

На правах рукописи



Бессонов Виктор Борисович

**МЕТОДЫ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ
ИНТРАОРАЛЬНЫХ ПАНОРАМНЫХ
РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ**

Специальность 05.11.17

«Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт-Петербург
2014

Работа выполнена на кафедре электронных приборов и устройств Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)».

Научный руководитель:

доктор технических наук Грязнов Артем Юрьевич, профессор кафедры электронных приборов и устройств.

Официальные оппоненты:

доктор технических наук, профессор Таубин Михаил Львович, главный научный сотрудник Федерального государственного унитарного предприятия «Научно-исследовательский институт научно-производственного объединения «Луч»;

кандидат технических наук Куликов Николай Александрович, директор Закрытого акционерного общества «СВЕТЛАНА-РЕНТГЕН».

Ведущая организация:

Открытое акционерное общество «Научно-производственное предприятие «Буревестник».

Защита диссертации состоится 23 июня 2014 года в 17 часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, д.5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) и на сайте www.eltech.ru

Автореферат разослан «22» апреля 2014 года.

Ученый секретарь совета по защите
докторских и кандидатских диссертаций



Е.В. Садыкова

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

В настоящее время рентгенография остается основным способом диагностики заболеваний зубочелюстной системы. При этом, с учетом стабильного роста заболеваний полости рта, значение высокоэффективной аппаратуры для диагностики в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии возрастает. Кроме того, в связи с непрерывным повышением уровня техногенного облучения населения, увеличивается интерес к способам рентгенодиагностики, позволяющим повысить информативность получаемых снимков для врачей рентгенологов и, одновременно, снизить эффективную дозу облучения пациентов.

На сегодняшний день большинство разработчиков современных стоматологических рентгеновских аппаратов пошло по пути совершенствования характеристик оборудования (улучшения разрешающей способности цифровых систем визуализации, повышения мощности дозы рентгеновского излучения с целью снижения длительности проведения исследования и т.д.). Вместе с тем остается недостаточно изученным вопрос совершенствования малораспространенных методов проведения диагностики в стоматологии, в том числе – интраоральной панорамной рентгенографии.

Научный задел, созданный ведущими отечественными учеными – Н.Н. Блиновым (ст.), Н.Н. Блиновым (мл.), Ю.А. Быстровым, Ю.В. Варшавским, А.Ю. Васильевым, Л.В. Владимировым, В.Я. Голиковым, М.И. Зеликманом, С.А. Ивановым, С.И. Ивановым, Б.М. Кантером, Н.А. Карловой, В.В. Ключевым, Э.Б. Козловским, Б.И. Леоновым, А.И. Мазуровым, Н.Н. Потраховым, Г.И. Прохвятиловым, Н.А. Рабухиной, Р.В. Ставицким, М.Л. Таубиным, Г.Е. Труфановым, В.Л. Ярославским и др. – позволяет реализовать возможности современной рентгенодиагностической аппаратуры. Таким образом, реализация возможности проведения исследований с повышением информативности рентгеновских снимков и одновременным снижением дозы облучения пациентов в стоматологии является, с одной стороны, современной необходимостью для врачей, а, с другой – актуальной научной задачей для разработчиков рентгеновской аппаратуры.

Необходимость проведения широкого круга физических и медицинских исследований, направленных на совершенствование и внедрение в клиническую практику новых малодозовых и высокоинформативных способов проведения рентгенодиагностических исследований в стоматологии и челюст-

но-лицевой хирургии позволила определить **цель работы** – повышение эффективности интраоральных панорамных рентгенодиагностических систем.

Для достижения поставленной цели были решены следующие **теоретические и практические задачи**:

- создана физическая модель процесса формирования дентальных рентгеновских снимков на основе комплексного учета параметров источника и приемника излучения, а также рентгенооптической схемы съемки, и разработано ее подробное математическое описание;

- разработан метод коррекции геометрических искажений интраоральных панорамных рентгеновских снимков и компьютерная программа для его реализации, существенно упрощающая работу врача-имплантолога;

- на основе комплексного анализа технических особенностей и эксплуатационных характеристик современной рентгенодиагностической стоматологической аппаратуры для получения панорамных рентгеновских снимков предложен ряд технических решений, позволяющих повысить информативность рентгенодиагностических исследований;

- разработано программное обеспечение для расчета оптимальных режимов работы рентгенодиагностической стоматологической аппаратуры, обеспечивающих требуемое качество и информативность рентгеновских изображений;

- разработан новый метод определения радиационной нагрузки при проведении интраоральной панорамной рентгенодиагностики.

Объект исследования – системы панорамной рентгенодиагностики в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии.

Предмет исследования – методическое, инструментальное и программно-аппаратное обеспечение средств интраоральной панорамной рентгенодиагностики.

При решении поставленных задач применялись следующие **методы исследования**: обобщение данных в области разработки стоматологической рентгенодиагностической аппаратуры, математический анализ и моделирование, экспериментальные исследования с использованием современных методов визуализации рентгеновских изображений и образцов аппаратуры, созданной непосредственно в процессе выполнения работы. Результаты исследований согласуются между собой и с экспертными данными специалистов-рентгенологов, что подтверждает достоверность выводов и рекомендаций, сделанных в работе.

В процессе работы были получены новые научные результаты:

- разработана модель формирования теневого рентгеновского изобра-

жения, учитывающая физико-технические условия съемки;

- предложен метод повышения точности определения геометрических размеров элементов зубочелюстного ряда путем корректировки интраоральных панорамных рентгеновских снимков;

- научно обоснованы предложения по аппаратному совершенствованию интраоральных панорамных рентгенодиагностических систем;

- разработан программный комплекс, позволяющий определять зависимость качества и информативности рентгеновских снимков от характеристик аппаратуры и режимов ее работы;

- впервые предложен способ расчета дозы облучения при проведении интраоральной панорамной рентгенодиагностики.

Практическая значимость работы подтверждается тем, что:

- усовершенствована методика интраоральной панорамной рентгенодиагностики в стоматологии, апробация которой в ведущих клиниках Северо-Запада России показала существенное повышение информативности снимков с одновременным снижением радиационной нагрузки на пациента и персонал;

- подготовлены методические рекомендации по реализации усовершенствованной методики интраоральной панорамной рентгенодиагностики и расчету радиационной нагрузки при проведении рентгенодиагностических исследований в стоматологии.

В результате проведенных экспериментальных и теоретических исследований на защиту выносятся следующие **научные положения**:

1. Метод коррекции панорамных интраоральных рентгеновских снимков на основе учета анатомических особенностей зубочелюстной системы позволяет повысить точность определения истинных размеров элементов структуры этой системы на 20 – 40%.

2. Учет особенностей рентгенооптической схемы интраоральной панорамной рентгенодиагностики на порядок и более повышает достоверность определения дозы облучения пациентов.

3. Методика моделирования рентгеновских изображений, комплексно учитывающая характеристики источника излучения, приемника изображения и параметры рентгенооптической схемы съемки, позволяет определять условия минимизации радиационной нагрузки на пациентов и персонал при достаточной для постановки диагноза информативности получаемых снимков.

