

На правах рукописи

Грязнов Артем Юрьевич

МЕТОДЫ И СИСТЕМЫ
МИКРОФУКУСНОЙ ФАЗОКОНТРАСТНОЙ
МЕДИЦИНСКОЙ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКИ

Специальность 05.11.17
«Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
доктора технических наук

Санкт-Петербург
2010

Работа выполнена в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

Консультанты:

доктор технических наук, профессор Потрахов Н.Н.

Официальные оппоненты:

доктор технических наук Блинов Н.Н.

доктор технических наук, профессор Быков Р.Я.

доктор технических наук, профессор Таубин М.Л.

Ведущая организация:

Всероссийский научно-исследовательский и испытательный институт
медицинской техники

Защита диссертации состоится 15 декабря 2010 года в ____ часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.238.09 при Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, д. 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке СПбГЭТУ

Автореферат разослан «__» _____ 2010 года

Ученый секретарь совета по защите
докторских и кандидатских диссертаций

К. Н. Болсунов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы.

Состояние и уровень развития здравоохранения является сегодня одним из важнейших показателей развития нации, а качество медицинской диагностики, ее своевременность, информативность, массовость и доступность являются определяющими для здоровья и благополучия человека. В настоящее время в связи с увеличением социально значимых заболеваний возникает проблема повышения информативности ранней диагностики. Поэтому расширение работ, направленных на развитие существующих и создание новых методов диагностики представляется совершенно необходимым. Вместе с тем, несмотря на развитие различных видов томографии, биологических и генетических методик исследования, ведущим и наиболее широко распространенным методом была и остается рентгенодиагностика, по оценкам различных организаций занимающая от 50 до 80% общего объема диагностических исследований в медицине.

При всех широко известных достоинствах медицинской рентгенодиагностики в ней все еще скрыты значительные ресурсы для повышения информативности и, что особенно важно, для снижения радиационной нагрузки на пациента и персонал в процессе обследования. К сожалению, несмотря на принимаемые меры, уровень облучения населения при проведении медицинских рентгенодиагностических обследований в Российской Федерации остается одним из наиболее высоких среди промышленно развитых стран, и эта ситуация улучшается очень медленно.

Одними из главных причин высоких доз медицинского облучения в России являются низкие темпы обновления парка устаревших рентгеновских аппаратов (в первую очередь – медленный переход от пленочной рентгенографии к цифровой), неудовлетворительное сервисное обслуживание медицинской техники, а также низкая квалификация специалистов. Экспертиза, проведенная специалистами ВОЗ в 2007 году, показала, что уменьшение доз медицинского облучения всего на 10% по своему эффекту равносильно полной ликвидации всех других искусственных источников радиационного воздействия на население. Для Российской Федерации этот потенциал значительно выше - доза медицинского облучения населения страны может быть снижена примерно в 2 раза, то есть до уровня 0,5-0,6 мЗв/год, который имеют большинство индустриально развитых стран. Приведенные данные подчеркивают важность работ, направленных как на повышение информативности медицинской рентгенодиагностики, так и на снижение при этом радиационной нагрузки на пациента.

В этом направлении в нашей стране давно проводится большая научно-исследовательская и методическая работа. Труды Н.Н. Блинова (ст.),

Н.Н. Блинова (мл.), Ю.А. Быстрова, А.Ю. Васильева, Ю.В. Варшавского, Л.В. Владимирова, С.А. Иванова, В.Н. Ингала, Б.М. Кантера, Н.А. Карловой, А.К. Карпенко, В.В. Ключева, Б.И. Леонова, А.И. Мазурова, Н.Н. Потрахова, Г.И. Прохватилова, Н.А. Рабухиной, Р.В. Ставицкого, М.Л. Таубина, Г.Е. Труфанова, А.Н. Черния, Г.А. Щукина и других исследователей внесли огромный вклад в развитие медицинской рентгенодиагностики как в части совершенствования методик и аппаратуры, так и в части снижения негативных эффектов, возникающих при рентгенологических исследованиях.

Таким образом, все вышеизложенное показывает необходимость проведения широкого круга физических и медицинских исследований с целью совершенствования методов медицинской рентгенодиагностики.

Объектом исследования являются системы для медицинской рентгенодиагностики, основанные на использовании источников рентгеновского излучения с фокусным пятном микронных размеров.

Предмет исследования – эффекты и явления, возникающие при реализации методов микрофокусной медицинской рентгенодиагностики.

Целью диссертационной работы является исследование и внедрение в медицинскую практику метода микрофокусной фазоконтрастной рентгенографии, а также разработка и создание серийной аппаратуры для его реализации.

Реализация поставленной цели достигнута решением следующих задач:

- исследованием эффекта возникновения фазоконтрастных изображений биологических объектов при реализации способа микрофокусной медицинской рентгенодиагностики;
- исследованием эффекта псевдообъемного изображения, возникающего при рентгеновской съемке биологических объектов с большим коэффициентом прямого увеличения изображения;
- исследованием возможности повышения контрастности теневых рентгеновских изображений биологических объектов путем оптимизации спектрального состава рентгеновского излучения;
- исследованием особенностей взаимодействия рентгеновского излучения с веществом при просвечивании биологических объектов с помощью источников излучения с фокусным пятном микронных размеров;
- внедрением в отечественную практику современных цифровых рентгенодиагностических систем, позволяющих в полной мере реализовать достоинства метода микрофокусной фазоконтрастной медицинской рентгенодиагностики.

Научная новизна работы отражается в следующих результатах:

- впервые теоретически обоснован и количественно оценен эффект возникновения фазоконтрастных изображений при исследовании биологических объектов с помощью метода микрофокусной медицинской рентгенодиагностики;
- разработан метод получения псевдообъемных изображений биологических объектов при проведении рентгенологического обследования с использованием микрофокусных источников рентгеновского излучения;
- предложен метод повышения качества теневых рентгеновских изображений биологических объектов путем оптимизации спектрального состава излучения рентгеновской трубки для каждого типа рентгенологических исследований;
- разработаны физическая и математическая модели взаимодействия рентгеновского излучения с веществом, позволяющие оценить радиационную нагрузку на пациента и персонал при проведении рентгенодиагностических исследований на микрофокусной аппаратуре;
- в результате теоретических и экспериментальных исследований разработано семейство цифровых рентгенодиагностических комплексов для практической реализации метода микрофокусной фазоконтрастной рентгенографии.

Методы исследования.

Теоретические исследования выполнены с применением современных методов математического анализа и теории статистических решений. Для проведения экспериментальных исследований использовались действующие образцы аппаратуры, созданной в СПбГЭТУ в процессе выполнения работы при непосредственном участии автора. Полученные результаты исследований хорошо согласуются с известными теоретическими положениями, что подтверждает достоверность и обоснованность научных положений и практических рекомендаций.

Практическая значимость работы.

В процессе работы созданы новые методы микрофокусной медицинской рентгенодиагностики, а также разработаны различные типы микрофокусной рентгеновской аппаратуры для их реализации, применяемые в настоящее время в ведущих клиниках Российской Федерации.

Научные результаты, полученные в процессе работы – методы повышения информативности рентгенодиагностики и оценки дозовых нагрузок во время рентгенологических обследований – легли в основу нескольких научно-исследовательских работ, проводимых в СПбГЭТУ.

Внедрение результатов.

Результаты работы нашли свое применение при разработке семейства микрофокусных рентгенодиагностических комплексов – первого отечественного портативного стоматологического комплекса «ПАРДУС-Стома», портативного комплекса для травматологии «ПАРДУС-Травма» и первого микрофокусного комплекса для ветеринарии «ПАРДУС-Зоо».

Разработанная аппаратура и методики ее применения внедрены в лечебный процесс в признанных научно-медицинских центрах России - Военно-Медицинской Академии им. С.М. Кирова, Главном военном клиническом госпитале МО РФ им. Н.Н. Бурденко, Государственной медицинской академии им. И.И. Мечникова, Центральном военном клиническом авиационном госпитале МО РФ, Московском государственном медико-стоматологическом университете и других.

Кроме того, полученные в работе научно-методические результаты внедрены в учебный процесс подготовки специалистов в области рентгенотехники на кафедре электронных приборов и устройств СПбГЭТУ и подготовки врачей-рентгенологов на кафедрах лучевой диагностики МГМСУ и рентгенологии ВМедА.

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

1. Реализация метода получения фазоконтрастных изображений биологических объектов с использованием микрофокусных источников рентгеновского излучения повышает распознаваемость малоконтрастных деталей изображения в 1,5÷2 раза по сравнению с традиционными методами.

2. Разработанный метод получения псевдообъемных теневых рентгеновских изображений позволяет получать информацию о пространственном расположении дефектов в исследуемых биологических объектах при дозовых нагрузках в 7÷10 раз меньших, чем при использовании традиционного метода компьютерной рентгеновской томографии.

3. Предложенный способ повышения контрастности теневых рентгеновских изображений биологических объектов, основанный на оптимизации спектрального состава излучения рентгеновской трубки, позволяет в 1,3÷1,5 раза повысить вероятность обнаружения дефектов на изображении.

4. Метод оценки радиационной нагрузки на пациента и персонал, учитывающий изменение полного спектра излучения рентгеновской трубки при взаимодействии с исследуемым объектом, повышает в 2÷4 раза точность оценки дозовых нагрузок получаемых пациентом в ходе проведения рентгенологического обследования.

5. Разработанные при непосредственном участии автора, прошедшие апробацию и внедренные в ведущих клиниках в период с 2005 по 2010 годы цифровые микрофокусные комплексы семейства «ПАРДУС» для стоматологии, травматологии и ветеринарии позволяют реализовать на практике метод микрофокусной фазоконтрастной медицинской рентгенодиагностики.

Апробация работы. Результаты исследований прошли неоднократное широкое обсуждение и были одобрены на международных, всероссийских и региональных конференциях, съездах и научных форумах:

II, III и IV Международные конгрессы «Невский радиологический форум» (Санкт-Петербург, 2005- 2009 годы), II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2005», VI-XI Международные НТК «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Москва, 2004-2009 годы), Межрегиональная НПК «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» (Москва, 2008 год), Всероссийский конгресс лучевых диагностов (Москва, 2008 год), Международная НПК «Nowe trendy w agrofizyce» (Польша, 2008 год), Международная НТК «Радиология» (2008 – 2010 годы), НТК «Ориентированные фундаментальные исследования и их реализация в АПК России» (Москва, 2009 год), 59-65 НТК, посвященные Дню радио (Санкт-Петербург, 2004 – 2010 годы), НТК «Актуальные вопросы челюстно-лицевой хирургии и стоматологии» (Санкт-Петербург, 2009 год), НТК «Радиология» (2008-2010).

Разработанные при участии автора приборы – микрофокусный рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Стома» для стоматологии, портативный комплекс «ПАРДУС-Травма» для травматологии и первый микрофокусный комплекс для ветеринарии «ПАРДУС-Зоо» – демонстрировались на международных и всероссийских выставках, в том числе «Здравоохранение» (Москва, 2006 и 2008 год), «Российский промышленник» (Санкт-Петербург, 2005 – 2009 годы), «Неделя высоких технологий» (Санкт-Петербург, 2006 – 2009 годы), «Здравоохранение. Стоматология» (Воронеж, 2007 – 2009 годы), где неоднократно награждались дипломами и медалями.

Комплекс «ПАРДУС-Стома», методики микрофокусной съемки для которого созданы при непосредственном участии автора диссертационной работы, удостоен «Гран-при» на Петербургской международной технической ярмарке 2010 года.

По теме диссертации опубликовано 55 печатных работ (из них 11 в рекомендованных ВАК изданиях), методическое и три учебных пособия. Получено 2 Патента РФ на полезную модель, 3 Патента на изобретение и 2 Свидетельства о регистрации программы для ЭВМ.

Структура и объем диссертации. Диссертационная работа состоит из введения, пяти глав, заключения, списка литературы, включающего 96 наименований и приложений с актами внедрения. Основная часть работы изложена на 215 страницах машинописного текста. Работа содержит 65 рисунков и 14 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Первая глава посвящена современному состоянию медицинской микрофокусной рентгенодиагностики, ее возможностям и перспективам развития.

С точки зрения развития рентгенодиагностики в целом, в настоящее время наиболее приоритетными являются две задачи - повышение информативности рентгеновских изображений и снижение дозы облучения пациента в процессе рентгенологического обследования. Решение обеих этих задач возможно при реализации на практике метода микрофокусной рентгенодиагностики – одного из перспективнейших направлений, являющегося бесспорным российским приоритетом. Основанием для подобного вывода служит тот факт, что микрофокусная рентгенография, наряду с рентгеновской томографией, позволяет получать как дополнительную, так и принципиально новую диагностическую информацию по сравнению с традиционными контактными способами съемки. В отличие от рентгеновской компьютерной томографии, при микрофокусной съемке получение большего объема информации не обусловлено повышением радиационной нагрузки на объект исследования – наоборот, эффективная доза облучения пациента при проведении одних и тех же рентгенологических процедур в случае использования микрофокусных источников излучения может быть в несколько раз снижена даже по сравнению со стандартной рентгенодиагностикой.

Микрофокусная рентгенография, как самостоятельное направление медицинской диагностики, оформилась в нашей стране в конце 90-х годов прошлого века и до сих пор, несмотря на спад промышленного производства, продолжает быстро развиваться. Важнейшей отличительной особенностью микрофокусного способа съемки является возможность получения резких увеличенных изображений различных органов, что значительно повышает диагностическую ценность снимков.

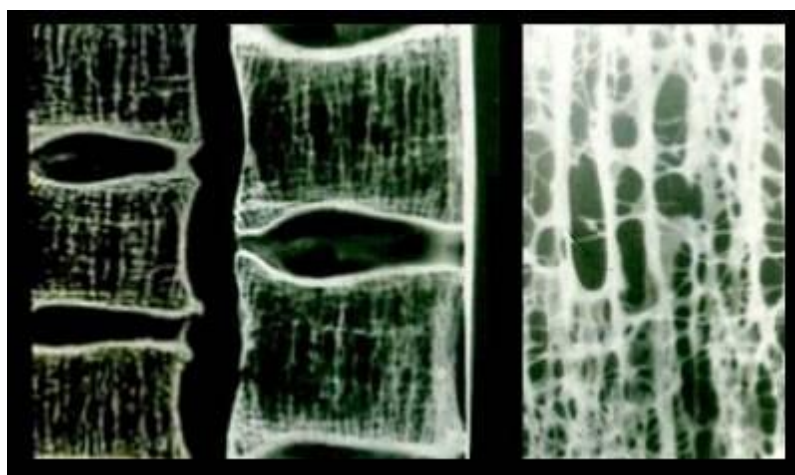


Рис. 1. Микрофокусные снимки скелетированных препаратов позвонков. Слева направо: без увеличения, с пяти- и десятикратным прямым увеличением изображения. С повышением кратности увеличения растет количество определяемых деталей - видны костные балки, их направление и взаиморасположение.

