по времени. Кроме этого, такое исследование требует от врача–стоматолога дополнительной квалификации в области рентгенологии. В результате, существующий метод анализа рентгеновских изображений является субъективным, оценка подозрительных участков происходит «на глаз», также врачом могут быть выделены не все «подозрительные» срезы (изображения), вследствие концентрации его внимания на участках с признаками явной патологии и ограниченной способности человеческого глаза различать градации серого цвета [3]. Изображения, полученные методом компьютерной томографии, обычно содержат не менее 4096 градаций серого цвета.

Таким образом, разработка автоматизированных методов диагностики патологии челюстных костей, позволяющих выполнить объективную идентификацию патологического участка, является актуальной научно–технической задачей.

Результаты работы были использованы в рамках выполнения НИОКР по

государственному контракту №9034p/14839 от 27.04.2011 по теме «Разработка комплекса программного обеспечения для автоматизированной скрининговой обработки цифровых рентгеновских срезов компьютерного томографа при обследовании пациентов с патологией в челюстных костях».

Цель и задачи исследования. Целью диссертационной работы является разработка системы анализа рентгеновских изображений челюстных костей (полученных методом компьютерной томографии), предназначенной для объективной идентификации патологии и моделирования хирургических шаблонов. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Разработать методику автоматизированного распознавания границ челюстных костей и зубов на рентгеновских изображениях сечений челюстно – лицевой области, полученных методом компьютерной томографии;
2. Согласно действующей семиотической классификации разработать методику идентификации различных патологий на рентгеновских изображениях сечений челюстных костей;
3. Разработать способ моделирования хирургических шаблонов для операции имплантации зубов исключительно на основе данных, полученных методом компьютерной томографии.

Научная новизна. В диссертационной работе получены следующие результаты, характеризующиеся научной новизной:

1. Методика автоматизированного распознавания границ челюстных костей и зубов, отличающаяся тем, что определение границ объектов на рентгеновском изображении осуществляется путем фиксации пикселей, значения яркости которых соответствуют значениям яркости пикселей кортикальной пластинки челюстной кости;
2. Методика обнаружения зон патологической резорбции на рентгеновских изображениях челюстных костей, отличающаяся тем, что определен критерий присутствия зон патологической резорбции внутри челюстной кости;
3. Методика обнаружения кист различной этиологии на рентгеновских

изображениях челюстных костей, отличающаяся тем, что определен критерий наличия кист различной этиологии внутри челюстной кости;

4. Способ моделирования хирургических шаблонов для операции имплантации зубов, отличающийся тем, что моделирование выполняется исключительно на основе данных, полученных методом компьютерной томографии.

Практическая значимость.

1. Предложена методика автоматизированного распознавания границ челюстных костей и зубов на рентгеновских изображениях, применение которой позволяет как выполнить анализ состояния кости внутри определенных границ, так и построить трехмерную поверхность слепка зубного ряда с целью дальнейшего моделирования хирургического шаблона.

2. Разработанные методы поиска зон патологической резорбции и кист на рентгеновских изображениях были использованы при создании программы автоматизированного анализа цифровых рентгеновских снимков для выявления патологии в челюстных костях человека (см. раздел 2.1).

3. Реализован новый метод планирования лечения адентии, включающий: построение сечений исследуемой области, выполнение виртуальной операции имплантации, виртуальное моделирование поверхности слепка зубного ряда, выполнение отверстий в виртуальном изображении хирургического шаблона.

4. Предложенный метод планирования лечения адентии позволяет отказаться от экономически затратных подготовительных этапов по изготовлению модели зубного ряда, существенно сокращает время на обследование пациента, исключает погрешности, возникающие на этапах мануального изготовления, и повышает прогностическую точность хирургического шаблона, применяемого в операциях имплантации зубов.

5. Установлено, что качество построения объектов 3D принтером позволяет выполнять изготовление хирургических шаблонов для операции имплантации зубов.

6. Результаты внедрения диссертационной работы отражены в соответствующих актах, представленных в приложении А к настоящей диссертации.

Методология и методы исследования. Для решения поставленных задач были использованы: технические методы диагностики, векторная алгебра, аналитическая геометрия, линейная алгебра, методы статистической обработки, анализ изображений.

Положения, выносимые на защиту.

На защиту выносятся результаты исследований, направленных на создание системы обработки рентгеновских изображений, которые сводятся к нижеследующим основным положениям:

1. Методика автоматизированного распознавания границ челюстных костей и зубов на рентгеновских изображениях сечений челюстно – лицевой области, полученных методом компьютерной томографии;
2. Методика обнаружения зон патологической резорбции на рентгеновских изображениях челюстных костей;
3. Методика обнаружения кист различной этиологии на рентгеновских изображениях челюстных костей;
4. Способ моделирования хирургических шаблонов для операции имплантации зубов.

Достоверность результатов. Полученные выводы и результаты были подтверждены в ходе тестирования, проведенного в Лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D. lab (ЗАО «Центр изучения региональных стоматологических проблем с клиникой «Уралдент», г. Екатеринбург) с целью моделирования хирургических шаблонов и автоматизированной идентификации патологий челюстных костей на изображениях томограмм челюстей человека.

Апробация работы. Основные результаты диссертационной работы были представлены и обсуждены на следующих конференциях:

1. CEREC 25th Anniversary Sirona Company Congress. Las Vegas, USA, 2010;
2. Всероссийском конгрессе «Стоматология Большого Урала». Екатеринбург, Россия 2010;
3. X Международной научно–технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ–2012). Владимир, Суздаль,

Россия 2012;

4. VI Всероссийской научно–практической конференции «Биомедицинская инженерия и биотехнология». Курск, Россия 2013;

5. Всероссийской научной конференции «Медицинская кибернетика и междисциплинарная подготовка специалистов для медицины». Томск, Россия 2013;

6. XX юбилейной Международной научной конференции студентов и молодых ученых «Современные техника и технологии» (СТТ–2014). Томск, Россия 2014;

7. Первой Международной молодежной научной конференции, посвященной 65–летию основания Физико–технологического института. Екатеринбург, Россия 2014;

8. International Congress on Energy Fluxes and Radiation Effects. Tomsk, Russia 2014.

Публикации. Основные результаты исследований опубликованы в 14 научных работах, в том числе в 3 статьях в рецензируемых научных журналах и изданиях из перечня ВАК [9–11, 64–69, 84–88]. Результаты работы защищены патентом РФ на изобретение [64] и свидетельством о регистрации программы для ЭВМ [65].

Личный вклад автора. С непосредственным участием автора выполнены обработка и анализ всех результатов обследований челюстно – лицевой области, представленных в данной работе. Разработка методики автоматизированного распознавания границ челюстных костей и зубов на рентгеновских изображениях сечений челюстно–лицевой области, статистические исследования результатов обследований челюстно – лицевой области пациентов с целью определения критериев присутствия зон патологической резорбции и кист различной этиологии на изображениях сечений челюстных костей, разработка способа моделирования хирургических шаблонов для операции имплантации зубов исключительно на основе данных, полученных методом компьютерной томографии, подготовка научных публикаций для печати, а также формулировка защищаемых положений и выводов по диссертации проведены автором совместно с научным руководителем.

Структура и объем диссертационной работы. Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения, библиографического списка и одного приложения. Объем диссертации составляет 149 страниц текста, включая 99 рисунков, 1 таблицу и библиографического списка, содержащего 96 источников.

Глава 1 Аппаратура и методы исследования

Данная глава посвящена обзору метода компьютерной томографии. Рассматриваются в частности различные типы аппаратов (спиральный компьютерный томограф и компьютерный томограф с коническим лучом), их основные преимущества и недостатки. Поскольку конечной целью проведения любого рентгенологического обследования является получение *изображения*, несущего информацию о внутреннем строении исследуемого объекта, то перед выполнением обследования необходимо создать условия для получения четких и качественных снимков – задать оптимальные параметры обследования компьютерного томографа.

Полученные изображения могут быть обработаны различными фильтрами с целью коррекции контрастности, подавления шумов либо распознавания границ объектов. Детальная диагностика всего объема исследования возможна только при просмотре серий различных сечений, построение которых, как правило, происходит на основе исходного массива аксиальных (горизонтальных) срезов. Существует специализированное программное обеспечение, предназначенное для анализа результатов обследований и позволяющее выполнить построение данных серий различных сечений. Однако для некоторых специфических задач может потребоваться разработка собственных алгоритмов программ. Например, для распознавания границ челюстных костей и зубов на рентгеновских изображениях требуется выполнить сканирование значений яркости пикселей для каждого из сечений челюстно – лицевой области. Решением подобной задачи является разработка алгоритма программы, входными данными для которого является массив изображений сечений. В свою очередь построение изображений сечений также является отдельной задачей, требующей разработки отдельной программы. В данной главе предложено решение упомянутых задач.

Результаты обследований методом компьютерной томографии используются врачами не только для диагностики заболеваний [4–7], но и для дальнейшего планирования операций и контроля проведенного лечения [8].

Наибольший интерес в этой области представляет виртуальное планирование операции имплантации, на основании данных которого выполняются высокоточные операции имплантации. Основные результаты работы по первой главе представлены в публикациях [9–11].

1.1 Получение изображений методом компьютерной томографии

Физический принцип формирования изображения сечения исследуемого объекта методом компьютерной томографии заключается в следующем: детекторы ионизирующего излучения располагаются на кольце, излучатель (рентгеновская трубка) движется внутри данного кольца и генерирует импульсный пучок рентгеновского излучения. Исследуемый объект располагается внутри данного кольца. В результате одновременного вращения работающего излучателя и детекторов, на последних (после прохождения пучка рентгеновского излучения сквозь исследуемый объект) формируется набор цифровых сигналов, которые соответствуют рентгеновским снимкам участка объекта в различных проекциях. Далее к полученному набору цифровых сигналов применяется обратное преобразование Радона, суть которого заключается в определении функции двух переменных (изображение сечения объекта) по множеству линейных интегралов (набор проекций объекта) от этой функции.

Схематичное изображение исследуемого объекта, рентгеновских лучей, проходящих сквозь объект, и проекции объекта $R_{\theta}(x')$ приведено на рисунке 1.1. В данном случае под проекцией объекта понимается набор значений, соответствующих количеству фотонов исходного пучка рентгеновского излучения, поглотившихся в объекте. При проведении обследования методом компьютерной томографии происходит фиксирование проекций исследуемой области при различных значениях угла θ . Затем к полученному набору проекций применяется обратное преобразование Радона с целью восстановления изображения сечения [12].

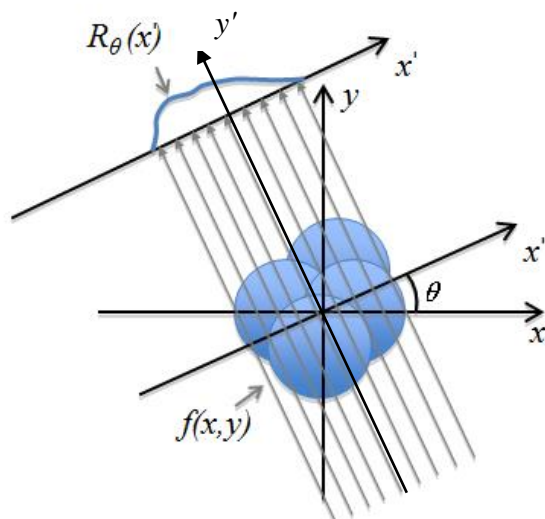


Рисунок 1.1 – Изображение объекта и его проекции

Проекция объекта является линейным интегралом вдоль направления пучка рентгеновского излучения. Данная проекция может быть определена следующим образом (ось y' перпендикулярна оси x'):

$$R_{\theta}(x') = \int_{-\infty}^{\infty} f(x' \cdot \cos \theta - y' \cdot \sin \theta, x' \cdot \sin \theta + y' \cdot \cos \theta) dy' \quad (1.1)$$

где

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (1.2)$$

Обратное преобразование Радона [12] заключается в определении функции двух переменных $f(x, y)$ (изображение сечения) по набору проекций $R_{\theta}(x')$, используя быстрое преобразование Фурье.

С целью иллюстрации применения преобразования Радона было смоделировано простое схематичное изображение сечения зубного ряда, имитирующее объект со структурами различной плотности (рисунок 1.2).

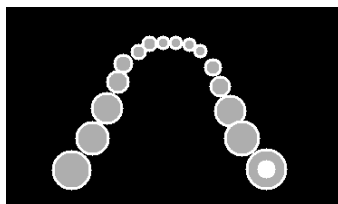


Рисунок 1.2 – Модель зубного ряда

К схематичному изображению зубного ряда (рисунок 1.2) было применено прямое преобразование Радона – результатом этого преобразования является набор линейных интегралов или набор проекций объекта при различных позициях (углах поворота) источника рентгеновского излучения и детектора [9]. Преобразование Радона реализовано в виде функции «*radon*» программного пакета MATLAB. Для исполнения данной функции необходимо указать матрицу исходного изображения и набор углов, для которых будут вычислены проекции исходного изображения. Набор проекций определяется в диапазоне углов θ от 0 до 180 градусов, так как, к примеру, проекция изображения для угла поворота $\theta = 5^\circ$ градусов будет такой же, как и для угла поворота $\theta = 185^\circ$ градусов, но зеркально симметричной. Проекция изображения модели зубного ряда для угла поворота $\theta = 45^\circ$ изображена на рисунке 1.3 (угол θ показан на рисунке 1.1).

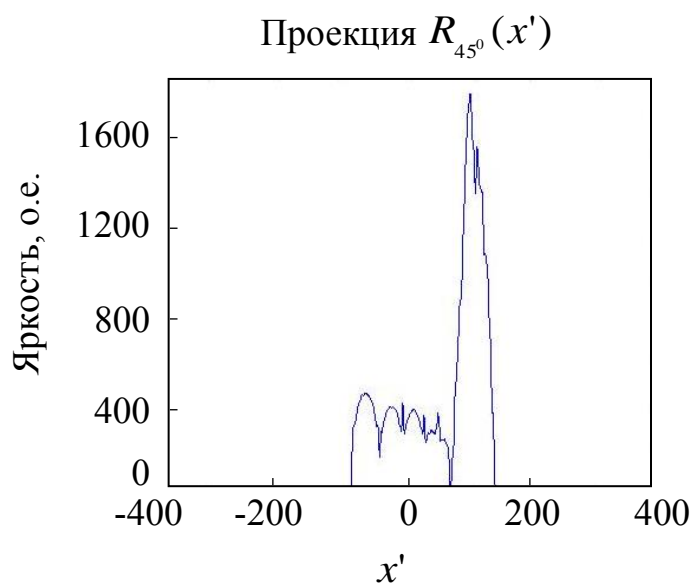


Рисунок 1.3 – Изображение проекции модели зубного ряда для угла $\theta = 45^\circ$

На графике, изображенном на рисунке 1.3, по оси абсцисс отложены координаты оси x' , повернутой относительно исходной оси x на угол $\theta = 45^\circ$; по оси ординат отложено количество фотонов исходного пучка рентгеновского излучения, поглотившихся в объекте.

Изображения различных проекций для каждого из углов θ от 0 до 180 градусов представлены на рисунке 1.4: по оси абсцисс отложены углы θ ; по оси ординат отложены координаты оси x' , повернутой относительно исходной оси x на угол θ ; количество фотонов исходного пучка рентгеновского излучения, поглотившихся в объекте, изображено в виде цветовой шкалы (чем ярче область на данном графике, тем большее количество фотонов в ней поглощается).

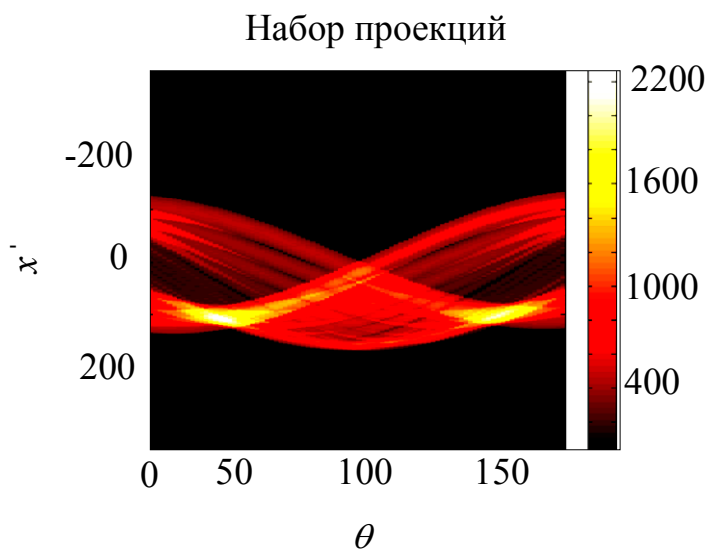


Рисунок 1.4 – Изображение набора проекций модели зубного ряда (интервал между проекциями 1° , количество проекций 180)

При проведении обследования объекта методом компьютерной томографии исходным массивом данных для последующего формирования изображений сечений как раз является набор различных проекций исследуемого объекта. Для моделирования этого процесса к полученному набору проекций исходного изображения (рисунок 1.4) было применено обратное преобразование Радона с целью восстановления исходного изображения. Обратное преобразование Радона также реализовано в виде функции «*iradon*» программного пакета MATLAB. Исходными данными для этой функции являются набор проекций изображения и шаг для угла поворота, с которым проекции исходного изображения были определены. Для функции «*iradon*» можно указать тип интерполяции (линейная, бикубическая, сплайн) и фильтр для улучшения качества изображения (*Ram–Lak*, *Shepp–Logan*, *Cosine*, *Hamming*, *Hann*). Исходное изображение и изображение,

полученное из набора проекций только при применении линейной интерполяции (стандартное преобразование), а также изображение, полученное из набора проекций при применении бикубической интерполяции и фильтра *Hann* [13], приведены на рисунке 1.5.

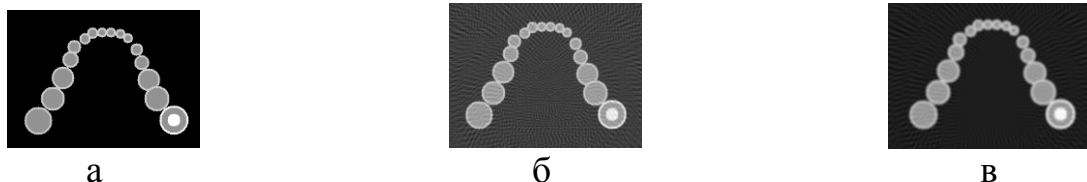


Рисунок 1.5 – Применение обратного преобразования Радона (интервал между проекциями 1° , количество проекций 180): а – исходное изображение; б – стандартное преобразование; в – преобразование с бикубической интерполяцией и фильтром *Hann*

Как можно видеть из рисунка 1.5, не удастся получить полного соответствия между исходным изображением и восстановленным. Даже после применения бикубической интерполяции и фильтра *Hann* на изображении остаются шумы в виде расходящихся линий от объектов с повышенной плотностью. В данном случае яркость пикселей характеризует плотность объекта.

Выявлена зависимость качества восстановленного изображения от количества проекций исходного изображения: чем меньше используется проекций, тем хуже качество восстановленного изображения. На рисунке 1.6 приведено изображение набора из 60 проекций модели зубного ряда.

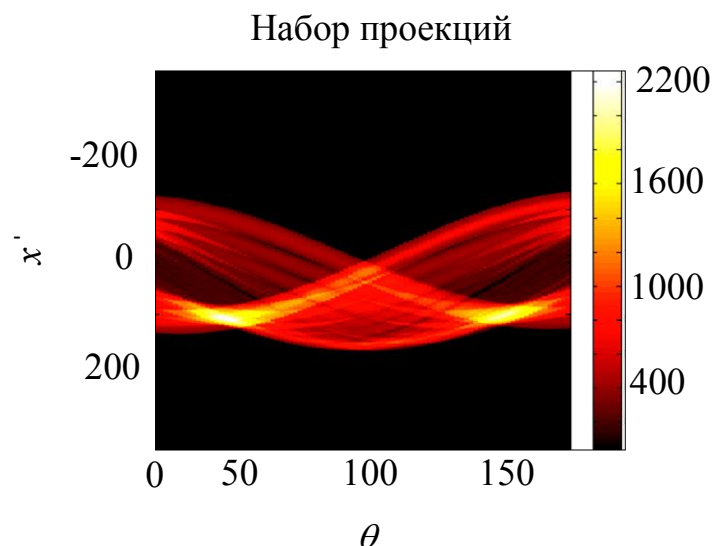


Рисунок 1.6 – Изображение набора проекций модели зубного ряда
(интервал между проекциями 3^0 , количество проекций 60)

К набору из 60 проекций модели зубного ряда (рисунок 1.6) также было применено обратное преобразование Радона с целью восстановления исходного изображения – результат приведен на рисунке 1.7.

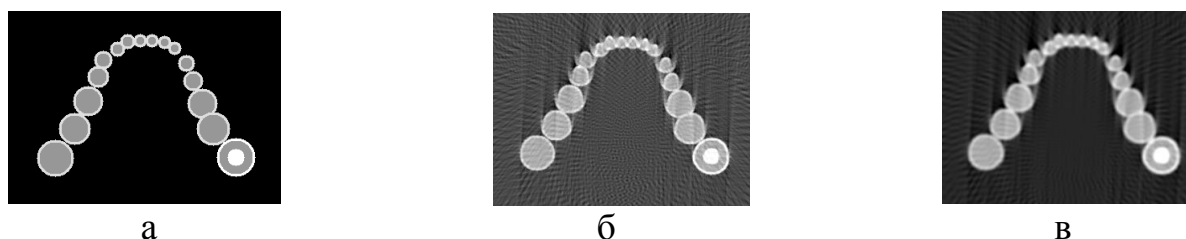


Рисунок 1.7 – Применение обратного преобразования Радона (интервал между проекциями 3^0 , количество проекций 60): а – исходное изображение;
б – стандартное преобразование;
в – преобразование с бикубической интерполяцией и фильтром *Hann*

При уменьшении количества проекций можно наблюдать наличие шумов на границе раздела структур различной плотности (яркости) [14–15].

При проведении обследований методом компьютерной томографии с целью повышения отношения «сигнал–шум» применяют источники излучения большой мощности и увеличивают количество проекций исследуемого объекта. Однако

увеличение мощности источника излучения, как и увеличение числа проекций исследуемого объекта, влечет за собой значительное повышение эффективной дозы облучения, поэтому перед проведением обследования необходимо исключить нахождение в исследуемом объекте структур высокой плотности, сильно поглощающих рентгеновское излучение (например, металлических конструкций) и искажающих восстановленное изображение, а увеличения качества изображения добиваться путем применения программных средств. Для специализированного дентального компьютерного томографа с коническим лучом GALILEOS (производство Sirona GmbH, Германия) при проведении обследования происходит фиксирование 200 проекций исследуемого объекта: угловая ширина исследуемой области составляет 200° , угловой интервал между проекциями равен 2° , каждая проекция фиксируется дважды, после чего происходит усреднение полученных сигналов. Однако, при настройке параметров обследования компьютерного томографа доступно изменение параметра рентгеновской трубки (произведение тока на время), режима контрастности и разрешения исследуемой области; угловой интервал между проекциями недоступен для изменения и остается фиксированным.

1.2 Аппаратные средства для проведения обследований

Современными аппаратными средствами для проведения обследований методом компьютерной томографии являются компьютерные томографы, среди которых можно выделить два типа:

- спиральный компьютерный томограф;
- компьютерный томограф с коническим лучом (применяется только для обследований челюстно – лицевой области).

Внешний вид указанных выше типов аппаратов представлен на рисунке 1.8.



Рисунок 1.8 – Типы компьютерных томографов:

а – спиральный компьютерный томограф Aquilion (производство Toshiba, Япония); б – компьютерный томограф с коническим лучом GALILEOS (производство Sirona GmbH, Германия)

В основе работы каждого из аппаратов лежат принципиально различные физические принципы формирования изображения. В связи с чем, необходимо провести сравнение результатов обследований, полученных на различных аппаратах, с целью определения типа компьютерного томографа, обеспечивающего наилучшее качество изображения костных тканей.

Физический принцип формирования срезов, который используется в спиральном компьютерном томографе, заключается в следующем: детекторы ионизирующего излучения располагаются на кольце, излучатель (рентгеновская трубка) движется внутри данного кольца и генерирует импульсный пучок рентгеновского излучения. Пациент располагается внутри данного кольца на специальном ложе, которое движется внутрь указанного кольца. В результате одновременного вращения кольца и движения ложа, на *линейных* детекторах (после прохождения пучка рентгеновского излучения сквозь тело пациента) формируется набор цифровых сигналов, которые соответствуют рентгеновским снимкам участка тела в различных проекциях. Далее применяется обратное преобразование Радона, суть которого заключается в определении функции двух переменных (рентгеновское изображение сечения участка тела) по множеству линейных интегралов (набор проекций) от этой функции. Для последующего формирования объемного (трехмерного) изображения используется набор плоскостных изображений. Определение плотности тканей тела человека на

изображении сечения [16], полученном на спиральном компьютерном томографе, осуществляется посредством применения шкалы Хаунсфилда [17], в основе определения которой лежит характер взаимодействия рентгеновского излучения с веществом. Ослабление квантов рентгеновского излучения в веществе описывается экспоненциальным законом:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (1.3)$$

где $I(x)$ – поток квантов рентгеновского излучения на глубине x в данной среде, частица/с;

I_0 – первоначальный поток квантов рентгеновского излучения, частица/с;

μ – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения в данной среде, м^{-1} ;

x – длина пути, пройденного рентгеновским излучением в данной среде, м.

Значение плотности вещества в единицах шкалы Хаунсфилда (HU) определяется следующим образом:

$$HU = \frac{\mu_{subst} - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \cdot 1000 \quad (1.4)$$

где μ_{subst} – линейный коэффициент ослабления излучения в данном веществе, м^{-1} ;

μ_{water} – линейный коэффициент ослабления излучения в воде, м^{-1} ;

μ_{air} – линейный коэффициент ослабления излучения в воздухе, м^{-1} .

Изображение сечения формируется в градациях серого цвета, в соответствии со значением HU . Например, области на срезе с высоким HU (изображение кости) будут отображаться на экране монитора ярче, чем области мягких тканей, имеющие низкий показатель HU .

При формировании изображения сечения на компьютерном томографе с коническим лучом используется иной физический принцип. Излучатель (рентгеновская трубка) генерирует импульсный пучок конической формы,

который проходит сквозь череп пациента и фиксируется на *плоскостном* детекторе, имеющем гораздо большие размеры, чем линейные детекторы спирального компьютерного томографа. Таким образом, за одно сканирование охватывается практически вся челюстно–лицевая область. Объемное изображение формируется после сканирования серии плоскостных изображений при различных позициях излучателя и детектора. Однако в томографах с коническим лучом вместо чисел Хаунсфилда применяются относительные единицы [18], в соответствии с которыми для воздуха значение яркости равно 0, а ткань с максимальной плотностью в специальном калибровочном фантоме имеет соответствующее значение яркости, например 4095.

Стандарт DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) используется для записи цифровых медицинских данных [19–20]. Файл этого формата содержит в себе не только матрицу с изображением, но важную информацию диагностического характера. Сам файл разбит на так называемые «атомы» информации (Data Element), которые сформированы в отдельные группы. Таким образом, доступ к «атому» информации осуществляется по двум числам: номер группы и номер элемента внутри группы. Данный стандарт создан с целью сделать медицинскую информацию независимой от производителей аппаратов. Прикрепленная информация об обследовании и снимок позволяют адекватно и предельно просто представить данные врачу. В том случае, если программа не может распознать какой–либо атрибут (элемент) файла, то она должна его пропустить – например, не все аппараты могут считывать и, соответственно, записывать координаты пациента в файл, также могут возникнуть проблемы с распознаванием символов кириллицы.

1.3 Результаты обследований челюстно – лицевой области

В данном разделе приведены рентгеновские изображения челюстно – лицевой области, полученные на различных типах компьютерных томографов. С целью определения типа компьютерного томографа, обеспечивающего наилучшее

качество изображения структуры костной ткани необходимо провести сравнение результатов обследований, выполненных на компьютерном томографе с коническим лучом и на спиральном компьютерном томографе.

При анализе изображений, полученных на компьютерных томографах с коническим лучом, обращает на себя внимание отсутствие четких границ слизистой оболочки полости рта, покрывающей альвеолярные отростки челюстей (рисунок 1.9 а), невозможность однозначного выделения контуров мягко–тканых органов полости рта (языка, мышц дна полости рта, мягкого неба) и естественных пространств, в норме заполненных ротовой жидкостью (преддверие полости рта, подъязычное и поднижнечелюстное пространство) (рисунок 1.9 б).



Рисунок 1.9 – Изображения сечений челюстно–лицевой области пациентки П., полученные на компьютерном томографе с коническим лучом: а – аксиальный срез нижней челюсти на уровне коронок зубов; б – трансверзальный срез

При анализе изображения челюстных костей была выявлена высокая информативность обследования: границы кортикальной замыкательной пластинки челюстных костей и структура губчатого вещества прослеживаются четко на всем протяжении без искажений и дефектов. Трабекулярная структура костного вещества в виде различно–ориентированных костных балочек хорошо различима под толстым слоем кортикальной пластинки и надкостницы. Важно отметить, что мельчайшие детали анатомического строения зубов (структура корневых каналов, дентикли, отверстие корня), также, как и патологические изменения в губчатом веществе костной ткани верифицируются однозначно (рисунок 1.10).

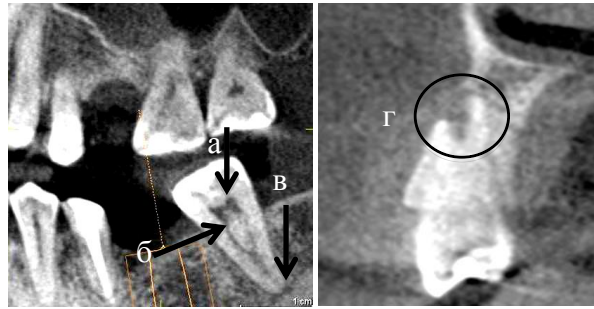


Рисунок 1.10 – Изображения сечений челюстно–лицевой области пациента Ф., полученные на компьютерном томографе с коническим лучом. Мельчайшие детали анатомического строения зубов: а – дентикль; б – особенность строения корневых каналов; в – отверстие корня; г – очаг патологической резорбции

Визуализация патологии возможна не только путем построения серии изображений сечений исследуемого участка, но и путем построения трехмерного изображения (рисунок 1.11).



Рисунок 1.11 – Мельчайшие детали патологической резорбции кортикальной пластинки, губчатого вещества и корня зуба 2.4 у пациента Ф.:

а – трехмерное изображение челюстно–лицевой области; б – поперечный срез

При обзоре результатов обследований, полученных на спиральном компьютерном томографе, были подвергнуты анализу изображения мягких тканей и органов полости рта, зубов и внутренней структуры челюстных костей. Выявлены следующие специфические характеристики изображений: крупные мышечные и мягкотканые образования полости рта имеют четко очерченные, хорошо различимые границы (рисунок 1.12).

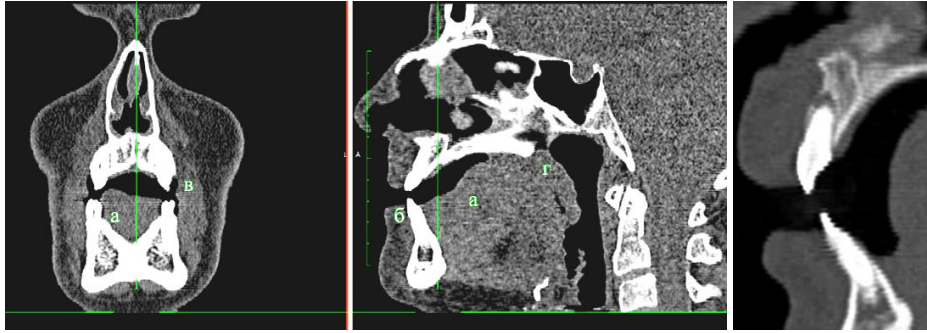


Рисунок 1.12 – Изображения сечений челюстно–лицевой области пациента Г., полученные на спиральном компьютерном томографе:
а – язык; б – губы; в – ткани щеки; г – мягкое небо

Коронки и корни зубов имеют яркий размытый контур, позволяющий определить только наружные границы; специфические особенности строения пульповой камеры и корневой системы практически неразличимы на поперечном срезе (рисунок 1.12). Такое низкое разрешение изображений обусловлено большой толщиной среза (0.5 мм) и не может быть полностью компенсировано аппаратными и программными средствами. Потери в качестве изображения корневой системы зубов компенсируются меньшим уровнем шумов от объектов, имеющих большую плотность или содержащих в своем составе рентгеноконтрастные вещества (гуттаперчевые штифты, пломбы, искусственные коронки), за счет большей лучевой нагрузки на пациента. Выявление патологии челюстных костей на ранних стадиях сильно затруднено: практически невозможно выделить патологические очаги резорбции костной ткани размером менее 2 мм.

Срезы, полученные на спиральном компьютерном томографе, обладают значительно меньшей диагностической ценностью, чем срезы, полученные на компьютерном томографе с коническим лучом.

На основании проведенного сравнительного анализа можно заключить, что обследование на спиральном компьютерном томографе является предпочтительным при планировании операции имплантации, когда необходимо оценить возможность постановки имплантата в челюстную кость. Яркие границы костных структур, определение плотности ткани в соответствии со шкалой

Хаунсфилда, пониженный уровень шумов от стоматологических материалов позволяют выполнить виртуальное планирование операции имплантации максимально эффективно.

