

На правах рукописи

Потрахов Евгений Николаевич

**ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА
ПОРТАТИВНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ
ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ
В НЕСПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ УСЛОВИЯХ**

Специальность 05.11.17 -
Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт-Петербург
2013

Работа выполнена на кафедре электронных приборов и устройств Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина).

Научный руководитель:

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

Официальные оппоненты:

доктор технических наук Блинов Николай Николаевич, профессор кафедры лучевой диагностики Московского государственного медико-стоматологического университет,

кандидат технических наук Мазуров Анатолий Иванович, заместитель генерального директора по науке научно-исследовательской производственной компании «Электрон».

Ведущая организация:

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

Защита диссертации состоится 20 февраля 2013 года в 16 часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина).

Автореферат разослан 18 января 2013 года.

Ученый секретарь совета по защите
докторских и кандидатских диссертаций

Е.В. Садыкова

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Отечественная клиническая практика последних лет поставила задачу разработки нового класса диагностических средств – портативных рентгеновских аппаратов. Необходимость проведения таких работ обусловлена как потребностью в рентгенодиагностических исследованиях, проводимых вне рентгеновского кабинета (например, службой «скорой помощи» непосредственно на месте происшествия), так и широким внедрением новых методик лечения, примером которых может служить операция хирургической имплантации, проводимая под рентгеновским контролем в стоматологическом кресле.

Эксплуатация в неспециализированных условиях помимо традиционных требований – малых габаритов и веса, низкой потребляемой мощности и других – выдвигает дополнительные требования к аппаратуре. В частности, поскольку оператор при проведении исследования держит аппарат в руках, чрезвычайно важно обеспечить минимальную радиационную нагрузку на персонал.

Опыт развития медицинской рентгенодиагностической аппаратуры, описанный в трудах ведущих отечественных ученых и специалистов – Н.Н. Блинова (ст.), Н.Н. Блинова (мл.), Ю.А. Быстрова, Э.И. Вайнберга, Ю.В. Варшавского, Л.В. Владимирова, В.Я. Голикова, М.И. Зеликмана, С.А. Иванова, С.И. Иванова, В.Н. Ингала, Ю.К. Иоффе, Б.М. Кантера, В.В. Ключева, Э.Б. Козловского, Б.И. Леонова, А.И. Мазурова, Р.В. Ставицкого, А.Н. Черния, Г.А. Щукина, В.Л. Ярославского – показывает, что наиболее эффективным путем дальнейшего развития является не модернизация хорошо известных методик диагностики, а разработка новых, включая оригинальную аппаратуру для их реализации. Наиболее перспективной методикой, позволяющей реализовать на практике преимущества портативной аппаратуры при съемке в неспециализированных условиях, является микрофокусной рентгенодиагностика.

Большой вклад в клинические исследования в этой области внесли известные российские специалисты Р.М. Акиев, А.Ю. Васильев, В.Н. Балин, Т.А. Гордеева, А.Л. Дударев, Н.А. Карлова, А.К. Карпенко, А.П. Медведев, Г.В. Петкевич, Н.А. Рабухина, А.Б. Ушаков, результаты исследований которых показывают, что возможности микрофокусной рентгенодиагностики позволяют существенно повысить диагностическую ценность снимков с одновременной минимизацией доз облучения.

Таким образом, проведение широкого круга физических, технологических, а также медицинских исследований с целью создания нового класса диагностической аппаратуры – портативных рентгеновских аппаратов, является актуальной научной проблемой.

Цель диссертационной работы – исследование методов рентгенодиагностики в неспециализированных условиях и разработка комплексных требований к портативной рентгенодиагностической аппаратуре.

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

- проведен анализ особенностей получения медицинских рентгеновских изображений способами стандартной и микрофокусной рентгенографии;
- определены и обоснованы режимы выполнения рентгеновских снимков в неспециализированных условиях;
- проведен анализ и дана количественная оценка просвечивающих возможностей стандартного и микрофокусного способов съемки;
- разработана методика микрофокусной рентгенографии в неспециализированных условиях;
- разработаны структурные схемы портативных рентгеновских аппаратов, предназначенных для проведения диагностических исследований в неспециализированных условиях.

Объект исследования – портативные рентгенодиагностические аппараты на основе микрофокусных источников излучения.

Предмет исследования – эффекты и явления, возникающие при реализации методики микрофокусной рентгенографии на портативной рентгенодиагностической аппаратуре.

При решении поставленных задач применялись следующие **методы исследования**: анализ и обобщение литературных данных в области создания и применения медицинской рентгенодиагностической аппаратуры; методы математического анализа и компьютерного моделирования; экспериментальные исследования с использованием современных методов визуализации рентгеновских изображений, контроля параметров рентгеновского излучения и т.д.

Научная новизна работы заключается в следующих результатах:

- математически обоснована возможность использования в медицинской рентгенодиагностике приемников изображения с низким разрешением;
- для сравнительного анализа различных методов рентгенографии в медицинской диагностике введено понятие просвечивающей возможности и разработан аналитический метод ее оценки;

- теоретически и экспериментально обоснован выбор микрофокусной рентгенографии для проведения рентгенодиагностических исследований на портативной аппаратуре в неспециализированных условиях;
- разработан способ проведения рентгенодиагностических исследований в неспециализированных условиях с помощью микрофокусных источников излучения с уменьшенного фокусного расстояния при повышенном напряжении;
- определены дозовые нагрузки при реализации метода микрофокусной рентгенографии в неспециализированных условиях и разработаны методические указания для его реализации.

Практическая значимость подтверждается тем, что в процессе работы:

- создано семейство портативных цифровых рентгенодиагностических комплексов для стоматологии, челюстно-лицевой хирургии, травматологии и некоторых других областей медицины;
- проведены клинические испытания разработанных комплексов в неспециализированных условиях и определены условия их безопасной эксплуатации;
- разработаны таблицы экспозиций и методические рекомендации по практическому применению портативных цифровых рентгенодиагностических комплексов в стоматологии и травматологии.

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

1. Комплексное уменьшение размеров фокусного пятна источника излучения, повышение напряжения и уменьшение фокусного расстояния позволяют более чем на порядок повысить просвечивающую возможность рентгеновских аппаратов при съемке биологических объектов.

