

На правах рукописи

Жамова Карина Константиновна

**МЕТОД МИКРОФОКУСНОЙ ЦИФРОВОЙ МАММОГРАФИИ
С ПРЯМЫМ МНОГОКРАТНЫМ УВЕЛИЧЕНИЕМ ИЗОБРАЖЕНИЯ**

Специальность 05.11.17

Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Санкт-Петербург

2016

Работа выполнена на кафедре электронных приборов и устройств Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего 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 СПбГЭТУ.

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 Дабагов Анатолий Рудольфович, президент закрытого акционерного общества «Медицинские технологии Лтд».

Ведущая организация:

открытое акционерное общество «НПП Буревестник», Санкт-Петербург.

Защита диссертации состоится 26 января 2016 года в 14 часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.238.10 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).

Автореферат разослан 25 ноября 2015 года.

Ученый секретарь совета по защите
докторских и кандидатских диссертаций

Е.В. Садыкова

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы определяется тем, что, согласно данным Всемирной организации здравоохранения за 2014 год, из социально значимых заболеваний среди злокачественных опухолей у женщин на первом месте находится рак молочной железы (РМЖ), при этом число ошибок в его диагностике достигает 38%, а на первой стадии он выявляется лишь в 13% случаев. Очевидно, что ценность раннего выявления онкологических заболеваний заключается в том, что становится возможным обнаружить рак на первой стадии, когда он может быть эффективно излечен. В связи с этим чрезвычайно важно развитие как организационных мер (скрининговых обследований), направленных на обнаружение РМЖ на ранних стадиях, так и совершенствование диагностической аппаратуры.

Из применяемых в настоящее время методов диагностики РМЖ наиболее эффективным является рентгеновская маммография, однако существующая аппаратура не вполне удовлетворяет требованиям обнаружения признаков заболеваний молочной железы на самых ранних стадиях, поскольку на традиционных маммографах мелкие структуры молочной железы (например, микрокальцинаты и иные объекты с размерами в десятки микрон) не обнаруживаются.

Исследования ведущих российских ученых – Н. Н. Блинова (ст.), Л. В. Владимирова, Н. А. Карловой, Б. И. Леонова, Г. И. Прохватилова, Н. А. Рабухиной, Р. В. Ставицкого, М. Л. Таубина, Г. Е. Труфанова, А. Н. Черния и других заложили основу развития современной отечественной рентгенодиагностики, а работы Н. Н. Блинова (мл.), А. Ю. Васильева, А. И. Мазурова, Н. Н. Потрахова показали, что микрофокусная рентгенодиагностика позволяет принципиально повысить качество и информативность рентгеновских изображений. Поэтому проведение широкого круга исследований с целью создания метода цифровой микрофокусной маммографии представляется весьма актуальным.

Необходимость комплексного анализа факторов (рентгенооптических схем съемки, конструктивных особенностей и режимов работы аппаратов, а также радиационной нагрузки на пациентку), возникающих при переходе от традиционной маммографии к микрофокусной определила **цель работы** – исследование и разработку метода микрофокусной маммографии с прямым многократным увеличением изображения, позволяющего повысить информативность рентгенологических исследований молочной железы.

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

- создана модель, позволяющая комплексно описать процесс формирования изображения молочной железы при реализации метода микрофокусной съемки с прямым многократным увеличением изображения;
- проведен сравнительный анализ метода традиционной контактной маммографии и метода получения рентгеновских изображений молочной железы микрофокусной съемкой с прямым увеличением изображения;
- проведена оценка резкости и контрастности микрофокусных рентгеновских снимков молочной железы;
- дано описание эффекта псевдообъемного изображения в микрофокусной маммографии с прямым многократным увеличением изображения и показаны оптимальные для его проявления параметры съемки;
- разработан метод двухэтапной микрофокусной маммографии, включающий на первом этапе получение общего обзорного снимка молочной железы, а на втором – увеличенного в 5-7 раз снимок отдельного участка («области интереса») молочной железы с большей детализацией;
- проведены дозиметрические исследования с целью сравнения радиационной нагрузки на пациентку при традиционной маммографии и при использовании метода двухэтапной микрофокусной маммографии;
- разработаны технические требования к аппаратуре для двухэтапной маммографии с прямым многократным увеличением изображения.

Объект исследования – современные рентгенодиагностические системы для маммографии.

Предмет исследования – методическое, инструментальное и программно-аппаратное обеспечение средств микрофокусной маммографии.

Методы исследования, применявшиеся для решения поставленных задач: комплексный анализ данных по современной рентгенодиагностической маммографической аппаратуре, создание физических и математических моделей для описания процессов рентгенографии в маммологии, проведение экспериментов на серийно выпускаемой и специально разработанной уникальной рентгенодиагностической аппаратуре. Для проведения теоретических исследований применялись современные методы математического анализа и моделирования, для проведения экспериментальных исследований использовались образцы аппаратуры, созданной в СПбГЭТУ в процессе выполнения работы при непосредственном участии автора. Полученные в ходе проведения исследований данные согласуются с теоретическими и экспертными, что подтверждает достоверность результатов работы.

В процессе работы были получены **новые научные результаты**:

- математическая модель, описывающая влияние режимов микрофокусной съемки с прямым многократным увеличением изображения на качество рентгеновского маммографического изображения;
- данные сравнительного анализа результатов традиционной и микрофокусной маммографии, при этом для каждого метода определены наиболее важные факторы, влияющие на качество получаемого изображения;
- математическое описание эффекта псевдообъемного изображения в микрофокусной маммографии с прямым многократным увеличением изображения;
- метод микрофокусной рентгенографии молочной железы, включающий получение обзорного (контактного) снимка с последующим дополнительным исследованием отдельных участков железы с прямым многократным увеличением изображения;
- данные по радиационной нагрузке на пациентку при реализации метода микрофокусной маммографии с прямым увеличением изображения;
- комплекс требований к микрофокусным маммографам, позволяющим реализовать метод съемки с прямым многократным увеличением изображения.

Практическая значимость работы подтверждается тем, что:

- разработан метод двухэтапной микрофокусной маммографии и требования к аппаратуре для его реализации, что, при условии его внедрения в клиническую практику, позволит повысить информативность маммографических исследований в масштабах страны;
- научные результаты, полученные в процессе работы – метод двухэтапной маммографии, совокупность требований к аппаратуре, комплекс мер по обеспечению радиационной безопасности – стали основой ряда НИР и ОКР, проводимых в СПбГЭТУ.

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

- метод двухэтапной микрофокусной маммографии, включающий в себя получение первичного обзорного снимка и увеличенных в 5-7 раз изображений отдельных участков молочной железы, позволяет визуализировать структуры в 1,5-2 раза меньших размера и контраста, чем в традиционной маммографии и, тем самым, повысить выявляемость признаков патологий молочной железы;
- для получения псевдообъемного изображения, наиболее полно отражающего форму, размер и взаиморасположение структур просвечиваемого объекта необходимо, чтобы он располагался на расстоянии от фокусного пятна, близком к среднему значению размера объекта в направлении просвечивания;

- диагностика с помощью метода двухэтапной микрофокусной маммографии в сравнении с традиционной контактной маммографией не приводит к повышению радиационной нагрузки на пациентку.

Испытания метода двухэтапной микрофокусной маммографии и экспериментальных образцов аппаратуры для его реализации осуществлялись при непосредственном участии автора.

Результаты диссертационной работы **внедрены** в учебный процесс подготовки специалистов в области рентгентехники на кафедре электронных приборов и устройств СПбГЭТУ и врачей-рентгенологов на кафедре рентгенологии и радиологии ВМедА.