Обследование на компьютерном томографе с коническим лучом целесообразно проводить как при первичном приеме с целью диагностики патологии челюстно–лицевой области, так и в ходе терапевтического лечения. Преимуществами обследования на данном типе аппаратов являются четкое отображение структуры челюстной кости, диагностирование патологии на ранней стадии, точность измерений, однозначная верификация структуры корневых каналов, дентиклей, отверстия корня. В силу перечисленных выше преимуществ аппараты данного типа широко используются для проведения обследований челюстно – лицевой области [21–29].

1.4 Инструментальные средства для обработки файлов формата DICOM

Срез челюстно – лицевой области, полученный методом компьютерной томографии, представляет собой цифровое растровое изображение формата DICOM, которое содержит множество квадратов (пикселей) с определенной цветовой характеристикой. Такое изображение описывается матрицей A размером $[m \times n]$, каждый элемент которой $A(i,j)$ несет информацию о цвете пикселя. Пример подобной матрицы с указанием значений и цветов элементов приведен на рисунке 1.13.

1388	1794	2321	2753	3128	3505	3765	3765
1330	1452	1879	2410	2816	2901	3497	3765
1162	1389	1512	1625	2186	2598	2942	3299
901	1128	1232	1150	1305	1833	2243	2634
906	982	907	879	932	906	1018	1576

Рисунок 1.13 – Матрица изображения с указанием значения и цвета элементов

Цвет каждого из элементов матрицы определяется в соответствии с определенной шкалой. Для градаций серого цвета, которые используются при отображении цифровых рентгеновских срезов, может быть принят, например, следующий интервал: от 0 (черный цвет) до 4095 (белый цвет). Таким образом, любое изменение изображения с целью подавления шумов, адаптации контраста или иного преобразования сводится к операции над матрицей данного изображения. В связи с этим для исследования возможностей инструментальных средств по обработке изображений формата DICOM, было выбрано программное обеспечение MATLAB (название является сокращением от Matrix Laboratory), специально ориентированное для работы с матрицами и содержащее отдельный модуль для обработки изображений Image Processing Toolbox.

В данном разделе приведены примеры применения к рентгеновским изображениям фильтров, обеспечивающих адаптацию контраста, шумоподавление, корректное определение границ объектов. Также автором предложен алгоритм автоматизированного определения границ челюстных костей и зубов на основе критерия яркости пикселей костной ткани.

В разделе 1.3 было выявлено, что наиболее информативными при оценке внутренней структуры костной ткани челюстных костей человека являются срезы, полученные на компьютерном томографе с коническим лучом. Следовательно, для тестирования работы алгоритмов будут анализироваться срезы с указанного типа компьютерных томографов. Однако срезы, полученные на спиральном компьютерном томографе, также могут быть подвергнуты аналогичной обработке.

1.4.1 Коррекция контрастности изображения

В специализированном модуле Image Processing Toolbox программной среды MATLAB существует ряд функций для изменения контрастности изображения. Описание каждой функции и результат применения к исходному рентгеновскому изображению поперечного среза, полученному на компьютерном

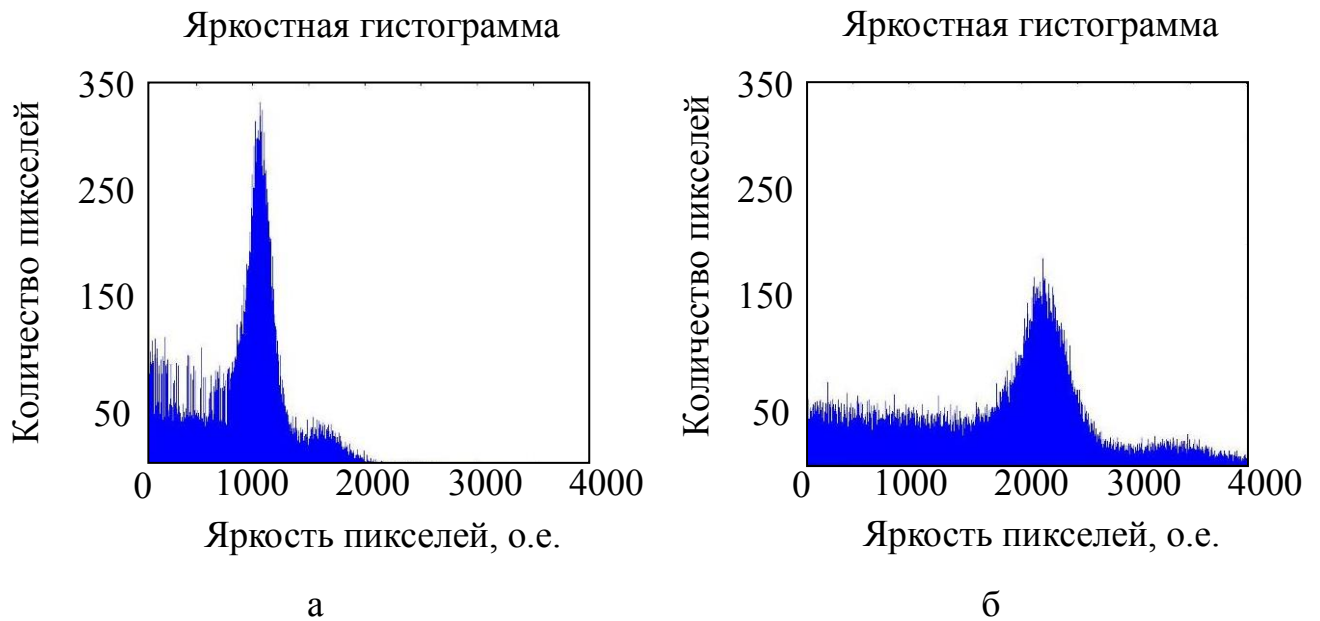


Рисунок 1.15 – Функция `imadjust` для повышения контрастности изображения:
а – исходная гистограмма; б – гистограмма после обработки `imadjust`

– Функция `histeq`.

Улучшение контраста изображения при использовании данной функции происходит путем преобразования исходной яркостной гистограммы пикселей к равномерной яркостной диаграмме. Пример использования данной функции приведен на рисунке 1.16.



Рисунок 1.16 – Применение функции `histeq` для повышения контрастности изображения: а – исходное изображение; б – изображение после обработки `histeq`

Для наглядного представления результата работы данной функции на рисунке 1.17 приведены яркостные гистограммы, на которых построено распределение яркостей пикселей изображений. Из рисунка 1.17 можно

заклучить, что количество градаций серого цвета на изображении существенно сокращается после применения функции `histeq`. Сокращение количества градаций серого цвета неизбежно снижает диагностическую ценность изображения, поэтому применение данного фильтра к медицинским изображениям неприемлемо.

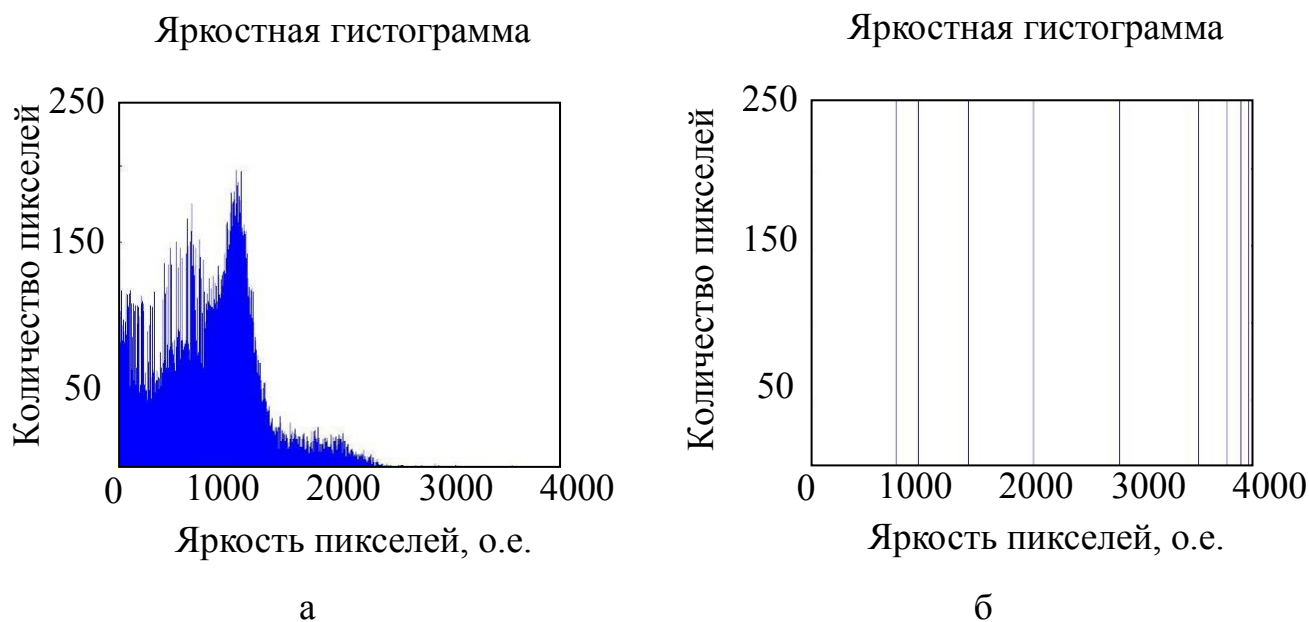


Рисунок 1.17 – Функция `histeq` для повышения контрастности изображения:

а – исходная гистограмма; б – гистограмма после обработки `histeq`

– Функция `adapthisteq`.

Данная функция выполняет адаптивное выравнивание гистограммы исходного изображения. В отличие от функции `histeq` выравнивание яркостной диаграммы происходит не для всего изображения сразу, а для малых квадратных участков, на которые разбивается исходное изображение. Яркостная диаграмма каждого из участков преобразовывается к равномерной яркостной диаграмме. Пример использования данной функции приведен на рисунке 1.18.



а



б

Рисунок 1.18 – Функция `adapthisteq` для повышения контрастности изображения:
а – исходное изображение; б – изображение после обработки `adapthisteq`

Для наглядного представления результата работы данной функции на рисунке 1.19 приведены яркостные гистограммы, на которых построено распределение яркостей пикселей изображений. При выводе изображения, обработанного фильтром `adapthisteq`, на экран монитора (рисунок 1.18 б) границы перепадов яркости стали более четкими.

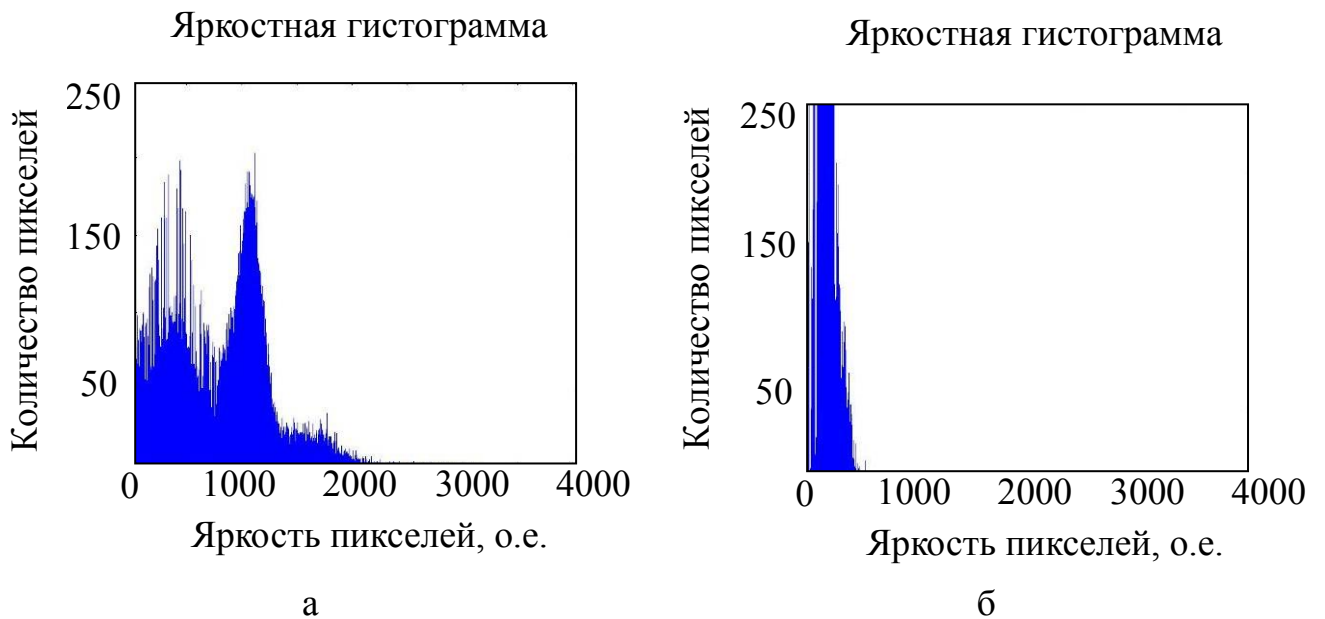


Рисунок 1.19 – Функция `adapthisteq` для повышения контрастности изображения:
а – исходная гистограмма; б – гистограмма после обработки `adapthisteq`

При диагностическом обследовании челюстно–лицевой области врачом–стоматологом на основе визуального анализа выявлено, что повышение

контрастности изображения при помощи функции `imadjust` является наиболее эффективным.

1.4.2 Определение границ объектов

При анализе рентгеновских изображений врачом – стоматологом границы челюстных костей, корней зубов и коронок определяются визуально. Необходимым условием для распознавания объектов и их границ на изображении является, как правило, перепад яркости. Изображение представляет собой функцию двух переменных $F(x,y)$, причем начало координат обычно расположено в верхнем левом угле (рисунок 1.20).

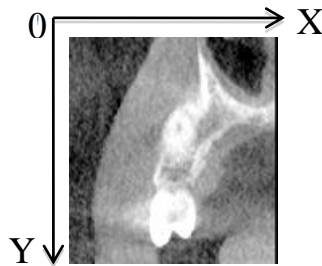


Рисунок 1.20 – Положение осей системы координат на изображении среза компьютерной томографии

Применение различных фильтров к исходному изображению позволяет определить перепады яркости программным способом. Функция H , определяющая фильтр, называется ядром фильтра и обычно задается матрицей. Применение фильтра H к исходному изображению F производится посредством следующей операции [30]:

$$F_1(x, y) = \sum_{i=-a}^a \sum_{j=-b}^b H(i, j) \cdot F(x+i, y+j) \quad (1.5)$$

Пределы суммирования равны: $a=(m-1)/2$ и $b=(n-1)/2$ (m и n являются размером окрестности точек изображения). Поскольку изображение является конечным, то при вычислении значений яркостей пикселей, лежащих на границах изображения аргументы функции $F(x+i, y+j)$ могут выходить за пределы изображения. В этом случае могут быть использованы, например, «зеркальные» границы для

вычисления значений яркостей граничных пикселей. Определение градиента функции F позволяет выявить перепады яркости на исходном изображении. Выражения для простейших функций, соответствующих фильтрам градиента [31] по оси x и по оси y равны:

$$F_x(x, y) = -1/2 \cdot F(x-1, y) + 0 \cdot F(x, y) + 1/2 \cdot F(x+1, y) \quad (1.6)$$

$$F_y(x, y) = -1/2 \cdot F(x, y-1) + 0 \cdot F(x, y) + 1/2 \cdot F(x, y+1) \quad (1.7)$$

При вычислении операции дискретной свертки выражения для фильтров градиента записываются в виде следующих матриц:

$$H_x = (-1/2 \quad 0 \quad 1/2) \quad (1.8)$$

$$H_y = \begin{pmatrix} -1/2 \\ 0 \\ 1/2 \end{pmatrix} \quad (1.9)$$

Модуль градиента функции определяется по формуле [31]:

$$|\nabla F| = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \quad (1.10)$$

Определение границ на изображении происходит путем применения фильтра градиента и отбора пикселей, для которых превышен определенный порог значения градиента яркости. Существует возможность установки данного порога как вручную, так и автоматически, когда порог определяется относительно максимального значения градиента для данного изображения.

Далее приведены описания ядер различных фильтров для распознавания границ объектов и результаты их применения к исходному рентгеновскому изображению поперечного среза челюстно – лицевой области (рисунок 1.21).



Рисунок 1.21 – Исходное рентгеновское изображение поперечного среза челюсти

- *Метод Собеля (Sobel)* [32]

Фильтр Собеля определяется следующими матрицами:

$$H_{xSobel} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (1.11)$$

$$H_{ySobel} = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix} \quad (1.12)$$

- *Метод Превитта (Prewitt)* [33]

Фильтр Превитта определяется следующими матрицами:

$$H_{xPrewitt} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1.13)$$

$$H_{yPrewitt} = \begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (1.14)$$

- *Метод Робертса (Roberts)* [34]

Фильтр Робертса определяет разницу между диагонально смежными пикселями. Правило, определяющее принцип расчета данного фильтра, может быть выражено следующим образом. Пусть $F(x,y)$ является функцией исходного изображения, тогда для расчета функции изображения с нанесенными границами вычисляются разности:

$$r_1 = |F(x, y) - F(x + 1, y + 1)| \quad (1.15)$$

$$r_2 = |F(x + 1, y) - F(x, y + 1)| \quad (1.16)$$

Функция конечного изображения $F_1(x, y)$ вычисляется как корень квадратный из суммы полученных разностей:

$$F_1(x, y) = \sqrt{r_1^2 + r_2^2} \quad (1.17)$$

- *Метод Кэнни (Canny)* [35]

Данный метод является одним из самых сложных и содержит в себе несколько этапов:

1. Исходное изображение обрабатывается фильтром Гаусса [36] для уменьшения уровня шумов. После подобной обработки изображение выглядит «размытым»;
2. Для «размытого» изображения осуществляется поиск локальных максимумов градиента;
3. Для определения границ используются два пороговых значения градиента. Границы, имеющие значения градиента выше первого порога, называются «сильные» границы, в свою очередь, границы со значением градиента в интервале между двумя порогами называются «слабые» границы. «Слабые» границы наносятся на изображение только в том случае, если они связаны с «сильными» границами.

Данный метод меньше других подвержен влиянию шумов и позволяет определить границы наиболее достоверно. Значения порогов также могут быть определены автоматически на основе поиска локальных максимумов градиента либо заданы вручную.

Результат применения упомянутых выше фильтров к исходному изображению:



Рисунок 1.22 – Применение различных фильтров с целью определения границ объектов к исходному рентгеновскому изображению на рисунке 1.21:

а – фильтр Собеля; б – фильтр Превитта; в – фильтр Робертса; г – фильтр Кэнни

– Применение фильтра Собеля (рисунок 1.22 а) не обеспечивает корректного распознавания контуров челюстной кости. Только контуры коронок зубов четко различимы на полученном изображении;

– Результат применения фильтра Превитта (рисунок 1.22 б) очень схож с результатом, полученным при применении фильтра Собеля, и также не обеспечивает удовлетворительного распознавания контуров челюстной кости;

– Результат применения фильтра Робертса (рисунок 1.22 в) оказался еще хуже, чем результаты применения фильтров Превитта и Собеля. Граница кости плохо различима;

– Результат применения фильтра Кэнни оказался наиболее приемлемым для определения границ объектов. На обработанном рентгеновском изображении (рисунок 1.22 г) четко проведены границы челюстной кости и коронки зуба.

Поскольку границы мягких тканей не представляют для нас интереса в данном случае, поэтому было принято решение применить каждый из перечисленных выше фильтров для изображения поперечного среза, содержащего только костные структуры (рисунок 1.23).



Рисунок 1.23 – Исходное рентгеновское изображение сечения челюстной кости, содержащее только костные структуры

Результат применения каждого из перечисленных фильтров к сечению, изображенному на рисунке 1.23, приведен на рисунке 1.24.



Рисунок 1.24 – Применение различных фильтров к исходному изображению (рисунок 1.23) с целью определения границ костных структур: а – фильтр Собеля; б – фильтр Превитта; в – фильтр Робертса; г – фильтр Кэнни

Применение каждого из фильтров к изображению сечения, содержащему только костные структуры, позволяет выполнить достоверное распознавание границ челюстной кости и коронок зубов. Однако, в дальнейшем, предпочтительным остается использование фильтра Кэнни, поскольку этот фильтр подавляет шумы и определяет связные границы на изображении. Время, необходимое для фильтрации одного изображения, является практически одинаковым для различных фильтров и составляет примерно 0.06 секунд.

1.4.3 Подавление шумов

Изображения, полученные методом компьютерной томографии, неизбежно содержат в себе шумы, возникающие от различных стоматологических

материалов, искусственных коронок и имплантатов. Применение различных фильтров позволяет качественно улучшить изображение и провести распознавание границ объектов на изображении максимально эффективно.

Далее приведено описание и результат применения к изображению сечения челюстной кости следующих фильтров:

- *Фильтр Гаусса* [36]

Данный фильтр применяется для шумоподавления, но после применения этого фильтра изображение выглядит «размытым», так как происходит «усреднение» значений яркостей пикселей исходного изображения. Ядро фильтра Гаусса определяется следующим выражением:

$$H_{Gauss}(i, j) = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sigma^2} \cdot \exp\left(-\frac{i^2 + j^2}{2 \cdot \sigma^2}\right) \quad (1.18)$$

При использовании данного фильтра наилучший результат был получен для значения $\sigma = 1$, при этом происходит подавление шумов, и в то же время строение кости еще различимо, несмотря на размытие изображения. Иллюстрация применения фильтра Гаусса и последующее применение фильтра Кэнни приведены на рисунке 1.25.



Рисунок 1.25 – Применение фильтра Гаусса с целью подавления шумов:
 а – исходное изображение; б – результат применения фильтра Кэнни к исходному изображению; в – результат применения фильтра Гаусса к исходному изображению; г – результат применения фильтра Кэнни после применения фильтра Гаусса к исходному изображению

Применение фильтра Гаусса способствует лучшему распознаванию перепадов яркостей в исходном изображении. Границы челюстных костей и коронок зубов определяются однозначно после применения фильтра Кэнни к уже размытому изображению. В целях автоматизированного распознавания границ кости всегда следует сначала применять шумоподавляющий фильтр, а затем фильтр для определения границ объектов;

- *Медианный фильтр* [37]

Применение медианного фильтра заключается в том, что для некоторой окрестности пикселя исходного изображения определяется медиана значений яркости, а не среднее значение. Медианой называется такое число из набора чисел, которое не меньше одной половины набора и не больше другой половины набора. Данный фильтр менее чувствителен к «выбросам» (сильным перепадам яркости) на изображении и позволяет улучшить качество без снижения резкости изображения. Правило, по которому вычисляется пиксели обработанного изображения, определяется следующей формулой:

$$I_{\substack{\text{Median} \\ \text{Output}}}(x, y) = \text{median}(I_{\text{Input}}(x, y)) \quad (1.19)$$

При использовании данного фильтра наилучший результат был получен для размера окрестности точки, равной 5x5 пикселей. Иллюстрация применения медианного фильтра и последующее применение фильтра Кэнни приведены на рисунке 1.26;

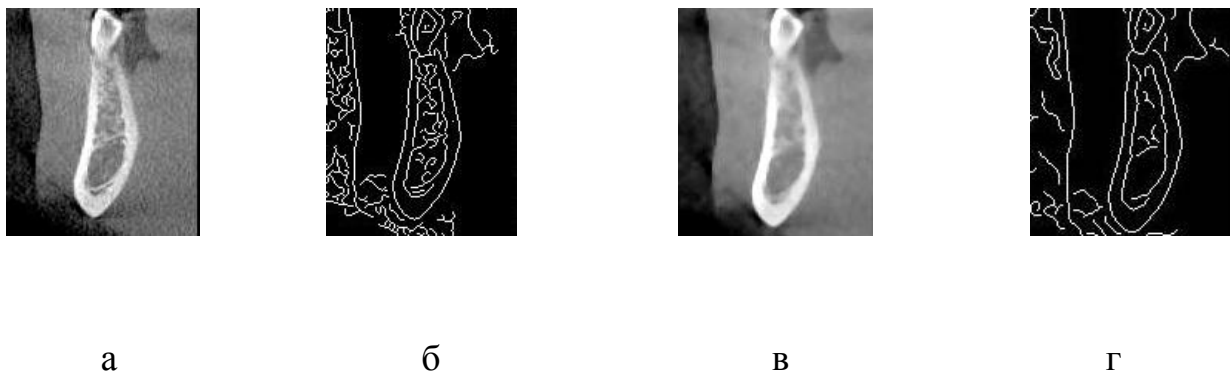


Рисунок 1.26 – Применение медианного фильтра с целью подавления шумов:

а – исходное изображение; б – результат применения фильтра Кэнни к исходному изображению; в – результат применения медианного фильтра к исходному изображению; г – результат применения фильтра Кэнни после применения медианного фильтра к исходному изображению

Применение медианного фильтра также «размывает» исходное изображение, однако границы челюстных костей и коронок зубов остались резкими, как и на исходном изображении.

- *Фильтр среднего* [38]

Данный фильтр сильно снижает резкость исходного изображения, поэтому структура костной ткани становится трудноразличима. Применение данного фильтра заключается в том, что значение яркости каждого пикселя исходного изображения заменяется на усредненное значение яркости пикселей в квадрате (либо в круге) вокруг этого пикселя. Все пиксели, находящиеся в окрестности обрабатываемого пикселя, оказывают одинаковое влияние на результат усреднения. В то время как фильтр Гаусса уменьшает влияние значений яркостей других пикселей при их удалении от обрабатываемого пикселя. При использовании данного фильтра наилучший результат был получен для окрестности в форме круга радиусом три пикселя. Иллюстрация применения фильтра среднего и последующее применение фильтра Кэнни приведены на рисунке 1.27.

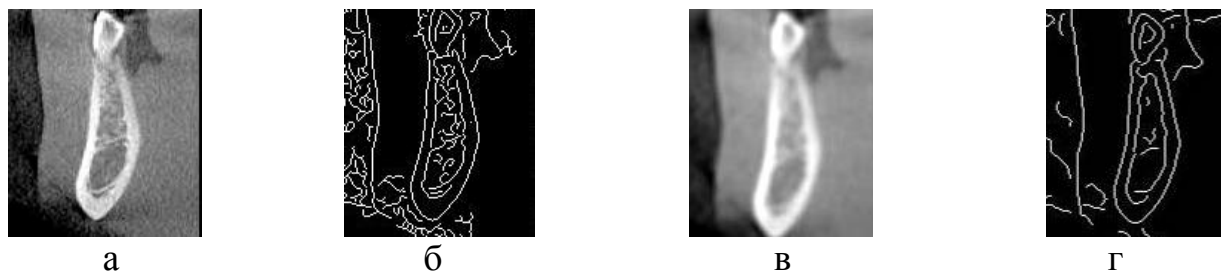


Рисунок 1.27 – Применение фильтра среднего с целью подавления шумов:
 а – исходное изображение; б – результат применения фильтра Кэнни к исходному изображению; в – результат применения фильтра среднего к исходному изображению; г – результат применения фильтра Кэнни после применения фильтра среднего к исходному изображению

Результат применения различных фильтров к исходному изображению показан ниже на рисунке 1.28.

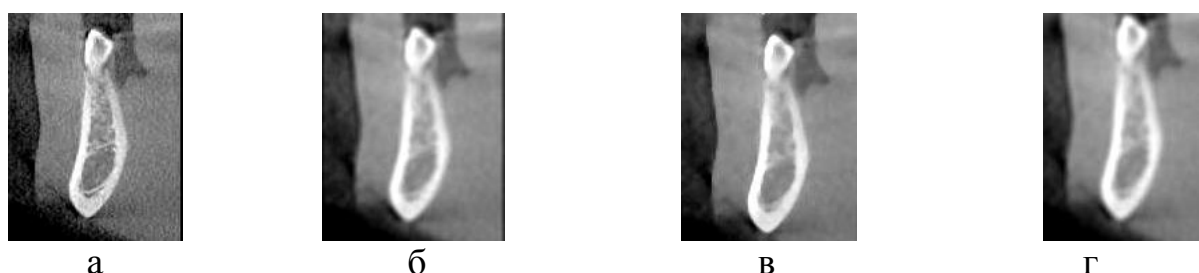


Рисунок 1.28 – Применение различных фильтров: а – исходное изображение; б – результат применения фильтра Гаусса; в – результат применения медианного фильтра; г – результат применения фильтра среднего

При визуальном анализе изображения после обработки фильтром Гаусса и фильтром среднего выглядят практически одинаково. Границы челюстных костей наиболее четко отображаются при использовании медианного фильтра. При сравнении исходного изображения S размером $l \times k$ и изображения F , полученного из исходного путем обработки фильтром для подавления шумов, используют показатель отношение сигнал/шум ($PSNR$: peak signal-to-noise ratio). Данный

показатель рассчитывается по следующим формулам (M – максимальное значение яркости пикселя):

$$MSE = \frac{1}{l \cdot k} \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k (S(i, j) - F(i, j))^2 \quad (1.20)$$

$$PSNR_{dB} = 10 \cdot \lg \left(\frac{M^2}{MSE} \right) \quad (1.21)$$

Результаты расчета значений $PSNR$ приведены в таблице 1. Время, необходимое для фильтрации одного изображения, приведено в таблице 1 для каждого из фильтров.

Таблица 1 – Параметры фильтров шумоподавления

	Фильтр Гаусса	Медианный фильтр	Фильтр среднего
$PSNR$, дБ	32,27	34,65	32,07
Длительность обработки, с	0,002	0,020	0,002

Как видно из таблицы 1, показатели $PSNR$, полученные для трех различных фильтров, оказались примерно одинаковые. Но предпочтительно использование фильтра Гаусса, поскольку в этом фильтре учитывается влияние значений яркостей пикселей в зависимости от расстояния и обработка изображения выполняется достаточно быстро (в сравнении с медианным фильтром).

1.4.4 Распознавание границ зубов и челюстных костей

Поперечный срез челюстно – лицевой области, полученный методом компьютерной томографии, представляет собой изображение, яркость каждого пикселя которого несет информацию о плотности ткани исследуемого объекта (для изображений, полученных на компьютерном томографе с коническим лучом, точная привязка яркости пикселей к плотности отсутствует). Так как нам необходимо определить внешние границы зубов и челюстных костей, то линии перепада яркости, соответствующие границам мягких тканей и внутренней

структуре кости (рисунок 1.22 г), не представляют интереса. Автором предложен метод определения границ зубов и челюстных костей, основанный на комбинации упомянутых фильтров Гаусса и Кэнни. Для реализации данного метода необходимо определить значение яркости пикселей, соответствующих изображению здоровой костной ткани кортикальной пластинки. На основании многолетнего опыта работы врачей – стоматологов Лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D. lab (г. Екатеринбург) установлено, что это значение яркости составляет не менее 1500 о.е. для компьютерного томографа GALILEOS. Рассмотрим предложенный метод подробнее.

Сначала к исходному изображению (рисунок 1.29 а) применяется фильтр Гаусса для повышения уровня сигнал/шум – результат приведен на рисунке 1.29 б. Далее происходит сканирование значений яркостей пикселей сначала с левой, а затем и с правой стороны изображения. Как только фиксируется значение яркости пикселя, соответствующее костной ткани кортикальной пластинки (в нашем случае 1500 о.е. и более), то на данном срезе наносится точка границы челюстной кости. Найденные таким образом точки, очерчивающие контур челюстной кости и зуба, выделены белым цветом на рисунке 1.29 в.

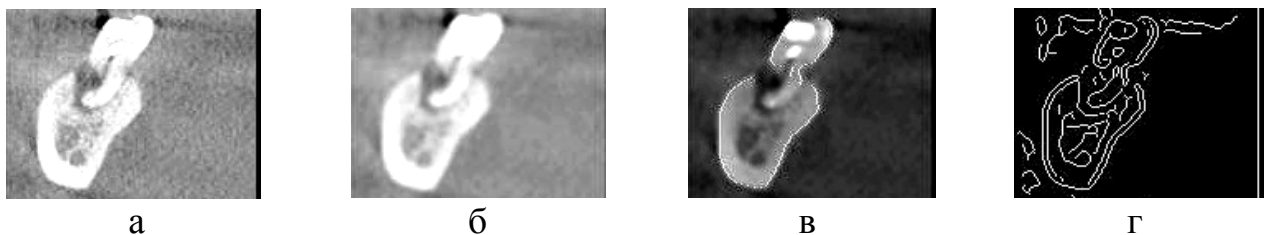


Рисунок 1.29 – Определение границ зубов и челюстных костей:

- а – исходное изображение; б – к исходному изображению применен фильтр Гаусса; в – определены границы кортикальной пластинки кости и зуба;
- г – к изображению б применен фильтр Кэнни

Определение уточненных границ зубов и челюстных костей выполняется следующим образом. К исходному изображению (рисунок 1.29 а) применяется

фильтр Кэнни с целью визуализации границ объектов на изображении. Данные границы выделены белым цветом на рисунке 1.29 г. Затем для каждой точки границы, выделенной белым цветом на рисунке 1.29 в, сканируется значение окрестности этой точки размером 5x5 пикселей. Если внутри указанной окрестности фиксируются пиксели, принадлежащие границе, полученной путем применения фильтра Кэнни, то такие пиксели считаются принадлежащими контуру зубов или контуру челюстной кости – контур выделен белым цветом на рисунке 1.30.



Рисунок 1.30 – Нанесены границы зубов и челюстной кости

Описанный метод определения границ зубов и челюстных костей в дальнейшем будет применен с целью анализа состояния губчатого вещества челюстной кости (глава 2) и построения трехмерной поверхности зубного ряда (глава 3).

При наличии шумов на рентгеновском изображении автоматизированное распознавание границ объектов сильно затруднено. Шумы проявляются в виде ярких белых полос, расходящихся от объектов. Причина появления данных шумов и артефактов заключается в присутствии объектов высокой плотности внутри исследуемого объема челюстно – лицевой области. Рентгеновские лучи, проходя сквозь исследуемый объем, испытывают различное поглощение, пропорциональное плотности структур, составляющих объект. Таким образом, ослабление рентгеновского луча может быть настолько сильным, что изображение, восстановленное по наборам цифровых сигналов при различных позициях излучателя и детектора, не будет отражать реальных характеристик объекта (рисунок 1.31 а).