2. Реализация метода микрофокусной рентгенографии в портативной аппаратуре обеспечивает повышение информативности снимков с одновременным снижением радиационной нагрузки на персонал при проведении исследований в неспециализированных условиях.

При непосредственном участии автора были **внедрены** в клиническую практику первые отечественные портативные микрофокусные аппараты для травматологии и стоматологии. Указанная аппаратура используется в лечебном процессе в Военно-медицинской академии им. С.М.Кирова, Государственной медицинской академии им. И.И.Мечникова, Центральном военном клиниче-

ском авиационном госпитале МО РФ, Московском государственном медико-стоматологическом университете и других клиниках.

В период с 2010 г. по 2012 г. для нужд МО РФ было поставлено более 50 комплексов для стоматологии и травматологии.

Методика микрофокусной рентгенографии и связанные с ней наработки в области создания портативной рентгеновской аппаратуры используются при подготовке дипломированных специалистов в учебном процессе на факультете электроники СПбГЭТУ и в МИРЭА.

Апробация работы проводилась на международных, всероссийских и региональных конференциях, съездах и научных форумах: Межрегиональная НПК «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» (Москва, 2008-2012), Всероссийские конгрессы лучевых диагностов (Москва, 2008-2010), IV и V Международные конгрессы «Невский радиологический форум» (Санкт-Петербург, 2009-2011), VI-XIII Международные НТК «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Москва, 2004-2011), 63-68 НТК, посвященные Дню радио (Санкт-Петербург, 2007-2012), VIII Российско-Баварская конференция (Санкт-Петербург, 2012)

Разработанные под руководством и при непосредственном участии автора микрофокусные портативные рентгенодиагностические комплексы для стоматологии и травматологии демонстрировались на международных и всероссийских выставках, в том числе «Российский промышленник» (Санкт-Петербург, 2005 – 2012), «Здравоохранение. Стоматология» (Воронеж, 2007 – 2009), «Здравоохранение» (Москва, 2006- 2010), где неоднократно награждались дипломами и медалями.

По теме диссертации опубликовано 16 печатных работ (из них 12 в рекомендованных ВАК изданиях), два методических пособия, получено 4 Патента на изобретение и полезную модель, Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ.

Структура и объем диссертации. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы (55 наименований) и приложений с актами внедрения. Основная часть работы изложена на 115 страницах машинописного текста, содержит 55 рисунков и 15 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Первая глава посвящена описанию особенностей современных методов рентгенодиагностики, реализуемых в портативной рентгеновской аппаратуре.

Традиционная (стандартная) рентгенография предполагает использование аппаратов с размером фокусного пятна рентгеновской трубки около 1 мм. Для обеспечения необходимой резкости изображения величина фокусного расстояния составляет 200-400 мм в стоматологии или 600-1000 мм в травматологии. При этом объект съемки располагают вплотную к приемнику для снижения влияния геометрической составляющей нерезкости изображения.

Использование точечного фокусного пятна позволяет исключить геометрическую нерезкость при съемке объемных объектов даже при приближении объекта к источнику излучения и соответствующем его удалении от приемника. При таком способе съемки отношение расстояний между источником излучения и объектом, а также объектом и приемником определяет коэффициент увеличения изображения объекта по сравнению с истинными размерами объекта. Для реализации этого способа в практической рентгенодиагностике размер фокусного пятна должен составлять менее 100 мкм, в связи с чем такой способ съемки получил название микрофокусного, а рентгенография, построенная на его основе – микрофокусная рентгенография.

Клиническая практика показала, что в микрофокусной рентгенографии обнаруживаются принципиальные особенности формирования рентгеновского изображения:

- эффект увеличения глубины резкости;
- эффект увеличения контраста;
- эффект малой экспозиционной дозы;
- эффект псевдообъемного изображения;
- эффект фазового контраста;
- эффект малой потребляемой мощности.

Указанные особенности микрофокусной рентгенографии позволяют использовать при съемке приемники изображения с большими размерами пикселя, то есть с худшей разрешающей способностью, чем в стандартной рентгенографии, без потери резкости получаемых снимков. Как известно, в стандартной рентгенографии для получения резких изображений помимо съемки с большого фокусного расстояния необходимо использовать приемники с разрешением от 5 пар лин./мм.

На рис. 1 и 2 показаны снимки тест-объекта (скелетированная голова кошки) с деталями размером от нескольких десятков микрон, полученные традици-

онным способом на приемники с разрешением 2,3 пар лин./мм и 5 пар лин./мм, а также в условиях микрофокусной рентгенографии с различными коэффициентами увеличения на приемник с разрешением 2,3 пары лин./мм. Визуально оцениваемое качество снимка (рис. 1) на приемнике с большим разрешением выше. Это подтверждается и большим информационным индексом Q (275 против 232), который определяется по методу информативных участков с использованием разработанного при участии автора программного обеспечения. На рис. 2 представлены снимки того же тест-объекта на приемник с разрешением 2,3 пар лин./мм, но при увеличении 2, 4 и 8 раз. Снимок, полученный при четырехкратном увеличении на приемник низкого разрешения уже не уступает контактному снимку, полученному на приемник высокого разрешения, а при восьмикратном увеличении его качество превышает качество контактного снимка.

