

На правах рукописи

Вейп Юрий Арнольдович

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ЦИФРОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ
РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ МЕДИЦИНСКОГО
НАЗНАЧЕНИЯ**

Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия
медицинского назначения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт-Петербург – 2011

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

Научный руководитель –
доктор технических наук, профессор Быков Роберт Евгеньевич

Официальные оппоненты:
доктор технических наук Потрахов Николай Николаевич
кандидат технических наук Можейко Владимир Иванович

Ведущая организация – НПП "Буревестник" ОАО

Защита диссертации состоится “ ____ ” _____ 2011 г. в ____ часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета “ЛЭТИ” имени В. И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке университета.

Автореферат разослан “ ____ ” _____ 2011 г.

Ученый секретарь
совета по защите докторских
и кандидатских диссертаций

Болсунов К.Н.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Интенсивное внедрение цифровых технологий в рентгенотехнику обусловлено рядом преимуществ цифровых рентгеновских аппаратов. Главное из них заключается в возможности организации работы по полностью бес пленочной и безбумажной технологии на более совершенном техническом и организационном уровне с использованием информационных сетей различного масштаба (медицинское учреждение, город, страна). Внедрение цифровых аппаратов приводит также к существенному снижению лучевых нагрузок на пациента и обслуживающий персонал при одновременном улучшении качества формируемого изображения, что увеличивает вероятность правильной диагностики.

В России разработка цифровых рентгенотелевизионных систем (РТС) идет с заметным отставанием от разработок фирм Европы, США и Японии. Только в последние годы на рынке медицинской аппаратуры появились цифровые рентгенотелевизионные аппараты отечественных производителей. Однако эти аппараты еще очень далеки от реализации потенциальных возможностей цифровых систем. Большинство разработок выполнено для проверочной флюорографии и для рентгеноскопических исследований.

Разработка цифровых РТС и устройств требует решения новых технических задач и проведения детального анализа используемых технологий. К их числу относятся: подавление рассеянного рентгеновского излучения, увеличение квантовой эффективности преобразователей изображения, оптимизация качества рентгеновского изображения на входе и визуализация его на выходе системы и др. К числу актуальных задач, безусловно, относятся теоретические и экспериментальные исследования, направленные на разработку совершенных цифровых аппаратов, которые могут полностью заменить пленочные рентгенографические комплекты и превзойти их по основным параметрам и характеристикам.

Как показал опыт разработки и эксплуатация аналоговых РТС, одним из главных факторов, влияющих на качество рентгеновского изображения, является шум в изображении, обусловленный квантовой природой рентгеновского излучения и шумами приемника. Шум ограничивает основные параметры приемника: пространственную и градационную разрешающие способности, динамический диапазон, контрастную чувствительность и уровень рабочей дозы рентгеновского излучения, – именно эти характеристики относят к информационным (в медицинском применении – диагностическим) параметрам. Для цифровых РТС детальный анализ влияния шумов на чувствительность и качество изображения в технической литературе практически отсутствует. Исследования и разработки в этой области, безусловно, актуальны.

Цель диссертационной работы состоит в повышении эффективности регистрации и разработке высококачественных малошумящих цифровых детекторов рентгеновского изображения медицинского назначения.

Для достижения поставленной цели сформулированы следующие основные **задачи исследований** и разработок:

1. Рассмотреть основные направления развития цифровых детекторов, дать их сравнительный анализ и выбрать для исследования и разработок наиболее перспективные технологии построения цифровых детекторов.

2. Исследовать основные источники шумов для выбранных схем построения детекторов и разработать методику оценки квантовой эффективности для различных типов детекторов в зависимости от параметров основных компонентов детектора.

3. Дать обоснование принципов построения цифровых детекторов для интервенционной рентгенологии, общей рентгенографии и маммографии.

4. Исследовать влияние ионизирующего излучения на деградацию основных параметров выбранного типа фотоприёмника и найти пути уменьшения этого влияния.

5. Использовать полученные результаты при разработке цифровых детекторов рентгеновского изображения и внедрить разработанные детекторы в аппараты для интервенционной рентгенологии, общей рентгенографии и маммографии.

Проведенные исследования и разработки позволили решить поставленные выше задачи, сформулировать основные полученные научные результаты и положения, выносимые на защиту.

Теоретической и методической базой данной работы послужили труды ведущих специалистов – Н.Н.Блинова, Л.В. Владимирова, С.Б. Гуревича, М.И. Зеликмана, Б.М. Кантера, Э.Б.Козловского, Б.И. Леонова, А.И. Мазурова, С. Нудельмана, Н.И. Потрахова, А. Роуза и ряда других.