С целью описания подобного обследования необходимо использовать различные фильтры для изменения яркости, контрастности и подавления шумов. В большинстве случаев применение вышеуказанных фильтров и сравнение

снимков на основе визуального анализа позволяют произвести корректное описание обследования. Однако для целей автоматизированного определения границ челюстных костей человека на рентгеновском снимке недостаточно простого применения фильтров, так как любое преобразование над исходным изображением снижает его диагностическую ценность. Например, применение фильтра Гаусса для снижения уровня шума приводит к «размыванию» изображения. Простое же применение фильтра для определения границ объектов к исходному зашумленному изображению не позволяет получить корректное изображение контура челюстных костей (рисунок 1.31 б).



Рисунок 1.31 – Определение границ верхней челюстной кости для поперечного среза с высоким уровнем шума: а – исходное изображение поперечного среза; б – результат применения фильтра Кэнни к исходному изображению

Корректное изображение контура зубов и челюстных костей может быть получено следующим образом. К исходному изображению (рисунок 1.31 а) последовательно применяются фильтр адаптации контрастности *imadjust* и дважды применяется фильтр Гаусса. После такого преобразования изображение выглядит «размытым», и внутренняя структура челюстной кости видна нечетко (рисунок 1.32 а). Однако, применение фильтра Кэнни к «размытому» изображению (рисунок 1.32 а) позволяет определить контур зуба и челюстной кости (рисунок 1.32 б).

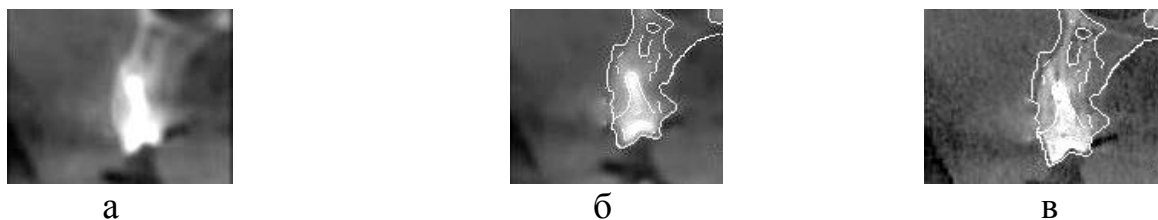


Рисунок 1.32 – Определение границ челюстной кости и зуба: а – изображение поперечного среза после адаптации контраста и шумоподавления; б – результат применения фильтра Кэнни к изображению поперечного среза после адаптации контраста и шумоподавления; в – нанесены границы на исходное изображение

Контур, выделенный белым цветом на рисунке 1.32 б, может быть перенесен на исходное изображение (рисунок 1.32 в). Таким образом, обеспечивается максимально корректное определение границ зуба и челюстной кости [10].

В дальнейшем, определение внешних границ челюстных костей будет выполняться с целью анализа губчатого вещества кости (глава 2). Верхняя челюстная кость имеет сложную форму и является смежной с гайморовой пазухой, которая обычно выглядит как область темного цвета на рентгеновском срезе (рисунок 1.33). Поэтому при автоматизированном определении границ верхней челюстной кости и при последующем анализе губчатого вещества верхней челюстной необходимо исключить зону гайморовой пазухи.



Рисунок 1.33 – Изображение поперечного среза верхней челюстной кости

Для достоверного определения контуров верхней челюстной кости был предложен метод, основанный на вычислении среднеквадратичного отклонения

(СКО) значений яркости пикселей для окрестности размером 3×3 каждой точки изображения.



Рисунок 1.34 – Определение области верхней челюстной кости: а – исходное изображение, содержащее только костные структуры; б – изображение СКО каждой точки в цветовой шкале; в – определение границ на изображении б при помощи алгоритма Кэнни; г – заливка области верхней челюстной кости

Исходное изображение предварительно обрабатывалось с целью извлечения структур высокой плотности: кости, коронки и корни зубов (рисунок 1.34 а). Далее выполнялся расчет среднеквадратичных отклонений для каждой точки изображения. Значение среднеквадратичного отклонения (СКО) в цветовой шкале указано на рисунке 1.34 б: чем больше СКО, тем больший перепад яркости соответствует данной области. Выделение контура на рисунке 1.34 б выполнено путем применения фильтра Кэнни (рисунок 1.34 в). Далее выполнена заливка области, соответствующая верхней челюстной кости (рисунок 1.34 г). Последующий анализ костной ткани на исходном изображении выполняется только для области, выделенной белым цветом на рисунке 1.34 г.

1.5 Автоматизированное построение сечений в объеме исследования

Результат обследования челюстно–лицевой области, выполненного методом компьютерной томографии, обычно представляет собой набор аксиальных (горизонтальных) срезов. Для полноценного диагностического обследования врачу необходимо иметь возможность просмотра различных сечений. Например, при диагностическом обследовании зубного ряда требуется построить наборы

сечений как перпендикулярных, так и параллельных линии челюстной дуги (линией челюстной дуги называется линия, проходящая через центры зубов). Для отображения корней отдельных зубов требуется поворот секущей плоскости относительно вертикали. Также для диагностики челюстных костей и ВНЧС (височно–нижнечелюстной сустав) используются сагиттальный и трансверзальный срезы.

Построение наборов упомянутых выше сечений реализовано в специализированном программном обеспечении, предназначенном для анализа рентгеновских изображений и поставляемом вместе с компьютерным томографом. Однако для целей автоматизированного распознавания границ зубов и челюстных костей необходимо выполнить сканирование значений яркости пикселей для каждого из изображений в наборе сечений. Выполнить такое сканирование в специализированном программном обеспечении невозможно, поэтому автором разработано собственное программное обеспечение для построения различных наборов сечений и последующего сканирования значений яркости пикселей. Способ построения наборов сечений изложен далее.

Для построения серии сечений челюстей необходимо произвести выбор исследуемой области на аксиальном (горизонтальном) срезе. Данную область удобно представить в виде части кольца и двух прямоугольников, прилегающих к участку кольца. Для позиционирования указанной области (рисунок 1.35) используются следующие параметры: положение центра кольца (x_0, y_0) , радиусы наружной (R_2) и внутренней дуги (R_1), протяженность дуги в угловых единицах (φ_1, φ_2) .

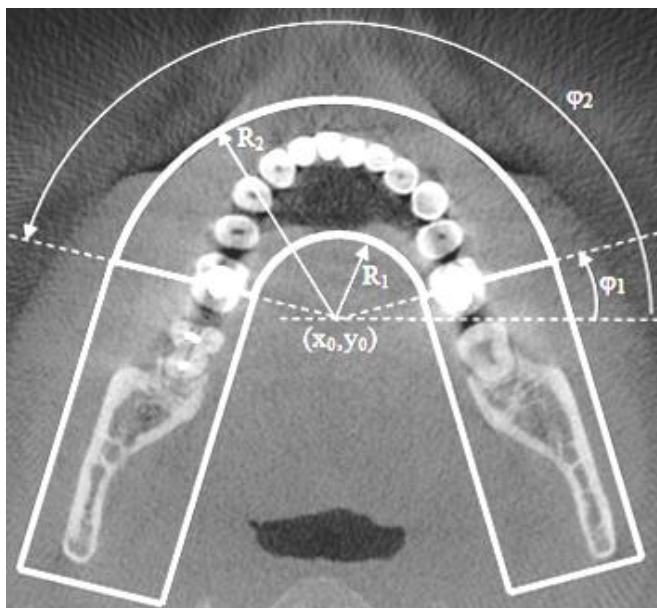


Рисунок 1.35 – Область для построения сечений на аксиальном срезе

1.5.1 Построение поперечных сечений

Поперечными срезами (сечениями) являются такие срезы, плоскости которых перпендикулярны линии челюстной дуги. Линией челюстной дуги называется горизонтальная линия, проходящая через центры зубов. Для построения сечений необходимо вычислить координаты пикселей, принадлежащих сечению на каждом из аксиальных (горизонтальных) срезов (рисунок 1.36 – линия *Start – Finish*), и скопировать значения яркостей данных пикселей в отдельный двумерный массив (рисунок 1.37 в).

При построении сечений на основе вычисления параметров прямой *Start – Finish* (коэффициент наклона и параметр сдвига) и граничных условий для данной прямой требуется излишний перебор координат всех точек аксиального среза, поэтому было принято решение осуществлять формирование массива поперечных срезов с использованием алгоритма *Брезенхема (Bresenham)* [39]. Изначально в 1962 году данный алгоритм был разработан для прорисовки линии между двумя точками на дискретной плоскости. Применительно к нашему случаю этот

алгоритм может быть использован следующим образом: для каждого из поперечных срезов рассчитываются координаты начальной (*Start*) и конечной (*Finish*) точки сечения на каждом из аксиальных срезов. Затем координаты всех точек линии (рисунок 1.36), проходящей через начальную (*Start*) и конечные (*Finish*) точки, определяются посредством алгоритма *Брезенхема*. Набор таких линий как раз и формирует изображения сечения. Окончательно изображение сечения формируется при копировании численного значения яркости точек линии на аксиальном срезе в матрицу поперечного среза.

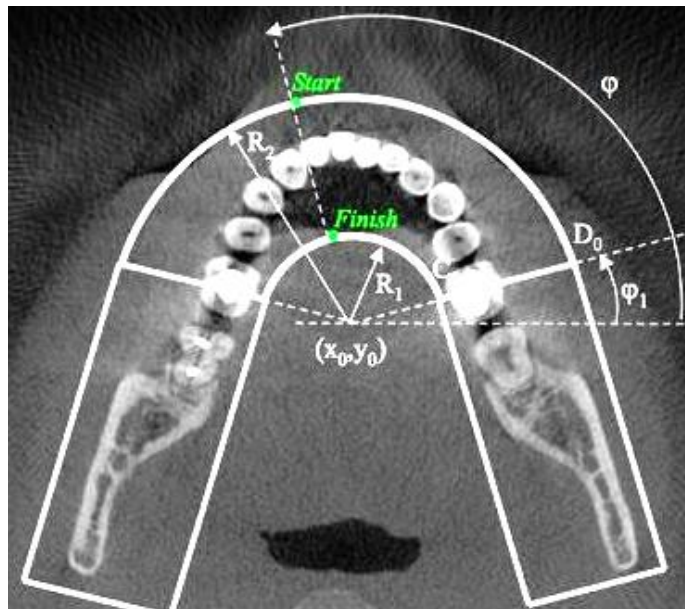


Рисунок 1.36 – Изображение аксиального среза с нанесенными точками *Start* и *Finish*

Применение описанного выше метода, предложенного автором, позволяет формировать массив поперечных срезов из 650 изображений за 15 секунд.

Для оценки правильности построения сечений указанным выше способом были выполнены следующие операции:

- вычислены координаты начальной (*Start*) и конечной (*Finish*) точек сечения на каждом из аксиальных срезов (рисунок 1.36);
- посредством алгоритма *Брезенхема* определены координаты точек, лежащих на линии *Start – Finish*;

- выполнена прорисовка линии *Start – Finish* на каждом аксиальном срезе (рисунок 1.37 а, б);
- для каждого из аксиальных срезов осуществлено копирование численных значений яркости точек линии *Start – Finish* с последующим формированием изображения поперечного среза (рисунок 1.37 в).

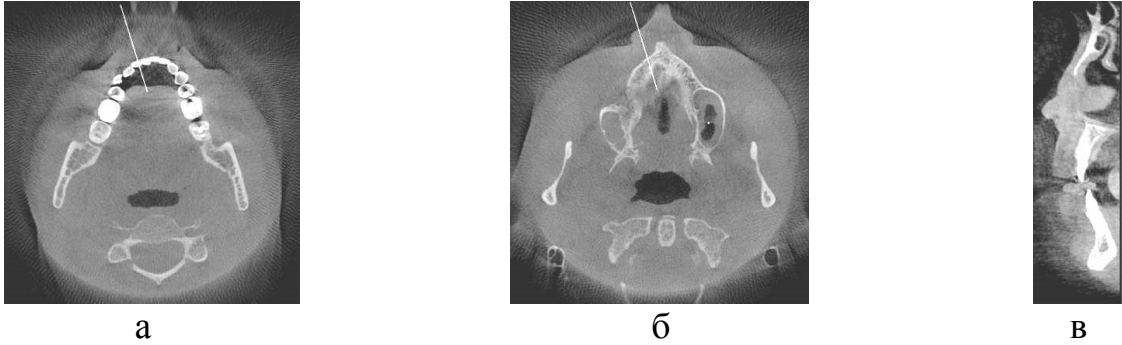


Рисунок 1.37 – Изображения сечений: а, б – различные аксиальные срезы с прорисованными линиями *Start – Finish*; в – изображение секущей плоскости

Таким образом, было проведено сравнение полученного изображения секущей плоскости (рисунок 1.37 в) с теми следами (прорисованными линиями *Start – Finish*) на аксиальных срезах, которые эта плоскость должна оставлять, и сделан вывод о том, что предложенный алгоритм построения сечений работает корректно.

1.5.1.1 Применение аффинных преобразований

Изображения сечений, которые не являются параллельными двум из трех координатных осей, выглядят непропорционально при применении вышеупомянутого алгоритма построения сечений. Например, изображение поперечного среза сжато в горизонтальном направлении (рисунок 1.38).



Рисунок 1.38 – Изображение непропорционального поперечного среза челюстно –
лицевой области

При этом построение данного поперечного среза было осуществлено корректно – следы секущей плоскости соответствуют полученному изображению. Причина подобного «сжатия» изображений заключается в следующем. При определении линии сечения реальная длина линии может не соответствовать длине линии «в пикселях». Например, дано изображение квадрата на дискретной плоскости со стороной, равной 5 пикселей (рисунок 1.39), и пусть 1 пиксель соответствует 1 сантиметру. Если провести диагональ в таком квадрате, то ее длина окажется равной 5 пикселям (рисунок 1.39), в то время как реальная длина будет примерно равна 7,1 см. Изображение выглядит сжатым и непропорциональным, так как происходит копирование именно значений яркости пикселей.

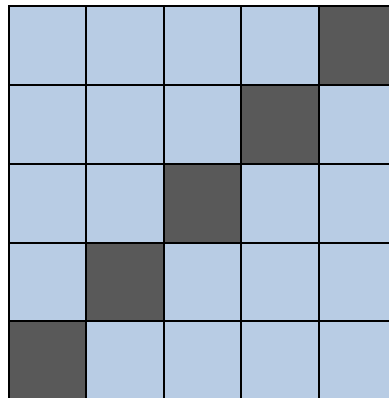


Рисунок 1.39 – Квадрат со стороной 5 пикселей (5 сантиметров)

Для того, чтобы сформировать корректное изображение необходимо применить аффинное преобразование [40]. Аффинное преобразование определяется матрицей размером 3×3 :

$$T_{Affine} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \quad (1.22)$$

Элементы a_{11} и a_{22} матрицы T_{Affine} являются ответственными за растяжение изображения по ширине и по высоте соответственно. Скос в направлении осей X и Y определяется коэффициентами a_{12} и a_{21} матрицы T_{Affine} соответственно. Элементы a_{13} и a_{23} равны нулю, элемент a_{33} равен единице. Значения остальных элементов данной матрицы не влияют на конечное изображение. Применительно к нашему случаю аффинное преобразование позволит «растянуть» изображение в горизонтальном направлении с коэффициентом L/P (такое преобразование определяется элементом a_{11} матрицы T_{Affine}), где L – ожидаемая ширина изображения «в пикселях»; P – ширина изображения «в пикселях». Таким образом, для каждого изображения из серии поперечных срезов необходимо применить аффинное преобразование, в том случае, если ожидаемая ширина изображения L не равна реальной ширине изображения P . После применения аффинного преобразования полученное изображение усекается до фиксированных размеров сечения (рисунок 1.40).

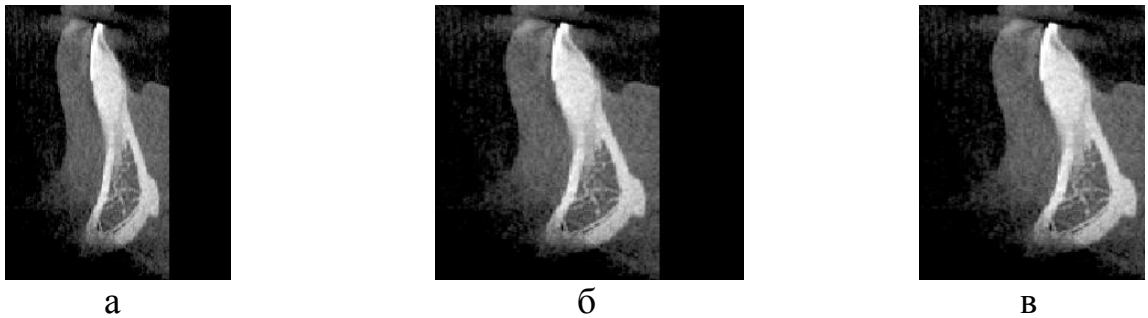


Рисунок 1.40 – Изображения поперечных срезов:

- а – исходное изображение поперечного среза;
- б – изображение поперечного среза после применения аффинного преобразования;
- в – усеченное изображение поперечного среза

Случай формирования непропорциональных изображений поперечных срезов был также отмечен при обработке аксиальных срезов с неизотропным размером вокселя (0.5 x 0.5 x 1 мм), полученных на спиральном компьютерном томографе. В этом случае необходимо обратиться к мета – данным файлов DICOM. Переменная *SliceThickness* определяет толщину аксиального среза в вертикальном направлении, переменная *PixelSpacing* определяет масштаб изображения в горизонтальном направлении. Если выполнять формирование поперечного среза обычным копированием линий аксиальных срезов, то мы получим изображение, в котором масштаб (количество миллиметров в одном пикселе) в горизонтальном направлении будет отличаться от масштаба в вертикальном направлении (рисунок 1.41 а). Для того, чтобы изображение имело одинаковые масштабы как в вертикальном, так и в горизонтальном направлениях, и выглядело пропорциональным, необходимо также применить аффинное преобразование – растянуть изображение в вертикальном направлении. Отношение $SliceThickness / PixelSpacing$ является определяющим для коэффициента растяжения в вертикальном направлении (элемент a_{22} матрицы T_{Affine}). Корректное изображение поперечного среза приведено на рисунке 1.41 б.

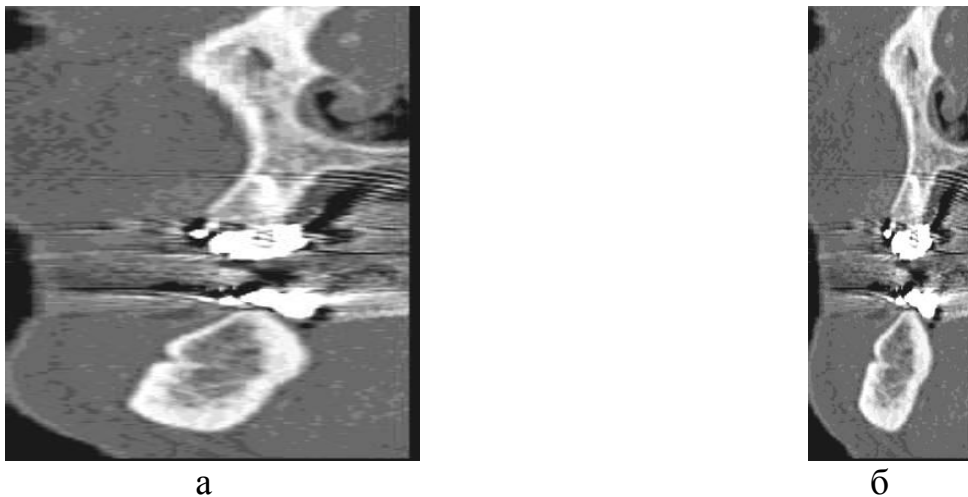


Рисунок 1.41 – Изображения поперечных срезов спирального компьютерного томографа: а – искаженное изображение поперечного среза;
б – корректное изображение поперечного среза

1.5.1.2 Построение сечений, непараллельных одной из осей координат

Для построения сечений, которые не являются параллельными одной из осей координат, необходимо найти уравнение плоскости сечения, которое определяется следующим выражением:

$$\alpha \cdot x + \beta \cdot y + \gamma \cdot z + \delta = 0 \quad (1.23)$$

Данное уравнение плоскости может быть определено исходя из координат трех точек, принадлежащих этой плоскости (рисунок 1.42).

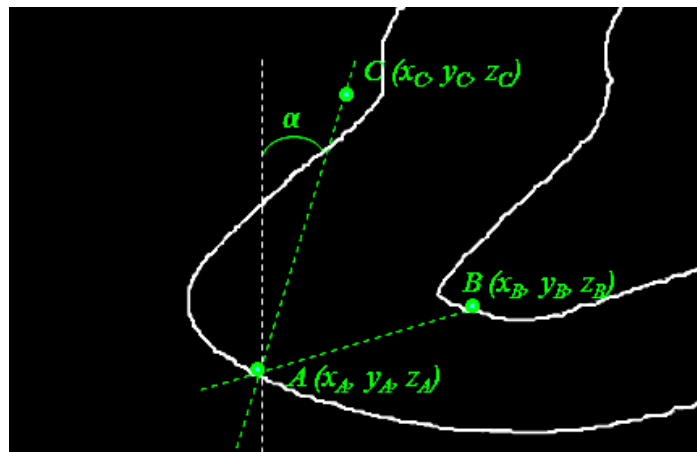


Рисунок 1.42 – Точки, определяющие плоскость сечения

Первые две точки могут быть заданы как границы сечения на аксиальном срезе (точки A и B на рисунке 1.42), третью точку (точка C на рисунке 1.42) удобно задать как удаленную от точки A на расстояние L (длина отрезка AC равна L). Прямая AC перпендикулярна прямой AB . Угол α равен углу между прямой AC и перпендикуляром к прямой AB , параллельным оси Z . Координаты точки C определяются углом α .

Для определения уравнения секущей плоскости необходимо ввести следующие вектора: \overrightarrow{AB} , \overrightarrow{AC} . Известно, что координаты вектора нормали к плоскости являются коэффициентами уравнения плоскости. Для нахождения нормали к плоскости достаточно вычислить векторное произведение двух

векторов, образующих плоскость, после чего найденный вектор необходимо нормировать.

Для плоскости, проходящей через три точки A , B , C (рисунок 1.42), вектор нормали определяется следующим образом:

$$\vec{n} = \frac{[\vec{AB} \times \vec{AC}]}{|[\vec{AB} \times \vec{AC}]|} \quad (1.24)$$

Параметры секущей плоскости будут равны (выражение (1.23)):

$$\begin{cases} \alpha = n_x \\ \beta = n_y \\ \gamma = n_z \end{cases} \quad (1.25)$$

Четвертый параметр уравнения плоскости δ вычисляется подстановкой найденных параметров α , β , γ из выражения (1.25) и одной из координат точек, задающих плоскость, в уравнение плоскости:

$$\delta = -(\alpha \cdot x_A + \beta \cdot y_A + \gamma \cdot z_A) \quad (1.26)$$

Для формирования изображения сечения необходимо найти «следы» секущей плоскости на каждом из аксиальных срезов, т.е. определить пиксели, координаты которых удовлетворяют полученному уравнению плоскости. После чего аналогично предыдущему случаю (для сечения, перпендикулярного горизонтальной плоскости) искомые пиксели копируются в двумерный массив. Для формирования изображения, пропорционального реальным размерам, необходимо применение аффинных преобразований. Пример сечения при угле наклона $\alpha = 30^\circ$ секущей плоскости, проходящей через точки A и B (рисунок 1.42), изображен на рисунке 1.43.



Рисунок 1.43 – Сечение при угле наклона $\alpha = 30^\circ$

1.5.2 Построение панорамных сечений

Панорамными называются такие сечения, которые параллельны линии челюстной дуги. Данные срезы позволяют провести визуальный анализ практически всей челюстно–лицевой области. Для их формирования необходимо построить набор линий для различных значений радиусов дуг окружности, лежащих в интервале от R_1 до R_2 . Прямые линии, расположенные внутри прямоугольников, являются касательными к граничным точкам дуг окружности. Следы подобных сечений на аксиальном (горизонтальном) срезе изображены линиями на рисунке 1.44.

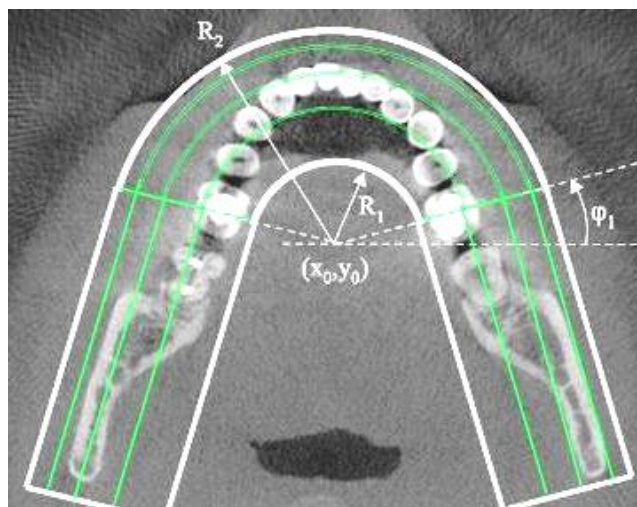


Рисунок 1.44 – Следы панорамных срезов на горизонтальной плоскости

Для каждого из значений радиусов дуги окружности и каждого из аксиальных срезов происходит фиксирование координат точек, принадлежащих сечению, и их последующая запись в единое изображение, формирующее панораму челюстно–лицевой области. Полученное изображение также должно быть подвергнуто дополнительной обработке с целью соответствия масштабу реального сечения. Примеры различных панорамных срезов представлены на рисунке 1.45.

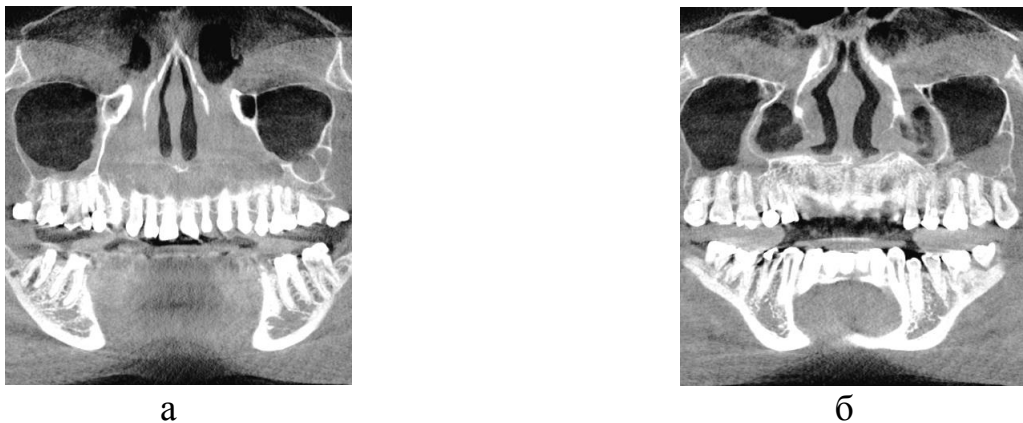


Рисунок 1.45 – Панорамные срезы

1.5.3 Построение аксиальных, сагиттальных, трансверзальных сечений

Для формирования срезов, параллельных двум из трех осей координат, нет необходимости производить какие–либо расчеты или вычисления. Достаточно использовать исходный массив данных.

Исходный массив аксиальных срезов представляет собой трехмерный массив (i, j, k) – первые два элемента соответствуют пикселям изображений аксиальных срезов, третий элемент соответствует номеру аксиального среза. Просмотр аксиальных срезов заключается в смене индекса k и формировании изображений из всех элементов i и j при каждом значении индекса k .

Для просмотра сагиттальных срезов необходимо изменять индекс i , а изображение сечения формировать из всех элементов j и k при каждом из значений i . Аналогично, для просмотра трансверзальных срезов необходимо

изменять индекс j , а изображение сечения формировать из всех элементов i и k при каждом из значений j .

Примеры подобных сечений изображены на рисунке 1.46.



Рисунок 1.46 – Срезы челюстно–лицевой области: а – аксиальный;
б – сагиттальный; в – трансверзальный

1.6 Виртуальное планирование операции имплантации

В этом разделе представлено описание виртуального планирования операции имплантации [41–49]. Поскольку в данной работе в основном используются результаты обследований челюстно – лицевой области, выполненные на компьютерном томографе с коническим лучом GALILEOS, то и пример виртуального планирования будет рассмотрен для программного обеспечения SIDEXIS с дополнительным модулем GALILEOS Implant (поставляется вместе с компьютерным томографом GALILEOS).

Программное обеспечение SIDEXIS кроме обычного просмотра результатов обследования во всех плоскостях позволяет выполнять проведение дополнительных построений, а именно: прорисовка ствола нервного канала и выполнение виртуальной операции имплантации. Для прорисовки ствола нервного канала врач–стоматолог либо врач–рентгенолог на нескольких поперечных срезах отмечает место расположения нервного канала в кости, после чего программа прорисовывает канал уже целиком на всех снимках. Для проведения виртуальной операции имплантации прежде всего необходимо

проанализировать состояние костной ткани на месте отсутствующего зуба и выбрать номер данного зуба (рисунок 1.47). После чего программа предложит выбрать соответствующий имплантат из базы данных. Параметры имплантата – это его диаметр и высота, однако имплантат имеет довольно сложную форму, напоминающую параболоид, и ребристую внешнюю поверхность для надежного закрепления в кости. В том случае, если требуемый имплантат отсутствует в базе данных, то возможно создать его трехмерную модель, предварительно указав диаметр и высоту. При этом смоделированный имплантат примет форму правильного цилиндра.

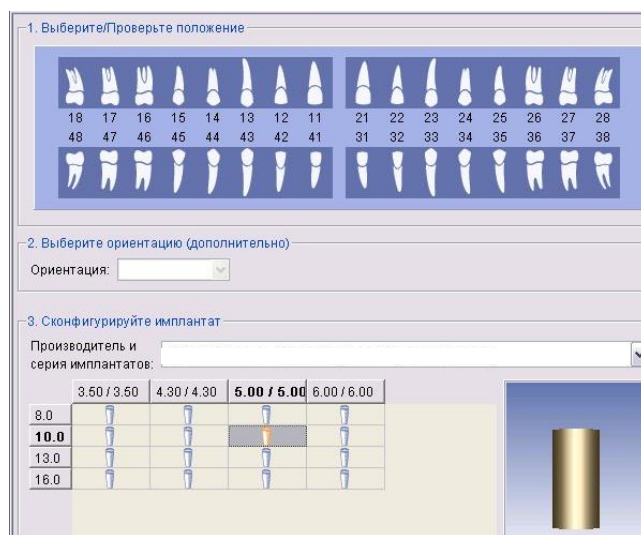


Рисунок 1.47 – Выбор имплантата для отсутствующего зуба

После выбора имплантата, его изображение появится на текущих сечениях (рисунок 1.48). Для перемещения имплантата достаточно потянуть его мышкой, зажав левую клавишу, а при положении указателя мыши вблизи оси имплантата возможен поворот вокруг одного из оснований, таким образом осуществляется планирование расположения реального имплантата в челюстной кости. Перемещение и поворот имплантата также возможны в любом из сечений, и изменение координат имплантата вызывает обновление всех изображений. При постановке нескольких имплантатов, активный имплантат отображается рыжим цветом, а остальные – белым.

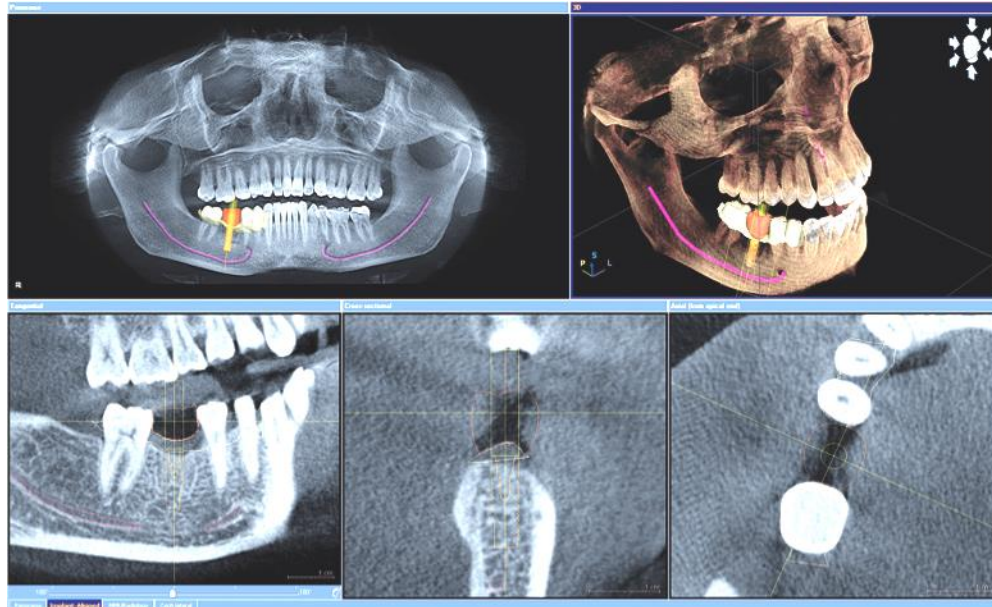


Рисунок 1.48 – Проведение виртуальной операции имплантации

1.7 Моделирование хирургического шаблона

Для постановки реального имплантата в позиции, которая была выбрана при виртуальном планировании, применяется хирургический шаблон [50–57], который закрепляется на челюсти пациента и оснащается отверстиями для пилотного сверла. Отверстия выполняются таким образом, чтобы положения их осей в пространстве в точности соответствовали положению осей виртуальных имплантатов. Наличие хирургического шаблона позволяет поставить имплантат без предварительного разреза слизистой оболочки и скелетирования кости, минимизирует риски и осложнения от хирургического вмешательства [11].