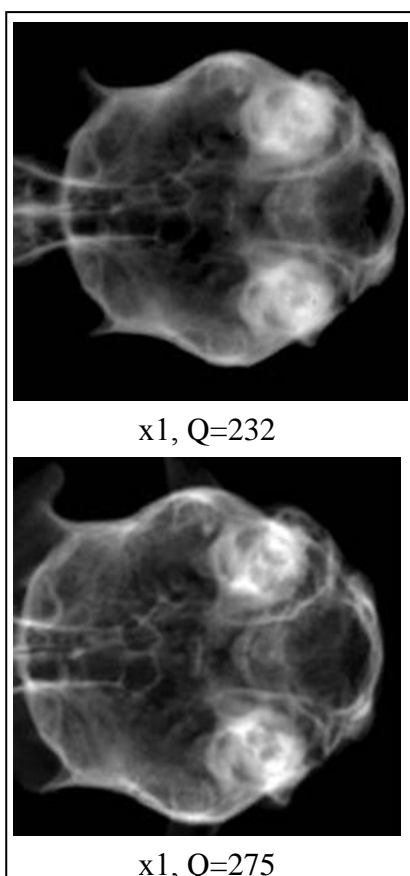


Рис. 1 Снимки при фокусном пятне 1 мм на приемник 2,3 и 5 пар лин./мм

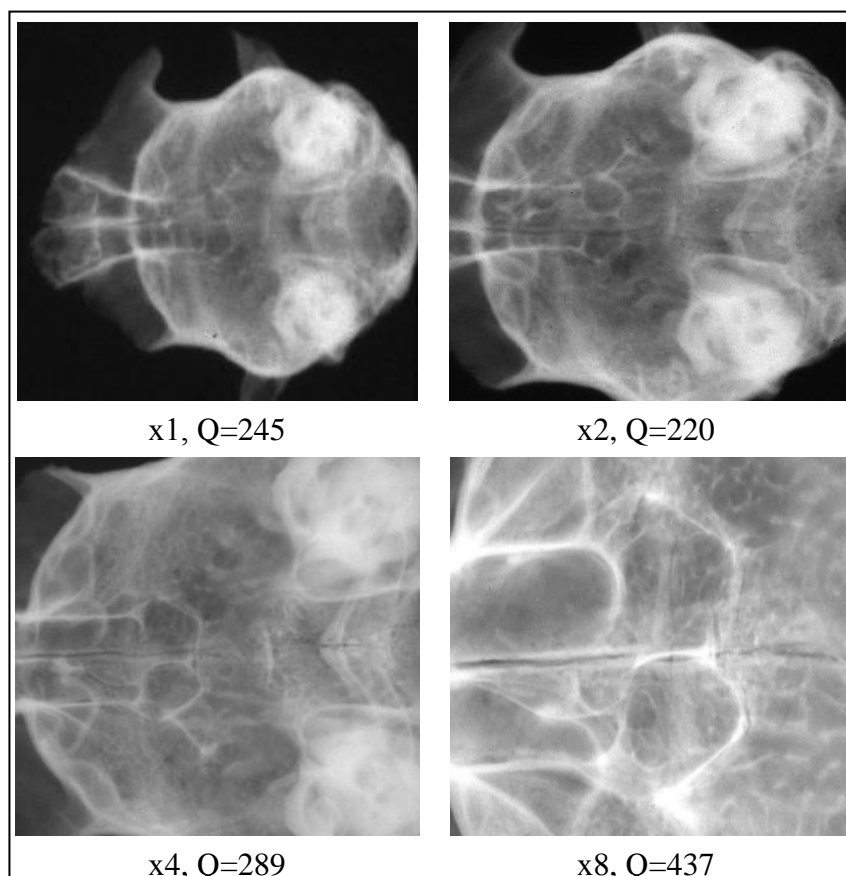


Рис. 2 Снимки при фокусном пятне 0,1 мм на приемник 2,3 пар лин./мм

На основании описанных преимуществ при разработке методик рентгенодиагностики в нестационарных условиях и портативной аппаратуры для ее реализации был выбран способ съемки с увеличением изображения при малом фокусном расстоянии (микрофокусный способ съемки), а в качестве источника рентгеновского излучения - источник излучения с размером фокусного пятна менее 0,1 мм (микрофокусный источник).

Во второй главе дано математическое описание факторов, влияющих на качество изображения и дозовую нагрузку на пациента при реализации метода микрофокусной рентгенографии в портативной аппаратуре.

Как известно, одной из особенностей микрофокусных рентгеновских аппаратов является низкая интенсивность излучения, что можно скомпенсировать повышением напряжения и уменьшением фокусного расстояния:

$$I = k \cdot i \cdot Z \cdot \frac{U^n}{R^2}, \quad (1)$$

где I – интенсивность излучения, k – коэффициент пропорциональности, i – ток трубки, Z – атомный номер материала мишени, U – напряжение трубки, R – расстояние до объекта, n – показатель степени (в медицинской диагностике $n=5$).

Изменение напряжения на трубке ведет к изменению спектрального состава генерируемого излучения. Спектральную плотность потока квантов тормозного излучения можно описать как

$$N_T(E) = k_1 \cdot Z \cdot i_A \cdot \left(\frac{E_0}{E} - 1 \right) \cdot e^{(x_1-x) \cdot \mu_M(E)} \cdot e^{x_2 \cdot \mu_{BO}(E)}, \quad (2)$$

а количество квантов характеристического излучения как

$$N_{X_q} = i_A \cdot \frac{k_2}{Z} \left(\frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67} \cdot e^{(x_1-x) \cdot \mu_M(E_q)} \cdot e^{x_2 \cdot \mu_{BO}(E_q)}, \quad (3)$$

где x – пробег электронов [см], x_1 – толщина мишени [см], x_2 – толщина выходного окна [см], E_0 [кэВ] – максимальная энергия квантов излучения, $\mu_M(E)$ и $\mu_{BO}(E)$ – линейные коэффициенты ослабления для мишени и выходного окна [см⁻¹]. Используя (2) и (3), можно рассчитать интегральную интенсивность излучения:

$$I = \int_0^{E_0} (N_T(E) \cdot E) dE + \sum_q N_{X_q} \cdot E_q. \quad (4)$$

Учесть ослабление потока квантов в объекте толщиной d и изменение спектра излучения можно с помощью выражения

$$N(E) = N_0(E) \cdot e^{-d \cdot \mu(E)}. \quad (5)$$

Из (4) и (5) может быть определена доза, поглощенная пациентом в результате рентгенологического обследования. Для этого, с учетом данных по химическому составу тканей организма и спектральных зависимостей массового коэффициента ослабления соответствующих химических элементов, рассчитываются зависимости коэффициента ослабления рентгеновского излучения от энергии квантов для конкретных тканей или органов тела.

Описанным способом была рассчитана эквивалентная доза D для больших значений напряжения на трубке, чем это принято в стандартной рентгенографии, то есть в условиях «жесткой» съемки.

Расчеты проводились при условии фиксированного значения экспозиционной дозы за фантомом облучаемого участка челюстно-лицевого отдела головы в плоскости приемника изображения $D_{\text{эксп.вх.}} = \text{const}$, которое было определено для «стандартной» цефалографической съемки: напряжение $U = 70$ кВ, экспозиция $I \cdot t = 100$ мАс, кожно-фокусное расстояние (КФР) $f = 100$ см.