Апробация работы проводилась на международных, всероссийских и региональных конференциях, съездах и научных форумах, среди которых VIII-XI Российско-Германские конференции по биомедицинской инженерии (2012-2015), Межрегиональные научно-производственные конференции «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» (Москва, 2012-2015), Международный конгресс «Невский радиологический форум» (Санкт-Петербург, 2014), XIII-XVI Международные научно-технические конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Москва, 2011-2015), 64-70 научно-технические конференции, посвященные Дню радио (Санкт-Петербург, 2009-2015), Научно-практическая конференция «От традиций к инновациям. Лучевая диагностика. Перезагрузка» (Смоленск, 2014) и другие.

При участии автора разработаны микрофокусные рентгенодиагностические комплексы для различных областей медицины, которые демонстрировались на международных и всероссийских выставках, в том числе «Здравоохранение» (Москва, 2010-2012) и «Российский промышленник» (Санкт-Петербург, 2010-2014).

По теме диссертации опубликовано 27 печатных работ (из них 10 в рецензируемых научных изданиях), получены 4 патента на полезную модель и 4 свидетельства о регистрации программы для ЭВМ.

Диссертационная работа состоит из введения, трех глав, заключения, списка литературы (87 наименований) и 5 приложений. Основная часть работы изложена на 149 страницах машинописного текста, содержит 65 рисунков и 12 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Первая глава посвящена описанию и сравнительному анализу современных методов диагностики в маммологии.

Диагностика опухоли молочной железы – это комплексный метод исследования, состоящий из довольно обширного списка методов диагностики, которые применяются в современной медицине, и, в частности, в онкологии. Перед маммодиагностикой стоят следующие основные задачи: обнаружение рака на ранней стадии, помощь врачу в выборе наиболее подходящей тактики лечения, оценка эффективности проводимого лечения и его результатов. Даже при выявлении необходимости хирургического вмешательства ранняя диагностика позволяет максимально бережно отнестись к сохранению органа и его функций.

Диагностика молочной железы состоит из двух этапов:

- первичная диагностика, к которой относятся методы, позволяющие выявить изменения в молочной железе без уточнения их характера, и назначаемые обычно женщинам без каких-либо явных признаков изменений молочных желез (например, самообследование, индивидуальный осмотр, скрининговая маммография и т.п.);

- уточненная диагностика, к которой относятся методы исследования, позволяющие целенаправленно искать определенные изменения в молочных железах, уточнять их природу, характер и распространенность (различные виды маммографии – рентгеновская цифровая, магнитно-резонансная, оптическая, ультразвуковая и т.п.).

Каждый из существующих методов диагностики молочной железы обладает своими достоинствами и недостатками, однако все они, за исключением магнитно-резонансной и рентгеновской маммографии, обладают относительно невысокими точностью и разрешающей способностью. Преимуществами магнитно-резонансного метода являются высокая контрастность изображения и возможность получения достаточно тонких срезов в любых проекциях, а главным недостатком – дороговизна и сложность используемой для реализации метода аппаратуры.

В настоящее время рентгеновская маммография является одним из наиболее эффективных методов инструментальной диагностики как при проведении скрининговых исследований, так и в ходе лечения и оценки его эффективности, зачастую превосходя другие методы по информативности исследований, особенно на ранних стадиях заболевания.

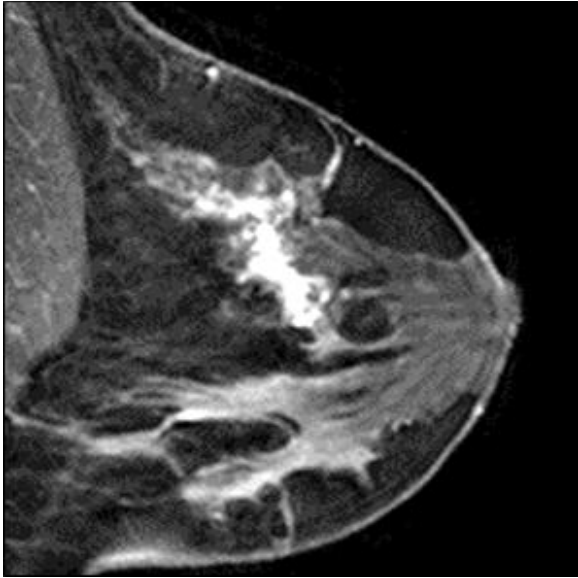


Рис. 1. Снимок молочной железы, полученный методом магнитно-резонансной томографии

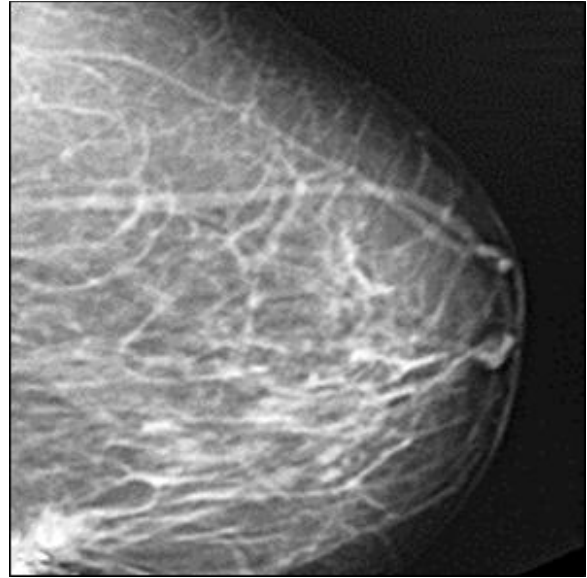


Рис. 2. Снимок молочной железы, полученный методом цифровой рентгеновской маммографии

Точность и своевременность постановки диагноза при проведении рентгенологического исследования в значительной степени определяются используемыми техническими средствами, поэтому требования к качеству изображения для маммографов становятся все выше. Современный маммограф позволяет получать снимки молочной железы в разных проекциях, осуществлять прицельные снимки «подозрительных» участков, а также проводить под визуальным контролем диагностическую пункцию молочной железы для гистологического исследования.

Достоинством рентгеновской маммографии является диагностика непальпируемых форм рака и скоплений микрокальцинатов (размером от 50 микрон), что позволяет выявлять заболевание задолго до его клинического проявления. К основным недостаткам рентгеновской маммографии можно отнести трудность выявления опухолей, близко прилегающих к грудной клетке, а также облучение молочной железы в процессе обследования.

Требование повышения эффективности диагностики на все более ранних стадиях заболевания приводит к необходимости роста чувствительности аппаратуры, что для рентгенографии традиционно означает повышение интенсивности излучения и, как следствие – повышение радиационной нагрузки на пациентку.

Другим путем повышения качества и информативности исследований является снижение размеров непосредственного источника рентгеновского излучения – фокусного пятна рентгеновской трубки и переход от традиционной рентгенографии к микрофокусной с многократным увеличением изображения.

Во второй главе рассмотрены физико-технические особенности метода микрофокусной маммографии.

Как известно, при съемке с увеличением изображения схема съемки существенно отличается от традиционной (рис. 3 и 4) – объект 2 располагается на большом расстоянии f_i от источника 1 вплотную к приемнику 3, поэтому размер фокусного пятна d и расстояние f_i существенно влияют на нерезкость H_Γ изображения.