Общепринятый метод изготовления хирургического шаблона характеризуется необходимостью сочетания клинических и технических этапов. Клинический этап требует обязательного присутствия пациента в стоматологическом кабинете, где его лечением занимается врач и ассистент; технический этап осуществляется зубным техником в зуботехнической лаборатории в отсутствие пациента, что делает невозможным прямую коррекцию изготавливаемой им конструкции.

Стандартная последовательность изготовления хирургического шаблона состоит из следующих этапов [8]:

1. Снятие слепка челюсти;
2. Изготовление неразборной гипсовой модели челюсти;
3. Восковое моделирование коронок отсутствующих зубов;
4. Проверка в полости рта восковой композиции отсутствующих зубов;
5. Перевод восковой композиции в пластмассу с добавлением рентгеноконтрастного вещества методом выжигаемых моделей и последующего литья под давлением;
6. Проверка и припасовка шаблона в полости рта;
7. Обследование челюстно–лицевой области пациента методом компьютерной томографии с шаблоном, содержащем рентгеноконтрастные метки, в полости рта;
8. Виртуальное планирование операции имплантации в специализированной программе;
9. Изготовление. В состав шаблона входят рентгеноконтрастные маркеры, которые хорошо видны на рентгеновских снимках. Именно по этим маркерам осуществляется привязка системы координат при выполнении отверстий, положения осей которых в точности соответствуют положению осей виртуальных имплантатов. Также хирургический шаблон содержит специальную капу для опоры на слизистую оболочку полости рта и металлические втулки внутри отверстий.

Изображение хирургического шаблона производства siCAT приведено на рисунке 1.49. Существуют и другие способы изготовления хирургических шаблонов, например, методом быстрого прототипирования [2] на специальном устройстве – 3D принтере. Однако, для реализации упомянутых способов необходимо произвести мануальные операции при выполнении слепка зубного ряда и изготовлении модели челюсти пациента.



Рисунок 1.49 – Хирургический шаблон производства siCAT

Анализ представленных сведений наглядно демонстрирует необходимость проведения многочисленных подготовительных манипуляций и мероприятий перед получением хирургического шаблона, требующих, как минимум, трех визитов пациента в клинику, а также участия в процессе врача–стоматолога, его ассистента, зубного техника и врача–рентгенолога. Наличие нескольких технических этапов, выполняемых вручную, а также усадка воскового материала существенно увеличивают погрешность изготовления хирургического шаблона.

Из представленных на рынке зарубежных технологических цепочек по производству хирургических шаблонов отдельного внимания заслуживает технология CEREC AC + GALILEOS (компания Sirona GmbH, Германия). Эта технология также состоит из нескольких этапов [8, 58–61]. Первый этап заключается в том, что врач–стоматолог специальной камерой делает трехмерный снимок части зубного ряда (рисунок 1.50 а) – для выполнения этого этапа в полости рта пациента используется прибор CEREC AC (рисунок 1.51 а), а для сканирования зубных моделей используется прибор CEREC InEos (рисунок 1.51 б). Далее в программе CEREC 3D происходит моделирование коронки на месте отсутствующего зуба (рисунок 1.50 б) с целью последующего вытачивания из керамических блоков на установке CEREC InLab MC XL (рисунок 1.51 в).



Рисунок 1.50 – Трехмерная съемка и моделирование в программе CEREC 3D



Рисунок 1.51 – Комплекс аппаратов CEREC

Второй этап предполагает обследование пациента методом компьютерной томографии на оборудовании GALILEOS. На третьем этапе происходит совмещение данных, полученных при сканировании трехмерной камерой, и данных метода компьютерной томографии: врач–стоматолог указывает две точки, по которым осуществляется привязка оптического изображения к рентгеновскому (рисунок 1.52). После проведения виртуальной операции имплантации в оптическом изображении программным образом выполняется отверстие цилиндрической формы, ось которого совпадает с осью виртуального имплантата (рисунок 1.53). Четвертый этап является техническим: файл оптического изображения с отверстием цилиндрической формы передается в установку CEREC InLab MC XL (рисунок 1.51 в), где и происходит изготовление хирургического шаблона из специальных блоков (рисунок 1.54).

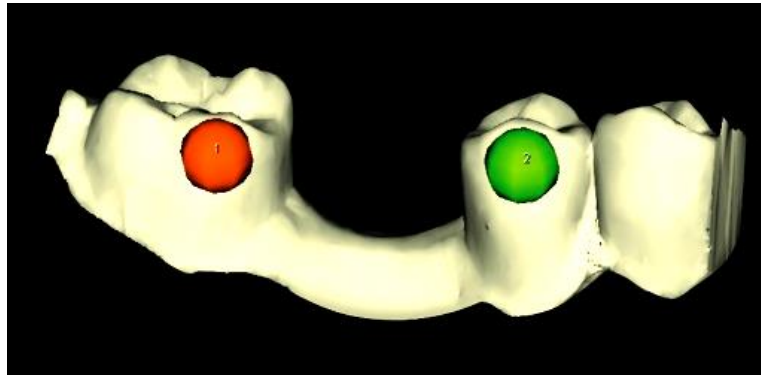


Рисунок 1.52 – Привязка оптического и рентгеновского изображений



Рисунок 1.53 – Виртуальная операция имплантации CEREC AC + GALILEOS



Рисунок 1.54 – Прототип хирургического шаблона CEREC AC + GALILEOS

В настоящее время данная технология пока не получила широкого распространения на рынке стоматологических услуг.

1.8 Выводы по первой главе

В данной главе приведено описание метода компьютерной томографии: на примере модельного изображения продемонстрировано применение прямого и обратного преобразований Радона. Далее рассмотрены принципы формирования рентгеновского изображения сечения для двух основных типов компьютерных томографов: спирального и с коническим лучом.

На основании проведенного сравнения результатов обследований, полученных на указанных типах аппаратов, дано следующее заключение: срезы, полученные на спиральном компьютерном томографе, обладают значительно меньшей диагностической ценностью, чем срезы, полученные на компьютерном томографе с коническим лучом.

Рентгеновские изображения сечений исследуемого объекта могут быть подвергнуты дальнейшей обработке с целью улучшения их качества. В данной главе были исследованы возможности инструментальных средств для работы с файлами формата DICOM. Выполнено тестирование различных алгоритмов для адаптации контраста, определения границ объектов на основе перепадов яркости, шумоподавления. На основании проведенного тестирования определены наиболее подходящие методы для улучшения качества изображения: при адаптации контраста следует использовать функцию `imadjust` (пакет MATLAB); для выделения границ объектов необходимо применять фильтр Кэнни; в случае анализа зашумленного изображения предпочтительна обработка фильтром Гаусса.

Автором предложен метод определения границ зубов и челюстных костей, основанный на комбинации упомянутых фильтров Гаусса и Кэнни. Для реализации данного метода необходимо экспериментально определить *значение яркости пикселей, соответствующих изображению здоровой костной ткани кортикальной пластинки*. Для определения границ зубов и челюстных костей предложенным способом необходим доступ к значению яркости каждого пикселя каждого изображения из массива сечений, который невозможно получить

программным способом при использовании специализированного программного обеспечения, предназначенного для анализа результатов обследований. Поэтому автором был реализован собственный способ построения изображений сечений челюстно – лицевой области. Распознавание границ зубов и челюстных костей для каждого из изображений сечений в дальнейшем будет применено с целью анализа состояния губчатого вещества челюстной кости (глава 2) и построения трехмерной поверхности зубного ряда (глава 3). Результаты обследований, выполненные методом компьютерной томографии, также используются врачами для планирования операций и контроля проведенного лечения – в конце главы приведено описание виртуального планирования операции имплантации, на основании данных которого выполняются операции имплантации с применением хирургических шаблонов.

Глава 2. Методы диагностики патологии челюстных костей человека

При анализе результатов обследования челюстно–лицевой области врач выполняет просмотр различных сечений с целью определения патологии челюстных костей, коронок и корней зубов. Основным критерием наличия патологии костной ткани для врача является видимый локальный дефект [62] на рентгеновском снимке внутри изображения исследуемого объекта. Дефект может быть отнесен, например, к следующим патологиям: одонтогенная киста различной этиологии (радикулярная или истинная), патологическая резорбция костной ткани альвеолярного отростка челюсти при пародонтите или пародонтозе, патологическая резорбция костной ткани в области верхушек корней зубов в виде гранулирующего или гранулематозного периодонтита как осложнение после кариеса зубов, очаги остеомиелита, перелом кости, лунки удаленных зубов, кариес зубов и другие патологии (онкологические заболевания, эндокринные расстройства, наследственные врожденные дефекты). Выявление патологии на основе визуального анализа может быть затруднено ввиду ограниченной способности человеческого глаза различать близкие градации серого цвета на монохромном изображении.

С целью разработки алгоритмов автоматизированного распознавания патологии челюстных костей были разделены на 5 отдельных групп (согласно действующей в рентгенологии семиотической классификации):

- Очаги остеопороза (кисты различной этиологии, в т.ч. зубосодержащие околокорневые кисты, не связанные с зубом истинные кисты, патологическая резорбция костной ткани);
- Очаги остеосклероза (наследственные болезни – мраморная болезнь, состояния после ампутации части кости);
- Деструкции и механические дефекты (переломы кости, лунки удаленных зубов);
- Очаги остеолиза (онкологические заболевания);
- Очаги остеонекроза и секвестрации (остеомиелит).

В данной главе приведен анализ изображений патологий для каждой из выделенных групп. Предложены алгоритмы программ, позволяющие выполнить процесс идентификации патологии либо провести вспомогательную обработку изображения. Основные результаты работы по второй главе представлены в публикациях [64–69].

2.1 Очаги остеопороза. Патологическая резорбция костной ткани

В соответствии с проведенными врачами – стоматологами (стоматологическая клиника «Уралдент», г. Екатеринбург) экспериментальными исследованиями результатов обследований челюстно–лицевой области было выявлено, что локальное уменьшение яркости пикселей костной ткани челюстных костей, проявляющееся в локальном потемнении снимка, коррелирует с наличием одной из следующих патологий: патологическая резорбция костной ткани, патологическая резорбция костной ткани в области верхушек корней зубов в виде гранулирующего или гранулематозного периодонтита.

Автором предложен способ идентификации патологической резорбции костной ткани на рентгеновских снимках. Данный способ заключается в следующем. Необходимо сделать выборку из рентгеновских снимков с изображением патологической резорбции костной ткани. Затем на каждом из изображений оценить значение яркости в области патологической резорбции. Далее выполнить статистическую обработку измеренных значений яркости. Таким образом, будет получен диапазон «патологических» значений яркости. Идентификация патологических участков происходит следующим образом: пиксели внутри изображения кости, имеющие значение яркости, принадлежащее диапазону «патологических» значений, отмечаются как «подозрительные» и дополнительно выделяются для привлечения внимания врача.

Для реализации предложенного способа проведено рентгенологическое обследование одной и той же области для N пациентов одного пола и возраста на одном и том же оборудовании. После чего каждое из обследований было

подвергнуто анализу врачом–рентгенологом. При обнаружении в i -том обследовании патологического участка костной ткани фиксировалось соответствующее значение яркости серого цвета P_i . Среднее значение яркости серого цвета для патологических участков костной ткани вычислялось по формуле:

$$\bar{P} = \frac{P_1 + P_2 + \dots + P_N}{N}, \quad (2.1)$$

Дисперсия данной величины определяется следующим образом:

$$D = \frac{\sum_{i=1}^N (P_i - \bar{P})^2}{N - 1} \quad (2.2)$$

Среднеквадратичное отклонение равно квадратному корню из дисперсии:

$$\sigma = \sqrt{D} \quad (2.3)$$

Доверительный интервал для доверительной вероятности 95% определяется в соответствии с распределением t -критерия Стьюдента для N измерений при нормальном распределении случайной величины P_i . Окончательное выражение для эталонных значений яркости серого цвета будет иметь вид:

$$P_{gen} = \bar{P} \pm t \cdot \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \quad (2.4)$$

С целью оценки величины P было выбрано $N = 100$ обследований челюстно–лицевой области лиц женского пола в возрасте от 28 до 40 лет, выполненных на компьютерном томографе с коническим лучом GALILEOS. Каждый из снимков данных обследований, содержащий изображение патологической резорбции, прошел обработку, описанную выше. На основании анализа данных обследований был выполнен расчет в соответствии с формулами (2.1) – (2.4) и получен следующий результат (значения яркости приведены в относительных единицах): $\bar{P} = 923$; $D = 11025$; $\sigma = 105$; $t = 1,984$; $\bar{P}_{gen} = 923 \pm 21$.

Диапазон [эталонных] значений яркости серого цвета, соответствующих патологическим участкам костной ткани челюстей, принимает следующее выражение:

$$\bar{P}_{gen} = 923 \pm 21 \text{ o.e.} \quad (2.5)$$

Таким образом, мы получили среднее значение яркости и доверительный интервал, характерные для патологических участков. К патологическим участкам, имеющим *пониженные* значения яркости, также следует отнести области, состоящие из пикселей с яркостью в диапазоне от 0 до 902 о.е (в соответствии с выражением (2.5)).

Определив пиксели, яркость которых принадлежит диапазону «патологических» значений, и, зная масштаб изображения (количество миллиметров в одном пикселе изображения), можно оценить и площадь патологического участка: перемножить количество пикселей патологического участка на площадь одного пикселя.

Необходимо подчеркнуть, что при подобной автоматизированной идентификации очага патологии учитываются численные значения яркости каждого пикселя изображения во всем диапазоне из 4096 (или более) градаций серого цвета, которые получаются в результате формирования цифрового рентгеновского изображения, в то время как человеческий глаз не способен одновременно различить такое большое количество различных градаций серого цвета [3].

Приведем пример реализации предложенного способа определения патологии челюстных костей. Для обследования челюстно–лицевой области пациентки К. 32 лет использовался компьютерный томограф с коническим лучом GALILEOS. Для каждого из поперечных срезов выполнена следующая обработка:

1. Определение масштаба цифрового изображения (количество пикселей в 1 мм). Параметр *PixelSpacing* полученных срезов формата DICOM равен (0.3 0.3), параметр *SliceThickness* равен также 0.3. Таким образом, размер одного пикселя для всех трех измерений пространства составляет 0.3 мм, площадь одного пикселя составляет 0.09 мм²;
2. Определение границ челюстных костей на цифровом изображении. Определение границ кости на цифровом рентгеновском снимке осуществляется

автоматизированным способом, описание которого приведено в разделе 1.4.4;

3. Идентификация патологических участков выполняется путем сканирования значений яркостей каждого из пикселей, расположенных внутри границ кости. В случае, если значение яркости пикселя принадлежит диапазону «патологических» значений, то такой пиксель отмечается как «подозрительный» и дополнительно выделяется для привлечения внимания врача.

Однако, при реализации данного способа было выявлено, что практически на каждом из поперечных срезов челюстно – лицевой области пациентки К. были обнаружены пиксели, отмеченные как патологические, в то время как врачом было заключено, что данные срезы признаков патологии не имеют (рисунок 2.1).



Рисунок 2.1 – Примеры изображений: а – поперечный срез без признаков патологии; б – неправильно обнаружены и отмечены патологические пиксели

Заметим, что некоторые участки костной ткани внутри границ нижней челюстной кости, отмеченные как патологические (рисунок 2.1 б), имеют очень малый размер: выделение одного пикселя, имеющего площадь 0.09 мм^2 , также не является достоверным признаком наличия патологии.

Таким образом, данный способ автоматизированного распознавания резорбции костной ткани был признан неэффективным. Полученные результаты свидетельствуют о необходимости коренного пересмотра метода определения патологической резорбции костной ткани автоматизированным способом: требуется разработать алгоритм программы, который позволял бы определять патологическую резорбцию челюстных костей аналогично тому, как это делает врач. Для реализации поставленной задачи был подробно проанализирован

механизм визуального определения патологии врачом [63]. Было выявлено, что в подавляющем большинстве случаев определение патологии происходит «на глаз» без использования инструмента программного обеспечения, позволяющего отобразить значение яркости (либо значение единицы Хаунсфилда) текущего пикселя. При этом, как правило, кортикальная пластинка исключается из зоны интереса (если речь не идет о переломах, кистах и других патологиях, при которых происходит полное или частичное разрушение кортикальной пластинки), а основное внимание уделяется анализу губчатого вещества кости. Ключевым критерием, на основании которого делается вывод о наличии патологии, является присутствие локального потемнения около корней зубов либо костной ткани губчатого вещества *на фоне* остального изображения челюстной кости [64]. Таким образом, по результатам проведенного анализа был сформулирован и реализован в виде алгоритма программы [65] метод поиска патологической резорбции костной ткани, который применяется индивидуально к каждому изображению [66,67].

Аналогично предыдущему способу для реализации данного метода необходимо провести предварительную статистическую обработку результатов обследований челюстно – лицевой области с целью определения критериев для идентификации патологической резорбции костной ткани челюстных костей.

Предварительная статистическая обработка заключалась в следующем. Среди пациентов лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D.lab, прошедших обследование на аппарате GALILEOS, было выделено и сформировано 6 возрастных групп:

1. Пациенты в возрасте от 18 до 25 лет;
2. Пациенты в возрасте от 26 до 30 лет;
3. Пациенты в возрасте от 31 до 37 лет;
4. Пациенты в возрасте от 38 до 46 лет;
5. Пациенты в возрасте от 47 до 55 лет;
6. Пациенты в возрасте старше 56 лет.

В каждую возрастную группу было отобрано 100 человек: 50 мужчин и 50 женщин. Для каждого пациента каждой возрастной группы было проанализировано пять изображений поперечных срезов, не имеющих признаков патологии. Три изображения принадлежали зоне челюстно–лицевой области (далее зона I), в которой расположены зубы от 14 до 24 для верхней челюсти и зубы от 44 до 34 для нижней челюсти, остальные два изображения принадлежали зоне челюстно–лицевой области (далее зона II), в которой расположены зубы от 18 до 15 и от 25 до 28 для верхней челюсти и зубы от 48 до 45 и от 35 до 38 для нижней челюсти (рисунок 2.2 б). Для зоны II одно изображение располагалось на левой стороне челюстей, второе изображение располагалось на правой стороне челюстей (рисунок 2.2 а).

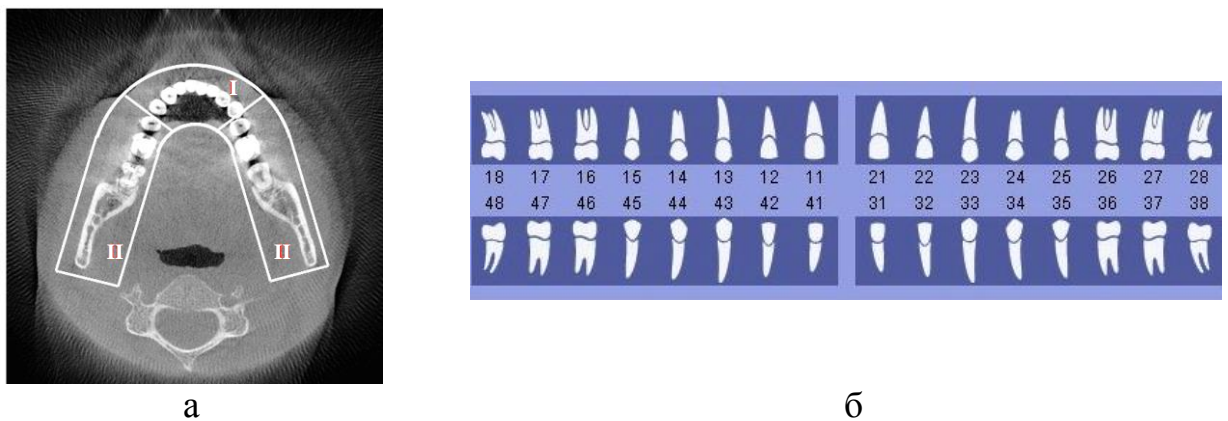


Рисунок 2.2 – Первая и вторая зоны челюстно – лицевой области:

а – аксиальный срез с указанием зон; б – нумерация зубов

Такое разделение челюстно–лицевой области на две зоны необходимо из–за того, что во второй зоне наблюдается увеличение плотности костной ткани челюстных костей. Вероятно, это обусловлено наличием проходящих во второй зоне стволов нервных каналов, окруженных костной тканью с увеличенной плотностью с целью защиты от возможных повреждений. Таким образом, всего было обработано 3000 изображений (по 500 изображений в каждой возрастной группе), из которых 1800 принадлежали первой зоне и 1200 принадлежали второй зоне. Механизм обработки серий изображений сечений верхней и нижней

челюстей является идентичным как для первой, так и для второй зоны (с целью повышения качества обработки изображения верхней челюсти могут быть применены методы, упомянутые в разделе 1.4.4), и включает в себя следующие этапы:

1. Исключение из зоны интереса кортикальной пластинки челюстной кости;
2. Расчет среднего значения яркости пикселей, принадлежащих губчатому веществу;
3. Поиск минимального значения яркости среди пикселей, принадлежащих губчатому веществу;
4. Расчет процента, который составляет значение с минимальной яркостью от среднего значения яркости пикселей губчатого вещества костной ткани (далее «процент от среднего»).
5. Расчет среднего значения и доверительного интервала для «процента от среднего», характерного для данной группы пациентов и зоны челюстно – лицевой области.

Рассмотрим подробнее этапы данного механизма на примере изображения поперечного среза нижней челюсти первой зоны, полученного на компьютерном томографе с коническим лучом GALILEOS:

1. Исключение из зоны интереса кортикальной пластинки челюстной кости.

Как уже было установлено, яркость пикселей, соответствующих здоровой костной ткани, имеет значение не менее 1500 о.е. Пиксели кортикальной пластинки челюстной кости обычно имеют значение яркости пикселей в диапазоне от 1500 до 3000 о.е. Таким образом, при поиске пикселей, принадлежащих патологическому участку и, как правило, имеющих значение яркости ниже 1500 о.е., не имеет смысла рассматривать зону кортикальной пластинки. Для исключения кортикальной пластинки из зоны интереса необходимо в пределах найденных границ челюстной кости исходного изображения (рисунок 2.3 а) исключить пиксели, яркость которых превосходит

значение 1500 о.е., и пиксели вне границ челюстной кости (рисунок 2.3 б);



а



б

Рисунок 2.3 – Исключение кортикальной пластинки из зоны интереса:
а – исходное изображение поперечного среза; б – изображение поперечного среза после удаления пикселей, принадлежащих кортикальной пластинке, и пикселей вне границ челюстной кости

2. Расчет среднего значения яркости пикселей, принадлежащих губчатому веществу.

После исключения кортикальной пластинки зона интереса представляет собой в основном губчатое вещество, среди пикселей которого будет происходить поиск патологических участков. Первым шагом в этом направлении является расчет среднего значения яркости пикселей губчатого вещества (рисунок 2.3 б):

$$\bar{Y} = \frac{\sum_{j=1}^N Y_j}{N}, \quad (2.6)$$

где \bar{Y} – среднее значение яркости N пикселей губчатого вещества, о.е.;

Y_j – значение яркости j – того пикселя губчатого вещества, о.е.;

3. Поиск минимального значения яркости Y_{\min} среди пикселей Y_j , принадлежащих губчатому веществу;

4. Расчет процента $Y_{Percent}$, который составляет значение с минимальной яркостью от среднего значения яркости пикселей губчатого вещества костной ткани текущего изображения (далее «процент от среднего») согласно формуле:

$$Y_{Percent} = \frac{Y_{\min}}{\bar{Y}} \cdot 100\% \quad (2.7)$$

5. Необходимо повторить п.1 – п.4 для каждого из изображений поперечных срезов, принадлежащих данной группе пациентов и зоне челюстно – лицевой области. Затем выполнить расчет среднего значения «процента от среднего» $\bar{Y}_{Percent}$ для данной зоны челюстно – лицевой области и группы, содержащей M изображений челюстно – лицевой области, по формуле:

$$\bar{Y}_{Percent} = \frac{\sum_{i=1}^M Y_{Percent}^i}{M}, \quad (2.8)$$

где $Y_{Percent}^i$ – значение «процента от среднего» для i – того изображения, о.е.

6. Дисперсия данной величины определяется следующим образом:

$$D_Y = \frac{\sum_{i=1}^M (Y_{Percent}^i - \bar{Y}_{Percent})^2}{M - 1} \quad (2.9)$$

7. Среднеквадратичное отклонение равно квадратному корню из дисперсии:

$$\sigma = \sqrt{D} \quad (2.10)$$

8. Доверительный интервал для доверительной вероятности 95% определяется в соответствии с распределением t -критерия Стьюдента для N измерений при нормальном распределении случайной величины $Y_{Percent}^i$. Окончательное выражение для значения «процента от среднего» данной возрастной и половой группы имеет вид:

$$Y_{Group} = \bar{Y}_{Percent} \pm t \cdot \frac{\sigma}{\sqrt{M}} \quad (2.11)$$

9. Повторить пункты п.1 – п.8 для каждой зоны челюстно – лицевой области каждой возрастной и половой группы пациентов.

На этом предварительные операции заканчиваются. После описанной выше статистической обработки каждой из групп пациентов были получены следующие

результаты, представленные в виде графиков: по оси абсцисс отложены номера возрастных групп, по оси ординат отложены значения вычисленных процентов минимального значения яркости от среднего значения яркости (или «процентов от среднего») с указанием доверительного интервала (рисунок 2.4 – 2.7). Таким образом, всего было получено 4 графика: 2 графика соответственно для I – ой и II – ой зон челюстно – лицевой области для групп мужчин и 2 графика соответственно для I – ой и II – ой зон челюстно – лицевой области для групп женщин. Необходимо отметить, что указанная статистическая обработка проводилась для изображений как верхней, так и нижней челюстей, поэтому каждый график состоит из двух рядов данных. Точки графиков соединены пунктирной линией с целью визуализации тенденции возрастных изменений.

Обработка результатов обследований челюстно – лицевой области выполнена автором совместно с врачами стоматологической клиники «Уралдент».

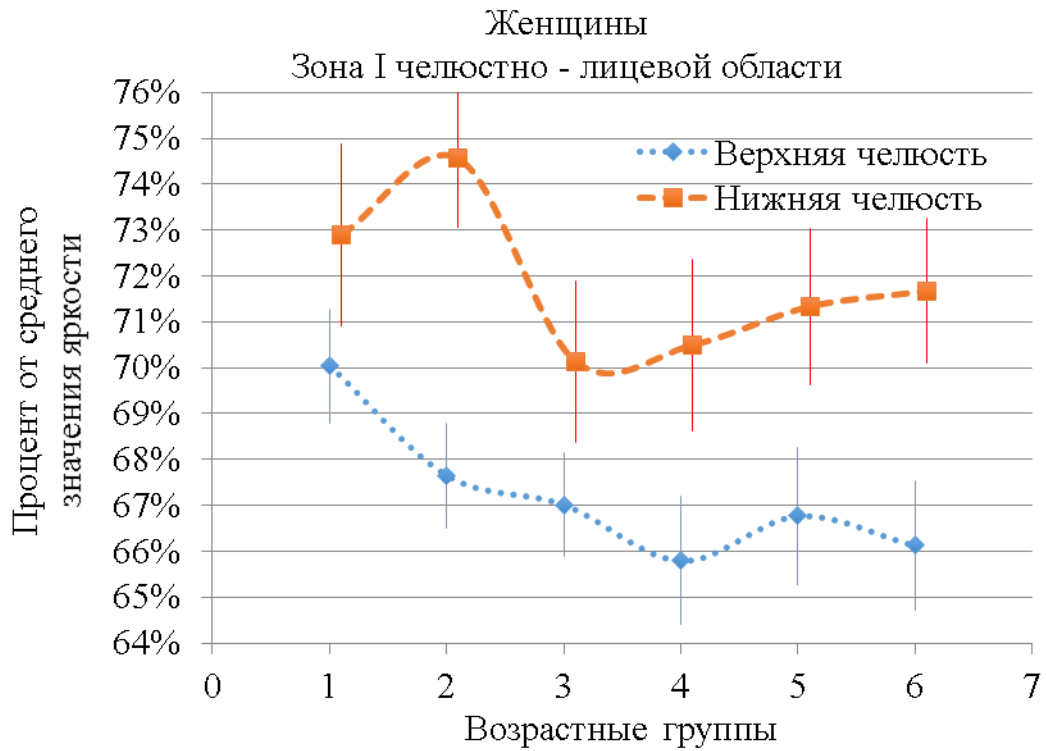


Рисунок 2.4 – Результаты статистической обработки изображений для групп женщин (Зона I)

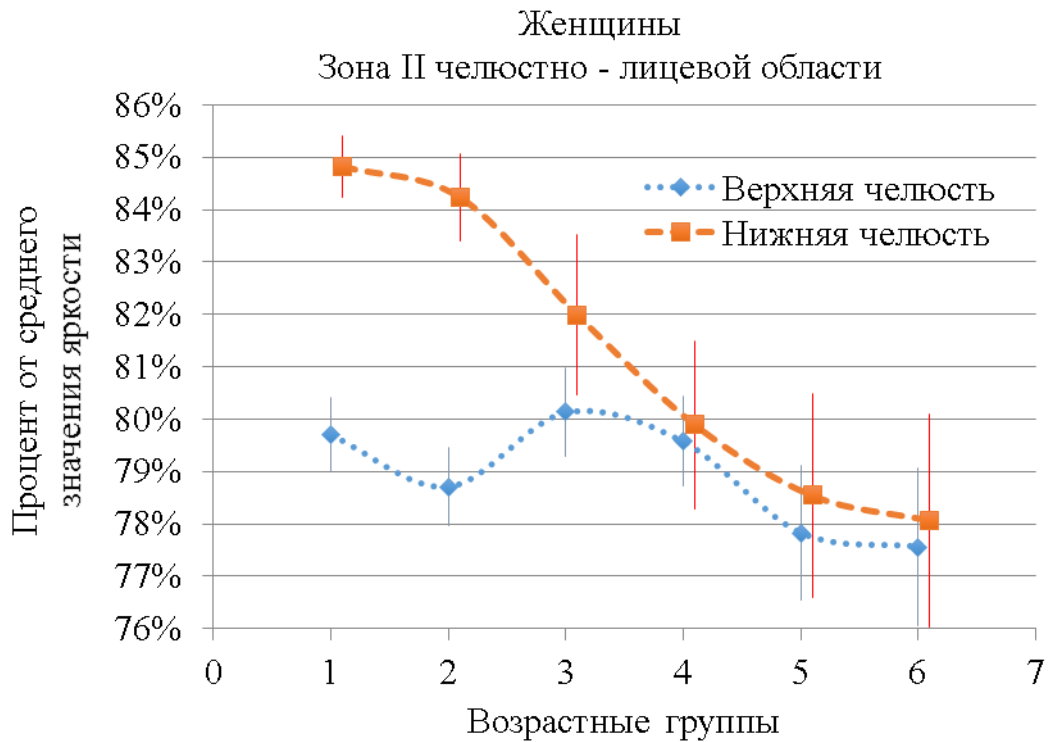


Рисунок 2.5 – Результаты статистической обработки изображений для групп женщин (Зона II)

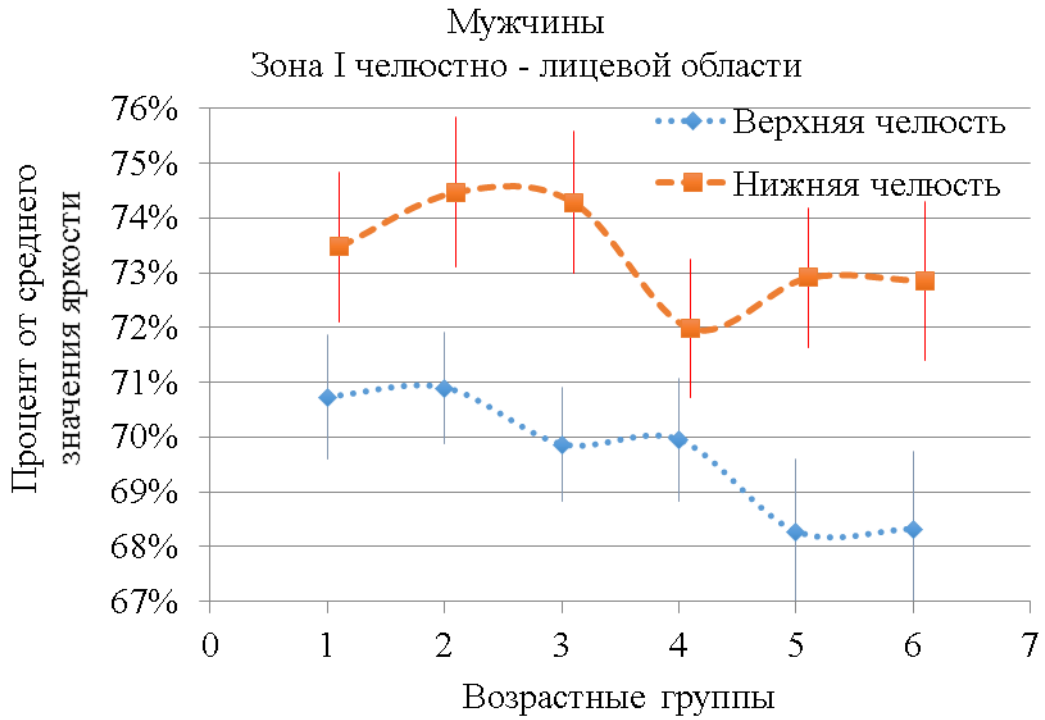


Рисунок 2.6 – Результаты статистической обработки изображений для групп мужчин (Зона I)

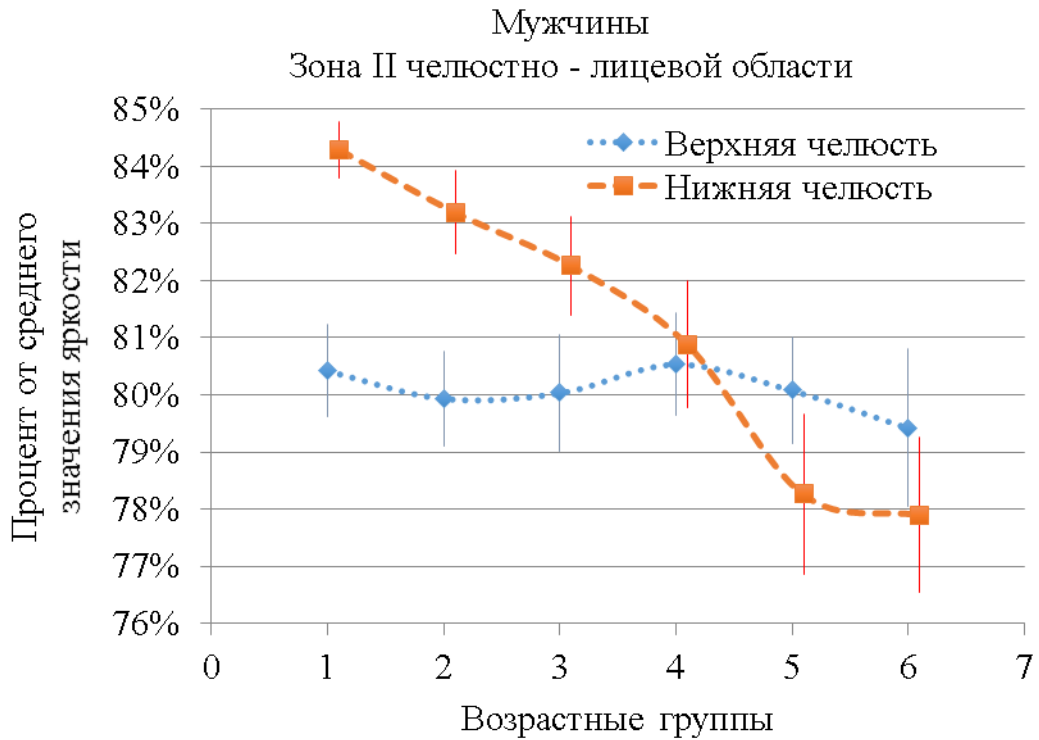


Рисунок 2.7 – Результаты статистической обработки изображений для групп мужчин (Зона II)

Также мы считаем необходимым привести результаты статистической обработки, полученные как для средних, так и для минимальных значений яркости пикселей губчатого вещества с указанием среднего значения и доверительного интервала, рассчитанных по формулам, аналогичным тем, которые были приведены выше (формулы (2.8) – (2.11)). Указанные результаты также представлены в виде графиков (рисунок 2.8 – 2.11): по оси абсцисс отложены номера возрастных групп, по оси ординат отложены значения яркости пикселей в относительных единицах. Каждый график содержит 4 ряда данных: 2 ряда данных для верхней челюсти и 2 ряда данных для нижней челюсти. Соответственно, для каждой из челюстей приведены средние значения от средних значений и от минимальных значений яркости пикселей губчатого вещества каждой возрастной группы с указанием доверительного интервала. Таким образом, всего приведено 4 графика: 2 графика для групп мужчин (зона I и зона II челюстно – лицевой области) и 2 графика для групп женщин (зона I и зона II челюстно – лицевой области).