Методы исследования

Для решения поставленных задач в теоретической части диссертационной работы использованы методы математического анализа, теории вероятности, методы математического моделирования процессов прохождения сигналов и шумов через звенья приемников. Экспериментальная часть проводилась на реальных приемниках, созданных непосредственно в процессе выполнения диссертационной работы и испытанных во время опытной эксплуатации в клиниках Москвы и Санкт-Петербурга.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Наиболее эффективное решение задачи построения цифровых детекторов рентгеновского изображения достигается при использовании непрямого преобразования, позволяющего создавать как рентгенографические, так и универсальные приемники на базе плоских панелей и детекторов типа "экран–объектив–ПЗС- матрица".

2. Полученные соотношения для квантовой эффективности приемников непрямого преобразования позволяют в процессе проектирования систем определить относительный вклад шумов рентгеновского излучения, флуктуаций, вносимых отдельными звеньями системы, и аддитивных шумов фотопреобразователя в уменьшение общей квантовой эффективности; расчеты показали, что плоские панели являются квазиидеальными приемниками, а в приемниках на ПЗС- матрицах основной вклад в уменьшение чувствительности вносит оптическое звено.

3. Детекторы, построенные по схеме "экран–объектив–ПЗС- матрица" имеют зависимость квантовой эффективности от дозы во всем диапазоне экспозиционных доз, используемом в рентгенологии, однако в диапазоне доз, используемом в общей рентгенографии (200 - 500 мкР/кадр), их квантовая эффективность не уступает квантовой эффективности пленочной рентгенографии; учитывая другие преимущества этого типа детекторов, их целесообразно использовать в бюджетном сегменте рентгенодиагностических аппаратов вместо детекторов "экран-пленка".

4. Квантовая эффективность детектора "экран–объектив–ПЗС- матрица", в диапазоне доз, используемым для рентгеноскопии (1 - 10 мкР/кадр), является не приемлемой для использования в медицинских применениях, то есть для рентгеноскопии этот класс детекторов непригоден.

5. Полученные соотношения для оценки собственных шумов КМОП и TFT сенсоров, позволяют оценить значение квантовой эффективности детекторов рентгеновского изображения, построенных на базе этих сенсоров. Для рентгенографических применений оптимальным является использование TFT сенсора, для интервенционной рентгенологии и маммографии рекомендовано использование КМОП сенсора.

6. Разработанный в рамках стандартного технологического процесса «радиационно-стойкий» КМОП- сенсор удовлетворяет требованиям к допустимому уровню деградации параметров при воздействии ионизирующего излучения в заданном диапазоне энергий (40÷120 кэВ) в период всего жизненного цикла плоскопанельного детектора.

7. Разработанные и внедренные в рентгеновские комплексы различного назначения цифровые детекторы непрямого преобразования на плоских панелях и ПЗС- матрицах повышают эффективность диагностических исследований.

Научная новизна

1. Полученные соотношения для оценки квантовой эффективности регистрации позволяет разделить вклад шумов рентгеновского излучения, флуктуаций коэффициентов преобразования сигнала изображения звеньев системы и аддитивных шумов фотопреобразователя.

2. Показано, что значение квантовой эффективности детекторов, построенных по схеме «экран-оптика-ПЗС» значительно уступает квантовой эффективности «плоско-панельных» детекторов, особенно в диапазоне доз, характерном для таких клинических применений как интервенционная рентгенология. Использование данного типа детекторов в медицинской практике обосновано только бюджетными соображениями и не имеет долгосрочной перспективы.

3. Результат анализа возможности улучшения квантовой эффективности, путём улучшения параметров оптической схемы и ПЗС сенсора, в рамках существующих технологических возможностей мировой оптической и микроэлектронной промышленности, показывает, что квантовая эффективность такого детектора остаётся неприемлемой для диапазона экспозиционных доз $1 \div 10 \text{ мкР/кадр}$.

4. Предложена методика оценки вклада каждого из звеньев цепочки накопления и считывания заряда для КМОП и TFT сенсоров. Расчёты, проведённые по этим соотношениям, доказывают, что значение аддитивного шума для КМОП- сенсора ниже, чем для TFT, что и определяет более высокую квантовую эффективность детектора на КМОП- сенсоре при экспозиционных дозах $1 \div 5 \text{ мкР/кадр}$.

5. Сравнительный анализ достоинств и недостатков для обоих технических решений (TFT и КМОП) обеспечивает обоснованный выбор конкретного решения для разработки промышленного образца. Показано, что для таких областей применения как маммография и интервенционная рентгенология преимущество имеет КМОП- сенсор, для общей рентгенографии целесообразнее использование TFT сенсора.