Таблица 1.

Эквивалентная доза при цефалографии для различных условий съемки

Фильтр Al, мм	U/f, кВ/см		
	70 / 100	100 / 100	150 / 100
D, мкЗв / I·t, мА·с			
2	190 / 100	85 / 23	38 / 5.1
3	185 / 104	75 / 24	35 / 5.4
4	172 / 106	70 / 25	32 / 5.9
5	159 / 109	65 / 27	30 / 6.6

С целью выполнения условия постоянства входной экспозиционной дозы ($D_{\text{эксп.вх.}} = \text{const}$) для каждого значения напряжения, при котором рассчитывалась эквивалентная доза, в соответствии с выражением $I \cdot t \cdot U^2 / f^2 = \text{const}$ рассчитывались ток рентгеновской трубки I и экспозиция $I \cdot t$.

Расчеты показали, что величина экспозиционной дозы $D_{\text{эксп.вх.}}$, соответствующая условиям стандартной цефалографической съемки, может быть получена, например, при напряжении 100 кВ и экспозиции 1 мАс для КФР 20 см. В этом случае эквивалентная доза будет снижена почти в 3 раза.

Данные табл. 1 подтверждают бытующее мнение о том, что величину дозы облучения при рентгенологическом обследовании можно практически всегда уменьшить путем увеличения анодного напряжения и толщины фильтра. При микрофокусной съемке в условиях ограничения тока рентгеновской трубки обоснованное повышение напряжения оправданно и весьма эффективно.

Кроме того, с использованием выражения (4) может быть рассчитан контраст теневого рентгеновского изображения отдельной детали объекта как нормированное отношение величин интенсивности рентгеновского излучения, прошедшего через разные участки объекта:

$$K = \frac{\int_0^{E_0} N_1(E) \cdot E dE - \int_0^{E_0} N_2(E) \cdot E dE}{\int_0^{E_0} N_1(E) \cdot E dE} \quad (6)$$

Приведенные в табл. 2 результаты расчета по (6) показывают, что повышение напряжения от 50 до 100 кВ обуславливает значительное снижение контраста.

Таблица 2.

Нормированный контраст рентгеновского изображения детали костной ткани, %

Толщина детали h, мм (толщина объекта H=20 мм)	Напряжение, кВ / толщина фильтра Al, мм					
	50/1,5	60/1,5	70/2,0	80/2,0	90/3,0	100/3,0
0,1	1,4	1,1	0,9	0,8	0,6	0,4
0,3	3,6	2,0	1,9	1,8	1,7	1,6
0,5	6,0	3,9	3,4	3,3	3,2	3,2
1,0	11,5	10,0	8,8	7,5	6,1	5,8
3,0	29,6	25,6	21,8	18,3	17,4	15,9

Однако в клинической практике наибольший интерес представляют малоразмерные детали объекта, главную роль при формировании изображения которых играют высокие пространственные частоты. Расчеты, выполненные на основании выражения для контрастно-частотной характеристики (КЧХ), полученного при условии нормального распределения квантов по диаметру круглого фокусного пятна

$$A(\nu) = e^{-\frac{(\pi \cdot m \cdot d \cdot \nu)^2}{9}}, \quad (7)$$

где m – коэффициент увеличения, d – размер фокусного пятна, ν – пространственная частота изображения, показывают, что при $d = 1$ мм контраст значительно уменьшается в области высоких пространственных частот (на частоте 5 пар лин./мм – на 90% по сравнению с $d=0,1$ мм).

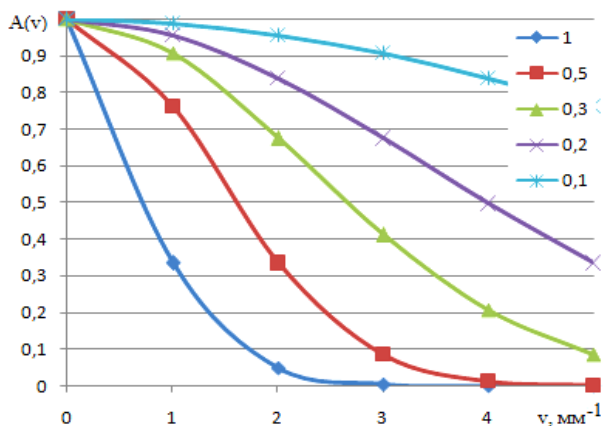


Рис. 3 КЧХ при различных размерах фокусного пятна

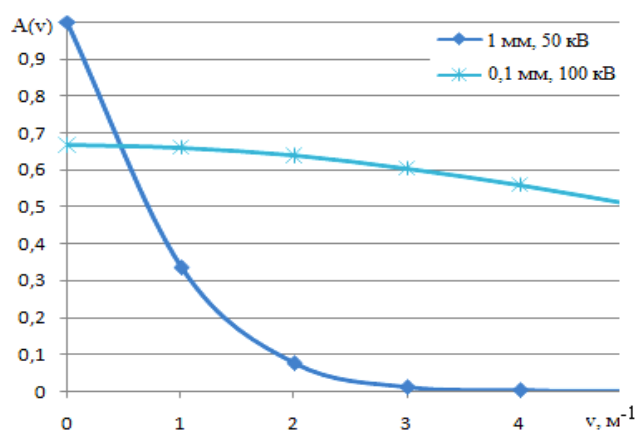


Рис. 4 КЧХ стандартной и микрофокусной съемки

Учет совместного влияния на КЧХ напряжения и размера фокусного пятна (рис. 3 и 4) показывает, что КЧХ микрофокусного аппарата при повышенном в два раза по сравнению со стандартной рентгенографией напряжении ниже КЧХ аппарата со «стандартным» фокусным пятном только вблизи нулевой пространственной частоты, но превосходит последнюю, начиная уже с частоты 0,5 - 0,7 пар лин./мм. Это обосновывает возможность получения на портативных аппаратах с существенно сниженной интенсивностью излучения резких и контрастных изображений, содержащих малые детали структуры объекта, при реализации метода микрофокусной рентгенографии.

В третьей главе выполнен анализ особенностей реализации на портативной аппаратуре метода микрофокусной рентгенографии.