Принцип микрофокусной рентгенографии состоит в производстве снимков при значительно меньшем, чем при обычной съемке, расстоянии между фокусным пятном рентгеновской трубки и объектом, с одновременным удалением регистрирующей системы (например, пленки) от объекта.

В настоящее время понятие «микрофокусная рентгенография» включает в себя совокупность способов получения рентгеновских изображений с помощью источников излучения, размер фокусного пятна которых составляет менее 0,1 мм (в соответствии с ГОСТ 22.091.9-86).

Однако максимальный размер фокусного пятна 100 мкм является рубежом между микрофокусной и стандартной рентгенографией не только потому, что так регламентирует ГОСТ. Исследования, проводимые в течение ряда лет в нескольких научных и медицинских центрах и, в первую очередь, в СПбГЭТУ, показали, что причиной этому служат существенные особенности формирования рентгеновского изображения в медицинской диагностике при использовании источников излучения фокусным пятном микронных размеров.

Поскольку при съемке с увеличением принципиально выдерживается определенное расстояние между объектом и приемником излучения, на последний падает существенно меньшее количество рассеянного излучения. В отечественной рентгенодиагностической практике это явление получило название «эффект воздушной подушки».

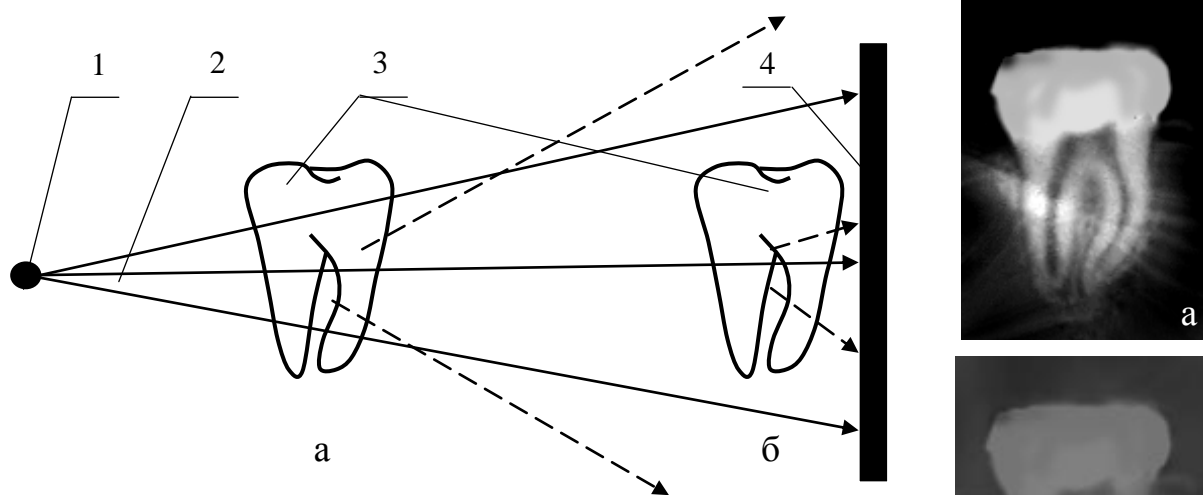


Рис. 2. Механизм возникновения эффекта воздушной подушки.

а – съемка с увеличением; б – контактная съемка.

1 – микрофокусный источник излучения; 2 – ось пучка излучения; 3 – объект; 4 – приемник изображения.

— прямое излучение; - - - - рассеянное излучение.

Помимо возможности получения увеличенных изображений, микрофокусный источник излучения обеспечивает (пользуясь фотографическими определениями) большую глубину резкости при просвечивании. Практически в любом положении объекта съемки на оси между источником и приемником излучения резкость изображения будет высокой, что, в частности, позволяет

с успехом использовать способы микрофокусной рентгенографии для просвечивания объектов, меняющих положение в процессе съемки.

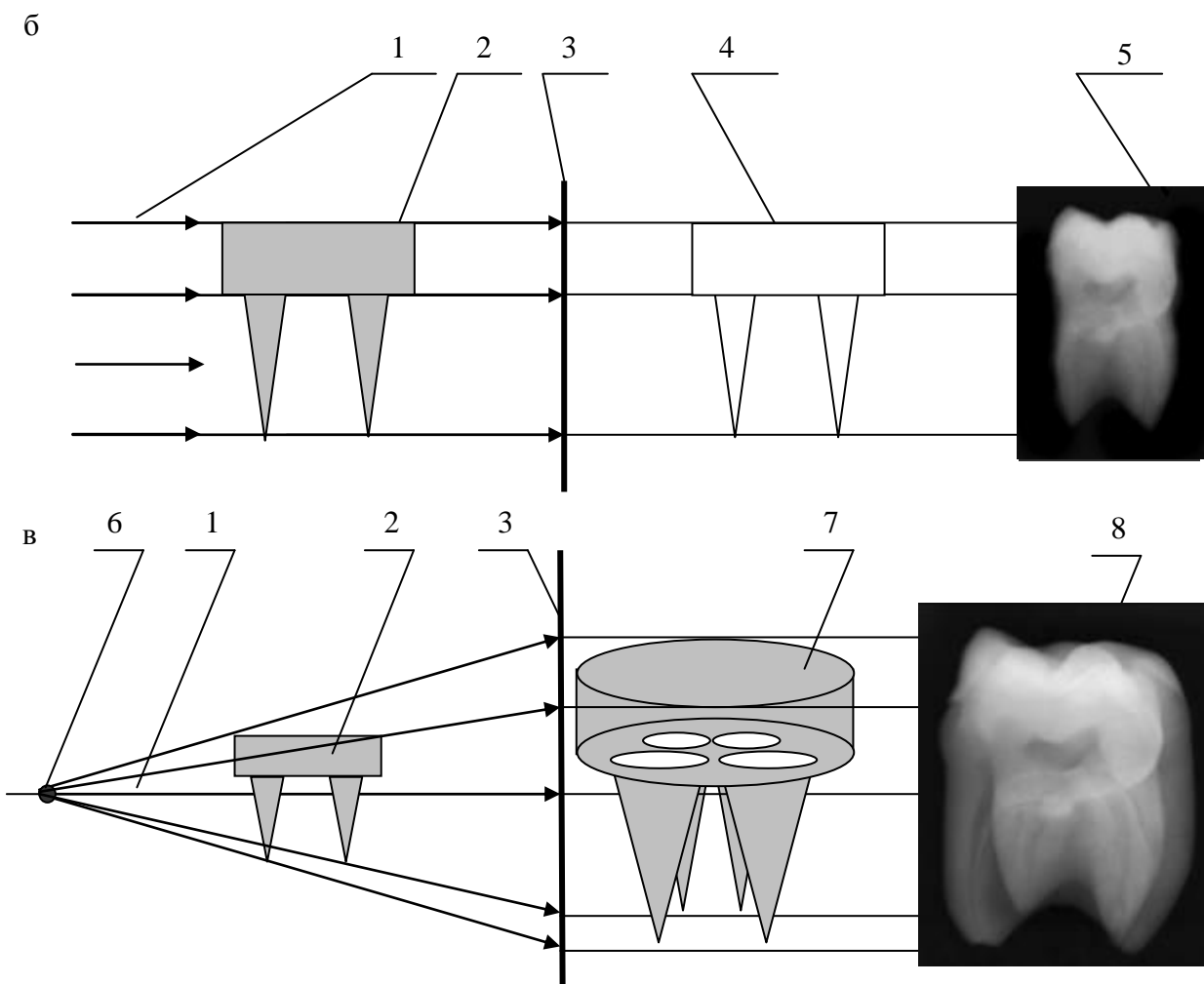
Еще одним фактором повышения информативности микрофокусных рентгеновских изображений является эффект «псевдообъемного» изображения. Рентгеновское изображение, полученное традиционным методом контактной рентгенографии, характеризуется как проекционное, поскольку содержит тени (проекции) от всех анатомических структур, попадающих в поле облучения. Очевидно, что при передаче изображения объемных органов тела на плоскую поверхность снимка неизбежно происходит потеря информации, в ряде случаев необходимой для своевременной и точной установки диагноза. Сохранить эту информацию путем формирования псевдообъемных изображений позволяет микрофокусная рентгенография.



Рис. 3. К пояснению механизма возникновения псевдообъемного изображения.

а – внешний вид объекта (четырёх коренной зуб), б – контактная съёмка, в – съёмка с прямым многократным увеличением.

1 – поток излучения, 2 – исследуемый объект, 3 – плоскость приемника изображения, 4 – проекция изображения объекта при контактной съёмке, 5 – «плоское» изображение объекта б – микрофокусный источник излучения, 7 - проекция изображения при съёмке с увеличением, 8 – «псевдообъемное» изображение объекта.



На рисунке 3 приведены геометрические построения, обосновывающие возможность получения с помощью микрофокусной съемки новой диагностической информации (в приведенном примере – количество корней зуба и их взаимное расположение). Благодаря описанному механизму эффект «псевдообъемного» изображения обеспечивает, например, существенные преимущества способу микрофокусной съемки по сравнению с известным ортопантомографическим способом при получении снимков зубочелюстной системы (рис. 4).

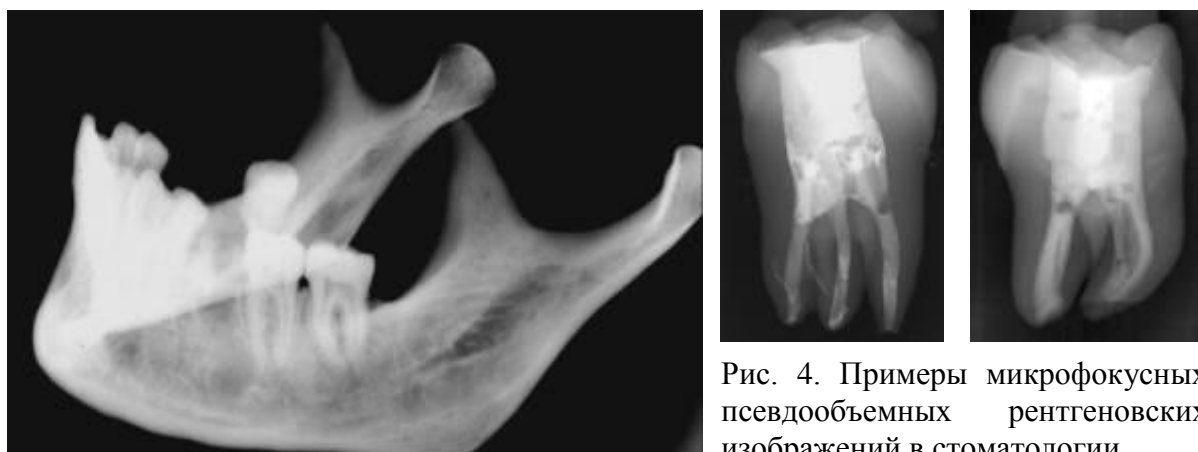


Рис. 4. Примеры микрофокусных псевдообъемных рентгеновских изображений в стоматологии.

Обобщая описанные достоинства микрофокусной рентгенографии можно утверждать, что по своим диагностическим возможностям она значительно превосходит по качеству стандартные (в том числе цифровые) способы съемки, при этом с повышением кратности увеличения возрастает количество определяемых деталей в единице объема при сохранении контрастности и резкости изображения. Кроме того, сочетание микрофокусной рентгенографии и цифровых систем регистрации позволяет повысить эффективность и качество исследований.

Результаты экспериментальных исследований позволяют утверждать, что микрофокусная рентгенография способна заменить большинство применяемых в настоящее время рутинных исследований, и может быть использована как самостоятельная, так и как дополнительная методика для уточнения мелких и малоконтрастных деталей. При этом, за счет использования фокусного пятна малых размеров и расходящегося пучка рентгеновского излучения, возможно получение контрастных, высокодетальных, объемных изображений объекта, что чрезвычайно важно для использования этой методики в различных областях медицины, стоматологии, травматологии, судебной экспертизы, в том числе – в полевых условиях, неспециализированных помещениях, в условиях приемного отделения стационаров скорой помощи или в травмпунктах.

Вторая глава посвящена исследованию эффекта возникновения фазоконтрастных изображений при реализации метода микрофокусной рентгенографии.

В традиционной рентгенодиагностике контраст получаемого изображения просвечиваемого объекта обусловлен распределением плотности потока (количества квантов) рентгеновского излучения за объектом, и в этом случае используется понятие амплитудного контраста теневого рентгеновского изображения. При получении традиционных снимков ослабление излучения, проходящего через объект, существенным образом зависит от энергии квантов этого излучения, а также химического состава, толщины и плотности объекта и может быть в общем виде описано выражением

$$N(E) = N_0(E) \cdot e^{-\mu(E) \rho d}, \quad (1)$$

где $N(E)$ – спектральная плотность потока прошедшего сквозь объект излучения, $N_0(E)$ – спектральная плотность потока падающего на объект излучения, $\mu(E)$ – спектральная зависимость массового коэффициента ослабления излучения для вещества объекта, ρ – плотность объекта, d – толщина объекта.

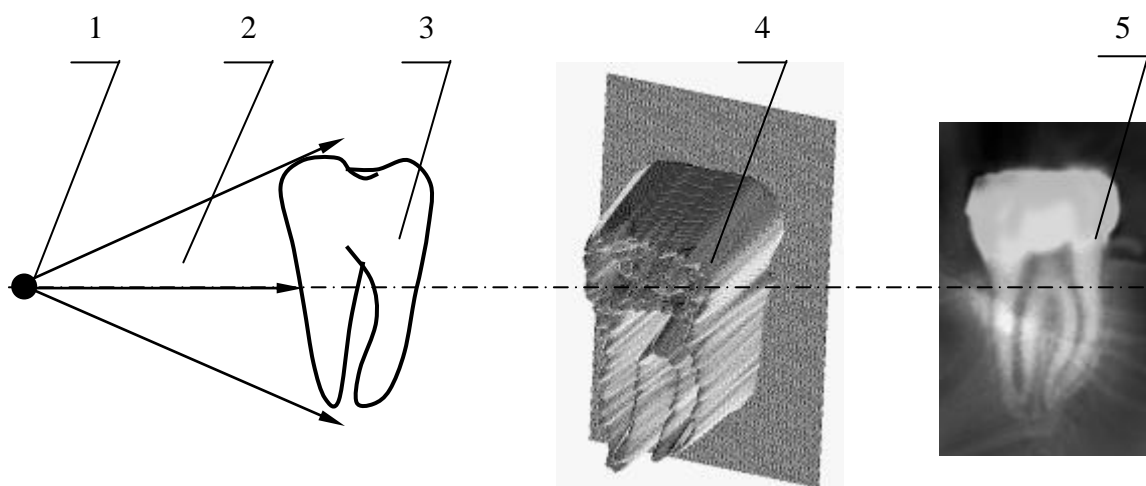


Рис. 5. Традиционный способ получения рентгеновских снимков.