Клинические испытания новых аппаратно-методических комплексов

для интраоральной панорамной рентгенодиагностики и их **внедрение** в клиническую практику стоматологии и челюстно-лицевой хирургии осуществлялось при непосредственном участии автора. Указанные аппаратно-методические комплексы в настоящее время используются в лечебном процессе в Московском государственном медико-стоматологическом университете им. А.И. Евдокимова, Военно-медицинской академии им. С.М. Кирова, а также в государственных и частных стоматологических клиниках России.

Созданные в процессе работы методики и компьютерные программы для моделирования, обработки и коррекции снимков используются при подготовке дипломированных специалистов в учебном процессе на факультете электроники СПбГЭТУ, в ВМедА им. С.М. Кирова и в МГМСУ им. А.И. Евдокимова.

Апробация работы проводилась на международных, всероссийских и региональных конференциях, съездах и научных форумах, среди которых: V Международный конгресс «Невский радиологический форум» (Санкт-Петербург, 2011), XIII-XV Международные НТК «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Москва, 2011-2013), 64-68 НТК, посвященные Дню радио (Санкт-Петербург, 2009-2013), VIII Российско-Баварская конференция по биомедицинской инженерии (Санкт-Петербург, 2012), Межрегиональная НПК «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» (Москва, 2012), II Российско-германская конференция по биомедицинской инженерии (Ганновер, 2013).

Разработанные при непосредственном участии автора рентгенодиагностические комплексы для стоматологии демонстрировались на международных и всероссийских выставках, в том числе «Российский промышленник» (Санкт-Петербург, 2010-2012), «Здравоохранение» (Москва, 2010), где неоднократно награждались дипломами и медалями.

По теме диссертации опубликовано 17 печатных работ (из них 5 в рекомендованных ВАК изданиях), получены патент на изобретение, патент на полезную модель и 4 свидетельства о регистрации программы для ЭВМ.

Структура и объем диссертации. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы (66 наименований) и 3 приложений. Основная часть работы изложена на 146 страницах машинописного текста, содержит 84 рисунка и 19 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Первая глава посвящена описанию современных методик, применяемых для панорамной рентгенодиагностики челюстно-лицевого отдела головы.

Панорамный снимок содержит изображение полного зубного ряда обеих челюстей от одного мыщелкового отростка до другого, включая прилегающие анатомические структуры. В традиционной рентгенодиагностике используется ортопантомографический способ, при котором голова пациента помещается на оси между источником излучения (рентгеновской трубкой) и приемником изображения (например, кассетой с рентгеновской пленкой). Источник и приемник, расстояние между которыми составляет около 500 мм, в процессе выполнения снимка синхронно движутся вокруг головы пациента, описывая сложную кривую.

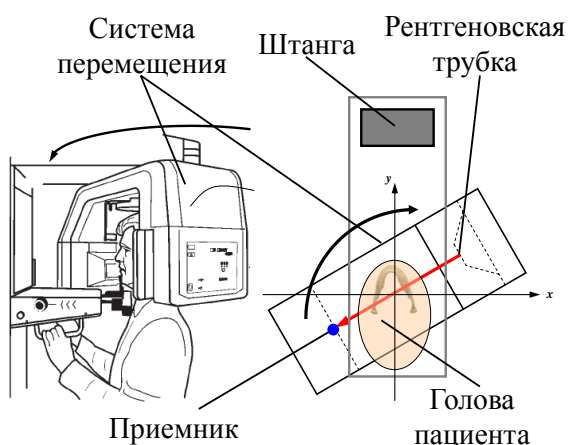


Рис. 1. Ортопантомографическая съемка

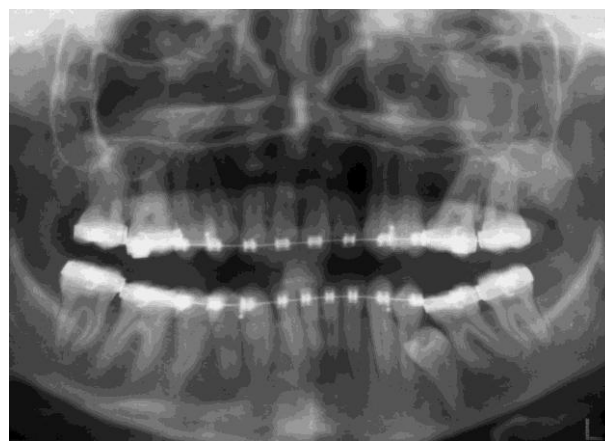


Рис. 2. Ортопантомографический снимок

В общем случае на ортопантомографическом снимке получается вся зубочелюстная система практически без линейных искажений, что является одним из важнейших достоинств метода, однако отдельные участки могут повторяться на ортопантомограмме два или три раза, изображение зубных рядов неодинаково увеличено для разных отделов челюстей, также следует отметить нерезкость изображения вследствие размазывания передних отделов челюстей.

При интраоральном панорамном способе вынесенный анод рентгеновской трубки помещается в ротовую полость, а гибкая кассета с рентгеновской пленкой располагается снаружи и плотно прижимается к лицевому отделу головы. Поскольку фокусное пятно максимально приближено к зубному ряду, а пленка удалена от зубов на толщину мягких тканей, изображение на снимке увеличено в среднем в полтора-два раза. При этом для каждого участка челюсти и каждого зуба создаются различные проекционные соотношения, однако при соблюдении стандартных условий рентгенографии и правил укладки можно получить идентичные снимки одного и того же пациента.

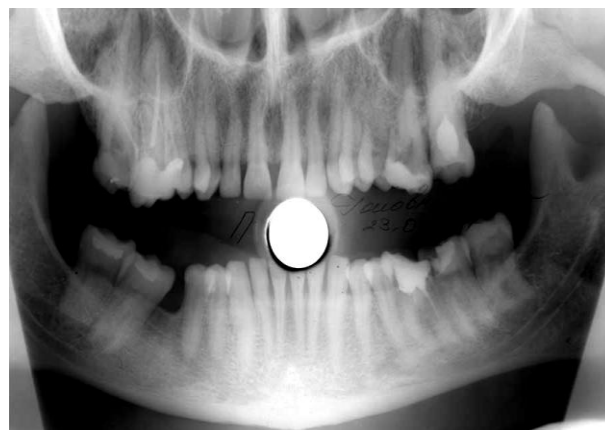
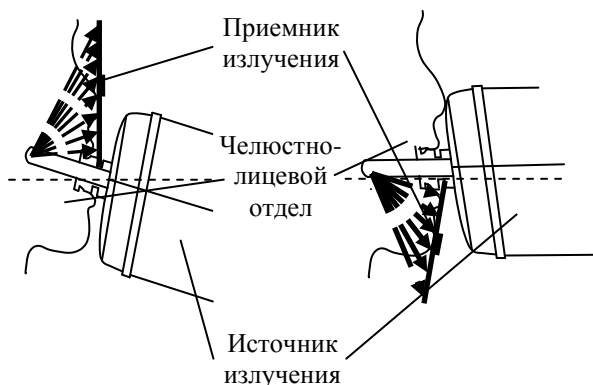


Рис. 3. Интраоральная панорамная съемка

Рис. 4. Интраоральный панорамный снимок

Интраоральные панорамные рентгенограммы имеют преимущество перед традиционными ортопантомографическими снимками по богатству деталями изображения структуры костей и твердых тканей зубов. Исследования, проведенные в ряде научных центров страны, в том числе в Институте радиационной гигиены (Санкт-Петербург), показали, что лучевая нагрузка на пациента и медицинский персонал при интраоральном способе получения панорамных дентальных изображений существенно ниже, чем при ортопантомографическом. Так, например, экспозиция при съемке на ортопантомографическом аппарате составляет в среднем 100 мАс при напряжении 60-90 кВ. Максимальная же экспозиция на интраоральном панорамном аппарате не превышает 0,3 мАс при напряжении 50-70 кВ.