С учетом увеличения изображения при микрофокусной съемке неподвижного объекта, разрешающую способность рентгенографической системы можно определить как

$$R_c = R_n \frac{m}{\sqrt{1 + (m-1)^2 (dR_n)^2}}, \quad (8)$$

где R_n – разрешающая способность приемника рентгеновского изображения, пар лин/мм, m – коэффициент увеличения изображения просвечиваемого объекта. Максимальная разрешающая способность системы будет обеспечена при коэффициенте увеличения изображения $m = m_{\text{опт}}$

$$m_{\text{опт}} = \frac{(dR_n)^2 + 1}{(dR_n)^2}. \quad (9)$$

С учетом (9) разрешающая способность микрофокусной рентгенографической системы при оптимальном увеличении будет равна:

$$R_\Sigma = \sqrt{R_n + \left(\frac{1}{d}\right)^2} = R_n \sqrt{m_{\text{опт}}}. \quad (10)$$

В случае съемки с увеличением глубина резкости конкретной рентгенографической системы будет определяться диапазоном значений коэффициента увеличения изображения, при котором разрешающая способность системы R_c больше разрешающей способности приемника изображения этой системы R_n :

$$m \leq \frac{(dR_n)^2 + 1}{(dR_n)^2 - 1}. \quad (11)$$

Расчеты по выражению (11) показывают, что глубина резкости микрофокусной системы ($d=0,1$ мм, $R_n=10$ пар лин/мм) не ограничивается коэффициентом увеличения изображения m ($m \rightarrow \infty$), в то время как для аппарата с протяженным фокусным пятном ($d=1,2$ мм, $R_n=3,5$ пар лин/мм) она ограничена значением $m=1,12$. Таким образом, в микрофокусных системах разрешающая способность приемника R_n «реализуется» по всему объему просвечиваемого объекта.

Большая глубина резкости микрофокусных рентгенографических систем позволяет использовать при съемке минимально возможные фокусные расстояния F с целью увеличения интенсивности излучения в плоскости приемника. В этом случае при выборе F необходимо учитывать максимальную величину допустимых масштабных искажений Δ , которая для стандартной рентгенографии равна 0,25. Оценивая масштабные искажения Δ как

$$\Delta = \frac{m_{\text{макс}} - m_{\text{мин}}}{m_{\text{мин}}} = \frac{Z}{F - f_{\text{макс}}}, \quad (12)$$

где Z – толщина просвечиваемого объекта, $f_{\text{макс}}$ – расстояние от наружной поверхности объекта до плоскости приемника изображения, $m_{\text{макс}} = F/(F - f_{\text{макс}})$, следует

$$F = \frac{m_{\text{макс}} Z}{\Delta}. \quad (13)$$

В том случае, когда значение Δ превышает 0,25, на стандартных рентгенограммах возникают непривычно большие масштабные искажения, а также искажения формы проекций просвечиваемых объектов. Детали объекта, расположенные на разной глубине и не на оси пучка, на изображении объекта будут аномально смещены относительно друг друга. Эти искажения при недостаточном опыте рентгенолога могут толковаться как патологические изменения.

В микрофокусной рентгенографии резкость изображения деталей объекта не зависит от коэффициента увеличения. Поэтому из-за разного увеличения деталей, расположенных по всей толщине объекта, возникает эффект линейной перспективы, что дает возможность рентгенологу воспринимать глубину залегания отображаемых деталей.

Для сравнения различных методик рентгенографии по общим критериям введено понятие «просвечивающая возможность», которое характеризуется мощностью, подводимой к мишени рентгеновской трубки для съемки объекта, при условии обеспечения необходимого качества изображения. При сравнении просвечивающих возможностей стандартной и микрофокусной рентгенографии учитывались следующие факторы (параметры для контактной съемки в стандартной рентгенографии обозначаются индексом «к», для микрофокусной рентгенографии – индексом «м»):

1. Доза, требуемая на входе приемника изображения, для регистрации малоразмерной и малоконтрастной детали, обратно пропорциональна квадрату увеличения ее изображения m . Следовательно, в микрофокусной рентгенографии при съемке с увеличением изображения можно в m^2 раз снизить мощность источника излучения по сравнению со способом контактной съемки в стандартной рентгенографии, при котором увеличения изображения не происходит.

2. Мощность источника излучения P обратно пропорциональна квадрату фокусного расстояния, которое при съемке одних и тех же объектов в микрофокусной рентгенографии существенно меньше по сравнению со стандартной.

3. При съемке с увеличением изображения снижается уровень рассеянного излучения, которое ухудшает контраст обнаруживаемой детали в $(1+\delta)$ раз, δ – отношение интенсивности рассеянного излучения к первичному.

4. Микрофокусная рентгенография используется в основном при исследовании неподвижных и малоподвижных органов, поэтому время экспозиции t при микрофокусной съемке может быть увеличено.

В целом, «выигрыш» по мощности η микрофокусного аппарата может быть оценен с помощью следующего выражения:

$$\eta = \frac{P_K}{P_M} = \left(\frac{m_M}{m_K} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_K}{f_M} \right)^2 \cdot \frac{(1 + \delta_K)}{(1 + \delta_M)} \cdot \frac{t_M}{t_K}. \quad (14)$$

Расчеты в соответствии с (14) для усредненных условий микрофокусной съемки в травматологии дают величину $\eta = 100$. Номинальная мощность современного микрофокусного аппарата P_M в режиме повторно-кратковременного включения составляет 20 Вт. Таким образом, можно утверждать, что микрофокусный аппарат мощностью 20 Вт теоретически имеет такую же эквивалентную просвечивающую возможность, что и аппарат мощностью 2 кВт в стандартной рентгенографии.

В четвертой главе описаны результаты разработки портативных цифровых рентгенодиагностических комплексов для ряда областей медицины, в том числе, стоматологии, челюстно-лицевой хирургии и травматологии.

Разработанные и внедренные в практику при непосредственном участии автора комплексы предназначены для работы в неспециализированных условиях: полевых, военно-полевых и т.д. В состав комплексов, помимо портативного рентгеновского аппарата, входят цифровая система визуализации, персональный компьютер и программное обеспечение. Отдельные узлы комплексов, в том числе рентгеновские трубки и моноблочные источники излучения, защищены патентами РФ, программное обеспечение комплексов – соответствующими свидетельствами. На рис. 5 и 6 приведены типовые конструкции рентгеновской трубки и излучателя портативного рентгеновского аппарата.