6. Показано, что применение в детекторе рентгеновского изображения КМОП- сенсора с классической архитектурой пикселя в течение жизненного цикла детектора приводит, к неприемлемой деградации темнового тока фотодиода и тока утечки транзистора.

7. Предложенные технические решения реализации «радиационно-стойкого» пикселя позволили снизить влияние ионизирующего излучения как на темновой ток фотодиода, так и на ток утечки транзистора таким образом, что значения этих параметров в течение жизненного цикла детектора остаются в требуемом диапазоне, что подтверждено результатами эксперимента.

8. На базе восьмидюймовой подложки по технологии 0.35мк разработан КМОП- сенсор с использованием которого, путём механической стыковки четырёх сенсоров, разработаны цифровые детекторы

рентгеновского изображения для маммографии и для интервенционной рентгенологии. Использование данных детекторов в диагностике и хирургии позволяют повысить эффективность исследований и качество диагностики.

Степень обоснованности и достоверности полученных результатов обеспечивается теоретическими расчетами, подтверждается результатами имитационного моделирования, экспериментальными данными, полученными в процессе исследований и испытаний аппаратуры.

Значимость полученных результатов для теории и практики

1. Разработанная методика оценки квантовой эффективности цифрового детектора рентгеновского изображения в зависимости от параметров его составных частей и значения экспозиционной дозы позволяет определить требования к техническим характеристикам компонентов при проектировании детектора.

2. На основании проведенных исследований обоснован выбор схемы построения детектора в зависимости от области применения: радиография, интервенционная хирургия и маммография.

3. Предложенные технические решения реализации пикселя при использовании стандартной КМОП-технологии (0,35 микрон), позволили значительно уменьшить влияние ионизирующего излучения на основные параметры КМОП-сенсора в период его жизненного цикла.

4. Серийное производство разработанных приемников и оснащение ими рентгеновской аппаратуры различных функциональных возможностей следует рассматривать как важный прорыв в области диагностической радиологии.

Реализация и внедрение результатов

1. Результаты проведенных исследований использованы при разработке цифровых детекторов рентгеновского изображения, построенных по схеме «экран-оптика-ПЗС-сенсор» серий КРЦ1 и КРЦ5, «плоскопанельного» детектора на базе КМОП-сенсора, а также универсальных плоскопанельных приемников серии DIRA-DFP.

2. Все вышеперечисленные детекторы рентгеновских изображений и внедрены в цифровые аппараты для флюорографии, рентгенографии, хирургии под рентгеновским контролем и ангиографии, серийный выпуск которых осуществляет НИПК «Электрон».

Апробация работы

Материалы диссертационной работы докладывались на конференции «Новейшие достижения в области телевидения, аудио и видеотехники» СПб, 1999; Международной конференции «Телевидение: передача и обработка изображений», СПб, 2000 и 2009; Невских радиологических форумах, СПб, 2003, 2005 и 2007; II Евразийском конгрессе по медицинской физике и

инженерии, М., 2005; Втором Всероссийском национальном конгрессе по лучевой диагностике и терапии. М., 2008.

Публикации

Материалы диссертации опубликованы в 24 печатных работах, в числе которых 9 статей в рецензируемых журналах, рекомендованных ВАК, и 2 патента РФ на изобретения, 10 докладов на международных и российских конгрессах и конференциях.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка использованной литературы, включающего 72 наименования и приложений. Текст диссертации изложен на 126 страницах. Работа содержит 34 рисунка и 3 таблицы.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, содержатся данные об основных научных и прикладных направлениях работ в рассматриваемой области, перспективах их развития, приводится формулировка цели и задач исследований диссертационной работы.

В первой главе приведены результаты анализа современных методов преобразования сигналов и принципов построения детекторов рентгеновских изображений. Рассмотрены проблемы внедрения в рентгенотехнику цифровых технологий, в том числе, возможности интеграции методов рентгеноскопии и рентгенографии и их приборных реализаций в единый универсальный диагностический комплекс.

Обзор основных направлений развития детекторов рентгеновских изображений и их сравнительный анализ показали, что приемники на рентгеновских электронно-оптических преобразователях и экранах с памятью практически достигли своих потенциальных возможностей и их применение в настоящее время ограничено, в основном, рентгенографией. Показано, что наиболее перспективными являются детекторы непрямого преобразования – плоские панели и детекторы с оптическим переносом изображения с рентгеновского экрана на ПЗС- или КМОП- преобразователи.

Проведенный анализ позволил обосновать цель диссертационной работы – теоретическое и экспериментальное исследование источников шумов в цифровых детекторах рентгеновского изображения, разработка методов оценки квантовой эффективности для различных типов детекторов, анализ воздействия ионизирующего излучения на параметры фотоприёмника и внедрение полученных результатов в разработки детекторов рентгеновского излучения.