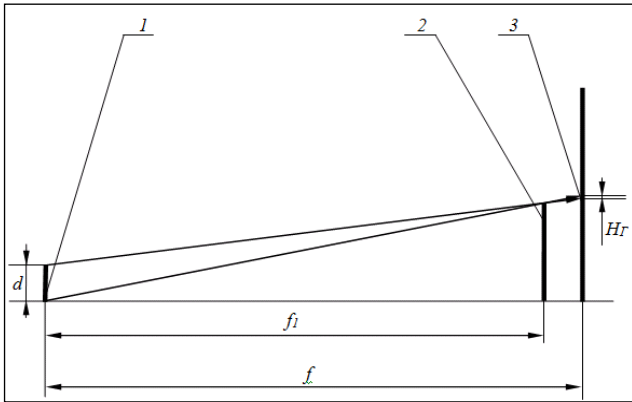


Рис. 3. Схема съемки методом контактной рентгенографии

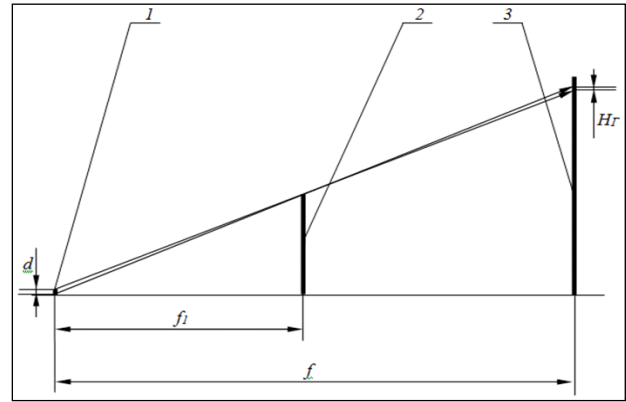


Рис. 4. Схема съемки с прямым увеличением изображения

При съемке с увеличением изображения размер фокусного пятна определяется коэффициентом увеличения $K=f/f_i$ и нерезкостью изображения $H_\Gamma=d(f-f_i)/f_i$, которая должна быть меньше, чем размер изображения d_{mn} минимальной характерной детали объекта просвечивания d_{min} (1):

$$H_\Gamma \leq 0.3 \cdot d_{min} \cdot K = d_{mn} . \quad (1)$$

Коэффициент «0.3», определяется с учетом регистрации на цифровой приемник, когда для воспроизведения детали нужно минимум три пикселя, так как при меньшем числе пикселей будет наблюдаться искажение изображения детали. Суммарная нерезкость изображения H_Σ (без учета динамической нерезкости) определяется геометрической нерезкостью H_Γ и нерезкостью приемника H_Π :

$$H_\Sigma = \sqrt{H_\Gamma^2 + H_\Pi^2} . \quad (2)$$

Абсолютная H_Σ не может быть меньше H_Π , но для съемки с увеличением (когда изображение детали в плоскости приемника больше ее истинных размеров) удобно использовать понятие «глубина резкости» F , под которой понимается диапазон расстояний между объектом и приемником f_2 которым сохраняется требуемая резкость изображения:

$$F = f_{2max} - f_{2min} . \quad (3)$$

Рисунок 5 показывает, что если использовать традиционные условия съемки – $f = 600$ мм, $d = 0.3$ мм, то условие резкого изображения будет выполняться только для f_2 менее 50 мм – то есть практически только для контактной съемки. Для $d = 100$ мкм становится возможным использовать увеличение в 1.5 – 1.7 раза, для $d = 50$ мкм – в 3 раза.

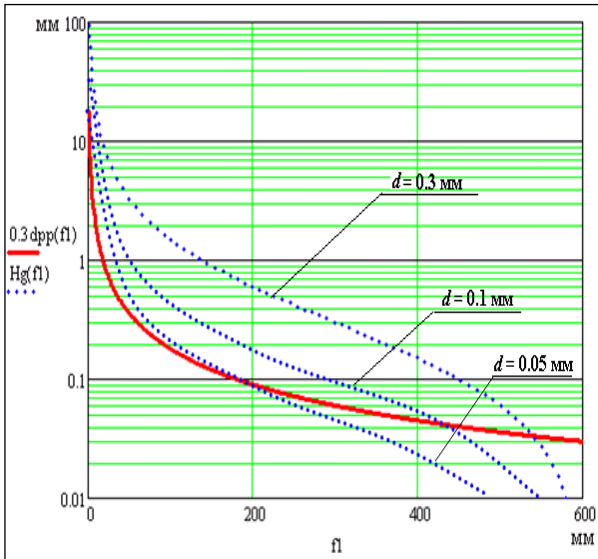


Рис. 5. Зависимость d_{nm} детали размером 0,1 мм (---) и H_g (···) от f_l ($f = 600$ мм)

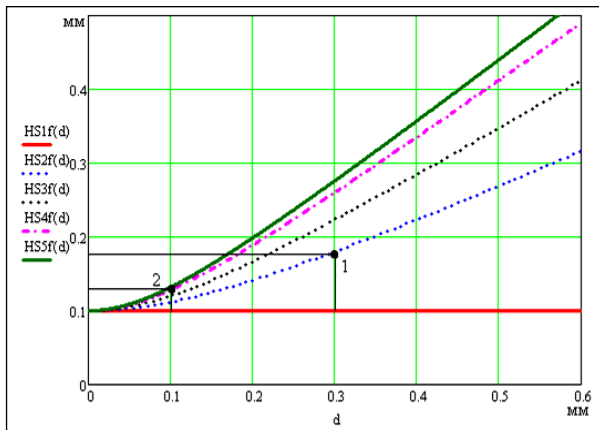


Рис. 6. Зависимость H_Σ от d .

K для функций HS1 – HS5 соответственно равны 1 (контактная съемка), 2, 3, 5, 7

Однако уменьшение d позволяет увеличивать изображение объекта в плоскости приемника в том случае, если H_g будет оставаться меньше, чем H_{II} , поэтому

$$H_\Sigma = \sqrt{\left(d \cdot \frac{f - f_1}{f_1}\right)^2 + H_{II}^2} = \sqrt{d^2 \cdot (K - 1)^2 + H_{II}^2} \quad (4)$$

Представленные ниже зависимости показывают, что снижение d ведет к существенному снижению суммарной нерезкости H_Σ снимка.

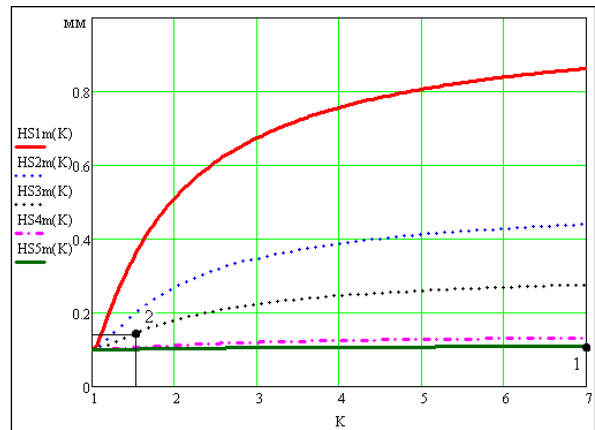


Рис. 7. Зависимость H_Σ от K .

d для функций HS1 – HS5 соответственно равен 1, 0.5, 0.3, 0.1 и 0.05 миллиметра

Наглядно заметно преимущество микрофокусной съемки перед съемкой с протяженным фокусным пятном (при съемке с $d = 0.3$ мм и двукратном увеличении (точка 1 на рис. 6) суммарная нерезкость примерно в 1.5 раза больше, чем при $d = 0.1$ мм и семикратном увеличении (точка 2)).