Таблица 1. Режимы работы панорамных рентгенодиагностических комплексов

Тип приемника	Ортопантомография		Интраоральная панорамная съемка	
	Рентгеновская пленка	Цифровой приемник	Рентгеновская пленка	Цифровой приемник
Напряжение, кВ	60-90	60-90	55-70	50-65
Экспозиция, мАс	100-200	40-80	0,1-0,3	0,03-0,08

Основным недостатком интраоральной панорамной съемки является неравномерное увеличение изображения различных участков челюстей вследствие неравномерного изменения расстояния фокусное пятно – зубочелюстной ряд и зубочелюстной ряд – рентгеновская пленка. Увеличение изображения зубов при панорамной съемке составляет от 1,2 (для передних зубов) до 2 и более (для боковых зубов) раз, тогда как в ортопантомографах увеличение изображения практически одинаково по всему снимку.

Таким образом, совершенствование интраоральной панорамной рентгенодиагностики позволит существенно повысить эффективность метода как с точки зрения повышения информативности снимков для врачей-рентгенологов, так и с точки зрения снижения радиационной нагрузки на пациентов при проведении обследования.

Во второй главе рассмотрены методы устранения основного недостатка интраоральной панорамной съемки – неоднородного увеличения различных участков челюстей вследствие неравномерного изменения расстояния фокусное пятно – зубочелюстной ряд и зубочелюстной ряд – рентгеновская пленка. Этот недостаток существенно снижает эффективность метода в случае использования снимков для расчета параметров стоматологических имплантатов и затрудняет работу врачей-имплантологов. Для его устранения разработано два способа коррекции – с помощью шаблона и с помощью программной обработки.

В первом случае пленка располагается на определенном удалении от лица пациента в специально изготовленном шаблоне-держателе. По форме шаблон повторяет кривую среднестатистической челюсти, а по размерам выполнен таким образом, чтобы выполнялось условие равномерного увеличения рентгеновского изображения.

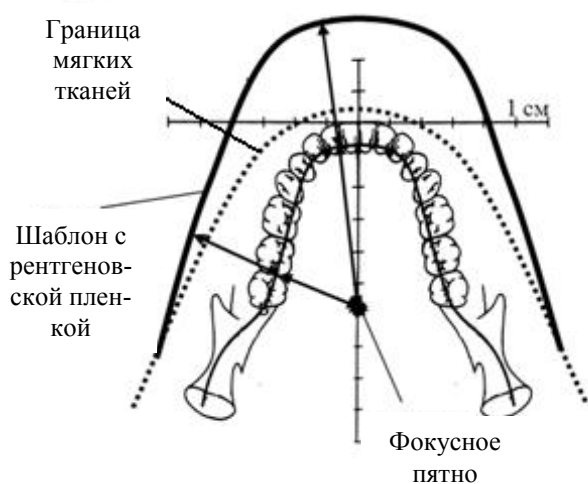


Рис. 5. Схема съемки с шаблоном

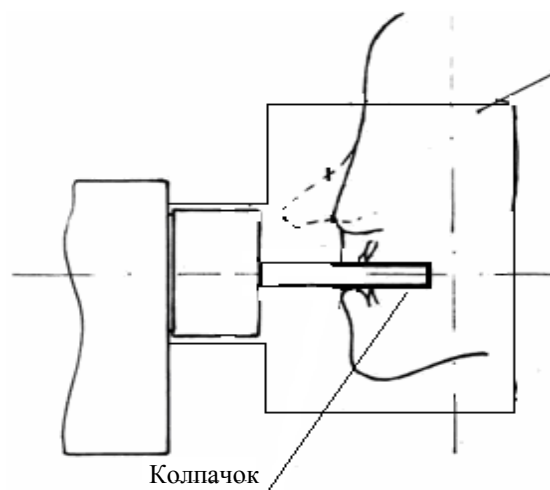


Рис. 6. Крепление шаблона

Крепление шаблона, ввиду его простоты и малой массы, производится непосредственно на интраоральном панорамном аппарате. Для получения рентгеновского снимка пациент закусывает размещенный на аноде колпачок на указываемой врачом-рентгенологом метке.

Как известно, коэффициент увеличения изображения определяется из соотношения расстояний фокусное пятно – объект и объект – приемник излучения и может быть описан как:

$$K = \frac{f_1 + f_2}{f_1} \quad (1)$$

где K – коэффициент увеличения изображения; f_1 – расстояние фокусное пятно – объект; f_2 – расстояние объект – приемник излучения.

Снимок участка зубного ряда нижней челюсти, полученный с использованием шаблона, показывает возможность устранения геометрических искажений. Метки в верхней части рисунка отражают масштаб увеличения изображения (расстояние между двумя метками составляет 20 мм).

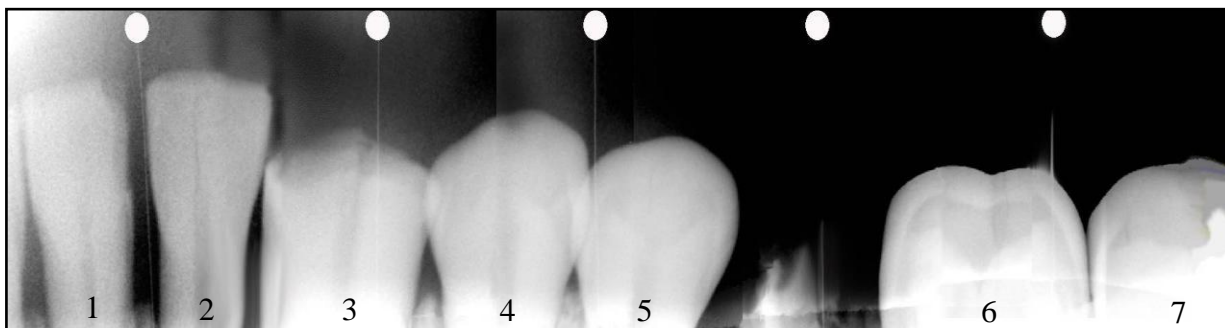


Рис.7. Снимок участка зубного ряда, полученный с использованием шаблона

Хорошо заметно, что увеличение изображения зубного ряда на всем протяжении практически равномерно, что подтверждается данными таблицы 2. Средний коэффициент увеличения изображения зубов равен 1,8.