1 – фокусное пятно, 2 – поток излучения, 3 – объект просвечивания, 4 – распределение плотности потока излучения за объектом, 5 – рентгеновское изображение объекта.

Однако, помимо поглощения и рассеяния, поток рентгеновского излучения, проходя сквозь объект, преломляется вследствие разности плотностей окружающей среды и вещества объекта, а также неоднородного распределения плотности в самом веществе. На границе раздела сред с разной плотностью «отдельная» падающая волна меняет направление своего движения. При этом падающая и преломлённая волны расположены в одной плоскости с нормалью к поверхности раздела сред в точке падения, причём в более плотной среде преломлённая волна отклоняется от нормали. Угол отклонения φ от первоначального направления движения является разностью между углом падения волны φ_1 и углом её преломления φ_2 .

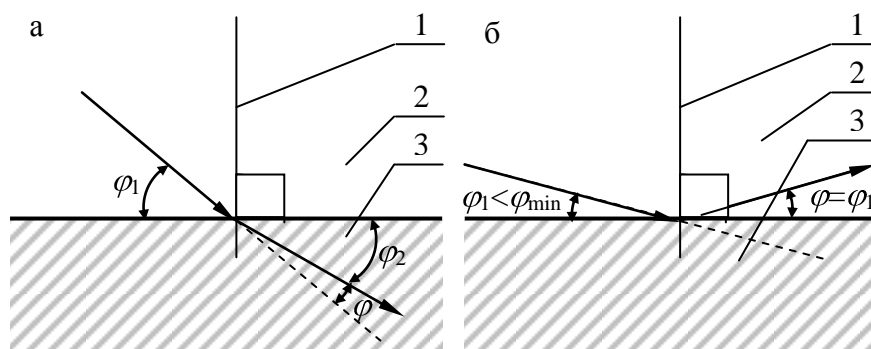


Рис. 6. Излучение на границе раздела сред. а – преломление, б – полное отражение. 1 – нормаль, 2 и 3 – среды с различным коэффициентом преломления, φ_1 , φ_2 и φ – углы падения, преломления и отклонения.

Величина угла отклонения определяется декрементом δ показателя преломления среды (вещества объекта) n и зависит от угла падения.

$$\varphi = \delta \cdot \text{ctg}(\varphi_1) , \quad (2)$$

где $\delta = 1 - n$, n – показатель преломления. Показатель преломления для различных веществ и значений энергии квантов рентгеновского излучения различен, причём декремент показателя преломления меняется приблизительно пропорционально квадрату длины волны. Из выражения (2) видно, что при перпендикулярном падении волны на поверхность объекта ее преломления не происходит, то есть $\varphi = 0$. С уменьшением угла падения угол отклонения растёт и достигает максимального значения φ_{max} при угле преломления φ_2 , равном нулю. Соответствующий этому значению угла преломления угол падения является наименьшим углом φ_{min} , при котором рентгеновское излучение может входить в объект через поверхность раздела сред. Расчёты показывают, что, например, для $\text{MoK}\alpha$ -линии рентгеновского излучения на кальците при угле падения 45° угол отклонения составит всего $0,4$ с, при угле падения около 6° – уже 4 с, а максимальный угол отклонения равен 7 мин. Очевидно, что кванты излучения, падающие на поверхность объекта под большими углами, не играют сколько-нибудь значительной роли в описываемом механизме перераспределения потока излучения и взаимодействуют с веществом путем поглощения или рассеяния.

Таким образом, в результате перераспределения потока излучения границей раздела двух деталей просвечиваемого объекта на рентгеновском снимке повышается контраст изображения границ исследуемых деталей, при этом изменяется фаза первичной волны, а амплитуда остается неизменной. Поэтому возникающий вследствие преломления излучения контраст изображения получил название фазового контраста.

Формирование фазоконтрастного изображения поясняет рисунок 7. Видно, что наилучшие условия для повышения контраста изображения на границах объекта будут обеспечены при использовании параллельного потока излучения или точечного источника, т.е. при строго определенном направлении движения квантов (рис. 7 а, в). Использование фокусного пятна конечных размеров, как это принято в обычной рентгенографии, приводит к уменьшению эффекта фазового контраста (рис. 7 б).

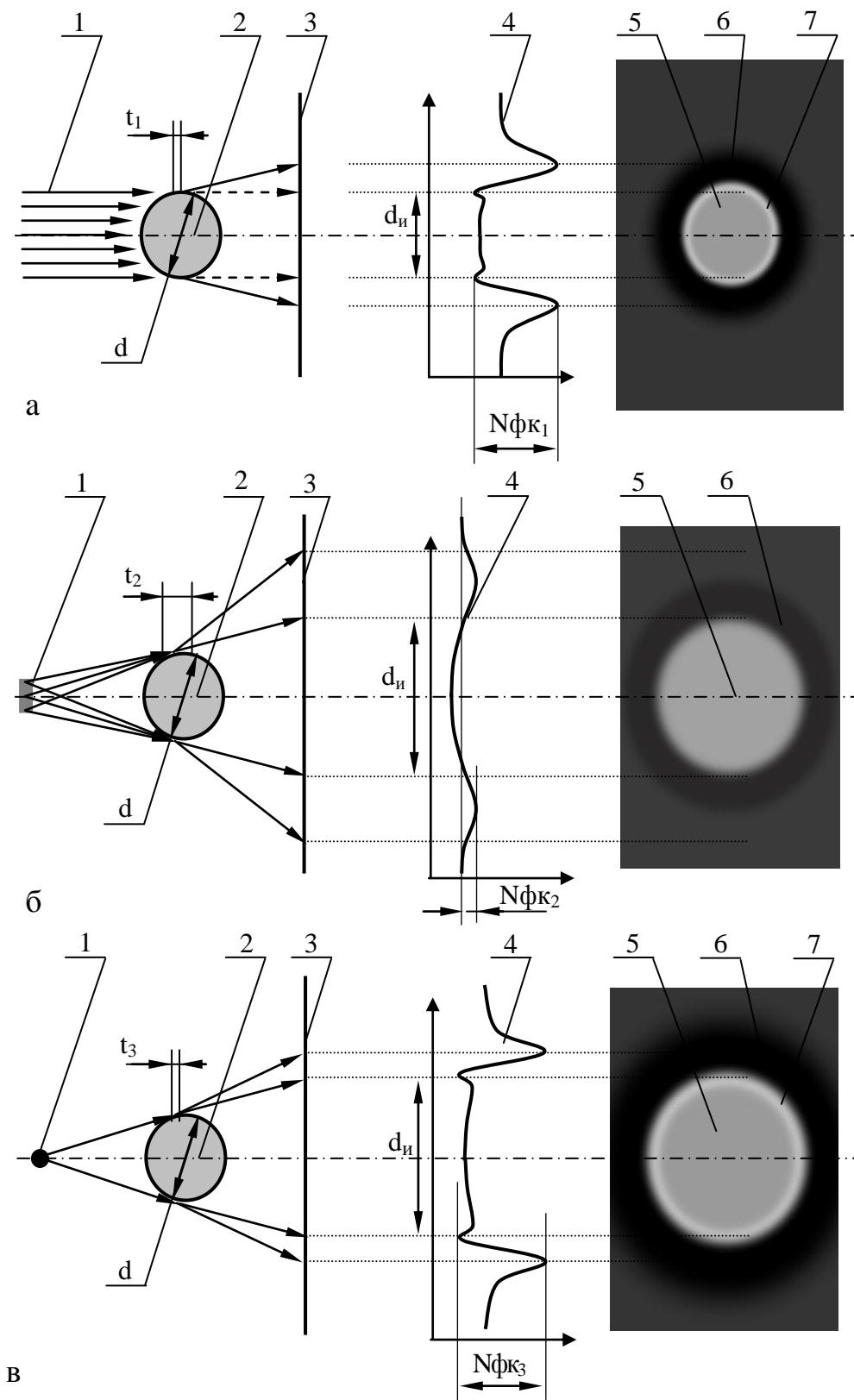


Рис. 7. Механизм возникновения фазового контраста рентгеновского изображения. 1 – источник излучения, 2 – объект, 3 – плоскость изображения, 4 – распределение потока квантов, 5 – изображение объекта, 6 – темная оконтуривающая линия, 7 – светлая оконтуривающая линия, t – область возникновения наблюдаемого фазового контраста, d – диаметр объекта, $d_{и}$ – диаметр изображения, $J_{фк}$ – интенсивность фазоконтрастного сигнала.

а – параллельный поток излучения, $d \sim d_{и}$, $t_1 \sim t_3$, $N\phi_{к1} \sim N\phi_{к3}$;

б – источник излучения с протяженным фокусным пятном, $d \sim d_{и}$, $t_2 \gg t_3$, $J_{фк2} \ll J_{фк1}$;

в – точечный (микрофокусный) источник излучения, $d < d_{и}$.

Очевидно, что уменьшение величины фазового контраста должно происходить и при использовании вместо монохроматического (характеристического) полихроматического (тормозного) излучения. Однако, как показали экспериментальные и теоретические исследования, снижение величины фазоконтрастного сигнала в реальных условиях микрофокусной съемки для диапазона напряжений рентгеновской трубки от нескольких киловольт до нескольких десятков киловольт не превышает 10%.

Теоретически описанный фазоконтрастный механизм возникновения рентгеновского изображения имеет место при любом способе рентгенодиагностики, однако в традиционной рентгенографии основную роль играет амплитудно-контрастный механизм, так как вклад фазового контраста из-за размытия изображения, создаваемого протяженным фокусным пятном, весьма незначителен.

Поэтому в случаях, когда объект состоит из деталей, близких по химическому составу или с небольшим атомным номером материала, на обычных рентгеновских снимках эти детали мало различимы. Но именно для органических материалов и материалов с атомными номерами до 20 вероятность отклонения квантов излучения поверхностным слоем объекта может быть в сотни и более раз (в зависимости от энергии квантов) выше, чем вероятность их поглощения. Соответственно, благодаря использованию механизма фазового контраста, может быть получено гораздо больше диагностической информации о таких объектах. При этом вследствие того, что повышение контраста происходит за счёт перераспределения, а не поглощения квантов излучения, изображение мелких малозаметных деталей, пригодное для уверенного диагностирования, может быть получено при меньших дозах облучения всего объекта.

На реальных снимках свидетельством возникновения фазового контраста является наличие тёмной и светлой оконтуривающих линий непосредственно вокруг изображения объекта или на границе сред с различной плотностью. Тёмная линия свидетельствует о локальном увеличении, а светлая – об уменьшении количества квантов рентгеновского излучения в их общем потоке (если говорить о традиционном изображении – например, на рентгеновской пленке), вследствие отклонения от первоначального направления распространения. Ширина и интенсивность линий определяются условиями съёмки и особенностями объекта. В целом, в зависимости от степени проявления описываемого эффекта помимо увеличения контраста изображения увеличивается также и его резкость (чёткость).

На сегодняшний день объектами исследования методом фазового контраста, в первую очередь, являются биологические и растительные ткани, например, лёгочная, жировая и мышечная, связки, кровеносные сосуды, семена и фрагменты растений, насекомые. Из отдельных органов особый интерес представляет получение изображений молочной железы с возможными уплотнениями и микрокальцинатами.

До недавнего времени для получения фазоконтрастных изображений использовались сложные рентгенооптические схемы, содержащие мощный источник излучения (рентгеновская трубка с вращающимся анодом или синхротрон), два и более кристалла-монокроматора, сканирующие устройства и так далее (рис. 8).

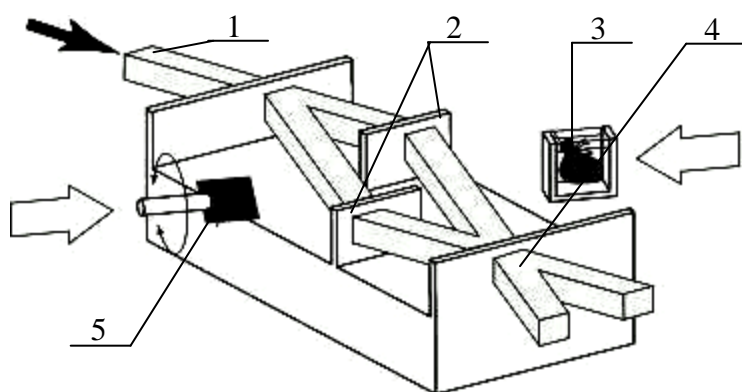


Рис. 8. Традиционная схема получения фазоконтрастных изображений с использованием кристаллов-монокроматоров. 1 – первичный поток излучения, 2 – монокроматоры, 3 – исследуемый объект в держателе, 4 – выходной пучок, несущий информацию об объекте, 5 – система перемещения монокроматоров

Данная схема обладает значительными недостатками, препятствующими ее внедрению в клиническую практику – значительной сложностью конструкции, высокой стоимостью и большим временем анализа (обусловленным необходимостью сканирования), что приводит к невозможности анализа реальных биологических объектов сколько-нибудь значительного размера.

Более простой и удобной в эксплуатации в настоящее время представляется бескристальная схема на основе современных микрофокусных источников рентгеновского излучения и цифровых устройств для визуализации изображения (рис. 7в).

Чтобы определить вклад фазового контраста в формирование изображения при микрофокусной съемке требуется его корректное математическое описание. Поскольку плотность почернения рентгеновской пленки пропорциональна интенсивности излучения у поверхности приемника, то задача моделирования теневого фазоконтрастного рентгеновского изображения в общем случае сводится к нахождению пространственного распределения спектральной плотности потока излучения в плоскости приемника.

В качестве математической модели для расчета выбран сферический объект радиуса R , центр которого расположен на расстоянии x от источника излучения и на расстоянии X от приемника излучения (рис. 9).

Используемая в последующих расчетах переменная d – координата в плоскости детектора, в которой определяется спектральная плотность потока квантов N в зависимости от условий прохождения потока излучения. В общем случае возможны следующие механизмы взаимодействия излучения с веществом на пути от источника до приемника:

I. Ослабление слоем воздуха между источником и приемником (излучение проходит «мимо» объекта);

II. Ослабление в веществе исследуемого объекта (излучение проходит через объект, классический амплитудный контраст);

III. Отражение излучения на границе раздела двух сред (объект-воздух) при падении под углом, меньшим, чем угол полного внешнего отражения;

IV. Преломление излучения при прохождении его через исследуемый объект (искажение классической картины распределения интенсивности излучения за объектом).

Кроме того, для описания пространственного распределения спектральной плотности потока излучения в плоскости приемника, необходимо учесть размытие изображения, связанное с тем, что фокусное пятно имеет конечные размеры.