Представленная на рисунке 7 зависимость показывает, что при любом коэффициенте увеличения изображения абсолютная нерезкость микрофокусных снимков близка к нерезкости приемника (точка 1), а относительная (отношение H_Σ детали к размеру ее изображения в плоскости приемника d_{nm}) – снижается.

Приведенные результаты расчетов подтверждают тот экспериментальный факт, что на «микрофокусных» рентгеновских снимках наблюдается больше мелких деталей строения объекта просвечивания, чем на контактных снимках, получаемых на аппаратах с протяженным фокусным пятном в традиционной контактной рентгенографии.

Для оценки влияния параметров съемки на качество изображения была разработана специализированная компьютерная программа «Спектрон» (рис. 8 и 9), которая также может быть использована для расчета режимов работы рентгеновских трубок, спектров излучения, оценки поглощенной дозы.

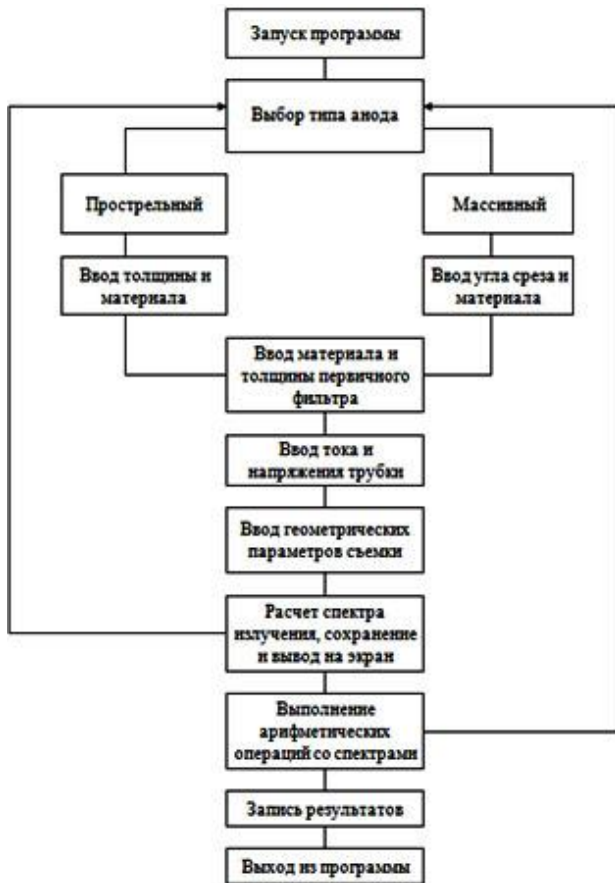


Рис. 8. Алгоритм программы «Спектрон»

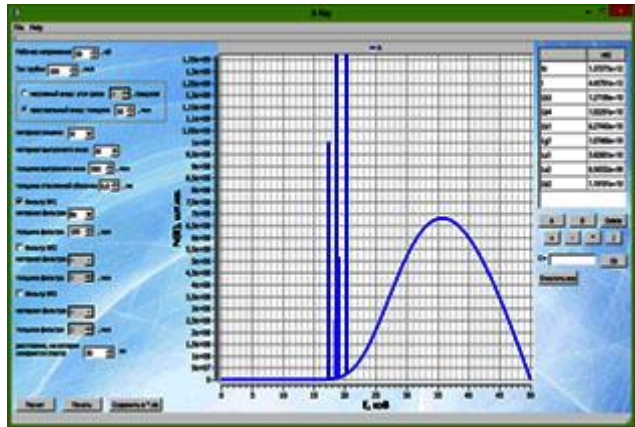


Рис. 9 Рабочее окно программы «Спектрон»

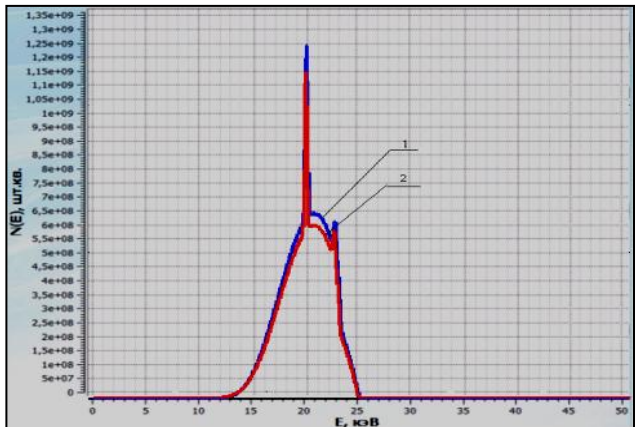


Рис. 10. Спектры излучения при $U=25$ кВ

Представленные зависимости (рис. 10) показывают спектральное распределение излучения после «здорового участка» молочной железы (20 мм железистой ткани и 10 мм жировой ткани, 1), участка с микрокальцинатом (молочная железа и 50 мкм микрокальцинат, 2) и позволяют рассчитать контраст изображения, как отношение интенсивностей излучения. Результаты расчетов приведены в таблице 1 (ток трубки нормировался из условия равенства интенсивности).

Табл. 1

Сравнение контраста изображения при различных напряжениях

| Напряжение трубки, кВ | 25 | 27 | 30 | 32.5 | 35 | 37.5 | 40 |
|-----------------------------------|-----|-----|-----|------|-----|------|-----|
| Ток трубки, мА | 5.0 | 2.3 | 1.3 | 0.9 | 0.6 | 0.4 | 0.3 |
| Контраст тестового изображения, % | 6.1 | 5.8 | 5.5 | 5.2 | 4.8 | 4.5 | 4.1 |

Повышение напряжения в 1.5-2 раза по сравнению с традиционным не приводит к существенному снижению контраста получаемых изображений и компенсируется широким динамическим диапазоном современных приемников, а также программной цифровой обработкой снимков.

В микрофокусной маммографии дополнительным фактором, влияющим на информативность снимка, может являться эффект псевдообъемного изображения, позволяющий определить взаиморасположение элементов объекта.

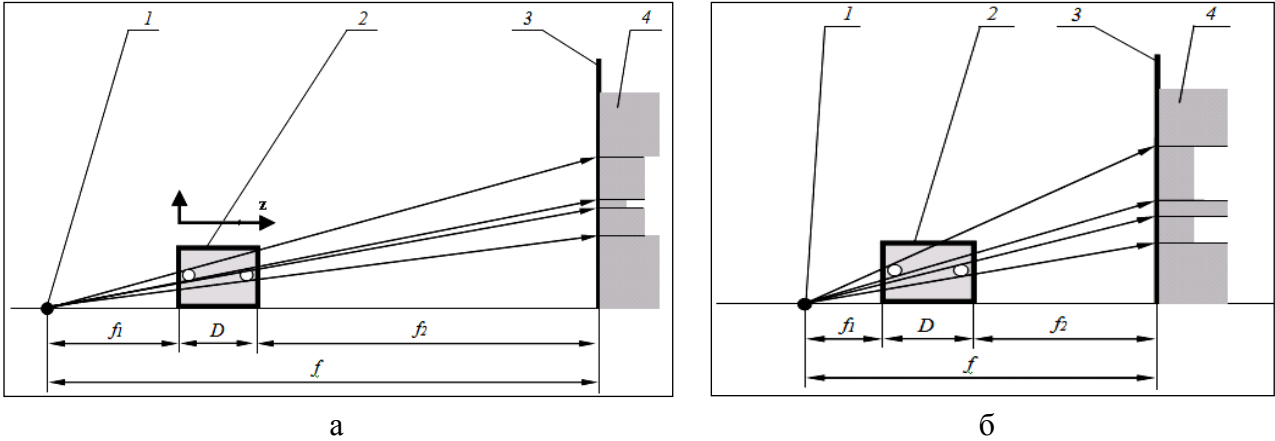


Рис. 11. Влияние соотношения f_1 и толщины объекта на псевдообъемный эффект.