Таблица 2. Влияние шаблона на коэффициент увеличения изображения

№ зуба	Анатомический размер, мм	Размер изображения, мм	Коэфф. увеличения
1	5	9	1,8
2	5	9	1,8
3	7	13	1,85
4	7	12	1,71
5	7	12,5	1,72
6	7,5	13	1,78
7	10	18	1,8

Таким образом, использование подобного шаблона позволяет получать геометрически правильные снимки полного зубного ряда. Однако использование специализированного шаблона для коррекции связано с необходимостью изготовления нескольких шаблонов для разных типов зубо-челюстной системы пациентов, поэтому более перспективным представляется способ коррекции, основанный на программной обработке снимков.

С помощью усредненной кривой для описания формы зубного ряда, можно рассчитать неравномерность увеличения изображения челюсти на рентгеновском снимке (X – координата пикселя на приемнике изображения) для узкого, стандартного и широкого типов челюсти:

$$K_y = -1,35 \times 10^{13} \times X^4 + 8,08 \times 10^{-10} \times X^3 - 1,29 \times 10^{-6} \times X^2 + 2,40 \times 10^{-4} \times X + 1,85 ; \quad (2)$$

$$K_y = -1,30 \times 10^{13} \times X^4 + 7,81 \times 10^{-10} \times X^3 - 1,23 \times 10^{-6} \times X^2 + 1,84 \times 10^{-4} \times X + 1,90 ; \quad (3)$$

$$K_y = -1,27 \times 10^{13} \times X^4 + 7,63 \times 10^{-10} \times X^3 - 1,17 \times 10^{-6} \times X^2 + 9,7 \times 10^{-5} \times X + 1,99 ; \quad (4)$$

и использовать полученные формулы для коррекции оцифрованных снимков.

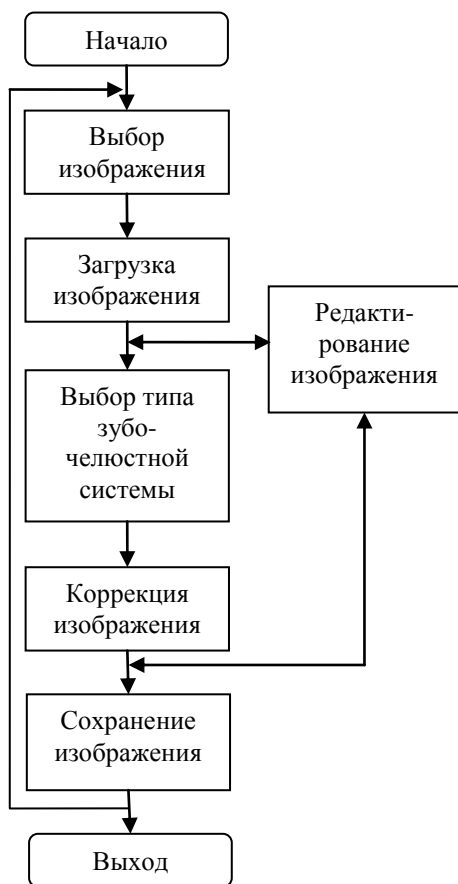


Рис. 8. Структурная схема программы

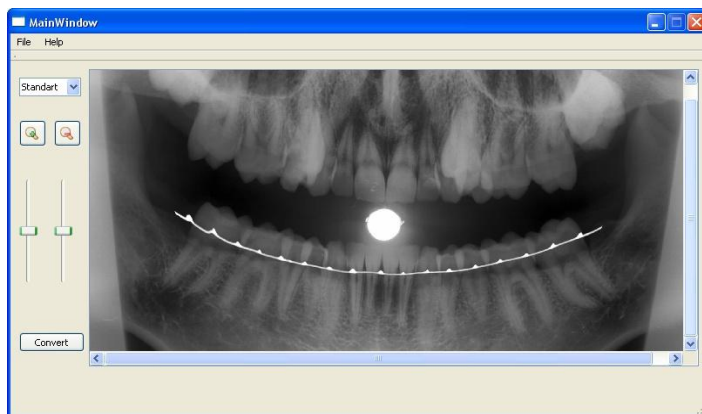


Рис. 9. Снимок до коррекции

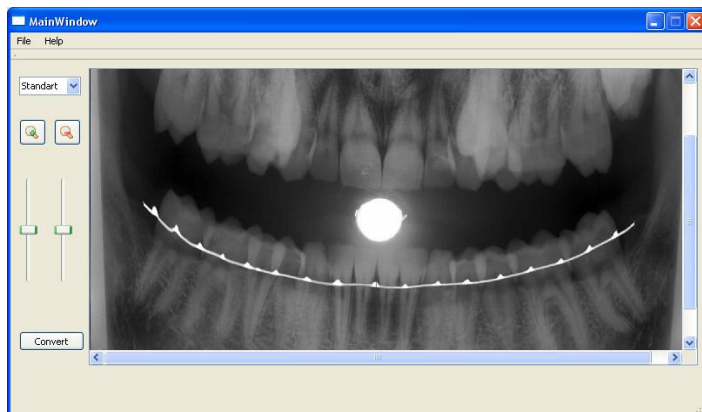


Рис. 10. Снимок после коррекции

Для реализации обработки снимков в среде разработки Qt была создана специализированная программа. При тестировании программы пациент во время снимка держал во рту тест-объект – тонкую проволоку с нанесенными на нее рисками. На получаемых снимках расстояния между рисками увеличивались так же, как и соответствующие участки зубного ряда. Затем снимок загружался в программу и корректировался с использованием выражений (2-4). Эффективность программы иллюстрирует таблица 3.

Таблица 3. Выравнивание коэффициента увеличения изображения с помощью программы

№ зуба	Анатомический размер, мм	Размер изображения, мм	Коэфф. увеличения
1	5	5,5	1,1
2	5	5,5	1,1
3	7	7	1
4	7	7,5	1,07
5	7	7	1
6	7,5	7,5	1
7	10	9,5	0,95

Таким образом, можно утверждать, что применение программы позволит рентгенологам более корректно оценивать общее состояние зубо-челюстной системы и отдельные ее дефекты, а врачам-стоматологам – производить безошибочные расчеты параметров коронок и имплантатов.

В третьей главе рассмотрены особенности режимов съемки, а также механизма формирования изображения в интраоральной панорамной рентгенодиагностике.