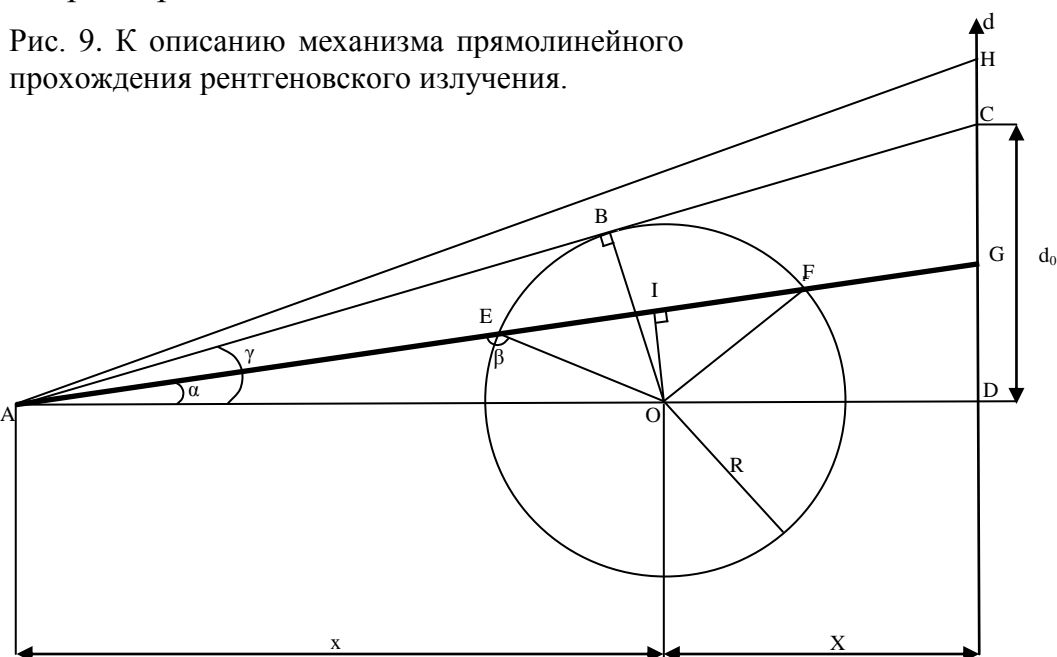


Рис. 9. К описанию механизма прямолинейного прохождения рентгеновского излучения.

Рассмотрим указанные случаи по отдельности.

I. В случае распространения излучения в направлении АН (рис. 9) стоит задача найти спектральную плотность (3) в точке Н в плоскости детектора

$$N(E) = N_0(E) \cdot \exp(-\mu_B(E) \cdot D_B), \quad (3)$$

где $N_0(E)$ – спектральная плотность излучения трубки на один стерадиан, $\mu_B(E)$ – коэффициент линейного ослабления рентгеновского излучения воздухом, D_B – толщина слоя воздуха на пути распространения рентгеновского излучения, в нашем случае – АН.

Поскольку ослабление излучения пропорционально квадрату расстояния, то для распространения излучения вдоль центральной оси пучка (кратчайшего расстояния между фокусным пятном и плоскостью детектора) справедливо будет написать выражение (4):

$$N(E) = N_0(E) \cdot \exp(-\mu_B(E) \cdot D_B) \cdot \frac{1}{(x+X)^2}. \quad (4)$$

Если излучение распространяется под некоторым углом, например до точки Н в плоскости приемника то распределение плотности потока от координаты в плоскости приемника приобретет следующий вид:

$$N_{\text{пр}}(d) = \int_0^{E_{\text{max}}} N_0(E) \cdot \frac{\exp\left(-\mu_B(E) \cdot \sqrt{(x+X)^2 + d^2}\right)}{(x+X)^2 + d^2} \cdot dE. \quad (5)$$

II. Если рассматривать ослабление излучения в объекте в направлении AG, то тогда выражение (5) разбивается на два – излучение ослабляется в слое воздуха AE + FG и слое вещества EF. В этом случае задача нахождения распределения плотности потока излучения в плоскости детектора сводится к тому, чтобы выразить EF через DG, то есть через переменную d. При этом расстояние d_0 образовано касательной, проведенной из точки А к поверхности просвечиваемого объекта (через точку В). Тогда если $d > d_0$, то распределение описывается выражением (5), если $d < d_0$, то выражением (6):

$$N_{\text{осл}}(d) = \int_0^{E_{\text{max}}} N_0(E) \cdot \frac{\exp\left(-\mu_0(E) \cdot \sqrt{R^2 - \frac{d^2 \cdot x^2}{(x+X)^2 + d^2}}\right)}{(x+X)^2 + d^2} \times \\ \times \frac{\exp\left(-\mu_B(E) \cdot \left(\sqrt{(x+X)^2 + d^2} - \sqrt{R^2 - \frac{d^2 \cdot x^2}{(x+X)^2 + d^2}}\right)\right)}{(x+X)^2 + d^2} dE. \quad (6)$$

Выражения (5) и (6) позволяют описать распределение спектральной плотности потока излучения в плоскости приемника при ослаблении излучения сферическим объектом.

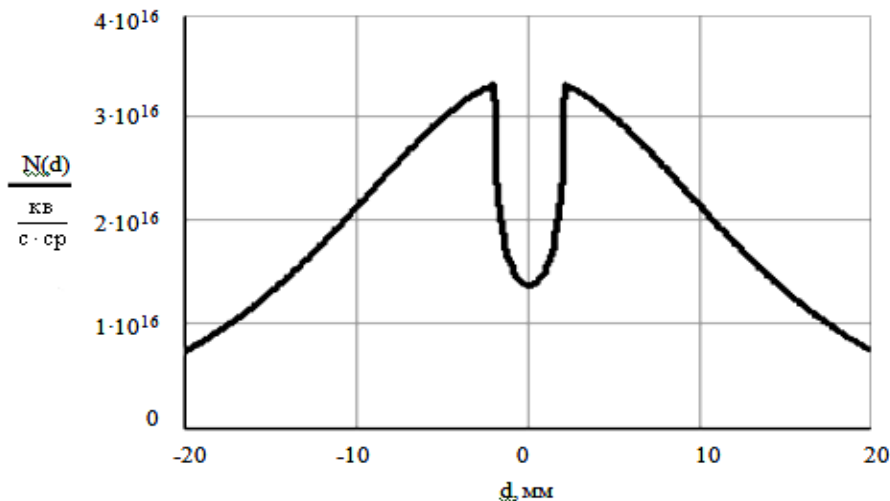


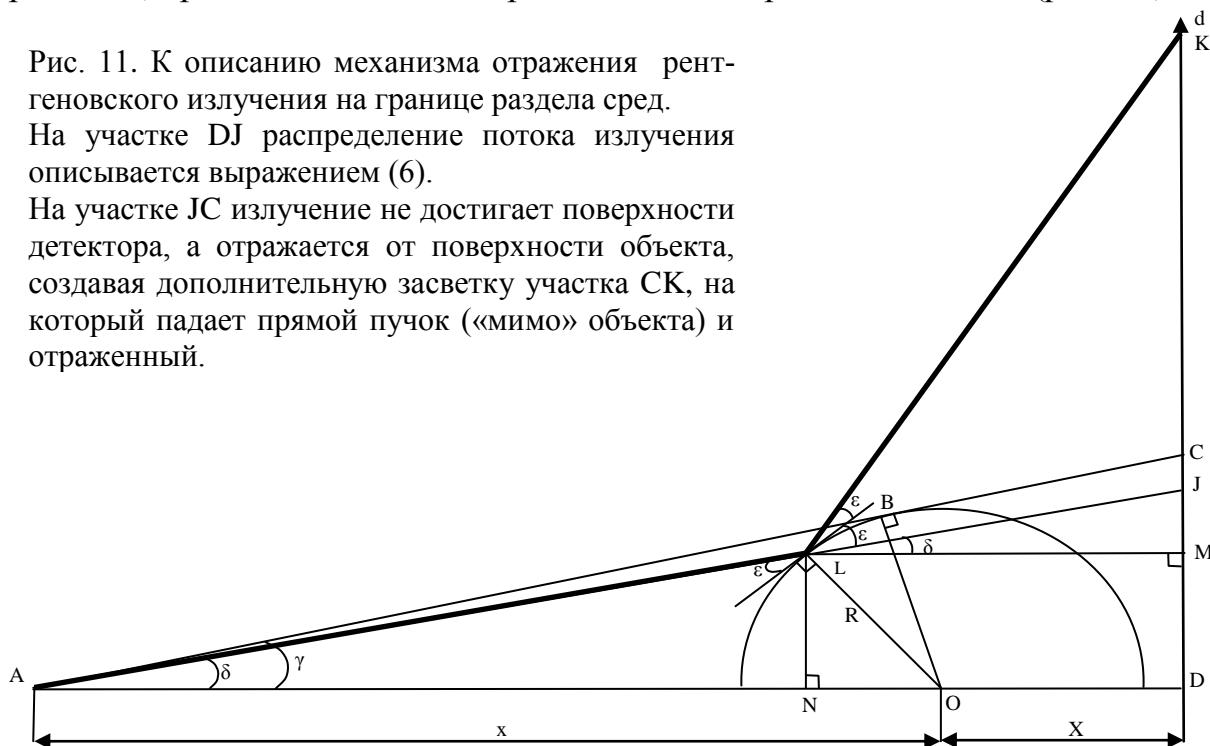
Рис. 10. Распределение плотности потока излучения при традиционном ослаблении объектом ($x = 10$ см, $X = 10$ см, $R = 1$ см)

III. При падении под углом, меньшим, чем угол полного внешнего отражения, происходит полное отражение от поверхности объекта (рис. 11).

Рис. 11. К описанию механизма отражения рентгеновского излучения на границе раздела сред.

На участке DJ распределение потока излучения описывается выражением (6).

На участке JC излучение не достигает поверхности детектора, а отражается от поверхности объекта, создавая дополнительную засветку участка СК, на который падает прямой пучок («мимо» объекта) и отраженный.



В диапазоне между AC и AJ излучение в плоскости приемника отсутствует – кванты распределяются в плоскости приемника выше точки C. Тогда можно утверждать, что засветки детектора на участке CJ не будет, излучение будет «размыто» по участку СК и для определения распределения потока квантов требуется найти KD и DJ:

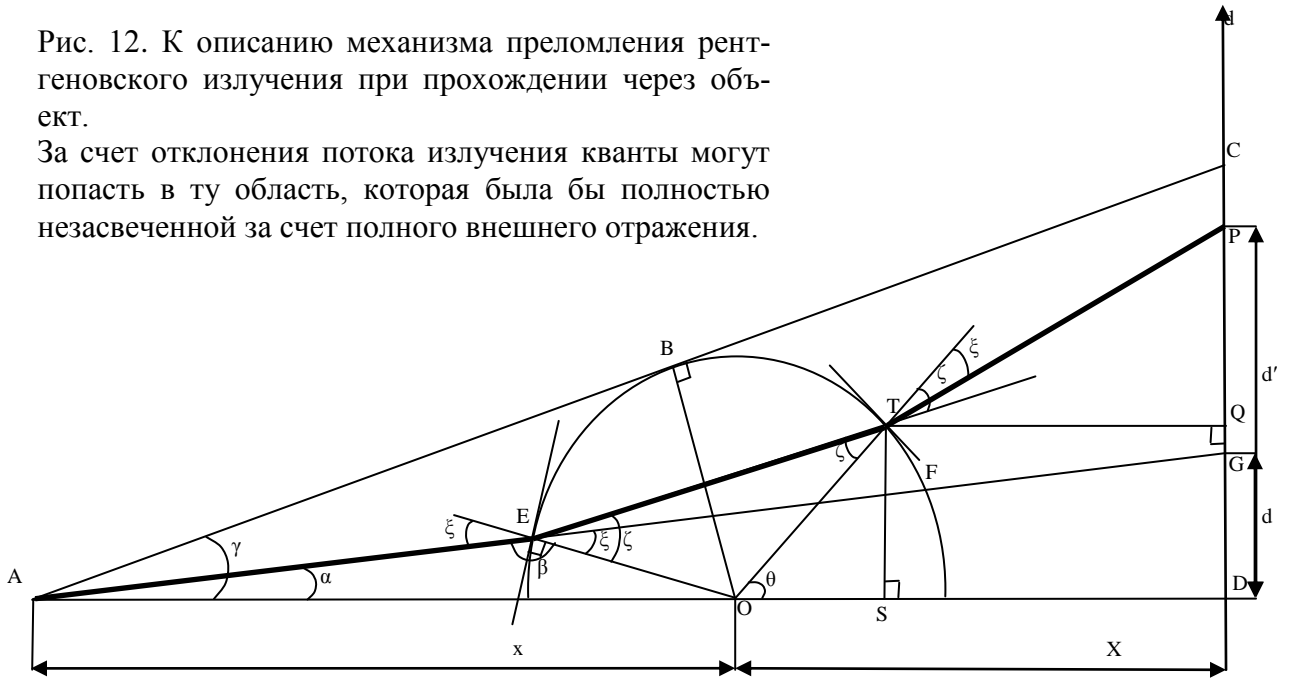
$$DJ = \operatorname{tg} \left(\arcsin \left(\frac{R \cdot \sin \left(\varepsilon + \frac{\pi}{2} \right)}{x} \right) \right) \cdot (x + X), \quad (7)$$

$$KD = \left(X + R \cdot \sqrt{1 - \sin^2 \left(\frac{\pi}{2} - \varepsilon - \arcsin \left(\frac{R \cdot \sin \left(\varepsilon + \frac{\pi}{2} \right)}{x} \right) \right)} \right) \times \operatorname{tg} \left(2\varepsilon + \arcsin \left(\frac{R \cdot \sin \left(\varepsilon + \frac{\pi}{2} \right)}{x} \right) + R \cdot \sin \left(\frac{\pi}{2} - \varepsilon - \arcsin \left(\frac{R \cdot \sin \left(\varepsilon + \frac{\pi}{2} \right)}{x} \right) \right) \right). \quad (8)$$

IV. Для корректного описания распределения потока излучения после прохождения объекта необходимо учесть преломление излучения, проходящего через объект. Изменение направления распространения излучения показано на рисунке 12. Ввиду малого значения коэффициента преломления пути с отклонением и без него очень близки, при этом квант, который должен прийти в точку G, придет в точку P, так как коэффициент преломления для рентгеновского излучения больше единицы.

Рис. 12. К описанию механизма преломления рентгеновского излучения при прохождении через объект.

За счет отклонения потока излучения кванты могут попасть в ту область, которая была бы полностью незасвеченной за счет полного внешнего отражения.