1 – точечное фокусное пятно, 2 – объект с двумя одинаковыми дефектами,
3 – плоскость приемника излучения, 4 – эпюра интенсивности излучения

На рисунке 11 коэффициент увеличения изображения в среднем одинаков. Однако в случае 11а изображения дефектов, находящихся в разных областях объекта, будут практически накладываться. В случае 11б изображения дефектов будут отличаться по размерам и находиться на расстоянии друг от друга. Для оценки псевдообъемности изображения можно использовать коэффициент Q как отношение коэффициентов увеличения «передней» и «задней» поверхности объекта.

Коэффициент увеличения изображения, как функция координаты z , будет определяться выражением:

$$K(z) = \frac{f_1 + D + f_2}{f_1 + z}. \quad (5)$$

Тогда условие для H_r изображения можно записать как

$$H_r = d \cdot \frac{f_2 + D - z}{f_1 + z}. \quad (6)$$

Можно определить связь H_r и K :

$$H_r = d \cdot \frac{f_2 + D - z}{f_1 + z} = d \cdot \frac{f_2 + D - z + f_1 - f_1}{f_1 + z} = d \cdot (K(z) - 1). \quad (7)$$

С учетом условия (1) для получим:

$$d \cdot (K(z) - 1) \leq 0.3 \cdot d_{\min} \cdot K = d_{\min}. \quad (8)$$

Выполнение условия (8) для получения резкого изображения можно изобразить графически (рис.12). Так как максимальное значение $K(z=0) = K_{\max}$, то

$$d \cdot (K(z) - 1) \leq 0.3 \cdot d_{\min} \cdot K_{\max}, \quad (9) \quad K(z) \leq \frac{0.3 \cdot d_{\min} \cdot K_{\max}}{d} + 1, \quad (10)$$

$$K_{\max} \leq \frac{0.3 \cdot d_{\min} \cdot K_{\max}}{d} + 1, \quad (11) \quad K_{\max} \leq \frac{d}{d - 0.3 \cdot d_{\min}}. \quad (12)$$

Если условие (12) выполняется частично, то информативность снимка уменьшается, так как некоторые детали будут размыты. Другое ограничение связано с конечными размерами приемника излучения – максимальное значение коэффициента увеличения изображения должно быть меньше, чем отношение размеров источника и приемника $K \leq b_{\min}/c_{\max}$, где b_{\min} – минимальный размер приемника, c_{\max} – максимальный размер исследуемого объекта. Тогда, с учетом (1) и (5), условия получения псевдообъемного изображения выражаются как

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{if } (d \leq 0.3d_{\min}) \rightarrow K \leq \frac{b_{\min}}{c_{\max}} \\ \text{if } (d > 0.3d_{\min}) \rightarrow K_{\max} \leq 2 + \frac{d - 0.6d_{\min}}{0.3d_{\min} - d} \leq \frac{b_{\min}}{c_{\max}} \end{array} \right. \quad (13)$$

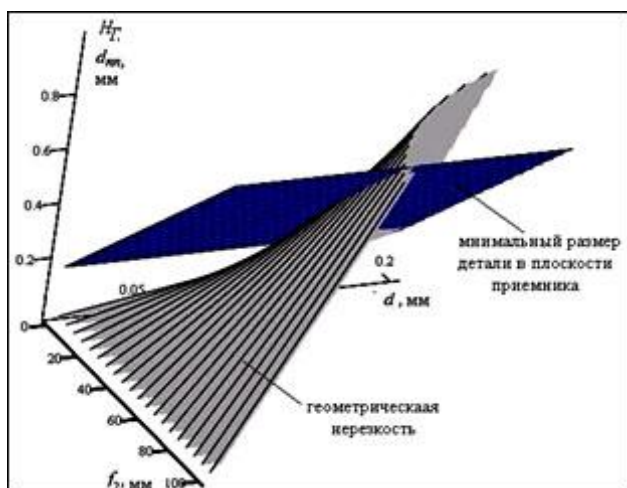


Рис. 12. Графическое решение условия получения резкого изображения

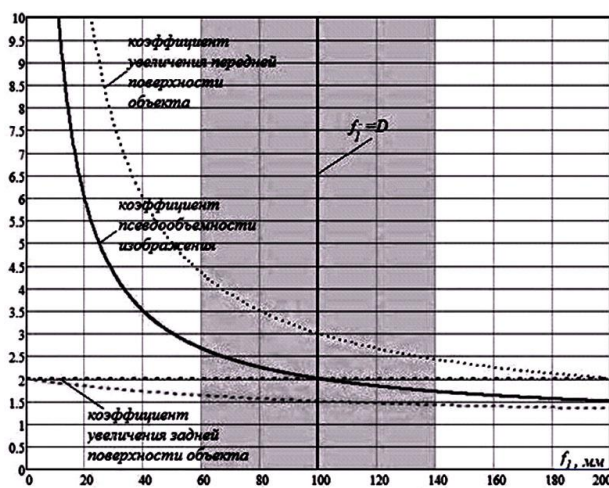


Рис. 13. К определению оптимального значения коэффициента Q

Из представленных на рисунке 13 зависимостей видно, что оптимальное расстояние от фокусного пятна до исследуемого объекта равно размеру объекта в направлении просвечивания $f_1 = D$, так как при отклонении от этой точки в любую сторону (например, на 20% от) коэффициент псевдообъемности незначительно изменяет свое значение.

Анализ физико-технических характеристик микрофокусной маммографии позволяет утверждать, что снижение размера фокусного пятна обеспечивает существенное повышение суммарной разрешающей способности снимка, а коэффициент увеличения изображения при этом определяется требованиями к величине нерезкости и псевдообъемности.

В третьей главе рассмотрены технические особенности микрофокусной маммографии с прямым многократным увеличением изображения.

Для повышения информативности исследований предложен метод двух-этапной микрофокусной маммографии, включающий получение обзорного контактного снимка молочной железы и увеличенного в три и более раз изображения «зоны интереса» при использовании источников излучения с размером фокусного пятна до нескольких десятков микрон.

Для сравнения диагностических возможностей традиционной и микрофокусной маммографии была проведена серия экспериментов на традиционном маммографе «Маммодиагност» (на базе ВМедА им. С.М. Кирова) и на макете микрофокусного маммографа (на базе комплекса «Пардус-Травма») с использованием держателя, обеспечивающего требуемый коэффициент увеличения. Контактные снимки, получаемые на маммографе «Маммодиагност» и на макете микрофокусного маммографа сопоставимы по качеству. Снимки с пятикратным увеличением (рис. 14 и 15, маммографический фантом «CIRS») показывают преимущество микрофокусного аппарата перед традиционным.