В связи с тем, что рентгеностоматологические исследования вносят наибольший вклад в медицинское облучение населения, при разработке новых методов диагностики основное внимание необходимо уделить определению радиационной нагрузки. Эффективная доза E для пациентов определяется как:

$$E = R \times i \times t \times K_e, \text{ мкЗв}, \quad (5)$$

где R – радиационный выход, $(\text{мГр} \times \text{м}^2)/(\text{мА} \times \text{сек})$; i – ток трубки, мА; t – время экспозиции, с; K_e – коэффициент перехода от радиационного выхода к эффективной дозе, $\text{мкЗв}/(\text{мГр} \times \text{м}^2)$. Для современных ортопантографов средняя эффективная доза облучения пациента составляет 13,5 мкЗв за одно исследование. Так как излучение в интраоральной панорамной рентгенодиагностике проходит только через отделы лицевого черепа, то традиционный подход к определению дозы облучения пациентов, учитывающий облучение всего черепа, недопустим. Ввиду схожести геометрии съемки интраоральной панорамной и прицельной рентгенографии, было предложено использовать коэффициент K_e в модифицированном виде:

$$K_e = (K_{e\text{ПВ}} + K_{e\text{ПН}}) \cdot m^2, \quad (6)$$

где $K_{e\text{ПВ}}$ – коэффициент для съемки прикуса верхней челюсти; $K_{e\text{ПН}}$ – нижней челюсти; m – соотношение кожно-фокусных расстояний для прицельной и интраоральной панорамной рентгенографии, численно равное 1,67. В этом случае K_e равен 320 мкЗв/ $(\text{мГр} \times \text{м}^2)$, а эффективная доза составляет 1,2 мкЗв за исследование для взрослого мужчины среднего телосложения. Расчетные данные хорошо коррелируют с экспертными, полученными методом ТЛД-дозиметрии.

Рост разрешающей способности приемников излучения (зачастую избыточный для конкретного вида исследований) приводит к снижению их чувствительности, повышению времени экспозиции и, как следствие, к тому, что пациент получает необоснованно завышенную дозу облучения. Для оптимизации режимов съемки предложена методика расчета формируемого снимка, учитывающая режимы работы аппарата, ослабление излучения структурами объекта, размытие изображения ввиду конечности размеров фокусного пятна и влияние шумов на качество изображения.

В предложенной методике матрицу изображения описывается как

$$P(a,b) = I \cdot \frac{x^2}{x^2 + \left[\left(\frac{d+1}{2} - a \right) \cdot q \right]^2 + \left[\left(\frac{d+1}{2} - b \right) \cdot q \right]^2}, \quad (7)$$

где a и b – координаты пикселя в матрице; q – размер пикселя, мм; d – число пикселей в матрице; x – расстояние до центра матрицы (приемника), мм.

Если рассматривать ослабление излучения в объекте, то тогда выражение (7) примет вид:

$$P2(a,b) = if \left[\begin{array}{l} \left[\left(\frac{d+1}{2} - a \right) \cdot q \right]^2 + \left[\left(\frac{d+1}{2} - b \right) \cdot q \right]^2 > \\ > \left(R \cdot \frac{x}{X} \right)^2, P(a,b), P(a,b) \cdot e^{-\mu \cdot D(a,b)} \end{array} \right], \quad (8)$$

где μ – коэффициент ослабления материала объекта, г/см²; $D(a,b)$ – толщина ослабляющего слоя, вычисляемая по следующему выражению:

$$D(a,b) = 2 \cdot \sqrt{R^2 - \frac{\left[\left[\left(\frac{d+1}{2} - a \right) \cdot q \right]^2 + \left[\left(\frac{d+1}{2} - b \right) \cdot q \right]^2 \right] \cdot X^2}{X + X_1^2 + \left[\left(\frac{d+1}{2} - a \right) \cdot q \right]^2 + \left[\left(\frac{d+1}{2} - b \right) \cdot q \right]^2}}. \quad (9)$$

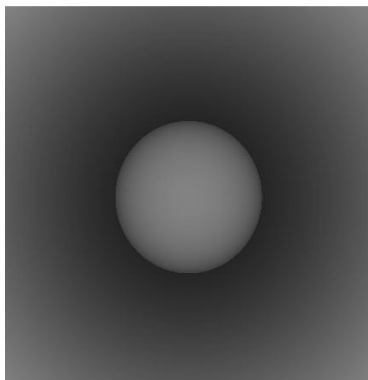
Конечность размеров фокусного пятна можно оценить с помощью:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{x - \mu}{\sigma}\right)^2\right), \quad (10)$$

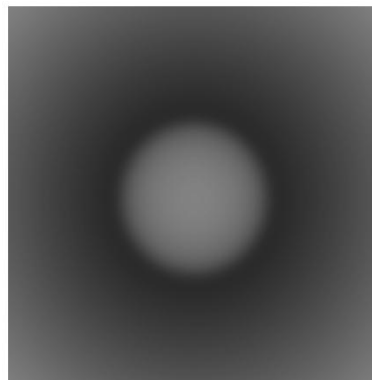
где x – переменная радиуса фокусного пятна; μ – смещение максимума распределения от нуля; σ – степень размытия изображения. Если учесть увеличение изображения, то форму распределения фокусного пятна в плоскости приемника можно описать выражением:

$$F(a,b) = \int_0^d \int_0^d P2(A,B) \cdot \left[\frac{1}{\sqrt{2\pi} \left(f \frac{Y}{q}\right)^2} \exp\left(\frac{-(A-a)^2}{2 \left(f \frac{Y}{q}\right)^2}\right) \right] \cdot \left[\frac{1}{\sqrt{2\pi} \left(f \frac{Y}{q}\right)^2} \exp\left(\frac{-(B-b)^2}{2 \left(f \frac{Y}{q}\right)^2}\right) \right] dAdB, \quad (11)$$

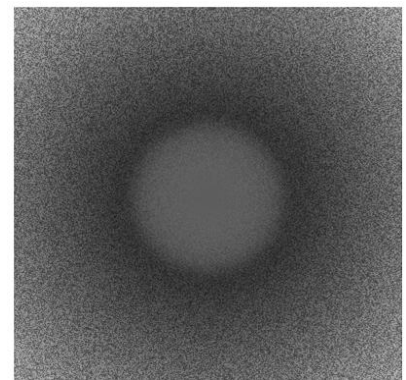
где $f = X_1/(x-X_1)$ – коэффициент увеличения изображения для рассматриваемой модели; Y – диаметр фокусного пятна.



Ослабление



Размытие



Учет шумов

Рис. 11. Пример реализации модели для сферического объекта

С использованием полученных выражений была разработана модель участка зубочелюстной системы (зуб, ткани нижней челюсти и ткани лица).