Тогда плотность потока излучения за объектом изменится с $N_{\text{осл}}(d)$ на $N_{\text{осл}}(d')$, где $d'=DP$. Связь между координатой в плоскости приемника, куда должно было бы прийти излучение d и куда оно отклонилось d' , вследствие преломления описывается выражением (9)

$$d' = (X - R \cdot \cos(2 \cdot \zeta - \pi + \alpha + \beta)) \cdot \operatorname{tg}(2 \cdot \zeta - \pi + \alpha + \beta - \xi) + R \cdot \sin(2 \cdot \zeta - \pi + \alpha + \beta), \quad (9)$$

где $\alpha = \operatorname{arctg}\left(\frac{d}{x + X}\right)$, $\zeta = \operatorname{arcsin}\left(\frac{x \cdot \sin \alpha \cdot n}{R}\right)$, $\beta = \operatorname{arcsin}\left(\frac{x \cdot \sin \alpha}{R}\right)$, $\xi = \pi - \beta$.

Полученные зависимости позволяют получить распределение плотности потока излучения в плоскости приемника с учетом механизмов взаимодействия, описанных в I-IV (рис. 13).

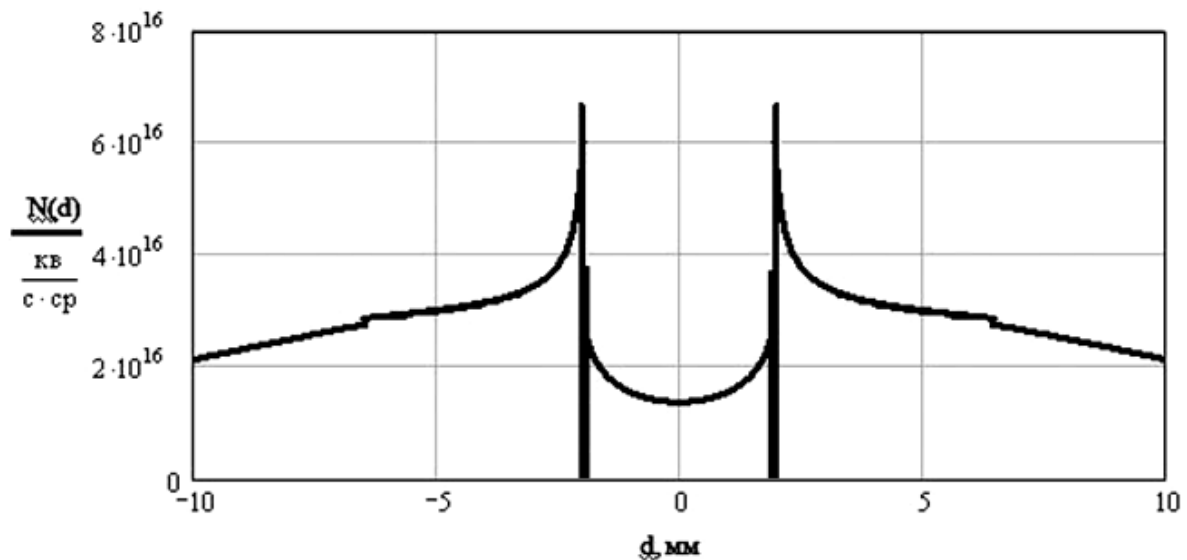


Рис. 13. Распределение плотности потока излучения с учетом поглощения в объекте, полного внешнего отражения и преломления ($x = 10$ см, $X = 10$ см, $R = 1$ см).

В предыдущих математических расчетах размер фокусного пятна не учитывался, но для корректного описания распределения плотности потока излучения в плоскости приемника необходимо учесть возникновение геометрической нерезкости изображения, связанное с тем, что фокусное пятно имеет конечные размеры. Для оценки влияния этого фактора на размытие изображения необходимо значение интенсивности в каждой точке рассчитанного спектра умножить на плотность распределения яркости фокусного пятна с учетом коэффициента увеличения изображения.

Известно, что распределение излучения по диаметру в случае круглого фокусного пятна может быть аппроксимировано нормальным законом и если принять условие «трех сигм», которое в данном случае означает, что все кванты излучения, формирующие рентгеновское изображение фокусного пятна, будут сосредоточены в круге радиусом 3σ ($R = 3\sigma$). Если учесть увеличение изображения, то форму распределения фокусного пятна в плоскости приемника для случая бесконечно малой точки можно описать выражением (10):

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

где $m = (X+x)/x$ - коэффициент увеличения изображения для рассматриваемой модели. Тогда распределение спектральной плотности потока излучения в плоскости приемника приобретет следующий вид:

$$N(d) = \int_0^{\infty} N_0(E, d) \cdot F(d) dE. \quad (11)$$

Распределение плотности потока излучения с учетом поглощения в объекте и размытия изображения ($x = 10$ см, $X = 10$ см, $R = 1$ см, диаметр фокусного пятна – 0,2 мм) представлено на рисунке 14.

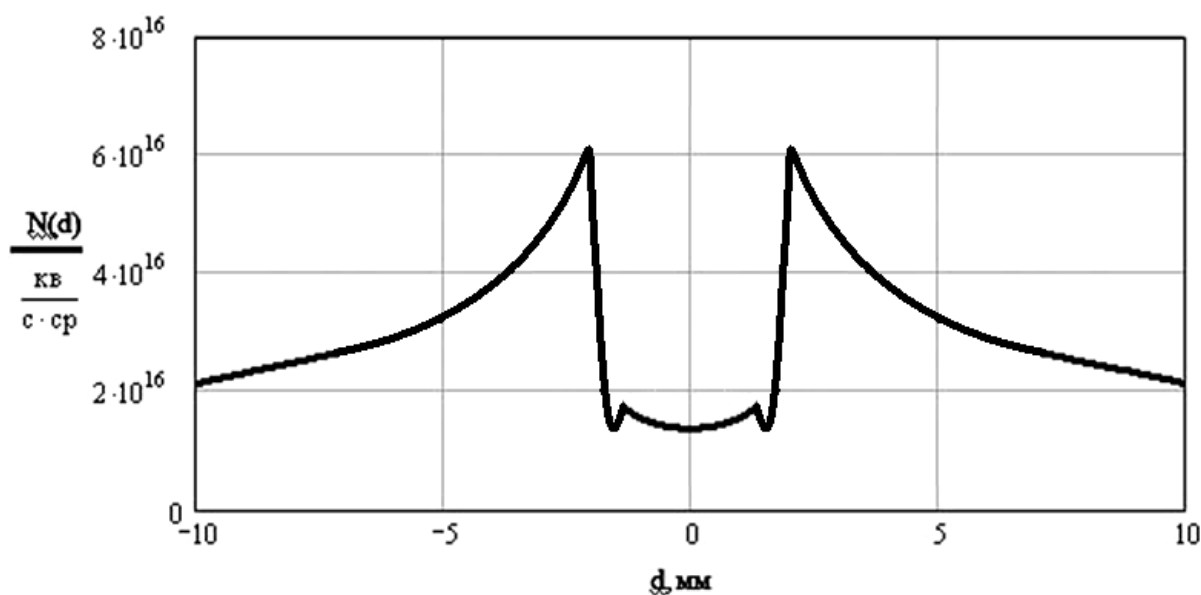


Рис. 14. Распределение плотности потока излучения с учетом размытия за счет конечных размеров фокусного пятна ($x = 10$ см, $X = 10$ см, $R = 1$ см)

В условиях микрофокусной рентгенографии путём обоснованного выбора коэффициента увеличения изображения, характеристик приёмника изображения и других параметров съёмки эффект фазового контраста может быть значительно усилен. Примером практической реализации разработанного метода может послужить исследование маммографического тест-объекта, внешний вид и выполненный контактным способом рентгеновский снимок которого представлен на рисунке 15.

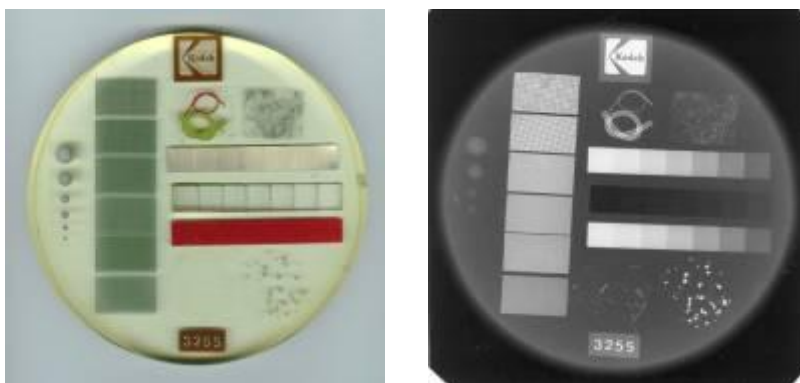


Рис. 15. Внешний вид и рентгеновский снимок маммографического теста. Контактная съёмка и протяженное фокусное пятно делает эффект фазового контраста на деталях тест-объекта практически незаметным для рентгенолога.

На рисунке 16 представлен снимок участков тест-объекта, выполненный способом съёмки с увеличением. Снимок получен с помощью микрофокусного рентгеновского аппарата семейства «ПАРДУС», коэффициент увеличения равен 6, размер фокусного пятна – около 20 мкм.

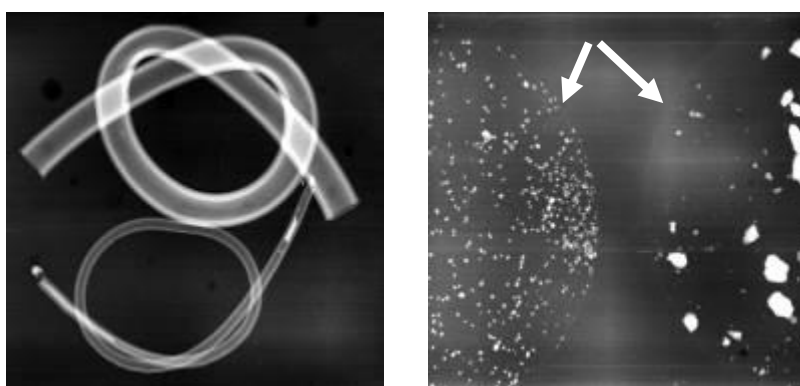


Рис. 16. Снимки маммографического теста, выполненные по технологии микрофокусной фазоконтрастной рентгенографии. Отчетливо заметны оконтуривающие линии на границах деталей объекта, даже имеющих одинаковую плотность.

Для повышения информативности микрофокусных фазоконтрастных снимков, предложен способ, поясняемый рисунком 17.

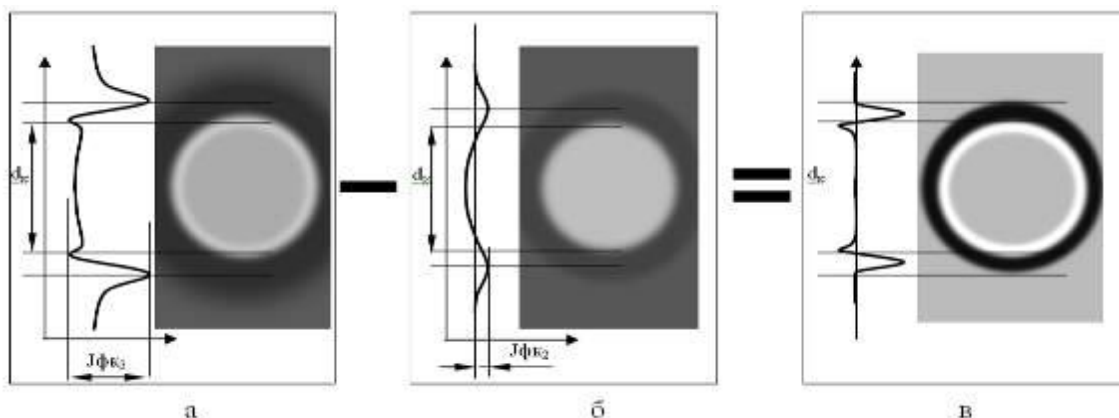


Рис. 17. Принцип обработки фазоконтрастных изображений. а – исходный снимок, б – искусственно «размытый» снимок, в – обработанный снимок.

Предлагаемый способ заключается в дополнительном выделении деталей изображения, возникновение которых обусловлено явлениями фазового контраста на фоне амплитудного контраста. Полученный снимок (содержащий фазовую и амплитудную составляющую контраста) искусственно размывается, после чего исходный и полученный снимки вычитаются один из другого. В областях, далеких от границ раздела двух сред, плотности почернения снимков одинаковы и их разность равна нулю (то есть общий фон на рисунке 17в может быть практически белым или черным). В тех же областях изображения, которые соответствуют границам раздела сред, будет наблюдаться значительное повышение видимости этих границ.

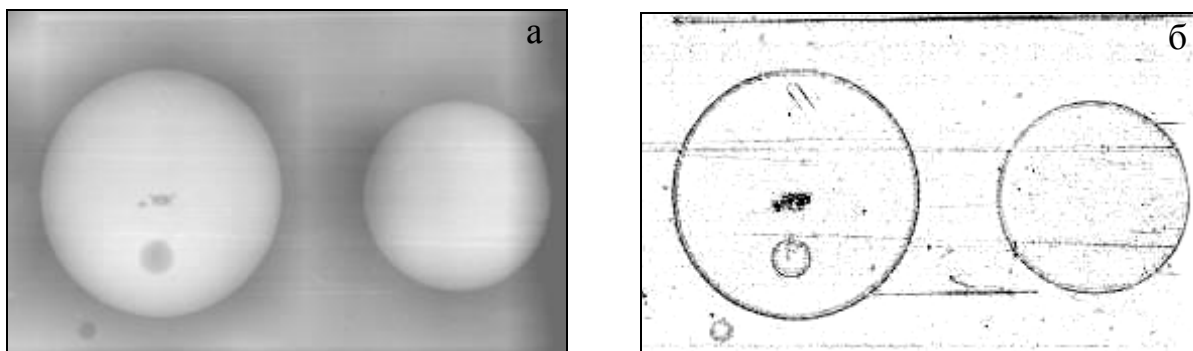


Рис. 18. Снимок участка тест-объекта (с 15-кратным прямым увеличением)
а – микрофокусный снимок, б – результат обработки.

На рисунках 18 и 19 приведены снимки фрагмента маммографического тест-объекта и задней лапы кролика, полученные с большим увеличением. Режим съемки – напряжение 20 кВ, экспозиция 0,5 мАс. На рисунке 20б оконтуривающие линии хорошо видны не только на изображении костей, но и на границах раздела отдельных мышц.