На основании приведенных результатов можно проследить следующую зависимость: среднее значение яркости пикселей губчатого вещества остается практически постоянным для каждой из представленных групп пациентов и не зависит от возраста обследуемых пациентов. Возрастные изменения можно проследить при анализе минимальных значений яркости пикселей губчатого вещества. Для минимальных значений яркости пикселей, полученных для губчатого вещества верхней челюсти, характерно пересечение доверительных интервалов представленных возрастных групп, поэтому некорректно утверждать о существовании различий значений яркости каждой возрастной группы, но некоторую тенденцию снижения средних значений можно проследить. При рассмотрении результатов, полученных для нижней челюсти, пересечение доверительных интервалов наблюдается реже для крайних возрастных групп, например, для первой и для шестой групп; тенденция снижения минимальных значений с увеличением возраста обследуемых пациентов прослеживается более четко.

В целом, проводя анализ полученных графиков, необходимо учитывать влияние остеопороза, в результате прогрессирования которого с возрастом плотность костной ткани снижается. На рентгеновских снимках остеопороз наблюдается в виде отдельных локальных потемнений внутри челюстной кости (данный диагноз не ставится на основе данных только рентгенологического анализа). Учитывая результаты полученных статистических исследований, можно сделать вывод о том, что наличие указанных локальных потемнений не влияет существенно на среднее значение яркости пикселей губчатого вещества ввиду их малой площади. Возрастное снижение плотности костной ткани можно проследить на примере минимальных значений яркости пикселей губчатого вещества – именно такие пиксели принадлежат участкам локальных потемнений.

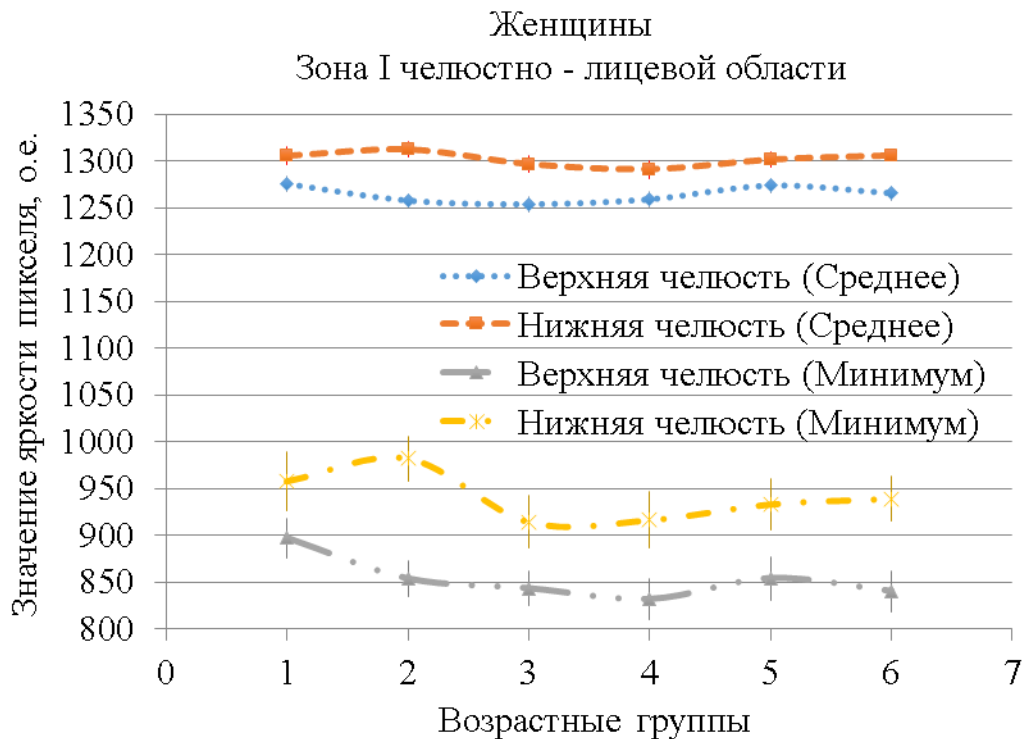


Рисунок 2.8 – Результаты статистической обработки изображений для групп женщин (Зона I): значения яркости пикселей губчатого вещества

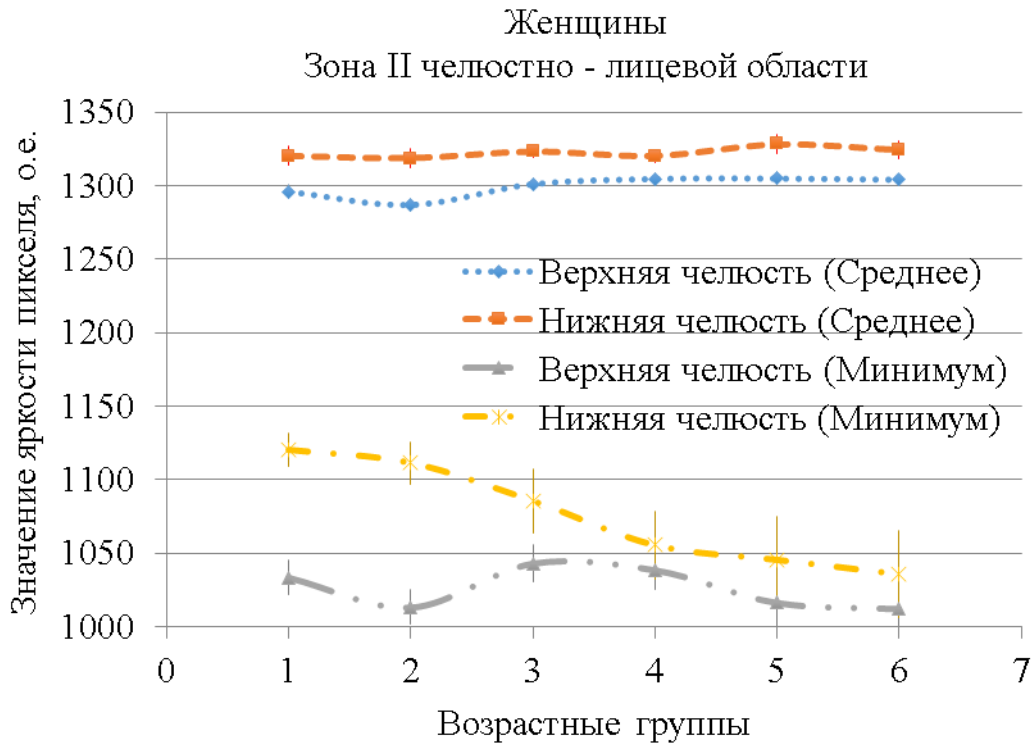


Рисунок 2.9 – Результаты статистической обработки изображений для групп женщин (Зона II): значения яркости пикселей губчатого вещества

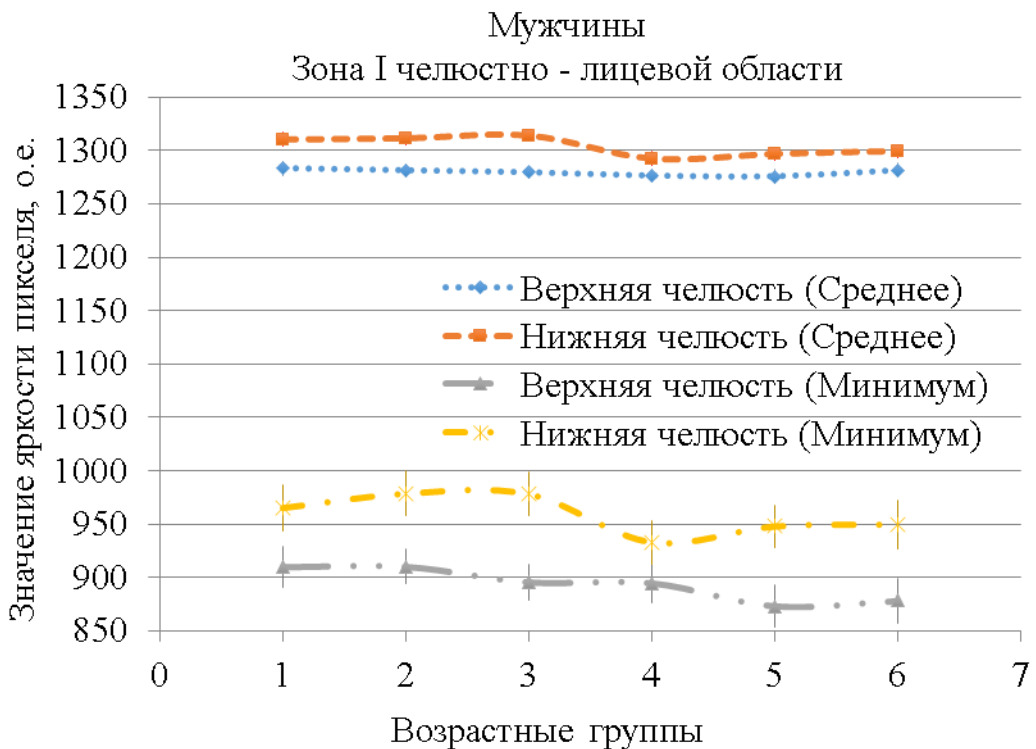


Рисунок 2.10 – Результаты статистической обработки изображений для групп мужчин (Зона I): значения яркости пикселей губчатого вещества

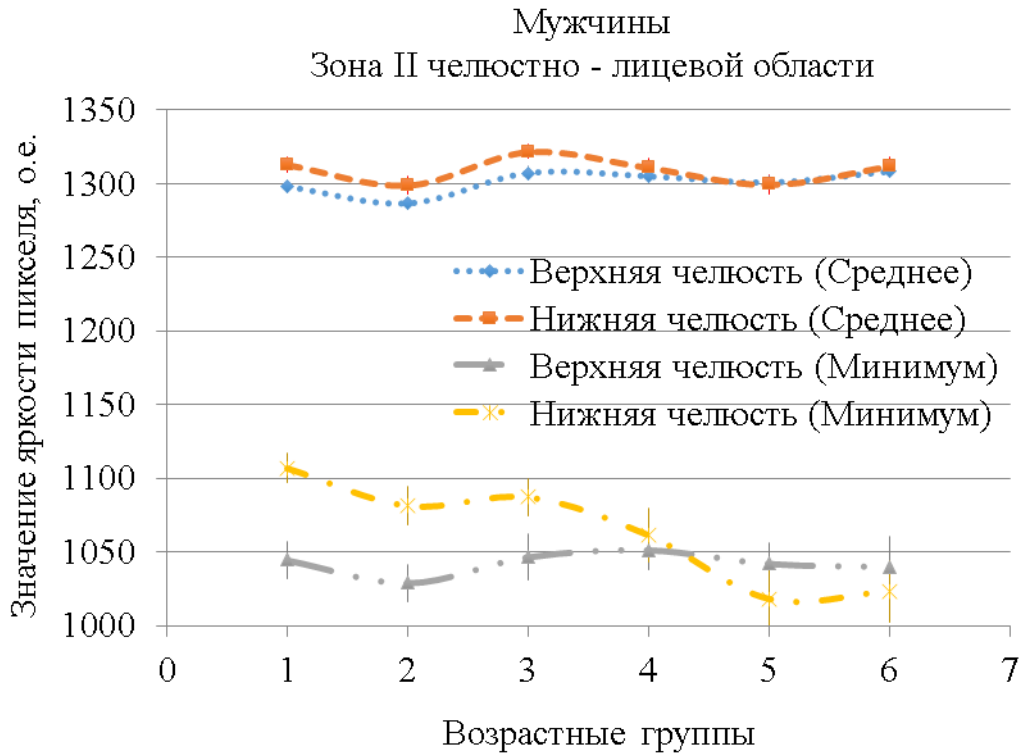


Рисунок 2.11 – Результаты статистической обработки изображений для групп мужчин (Зона II): значения яркости пикселей губчатого вещества

Полученный результат статистического исследования не противоречит медицинским наблюдениям. Интенсивные колебания минимальных значений, полученные для групп женщин, могут быть объяснены влиянием детородного периода, в течение которого наблюдается снижение плотности костной ткани.

Пример гистограмм полученных распределений значений яркости пикселей для мужчин в возрасте от 26 до 30 лет (нижняя челюсть, зона II челюстно – лицевой области) приведен на рисунке 2.12 ниже. Полученные распределения являются нормальными (для проверки этой гипотезы использовался известный критерий Шапиро – Уилка, уровень значимости выбран 0.05), поэтому для оценки средних значений и их доверительных интервалов был использован критерий Стьюдента.

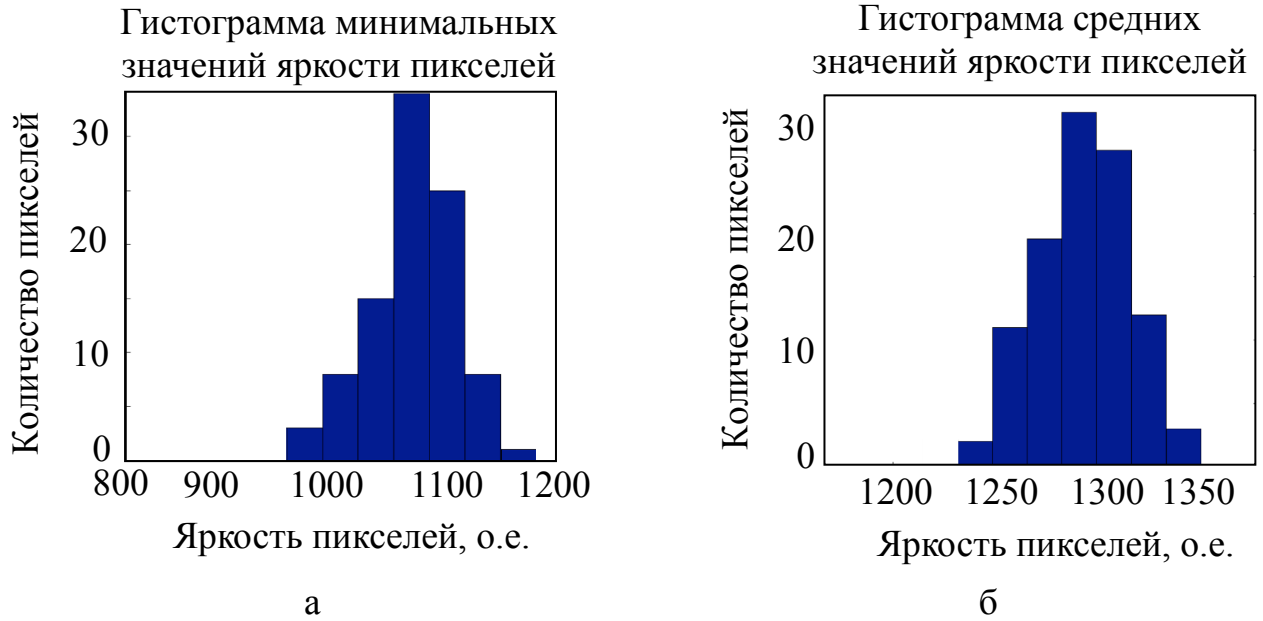


Рисунок 2.12 – Гистограммы полученных распределений значений яркости пикселей для групп мужчин в возрасте от 26 до 30 лет (нижняя челюсть, зона II челюстно – лицевой области): а – гистограмма минимальных значений яркости пикселей; б – гистограмма средних значений яркости пикселей

Также представляется любопытным привести пример диаграммы рассеяния: по оси абсцисс отложим средние значения яркости пикселей для нижней челюсти, по оси ординат отложим средние значения яркости пикселей для верхней челюсти. На рисунке 2.13 приведен пример такой диаграммы рассеяния значений яркости пикселей для мужчин в возрасте от 26 до 30 лет (зона II челюстно – лицевой области). Для указанных рядов данных построена модель линейной регрессии. Существует некоторый разброс значений, но, в целом, качество регрессионной модели является удовлетворительным, что свидетельствует о хорошем качестве выборки изображений данной группы пациентов.

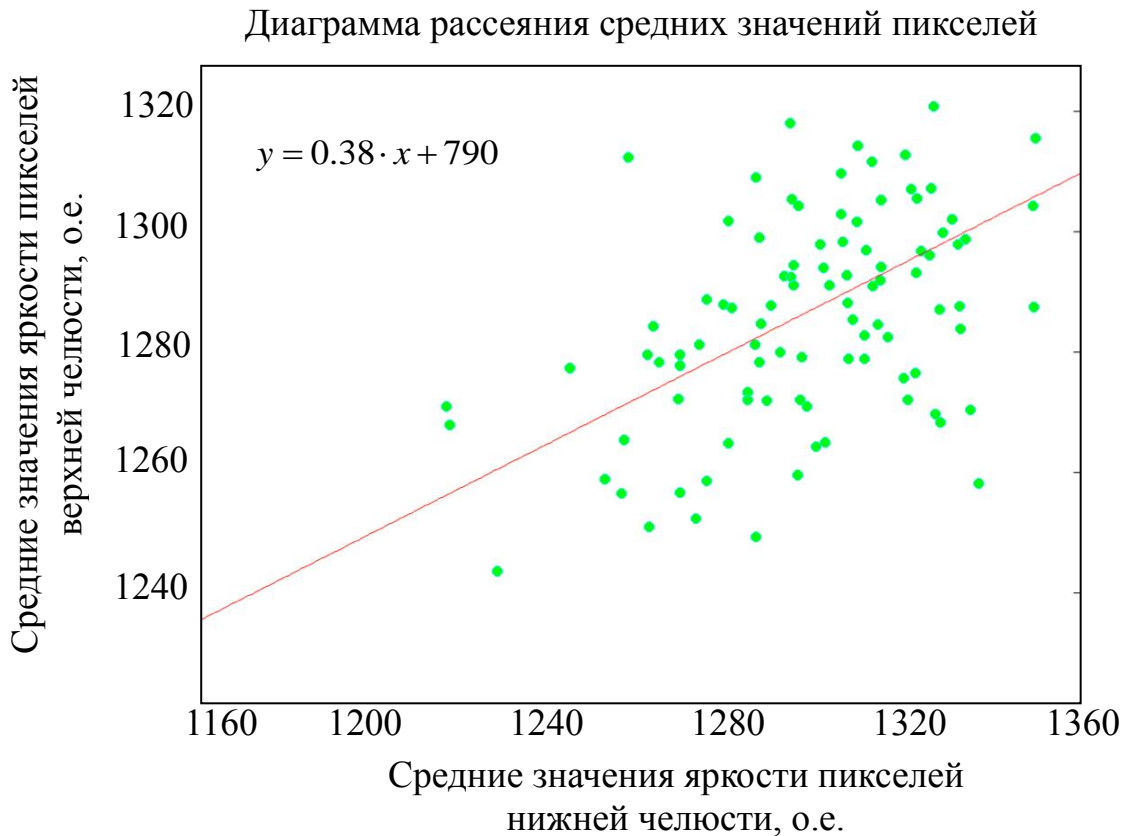


Рисунок 2.13 – Диаграмма рассеяния значений яркости пикселей для мужчин в возрасте от 26 до 30 лет (зона II челюстно – лицевой области)

На этом предварительная статистическая обработка заканчивается.

Идентификация патологической резорбции костной ткани

Здоровая костная ткань имеет неравномерную структуру и плотность [70], а, значит, и неравномерное распределение значений яркости пикселей. Определение диапазона «патологических» значений яркости пикселей происходит следующим образом. На основании возраста и пола пациента, анализируемой челюсти, а также месторасположения поперечного среза (зона I или зона II челюстно – лицевой области) выбирается значение верхней границы доверительного интервала для «процента от среднего» $Y_{Percent}^{Health} = \bar{Y}_{Percent} + t \cdot \frac{\sigma}{\sqrt{M}}$, определенного в результате предварительной статистической обработки (раздел 2.1). Далее для анализируемого изображения поперечного среза выполняется расчет среднего

значения яркости пикселей губчатого вещества \bar{Y} . Произведение \bar{Y} на $Y_{Percent}^{Health}$ является минимальным значением яркости $Y_{Min}^{Health} = Y_{Percent}^{Health} \cdot \bar{Y} / 100\%$ (формула (2.7)), характерным для губчатого вещества здоровой костной ткани. Таким образом, диапазон «патологических» значений яркости составляют значения от 0 до Y_{Min}^{Health} .

Выбор именно верхней границы доверительного интервала для «процента от среднего» обусловлен тем, что в этом случае мы получим больший интервал «патологических» значений яркости, а это значит, что для привлечения внимания врача – рентгенолога будет выделено большее количество пикселей. При таком подходе вероятно выделение пикселей, принадлежащих здоровому участку, но в данном случае мы считаем такое выделение допустимым, так как становится возможным выявление очагов патологической резорбции костной ткани челюстных костей на ранней стадии.

Ниже приведен пример реализации [68] изложенного выше способа идентификации патологической резорбции костной ткани для изображения поперечного среза нижней челюсти зоны II челюстно–лицевой области пациента П. женского пола в возрасте 42 лет, прошедшей обследование на компьютерном томографе с коническим лучом GALILEOS:

1. Исключение из зоны интереса кортикальной пластинки челюстной кости. С целью исключения пикселей кортикальной пластинки необходимо сначала определить границы челюстной кости. В связи с чем, к исходному изображению (рисунок 2.14 а) применен фильтр Гаусса для повышения уровня сигнал/шум (рисунок 2.14 б). Затем к обработанному фильтром Гаусса изображению применены метод распознавания границ челюстной кости на основе критерия яркости пикселей костной ткани (рисунок 2.14 в) и фильтр Кэнни, позволяющий определить границы перепадов яркости (рисунок 2.14 г). Уточненные границы челюстной кости (рисунок 2.15 а) получены путем применения комбинации указанных фильтров (см. раздел 1.4.4). Затем внутри определенных границ выполнено удаление пикселей, яркость которых превосходит значение 1500 о.е.,

также выполнено удаление пикселей, расположенных вне челюстной кости. Таким образом, получено изображение губчатого вещества челюстной кости (рисунок 2.15 б);

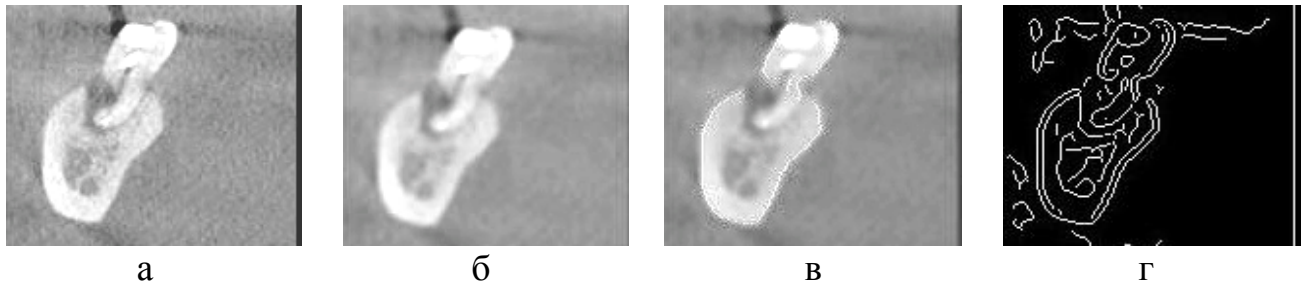


Рисунок 2.14 – Определение границ челюстных костей:

а – исходное изображение; б – результат применения фильтра Гаусса к исходному изображению; в – к изображению б применен метод распознавания границ челюстной кости на основе критерия плотности костной ткани; г – к изображению б применен фильтр Кэнни

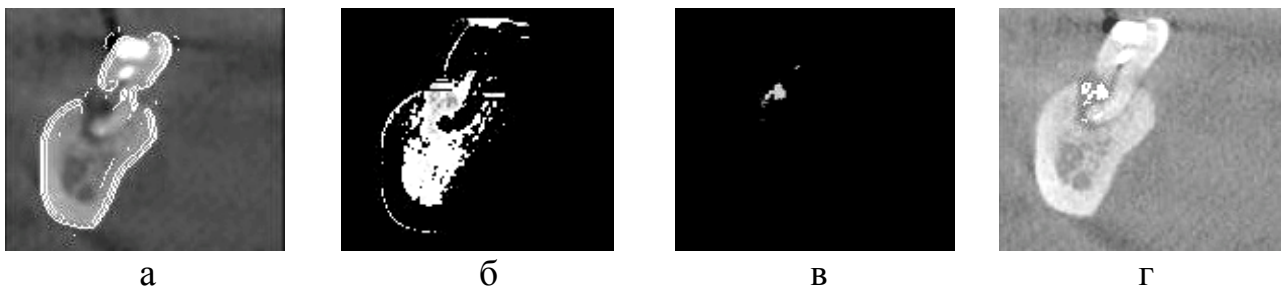


Рисунок 2.15 – Определение патологической резорбции костной ткани:

а – нанесены границы челюстной кости; б – выделено изображение губчатого вещества челюстной кости; в – определены пиксели, значения яркости которых принадлежат диапазону «патологических» значений; г – указана зона патологической резорбции костной ткани на исходном изображении

2. Расчет среднего значения яркости пикселей, принадлежащих губчатому веществу (рисунок 2.15 б), был выполнен по формуле (2.6). Среднее значение составило величину $\bar{Y} = 1121.5 \text{ o.e.}$;

3. Определение «процента от среднего» $Y_{Percent}^{Health}$. Анализируемое изображение является изображением поперечного среза нижней челюсти зоны II челюстно–лицевой области пациента женского пола в возрасте 42 лет. Информация о возрасте и поле пациента может быть получена из атрибутов *PatientsBirthDate* (дата рождения пациента) и *PatientsSex* (пол пациента) файлов DICOM. «Процент от среднего» $Y_{Percent}^{Health} = 81.5\%$ определен по результатам предварительного статистического исследования для зоны II челюстно–лицевой области, нижней челюсти, четвертой возрастной группы женщин. В качестве «процента от среднего» выбрано значение верхней границы доверительного интервала

$$Y_{Percent}^{Health} = \bar{Y}_{Percent} + t \cdot \frac{\sigma}{\sqrt{M}};$$

4. Отбор пикселей, значения яркости которых меньше, чем произведение определенного на этапе 3 «процента от среднего» на среднее значение яркости пикселей губчатого вещества текущего изображения $Y_{Min}^{Health} = Y_{Percent}^{Health} \cdot \bar{Y} / 100\%$. Значение Y_{Min}^{Health} составило 914 о.е. Диапазону «патологических» значений яркости пикселей принадлежат значения от 0 до 914 – пиксели из указанного диапазона обнаружены на анализируемом изображении (рисунок 2.15 в). Увеличенное изображение данного участка приведено на рисунке 2.16 а.

5. Поиск односвязных областей среди отобранных пикселей на этапе 4. При определении односвязных областей возможны два способа определения уникальных областей. Для первого способа принято, что диагонально смежные пиксели относятся к разным областям (рисунок 2.16 б), для второго способа принято, что диагонально смежные пиксели относятся к одной области (рисунок 2.16 в). При использовании второго способа возможно «избыточное» выделение пикселей, которые могут и не принадлежать патологическому участку;

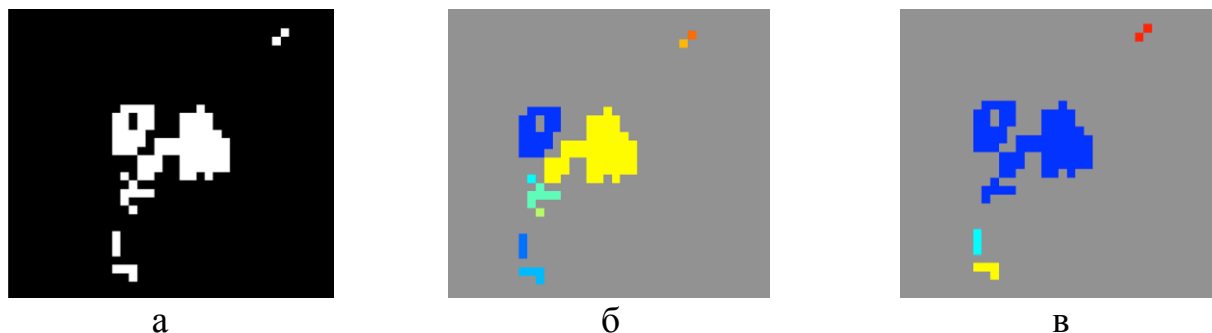


Рисунок 2.16 – Увеличенное изображение патологического участка: а – исходное изображение патологического участка; б – на исходном изображении цветом выделены различные области (различными считаются области, не имеющие общих границ); в – на исходном изображении цветом выделены различные области (диагонально смежные пиксели принадлежат одной области)

6. Вычисление площади каждой односвязной области. Параметр *PixelSpacing* полученных срезов в формате DICOM равен (0.3 0.3), параметр *SliceThickness* равен также 0.3. Таким образом, размер одного пикселя для всех трех измерений пространства составляет 0.3 мм, площадь одного пикселя составляет 0.09 мм². Площадь каждой односвязной области определяется как произведение количества пикселей, принадлежащих данной области, на площадь одного пикселя. Для областей, изображенных на рисунке 2.16 б, было определено количество пикселей, занимаемых каждой областью (уникальные значения даны в порядке возрастания): 1, 3, 4, 6, 23, 55. Соответственно вычислены значения площадей (в мм²): 0.09, 0.27, 0.36, 0.54, 2.07, 4.95;

7. Отбор и последующее выделение с целью привлечения внимания врача – рентгенолога односвязных областей, площадь которых превышает значение площади минимально – диагностируемого очага патологической резорбции костной ткани. К патологическим образованиям достоверно могут быть отнесены образования, имеющие размер не менее 1 мм². Данное значение площади в 1 мм² было выбрано из следующих соображений. Образованию очага патологической

резорбции предшествует расширение периодонтальной щели (пространство между телом челюстной кости и корнем зуба). По данным исследования [71] ширина периодонтальной щели в норме у лиц старше 24 лет составляет 0.8 мм. Таким образом, при расширении периодонтальной щели в 1 мм на протяжении 1 мм длины корня зуба, мы можем примерно оценить минимальную площадь очага патологии, составляющую 1 мм². Области пикселей, имеющие площадь больше, чем 1 мм², отмечены на рисунке 2.15 г белым цветом.