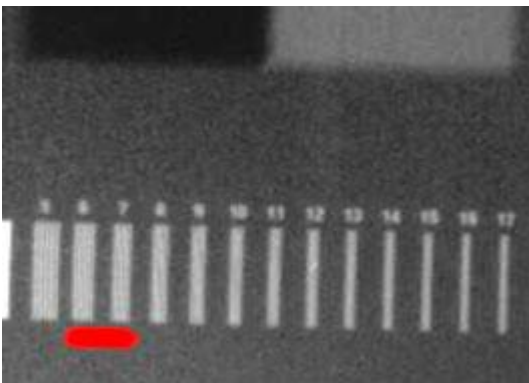


Рис. 14. Контактный снимок с пятикратным оптическим увеличением

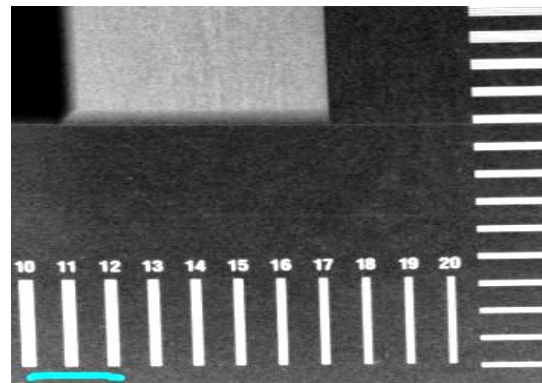


Рис. 15. Снимок с прямым пятикратным увеличением

Снимки фантома «Kodak» (рис. 16 и 17), также показывают преимущество микрофокусного маммографа по контрасту и разрешению.



Рис. 16. Контактный снимок с семикратным оптическим увеличением

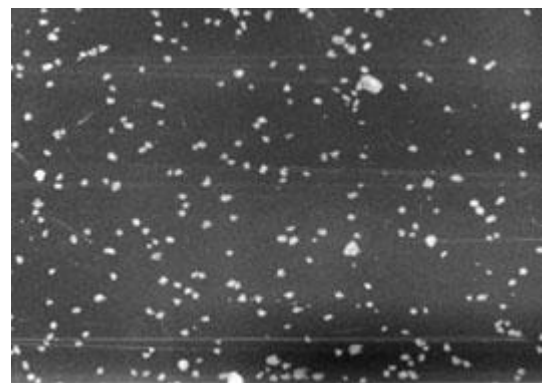


Рис. 17. Снимок с прямым семикратным увеличением

На основе полученных результатов были сформулированы технические требования к микрофокусному маммографу с возможностью прямого многократного увеличения изображения. В штативе микрофокусного маммографа предусматривается возможность совместного перемещения пары «источник» – «приемник» относительно неподвижной молочной железы. Такая конструкция позволит получать снимки с различным коэффициентом увеличения при сохранении постоянного расстояния в паре «источник» – «приемник», что позволит не корректировать параметры источника при переходе от контактного снимка к снимку с прямым увеличением.

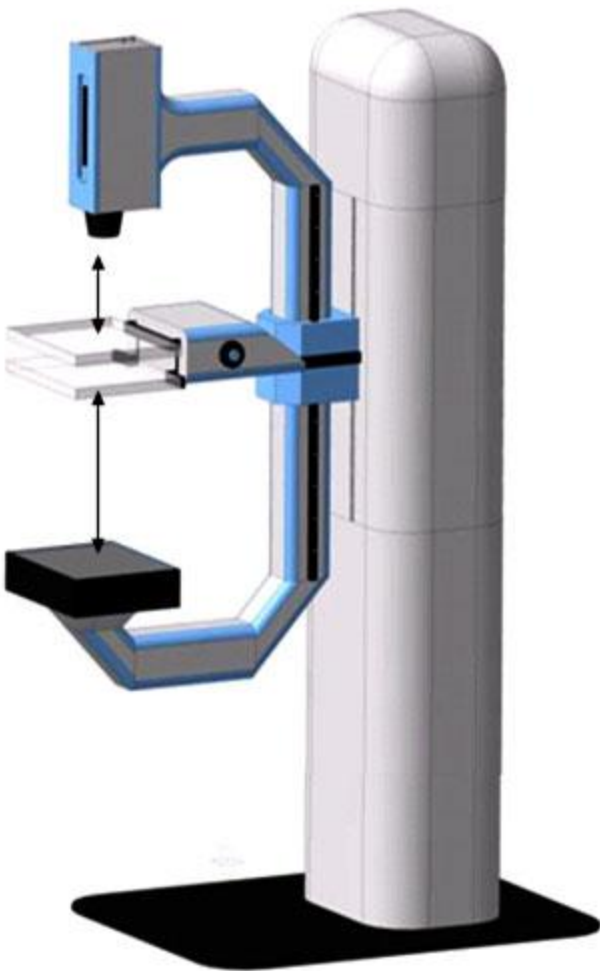


Рис. 18. Штатив микрофокусного маммографа для двухэтапной маммографии

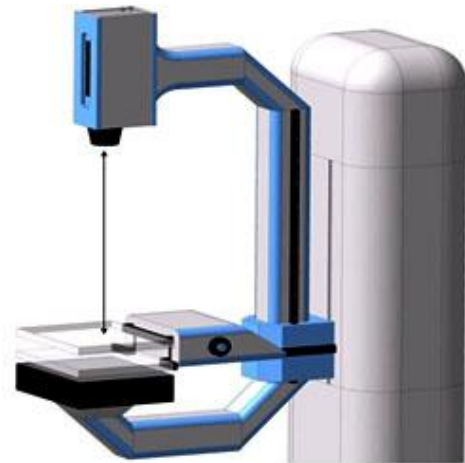


Рис. 19. Рентгенооптическая схема при обзорном снимке (прямая проекция)

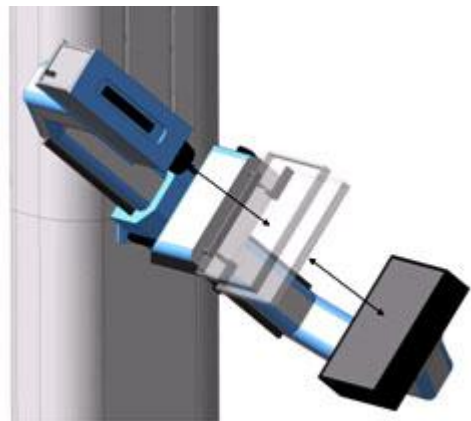


Рис. 20. Рентгенооптическая схема при снимке с увеличением (косая проекция)

Отдельные блоки макета и его составные узлы (в том числе конструкция рентгеновской трубки и элементы конструкции моноблока) защищены патентами РФ на полезную модель, программное обеспечение для обработки снимков – соответствующими свидетельствами.

В качестве источника излучения планируется использование аппарата серии РАП, разработанного в СПбГЭТУ, в качестве системы регистрации – многосенсорная система визуализации основе «экран – оптика – ПЗС».

Переход к методу двухэтапной микрофокусной съемки потребовал оценки радиационной нагрузки на пациентку при проведении исследований, которая производилась с применением программного комплекса «Спектрон» и по традиционной методике, основанной на расчете радиационного выхода R .

В программе «Спектрон» для определения эквивалентной дозы была выбрана следующая модель: цилиндр из железистой ткани, диаметром 120 мм, толщина в направлении просвечивания – 30 мм, фокусное расстояние – 570 мм, напряжение на трубке – 45 кВ, ток трубки – 250 мкА, время экспозиции – 2 с. Полученная оценка радиационной нагрузки дает величину 2.1 мкЗв на 1 снимок.