Внедрить полученные результаты в разработки цифровых детекторов рентгеновского изображения.

Вторая глава посвящена методам оценки квантовой эффективности регистрации цифровых детекторов рентгеновского изображения. В процессе исследований рассмотрены преобразования и степень влияния на качество изображения квантовых шумов рентгеновского излучения, шумов, связанных с флуктуациями коэффициентов преобразования, аддитивных шумов фотопреобразователя в каждом из каскадов преобразования для обоих типов детекторов. Обобщённая схема покаскадного преобразования сигнала для цифровых детекторов рентгеновского изображения представлена на рисунке 1.

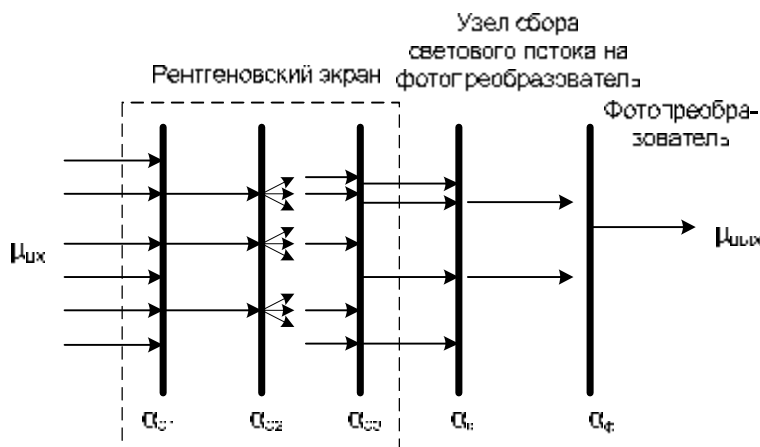


Рисунок 1. Преобразования сигнала в цифровом детекторе изображений

В данном представлении $\alpha_{э1}$ представляет собой коэффициент поглощения (абсорбции) сцинтилляционного экрана. Коэффициент преобразования $\alpha_{э2}$ показывает сколько световых фотонов будет эмитировано сцинтилляционным экраном при поглощении одного рентгеновского кванта. Коэффициент $\alpha_{э3}$ определяет, какая часть световых фотонов эмитирована в сторону оптической системы и теоретически может быть собрана на ПЗС матрицу. Коэффициент α_0 это коэффициент сбора светового потока, определяющий, сколько световых фотонов, эмитированных сцинтилляционным экраном в направлении оптической системы, будет собрано на ПЗС матрицу. Коэффициент $\alpha_{фп}$ является произведением квантовой эффективности ПЗС матрицы умноженной на коэффициент заполнения пикселя. Этот коэффициент показывает, какая часть из попавших на матрицу световых фотонов вызовет генерацию заряда.

Показано, что в рассматриваемых приёмниках коэффициенты $\alpha_{э3}$, $\alpha_{фп}$ и α_0 всегда меньше единицы, и в соответствии с теоремой Бурджеса их можно объединить в один каскад с коэффициентом преобразования: $\alpha_3 = \alpha_{э3} \times \alpha_{фп} \times \alpha_0$. Соответственно схема преобразования сигнала упрощается, как показано на рисунке 2.

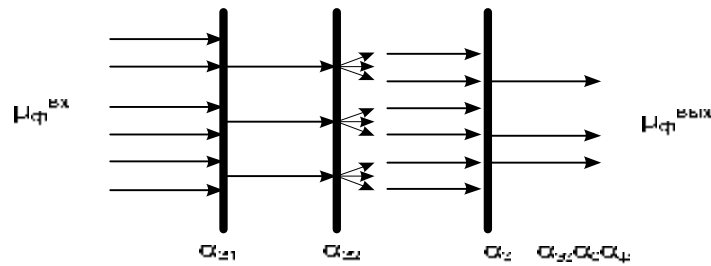


Рисунок 2. Обобщенная схема преобразования сигнала в детекторе

Таким образом, получено соотношение для дисперсии сигнала после последнего каскада преобразования:

$$D_{\text{вых}} = \bar{\mu}_{\text{вх}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{э}1}}{\bar{\alpha}_{\text{э}1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\text{э}1} \cdot \bar{\alpha}_{\text{э}2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_3}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right) + D(\mu_{\text{фп}})$$

