На правах рукописи

Kul

НАМ ИРИНА ФЕЛИКСОВНА

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ БЛОКА ДЕТЕКТИРОВАНИЯ НА ОСНОВЕ ТВЕРДОТЕЛЬНЫХ АРСЕНИД ГАЛЛИЕВЫХ ДЕТЕКТОРОВ ДЛЯ МАЛОДОЗОВЫХ МАММОГРАФИЧЕСКИХ АППАРАТОВ

Специальность 05.11.17 – «Приборы, системы и изделия медицинского назначения»

Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук

Томск – 2011 г.

Работа выполнена в:

Государственном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет»;

Обособленном структурном подразделении «Сибирский физико-технический институт Томского государственного университета»

Научный руководитель:

	доктор технических наук, профессор
	Евтушенко Геннадий Сергеевич
Научный консультант:	
	доктор физико-математических наук, профессор
	Толбанов Олег Петрович
Официальные оппоненты:	-
-	доктор технических наук, профессор
	Тюльков Геннадий Иванович
	кандидат технических наук, доцент
	Тановицкий Юрий Николаевич
Ведущая организация	•
	Государственное образовательное учреждение
	высшего профессионального образования
	«Новосибирский государственный технический
	университет», 630092, Россия, г. Новосибирск,

Защита состоится <u>22</u> марта 2011 в 15 часов на заседании совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.269.09 при Государственном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» по адресу: 634028, Россия, г. Томск, ул. Савиных, д.7, Институт неразрушающего контроля, зал заседаний, 2-ой этаж

пр-т К.Маркса, 20

С диссертацией можно ознакомиться в научно-технической библиотеке Государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» по адресу: 634034, г. Томск, ул. Белинского, 53.

Автореферат разослан «____» февраля 2011 г.

Ученый секретарь совета по защите докторских и кандидатских диссертаций Д 212.269.09,

доцент, к.т.н.

Сзват Винокуров Б.Б. Подпись

Общая характеристика работы

Актуальность

Рак молочных желез это злокачественная опухоль молочных желез из эпителия протоков или альвеол. Начиная с 1980 года рак молочной железы (РМЖ) прочно обосновался на первом месте в списке злокачественных новообразований женщин. Заболеваемость (РМЖ) в России, как и в большинстве стран мира, продолжает расти. РМЖ является также одной из наиболее частых причин смерти у женщин. Прирост показателей смертности за период 1992–1999 гг. составил 13,9%.

Особенность данного заболевания заключается в том, что на ранних стадиях оно редко вызывает беспокойство, а поздних - плохо поддается лечению. Однако маммографическая диагностика на ранней стадии увеличивает вероятность полного излечения от рака груди до 94%.

Маммография рассчитана на поиск опухоли именно в ранней стадии. Использование маммографии дает женщине возможность:

• Полностью излечиться от злокачественной опухоли.

- Сократить время, необходимое для лечения.
- Ограничиться удалением только самой опухоли, а не всей груди.

• Избежать назначения химиотерапии, а, значит, и сэкономить деньги.

Для скрининга высококачественная маммография лучше, чем ультразвуковое или магниторезонансное исследование по нескольким причинам: -маммография проста, легко выполнима, неинвазивна и приемлема для женщин; высокочувствительная к малым и низкоконтрастным объектам технология, применяемая во всем мире; -ее высокая эффективность и низкий риск находятся в выгодном соотношении. Ни один из других способов исследования молочной железы не имеет всех этих характеристик.

В этой связи работа, направленная на разработку цифрового блока детектирования, который позволит увеличить объём и качество информации и значительно снизить лучевую нагрузку на пациента, является весьма актуальной.

Цель и задачи диссертационной работы

Целью диссертационной работы является разработка и исследование блока детектирования для цифровых сканирующих малодозовых маммографических аппаратов на основе координатных детекторов из арсенида галлия, легированного хромом, который позволит понизить лучевую нагрузку на пациента при сохранении качества изображения.

Для достижения цели в диссертационной работе решались следующие задачи.

- 1. Провести сравнительный анализ функциональных и конструктивных особенностей современных детекторов рентгеновского излучения и блоков детектирования для маммографии, созданных на их основе.
- Выполнить экспериментальные исследования выходных характеристик и оптимизацию конструкции многоэлементных координатных детекторов из арсенида галлия, легированного хромом и моделирование квантовой эффективности детектирования модулей и систем на их основе.
- 3. Выполнить моделирование параметров изображения для проектирования блока детектирования с заданными параметрами и характеристиками.

 Разработать новые технологические маршруты изготовления детекторов, модулей и блоков для маммографических систем сканирующего типа.