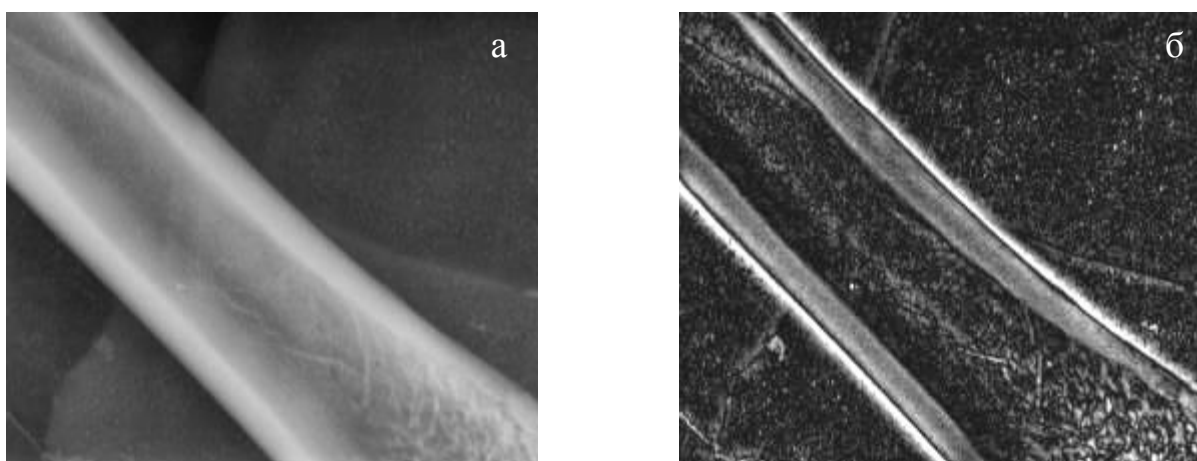


Рис. 19. Снимок участка бедра кролика (с 10-кратным прямым увеличением).
а – микрофокусный снимок, б – результат обработки.

Предлагаемый способ получения фазоконтрастных изображений с помощью микрофокусных источников излучения с последующей их обработкой позволяет совершить качественный скачок в медицинской рентгенодиагностике мягких тканей – получать новую и дополнительную диагностическую информацию по сравнению с традиционными снимками не прибегая к сложным методам компьютерной томографии.

В третьей главе рассмотрены вопросы, связанные с повышением информативности микрофокусных рентгеновских снимков путем оптимизации спектра излучения.

Очевидно, что при реализации микрофокусной рентгенографии резкость получаемого изображения значительно возрастает, но в то же время необходимое повышение напряжения рентгеновской трубки приводит к большей «жесткости» спектра, что ведет к некоторому снижению контраста. Традиционно в медицинской рентгенографии в качестве материала анода используется вольфрам, позволяющий получить достаточно большие мощности излучения. Однако во многих областях рентгенодиагностики, например, дентальной рентгенографии или маммографии, используются относительно небольшие напряжения (от 20 до 60 кВ) и на вольфрамовой мишени возбуждается только тормозная составляющая спектра. Применение анода с меньшим атомным номером (Z в диапазоне от 40 до 50) позволит использовать и характеристическую составляющую спектра, и, тем самым, максимум спектральной интенсивности будет смещен в более мягкую область. Смещение максимума спектральной интенсивности приведет к тому, что поток излучения трубки станет менее энергетичным при сохранении общей высокой интенсивности, что позволит получить более контрастное изображение. Для обоснования изложенных выше предположений было проведено моделирование спектров излучения рентгеновской трубки с различными анодами при прочих равных условиях съемки.

На рисунке 20 представлены результаты моделирования спектрального состава излучения до и после прохождения через объект исследования. Сплошной линией показан спектр излучения до взаимодействия с объектом (фантомом костной ткани), пунктирной линией - после взаимодействия. Отношение площадей кривых характеризует контрастность изображения объекта.

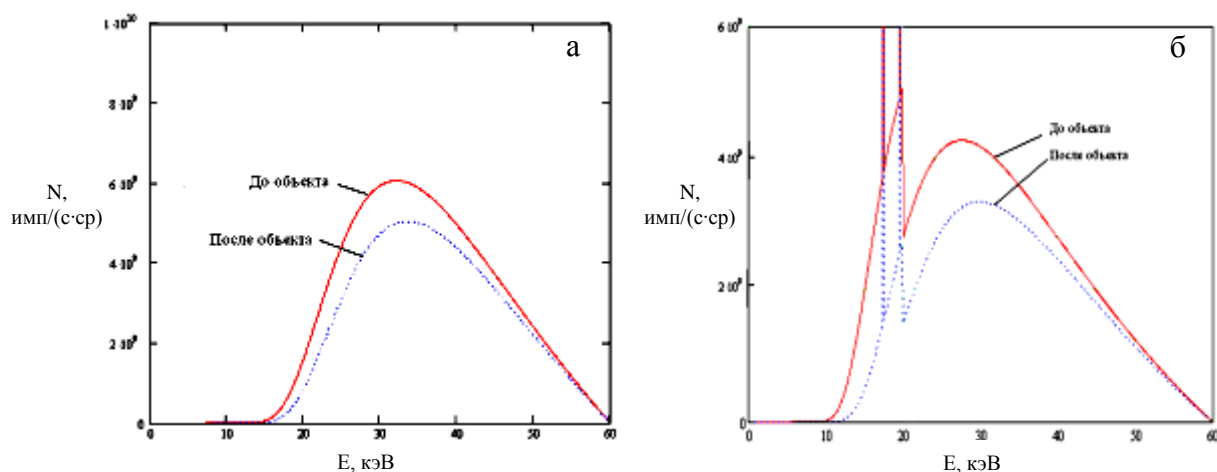


Рис. 20. Спектры излучения трубки с вольфрамовой (а) и молибденовой (б) мишенями.

На спектре трубки с молибденовым анодом видны линии характеристического излучения, что позволяет предположить повышение контраста изображения в низкоэнергетичной области спектра. Для проверки теоретических расчетов было проведено просвечивание стандартного тест-объекта (алюминиевый клин с глухими отверстиями) и участка костной ткани.

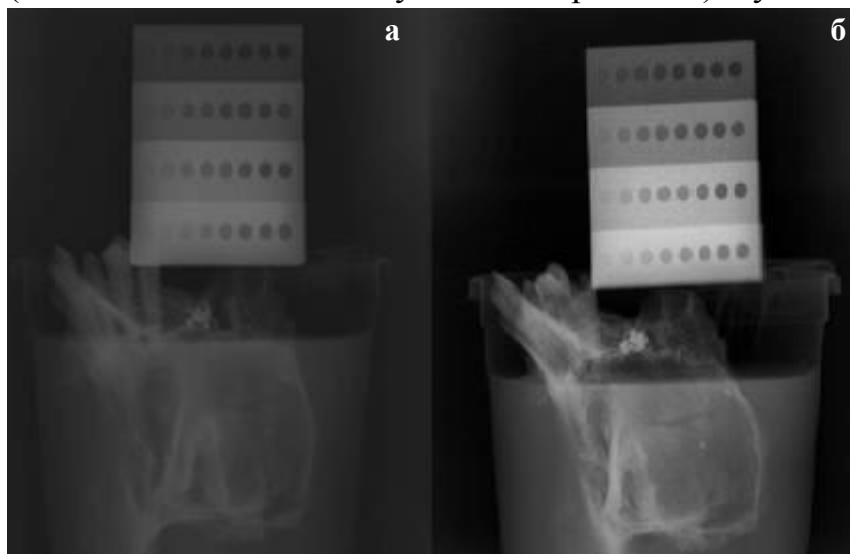


Рис. 21. Тестовый снимок алюминиевого клина и участка челюсти.

а - мишень трубки из вольфрама, б - из молибдена.

Режим съемки – 60 кВ, 0,5 мАс. Хорошо заметно, что контраст изображения как клина, так и костной ткани существенно выше при использовании трубки с молибденовой мишенью.

В результате проделанных экспериментов было получено практическое подтверждение возможности повышения контрастности микрофокусных рентгеновских изображений путем оптимизации выбора материала анода рентгеновской трубки. Изменение напряжения в более широком диапазоне приводит к необходимости выбора другого материала анода – с более высоким атомным номером для более жесткого излучения (то есть сохранение традиционного вольфрама для таких исследований как флюорография при напряжениях 80-90 кВ) и с более низким для мягкого излучения (например, медь для просвечивания при энергиях 20-30 кВ в маммографии). Для оценки качества снимков была создана компьютерная программа, позволяющая моделировать контраст рентгеновских снимков при различных условиях просвечивания.

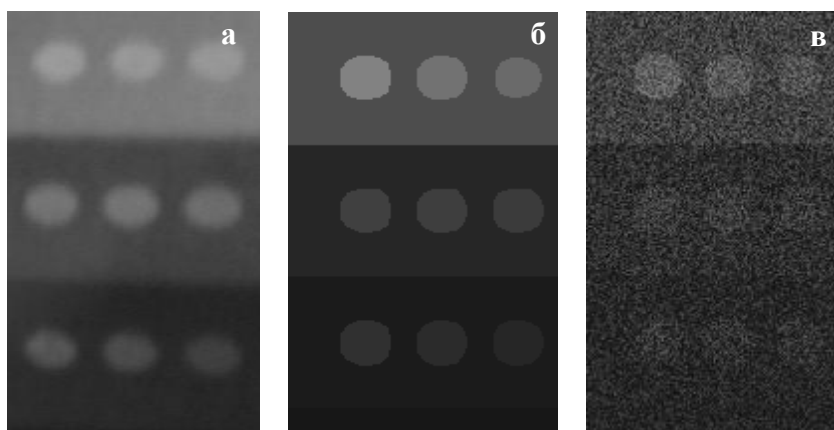


Рис. 22. К оценке контраста изображения с помощью компьютерного моделирования.

а - рентгеновский снимок алюминиевого клина при 40кВ, б - моделированное изображение снимка при 40кВ, в - моделированное изображение снимка с учетом шума.

Сравнение представленных теоретических результатов с практическими показывает, что разработанная программа позволяет адекватно моделировать процесс рентгеновского просвечивания.

В четвертой главе рассмотрены методы определения дозовых нагрузок на пациента при проведении рентгенодиагностических исследований с помощью микрофокусной рентгенографии.

Поскольку традиционные способы определения дозовых нагрузок трудноприменимы в случае микрофокусной рентгенографии, была разработана методика, позволяющая на основе анализа изменения спектрального состава излучения трубки при прохождении через исследуемый объект определить как поглощенную объектом энергию, так и рассчитать для биологических тканей эффективную эквивалентную дозу.

В общем случае спектр излучения трубки является результатом двух составляющих: тормозного и характеристического рентгеновского излучения. Тормозное излучение рентгеновской трубки можно охарактеризовать спектральной плотностью потока излучения [фот/(с·см·кэВ)]:

$$Nt(E) = k \cdot Z \cdot i_a \cdot (E_0/E - 1), \quad (12)$$

где k – константа, равная $8.8 \cdot 10^8$, Z – атомный номер материала мишени рентгеновской трубки; i_a – анодный ток трубки, E_0 – энергия ускоренных электронов ($E_0 = U \cdot e$).

Плотность потока характеристической линии N_{xq} [фот/(с·см)] в спектре первичного излучения определяется выражением:

$$N_{xq} = k_1 \cdot i_a \cdot \frac{\gamma \cdot \omega_q \cdot p \cdot R}{Z} \cdot \left(\frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67}, \quad (13)$$

где k_1 – константа, равная $5 \cdot 10^{14}$, Z – атомный номер материала мишени рентгеновской трубки, i_a – анодный ток трубки, E_0 – энергия ускоренных электронов, E_q – энергия ионизации q -уровня, ω_q – выход флуоресценции q -уровня, p – доля флуоресценции данной характеристической линии, $R = 1 - (7 \cdot Z_M - 80) / (14 \cdot Z_M - 80)$; $\gamma = 3.8 \cdot 10^{-2}$ для К-серии характеристического излучения; $\gamma = 0.11$ для L-серии.

Как известно, в общем случае линейный коэффициент ослабления ослабление потока рентгеновского излучения в законе Бугера-Ламберта является суммой коэффициентов некогерентного и когерентного рассеяния, а также фотопоглощения:

$$\mu(E) = \sigma_k(E) + \sigma_{нк}(E) + \tau(E), \quad (14)$$

где $\sigma_{нк}(E) = \left(\frac{\sigma_0}{E} + \sigma_1 + \sigma_2^{-1}E \right)^{-1}$, $\sigma_k(E) = (1 + \sigma_4 E)(\sigma_0 + \sigma_1 E + \sigma_2 E^2 + \sigma_3 E^3)^{-1}$,

$\tau(E) = \sum_{i=0}^4 \tau_i E^{-i}$, а σ_i и τ_i – безразмерные табулированные коэффициенты.

Тогда спектр излучения трубки, например с прострельным анодом, можно определить следующим образом:

$$Nt(E) = k \cdot Z \cdot i_a \cdot \left(\frac{E_0}{E} - 1 \right) \cdot \exp((x_1 - x) \cdot \mu_M(E)) \times \exp((x_2) \cdot \mu_{BO}(E)) \cdot \exp((x_4) \cdot \mu_\Phi(E)) \cdot \exp((x_3 + x_5) \cdot \mu_{CP}(E)), \quad (15)$$

$$N_{xq} = k_1 \cdot i_a \cdot \frac{\gamma \cdot \omega_q \cdot p \cdot R}{Z} \cdot \left(\frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67} \cdot \exp((x_1 - x) \cdot \mu_M(E_q)) \times \exp((x_2) \cdot \mu_{BO}(E_q)) \cdot \exp((x_4) \cdot \mu_\Phi(E_q)) \cdot \exp((x_3 + x_5) \cdot \mu_{Air}(E_q)) \quad (16)$$

где x_1 – толщина мишени, x_2 – выпускного окна, x_3 и x_5 – расстояния от трубки до фильтра (обычно берется равным нулю) и от фильтра до объекта, x_4 – толщина фильтра, $\mu_M(E)$ – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения материалом мишени, $\mu_{BO}(E)$ – материалом выпускного окна (обычно бериллия), $\mu_\Phi(E)$ – материалом фильтра, $\mu_{Air}(E)$ – средой между трубкой и исследуемым объектом (чаще всего воздухом).

Таким образом можно рассчитать суммарную энергию всех частиц у поверхности объекта:

$$E_{\text{экс}} = \int_0^{E_0} (Nt(E) \cdot E) dE + \sum_q N_{xq} \cdot E_q. \quad (17)$$

Пример расчета (напряжение – 100 кВ, ток – 50 мА, трубка с прострельным вольфрамовым анодом, первичный фильтр – 4 мм алюминия) приведен ниже.