здесь $D(\mu_{\text{фп}})$ – дисперсия аддитивного шума фотопреобразователя. Значения сигнала на выходах рассматриваемых приемников подчиняются следующему соотношению: $\Delta m_{\text{вых}} = \Delta m_{\text{вх}} \bar{a}_{\text{э}1} \bar{a}_{\text{э}2} \bar{a}_3 = \Delta m_{\text{вх}} \bar{a}_{\Sigma}$

Для обоих типов детекторов соблюдается соотношение:

$$\frac{1}{\bar{\alpha}_{\text{э}1} \cdot \bar{\alpha}_{\text{э}2}} \ll 1$$

Это объясняется коэффициентом преобразования сцинтилляционного экрана, который находится в диапазоне от 1000 до 60000 для различных энергий рентгеновского излучения. Оценка значения суммарного коэффициента преобразования α_{Σ} показывает, что для «плоскопанельных» детекторов оно находится в диапазоне 300÷500, в то время как для детекторов типа «экран-оптика-ПЗС» в диапазоне 0.1÷1. Значение коэффициента α_3 определяется в основном коэффициентом сбора светового потока и составляет для «плоскопанельного» детектора 0.1÷0.25, для детекторов типа «экран-оптика-ПЗС» 0.0005÷0.00005. Исходя из этих оценок, сделан вывод, что для «плоскопанельного» детектора рентгеновского изображения соблюдается условие:

$$\frac{1 - \bar{\alpha}_3}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \ll 1$$

Таким образом получены соотношения для дисперсии выходных сигналов «плоскопанельного» детектора и детектора «экран-оптика-ПЗС»:

$$D_{\text{ВЫХ}}^{\text{панель}} = \bar{\mu}_{\text{ВХ}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^{-2} \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{Э1}}}{\bar{\alpha}_{\text{Э1}}} \right) + D(\mu_{\text{ФП}})$$

$$D_{\text{ВЫХ}}^{\text{ПЗС}} = \bar{\mu}_{\text{ВХ}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^{-2} \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{Э1}}}{\bar{\alpha}_{\text{Э1}}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{Э3}}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right) + D(m_{\text{ФП}})$$

С помощью соотношений для дисперсий выходных сигналов получены формулы для оценки квантовой эффективности регистрации для обоих типов детекторов как отношение квадратов выходного к входному соотношению сигнал/шум:

$$\eta_{(0)}^{\text{ПЗС}} = \frac{\Psi_{\text{ВЫХ}}^2}{\Psi_{\text{ВХ}}^2} = \frac{1}{1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{Э1}}}{\bar{\alpha}_{\text{Э1}}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{Э3}}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} + \frac{D(\mu_{\text{ФП}})}{\bar{\mu}_{\text{ВХ}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^{-2}}}$$

$$\eta_{(0)}^{\text{пл-панель}} = \frac{\Psi_{\text{ВЫХ}}^2}{\Psi_{\text{ВХ}}^2} = \frac{1}{1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{Э1}}}{\bar{\alpha}_{\text{Э1}}} + \frac{D(\mu_{\text{ФП}})}{\bar{\mu}_{\text{ВХ}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^{-2}}}$$

Полученные формулы показывают, что для «плоскопанельного» детектора основными факторами, влияющими на квантовую эффективность, являются коэффициент абсорбции экрана и собственные шумы фотоприёмника. Для детектора «экран-оптика-ПЗС» также влияет и коэффициент сбора светового потока. Кроме того наличие $\mu_{\text{ВХ}}$ в приведенных выше соотношениях позволяют предполагать, что квантовая эффективность детектора будет зависеть и от значения входной дозы ионизирующего излучения. Зависимость квантовой эффективности от значения входной дозы накладывает дополнительные требования при проектировании цифровых детекторов рентгеновского изображения.

Общим для обоих типов детекторов существенным фактором, влияющим на квантовую эффективность регистрации, является слагаемое $D(\mu_{\text{ФП}})/(\mu_{\text{ВХ}} \times \alpha_{\Sigma}^{-2})$. Это выражение как раз и определяет вклад влияние шумов фотопреобразователя на квантовую эффективность. Значение этого слагаемого определяется с одной стороны собственными шумами фотоприёмника $D(\mu_{\text{ФП}})$, с другой стороны входным сигналом $\mu_{\text{ВХ}}$. Входным сигналом для детектора является число рентгеновских квантов, попавших на единицу площади детектора в течение экспозиции. А именно это определяется значением входной экспозиционной дозы. Следовательно, квантовая эффективность для «плоскопанельного» детектора является функцией, как уровня собственных шумов, так и величины экспозиционной дозы. Для детектора «экран-оптика-ПЗС» ещё и функцией коэффициента сбора светового потока.