Для получения радиационного выхода R по результатам проведенных измерений мощности поглощенной дозы D при анодном токе рентгеновской трубки I [мА] на расстоянии r [м] от ее фокуса следует использовать выражение:

$$R = \frac{D \cdot r^2}{I}, \left[\frac{\text{мГр} \cdot \text{м}^2}{\text{час} \cdot \text{мА}} \right]. \quad (14)$$

На первом этапе определения эффективной дозы облучения пациенток рассчитывалась доза $D_{нов}$ на поверхности молочной железы:

$$D_{нов} = \frac{R}{60 \cdot (L-l)^2} \cdot I \cdot t, [\text{мГр}], \quad (15)$$

где L - расстояние от фокуса трубки до поверхности съемочного столика, м; l - толщина молочной железы в состоянии компрессии, м; t - время проведения исследования, мин. Далее учитывался коэффициент перехода $k_{ж}$ от входной дозы к средней дозе в молочной железе, а также род излучения $\omega_R = 1$ Зв/Гр.

$$H_{экв} = k_{ж} \cdot \omega_R \cdot D_{нов} [\text{мЗв}]. \quad (16)$$

При оценке значения эффективной дозы E для молочной железы учитывается взвешивающий фактор $\omega_T = 0.05$, а облучением других органов от рассеянного излучения пренебрегают:

$$E = 0.05 \cdot H_{экв} [\text{мЗв}], \quad (17)$$

В таблице 2 даны средние значения параметров для расчета.

Табл. 2.

Сравнительные данные радиационной нагрузки в маммографии

| Параметр | U, кВ | Ixt, мАс | f, м | R, (мГр x м ²)/(мА) | $k_{ж}$ |
|---------------------------|-------|----------|------|---------------------------------|---------|
| Микрофокусная маммография | 45 | 0.5 | 0.6 | 0.07 | 0.25 |
| Классическая маммография | 28 | 10 | 0.6 | 0.03 | 0.15 |

Доза облучения для микрофокусной маммографии – 1.7 мкЗв (что соответствует данным программы «Спектрон»), для классической маммографии – 6.3 мкЗв. Таким образом, при реализации двухэтапной маммографии суммарная доза облучения пациентки не превысит получаемой при традиционной съемке.

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

- разработана математическая модель для описания влияния режимов микрофокусной съемки с прямым многократным увеличением на качество рентгеновского маммографического изображения;
- проведен сравнительный анализ результатов традиционной и микрофокусной маммографии, определены наиболее важные факторы, влияющие на качество получаемого изображения при различных видах диагностики в маммологии;
- показано, что использование при рентгенографии молочной железы фокусного пятна размером порядка 50 мкм и прямого геометрического увеличения изображения в три и более раз, позволяет визуализировать структуры в 1.5-2 раза меньших размера и контраста, чем в традиционной маммографии;
- подтверждено, что микрофокусные снимки с прямым многократным геометрическим увеличением более информативны при передаче мелких деталей молочной железы, чем снимки, полученные контактным способом, поскольку увеличение размеров деталей на изображении без потери резкости равносильно увеличению пространственного разрешения приемника излучения;
- математически обосновано, что эффект псевдообъемного изображения позволяет получить наглядное представление о взаиморасположении элементов молочной железы, при этом для максимального проявления этого эффекта необходимо, чтобы молочная железа располагалась на расстоянии от фокусного пятна, равном средней толщине железы в направлении просвечивания;
- разработан двухэтапный метод микрофокусной рентгенографии с прямым многократным увеличением изображения;
- показано, что реализация разработанного метода не приводит к повышению радиационной нагрузки на пациентку при проведении обследования;
- был выполнен ряд НИР, имеющих важное значение для развития перспективной отрасли диагностики – микрофокусной рентгенографии;
- показаны пути создания нового класса рентгеновской аппаратуры – микрофокусных маммографов, позволяющих реализовать метод съемки с прямым многократным увеличением изображения.

Результаты проведенных исследований подтверждают, что использование метода микрофокусной маммографии с прямым многократным увеличением изображения может позволить повысить точность ранней диагностики, и, как следствие, повышение выживаемости больных. Таким образом, двухэтапная микрофокусная маммография, при соответствующем инструментальном, программном, методическом и нормативном обеспечении вполне может стать одним из ведущих методов рентгенодиагностики в маммологии.

ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

В рецензируемых научных изданиях, рекомендованных ВАК

1. **Жамова, К. К.** Малогабаритные источники рентгеновского излучения для медицинской диагностики [Текст] / Жамова, К. К. // Медицинская техника, 2015. – №6. – С. 21-23.
2. **Жамова, К. К.** Методика двухэтапной рентгенографии в маммологии [Текст] / Жамова, К. К. // Известия «ЛЭТИ», №10. – 2014. – С. 7-10.
3. Жамова, К. К. Математическая модель формирования фазоконтрастного рентгеновского изображения [Текст] / Грязнов, А. Ю., Жамова, К. К., Лобанова, Е. Г. // Известия СПбГЭТУ ЛЭТИ, 2011. – №4. – С. 9-15.
4. **Жамова, К. К.** Программа для моделирования спектров излучения рентгеновских трубок [Текст] / Бессонов, В. Б., Баранов, И. М., Потрахов, Е. Н., Жамова К. К., Грязнов А. Ю. // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», – 2012. – № 3. – С. 8-12.
5. **Жамова, К. К.** Метод формирования псевдообъемных изображений в микрофокусной рентгенографии [Текст] / Грязнов, А. Ю., Жамова, К. К., Бессонов, В. Б. // Биотехносфера, – 2013. – №4 (28). – С. 51-55.
6. **Жамова, К. К.** Зависимость разрешающей способности радиовизиографа от размеров фокусного пятна рентгеновской трубки [Текст] / Блинов Н. Н., Васильев А. Ю. Бессонов В. Б., Грязнов А. Ю., Жамова К. К., Потрахов Е. Н., Потрахов Н. Н. // Медицинская техника, – 2014. – №2. – С.2-5.
7. **Жамова, К. К.** Методика получения псевдоцветных рентгеновский изображений в двухэнергетичной рентгенографии [Текст] / Грязнов, А. Ю., Жамова, К. К., Бессонов, В. Б., Лившиц, А. О., Кунашик, Е. С. // Биотехносфера, – 2014. – №3 (33). – С. 17-25.
8. **Жамова, К. К.** Возможности микрофокусной маммографии с прямым увеличением изображения [Текст] / Жамова К. К., Бессонов В. Б., Грязнов А. Ю. // Биомедицинская радиоэлектроника, – 2013. – №1. – С. 71-72.
9. **Жамова, К. К.** Физико-технические основы современной микрофокусной рентгенодиагностики [Текст] / Потрахов, Н. Н., Грязнов, А. Ю., Бессонов, В. Б., Жамова, К. К., Ободовский, А. В. // Известия «ЛЭТИ», – №9. – 2014. – С 29-37.
10. **Жамова, К. К.** Источник рентгеновского излучения на основе рентгеновской трубки с фотокатодом [Текст] / Бессонов, В. Б., Грязнов, А. Ю., Жамова, К. К., Потрахов, Е. Н., Потрахов, Н. Н., Шишов, Д. И. // Машиностроитель, – №12. – С.46-49.