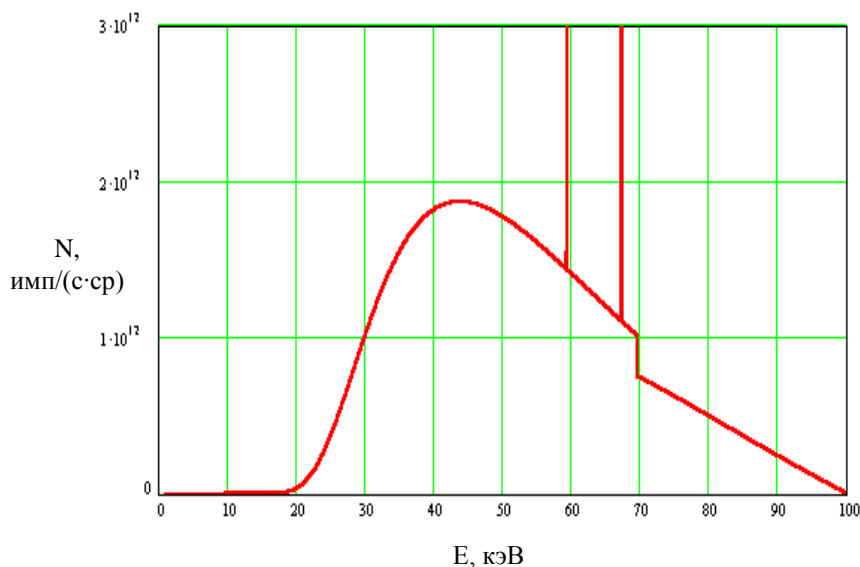


Рис. 23. Спектральная зависимость излучения трубки.

Зная суммарную энергию квантов, падающих в единицу времени на поверхность просвечиваемого объекта и спектральную зависимость коэффициентов поглощения излучения можно определить экспозиционную дозу – как количество энергии, поглощаемое элементарным слоем воздуха, а далее, пользуясь тем же принципом, можно рассчитать поглощенную дозу.

Ранее для расчета поглощенной дозы использовались специальные переводные коэффициенты, так как вместо спектральной зависимости излучения использовалась эффективная длина волны излучения, зависящая от напряжения трубки и используемого первичного фильтра. В предложенном методе для каждого кванта учитывается вероятность его поглощения в ослабляющем слое, зависящая от энергии этого кванта, что позволяет рассчитать суммарную энергию всех поглощенных квантов – то есть непосредственно определить поглощенную дозу в слое и затем перевести ее в эффективную эквивалентную дозу.

Наличие данных, позволяющих описать спектральную зависимость массового коэффициента поглощения для различных биологических тканей позволяет напрямую рассчитать эффективную эквивалентную дозу для облучаемого биологического объекта. Для расчета были использованы спектральные зависимости коэффициента поглощения для различных тканей и тканезквивалентных масс.

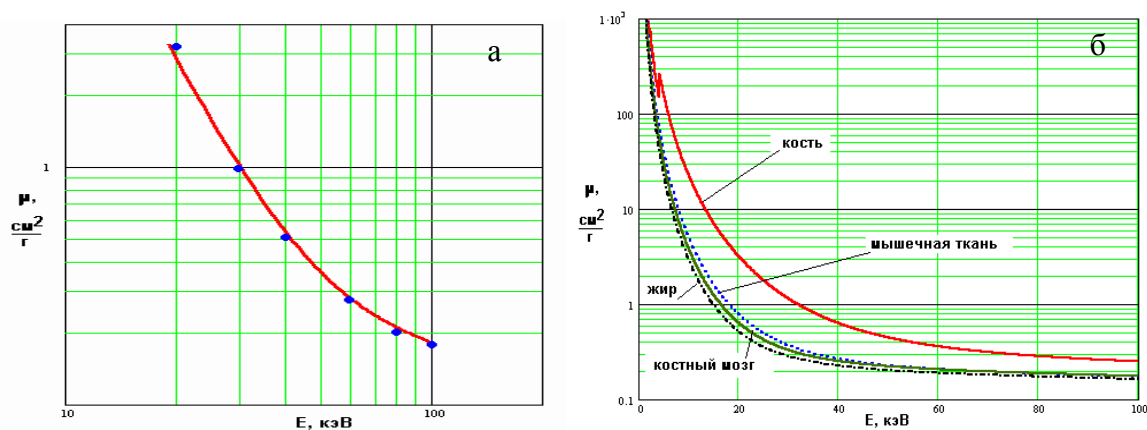


Рис. 25. Линейные коэффициенты поглощения, используемые в диагностике. а - рассчитанная (сплошная линия) и экспериментальная (точки) зависимости для тканезквивалентной пластмассы П2Д-КБТ (имитатор костной ткани), б - коэффициенты поглощения для реальных биологических тканей.

Примером расчета эффективной эквивалентной дозы с использованием указанной методики может служить расчет дозы, полученной пациентом при проведении флюорографического обследования.

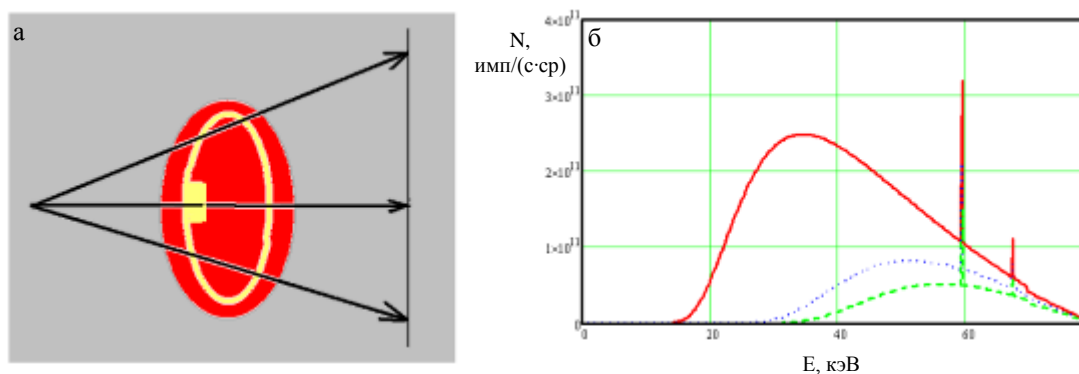


Рис. 26. К расчету эффективной эквивалентной дозы при флюорографии. а - математическая модель грудного отдела (вид сверху в разрезе кость+мягкие ткани), б - спектральные зависимости интенсивности излучения у детектора (пленки) по центральной оси пучка при отсутствии исследуемого объекта (сплошная линия), при прохождении через мягкие ткани (пунктирная) и через костные (штриховая линия).

Исходные данные: задне-передняя проекция, 80 кВ, 60 мАс, 2 мм Al, поле облучения – 35x35 см, фокусное расстояние – 60 мм. Для расчета дозы по предложенной методике использовалась рентгенооптическая схема, представленная на рисунке 25. В качестве расчетной модели выбран эллиптический цилиндр с диаметрами 180 и 350 мм, высотой 350 мм. Толщина ребер – 8 мм, позвоночный столб – 25 мм в диаметре, наполнение – мягкие ткани (мышечная, легкие, кровь). Эффективная эквивалентная доза по традиционным оценкам - 810 мкЗв [МУК 2.6.1.962-00], расчетная эффективная эквивалентная доза, полученная путем интегрирования формулы (17) составит (с учетом перевода единиц из эВ в Зв) 680 мкЗв. Расхождение с экспертными данными связано с различной трактовкой термина «поле облучения». В традиционной методике, измерив изменение дозы по оси пучка, распространяют полученные данные на все поле облучения, тогда как максимальное по площади сечение объекта (в данном случае, грудной клетки) составляет 0,7÷0,9 от реального размера поля облучения.

Достоинством предлагаемой методики является то, что она позволяет проследить, как изменяется эффективная эквивалентная доза облучения при изменении режимов съемки. В таблице 1 представлена зависимость поглощенной дозы от напряжения, подаваемого на трубку и экспозиции при съемке грудного отдела для фокусного расстояния 700 мм. Значение экспозиции (мАс) выбирается, исходя из условия обеспечения постоянной экспозиционной дозы в плоскости приемника изображения, равной 1 мР.

Таблица 1.

Эффективная эквивалентная доза при различных режимах работы трубки.

Фильтр Al, мм	Напряжение, кВ			
	80	100	150	200
Эквивалентная доза, мкЗв / Экспозиция, мАс				
2	680 / 60	434 / 15.0	200 / 3.2	61 / 1.0
3	530 / 63	310 / 15.8	156 / 3.4	56 / 1.1
4	424 / 66	198 / 16.7	88 / 3.7	54 / 1.2
5	412 / 71	192 / 17.6	79 / 3.9	50 / 1.3

Кроме оценки доз, предложенная методика позволяет также оценить контрастность изображения путем введения в расчеты спектральной чувствительности приемника излучения. Тогда, учитывая энергию кванта и чувствительность детектора, можно определить суммарное количество энергии, поглотившееся на единицу площади детектора, то есть степень почернения пленки или интенсивность свечения люминофора.





Таким образом, разработанная методика дает возможность моделирования процесса просвечивания частей и органов человеческого тела, при различных параметрах съемки – тип трубки, материал мишени анода, геометрия съемки, режим работы трубки, тип и толщина фильтра и т.п. В настоящее время разработанная методика используется в совместной работе СПбГЭТУ и Института радиационной гигиены при выработке рекомендаций к новой редакции СанПиН.

В пятой главе рассмотрены системы для практической реализации разработанных способов микрофокусной фазоконтрастной рентгенодиагностики.

Применение методов повышения информативности, описанных ранее, наряду с улучшением характеристик приемников излучения позволяет проводить исследования различных биологических объектов. Разработанные для практической реализации методов микрофокусной рентгенодиагностики малодозовые комплексы семейства «ПАРДУС» предназначены для проведения мобильных диагностических исследований в различных областях медицины – в стоматологии, травматологии, педиатрии, для «Скорой помощи» и полевой медицины.

Широко внедряемый в последние годы комплекс «ПАРДУС-Стома» для получения прицельных стоматологических снимков по качеству получаемых изображений и дозовой нагрузке на пациента значительно превосходит зарубежные аналоги.

Таблица 2.

Характеристики	DХ-3000 (Корея)	NOMAD (США)	ПАРДУС-Р (Россия)	АХD-4000 (Корея)
Внешний вид				
Напряжение, кВ	60	60	50-70	60
Ток, мА	1	2,3	0,1 – 0,2	1
Диаметр фокусного пятна, мм	0,8	0,4	< 0,1	0,8

Диагностические возможности микрофокусной рентгенографии позволяют применить комплекс в стоматологической имплантологии, когда непосредственно в процессе установки имплантатов можно судить о расстоянии между ними, характере костной ткани и уверенно определять расстояние между нижнечелюстным каналом и имплантатом. Комплекс прошел апробацию на кафедре челюстно-лицевой хирургии ВМедА и рекомендован для использования в составе разрабатываемого для нужд военной медицины универсального переносного стоматологического комплекса.

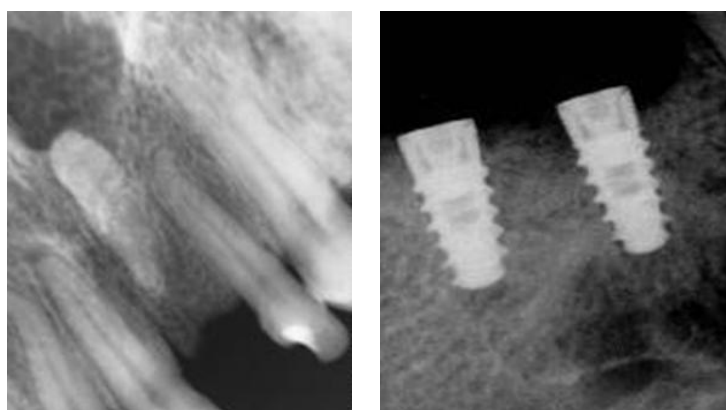


Рис. 26. Возможности микрофокусной рентгенографии в процессе дентальной имплантации. На рентгенограмме хорошо визуализируются костные структуры (в том числе между имплантатами и вокруг них), имеется возможность определения расстояния между имплантатами и нижнечелюстным каналом.

Портативный комплекс «ПАРДУС-Травма», разработанный в 2008-2009 годах, в настоящее время используется в клиниках Санкт-Петербурга, а его основные особенности – чрезвычайно низкая экспозиция, автономное питание, малые габариты и вес позволяют использовать его, например, в травматологии в нестационарных условиях.



Рис. 28. Комплекс «ПАРДУС-Травма».

а – внешний вид, б – снимок голеностопа (эффект фазового контраста позволяет отчетливо видеть границы мягких тканей (связок), в – снимок дистальной фаланги большого пальца руки (ревматоидный артрит, поверхностные эрозии, не определяющиеся на обычных рентгенограммах без увеличения)

Весьма перспективным является применение первого отечественного микрофокусного комплекса для ветеринарии «ПАРДУС-Зоо», позволяющего получать снимки животных со значительным коэффициентом прямого увеличения изображения.

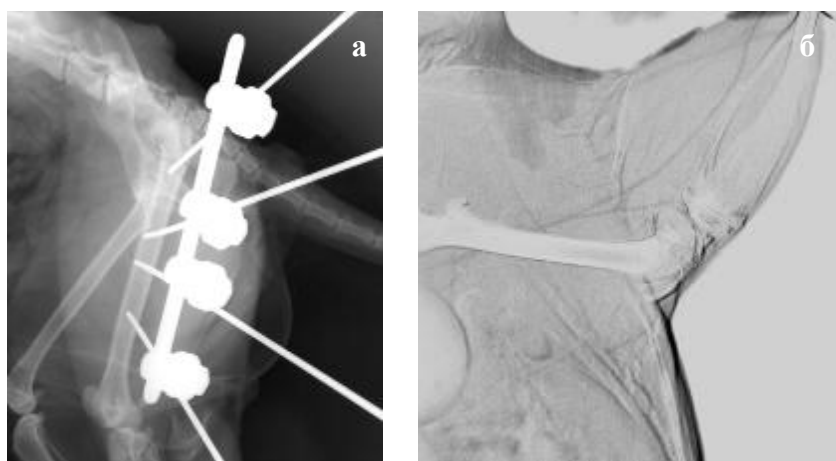


Рис. 29. Снимки, полученные на комплексе «ПАРДУС-Зоо».

а – снимок бедра собаки после операции, б – снимок бедра крысы с большим увеличением и дополнительной обработкой фазоконтрастного изображения, что позволяет видеть сосуды и границы мышц.

В настоящее время ведется разработка первого отечественного цифрового микрофокусного комплекса для маммографии, позволяющего реализовать метод получения фазоконтрастных изображений.

Серийное производство рентгенодиагностических комплексов «ПАРДУС-Стома», «ПАРДУС-Травма» и «ПАРДУС-Зоо» подготовлено в ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», Технопарк СПбГЭТУ. Совместно со специалистами ВМедА и МГМСУ ведется разработка новых образцов портативной рентгеновской аппаратуры, а также исследования по расширению областей ее применения.

Основные результаты работы.