В третьей главе приведены результаты практического применения теоретического анализа по оценке квантовой эффективности при проектировании детекторов типа "экран-оптика-ПЗС- матрица" и "плоскопанельных" цифровых детекторов. Разработка "плоскопанельных" детекторов потребовала проведения изучения механизмов деградации параметров сенсора и изменения квантовой эффективности регистрации цифровых детекторов при воздействии рентгеновского излучения, а также разработки методов противодействия деградации параметров сенсоров.

Исследования разработанных и в настоящее время серийно выпускаемых цифровых детекторов "экран-объектив-ПЗС- матрица" показали, что для диапазона экспозиционных доз 200 - 500 мкР/кадр, которые используются в рентгенографии, квантовая эффективность детектора составляет 0,25 - 0,40 - это выше, чем у пленочных детекторов. Оптимизация параметров звеньев детекторов "экран-объектив-ПЗС- матрица" показала, что даже при улучшенных параметрах объектива и ПЗС- матрицы они не пригодны для тех клинических применений, при которых дозы не должны превышать 10 мкР/кадр.

Проведён сравнительный анализ детекторов, построенных на КМОП и TFT сенсорах. Показано, что основными причинами ухудшения квантовой эффективности детектора при воздействии ионизирующего излучения являются увеличение тока утечки транзистора сброса и темновой ток фотодиода.

На основе расчетных оценок сформулировано требование к радиационной стойкости КМОП- сенсора, используемого в детекторе, в том числе, увеличение темнового тока сенсора должно быть не более шести-восьми раз при поглощении дозы 50 Гр. Разработанный в рамках стандартного технологического процесса «радиационно-стойкий» пиксель удовлетворяет установленным требованиям (только за счет топологических и схемотехнических решений удовлетворяются требования к допустимому уровню деградации параметров в период всего жизненного цикла детектора). Создан плоскопанельный детектор, состоящий из четырёх состыкованных сенсоров, для маммографии и интервенционной рентгенологии.

В четвертой главе рассмотрены технологические особенности разработки цифровых детекторов рентгеновских изображений, результаты внедрения цифровых детекторов различного медицинского применения. Выбранные технологии построения цифровых детекторов и приведенные выше рекомендации внедрены при разработке цифровых приемников различного уровня по качеству изображения и потребительским свойствам, как для рентгенографии, так и для рентгеноскопии.

Анализ прохождения сигнала и шума через приемник «экран – объектив – ПЗС- матрица» показал, что современная элементная база (экраны $Gd_2O_2S(Tb)$ и CsI , высококачественные объективы, ПЗС- матрицы с большим размером пиксела) позволяют создать рентгеновский приемник

этого класса и заменить пленочную флюорографию и рентгенографию. Камера ЦФК-1 разработана с учетом не только профилактических исследований, но и дифференциальной диагностики. Для ее разработки был выбран экран $Gd_2O_2S(Tb)$, разработан широкоугольный светосильный объектив ($\tau=0,8$; $\theta=1:1$) и выбрана матрица формата 2024x2024 элементов.

Камера ЦФК-1 создана с учетом использования ее в флюорографе ФЦ-01-«Электрон», замены во флюорографах и модернизации парка пленочных флюорографов с целью приведения их в соответствие с современными требованиями по радиационной безопасности, а также обеспечения возможности объединения флюорографической службы в единую информационную сеть. На приемник получен патент РФ. Испытания камеры ЦФК-1 в составе флюорографов показали, что её чувствительность превышает чувствительность пленочных флюорографических камер, но уступает пленочной полноформатной рентгенографии с чувствительностью рентгенографических комплектов 400 условных единиц, а также, что для ряда исследований, например, костной системы, разрешающая способность $2,5\text{мм}^{-1}$ недостаточна.

На основе этих приемников в НИПК «Электрон» разработаны цифровые рентгеновские аппараты различного назначения. Первая флюорографическая цифровая камера по технологии «экран–объектив–ПЗС-матрица» внедрена во флюорограф ФЦ-01-«Электрон» – высокопроизводительный цифровой аппарат для скрининга – рисунок 3.

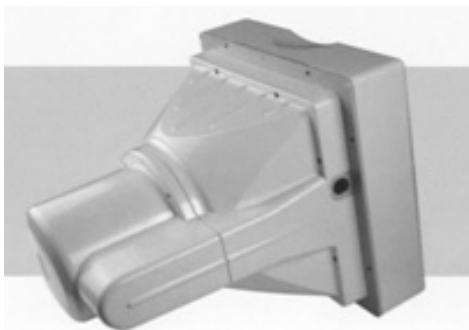


Рисунок 3. Цифровая камера "экран-объектив-ПЗС- матрица"

Производительность флюорографа ограничивается не техническими характеристиками, а процедурой проведения массовых профилактических исследований и составляет не менее 60 обследований в час.