- Разработать и исследовать макетный образец блока детектирования на основе многоэлементных твердотельных арсенид галлиевых детекторов для маммографических систем сканирующего типа.
- Разработать и апробировать систему параметров и методик проверки основных характеристик блоков детектирования для цифровой маммографии.

Достоверность И обоснованность полученных результатов И сформулированных выводов и положений подтверждается использованием современных методов моделирования, проектирования. разработки и исследования параметров и характеристик. Все результаты измерений И испытаний получены на современном высокотехнологичном оборудовании с использованием поверенных приборов и сертифицированных тест-объектов и согласуются с результатами моделирования.

Научная новизна полученных результатов заключается в следующем:

- предложено оригинальное конструктивное исполнение детекторов для малодозовых цифровых маммографов сканирующего типа на основе полупроводниковых GaAs структур, компенсированных атомами хрома, позволяющее увеличить разрешающую способность системы и увеличить срок службы рентгеновской трубки;
- выведено аналитическое выражение для расчёта параметров импульса тока, наведенного в произвольном элементе GaAs матричного детектора при поглощении единичного кванта рентгеновского либо гамма излучения;
- выполнены моделирование и расчёт параметров, используемых для оценки качества изображения, системы визуализации с многоэлементными твердотельными детекторами: функция передачи модуляции (МТФ(МТF)) или частотно-контрастная характеристика (ЧКХ); отношение сигнал/шум и квантовая эффективность регистрации (DQE);

Практическая ценность и реализация результатов работы:

- предложена оригинальная конструкция детекторного устройства для регистрации и формирования рентгеновского цифрового изображения, которая может использоваться в малодозовых системах радиографии сканирующего типа;
- оценки надежности и технологичности блока детектирования на основе твердотельных арсенид галлиевых детекторов для маммографов сканирующего типа, произведенные по ГОСТам и РД, показали увеличение вероятности безотказной работы и высокий уровень технологичности изделия;
- предложен алгоритм оценки работы блока детектирования с твердотельными детекторами в режиме прямого счёта единичных квантов и в режиме интегрального счёта заряда;
- создан опытный образец блока детектирования на основе твердотельных арсенид галлиевых детекторов для цифровых маммографических систем

сканирующего типа, превосходящий по характеристикам лучшие зарубежные аналоги.

Апробация результатов диссертации:

Основные результаты работы докладывались и обсуждались на следующих конференциях: International Workshops and Tutorials on Electron Devices and Materials "EDM - 2005" (Erlagol, 2005), IEEE International Siberian Conference on Control and Communications «SIBCON-2005» (Tomsk, 2005), The 9th Korean-Russian International Symposium on Science and Technology «KORUS2005» (Novosibirsk, 2005), Девятая международная конференция «Арсенид галлия и полупроводниковые соединения группы III – V. GaAs - 2006» (Томск, 2006 г.), International Workshops and Tutorials on Electron Devices and Materials "EDM -2006" (Erlagol, 2006), XII International Scientific and Practical Conference of Students, Post-graduates and Young Scientists «Modern Technique and Technologies» - (Tomsk, 2006), IEEE International Siberian Conference on Control and Communications «SIBCON-2007» (Tomsk, 2007), IX-я конференция «GaAs и полупроводниковые соединения группы III-V» (Новосибирск-Томск, 2009), Тhe twenty second International Scientific and Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "Modern Technique and Technologies", (Tomsk, 2010).

Результаты работы прошли конкурсный отбор по проектам:

1. НИР по гранту на проведение молодыми учеными научных исследований в ведущих научно-педагогических коллективах Томского политехнического университета по теме «Блок детектирования на основе твердотельных арсенид галлиевых детекторов для малодозовых маммографических аппаратов», 2006г.

2. Аналитическая целевая программа «Развитие научного потенциала высшей школы (2006-2008 годы)» Министерства образования и науки РФ по теме «Научные основы создания полупроводниковой квантово-чувствительной сенсорики». 2006-2008гг.

3. Выполнение опытно-конструкторских работ по государственному контракту от «15» сентября 2005 г. № 02.457.11.7034; шифр «2005-РИ-34.0/008/015». Тема: «Создание малодозовых цифровых СРК на основе GaAs квантовочувствительных детекторов». Федеральное агентство по науке и инновациям, 2005г.

4. НИР по государственному контракту в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2007-2012 годы» от 04 июня 2009 г. № 02.513.11.3437 по теме: «Разработка и создание полуизолирующего арсенида галлия и многослойных наноструктур для электронной компонентной базы нового поколения», 2009г.