Критерием наличия патологической резорбции внутри кости является присутствие зоны, состоящей из пикселей, значения яркости которых принадлежат диапазону «патологических» значений, при этом площадь данной зоны превосходит 1 мм².

Необходимо отметить, что в п. 2 при определении среднего значения яркости пикселей губчатого вещества в расчет были включены пиксели, принадлежащие зоне патологической резорбции. Поскольку значение яркости таких пикселей является пониженным по сравнению с остальными пикселями, то неизбежно снижается и среднее значение яркости пикселей губчатого вещества. Для исследования данного эффекта был выполнен расчет среднего значения яркости пикселей губчатого вещества с учетом и без учета зоны патологической резорбции (рисунок 2.17).

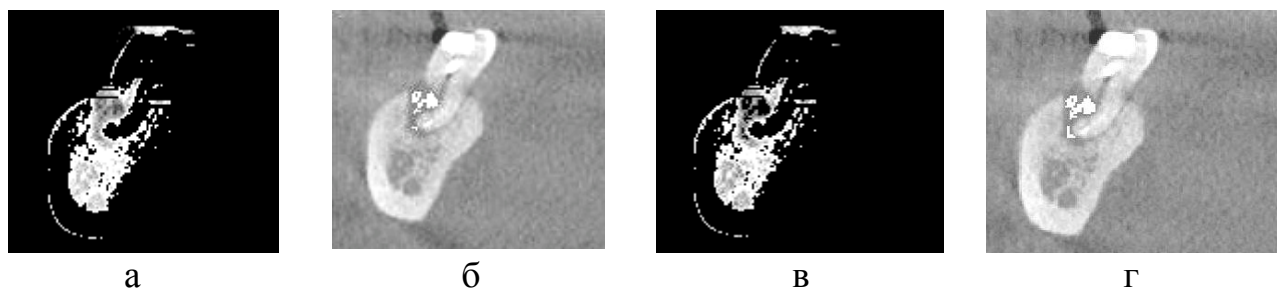


Рисунок 2.17 – Влияние зоны патологической резорбции костной ткани при расчете среднего значения яркости пикселей: а – зона патологической резорбции включена при расчете среднего значения; б – «патологические» пиксели отмечены белым цветом (зона патологической резорбции включена в расчет среднего значения); в – зона патологической резорбции исключена при расчете среднего значения; г – «патологические» пиксели отмечены белым цветом (зона патологической резорбции не включена в расчет среднего значения)

Упрощенно развитие патологического процесса можно описать последовательной сменой следующих стадий: патологическая резорбция костной ткани, кистогранулема, киста. При этом локальное потемнение участка костной ткани будет наиболее характерно для зоны патологической резорбции и кистогранулемы, площади которых, как правило не превосходят 12 мм^2 . Киста может занимать существенно большую площадь, но ее изображение уже не будет содержать ярко выраженных локальных потемнений (подробнее рассмотрено в разделе 2.2). Полученные результаты свидетельствуют о том, что влияние зоны патологической резорбции при расчете среднего значения яркости пикселей губчатого вещества несущественно ввиду ее [зоны] малой площади (рисунок 2.17). Минимальный размер очага патологии, который может быть достоверно определен как патологический, составляет 1 мм^2 .

2.2 Очаги остеопороза. Кисты

Раздел, посвященный автоматизированному распознаванию кист на рентгеновских изображениях челюстных костей, мы считаем правильным начать с описания данной патологии в медицинской литературе [72]. «Киста является полостным образованием доброкачественного характера, которое, как правило, имеет округлую форму, жидкое или полужидкое содержимое и является отграниченным от окружающей ее костной ткани соединительнотканной капсулой. Кистозные поражения в челюстных костях человека встречаются значительно чаще, чем в любом другом отделе скелета. Более чем в 80 % случаев кисты имеют одонтогенную природу и относятся к истинным кистам с внутренней эпителиальной выстилкой. Меньшую группу представляют кисты, которые не связаны в своем развитии с тканями зубного зачатка и являются ложными, так как эти кисты лишены внутреннего окаймляющего эпителиального слоя. Оба вида кист рентгенологически представляют собой четко отграниченные от нормальной костной ткани просветления с кортикальным ободком по периферии. К. Donath (1985) на основе рассмотрения значительного клинико–морфологического материала представил следующие данные о частоте кист различного происхождения: 70 % из них имеют воспалительный генез, 27 % обусловлены нарушением формирования тканей (из них 11—13 % составляют фолликулярные кисты, около 14 % — кератокисты); 3 % кист связаны с травмой или с другими воздействиями на челюстно–лицевую область. Кисты любого генеза малых размеров, расположенные в пределах губчатой костной ткани, на рентгеновских изображениях имеют округлую форму и отграничивающий кортикальный ободок. По мере увеличения, они теряют правильность геометрической формы в соответствии с сопротивлением костной ткани на пути их экспансии. Наиболее сильно противостоят увеличению объема полости кортикальные замыкающие пластинки челюстей, в особенности нижней, поэтому кисты могут распространяться вдоль оси челюсти, не вызывая внешней деформации лица.

В общем случае, формирование кисты является показателем хорошей реактивности организма, вследствие чего возникает отграничение зоны воспаления от здоровой костной ткани. Присутствием полости, содержащей жидкость, которая равномерно давит на окружающие ее стенки, обусловлена геометрически правильная округлая форма кисты».

Пример изображения кисты приведен на рисунке 2.18 в. Обращает на себя внимание тот факт, что изображение кисты является достаточно однородным по яркости и не содержит локальных потемнений. Более того, если производить сравнение изображений поперечных срезов здоровой кости (рисунок 2.18 а) и кости, содержащей кисту (рисунок 2.18 в), то достаточно непросто описать процесс идентификации данной патологии. Врач – рентгенолог делает заключение о наличии кисты на текущем изображении поперечного среза на основании проанализированных им изображений кист и собственного опыта [73–79]. Детальное описание кисты, которое было приведено выше, можно кратко представить как равномерно окрашенная, округлая зона внутри кости с четкими контурами. Аналогично предыдущему случаю распознавания зон патологической резорбции кортикальную пластинку челюстной кости можно исключить из рассмотрения.

Как было указано выше, область кисты является равномерно окрашенной, поэтому можно предположить, что среднеквадратичное отклонение (СКО) от среднего значения яркости пикселей кисты должно быть меньше по сравнению с таким же показателем для пикселей губчатого вещества здоровой кости, так как губчатое вещество здоровой кости имеет неравномерную плотность, а, значит, и окрашенность. Однако данное предположение оказалось неверным. Для изображения здорового губчатого вещества кости (рисунок 2.18 б) значения среднего значения яркости пикселей и СКО от среднего значения яркости пикселей равны соответственно 1298 о.е. и 107 о.е; для изображения кости, содержащей кисту, после удаления кортикальной пластинки (рисунок 2.18 г) значения среднего значения яркости пикселей и СКО от среднего значения яркости пикселей равны соответственно 1204 о.е. и 134 о.е. Поэтому обнаружить

кисту на основе изменения численных значений яркости, как это было реализовано для зон патологической резорбции, не удастся.



Рисунок 2.18 – Пример изображений верхней челюстной кости: а – отсутствие кисты внутри челюстной кости; б – для изображения *а* выделено губчатое вещество; в – присутствие кисты внутри челюстной кости; г – для изображения *в* удалена кортикальная пластинка

С целью ясного и понятного описания способа диагностирования кист мы считаем верным сначала привести пример способа идентификации кист внутри нижней челюстной кости. Затем охарактеризовать детали статистической обработки, в результате которой было определено значение необходимого критерия идентификации кист. В медицинской литературе *форма* кисты характеризуется как *округлая*, поэтому нами принято решение разработать алгоритм программы для автоматизированного распознавания кист на основе формы объектов, расположенных внутри границ челюстных костей [69].

Данный алгоритм программы применяется к серии изображений поперечных срезов челюстно – лицевой области и включает в себя следующие этапы (на примере результатов обследования челюстно – лицевой области пациента Ч. 32 лет):

1. Применение к исходному изображению (рисунок 2.19 а) фильтра Гаусса с целью повышения отношения сигнал/шум, после которого изображение выглядит размытым (рисунок 2.19 б);

2. Определение границ челюстной кости на основе критерия яркости пикселей костной ткани (рисунок 2.19 в). Подробное описание этого метода определения границ приведено в разделе 1.4.4;

3. Применение фильтра Кэнни к изображению, содержащему выделенные границы челюстной кости (рисунок 2.19 в). Результат применения фильтра Кэнни представляет собой изображение с нанесенными контурами перепадов яркости (рисунок 2.19 г);

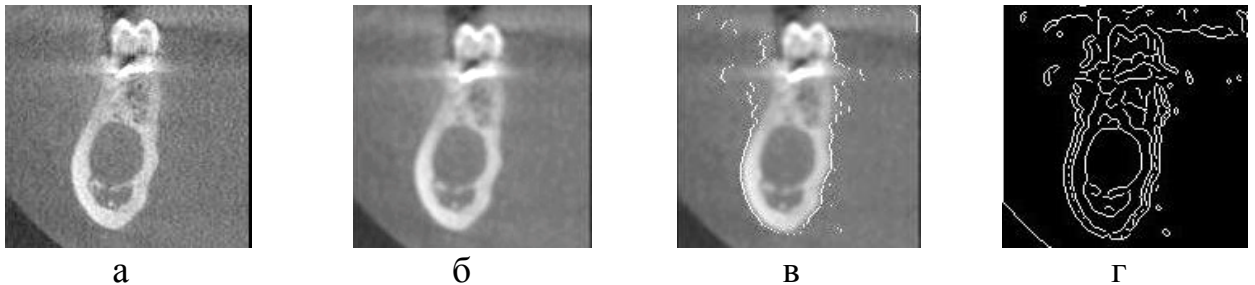


Рисунок 2.19 – Определение границ челюстных костей: а – исходное изображение; б – результат применения фильтра Гаусса к исходному изображению; в – к изображению б применен метод распознавания границ челюстной кости на основе критерия яркости пикселей костной ткани; г – к изображению в применен фильтр Кэнни

4. Уточнение границ челюстной кости – комбинация метода определения границ челюстной кости на основе критерия яркости пикселей костной ткани и результата применения фильтра Кэнни. Таким образом, границы челюстной кости определены корректно (рисунок 2.20 а). Описание данной операции приведено в разделе 1.4.4;

5. Исключение из зоны интереса пикселей кортикальной пластинки, которые не относятся к губчатому веществу (рисунок 2.20 б), и пикселей вне челюстной кости. Данная операция описана в разделе 2.1.1;

6. Применение к изображению губчатого вещества челюстной кости (рисунок 2.20 б) фильтра Кэнни. Таким образом, нанесены пиксели границы губчатого вещества (рисунок 2.20 в);

7. Применение заливки областей губчатого вещества, определенных на предыдущем этапе (рисунок 2.20 г);



Рисунок 2.20 – Выделение губчатого вещества костной ткани: а – нанесены границы челюстной кости; б – выделено изображение губчатого вещества челюстной кости; в – к изображению б применен фильтр Кэнни; г – для изображения в применена заливка замкнутых областей

8. Исключение объектов, площадь которых составляет менее 50 пикселей, на изображении с залитыми областями губчатого вещества (рисунок 2.20 г). Данная операция выполнена для минимизации количества объектов на изображении с целью ускорения дальнейшей обработки – результат приведен на рисунке 2.21 а;

9. Обработка изображения с залитыми областями губчатого вещества (рисунок 2.21 а) специальным фильтром для утончения границ с целью разделения объектов, имеющих общие пиксели (рисунок 2.21 б);

10. Повторное исключение объектов, имеющих площадь менее 110 пикселей, для рисунка 2.21 б. Результат приведен на рисунке 2.21 в. Данное исключение

выполнено потому, что кисты диагностируют при диаметре очага более 10 мм [80]. Однако при автоматизированной обработке мы считаем возможным выполнять поиск очагов, имеющих диаметр от 4 мм. Площадь круга данного диаметра (4 мм) составляет $12,56 \text{ мм}^2$ или примерно 139 пикселей при масштабе изображения $0,09 \text{ мм}^2$ на пиксель. Значение в 110 пикселей выбрано с целью осуществления гипердиагностики заболеваний, при которой возможно избыточное выделение здоровых участков губчатого вещества;

11. Определение односвязных областей на изображении, содержащем объекты, площадь которых не меньше минимально возможной площади кисты (рисунок 2.21 в). Пикселям каждого такого объекта присвоены уникальные значения яркости (рисунок 2.21 г);



Рисунок 2.21 – Определение односвязных областей губчатого вещества:

а – изображение с залитыми областями губчатого вещества; б – к изображению *а* применен специальный фильтр для утончения границ с целью разделения объектов, имеющих общие пиксели; в – на изображении *б* удалены области, имеющие площадь менее 110 пикселей; г – пикселям каждого объекта присвоены уникальные значение яркости

12. Определение параметра «округлости» каждого из объектов (рисунок 2.21 г). Так как в качестве решающего фактора, на основании которого делается вывод о наличии кисты внутри челюстной кости, была выбрана именно округлая форма патологического образования, то поэтому необходимо вычислить параметр

«округлости» [81] для каждого из объектов (рисунок 2.21 г). В качестве данного параметра было выбрано следующее отношение:

$$K = 4\pi \cdot \frac{S}{l^2}, \quad (2.12)$$

где l – длина границы объекта, S – площадь объекта. Для круга данное отношение будет равно единице: $4\pi \cdot \frac{\pi R^2}{(2\pi R)^2} = 1$. На рисунке 2.22 центр масс каждого объекта обозначен черной окружностью, значение параметра «округлости» указано возле каждого из объектов;

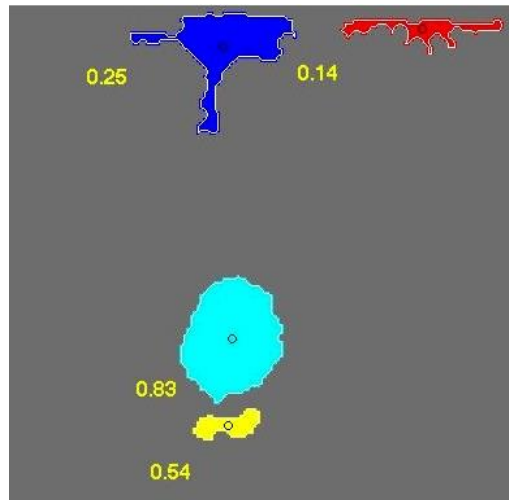


Рисунок 2.22 – Определение параметра «округлости» и центра масс для каждой из областей

13. Отбор объектов, подозрительных на кисту. Для последующего выделения объектов необходимо ввести порог параметра «округлости», который может быть определен на основании статистического исследования изображений кист внутри челюстных костей. Если принять значение данного порога равным 0.7, то из всех объектов на рисунке 2.22 подозрительным на кисту является только один объект с параметром «округлости» равным 0.83. Необходимо отметить, что возможен отбор нескольких объектов, параметры «округлости» которых превышают пороговое значение;

14. Аппроксимация отобранных объектов окружностью, наносимой на исходное изображение. Отобранный на предыдущем этапе объект был аппроксимирован окружностью с центром в точке центра масс объекта и радиусом, определенным на основе удаленности точек границы от центра масс. Данная окружность была нанесена на исходное изображение (рисунок 2.23). Отображение радиуса окружности возможно как в пикселях, так и в миллиметрах.



Рисунок 2.23 – Изображение кисти, аппроксимированное окружностью, выделено на исходном изображении: а – диаметр окружности указан в пикселях; б – диаметр окружности указан в миллиметрах

Описанный выше алгоритм программы содержит в себе достаточно большое количество операций над исходным поперечным срезом челюстно – лицевой области. С целью уменьшения длительности исполнения алгоритма программы из исходного массива поперечных срезов (около 650 штук) подвергнуто анализу может быть каждое второе изображение, так как соседние изображения отличаются незначительно. При фиксации на текущем срезе внутри челюстной кости объектов, близких по форме к окружности, соседние срезы также будут отмечены как подозрительные.

При рассмотрении данного примера упоминается параметр «округлости». Пороговое значение именно этого *параметра* следует определить на основе статистического исследования серии изображений, содержащих кисту. На основе выборки из 90 изображений удалось оценить среднее значение и доверительный интервал для параметра «округлости». Аналогично, в качестве оценки был

использован t -критерий Стьюдента. Гистограмма полученного распределения приведена на рисунке 2.24. Окончательное выражение параметра K для доверительной вероятности 95% принимает вид $K = 0.70 \pm 0.12$. Максимально возможное количество отмеченных «подозрительных» поперечных срезов достигается при выборе нижней границы определенного интервала параметра K .

Критерием наличия кисты внутри челюстной кости является присутствие области, параметр «округлости» которой превосходит пороговое значение.

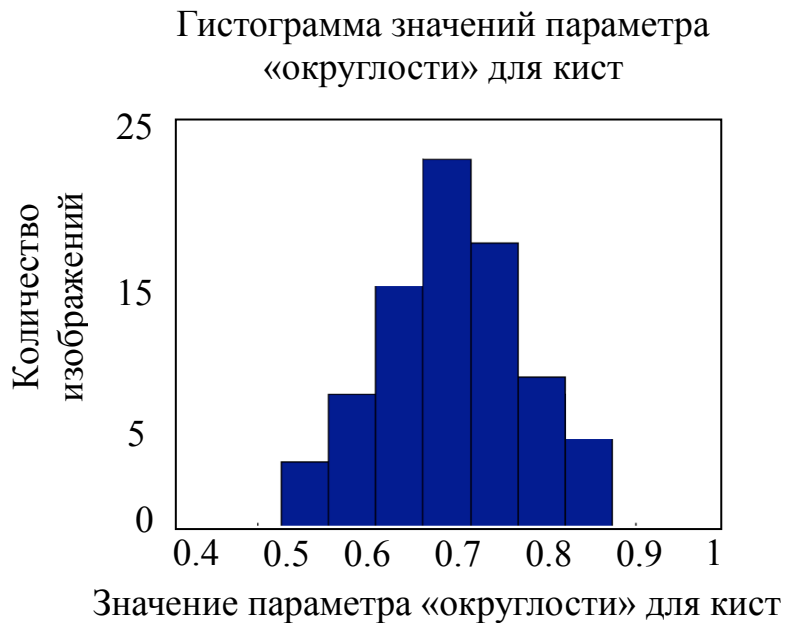


Рисунок 2.24 – Гистограмма значений параметра «округлости» для кист

2.3 Очаги остеосклероза

Среди пациентов Лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D. lab не было диагностировано ни одного случая остеосклероза. Мы можем предполагать, что данное заболевание может быть выявлено неявно при использовании автоматизированного поиска патологии в челюстных костях в случае обнаружения локальных потемнений либо объектов округлой формы.

2.4 Деструкции и механические дефекты

Переломы челюстной кости (рисунок 2.25 а) верифицируется по наличию разрыва кортикальной пластинки. Пиксели, расположенные непосредственно в месте перелома, имеют значения яркости, близкие к значениям яркости здорового губчатого вещества кости (рисунок 2.26), поэтому обнаружение переломов путем определения локальных потемнений внутри челюстной кости не представляется возможным.



Рисунок 2.25 – Изображение поперечного среза с переломом челюстной кости:

- а – исходное изображение с переломом нижней челюстной кости;
- б – результат обработки исходного изображения фильтром Кэнни

Линия перелома кости [82] выглядит темной на фоне кортикальной пластинки (рисунок 2.26), потому что окружающие пиксели кортикальной пластинки имеют достаточно высокие значения яркости (от 2000 до 3000 о.е.) – аналогично, губчатое вещество кости также выглядит темным на фоне кортикальной пластинки.

Малая площадь зоны перелома, отсутствие возможности предсказания наиболее вероятного места перелома, значения яркости пикселей, близкие к значениям яркости пикселей здорового губчатого вещества кости (рисунок 2.26) существенно осложняют процесс автоматизированного распознавания переломов челюстной кости ввиду отсутствия четких критериев, пригодных для использования в алгоритме программы. Только обработка исходного изображения поперечного среза с переломом челюстной кости фильтром Кэнни позволяет

выделить линию перепада яркости в месте перелома (рисунок 2.25 б). Изображение кортикальной пластинки здоровой кости линиями перепада яркости (разрывов) не содержит.

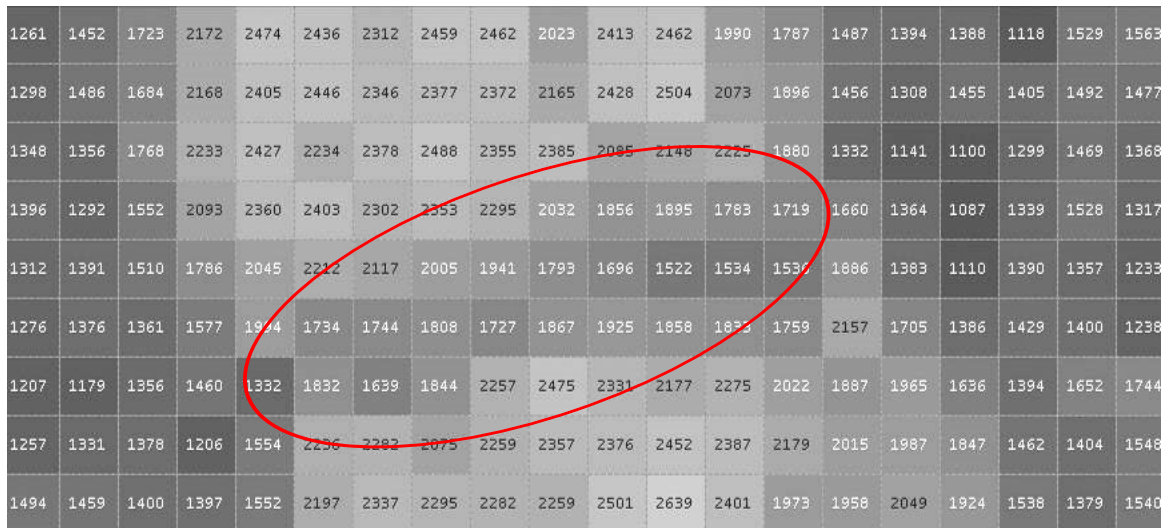


Рисунок 2.26 – Увеличенное изображение места перелома челюстной кости (выделено окружностью на рисунке 2.25)

В целом, перелом челюстной кости хорошо виден при визуальном анализе даже на снимке ОПТГ (ортопантомограмма), и для его определения не требуется специальной компьютерной обработки (рисунок 2.27).

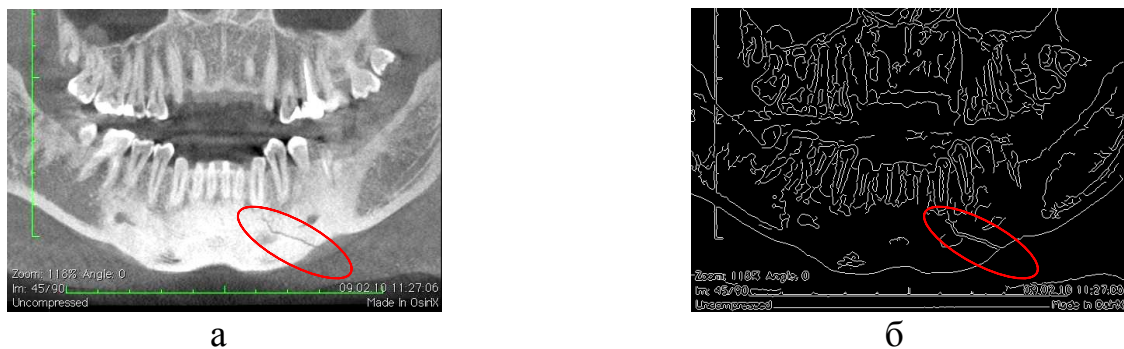


Рисунок 2.27 – Изображение панорамного среза с переломом челюстной кости:
 а – исходное панорамное изображение с переломом нижней челюстной кости;
 б – результат обработки исходного панорамного изображения фильтром Кэнни

Исследование лунок ранее удаленных зубов (результат обследования пациента А. 42 лет на рисунке 2.28 а) необходимо для принятия решения о степени зрелости новой костной ткани и ее готовности к введению имплантата с последующей остеоинтеграцией (подробная информация об операции имплантации зубов приведена в разделе 1.6). Как уже было установлено, яркость пикселей, соответствующих здоровой костной ткани, имеет значение не менее 1500 о.е., поэтому для наглядности такие пиксели логично выделять зеленым цветом внутри изображения челюстной кости. Способ определения нижнего порога яркости пикселей, которые также могут быть отнесены к здоровой костной ткани, был описан в разделе 2.1. С целью определения указанного порога необходимо задать пол, возраст пациента, челюсть (верхнюю или нижнюю), зону челюстно – лицевой области (зона I или зона II). Таким образом, пиксели, имеющие значение яркости в интервале от данного нижнего порога яркости до значения в 1500 о.е., могут быть отнесены к категории «условно здоровой кости» и выделены желтым цветом. Пиксели со значением яркости ниже данного нижнего порога яркости идентифицируются как «патологические» области либо как области челюстной кости, недостаточно восстановившееся после удаления зуба, – такие зоны следует выделять красным цветом. Решение о готовности челюстной кости к введению имплантата с последующей остеоинтеграцией принимается в случае отсутствия областей пикселей, имеющих красный цвет. Наглядное выделение структуры челюстной кости (рисунок 2.28 б) позволяет врачу принять верное решение для проведения операции имплантации.



Рисунок 2.28 – Изображение поперечного среза пациента А. 42 лет с лункой удаленного зуба: а – исходное изображение поперечного среза; б – на исходном изображении поперечного среза структура челюстной кости выделена цветом

Для приведенного примера изображения поперечного среза челюстной кости операцию имплантации следует отложить ввиду наличия зон, недостаточно восстановившихся после удаления зуба. Необходимо отметить, что при исследовании верхней челюсти зона гайморовой пазухи, в норме имеющая практически черный цвет, может быть выделена красным цветом. Для данного поперечного среза (рисунок 2.28) границы челюстной кости определены на основе способа, описанного в разделе 1.4.4.

2.5 Очаги остеолиза

Поперечные срезы альвеолярных отростков являются информативными при внутриальвеолярных первичных опухолях, т.к. источник опухолевого роста связан с периодонтом. Расширение периодонтальной щели, деструкция межзубных перегородок являются характерными для ранних этапов развития опухоли. Поскольку эти процессы идут очень быстро, то можно наблюдать полное разрушение межзубных перегородок [83]. При пародонтите альвеолярный край сохраняется и просматривается довольно четко, а при раке имеется характерная размытость, неровность края кости и распространяющаяся зона декальцинации, переходящая на тело челюсти, что отчетливо видно на приведенных ниже срезах (рисунок 2.29).



Рисунок 2.29 – Изображения поперечных срезов с очагами остеолиза

Поскольку в данном случае речь идет о патологии, локализованной в области мягких тканей, поэтому аналогично случаю распознавания переломов челюстной кости слишком неоднозначными для реализации в алгоритме программы являются критерии диагностирования остеолиза, так как челюстная кость полностью окружена мягкими тканями, контуры которых не всегда удается распознать. При использовании спирального компьютерного томографа визуализация мягких тканей на изображениях поперечных срезов челюстных костей осуществляется наиболее достоверно.

Поперечные срезы с очагами остеолиза неявно могут быть отмечены как патологические в случае наличия локальных потемнений губчатого вещества кости (деструкция губчатого вещества кости в теле челюсти) либо в случае наличия объектов округлой формы (кист) внутри кости. Например, на рисунке 2.30 приведены результаты применения алгоритма программы для автоматизированного распознавания патологической резорбции костной ткани к изображению поперечного среза челюстной кости с очагами остеолиза – зона локального потемнения губчатого вещества кости была успешно выделена (рисунок 2.30 г).



Рисунок 2.30 – Поиск патологической резорбции среди очагов остеолиза на срезе: а – исходное изображение; б – на исходное изображение нанесены границы кости; в – выделено губчатое вещество кости; г – отмечены «подозрительные» пиксели

Также данное изображение (рисунок 2.30 а) было исследовано на предмет наличия кист внутри челюстной кости. Результат применения алгоритма программы для автоматизированного распознавания кист внутри челюстной кости приведен на рисунке 2.31. Выделенные области губчатого вещества (рисунок 2.31 г) не могут быть идентифицированы как «подозрительные», так как значения их параметров «округлости» (0.47 и 0.56) не превосходят среднего значения установленного порога 0.7 (см. раздел 2.2). Заключение об отсутствии кист на данном изображении поперечного среза (рисунок 2.31 а) сделано и на основе визуального анализа врачом.

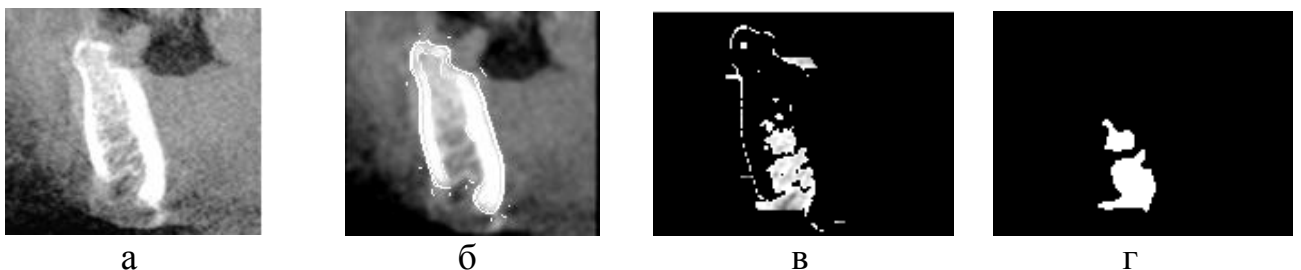


Рисунок 2.31 – Поиск кист среди очагов остеолиза на поперечном срезе: а – исходное изображение; б – на исходное изображение нанесены границы кости; в – выделено губчатое вещество кости; г – выполнена заливка областей губчатого вещества

В общем случае, применение фильтра Кэнни позволяет выполнить выделение границы альвеолярного края.

2.6 Очаги остеонекроза и секвестрации

Нарушения целостности кортикальной пластинки нижней челюсти с язычной стороны характерны для «созревшего» секвестра (рисунок 2.32), готового к отторжению через свищевой ход. Такие секвестры не подлежат автоматизированному распознаванию, так как губчатое вещество кости становится неразличимым на фоне тканей, окружающих челюстную кость. Распознавание отдельных фрагментов кортикальной пластинки, имеющих высокие значения яркости пикселей (более 1500 о.е.), также затруднено, потому что локальные увеличения яркости пикселей характерны для шумов, неизбежно присутствующих на изображениях поперечных срезов челюстно – лицевой области.

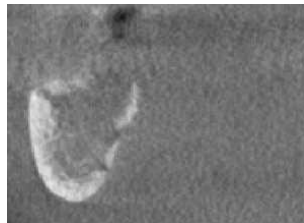


Рисунок 2.32 – Изображение поперечного среза с очагами остеонекроза внутри челюстной кости

Поперечные срезы с очагами остеонекроза также могут быть отмечены как патологические в случае наличия локальных потемнений зон секвестров внутри губчатого вещества кости либо в случае наличия объектов округлой формы (кист) внутри кости при условии целостности кортикальной пластинки, достаточной для определения границ челюстной кости. Так на рисунке 2.33 приведен результат применения алгоритма программы для автоматизированного распознавания патологической резорбции костной ткани к изображению поперечного среза челюстной кости с очагами остеонекроза – зон локального потемнения губчатого

вещества кости не выявлено, губчатое вещество однородно по яркости (рисунок 2.33 г). Нарушения целостности кортикальной пластинки (рисунок 2.33 в) выявлены при визуальном анализе границ челюстной кости, полученных путем применения фильтра Кэнни.



Рисунок 2.33 – Поиск патологической резорбции среди очагов остеонекроза на поперечном срезе: а – исходное изображение; б – на исходное изображение нанесены границы кости; в – нарушение целостности кортикальной пластинки; г – выделено губчатое вещество кости

Также изображение с очагами остеонекроза (рисунок 2.33 а) было исследовано на предмет наличия кист внутри челюстной кости. Результат применения алгоритма программы для автоматизированного распознавания кист внутри челюстной кости приведен на рисунке 2.34. Выделенная область губчатого вещества (рисунок 2.34 г) не может быть идентифицирована как «подозрительная», так как значение ее параметра «округлости» (0.27) не превосходит среднего значения установленного порога 0.7 (см. раздел 2.2). Заключение об отсутствии кист на данном изображении поперечного среза (рисунок 2.34 а) сделано и на основе визуального анализа врачом – рентгенологом.



а

б

в

г

Рисунок 2.34 – Поиск кист среди очагов остеонекроза на поперечном срезе:
 а – исходное изображение; б – на исходное изображение нанесены границы
 кости; в – выделено губчатое вещество кости;
 г – выполнена заливка областей губчатого вещества

2.7 Выводы по второй главе

В данной главе представлены результаты исследования по распознаванию патологии челюстных костей человека на рентгеновских изображениях в автоматическом режиме. Проведено тестирование разработанных алгоритмов для поиска различных видов патологии челюстных костей на изображениях поперечных срезов челюстно – лицевой области, полученных методом компьютерной томографии.

Согласно действующей в рентгенологии семиотической классификации патологии челюстных костей были разделены на 5 отдельных групп (остеопороз, остеосклероз, деструкции и механические дефекты, остеолиз, остеонекроз), из которых наиболее достоверно распознаются очаги остеопороза: патологическая резорбция костной ткани, кисты различной этиологии.

Далее приведено описание результатов тестирования для каждой группы патологии:

– Очаги остеопороза (патологическая резорбция костной ткани и кисты).