Клинические испытания портативной аппаратуры, реализующей на практике метод микрофокусной рентгенографии проводились в условиях городского многопрофильного стационара. Было обследовано более 70 больных с различными заболеваниями костей и суставов. Выполнялись преимущественно снимки нижних конечностей – стопы, голени и коленного сустава.

В качестве источника излучения при микрофокусной съемке использовался рентгеновский аппарат семейства «ПАРДУС», а при контактной съемке по методике стандартной рентгенографии – аппарат «Диагност-56». В качестве приемника рентгеновского изображения использовалась система визуализации AGFA CR 85. Физико-технические условия микрофокусной съемки: напряжение от 80 до 125 кВ, ток 0,15 мА, время экспозиции от 0,5 до 1,5 с, фокусное расстояние 200-250 мм, средний коэффициент увеличения 3. Типовые условия контактной съемки - напряжение 44 кВ, ток 40 мА, время экспозиции 0,6 сек, фокусное расстояние 1000 мм. Соотношение мощностей $\eta_{\text{экп}}$ в соответствии с (14) равно 88. На рис. 7 приведены примеры полученных микрофокусных снимков.

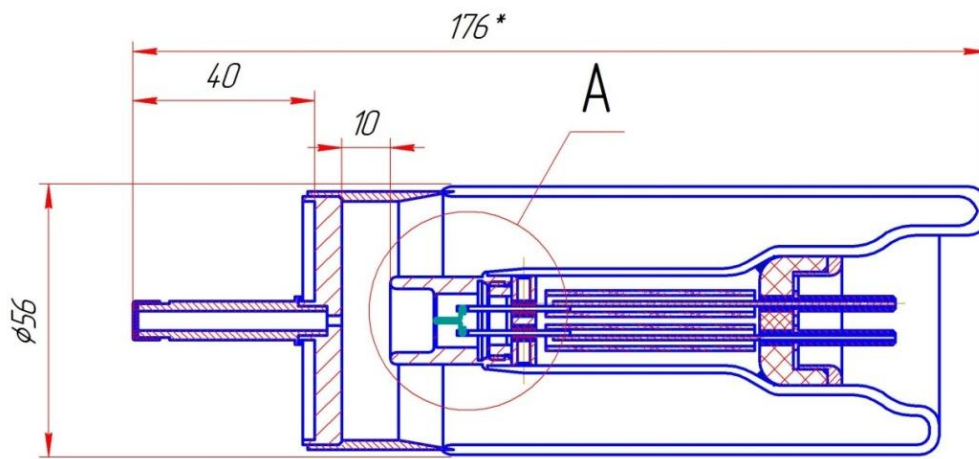


Рис. 5 Конструкция рентгеновской трубки 0,01БД57-70(90)

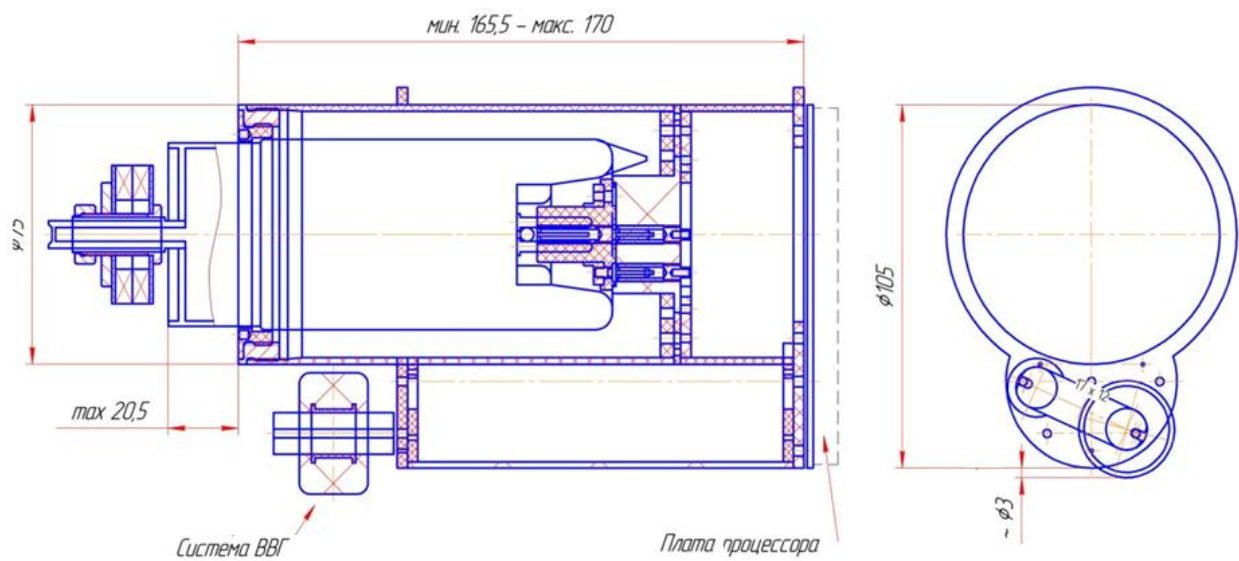


Рис. 6 Конструкция излучателя (без корпуса) аппарата «ПАРДУС-Р»



Рис. 7 Микрофокусная рентгенография стопы

По оценкам ведущих российских специалистов полученные изображения имеют преимущество при оценке направления и взаимосвязи костных балок (трабекул), в определении малых очагов деструкции, а также при характеристике начальных изменений надкостницы. Снимки с увеличением позволяют лучше выявить мелкие костные секвестры, а также участки разрушения кортикального слоя костной ткани. Установлена высокая дифференциация мягких тканей, что позволяет говорить в этих случаях о сопоставимой информативности микрофокусной рентгенографии и мультиспиральной компьютерной томографии.

Полученные результаты подтверждают целесообразность использования в неспециализированных условиях методики микрофокусной съемки при повышенном напряжении с малого расстояния и прямом увеличении изображения.