С потребностью в универсальных приемниках связан переход на полностью цифровую технологию исследований при работе на телеуправляемых и хирургических аппаратах, ангиографах, а также системах для интервенционной рентгенологии. Внедрение результатов диссертационной работы проводилось как в рамках работ по созданию детекторов "экран–объектив–ПЗС- матрица", так и динамических плоских панелей (рисунок 4).

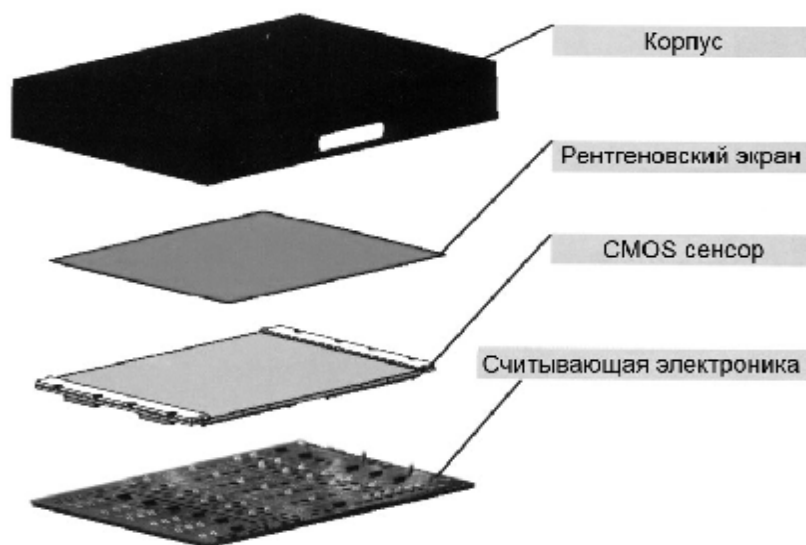


Рисунок 3. Конструкция детектора на КМОП сенсоре.

Создание цифрового детектора рентгеновского изображения для интервенционной рентгенологии и маммографии стало возможным благодаря специально разработанному КМОП сенсору, обладающему очень низким значением собственного шума, высоким значением потенциальной ямы и высокой скоростью считывания. Для обоих типов детекторов были разработаны сцинтилляционные экраны, оптимизированные для каждого типа клинического применения. Значение квантовой эффективности этих детекторов во всём диапазоне доз, то есть от 3мкР до 10 мР на кадр превышает 0.7. Детекторы состоят из сцинтилляционного экрана CsI, КМОП сенсора и считывающего устройства. В настоящий момент разработаны детекторы для интервенционной рентгенологии и маммографии размером 240x290 мм. Размер базового КМОП сенсора составляет 120x145 мм, а его топология позволяет стыковать сенсоры друг с другом с трёх сторон, таким образом, что зазор не превышает 100 микрон. В сборке детектора используются четыре сенсора.

На один из вариантов плоской панели получен патент (Вейп Ю.А., Борисов А.А. Панель матриц. Патент РФ на изобретение № 67339 – 2006).

Серийный выпуск цифровой рентгеновской аппаратуры на плоскостельных детекторах с непрямым преобразованием изображения позволяет улучшить качество диагностики и на более совершенном уровне организовать службу лучевой диагностики с информационными радиологическими сетями различного масштаба.