На основании результатов исследования было заключено, что критерием наличия патологической резорбции внутри кости является присутствие зоны, состоящей из пикселей, значения яркости которых принадлежат диапазону

«патологических» значений, при этом площадь зоны превосходит 1 мм². Диапазон «патологических» значений определяется для каждого из изображений сечений индивидуально. По результатам тестирования получено, что в 60% случаев удается достоверно определить зону патологической резорбции внутри челюстной кости. Высокая точность локализации местоположения очага патологии позволяет определить оптимальный доступ и выбрать эффективный метод лечения.

На основании результатов анализа рентгеновских изображений сечений челюстных костей, содержащих кисты, было получено, что критерием наличия кисты внутри челюстной кости является присутствие области, параметр «округлости» которой превосходит пороговое значение. Параметр «округлости» определяется отношением площади области к квадрату длины ее периметра. Пороговое значение данного параметра определено после проведенной статистической обработки серии рентгеновских изображений сечений челюстных костей, содержащих кисты.

Киста представляет собой достаточно крупный очаг патологии, поэтому изображение одной и той же кисты может быть зафиксировано на нескольких десятках поперечных срезов. Благодаря чему, фиксация изображения кисты даже на одном из указанных поперечных срезов позволяет выполнить достоверную идентификацию данного очага патологии в 70% случаев.

Поиск очагов остеопороза челюстных костей в серии изображений поперечных сечений челюстно – лицевой области занимает около 1 минуты;

– Очаги остеосклероза.

Среди пациентов Лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D. lab не было диагностировано ни одного случая остеосклероза. Мы предполагаем, что данное заболевание может быть выявлено неявно при использовании автоматизированного поиска патологии в челюстных костях в случае обнаружения локальных потемнений либо объектов округлой формы;

– Деструкции и механические дефекты.

Переломы челюстной кости достоверно не верифицируются автоматизированным способом. Однако перелом челюстной кости хорошо виден при визуальном анализе даже на снимке ОПТГ (ортопантомограмма), и для его определения не требуется специальной компьютерной обработки. В качестве дополнительной функции возможна отдельная компьютерная обработка (фильтром Кэнни) рентгеновского изображения сечения, позволяющая визуализировать разрыв кортикальной пластинки, наличие которого свидетельствует о переломе.

Для исследования лунок удаленных зубов с целью оценки готовности челюстной кости к введению имплантата разработана отдельная программа. Корректная информация о состоянии плотности костной ткани позволяет врачу – имплантологу принять верное решение о возможности проведения операции имплантации;

– При исследовании очагов остеолиза и остеонекроза автоматизированным способом могут быть выделены только зоны деструкции губчатого вещества кости в теле челюсти при условии целостности кортикальной пластинки, необходимой для определения границ челюстной кости.

В общем случае, такие патологии как остеолиз, остеонекроз и остеосклероз встречаются достаточно редко, и для правильного диагностирования данных патологий рентгенологическое обследование является только вспомогательным инструментом.

Глава 3. Методы планирования лечения адентии

Адентия (отсутствие одного или нескольких зубов) также является патологией челюстно–лицевой области. Одним из методов восстановления утраченных зубов является метод имплантации. Данный метод подразумевает выполнение хирургической операции, во время проведения которой стоматолог – хирург посредством специального сверла подготавливает место в челюстной кости для постановки имплантата. После постановки имплантата в челюстную кость на протяжении нескольких месяцев происходит процесс «остеоинтеграции». Далее на имплантат устанавливается абатмент, а на абатменте фиксируется коронка. Такая конструкция полностью восстанавливает жевательную функцию, а идеально подогнанные друг к другу элементы обеспечивают равномерное распределение нагрузки с учетом эстетических особенностей пациента. В главе 1 были подробно описаны два способа восстановления утраченных зубов с применением хирургического шаблона. Реализация первого способа требует выполнения многочисленных и трудоемких мануальных этапов, что увеличивает как погрешность, так и стоимость шаблона. Для реализации второго способа врач – стоматолог должен иметь в своем распоряжении достаточно дорогостоящий аппарат – трехмерную оптическую камеру. Совмещение данных рентгеновского и оптического изображений также является сложной научно–технической задачей.

В данной главе описывается предложенный автором новый способ моделирования хирургических шаблонов для операций имплантации зубов. Этот метод является очень удобным для стоматологов и хирургов, так как отсутствует необходимость выполнять ручные операции и использовать дорогостоящее оборудование (например, трехмерную оптическую камеру). Процесс моделирования хирургических шаблонов состоит из нескольких последовательных стадий обработки изображений поперечных срезов челюстно – лицевой области. Основные результаты работы по третьей главе представлены в публикациях [84–88].

3.1 Планирование операции имплантации зубов

Планирование операции имплантации зубов [8] состоит из следующих этапов: обследование челюстно – лицевой области методом компьютерной томографии, виртуальная операция имплантации, моделирование и изготовление индивидуального хирургического шаблона.

Рассмотрим каждый из этапов планирования операции имплантации зубов:

- *Обследование челюстно – лицевой области методом компьютерной томографии.*

Данное обследование выполняется с целью визуализации структуры челюстных костей и оценки состояния готовности костной ткани к операции имплантации. Обследование может быть выполнено как на спиральном компьютерном томографе, так и на компьютерном томографе с коническим лучом;

- *Виртуальная операция имплантации.*

При принятии решения о проведении операции имплантации стоматолог – хирург выбирает подходящий имплантат для отсутствующего зуба. Параметрами имплантата являются диаметр и высота. Подробнее данный этап был рассмотрен в главе 1;

- *Моделирование индивидуального хирургического шаблона.*

Хирургический шаблон необходим для того, чтобы выполнить постановку имплантатов так, как это было спланировано при виртуальной операции имплантации.

В данной главе предложена технология моделирования хирургических шаблонов исключительно по данным обследования, выполненного методом компьютерной томографии, что позволит отказаться от экономически затратных

подготовительных этапов, существенно сократит время на обследование пациента, исключит погрешности, возникающие на этапах мануального изготовления шаблона [84,85]. Для реализации указанной технологии были поставлены и решены следующие задачи:

1. Разработан метод построения поверхности зубного ряда по данным обследования челюстно –лицевой области на компьютерном томографе;
2. Разработан метод выполнения отверстий цилиндрической формы в виртуальном изображении хирургического шаблона.

3.2 Моделирование и изготовление хирургического шаблона

При анализе результатов обследований челюстно–лицевой области, полученных на компьютерном томографе с коническим лучом GALILEOS, и непосредственно самого протокола обследования была выявлена особенность, которая заключается в следующем. В конструкции аппарата (компьютерного томографа) предусмотрена «надкусочная» пластинка (рисунок 3.1) для проведения обследования с разобщенными челюстями. Данная пластинка, излучатель (рентгеновская трубка) и детектор излучения жестко зафиксированы и могут перемещаться как единое целое в вертикальном направлении с целью соответствия росту обследуемого пациента.



Рисунок 3.1 – Компьютерный томограф GALILEOS

Таким образом, при просмотре изображений поперечных срезов можно определить координаты надкусочной пластины (горизонтальная линия на рисунке 3.2), которые будут одинаковыми для всех проведенных обследований. В

то же время надкусочная пластинка разделяет верхнюю и нижнюю челюсти. Координату надкусочной пластины можно принять за верхнюю границу нижней челюсти и за нижнюю границу верхней челюсти (линия раздела на рисунке 3.2).

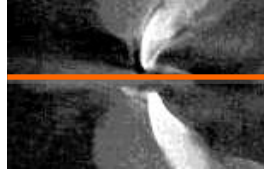


Рисунок 3.2 – Изображение поперечного среза челюстно – лицевой области, полученного на компьютерном томографе

Так как в файлах стандарта DICOM указывается наименование производителя компьютерного томографа в атрибутах *Manufacturer* и *ManufacturerModelsName*, то при наличии на аппарате жесткой фиксации головы пациента и надкусочной пластинки становится возможным автоматически определять верхнюю границу нижней челюстной кости и нижнюю границу верхней челюстной кости, поскольку каждому аппарату можно поставить в соответствие координаты надкусочной пластинки. Однако в силу особенностей строения челюстно – лицевой области человека для изображений поперечных срезов некоторых зубов координата надкусочной пластины может не являться границей раздела верхней и нижней челюстей. Поэтому автором был предложен следующий алгоритм поиска границы раздела челюстей.

Для изображения поперечного среза выполняется сканирование значений яркостей пикселей, расположенных на линии, соответствующей координате надкусочной пластины (линия, соответствующая координате Y_{start} на рисунке 3.3). Если среди отсканированных значений не встречается значение яркости, большее, чем 1500 о.е. (т.е. нет изображений зубов и челюстных костей), то принимается, что граница раздела челюстей не изменилась. В противном случае, выполняется аналогичное сканирование значений яркостей пикселей для линий, смещенных вниз и вверх на один пиксель относительно исходной. Если снова будет зафиксировано значение яркости пикселей более 1500 о.е., то выполняется такое

же сканирование для линий, смещенных на 2 пикселя относительно исходной (линии, выделенные пунктиром, на рисунке 3.3), и так далее, пока не будет определена граница раздела челюстей. Максимальное смещение линий задается равным 50 пикселям (крайние линии на рисунке 3.3).

В том случае, если было выполнено сканирование всех линий, удаленных от исходной на расстояние от 1 до 50 пикселей, и для каждой линии зафиксировано значение яркости пикселей более 1500 о.е., то это значит, что линия раздела челюстей не является прямой линией. Тогда границей раздела челюстей будет признана линия, сумма значений яркостей пикселей которой минимальна среди всех остальных линий. Иллюстрация работы данного алгоритма приведена на рисунке 3.3 – найдена граница раздела челюстей.

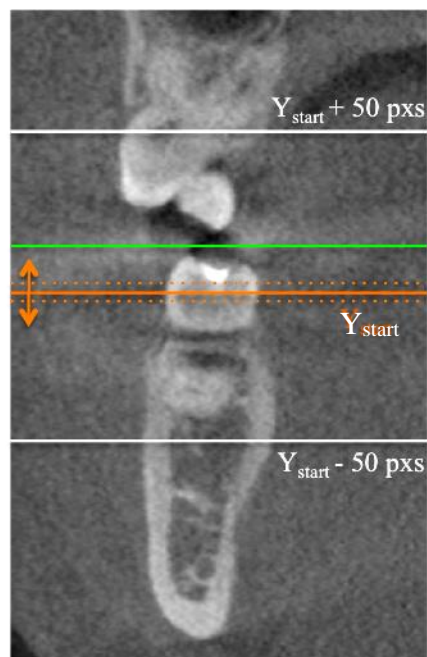


Рисунок 3.3 – Определение границы раздела челюстей

Предлагаемая технология моделирования хирургических шаблонов подразумевает обработку серии рентгеновских изображений аксиальных (горизонтальных) срезов челюстно – лицевой области. Данная обработка включает в себя следующую последовательность действий:

1. Выбор области для построения набора поперечных сечений на аксиальном (горизонтальном) срезе;
2. Построение набора поперечных сечений в выбранной области;
3. Определение границ зубов;
4. Корректировка нанесенных границ зубов с целью исключения поднутрений;
5. Увеличение толщины поверхности слепка;
6. Проведение виртуальной операции имплантации;
7. Выполнение отверстий цилиндрической формы в полученном виртуальном изображении хирургического шаблона;
8. Восстановление аксиальных (горизонтальных) срезов хирургического шаблона из набора поперечных сечений;
9. Экспорт полученного изображения хирургического шаблона в формат STL для последующего изготовления на специальном оборудовании – 3D принтере.

В предложенной последовательности п. 1 – п. 2 полностью аналогичны действиям, описанным в главе 1. Но необходимо отметить, что при построении сечений с целью моделирования трехмерной поверхности не следует использовать аффинные преобразования. Так изначально изображение поперечного среза состоит из «реальных» пикселей аксиальных срезов и выглядит непропорционально реальным размерам (см. раздел 1.5.1). Аффинное преобразование позволяет «растянуть» изображение поперечного среза до реальных размеров, однако в этом случае уже не получится установить взаимно – однозначное соответствие между пикселями изображений аксиального и поперечного срезов при реализации п. 8 указанной последовательности.

Принцип автоматизированного распознавания границ, предложенный в главе 2, также может быть успешно использован для распознавания границ зубов (п. 3) и последующего моделирования хирургических шаблонов. Корректировка контура (п. 4) и увеличение толщины (п. 5) нанесенных границ зубов необходимы для того, чтобы создать адекватную трехмерную модель, полностью покрывающую зубной ряд. Увеличение толщины поверхности также необходимо

для придания механической прочности образцу после изготовления на 3D принтере. Описание процедуры виртуальной операции имплантации (п. 6) было приведено в главе 1. Суть данной процедуры заключается в расстановке виртуальных имплантатов внутри челюстной кости.

Реализация п. 7 – п. 9 будет изложена далее.

Рассмотрим более подробно обработку одного изображения согласно п. 3 – п. 5 (построение поверхности слепка зубного ряда), включающую в себя следующие этапы:

- Определение границ зубов на основе значений яркости пикселей (рисунок 3.4 в). Сначала к исходному изображению (рисунок 3.4 а) применяется фильтр Гаусса с целью повышения отношения сигнал/шум, после которого изображение выглядит размытым (рисунок 3.4 б).

Процесс определения границ зубов заключается в сканировании значений пикселей сначала с левой, а затем и с правой стороны среза. Как только фиксируется значение яркости пикселя, соответствующее зубу (в нашем случае 1500 о.е. и более), то на данном срезе наносится точка границы зуба. Найденные таким образом точки, очерчивающие контур зуба выделены белым цветом на рисунке 3.4 в. Необходимо отметить, что в случае анализа зашумленного изображения, возможно существенное искажение истинных границ зуба. После определения левой и правой границ зуба аналогичным способом необходимо получить верхнюю границу зуба (рисунок 3.5 а);

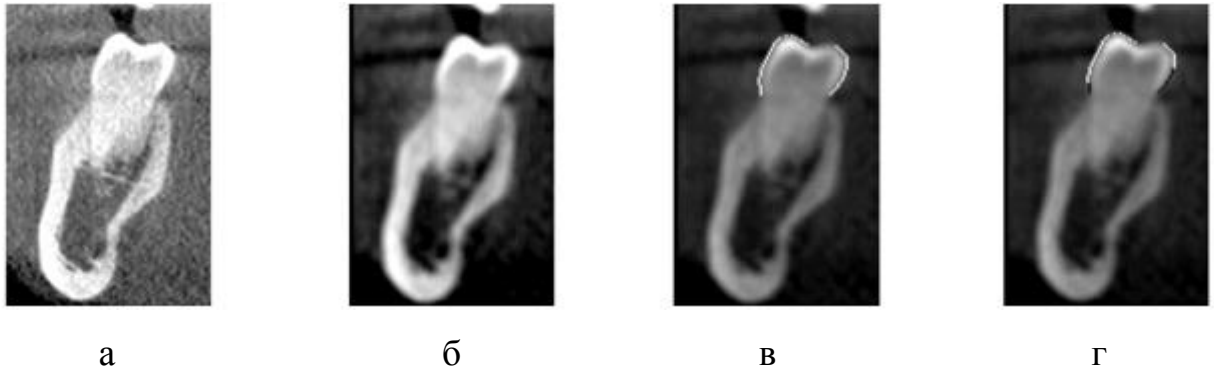


Рисунок 3.4 – Определение границ зуба: а – исходное изображение; б – результат применения фильтра Гаусса к исходному изображению; в – нанесены границы зуба с левой и правой сторон; г – для контура зуба удалены поднутрения

- Удаление поднутрений нанесенного контура необходимо выполнить после того, как были определены границы зуба. Пиксели, принадлежащие зоне поднутрений, выделены черным цветом на рисунке 3.4 г. Данная коррекция контура зуба выполняется для того, чтобы полученный хирургический шаблон можно было «надеть» на зубной ряд. Удаление поднутрений происходит следующим образом (на примере рисунка 3.4 г): в направлении «сверху – вниз» сканируются значения абсцисс пикселей для левой (правой) границы зуба; при фиксации минимального (максимального) значения абсциссы пикселя все пиксели, расположенные ниже этого пикселя, окрашиваются в черный цвет;

- Увеличение толщины нанесенного контура зуба повысит механическую прочность будущей конструкции (рисунок 3.5 б). Ручная коррекция нанесенных границ может понадобиться при искажении истинной границы зуба в силу различных причин, например, «шумов» на изображении от металлических конструкций.



Рисунок 3.5 – Поперечный срез нижней челюсти: а – нанесены границы зуба, поднутрения исключены; б – смоделирована поверхность слепка

Таким образом, получено рентгеновское изображение, на котором совмещены сечение зуба и соответствующее этому зубу сечение слепка (рисунок 3.5 б). Выполнив этапы п. 3 – п. 5 для серии изображений поперечных сечений, можно получить трехмерное изображение слепка зубного ряда (рисунок 3.6). При обработке серии изображений использован описанный выше метод автоматизированного определения границы раздела верхней и нижней челюстей.

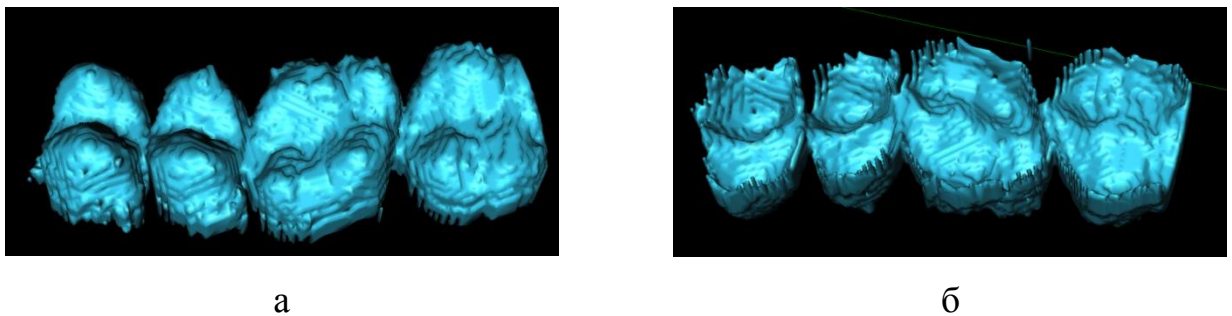


Рисунок 3.6 – Трехмерное изображение слепка участка зубного ряда:
а – вид «снаружи»; б – вид «изнутри»

При формировании указанных границ зубов на месте отсутствующих зубов выполняется сплошная заливка некоторой области, в которой далее будут расположены отверстия цилиндрической формы, предназначенные для пилотного сверла. Оси данных отверстий должны совпадать с осями виртуальных имплантатов, размещенных внутри кости.

Теперь рассмотрим реализацию п. 6 – п. 9 (моделирование хирургического шаблона) последовательности, изложенной выше.

С целью моделирования хирургического шаблона необходимо сначала выполнить виртуальную операцию имплантации. Однако, обычно в прикладных программах экспорт дополнительных построений (рисунок нервного канала и модели имплантатов) невозможен. Поэтому автором была разработана собственная программа для позиционирования модели имплантата внутри челюстной кости. В качестве модели имплантата была выбрана форма правильного цилиндра. Далее приведено описание процесса построения фигуры цилиндра внутри челюстной кости.

Построение модели имплантата в форме цилиндра.

Зона обследования компьютерного томографа GALILEOS представляет собой куб со стороной 15 см. В одном из углов данного куба расположена система координат, представляющая собой ортонормированный базис из трех векторов.

Для перехода в новый ортонормированный базис с целью построения фигуры цилиндра (далее пояснена необходимость такого перехода) применялись следующие операции. Задавалась точка центра нижнего основания цилиндра. Координаты точки центра верхнего основания вычислялись на основе информации о требуемой высоте цилиндра. По двум найденным точкам задавался вектор оси цилиндра. Вектор, ортогональный вектору оси цилиндра, находился из условия равенства нулю скалярного произведения двух векторов. Третий вектор, ортогональный двум построенным, является векторным произведением последних. В силу осевой симметрии цилиндра ориентация в пространстве векторов, ортогональных вектору оси цилиндра, не имеет значения. Непосредственное построение поверхности цилиндра происходит в новом базисе из полученных векторов, после чего координаты для старого базиса пересчитываются при помощи матрицы перехода. Рассмотрим принцип работы данного алгоритма более детально.

Пусть заданы точка $A(x_1, y_1, z_1)$ и точка $B(x_2, y_2, z_2)$, лежащие на оси цилиндра, тогда вектор, определяющий ось цилиндра, имеет следующие координаты:

$$\vec{a} = (x_1 - x_2, y_1 - y_2, z_1 - z_2) \quad (3.1)$$

Найдем вектор, ортогональный вектору \vec{a} , для этого первым двум координатам искомого вектора задавались произвольные значения (например, из координат вектора \vec{a} вычитались единицы), а значение третьей координаты находилось из условия равенства нулю скалярного произведения искомого вектора и вектора \vec{a} . Тогда искомым вектор \vec{b} имеет следующие координаты:

$$\vec{b} = (x_1 - x_2 - 1, y_1 - y_2 - 1, z_b) \quad (3.2)$$

$$z_b = \frac{-(x_1 - x_2) \cdot (x_1 - x_2 - 1) - (y_1 - y_2) \cdot (y_1 - y_2 - 1)}{z_1 - z_2}.$$

где

Координаты третьего вектора, ортогонального двум предыдущим, вычислялись как векторное произведение вектора \vec{a} и вектора \vec{b} :

$$\vec{c} = (y_a \cdot z_b - y_b \cdot z_a, -(x_a \cdot z_b - z_a \cdot x_b), x_a \cdot y_b - y_a \cdot x_b) \quad (3.3)$$

Для формирования ортонормированного базиса необходимо произвести нормировку полученных векторов:

$$\vec{a}' = \vec{a} / |\vec{a}| \quad (3.4)$$

$$\vec{b}' = \vec{b} / |\vec{b}| \quad (3.5)$$

$$\vec{c}' = \vec{c} / |\vec{c}| \quad (3.6)$$

Мы получили вектора нового базиса, выраженные через вектора старого базиса. Далее запишем матрицу перехода [89]:

$$M = \begin{pmatrix} x_{a'} & x_{b'} & x_{c'} \\ y_{a'} & y_{b'} & y_{c'} \\ z_{a'} & z_{b'} & z_{c'} \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

Уравнение поверхности цилиндра в новом ортонормированном базисе, приведенное к началу координат, выглядит очень просто:

$$(x')^2 + (y')^2 = R^2 \quad (3.8)$$

Данная поверхность ограничена по оси z' координатой центра нижнего основания и координатой центра верхнего основания, а расстояние между этими двумя координатами как раз равно высоте цилиндра. Для оптимизации алгоритма построения поверхности целесообразно использовать параметрическое уравнение окружности [90]:

$$x' = R \cdot \cos(\varphi) \quad (3.9)$$

$$y' = R \cdot \sin(\varphi) \quad (3.10)$$

Переход из нового ортонормированного базиса в старый ортонормированный базис требует вычисления матрицы, обратной к матрице M (выражение 3.7). Таким образом, позиционирование цилиндра в пространстве осуществляется путем изменения координат точек центров верхнего и нижнего оснований цилиндра.

Виртуальную расстановку имплантатов (см. раздел 1.6) внутри челюстной кости выполняет стоматолог – хирург (рисунок 3.7).

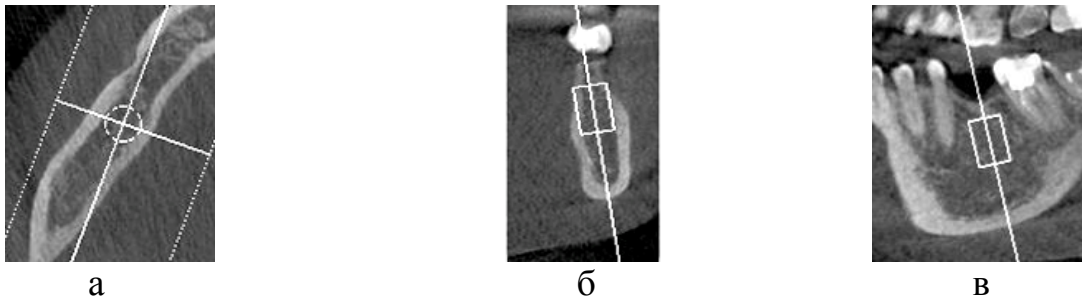


Рисунок 3.7 – Виртуальная операция имплантации: а – аксиальный срез с изображением имплантата; б – поперечный срез с изображением имплантата; в – касательный срез с изображением имплантата

После расстановки имплантатов необходимо в полученном на предыдущих этапах изображении слепка выполнить отверстия цилиндрической формы, оси которых совпадают с осями имплантатов, т.е. удалить пиксели в изображении слепка зубного ряда. Удаление пикселей аналогично процессу прорисовки цилиндра на изображениях сечений: при прорисовке пикселям присваивается белый цвет, а при удалении пикселей – черный цвет. Вокруг отверстия также можно «нарастить» кольцо с целью ограничения глубины погружения пилотного сверла внутрь кости (рисунок 3.8 в).

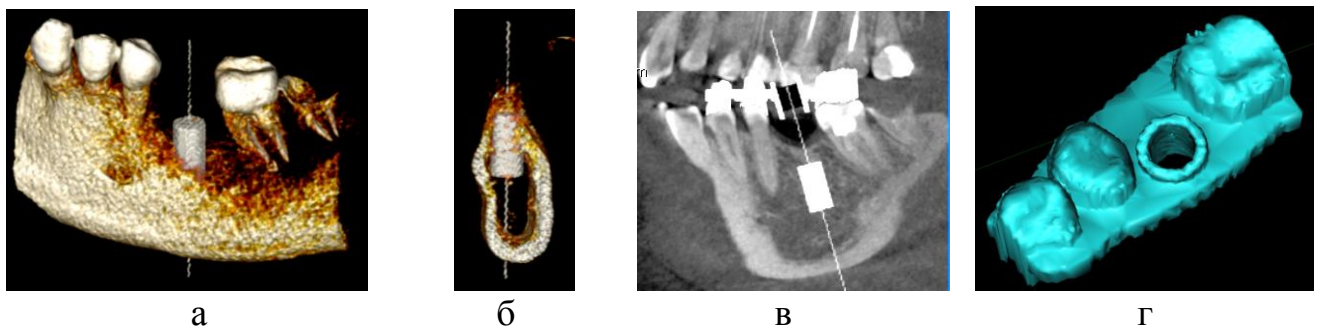


Рисунок 3.8 – Виртуальная операция имплантации: а – трехмерное изображение имплантата, погруженного в челюстную кость; б – поперечный срез челюстной кости с виртуальным имплантатом; в – совмещение изображений челюстной кости, виртуального имплантата и хирургического шаблона; г – трехмерное изображение хирургического шаблона

Виртуальное изображение хирургического шаблона (рисунок 3.8 г, рисунок 3.9) получается путем сшивки участков поверхности, полученных на каждом из поперечных срезов. Длительность построения изображения хирургического шаблона составляет 2 минуты.

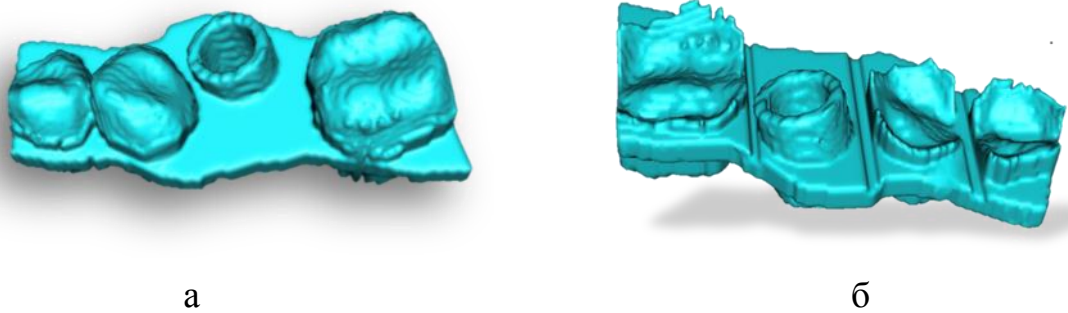


Рисунок 3.9 – Трехмерное изображение хирургического шаблона:
а – вид «снаружи»; б – вид «изнутри»

После построения изображения хирургического шаблона выполняется процесс восстановления аксиальных срезов хирургического шаблона из набора поперечных срезов (п. 10), содержащих изображение хирургического шаблона. Данное преобразование является обратным по отношению к процессу построения поперечных сечений и заключается в том, чтобы наносить пиксели хирургического шаблона из изображений поперечных срезов на изображения аксиальных (горизонтальных) срезов.

После проведенного преобразования аксиальные срезы хирургического шаблона готовы для экспорта в формат STL (п. 11) с целью последующего изготовления на специальном оборудовании – 3D принтере. Экспорт в данный формат может быть выполнен в прикладных программах для анализа медицинских изображений формата DICOM.

Реализация предложенного метода моделирования хирургического шаблона.

Пациентка В. 38 лет утратила зуб 46. С целью восстановления утраченного зуба было выполнено обследование челюстно – лицевой области методом компьютерной томографии на аппарате GALILEOS, по результатам которого врачом – стоматологом было принято решение о возможности проведения операции имплантации.

Для серии рентгеновских изображений поперечных срезов челюстно – лицевой области пациентки В. была выполнена обработка, описанная выше в данной главе, и получено виртуальное изображение хирургического шаблона (рисунок 3.8 г). Затем изображение хирургического шаблона (рисунок 3.8 г) было конвертировано в формат STL, и выполнено изготовление образца на специальном устройстве (3D принтере) методом быстрого прототипирования [2, 8]. На рисунке 3.10 приведено изображение хирургического шаблона, изготовленного исключительно по данным метода компьютерной томографии. Качество изготовления является очень высоким: данный шаблон точно повторяет поверхность зубов и не смещается с зубного ряда при оказании давления на него.

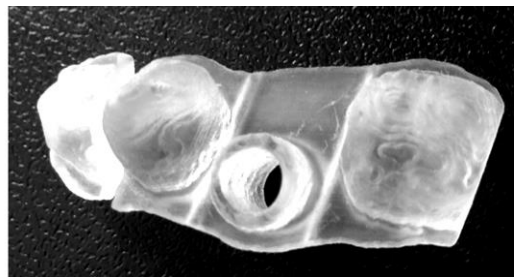


Рисунок 3.10 – Хирургический шаблон, изготовленный на 3D принтере

Цилиндрические отверстия изнутри оснащаются титановыми втулками, защищающими хирургический шаблон от воздействия сверла. Во время проведения операции имплантации применяются сверла [91] с водяным охлаждением с целью защиты кости от перегрева.

3.3 Перспективы технологии восстановления зубов

В настоящее время метод компьютерной томографии широко используется в стоматологии, поскольку он дает стоматологу всю необходимую информацию для диагностики заболеваний и составления плана лечения.

Применение современных аппаратных решений в производстве рентгеновских сканеров и использование специализированного программного обеспечения позволяют получать изображения с размером пикселей порядка 300 мкм, выполнять построение различных сечений, синтезировать трехмерные модели, осуществлять виртуальное планирование операций и т.д.

Однако уже сегодня становится очевидным, что в современной стоматологии размер пикселя изображений порядка 300 мкм не является достаточным для эффективного решения поставленных задач.

Все чаще в области стоматологии начинает применяться метод микрокомпьютерной томографии [92–94], направленный на исследование следующих областей: анализ методик удаления кариеса зубов, оценка достоверности определения плотности костной ткани, исследование строения корневых каналов. Изображения, полученные на микрокомпьютерном томографе, имеют размер пикселя от 1 мкм и сравнимы по качеству с оптическими изображениями [86–88]. В то же время к недостаткам данного метода следует отнести достаточно долгое время сканирования (несколько часов) и на сегодняшний день возможность исследования небольших образцов только *invitro*.

Высокое разрешение получаемых изображений делает данный метод перспективным для применения исследований *invivo*. Например, после проведения только одного обследования челюстно – лицевой области будет получена исчерпывающая информация о внутреннем строении зубов и челюстных костей, а трехмерные изображения поверхностей зубов могут быть сразу использованы с целью моделирования временных коронок и вкладок.

Качество поверхности слепка зубного ряда также является фактором, определяющим точность и безопасность выполнения операций имплантации зубов с применением хирургических шаблонов.

Внедрение микрокомпьютерной томографии позволит выполнять планирование расположения ортопедических конструкций путем совмещения оптических и рентгеновских изображений, имеющих *сходное* разрешение.

Приведем пример подобной технологии (см. также раздел 1.7) восстановления коронки утраченного зуба, реализованной в линии аппаратов CEREC (производство Sirona, GmbH). Данная технология может быть применена как при сканировании полости рта пациента интраоральной камерой (полость рта может покрываться специальным порошком), так и при сканировании зубных моделей, выполненных из специального гипса [8].

Рассмотрим случай отсутствия у пациента одного зуба нижней челюсти. Суть упомянутой выше технологии заключается в синтезе трехмерных поверхностей участков челюстей (верхней и нижней). Поверхность нижней челюсти сканируется с целью визуализации места утраченного зуба и последующего моделирования зубной коронки на этом месте. Поверхность верхней челюсти сканируется с целью соответствия поверхностей моделируемой коронки и коронки зуба–антагониста, т.е. вновь создаваемый зуб должен быть смоделирован так, чтобы не мешать существующим зубам. Соответствие положений зубов верхней и нижней челюстей определяется путем сканирования прикуса пациента. Таким образом, после окончания процесса моделирования файл полученной поверхности коронки передается в специальную установку для последующего изготовления из керамических блоков.

Описанная выше технология имеет некоторые недостатки. Сканирование полости рта пациента выполняется после нанесения специального порошка с целью исключения искажения изображения бликами. Данный порошок имеет синий цвет, распыляется в полости рта и оседает на зубах и слизистой оболочке пациента. При этом в силу естественного дыхания пациента и ручных манипуляций врача–стоматолога толщина покрывающего порошка не может быть

одинакова, что вносит определенные погрешности в конечный результат. Как следствие неравномерной толщины покрывающего порошка синтез трехмерной модели участка зубного ряда, выполняемый на основе серии снимков, может быть произведен некорректно.