Важнейшей задачей при эксплуатации портативного рентгеновского аппарата помимо получения высококачественных снимков является обеспечение радиационной безопасности для рентгенолаборанта, выполняющего рентгенологическое обследование. С целью определения безопасных условий работы медперсонала с портативным стоматологическим аппаратом на базе ФГУН НИИРГ были проведены измерения дозы излучения при имитации дентальной съемки на фантоме. В качестве фантома использовалась пластиковая емкость с водой диаметром 150 мм и высотой 200 мм. Режим работы аппарата соответствовал максимальным значениям: напряжение 60 кВ, ток 0,1 мА. Дозиметром ДКС-1123 измерялась эффективная доза рентгеновского излучения в радиусе 0,5 - 1,5 м от аппарата в вертикальной и горизонтальной плоскостях (рис. 8).

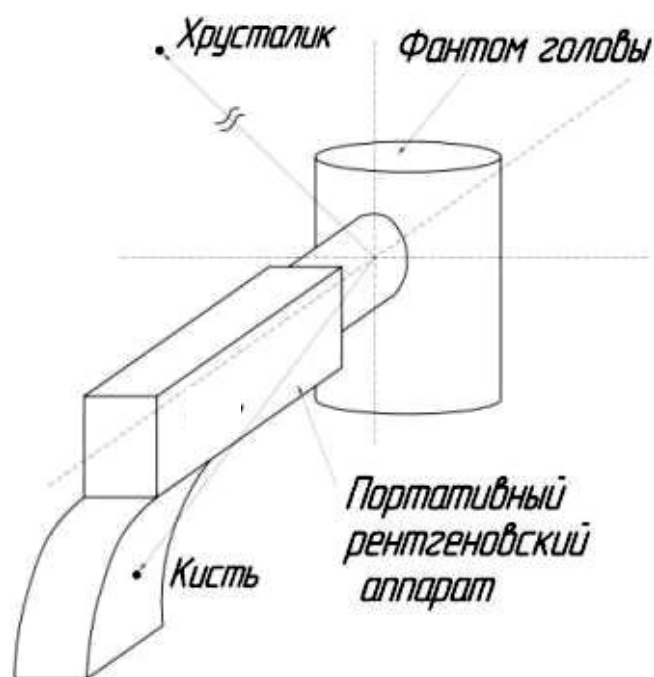


Рис.8 Схема измерений дозы по оси пучка излучения

При анализе полученных значений дозы учитывалось, что практика ведущих российских лечебных учреждений стоматологического профиля отмечает выполнение до 80-100 прицельных дентальных снимков в день (10 снимков в час) при двухсменной работе рентгеновского аппарата. Максимально на одного рентгенолаборанта «приходится» 50 снимков в день. Исходными данными при расчетах дозы служили пределы эффективной дозы облучения персонала группы А. Эквивалентная доза облучения D , которую «получают» за год органы рентгенолаборанта, равна произведению измеренных значений дозы на количество снимков в год. Годовые дозы для кисти и хрусталика составят:

$$D_{\text{кисть}} = D_{\text{изм}} \cdot 10 \text{ снимков в час} \cdot 1700 \text{ часов в год} = 1,3 \text{ мЗв.}$$

$$D_{\text{хрусталик}} = D_{\text{изм}} \cdot 10 \text{ снимков в час} \cdot 1700 \text{ часов в год} = 0,8 \text{ мЗв.}$$

Полученные значения на два порядка ниже предела дозы облучения для персонала группы А. Мощность эффективной дозы излучения по оси пучка, определенная для максимального количества снимков в час и при максимальной длительности одного снимка (0,3 с) на расстоянии 3 метра, составила 0,3 мкЗв. Эта величина не превышает значения мощности дозы, регламентированного для населения. Таким образом, полученные результаты показывают, что при съемке «с руки» портативным рентгеновским аппаратом в стоматологическом кабинете в соответствии с действующими нормативами рентгенолаборант находится в условиях, безопасных не только для персонала группы А, но и, в радиусе 3 метров, для всего остального населения.

Таблица 3

Доза излучения при дентальной съемке портативным аппаратом «ПАРДУС-Р»

Доза	С фантомом					Без фантома, прямой пучок				
	Расстояние от торца тубуса, м					Расстояние от торца тубуса, м				
	0,2	0,5	1,0	1,5	3,0	0,2	0,5	1,0	1,5	3,0
Доза измеренная, мкЗв	9,9	0,9	0,5	0,2	0,03	84,2	14,4	3,7	1,4	-
Доза годовая, мЗв	148,2	13,6	8,2	2,7	0,45	1262	215,5	56	21,4	-
Мощность дозы приведенная к 10 снимкам за час, мкЗв/час	97,8	9,0	5,4	1,8	0,3	833,4	142,2	36,9	14,1	-

В ходе клинических испытаний на базе крупных российских лечебных учреждений (МГМСУ, ВМА и др.) были разработаны таблицы экспозиций для проведения дентальной съемки на портативном стоматологическом аппарате и съемки конечностей на портативном травматологическом аппарате.

Заключение

Результаты проведенных теоретических и экспериментальных исследований подтверждают, что при диагностических исследованиях в неспециализированных условиях: полевых, военно-полевых, непосредственно на месте происшествия, в домашних условиях пациента и т.д. цифровая микрофокусная рентгенография является наиболее перспективным методом для создания на ее базе нового класса рентгенодиагностической аппаратуры - портативной.

Клинический опыт показывает, что портативные рентгенодиагностические аппараты, использующие съемку при повышенном напряжении с малого расстояния и прямым увеличением изображения позволяют получать как дополнительную, так и новую информацию об объекте диагностики по сравнению со стандартной рентгенографией. Дальнейшее увеличение мощности существующих микрофокусных источников рентгеновского излучения позволит расширить применение портативных аппаратов и на другие области медицины.

Основные результаты работы

1. На основании анализа известных способов получения рентгеновских изображений показано, что благодаря возможности получения резких изображений при повышенном напряжении с малого фокусного расстояния источниками излучения меньшей мощности на приемник низкого разрешения, микрофокусный способ съемки может быть взят за основу при разработке портативной аппаратуры для рентгенодиагностических исследований в неспециализированных условиях.

2. Теоретически обоснованы и экспериментально подтверждены режимы проведения медицинской рентгенографии в неспециализированных условиях.