В других изданиях

11. **Жамова, К. К.** Микрофокусная цифровая рентгенография – перспективный метод развития диагностики в маммологии [Текст] / Жамова, К. К., Грязнов, А. Ю., Потрахов, Н. Н. // Известиях МАН ВШ, – 2012. – № 2(60). – С.
12. **Жамова, К. К.** Возможности микрофокусной маммографии с прямым увеличением изображения [Текст] / Жамова, К. К., Бессонов, В. Б., Васильева, Е. В., Грязнов, А. Ю. // Сборник материалов V Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине» // Троицк. – Т. 1. – 2012. – С. 35–37.
13. **Жамова, К. К.** Бессонов В. Б., **Жамова К. К.** Особенности рентгенодиагностики в маммологии с помощью микрофокусных источников рентгеновского излучения [Текст] // Сборник материалов 63-я НТК ППС СПбГЭТУ // Санкт-Петербург. – 2010. – С. 55–59.
14. **Жамова, К. К.** Микрофокусная рентгенография: опыт внедрения разработки ВУЗа в производство [Текст] / Потрахов, Н. Н., Потрахов, Е. Н., Жамова, К. К., Бессонов, В. Б., Шишов, Д. А., Грязнов, А. Ю. // Материалы конференции XI Всероссийской научно-практической конференции «Планирование и обеспечение подготовки кадров для промышленно-экономического комплекса региона» // Санкт-Петербург. – 2012. – С. 85–90.
15. **Жамова, К. К.** Программа коррекции интраоральных панорамных снимков [Текст] / Бессонов, В. Б., Потрахов, Е. Н., Жамова, К. К., Грязнов, А. Ю. // Сборник материалов Международной научной конференции НК «Байкальские встречи» // Иркутск. – 2012. – С.57–60.
16. **Zhamova K. K., Bessonov V.B., Gryaznov A.Y.** Methods of Mammology X-Ray Research // Proceedings of 1-st Russian German Conference on Biomedical Engineering (RGC 2013). Hanover, Germany. 2013. P. 114.
17. **Жамова, К. К.** Возможности микрофокусной маммографии с прямым увеличением изображения [Текст] / Жамова, К. К., Грязнов, А. Ю. // Сборник тезисов VII Российско-Баварской конференции // Санкт-Петербург. – 2012. – С. 43–45.

18. **Жамова, К. К.** Разработка установки для контроля напряжения рентгеновской трубки методом рентгеноспектрального анализа [Текст] / Грязнов, А. Ю., Жамова, К. К. // Труды конференции 64-ой научно-технической конференции // Санкт-Петербург. – 2009. – С. 187–188.
19. **Жамова, К. К.** Эффект псевдообъемного изображения в рентгенографии с прямым увеличением изображения [Текст] / Жамова, К. К., Васильева, Е. В. // Сборник материалов научной конференции НК «Байкальские встречи» // Иркутск. – 2012. – С. 195–199.
21. **Жамова, К. К.** Перспективы микрофокусной маммографии [Текст] / Жамова, К. К., Шишов, Д. И., Грязнов, А. Ю. // Сборник научных трудов II Всероссийской научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых в «Электронные приборы, системы и технологии» // Санкт-Петербург. – 2013. – С. 100–102.
22. **Жамова, К. К.**, Сравнительный анализ традиционной и микрофокусной маммографии [Текст] / Жамова, К. К., Верещагина, Л. О., Кунашик, Е. С., Палханов, И. С. // Сборник научных работ Международного VII Невского радиологического форума // Санкт-Петербург. – 2014. – С. 350-351.
23. **Жамова, К. К.** Методика проведения рентгенодиагностических исследований в маммологии [Текст] / Жамова, К. К. // Труды научно-практической конференции «От традиций к инновациям. Лучевая диагностика. Перегрузка» // Смоленск. – 2014. – С.21.
24. **Жамова, К. К.** Методика получения псевдоцветных рентгеновских изображений в двухэнергетичной рентгенографии [Текст] / Грязнов, А. Ю., Жамова, К. К., Бессонов, В. Б., Лившиц, А. О., Кунашик, Е. С. // Сборник тезисов X Российско-Германской конференции по биомедицинской инженерии // Санкт-Петербург. – 2014. – С.171-173.
25. **Жамова, К. К.** Микрофокусный компьютерный томограф для стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [Текст] / Ободовский, А. В., Бессонов, В. Б., Жамова, К. К., Грязнов, А. Ю., Усачев, Е. Ю., Гнедин, М. М. // Сборник тезисов Международного VIII Невского радиологического форума // Санкт-Петербург. – 2015. – С.492-493.
26. **Жамова, К. К.** Рентгеновская трубка с фотокатодом для медицинской диагностики [Текст] / Бессонов, В. Б., Грязнов, А. Ю., Жамова, К. К., Потрахов, Е. Н., Потрахов, Н. Н. // Сборник трудов 16-ой научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» // Москва. – 2014. – С.79-82.
27. **Жамова, К. К.** Особенности определения эффективной дозы облучения пациентов при интраоральных панорамных рентгенодиагностических исследованиях [Текст] / Ободовский А.В., Потрахов Н.Н., Жамова К.К., Грязнов А.Ю., Бессонов В.Б., Клонов В.В. // Сборник трудов 16-ой научно-технической конференции «Медико-технические технологии на страже здоровья» // Москва. – 2014. – С.83-87.

Патенты, свидетельства, учебные пособия

1. Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ № 2010617671. Программа для моделирования спектров излучения и расчета экспозиционной дозы (ИНФО-Спектр) Баранов И. М., Грязнов А.Ю., Бессонов В. Б., **Жамова К. К.**, Потрахов Е. Н. заявл. 28.09.10; зарег. 19.11.10.
2. Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ 2013660831 РФ. Программа коррекции геометрических искажений интраоральных панорамных рентгеновских изображений / Бессонов В. Б., Грязнов А. Ю., **Жамова К. К.**, Потрахов Н. Н. заявл. 24.09.13; зарег. 20.11.13.
3. Пат. на полез. мод. 121142 РФ, Рентгеновская трубка / Потрахов Н. Н., Потрахов Ю. Н., **Жамова К. К.**; заявл. 08.02.12; опубл. 20.10.12.
4. Патент на полезную модель РФ №136635 Управляемый источник рентгеновского излучения. Потрахов Н. Н., Потрахов Е. Н., Бессонов В. Б., **Жамова К. К.**, Шишов Д. И. заявл. от 09.08.2013, зарег. 10.01.2013.
5. Пат. на полез. мод. РФ №136317 Устройство для получения рентгеновских изображений. Потрахов Н. Н., Потрахов Е. Н., Бессонов В. Б., Грязнов А. Ю., **Жамова К. К.** заявл. от 30.07.2013, зарег. 10.01.2013.
6. Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ. 2014618547 Программа для моделирования спектров излучения «Спектрон» Холопова Е. Д., Бессонов В. Б., Грязнов А. Ю., **Жамова К. К.**, Лившиц А. О., Кунашик Е. С. заявл. 01.07.14; зарег. 25.08.14.
7. Пат. на полез. мод. № 136318. «Тест-объект для оценки диагностических возможностей рентгенографических систем» Васильев А. Ю., Васильев Ю. А., Бессонов В. Б., Грязнов А. Ю., **Жамова К. К.**, Потрахов Н.Н. заявл. 26.07.2013, зарег. 10.01.2014.
8. Свид. об. офиц. рег. прог. для ЭВМ 2015610017 Программа моделирования процессов реконструкции томографических изображений (TomoSim) Ободовский А.В., Бессонов В.Б., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., **Жамова К.К.** заявл. 05.11.2014, зарег. 12.01.2015.

ФГАОУ ВО
«Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)»

Подписано в печать 24.11.15. Формат 60x84x16
Отпечатано с готового оригинал-макета в типографии ЗАО «КопиСервис»
Печать ризографическая. Заказ № 1/1120
П.л. 1.0. Уч.-изд. л. 1. Тираж 100 экз.

ЗАО «КопиСервис», 194017, Санкт-Петербург,
Ул. Проф. Попова, 5а
Тел.: (812) 327 5098