Современные интраоральные камеры позволяют выполнять сканирование без использования покрывающего порошка, но и в этом случае зубной ряд оказывается неравномерно покрытым слюной.

В случае использования зубной модели, выполненной из специального гипса, который также имеет синий цвет, сканирование может выполняться как специальным сканером, так и посредством интраоральной ручной камеры. Покрытие порошком не требуется, но зубная модель отливается вручную, при этом сначала врачом–стоматологом выполняется слепок челюсти пациента. Таким образом, качество предварительно выполненных ручных манипуляций оказывает самое большое влияние на результат.

Процесс восстановления утраченного зуба включает в себя не только моделирование и изготовление зубной коронки, но и планирование операции имплантации.

В современной стоматологии операции имплантации выполняются только на основе данных предварительного планирования – т.е. после выполнения виртуальной операции имплантации. Позицию имплантата выбирают таким образом, чтобы, с одной стороны, обеспечить погружение имплантата в челюстную кость, с другой стороны, поместить ось имплантата по центру будущей ортопедической конструкции. С целью наглядной визуализации данного процесса компанией Sirona была реализована возможность импорта оптических изображений в результат обследования челюстно–лицевой области, выполненного методом компьютерной томографии.

Моделирование поверхности новой зубной коронки осуществляется автоматически на основе алгоритмов компании Sirona и информации о положении зуба. В дальнейшем, врач–стоматолог выполняет серьезную коррекцию

автоматически смоделированной поверхности, при этом поверхность «родной» зубной коронки никаким образом не учитывается.

Автором предложен следующий способ моделирования поверхности коронки на месте утраченного зуба. В первую очередь, данный способ актуален для пациентов, которым показано удаление одного из зубов.

Предлагается нанести на удаляемый зуб рентгеноконтрастные метки (не менее 3–х штук). После чего выполнить сканирование челюстно–лицевой области пациента на компьютерном томографе. Нанесенные рентгеноконтрастные метки, имеющие ярко–белый цвет на рентгеновских изображениях, будут хорошо различимы. Затем выполняется удаление зуба, и этот зуб сканируется уже на микрокомпьютерном томографе [95], пространственное разрешение детектора которого многократно превосходит разрешение детектора компьютерного томографа с коническим лучом и составляет не менее 20 мкм на пиксель. Синтезированное таким образом изображение удаленного зуба по качеству сравнимо с изображением, полученным при использовании трехмерной интраоральной оптической камеры.

Автором разработан алгоритм программы построения поверхности слепка зубного ряда, который был применен к изображениям, полученным методом микрокомпьютерной томографии. В результате получена поверхность слепка зуба высочайшего разрешения (рисунок 3.11 а, б) – данное изображение сравнимо по качеству с изображением, выполненным посредством интраоральной трехмерной оптической камеры (рисунок 3.11 в).

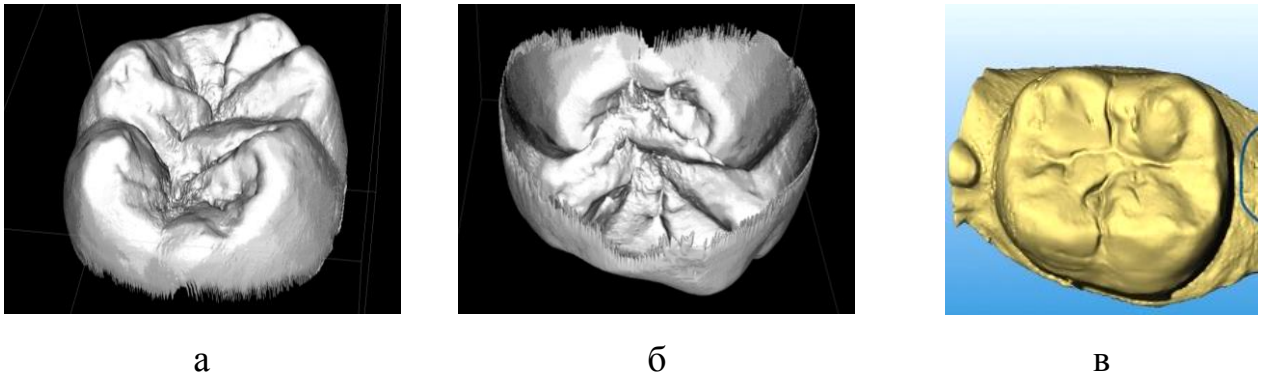


Рисунок 3.11 – Изображения поверхности зуба высокого разрешения:

а – слепок поверхности зуба, полученный на основе данных микрокомпьютерной томографии; б – слепок поверхности зуба, полученный на основе данных микрокомпьютерной томографии (вид изнутри); в – оптическое изображение

Аналогично импорту оптического изображения в результат обследования челюстно–лицевой области можно осуществить и импорт изображения, выполненного на микрокомпьютерном томографе. При этом благодаря нанесенным рентгеноконтрастным меткам расположение и поверхность планируемого зуба будут в точности соответствовать расположению «родного» зуба.

При подобном подходе не требуется присутствие пациента, исключаются погрешности, выполняемые при «ручной» работе, значительно снижаются трудозатраты врача–стоматолога, а процесс моделирования зубной коронки фактически выполняется автоматически (при необходимости врач–стоматолог может также откорректировать полученную поверхность). Дальнейшие процессы выполнения операции имплантации и изготовления коронки аналогичны описанным выше.

Прогнозируя дальнейшее развитие технологии производства рентгеновских сканеров в плане увеличения разрешения изображений, получаемых методом компьютерной томографии, мы можем заключить, что хирургические шаблоны, изготовленные на основе таких изображений, позволят проводить безопасные

операции имплантации, благодаря точному моделированию поверхностей существующих зубов и отверстий для направляющего сверла.

3.4 Выводы по третьей главе

В данной главе представлены результаты исследования по моделированию хирургических шаблонов исключительно на основе данных, полученных методом компьютерной томографии. Разработан полный процесс планирования лечения адентии, включающий: построение сечений исследуемой области, выполнение виртуальной операции имплантации, моделирование поверхности слепка зубного ряда, выполнение отверстий в виртуальном изображении хирургического шаблона, экспорт изображения хирургического шаблона в формат STL и последующее изготовление на специальном оборудовании – 3D принтере.

Предложенный процесс планирования лечения адентии был применен для результата обследования челюстно – лицевой области реального пациента. Установлено, что качество построения объектов 3D принтером является достаточным для применения полученных хирургических шаблонов в реальной операции имплантации: для пациентки В. поверхность зубов хирургического шаблона, изготовленного на 3D принтере по разработанному алгоритму, соответствует гипсовой модели, выполненной вручную.

Предложенный метод лечения адентии имеет следующее ограничение – хирургический шаблон должен опираться на существующие зубы. Для пациентов, полностью утративших зубы, необходим хирургический шаблон, опирающийся на слизистую оболочку полости рта. Визуализация границ слизистой оболочки на рентгеновском изображении может быть выполнена при помощи контрастного вещества, после чего возможно аналогичное построение поверхности слепка и выполнение отверстий для сверла.

Преимуществом использования хирургических шаблонов является высокая точность постановки имплантата при отсутствии необходимости скелетирования кости и разреза слизистой оболочки. Данный шаблон изготавливается из

биосовместимых материалов и не вызывает раздражения тканей операционного поля. Перечисленные преимущества минимизируют риски и осложнения от хирургического вмешательства. Немаловажным фактором для пациента является сокращение длительности операции.

Клинические возможности использования результатов обработки трехмерной модели челюстно – лицевой области не ограничиваются областью хирургии и имплантологии, и могут быть применены для изготовления зубных протезов, ортодонтических аппаратов, индивидуальных имплантатов и симуляторов височно–нижнечелюстных суставов [96].

В целом, полученные результаты имеют значительную практическую ценность.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные результаты диссертационной работы состоят в следующем.

1. Предложена методика автоматизированного распознавания границ челюстных костей и зубов на рентгеновских изображениях сечений челюстно – лицевой области, обеспечивающая выделение границ следующим образом: на основе критерия яркости пикселей костной ткани и на основе контуров, полученных в результате применения фильтра Кэнни, что позволяет выполнить прорисовку границ челюстной кости и зубов максимально корректно.

2. Разработана методика обнаружения зон патологической резорбции на рентгеновских изображениях сечений челюстных костей. По результатам тестирования программного обеспечения для автоматизированного распознавания зон патологической резорбции на рентгеновских изображениях поперечных срезов челюстных костей в Лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D.lab (г. Екатеринбург) получено, что в 60% случаев удастся достоверно определить зону патологической резорбции внутри челюстной кости. Данная методика была адаптирована для вспомогательного исследования изображений, содержащих переломы кости или лунки удаленных зубов.

3. На основании проведенного анализа 90 изображений сечений челюстных костей, содержащих кисты, предложена методика обнаружения кист различной этиологии на рентгеновских изображениях. Киста представляет собой достаточно крупный очаг патологии, поэтому изображение одной и той же кисты может быть зафиксировано на нескольких десятках поперечных срезов. Благодаря чему, при тестировании программного обеспечения для автоматизированного распознавания кист на рентгеновских изображениях поперечных срезов челюстных костей получено, что в 70% случаев удастся достоверно определить данный очаг патологии. Тестирование выполнено в Лаборатории объемной дентальной диагностики G.U.D.lab (г. Екатеринбург).

4. Разработан полный процесс планирования лечения адентии, включающий: построение сечений исследуемой области, выполнение виртуальной операции имплантации, моделирование поверхности слепка зубного ряда (исключительно на основе данных, полученных методом компьютерной томографии), выполнение отверстий в виртуальном изображении хирургического шаблона, экспорт изображения хирургического шаблона в формат STL и последующее изготовление на специальном оборудовании – 3D принтере. Пошаговое применение этапов данного процесса позволяет отказаться от экономически затратных подготовительных мануальных этапов, что существенно сокращает время на обследование пациента, повышает точность изготовления хирургического шаблона, минимизирует риски и осложнения от хирургического вмешательства.

5. Установлено, что качество построения объектов 3D принтером позволяет изготовить хирургический шаблон, который состоит из биосовместимого материала, точно повторяет поверхность зубов и не смещается с зубного ряда при оказании давления на него. Изображение поверхности хирургического шаблона в формате STL получено путем реализации этапов процесса планирования лечения адентии, перечисленных в п. 4.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Янушевич, О. О. Стоматология России в цифрах и фактах / О. О. Янушевич, С. Т. Сохов, Т. П. Сабгайда. — М. : АНМИ, 2010. — 206 с.
2. Chua, C. Rapid Prototyping: Principles and Applications / C. Chua, K. Leong, C. Lim. — Taipei : World Scientific Publishing Company, 2010. — 540 p.
3. Kimpe, T. Increasing the Number of Gray Shades in Medical Display Systems – How Much is Enough? / T. Kimpe // Journal of Digital Imaging. — 2007. — V.4. — P. 422 – 432.
4. Dos Santos, D. Validity of multislice computerized tomography for diagnosis of maxillofacial fractures using an independent workstation / D. Dos Santos, A. Costa e Silva, M. Vannier et al. // Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics. — 2004. — V. 98. — P. 715 – 720.
5. Kalender, W. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications / W. Kalender. — 3rd Edition. — London : Publicis, 2011. — 372 p.
6. Kalender, W. X-ray computed tomography / W. Kalender // Physics in Medicine and Biology. — 2006. — V. 51. — P. 29 – 43.
7. Lemke, H. Computer Assisted Radiology / H. Lemke, M. Vannier, K. Inamura et al. — Berlin : Elsevier Science, 1999. — P. 883 – 887.
8. Ряховский, А. Н. Цифровая стоматология / А. Н. Ряховский. — М. : ООО «Авантис», 2010. — 282 с.
9. Путрик, М. Б. Особенности анализа аксиальных срезов зубного ряда методом компьютерной томографии с использованием преобразования Радона / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева // Проблемы спектроскопии и спектрометрии. Уральский федеральный университет. — 2013. — № 32. — С. 90 – 98.
10. Путрик, М. Б. Использование метода компьютерной томографии для автоматизированного анализа границ челюстных костей / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева, Б. В. Шульгин // Проблемы спектроскопии и спектрометрии. Уральский федеральный университет. — 2013. — № 32. — С. 105 – 112.

11. Путрик, М. Б. Моделирование хирургических шаблонов для операции имплантации зубов / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева, И. Н. Анцыгин // Проблемы спектроскопии и спектрометрии. Уральский федеральный университет. — 2013. — № 32. — С. 99 – 104.
12. Филонин, О. В. Общий курс компьютерной томографии / О.В. Филонин. — Самара : Самарский научный центр РАН, 2012. — 407 с.
13. Weisstein, E. Hanning Function [Электронный ресурс] / E. Weisstein // WolframMathWorld. — 2013. — Режим доступа: <http://mathworld.wolfram.com/HanningFunction.html>
14. Dougherty, G. Medical Image Processing: Techniques and Applications / G. Dougherty. — New York : Springer, 2011. — 380 p.
15. Katsumata, A. Image artifact in dental cone–beam CT / A. Katsumata, A. Hirukawa, M. Noujeim et al. // Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics. — 2006. — V. 101. — P. 652 – 657.
16. Norton, M. Bone classification: An objective scale of bone density using the computerized tomography scan / M. Norton, C. Gamble // Clinical Oral Implants Research. — 2001. — V. 12. — P. 79 – 84.
17. Прокоп, М. Спиральная и многослойная компьютерная томография / М. Прокоп, М. Галански. — М. : МЕДпресс–информ, 2009. — 414 с.
18. Silva, I. Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone–beam computed tomography / I. Silva et al. // Brazilian Oral Research. — 2012. — V. 26. — I. 6. — P. 550 – 556.
19. Pianykh, O. S. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide / O. S. Pianykh. — Berlin : Springer – Verlag, 2009. — 383 p.
20. Kim, Y. Handbook of Medical Imaging. Volume 3. Display and PACS / Y. Kim, S. C Horii. — Cardiff : Society of Photo–Optical Instrumentation Engineers, 2000. — 512 p.

21. Scarfe, W. Clinical Applications of cone-beam computed tomography in dental practice / W. Scarfe, A. Farman, P. Sukovic // *Journal of the Canadian Dental Association*. — 2006. — V. 72. — I. 1. — P. 75 – 80.
22. Sato, S. Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports / S. Sato, Y. Arai, K. Shinoda et al. // *Quintessence International*. — 2004. — V. 35. — P. 525 – 528.
23. Kobayashi, K. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography / K. Kobayashi, S. Shimoda, Y. Nakagawa, A. Yamamoto // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. — 2004. — V. 19. — P. 228 – 231.
24. Gahleitner, A. Dental CT: imaging technique, anatomy and pathologic conditions of the jaws / A. Gahleitner, G. Watzek, H. Imhof // *European Radiology*. — 2003. — V. 13. — P. 366 – 376.
25. Suomalainen, A. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography / A. Suomalainen, T. Vehmas, M. Kortensniemi et al. // *Dentomaxillofacial Radiology*. — 2008. — V. 37. — I. 1. — P. 10 – 17.
26. Lascala, C. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT–NewTom) / C. Lascala, J. Panella, M. Marques // *Dentomaxillofacial Radiology*. — 2004. — V. 33. — P. 291 – 294.
27. Hilgers, M. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography / M. Hilgers, W. Scarfe, J. Scheetz et al. // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. — 2005. — V. 128. — P. 803 – 811.
28. Baumgaertel, S. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements / S. Baumgaertel, J. M. Palomo, L. Palomo et al. // *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. — 2009. — V. 136. — I. 1. — P. 19 – 25.

29. Hashimoto, K. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography / K. Hashimoto, S. Kawashima, S. Kameoka et al. // *Dentomaxillofacial Radiology*. — 2007. — V. 36. — I. 8. — P. 465 – 471.
30. Колмогоров, А. Н. Элементы теории функций и функционального анализа / А. Н. Колмогоров, С. В. Фомин. — М. : Физматлит, 2004. — 572 с.
31. Гонсалес, Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. — М. : Техносфера, 2005. — 1007 с.
32. Duda, R. Pattern Classification and Scene Analysis / R. Duda, P. Hart. — CA. : John Wiley and Sons, 1996. — P. 271 – 272.
33. Прэтт, У. Цифровая обработка изображений: в 2 т. / У. Прэтт. — М. : Мир, 1982. — 1 т. — 312 с.
34. Стругайло, В. В. Обзор методов фильтрации и сегментации цифровых изображений / В. В. Стругайло // *Наука и образование*. — 2012. — № 5. — С. 270 – 281.
35. Canny, J. A computational approach to edge detection / J. Canny // *The IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. — 1986. — V. 8. — P. 679 – 698.
36. Velho, L. Image Processing for Computer Graphics and Vision / L. Velho, A. Frery, J. Gomes. — London : Springer-Verlag, 2009. — 463 p.
37. Грузман, И. С. Цифровая обработка изображений в информационных системах: учебное пособие / И. С. Грузман, В. С. Киричук, В. П. Косых. — Новосибирск : НГТУ, 2002. — 352 с.
38. Яншин, В. Анализ и обработка изображений: принципы и алгоритмы / В. Яншин. — М. : Машиностроение, 1995. — 112 с.
39. Роджерс, Д. Алгоритмические основы машинной графики / Д. Роджерс. — М. : Мир, 1989. — 512 с.
40. Mooser, R. Estimation of affine transformations directly from tomographic projections in two and three dimensions / R. Mooser, F. Forsberg, E. Hack // *Machine Vision and Applications*. — 2013. — V. 24. — I. 2. — P. 143 – 159.

41. Marmulla, R. Computer–assisted bone segment navigation / R. Marmulla, H. Niederdellmann // *Journal of Cranio–Maxillofacial Surgery*. — 1998. — V. 26. — I. 6. — P. 347 – 359.
42. Bell, R.B. Computer Planning and Intraoperative Navigation in Cranio–Maxillofacial Surgery / R. B. Bell // *Oral & Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. — 2010. — V. 22. — I. 1. — P. 135 – 156.
43. Sarment, D. Scannographic templates for novel pre–implant planning methods / D. Sarment, C. Misch // *International Magazine of Oral Implantology*. — 2002. — V. 3. — P. 16 – 22.
44. Tyndall, A. Selection criteria for dental implant site imaging: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology / A. Tyndall, S. Brooks // *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. — 2000. — V. 89. — P. 630 – 637.
45. Hatcher, D. Cone beam CT for pre–surgical assessment of implant sites / D. Hatcher, C. Dial, C. Mayorga // *Journal of the California Dental Association*. — 2003. — V. 31. — I. 11. — P. 825 – 833.
46. Peltola, J. Cross–sectional tomograms obtained with four panoramic radiographic units in the assessment of implant site measurements / J. Peltola, M. Mattila // *Dentomaxillofacial Radiology*. — 2004. — V. 33. — P. 295 – 300.
47. Dula, K. A radiographic assessment of implant patients: decision–making criteria / K. Dula, R. Mini et al. // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. — 2001. — V. 16. — P. 80 – 89.
48. Quimby, M. The accuracy and reliability of measurements made on computer–based digital models / M. Quimby, K. Vig, R. Rashid et al. // *The Angle Orthodontist*. — 2004. — V. 74. — P. 298 – 303.
49. Moore, W. Cone beam CT: a new tool for esthetic implant planning / W. Moore // *Texas Dental Journal*. — 2005. — V. 122. — P. 334 – 340.
50. Hoffmann, J. Accuracy of navigation–guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free–hand method in a synthetic

- edentulous lower jaw model / J. Hoffmann, C. Westendorff, G. Gomez–Roman et al. // *Clinical Oral Implants Research*. — 2005. — V. 16. — I. 5. — P. 609–614.
51. Sarment, D. Accuracy of implant placement with stereolithographic surgical guide / D. Sarment, P. Sukovic, N. Clinthorne // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. — 2003. — V. 18. — P. 571 – 577.
52. Widmann, G. Accuracy in computer–aided implant surgery – a review / G. Widmann, R. Bale // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. — 2006. — V. 21. — I. 2. — P. 305 – 313.
53. Besimo, C. Accuracy of implant treatment planning utilizing template–guided reformatted computed tomography / C. Besimo, J. Lambrecht, J. Guindy // *Dentomaxillofacial Radiology*. — 2000. — V. 29. — P. 46 – 51.
54. Nickenig, H. Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates / H. Nickenig, S. Eitner // *Journal of cranio–maxillofacial surgery*. — 2007. — V. 35. — P. 207–211.
55. Dreiseidler, T. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning / T. Dreiseidler, J. Neugebauer, L. Ritter et al. // *Clinical Oral Implants Research*. — 2009. — V. 20. — I. 11. — P. 1191 – 1199.
56. Ritter, L. Registration accuracy of three–dimensional surface and cone beam computed tomography data for virtual implant planning / L. Ritter, S. Reiz, D. Rothamel et al. // *Clinical Oral Implants Research*. — 2012. — V. 23. — P. 447 – 452.
57. Fortin, T. Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques / T. Fortin, G. Champleboux, J. Lormée et al. // *Journal of Oral Implantology*. — 2000. — V. 26. — I. 4. — P. 300 – 303.
58. Patel, N. Integrating Three–Dimensional Digital Technologies for Comprehensive Implant Dentistry / N. Patel // *The Journal of the American Dental Association*. — 2010. — V. 141. — P. 20 – 24.

59. Fasbinder, D. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations / D. Fasbinder // The Journal of the American Dental Association. — 2006. — V. 137. — I. 9. — P. 22 – 31.
60. Giordano, R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations / R. Giordano // The Journal of the American Dental Association. — 2006. — V. 137. — I. 9. — P. 14 – 21.
61. Wittneben, J. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single–tooth restorations / J. Wittneben, R. Wright, H. Weber, G. Gallucci // The International Journal of Prosthodontics. — 2009. — V. 22. — I. 5. — P. 466 – 471.
62. Бондарик, Е. А. Болезни зубов некариозного происхождения: учебно – методическое пособие / Е. А. Бондарик, Е. В. Шумакова, А. Г. Третьякович. — Минск : БГМУ, 2010. — 48 с.
63. Durack, C. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption / C. Durack, S. Patel, J. Davies et al. // International Endodontic Journal. — 2011. — V. 44. — P. 136 – 147.
64. Способ определения площади патологических анатомических образований костных тканей по рентгеновским снимкам : патент 2488350 Российская Федерация : МПК⁵¹ А 61 В 6/00 / Ю. Э. Лаврентьева, М. Б. Путрик ; заявитель и патентообладатель Общество с ограниченной ответственностью "ай–М.А.К.Т.". – № 2011145294/14 ; заявлено 08.11.2011 ; опубликовано 27.07.2013, Бюллетень № 21. – 13 с.
65. Программа автоматизированного анализа цифровых рентгеновских снимков для выявления патологии в челюстных костях человека «Search of Pathologies in СТ». («Search of Pathologies in СТ») : свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2011617279 Российская Федерация / Ю. Э. Лаврентьева, М. Б. Путрик ; заявитель и патентообладатель Общество с ограниченной ответственностью "ай–М.А.К.Т.". – № 2011615417 ; заявлено 19.07.2011 ; зарегистрировано 19.09.2011.

66. Путрик, М. Б. Автоматизированное распознавание зон патологической резорбции в челюстных костях человека по данным компьютерной томографии / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева, И. Н. Анцыгин // Медицинская техника. — 2014. — Т. 48. — № 3. — С. 21 – 24.
67. Путрик, М. Б. Компьютерная томография: программа автоматизированного поиска патологии в челюстных костях человека / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 10-й международной научно – технической конференции. Книга 2. / Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых. — Владимир, 2012. — С. 169 – 172.
68. Путрик, М. Б. Идентификация патологической резорбции костной ткани / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева // Тезисы I Международная молодежная научная конференция, посвященная 65-летию основания Физико-технологического института. — Екатеринбург: Уральский федеральный университет, 2014. — С. 239 – 240.
69. Путрик, М. Б. Автоматизированное распознавание кист на изображениях поперечных срезов челюстно-лицевой области, полученных методом компьютерной томографии / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева, И. Н. Анцыгин // Медицинская техника. — 2014. — Т. 48. — № 4. — С. 25 – 27.
70. Смирнов, А. В. Рентгенологическая диагностика остеопороза при ревматических заболеваниях [Электронный ресурс] / А. В. Смирнов // Consilium – Medicum. — 2004. — № 8. — Режим доступа: http://con-med.ru/magazines/consilium_medicum/consilium_medicum-08-2004/rentgenologicheskaya_diagnostika_osteoporoza_pri_revmaticheskikh_zabolevaniyakh
71. Алпатова, В. Г. Анализ результатов эндодонтического лечения постоянных зубов у подростков и лиц молодого возраста / В. Г. Алпатова, Л. П. Кисельникова, А. Ю. Васильев // Журнал Российская стоматология. — 2009. — №1. — С. 30 – 35.

72. Рабухина, Н. А. Рентгенодиагностика заболеваний челюстно – лицевой области / Н. А. Рабухина, Н. М. Чупрынина. — М. : Медицина, 1991. — 368 с.
73. Manor, R. Radiological features of glandular odontogenic cyst / R. Manor, Y. Anavi, I. Kaplan // *Dentomaxillofacial Radiology*. — 2003. — V. 32. — I. 2. — P. 73 – 79.
74. Lindh, C. Unusual jaw–bone cysts / C. Lindh, A. Larsson // *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. — 1990. — V. 48. — P. 258 – 263.
75. Sun, L. Intracranial arachnoid cyst on dental radiography: a diagnostic Challenge / L. Sun, Z. Sun, X. Ma // *Oral and Maxillofacial Radiology*. — 2013. — V. 115. — I. 3. — P. 53 – 59.
76. Dutt, S. Radiologic differentiation of intracranial epidermoids from arachnoid cysts / S. Dutt, S. Mirza, S. Chavda et al. // *Ontology & Neurotology*. — 2002. — V. 23. — P. 84 – 92.
77. Galassi, E. Arachnoid cysts of the middle cranial fossa: a clinical and radiological study of 25 cases treated surgically / E. Galassi, G. Piazza, G. Gaist // *Surgical Neurology*. — 1980. — V. 14. — P. 211 – 219.
78. Manor, E. Cystic Lesions of the Jaws – A Clinicopathological Study of 322 Cases and Review of the Literature / E. Manor, L. Kachko, M. Puterman et al. // *International Journal of Medical Sciences*. — 2012. — V. 9. — I. 1. — P. 20 – 26.
79. Shear, M. Cysts of the oral and maxillofacial regions / M. Shear, P. Speight. — 4th Edition. — Oxford : Blackwell Munksgaard, 2007. — 238 p.
80. Печковский, К. Е. Рентгенологическая диагностика наиболее распространенных заболеваний в терапевтической стоматологии / К. Е. Печковский // *Лучевая диагностика, лучевая терапия*. — 2012. — №4. — С. 49 – 66.
81. Identifying Round Objects [Электронный ресурс] // TheMathWorks. — 2013. — Режим доступа: <http://www.mathworks.com/help/images/examples/identifying-round-objects.html>
82. Scarfe, W. Imaging of maxillofacial trauma: evolutions and emerging revolution / W. Scarfe // *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. — 2005. — V. 100. — P. 75 – 96.

83. Федяев, И. М. Злокачественные опухоли челюстно–лицевой области / И. М. Федяев, И. М. Байриков, Л. П. Белова, Т. В. Шувалова. — М. : Медицинская книга, Нижний Новгород : Издательство НГМД, 2000. — 160 с.
84. Путрик, М. Б. Трехмерное моделирование хирургического шаблона для операции имплантации зубов по данным компьютерной томографии / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева // Приборы и методы экспериментальной физики: сборник студенческих работ. Уральский федеральный университет. — 2011. — № 2. — С. 3 – 7.
85. Путрик, М. Б. Моделирование хирургических шаблонов для операции имплантации зубов / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева, И. Н. Анцыгин // Медицинская кибернетика и междисциплинарная подготовка специалистов для медицины: материалы научной конференции, посвященной 25–летию кафедры медицинской и биологической кибернетики. — Томск: Сибирский государственный медицинский университет, 2013. — С. 122– 124.
86. Putrik, M. B. The Future of X–ray Computed Tomography in the Dentistry / M. B. Putrik, J. E. Lavrentyeva, V. YU. Ivanov // Известия высших учебных заведений. Физика. — 2014. — Т. 57. — № 12/3. — С. 70 – 72.
87. Путрик, М. Б. Перспективы планирования операций имплантации зубов / М. Б. Путрик, Ю. Э. Лаврентьева // Сборник докладов XX Международной научно–практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. — Томск: Национальный исследовательский Томский политехнический университет, 2014. — С. 349 – 350.
88. Putrik, M. B. The Future of X–ray Computed Tomography in the Dentistry / M. B. Putrik, J. E. Lavrentyeva, V. YU. Ivanov // International Congress on Energy Fluxes and Radiation Effects: Abstracts. — Tomsk: Publishing House of IAO SB RAS, 2014. — P. 502.
89. Зенков, А. В. Линейная алгебра и тензорное исчисление: Учебник для студентов физических специальностей / А. В. Зенков. — Екатеринбург : ГОУ ВПО УГТУ – УПИ, 2006. — 96 с.

90. Бронштейн, И. Н. Справочник по математике для инженеров и учащихся втузов / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. — 13-е издание, исправленное. — М. : «Наука», 1986. — 544 с.
91. Misch, C. Bur guide surgical template for implant placement in grafted jaws / C. Misch // *Journal of Oral Implantology*. — 1997. — V. 4. — P. 170–173.
92. Naitoh, M. Measurement of mandibles with microfocus x-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use / M. Naitoh, A. Katsumata, S. Mitsuya // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. — 2004. — V. 19. — I. 2. — P. 239–246.
93. Cattaneo, P. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method / P. Cattaneo, M. Dalstra, L. Frich // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers [H]*. — 2001. — V. 215. — P. 203–213.
94. Verdonschot, N. Generation of 3D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques / N. Verdonschot, W. Fennis, R. Kuijs et al. // *The International Journal of Prosthodontics*. — 2001. — V. 14. — P. 310–315.
95. Skyscan 1272: desk-top high-resolution micro-CT [Электронный ресурс] // Bruker microCT. — 2013. — Режим доступа: <http://www.skyscan.be/products/1272.html>
96. Щаденко, С. В. 3D-визуализация для планирования операций и выполнения хирургического вмешательства (CAS-технологии) / С. В. Щаденко, А. С. Горбачева, А. Р. Арсланова, И. В. Толмачев // *Бюллетень сибирской медицины*. — 2014. — Т. 13. — № 4. — С. 165–171.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

(справочное)

Акты внедрения результатов диссертационной работы

Утверждаю
Проректор по учебной работе,
д.т.н., профессор

С.Т. Князев

«23»

2015 г.

АКТ ВНЕДРЕНИЯ

в учебный процесс

ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б.Н.Ельцина»
результатов диссертационной работы Путрика Максима Борисовича
по теме «Система обработки томограмм челюстей для идентификации
патологии и моделирования хирургических шаблонов»

Мы, нижеподписавшиеся, комиссия в составе: председатель комиссии – директор ФТИ В.Н. Рычков и члены комиссии – заведующий кафедрой экспериментальной физики В.Ю. Иванов и ученый секретарь кафедры экспериментальной физики И.А. Малкова удостоверяем, что результаты диссертационной работы Путрика Максима Борисовича по теме «Система обработки томограмм челюстей для идентификации патологии и моделирования хирургических шаблонов» внедрены в педагогическую практику на кафедре экспериментальной физики ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина» с 01 сентября 2012 года.

Результаты диссертационной работы используются в преподавании дисциплины «Математическое моделирование биологических процессов и систем» образовательного направления «Биотехнические системы и технологии».

Председатель комиссии:
Директор ФТИ,
д.х.н., профессор



В.Н. Рычков

Члены комиссии:
Заведующий кафедрой экспериментальной физики
к.ф. –м.н., доцент



В.Ю. Иванов

Ученый секретарь
кафедры экспериментальной физики



И.А. Малкова

Подписи членов комиссии ЗАВЕРЯЮ
м.п.



ЗАМ. НАЧАЛЬНИКА УДИОВ

Р.А. УЛЬЯНОВА

УТВЕРЖДАЮ:

Генеральный директор
 ЗАО «Центр изучения региональных
 стоматологических проблем с клиникой
 «Уралдент»,
 К.М.Н.

 Ю.Э. Лаврентьева
 «07» апреля 2015 г.



АКТ

внедрения результатов диссертационных исследований
 Путрика Максима Борисовича в ЗАО «Центр изучения региональных
 стоматологических проблем с клиникой «Уралдент»

«07» апреля 2015 г.

г. Екатеринбург

Мы, нижеподписавшиеся, комиссия ЗАО «Центр изучения региональных стоматологических проблем с клиникой «Уралдент» в составе: председатель комиссии – главный врач Н.С. Черкашина и члены комиссии – заместитель генерального директора О.В. Савкив и инженер А.А. Старцев удостоверяем, что результаты диссертационной работы Путрика Максима Борисовича по теме «Система обработки томограмм челюстей для идентификации патологии и моделирования хирургических шаблонов» внедрены и используются при анализе результатов обследований, выполненных методом компьютерной томографии, в ЗАО «Центр изучения региональных стоматологических проблем с клиникой «Уралдент» с 30 июня 2013 года.

Комиссия ЗАО «Центр изучения региональных стоматологических проблем с клиникой «Уралдент»:

Председатель комиссии,
 Главный врач



Н.С. Черкашина

Член комиссии,
 Заместитель генерального директора



О.В. Савкив

Член комиссии,
 Инженер



А.А. Старцев