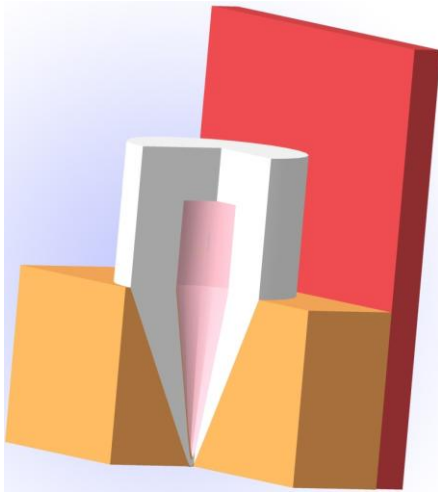


Рис. 12. Модель участка зубочелюстной системы

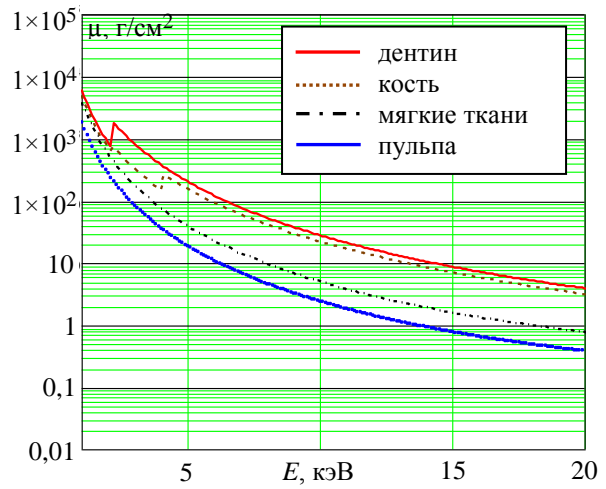


Рис. 13. Массовые коэффициенты ослабления излучения в различных тканях модели

Сравнение реальных снимков с моделированными по описанной методике (размер фокусного пятна – 0,5 мм, разрешающая способность приемника – 10 п. лин. на мм, фильтр – 1,5 мм алюминия) показывает достаточно высокую точность модели для расчета оптимальных режимов съемки.

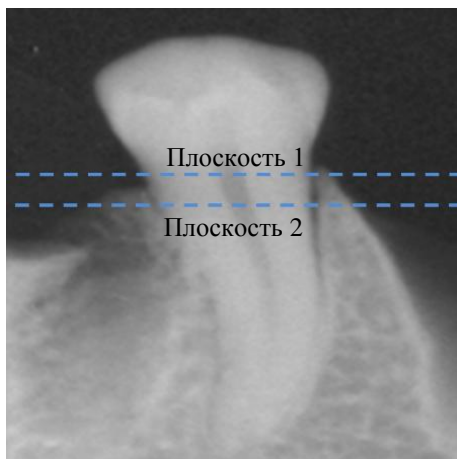


Рис. 14. Снимок участка зубного ряда

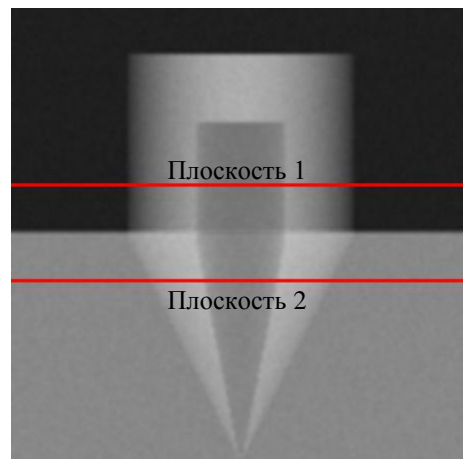


Рис. 15. Смоделированное изображение

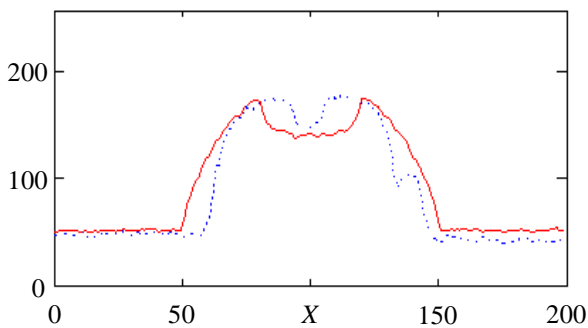


Рис. 16. Плотность почернения в плоскости 1

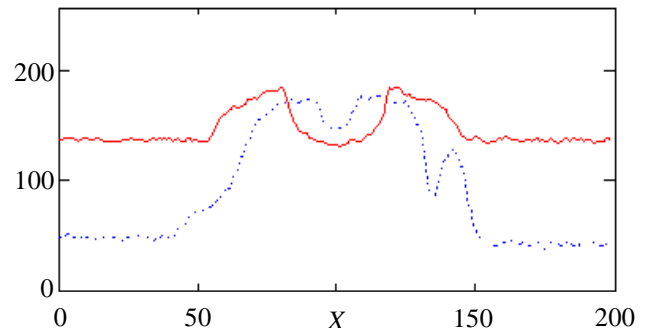


Рис. 17. Плотность почернения в плоскости 2

Описанная методика позволяет определить оптимальные физико-технические условия съемки и, тем самым, повысить эффективность исследований и снизить эффективную дозу облучения пациентов.

В четвертой главе приведены результаты исследования эксплуатационных параметров интраоральных рентгеновских аппаратов.

Для определения диаграммы направленности излучения была проведена серия экспериментов с использованием термолюминесцентных дозиметров. Результаты измерения мощности дозы приведены в таблице 4.

Таблица 4. Мощность дозы излучения на поверхности анода

Положение детекторов	8	18	28	40	50	60
P, мР/сек при $U_a = 50$ кВ	96	162	13	1	0	0
P, мР/сек при $U_a = 60$ кВ	376	213,5	5,6	3,2	1,5	1
P, мР/сек при $U_a = 70$ кВ	944	294	62	15,2	3,2	1,3

Полученные данные позволили определить диаграмму направленности излучения. Чтобы ограничить область воздействия излучения на пациента исключительно отделами лицевого черепа была рассчитана оптимальная форма свинцовой диафрагмы для анода, формирующая поток в виде веера.