3. Определены просвечивающие возможности микрофокусного рентгеновского аппарата в медицинской диагностике.

4. Разработана методика рентгенодиагностики в неспециализированных условиях – методика цифровой микрофокусной рентгенографии.

5. Сформулированы технические требования к источникам рентгеновского излучения и разработаны портативные цифровые рентгенодиагностические комплексы, предназначенные для проведения диагностических исследований в неспециализированных условиях.

6. Проведены клинические испытания портативных цифровых рентгенодиагностических комплексов, в результате которых подтверждена безопасность их использования персоналом группы А и разработаны таблицы экспозиций при съемке в нестационарных условиях в стоматологии и травматологии.

7. Разработаны методические рекомендации по основам и особенностям применения микрофокусной рентгенографии в клинической практике.

Публикации по теме диссертации в журналах, рекомендованных ВАК

1. **Потрахов Е.Н.** Микрофокусная рентгенография – инновационная технология медицинской диагностики [текст] // Медицинская техника. 2012, №5. – С.44-47.
2. **Потрахов Е. Н.** Радиационная нагрузка при применении портативных рентгеновских аппаратов семейства «ПАРДУС» в стоматологии [текст] // Медицинская техника. 2012, №5. – С.37-40.
3. Бессонов Б.В., Баранов И.М., **Потрахов Е.Н.**, Жамова К.К., Грязнов А.Ю. Программа для моделирования спектров излучения рентгеновских трубок [текст] // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2012. – №3. – С. 8 – 12.
4. Коваленко Ю.Н., Мирошниченко С.И., Балашов С.В., Миронова Ю.А., **Потрахов Е.Н.**, Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Перспективы клинического применения цифровой микрофокусной технологии визуализации рентгеновских изображений [текст] // Диагностическая и интервенционная радиология. – 2011. – №2. – Т. 5. – С. 210 – 211.
5. Васильев А.Ю., Бойчак Д.В., Петровская В.В., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., **Потрахов Е.Н.**, Горюнов С.В. Малодозовая микрофокусная компьютерная рентгенография в диагностике изменений костной ткани при различных заболеваниях [текст] // Биотехносфера. - 2011 – №6 – С. 39 – 43.
6. Васильев А.Ю., Петровская В.В., Перова Н.Г., Серова Н.С., Алпатова В.Г., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., **Потрахов Е.Н.**, Селягина А.С. Малодозовая микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [текст] // Радиология-практика. – 2011 – №6 – С. 26 – 33.
7. **Потрахов Е.Н.** Портативные рентгенодиагностические комплексы семейства «ПАРДУС» [текст] // Вестник Российской военно-медицинской академии. 2009, №4 (28), стр. 100-101.
8. Грязнов А.Ю., **Потрахов Е.Н.**, Потрахов Н.Н. Особенности и физико-технические условия съемки на рентгеновский аппарат «ПАРДУС-Стома» [текст] // Медицинская техника. – 2009. – №3. – С.36-39.
9. Грязнов А.Ю., **Потрахов Е.Н.**, Потрахов Н.Н. Портативная установка для рентгеновского экспресс-контроля качества пищевой продукции [текст] // Биотехносфера. - 2009 – №6 – С. 26-28.
10. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., **Потрахов Е.Н.** Эффект псевдообъемного изображения в микрофокусной рентгенографии [текст] // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». - 2009. - №2. - С. 18 - 24.
11. Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Серова Н.С., Грязнов А.Ю., Буланова И.М., **Потрахов Е.Н.**, Алпатова В.Г. Эффект «псевдообъемного» изображения в микрофокусной рентгенографии [текст] // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2008. – №№4 – 6. – С. 46 – 49.
12. Грязнов А.Ю., **Потрахов Е.Н.**, Потрахов Н.Н. Портативный рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС» для стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [текст] // Медицинская техника. – 2008. – №5. – С.45-47.

Публикации по теме диссертации в других изданиях

13. Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Бойчак Д.В., Петровская В.В., Горюнов С.В., Грязнов А.Ю., **Потрахов Е.Н.**, Коваленко Ю.Н., Балашов С.В., Миронова Ю.А. Малодозовая цифровая микрофокусная рентгенография: лабораторные и клинические исследования возможностей диагностики повреждения костной ткани [текст] // Радиологический вестник. – 2011. – №1. – С. 13 – 16.
14. Gryaznov A.Y., Potrakhov N.N. and **Potrakhov E.N.** The Phase-Contrast in Microfocus X-diagnosis // Proceedings of the 6-th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering. – 2010. – Pp.76 – 78.
15. Pardus portable X-ray diagnostic system for dentistry and maxillofacial (Портативный рентгенодиагностический комплекс Пардус для стоматологии и челюстно-лицевой хирургии), A.Y. Gryaznov, **E.N. Potrakhov**, N.N. Potrakhov, Biomedical Engineering, Vol 42, #5 2008, pp.270-271.
16. Эффект фазового контраста в медицинской рентгенографии. Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Серова Н.С., **Потрахов Е.Н.**, МНПК «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии», М., 2008, С. 26-28.

Патенты и свидетельства

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. 2010617671 РФ. 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.**; - № 2010615931; заявл. 28.09.10; зарег. 19.11.10.
19. Пат. на изобрет. 105573, МПК А61В 6/14 Портативный рентгенодиагностический дентальный аппарат / Грязнов А.Ю., Потрахов Н.Н., **Потрахов Е.Н.**, Васильев А.Ю., Петровская В.В.; - № 2011100580; заявл. 11.01.11; зарег. 20.06.11.
20. Пат. на полезн. мод. 107468. МПК А61В 6/00 Рентгеновская трубка с вращающимся анодом / Потрахов Н.Н., **Потрахов Е.Н.**; - № 2011108991; заявл. 10.03.11; зарег. 20.08.11.
21. Пат. на полезн. мод. 114156. МПК G01N23/00 Рентгенодефектоскопическая установка для автоматического контроля качества закаточного шва и содержимого движущихся на транспортере консервных банок / Нино В.П., Ратников В.И., Потрахов Н.Н., **Потрахов Е.Н.** Грязнов А.Ю., Купец В.Н.; - № 2011128035; заявл. 07.06.11; зарег. 10.04.12.