В диссертационной работе представлено решение важной научно-технической проблемы современной рентгенодиагностики – повышение качества и информативности рентгенологических исследований с одновременным снижением радиационной нагрузки на пациентов и персонал путем внедрения в медицинскую практику нового метода – микрофокусной фазоконтрастной рентгенодиагностики. Основные научные результаты, полученные в ходе работы, заключаются в следующем:

1. Проведено теоретическое исследование и впервые дана количественная оценка эффекта возникновения фазоконтрастных изображений при реализации метода микрофокусной рентгенодиагностики биологических объектов.

2. Исследован эффект псевдообъемного изображения, возникающего при микрофокусной рентгеновской съемке биологических объектов с большим коэффициентом прямого увеличения изображения, показаны возможности повышения информативности рентгенологических исследований с использованием описанного эффекта.

3. Проведено теоретическое исследование и построены физическая и математическая модели процесса формирования рентгеновского изображения, учитывающие особенности взаимодействия рентгеновского излучения с веществом при просвечивании биологических объектов с помощью источников излучения с фокусным пятном микронных размеров.

4. Разработаны методы повышения контрастности микрофокусных рентгеновских изображений биологических объектов путем оптимизации спектрального состава рентгеновского излучения для каждого типа рентгенологических исследований.

5. Разработана математическая модель, описывающая процесс взаимодействия рентгеновского излучения с биологическими тканями и позволяющая оценить радиационную нагрузку на пациента и персонал при проведении рентгенодиагностических исследований на микрофокусной аппаратуре.

6. В результате исследования возможности практического внедрения методов микрофокусной фазоконтрастной рентгенодиагностики разработано, клинически испытано и внедрено в медицинскую практику семейство не имеющих аналогов цифровых рентгенодиагностических комплексов, серийно выпускающихся в настоящее время несколькими инновационными предприятиями в Москве и Санкт-Петербурге.

В процессе работы показано, что предложенный метод – микрофокусная фазоконтрастная медицинская рентгенодиагностика – является одним из наиболее перспективных путей получения как дополнительной, так и принципиально новой информации при проведении рентгенологических исследований.

Публикации по теме диссертации.

Публикации в изданиях, входящих в перечень ВАК

- 1 Прохвятилов Г.И., Потрахов Н.Н., Гребнев Г.А., Гордеев С.А., Грязнов А.Ю. Портативный цифровой рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Стома» // Военно-медицинский журнал. – 2009. – №1. – С. 73 – 76.
- 2 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Барковский А.Н. Радиационная нагрузка при проведении рентгенодиагностических исследований методами микрофокусной рентгенографии // Радиационная гигиена. – 2008 – Т. 1. – №1. – С. 1 – 5.
- 3 Грязнов А. Ю., Потрахов Н. Н. Метод модернизации интраоральной рентгенографии // Медицинская техника - 2006 - № 2 - С. 18-20.
- 4 Грязнов А. Ю., Потрахов Н. Н. Метод расчета поглощенной дозы // Медицинская техника - 2006 - № 4 – С. 23-27.
- 5 Нино В.П., Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Потрахов Н.Н. Рентгенодиагностическая установка для экспресс-контроля качества // Пищевая промышленность - 2008 - № 5 - С. 18-19.
- 6 Потрахов Н. Н., Грязнов А. Ю. Метод оценки информативности визуализированных дентальных рентгеновских изображений // Медицинская техника - 2009 - № 1 - С. - 16-18.
- 7 Потрахов Н. Н., Потрахов Е. Н., Грязнов А. Ю. Особенности и физико-технические условия съемки на рентгенодиагностическом комплексе «ПАРДУС-Стома» // Медицинская техника - 2009 - № 3 – С. 36-38.
- 8 Блинов Н. Н., Васильев А. Ю., Серова Н. С., Грязнов А. Ю., Потрахов Н. Н. Микрофокусный способ получения фазоконтрастных рентгеновских изображений // Медицинская техника - 2009 - № 4 – С. 5-9.
- 9 Грязнов А.Ю. О возможности получения фазоконтрастных изображений на микрофокусных источниках рентгеновского излучения // Биотехносфера - 2010 – №1 – С. 30-32.
- 10 Алпатова В.Г., Васильев А.Ю., Кисельникова Л.П., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Селягина А.С., Петровская В.В. Сравнительная оценка информативности цифровой микрофокусной рентгенографии с многократным увеличением изображения и радиовизиографии в эксперименте // Клиническая стоматология – 2010- №1 – С. 23-24.
- 11 Грязнов А.Ю. Математическая модель формирования фазоконтрастного рентгеновского изображения. Часть 1. Известия СПбГЭТУ "ЛЭТИ" – 2010- №6 – С. 14-20.

Патенты и заявки

- 12 Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ. 2066132564 РФ. Программный комплекс для обработки цифровых рентгеновских дентальных изображений. «АРЕС» / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Картавенко В.А.; - № 2006612554; заявл. 24.07.06; зарег. 15.09.06.
- 13 Пат. на полезн. мод. 61535 РФ, МПК А61В6/14. Дентальный аппарат. / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю.; – № 2006136266/22; заявл. 13.10.06; опубл. 10.03.07, Бюл. №7.
- 14 Пат. на полезн. мод. 66933 РФ, МПК А61В6/00. Портативный рентгенодиагностический аппарат / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю.; – № 2007116524/22; заявл. 02.05.07; опубл. 10.10.07, Бюл. №28
- 15 Пат. на изобрет. 2306675 РФ, МПК H04N5/325, G01N23/18, А61В6/14. Способ оценки информативности рентгеновских снимков / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю.; – № 2006118480/09; заявл. 29.05.06; опубл. 20.09.07, Бюл. №26
- 16 Пат. на изобрет. 2352922 РФ, МПК G01N 23/083, A01C 1/02. Способ получения рентгенографического изображения семян растений. / Архипов М.В., Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н.; – № 2007126109; заявл. 09.07.09; опубл. 20.04.09.
- 17 Пат. на изобрет. 85292 РФ, МПК А01С 1/02 Устройство для рентгенодиагностических исследований зерна и семян. / Архипов М.В., Демьянчук А.М., Великанов Л.П., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н.; – № 2009113743; заявл. 13.04.09; опубл. 10.08.09
- 18 Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ. 2009616682 РФ. Программа для оценки информативности медицинских рентгенодиагностических снимков (ИНФО – анализ) / Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Бессонов В.Б., Казакова Н.В.; – № 2009616108; заявл. 2.11.09; опубл. 2.012.09.

Прочие публикации

- 19 Лукьянченко Е.М., Грязнов А.Ю. Моделирование спектра рентгеновского излучения в энергодисперсионном рентгеноспектральном анализе // Известия СПбГЭТУ ЛЭТИ. – 2003/1. – С. 10-14.
- 20 Лукьянченко Е.М., Грязнов А.Ю. Моделирование спектров вторичного и рассеянного рентгеновского излучения в энергодисперсионном рентгеноспектральном анализе // Известия СПбГЭТУ ЛЭТИ. – 2003/2. – С. 25 – 32.
- 21 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Малодозовая методика медицинской рентгенодиагностики // Материалы II международного конгресса «Невский радиологический форум-2005». – 2005. – С. 410 – 411.
- 22 Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н. Методика «сверхжесткой» съемки в медицинской рентгенодиагностике // II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2005». – Сб. материалов. – 2005. – С. 103 – 104.
- 23 Мазуров А.И., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Особенности микрофокусной медицинской рентгенодиагностики // II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2005». – Сб. материалов. – 2005. – С. 111 – 112.
- 24 Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н. Методика «сверхжесткой» съемки в медицинской рентгенодиагностике // Юбилейная 60-я научно-техническая конференция, посвященная Дню радио. – Материалы конференции – 2005. – С. 170 – 171.
- 25 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. «Сверхжесткая» съемка в микрофокусной дентальной диагностике // VII НТК Медико-технические технол. на страже здоровья «Медтех-2005». – Сб. трудов. – 2005 – С. 177 – 178.
- 26 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Особенности «сверхжесткой» съемки в микрофокусной рентгенодиагностике // Медицинская техника. – 2005. – №5. – С. 14 – 19.
- 27 Грязнов А.Ю., Куликов Н.А., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенодефектоскопия концевых деталей малого диаметра // Петербургский журнал электроники. – 2005. – №2. – С. 57 – 62.
- 28 Быстров Ю.А., Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография – новое направление в медицинской диагностике // Наука, образование и общество в XXI веке. – Материалы научно-технической конференции – 2006. – С. 119 – 123.
- 29 Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н. Объективная оценка качества медицинских рентгеновских изображений // VIII НТК Медико-технические технологии на страже здоровья «Медтех-2006». – 2006. – С. 85 – 86.

- 30 Грязнов А.Ю., Науменко А.В. Оценка информативности теневого рентгеновского изображения // 61-я Научно-техническая конференция, посвященная Дню радио. – Материалы конференции – 2006. – С. 143 – 145.
- 31 Нино В.П., Ратников В.И., Потрахов Н.Н., Мухин В.М., Грязнов А.Ю. Перспективный метод контроля качества двойного закаточного шва в консервном производстве // Рыбное хозяйство. – 2006. – №3. – С. 82 – 84.
- 32 Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н., Грязнов А.Ю., Воробьев Б.Ф. Радиационная нагрузка на окружающую среду при проведении прицельных и панорамных рентгенологических исследований портативными рентгеновскими аппаратами семейства «ПАРДУС» // Всероссийский конгресс лучевых диагностов. – Материалы конгресса – 2006. – С. 441 – 442.
- 33 Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н., Грязнов А.Ю. Портативные рентгенодиагностические аппараты семейства «ПАРДУС» для прицельных и панорамных исследований в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии // Всероссийский конгресс лучевых диагностов. – Материалы конгресса – 2006. – С. 291.
- 34 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Малогабаритные источники рентгеновского излучения серии РИ // Вакуумная техника и технология. – 2007. – Т. 17. – С. 151 – 154.
- 35 Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н. Первый отечественный портативный рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Р» // 9-я Научно-техническая конференция «Медико-технические технологии на страже здоровья». – Сб. трудов – 2007. – С. 60 – 62.
- 36 Панкин М.И., Архипов М.В., Никольский М.А. Терлеев В.В., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Рентгенографический способ определения качества срастания привитых компонентов саженцев винограда // Захаровские чтения «Агротехнологические и экологические аспекты развития виноградно-винодельческой отрасли». – Материалы научно-практической конференции, посвященной 100-летию Е.Н. Захаровой – 2007. – С. 327 – 330.
- 37 Gryaznow A.Y., Potrakhov E.N., Potrakhov N.N. Mobile X-Ray diagnostic system for quality assurance of grain and seeds // Nowe trendy w agrofizyce. – 2008. – С. 48 – 49.
- 38 Васильев А.Ю., Серова Н.С., Буланова И.М., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Микрофокусная рентгенография – от прошлого к будущему // Петербургский журнал электроники. – 2008. – №№2 – 3. – С. 19 – 25.
- 39 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Метод оценки информативности визуализированных дентальных рентгеновских изображений // Петербургский журнал электроники. – 2008. – №№2 – 3. – С. 137 – 141.
- 40 Грязнов А.Ю., Ладька А.В., Потрахов Н.Н. Методы повышения качества дентальных рентгеновских изображений // Петербургский журнал электроники. – 2008. – №№2 – 3. – С. 147 – 151.
- 41 Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Потрахов Н.Н. Цифровая микрофокусная рентгенография в клинической практике // Петербургский журнал электроники. – 2008. – №№2 – 3. – С. 163 – 166.
- 42 Никольский М.А., Панкин М.И., Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н., Архипов М.В. Определение и классификация скрытых дефектов привитых саженцев винограда // V Всероссийская научная конференция молодых ученых и студентов «Современное состояние и приоритеты развития фундаментальных наук в регионах». – 2007. – Т. 1. – С. 79 – 81.
- 43 Панкин М.И., Никольский М.А., Лукьянова А.А., Архипов М.В., Великанов Л.П., Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н. Исследование внутренних аномалий элементов виноградного куста, саженцев и семян способом микрофокусной рентгенографии // Конференция получателей грантов регионального конкурса «Юг» Российского фонда фундаментальных исследований и администрации Краснодарского края – Материалы конференции. – 2008. – С. 67 – 68.
- 44 Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Серова Н.С., Потрахов Е.Н. Эффект фазового контраста в медицинской рентгенографии // Межрегиональная научно-практическая конференция с международным участием «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии». – Материалы конференции – 2008. – С. 26 – 28.
- 45 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Петровская В.В. Состояние проблемы и перспективы микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии // Межрегиональная научно-практическая конференция с международным участием «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии». – Материалы конференции – 2008. – С. 69 – 71.
- 46 Gryaznov A.Y., Potrakhov E.N., Poyrakhov N.N. PARDUS Portable X-Ray Diagnostic System for Dentistry and Maxillofacial Surgery // Biomedical Engineering. – 2008. – No.5. – Pp.270 – 271.
- 47 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н. Эффект псевдообъемного изображения в микрофокусной рентгенографии // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2009. – №2. – С. 18 – 24.
- 48 Архипов М.В., Великанов Л.П., Желудков А.Г., Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н. Разработка и создание аппаратно-программного рентгенографического комплекса автоматизированной оценки скрытых дефектов зерновки для контроля качества партий зерна // НТК «ориентированные фундаментальные исследования и их реализация в АПК России». – Материалы конференции – Сергиев Посад, 2009. – С. 105 – 109.
- 49 Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Технология микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии // Биотехносфера. – 2009. – №3. – С. 18 – 23.
- 50 Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н., Грязнов А.Ю. Микрофокусная рентгенография в современной медицине // 11-я МНТК «Медико-технические технологии на страже здоровья». – Черногория, 2009 – Материалы конференции – С. 98 – 99.
- 51 Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Потрахов Н.Н. Портативный рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС-Стома» // НТК «Актуальные вопросы челюстно-лицевой хирургии и стоматологии». – СПб, 2009 – Материалы конференции – С. 28 – 29.
- 52 Blinov N.N., Vasil'ev A.Yu., Serova N.S., Gryaznov A.Y. and Poyrakhov N.N. A Microfocal Method for Phase-Contrast X-Ray Imaging // Biomedical Engineering. – 2009. – No.4. – Pp.156.
- 53 Потрахов Е.Н., Грязнов А.Ю. Портативные рентгенодиагностические комплексы семейства «ПАРДУС» // Невский Радиологический форум 2009. – 2009. – С. 423 – 424.
- 54 Грязнов А.Ю. Метод оценки информативности визуализированных дентальных рентгеновских изображений // Невский Радиологический форум 2009. – 2009. – С. 154 – 156.
- 55 Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Потрахов Н.Н. Портативная установка для рентгеновского экспресс-контроля качества пищевой продукции // Биотехносфера - 2009 – №6 – С. 26-28.