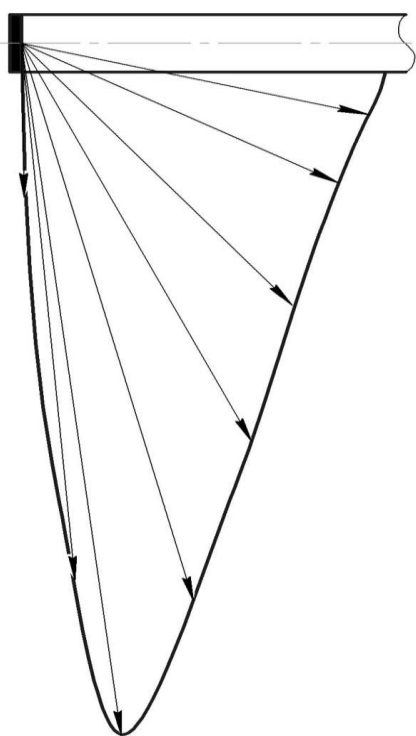


Рис. 18. Диаграмма направленности

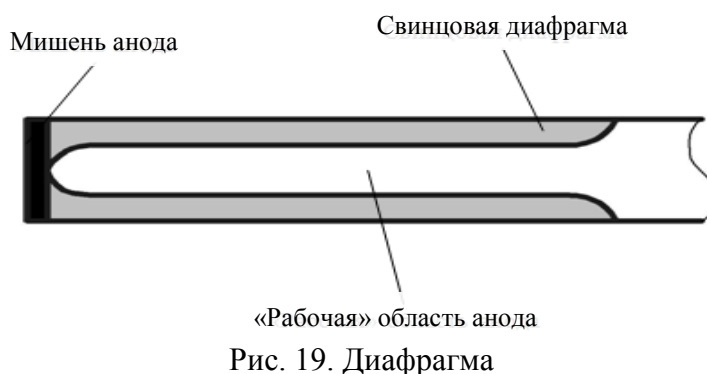


Рис. 19. Диафрагма

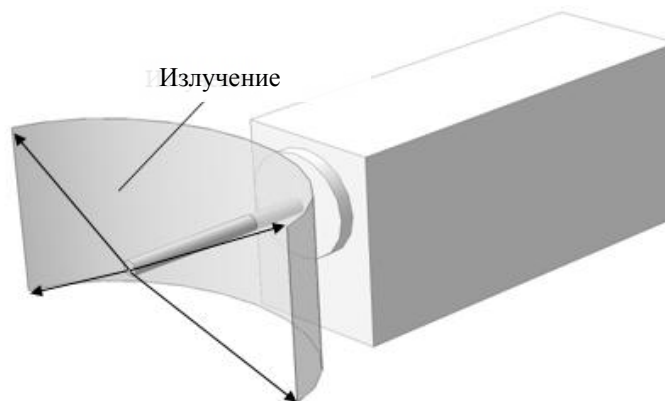


Рис. 20. Поле облучения

Диафрагма изготовлена из свинцового листа толщиной 0,5 мм, что эквивалентно кратности ослабления излучения $K = 100$. Углы раствора веера таковы, что размеры поля облучения на расстоянии от торца анода 6 см соответствуют формату рентгеновской пленки 15x30 см.

В действующих нормативах отсутствуют данные по определению рабочей нагрузки для интраоральных панорамных аппаратов, а, кроме того, низкая экспозиционная доза в интраоральных аппаратах позволяет не вы-

держивать требуемые значения расстояния от фокусного пятна до детектора. Поэтому расчет радиационного выхода K_r производился с учетом уменьшенного расстояния r и более низкого тока I , а также времени экспозиции t :

$$K_r = \frac{D \times 60 \times r^2}{I \times t}. \quad (12)$$

При проведении экспериментов было обнаружено, что дозиметры дают заниженные показания, что определяется малым временем экспозиции аппаратов и временем выхода на режим, которое в среднем составляет 100 мс.

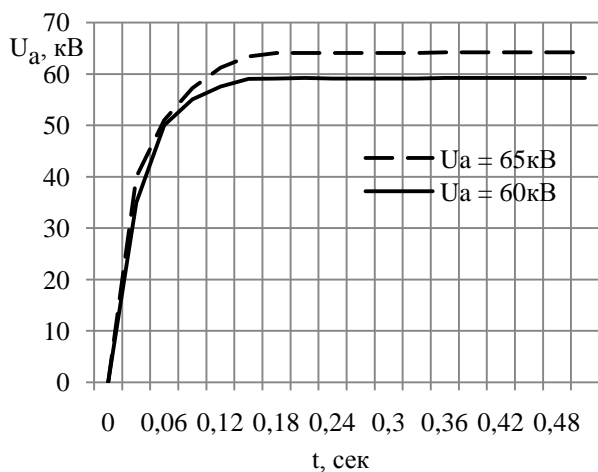


Рис.21. Кривая анодного напряжения

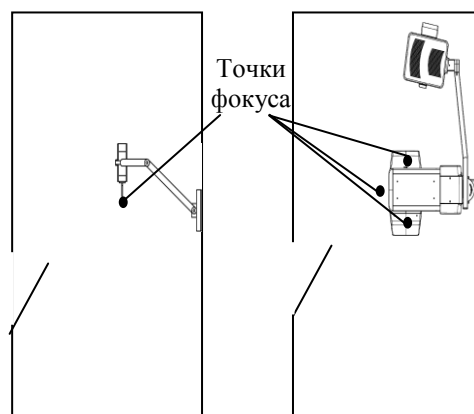


Рис. 22. Схемы рентгеновских кабинетов

Выявленные особенности определения эксплуатационных параметров интраоральных аппаратов не противоречат действующим нормативным документам. Предложенные методы контроля необходимо учитывать при проведении испытаний, а также представляется целесообразным их введение в действующие санитарные нормы и правила.

Проведенные с использованием разработанных методик расчеты показывают, что для цифрового ортопантомографа рабочая нагрузка составляет $W = 200$ мА×мин/нед, а для интраорального панорамного рентгеновского аппарата не превышает $W = 1,5$ мА×мин/нед. Принципиальные схемы размещения в помещении рассматриваемых аппаратов показывают, что использование интраорального аппарата требует обеспечения значительно меньшей радиационной защиты (для кабинета с интраоральным аппаратом требуется в 3-4 раза меньше защитных материалов в свинцовом эквиваленте, чем для кабинета с ортопантомографом).

Таким образом, уже на стадии проектирования и обустройства рентгеновского кабинета достигается существенный экономический эффект от использования интраоральной рентгенодиагностической аппаратуры, так как средства радиационной защиты являются определяющими в стоимости переоборудования (строительства) рентгеностоматологического кабинета.

В заключении приведены основные результаты, полученные в ходе работы, которые заключаются в следующем:

- разработана физическая модель, описывающая процесс формирования рентгеновских снимков на основе комплексного учета параметров источника и приемника излучения, а также рентгенооптической схемы съемки, и разработано ее подробное математическое описание, верифицированное сравнением расчетных и экспериментальных результатов.

- разработан метод повышения точности определения геометрических размеров объектов на интраоральных панорамных рентгеновских снимках путем коррекции геометрических искажений и компьютерная программа для его реализации;

- предложены пути конструктивного совершенствования интраоральных панорамных рентгенодиагностических систем, позволяющие повысить информативность рентгенодиагностических исследований;

- усовершенствована методика интраоральной панорамной рентгенодиагностики в стоматологии, позволяющая существенно повысить качество снимков с одновременным снижением радиационной нагрузки на пациента;

- разработан программный комплекс для расчета оптимальных режимов работы рентгенодиагностической аппаратуры, позволяющий определять зависимость качества и информативности рентгеновских снимков от характеристик аппаратуры и режимов ее эксплуатации;

- разработан новый метод определения радиационной нагрузки при проведении интраоральной панорамной рентгенодиагностики, учитывающий особенности рентгенооптической схемы съемки;

- подготовлены методические рекомендации по применению разработанной методики интраоральной панорамной рентгенодиагностики в стоматологии.

Исследования, проведенные в работе, показали, что усовершенствованный метод интраоральной панорамной рентгенодиагностики позволяет увеличить диагностическую ценность рентгеностоматологических снимков и снизить радиационную нагрузку на пациента и персонал, что подтверждается многочисленными работами, проведенными на базе ведущих медицинских учреждений Российской Федерации.