В **Заключении** излагаются основные научные и практические результаты исследований.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Сравнительный анализ технологий построения цифровых приемников рентгеновских изображений показал, что наиболее перспективными по чувствительности, технико-экономическим параметрам и потребительским свойствам являются плоские панели непрямого преобразования и приемники «экран-объектив-фотопреобразователь».
2. Анализ преобразования шумов и сигнала изображения в приемниках непрямого преобразования позволил разделить вклад шумов рентгеновского излучения, флуктуаций коэффициентов преобразования сигнала звеньев системы, и аддитивных шумов фото-преобразователя. В результате проведенного анализа показано, что для «плоскопанельных» детекторов основными факторами, определяющими квантовую эффективность регистрации, являются коэффициент поглощения сцинтилляционного экрана и аддитивные шумы фотоприёмника. Основное влияние на значение квантовой эффективности в детекторах "экран-объектив-ПЗС- матрица", оказывает коэффициент сбора светового потока, относительным отверстием объектива и масштабом переноса изображения.
3. Исследования разработанных и серийно выпускаемых цифровых приемников «экран-объектив-ПЗС- матрица» показали, что их квантовая эффективность, в диапазоне доз 200 – 500мкР/кадр, выше пленочных в 1,5 - 2 раза. Таким образом, в совокупности с другими потребительскими преимуществами, такие детекторы могут быть использованы для цифровой рентгенографии. В диапазоне доз, используемых в интервенционной рентгенологии (1 - 10 мкР/кадр), значение квантовой эффективности таких детекторов не превышает 0.3. Следовательно они не могут конкурировать с детекторами на РЭОПах и плоских панелях.
4. Технология TFT плоскопанельных детекторов позволяет создавать радиационностойкие детекторы больших размеров для общей рентгенографии. Однако большое время считывания зарядов ограничивает их применение в интервенционной рентгенологии, а проблема уменьшения размера пикселя затрудняет применение их в маммографии. Технология КМОП позволяет создать высокочувствительный плоскопанельный детектор с пикселом небольших размеров (30 - 50 мкм), что важно для маммографии, и высоким быстродействием, обеспечивающим формирование 30 и более кадров в секунду.
5. На основе расчетов сформулировано основное требование к радиационной стойкости КМОП- сенсора, используемого в детекторе для медицинских применений: при достижении интегральной дозы ионизирующего излучения 50 Грэй, увеличение темнового тока фотодиода пикселя должно быть не более шести-восьми раз. Уменьшить влияние ионизирующего излучения на КМОП- сенсор в рамках стандартного технологического процесса 0,35 микрон возможно за счёт

топологических решений, приводящих к уменьшению коэффициента заполнения пикселя.

6. Разработанный с использованием «радиационно-стойкого» пикселя на 8 дюймовой подложке, позволил создать детектор рентгеновского изображения, состоящий из четырёх состыкованных сенсоров, для маммографии и интервенционной рентгенологии.
7. Результаты проведенных исследований использованы при разработке, изготовлении и испытаниях цифровых усилителей рентгеновского изображения, цифровых рентгенографических приемников, а также универсальных плоскопанельных приемников и универсальных приемников съемки изображений с рентгеновского экрана. Серийный выпуск НИПК «Электрон» цифровой рентгеновской аппаратуры на приемниках изображения, в которых внедрены результаты диссертации, позволил повысить эффективность регистрации рентгеновского изображения и улучшить качество медицинской диагностики.

ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи, опубликованные в изданиях, включенных в перечень ВАК:

1. Вейп Ю.А. Усилители рентгеновского изображения с цифровым выходом / Ю.А. Вейп, А.И. Мазуров, М.Б. Элинсон // Медицинская техника. – 1998. – №6. – С.10– 13
2. Блинов Н.Н.(мл.) Цифровая камера ЦФК-1 для флюорографии и рентгенографии / Н.Н. Блинов (мл.), А.А. Борисов, Ю.А. Вейп и др. // Медицинская техника. – 1999. – №5. – С. 30 – 31.
3. Вейп Ю.А. Комплексы рентгенодиагностические телеуправляемые / Ю.А. Вейп, А.И. Мазуров, А.В. Семенов // Медицинская техника. – 2003. – №6. – С. 45 – 46.
4. Вейп Ю.А. К определению динамического диапазона цифровых рентгеновских приемников / Ю.А. Вейп // Медицинская техника. – 2005. – №5. – С. 8 – 9.
5. Борисов А.А. Цифровой рентгеновский аппарат АРЦ-01-«ОКО» / А.А. Борисов, Ю.А. Вейп, А.И. Мазуров и др. // Медицинская техника. – 2004. – №5. – С. 42-45.
6. Борисов А.А. О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений / А.А. Борисов, Ю.А. Вейп, А.И. Мазуров, М.Б. Элинсон // Медицинская техника. – 2006. – №5. – С. 7 – 10.
7. Вейп Ю.А. Сравнительный анализ технологий построения цифровых детекторов рентгеновских изображений / Ю.А. Вейп, А.И. Мазуров // Медицинская техника – 2008. – №5. – С. 36 – 40.
8. Вейп Ю.А. Универсальные цифровые приемники рентгеновских изображений. Ю.А. Вейп, А.И. Мазуров // Медицинская техника – 2009. – №5. – С. 37 – 39.
9. Вейп Ю. А. Квантовая эффективность рентгенотелевизионных систем на плоских панелях [Текст] / Вейп Ю. А. Мазуров А. И. // Известия высших учебных заведений России, Радиоэлектроника – 2010. – №3. – С. 54-60.

Патенты РФ на изобретения

1. Вейп Ю.А., Борисов А.А. Панель матриц. Патент РФ на изобретение № 67339. – 2006.

2. Вейп Ю.А., Борисов А.А., Козодой В.В., Ребони В.О. Приемник рентгеновских изображений. Патент РФ на изобретение № 2 352 086. – 2006.