Таким образом, можно утверждать, что интраоральная панорамная рентгенодиагностика, в случае ее широкого внедрения в клиническую практику, способна в сочетании с традиционной ортопантомографией и компьютерной рентгеновской томографией решить все задачи современной стоматологической рентгенодиагностики.

Публикации по теме диссертации в журналах, рекомендованных ВАК

1. **В.Б. Бессонов**, И.М. Баранов, Е.Н. Потрахов, К.К. Жамова, А.Ю. Грязнов. Программа для моделирования спектров излучения рентгеновских трубок [текст] // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2012. – № 3. – С. 8-12.
2. А.Ю. Грязнов, К.К. Жамова, **В.Б. Бессонов**. Метод формирования псевдообъемных изображений в микрофокусной рентгенографии [текст] // Биотехносфера. – 2013. – №4 (28). – С. 51 – 55.
3. **В.Б. Бессонов**. Доза облучения пациентов при проведении дентальных рентгенологических исследований с использованием портативного рентгеновского аппарата «ПАРДУС-Р» [текст] // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2013. – № 8. – С. 7-9.
4. М.Б. Медникова, Н.Н. Потрахов, **В.Б. Бессонов**. Применение микрофокусной рентгенографии в разграничении ископаемых представителей рода Ното с архаической и современной морфологией [текст] // Биотехносфера. – 2013. – №4 (28). – С. 56 – 59.
5. **В.Б. Бессонов**. Метод повышения информативности и снижения радиационной нагрузки при панорамных рентгенодиагностических исследованиях в стоматологии [текст] // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2014. – № 1. – С. 3-6.

Публикации по теме диссертации в других изданиях

6. **В.Б. Бессонов**, Е.Н. Потрахов, А.Ю. Грязнов. Модернизация метода микрофокусной интраоральной панорамной дентальной рентгенографии [текст] // Сб. научных трудов II Всероссийской научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Электронные приборы, системы и технологии». – Томск. – 2012. – С. 88-90.
7. **В.Б. Бессонов**, А.Ю. Грязнов. Методика моделирования рентгенодиагностических снимков с целью увеличения их диагностической ценности [текст] // Труды VIII Российско-баварской конференции по биомедицинской инженерии. – СПб. – 2012. – С. 355-359.
8. **В.Б. Бессонов**, А.Ю. Грязнов, Е.Н. Потрахов, Н.Н. Потрахов. Микрофокусная рентгенография - новое направления развития медицинской диагностики [текст] // 13-я НТК «Медико-технические технологии на страже здоровья»: Сб. трудов. – Москва. – 2011. – С. 237-241.
9. **В.Б. Бессонов**, А.Ю. Грязнов. Программа анализа рентгеновских снимков и оценки информативности изображений // 64-я НТК НТОРЭС им. А.С.Попова. – СПб. – 2009 – С. 190-191.
10. К.К. Жамова, **В.Б. Бессонов**, Е.В. Васильева, А.Ю. Грязнов. Возможности микрофокусной маммографии с прямым увеличением изображения [тезисы] // V Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине»: Сборник материалов. – Т. 1. – Троицк. – 2012. – С. 35-37.
11. **В.Б. Бессонов**, А.Ю. Грязнов. Программа обработки панорамных интраоральных рентгеновских стоматологических снимков [тезисы]// 66-я НТК НТОРЭС им. А.С. Попова. – СПб. – 2011. – С. 327-328.
12. Н.Н. Потрахов, Е.Н. Потрахов, К.К. Жамова, **В.Б. Бессонов**, Д.А. Шишов, А.Ю. Грязнов. Микрофокусная рентгенография: опыт внедрения разработки ВУЗа в производство [текст] // XI Всероссийская научно-практическая конференция «Планирование и обеспечение подготовки

кадров для промышленно-экономического комплекса региона»: Материалы конференции. – СПб. – 2012. – С. 85-90.

13. **В.Б. Бессонов**, Е.Н. Потрахов, К.К. Жамова, А.Ю. Грязнов. Программа коррекции интраоральных панорамных снимков // НК «Байкальские встречи», сб. мат. межрег. научн. конф. – Иркутск. – 2012. – С.57-60.

14. А.Ю. Васильев, Д.В. Бойчак, А.А. Локтионов, Ю.И. Румянцев, Д.В. Макарова, Е.Г. Привалова, Н.Н. Потрахов, А.Ю. Грязнов, Е.Н. Потрахов, **В.Б. Бессонов**. Результаты клинических испытаний малодозового микрофокусного рентгенодиагностического аппарата при исследовании опорно-двигательной системы [тезисы]// Невский радиологический форум, Научные материалы. – СПб. – 2011. – С. 38.

15. **В.Б. Бессонов**, К.К. Жамова. Особенности рентгенодиагностики в маммологии с помощью микрофокусных источников рентгеновского излучения [тезисы] // 63-я НТК ППС СПбГЭТУ. – СПб. – 2010. – С. 55-59.

16. **В.Б. Бессонов**. Программа расчета радиационной нагрузки на пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований [тезисы] // 67-я НТК НТОРЭС им. А.С. Попова. – СПб. – 2012. – С. 271-273.

17. К.К. Zhamova, **V.B. Bessonov**, A.Y. Gryaznov. Methods of Mammology X-Ray Research // Proceedings of 1-st Russian German Conference on Biomedical Engineering (RGC 2013). – Hanover, Germany. – 2013. – P. 114.

Патенты, свидетельства, учебные пособия

18. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2010617671. И.М. Баранов, А.Ю. Грязнов, **В.Б. Бессонов**, К.К. Жамова, Е.Н. Потрахов. «Программа для моделирования спектров излучения и расчета экспозиционной дозы (ИНФО-Спектр)» от 28.09.2010 г.

19. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2013660831. **В.Б.Бессонов**, А.Ю. Грязнов, К.К. Жамова, Н.Н. Потрахов. «Программа коррекции геометрических искажений интраоральных панорамных рентгеновских снимков (IntroCorrect)» от 20.11.2013 г.

20. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2012611342. О.Р. Хоакин, Ю.Н. Потрахов, И.М. Баранов, **В.Б. Бессонов**. «Программа для ведения медицинской карты пациентов больничного рентгеновского кабинета (АРЕС-Травма)» от 02.02.2012 г.

21. Патент на изобретение № 2460994. Н.Н. Потрахов, Е.Н. Потрахов, А.Ю. Грязнов, **В.Б. Бессонов**, Е.А. Елисеева, В.Н. Нино. «Способ получения рентгеновского изображения рыб» от 10.09.2012 г.

22. Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2009616682. Н.Н. Потрахов, **В.Б. Бессонов**, А.Ю. Грязнов, Н.В. Казакова. «Программа для оценки информативности медицинских рентгенодиагностических снимков (ИНФО-анализ)» от 02.12.2009 г.

23. Патент на полезную модель № 136318. А.Ю. Васильев, Ю.А. Васильев, **В.Б. Бессонов**, А.Ю. Грязнов, К.К. Жамова, Н.Н. Потрахов. «Тест-объект для оценки диагностических возможностей рентгенографических систем» от 26. 07.2013 г.