5. «Участник молодежного научно-инновационного конкурса (УМНИК - 08)», проводимой при поддержке Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере.

6. Проект Министерства образования и науки РФ по программе: «Развитие научного потенциала высшей школы (2009-2010 гг.)» по теме: «Научные основы создания элементов функциональной электроники на основе многослойных

наноструктур и наноструктурных пленок сложных полупроводников» № 2.1.2/3800

7. НИР по государственному контракту в рамках ФЦП «Кадры» от 25 июня 2009 г. № 02.740.11.0164 по теме: «Создание цифровых модулей высокоэффективных систем диагностики и безопасности на основе полупроводниковых сенсоров нового поколения», 2009 – 2011 гг.

Публикации

Основное содержание диссертации опубликовано в 24 работах, являющихся частью списка литературы, цитируемого в диссертации, в том числе - 3 статьи в рецензируемых, рекомендованных ВАК журналах, 1 патент на изобретение, 4 научно-технических отчета, зарегистрированных в Едином реестре результатов научно-исследовательских, опытно-конструкторских и технологических работ гражданского назначения.

Положения, выносимые на защиту:

- 1. Оригинальная конструкция многоэлементного детектора из арсенида галлия для регистрации и формирования рентгеновского изображения в сканирующих рентгеновских системах;
- Модели и результаты моделирования параметров, используемых для оценки качества изображения системы визуализации с многоэлементными твердотельными GaAs (Cr) детекторами: функция передачи модуляции (МТФ(МТF)) или частотно-контрастная характеристика (ЧКХ); отношение сигнал/шум и квантовая эффективность регистрации (DQE).
- 3. Блок детектирования маммографа на основе арсенид галлиевых детекторов с разрешающей способностью не хуже 8 пар линий/мм, контрастной чувствительностью менее 1% и динамическим диапазоном более 500.

Личный вклад автора

Диссертационная работа является результатом исследований автора, проводившихся в тесном сотрудничестве с коллегами из ОСП «СФТИ ТГУ», ГОУ ВПО НИ ТПУ и других организаций. Формулировка целей и задач исследования, выбор путей их решения, обсуждение полученных результатов выполнены автором совместно с научными руководителями. Все приведенные результаты получены либо самим автором, либо при его непосредственном участии. На всех этапах работ, описанных в диссертации, автором формулировались направления исследований, проводились исследования, обработка и анализ полученных результатов с учетом новейших достижений в области проводимых исследований.

Структура и объём диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения и 5 приложений. Объём работы составляет 144 страницы машинописного текста, включая 81 рисунок 128 ссылок на литературные источники.

Содержание работы

Во введении обоснована актуальность выбранной темы, сформулированы цели и задачи исследования, приведены новые научные результаты, полученные в работе, определена её практическая значимость. Сформулированы положения, выносимые на защиту.

В первой главе кратко рассмотрены медицинские аспекты, подтверждающие необходимость применения цифровой маммографии, для диагностики ранних стадий рака молочной железы.

Приведен литературный обзор известных способов реализации блоков детектирования для цифровых маммографических систем. Сделан вывод, что среди всех полупроводниковых материалов, наиболее подходит арсенид галлия (GaAs), как материал, имеющий, с одной стороны, малую длину поглощения фотонов и большую ширину запрещенной зоны, а с другой стороны, имеющий хорошо развитую в России технологию промышленного производства.

Во второй главе выведена формула для импульса тока, наведенного точечной заряженной движущейся частицей в любом элементе GaAs детектора. Разработано оригинальное конструктивное исполнение летекторов для малодозовых цифровых маммографов сканирующего типа на основе полупроводниковых GaAs структур, компенсированных атомами хрома, выбраны оптимальные размеры и методика изготовления. Экспериментально доказано, что данные детекторы удовлетворяют всем требованиям, предъявляемым К цифровых маммографов. Установлено, детекторам лля что детекторы характеризуются высокой линейностью выходного сигнала от тока рентгеновской трубки при изменении его от 1 до 90 мА.

Моделирование процессов наведения и сбора заряда в координатных детекторах осуществлялось в координатном детекторе рентгеновского излучения (с толщиной h, ширина контактов D, рисунок 1). Нормально поверхности в него влетает гамма-квант и поглощается в детекторе в произвольной точке z_n. При поглощении гамма-кванта рождаются пакет неравновесных зарядов, которые под действием поля движутся к противоположным контактам и наводят ток.



Рисунок 1. Координатный детектор

Используя дрейфовое приближение, выведена формула описывающая временную зависимость импульса тока, наведённого в элементе микрополоскового сканирующего детектора, используемого для построения изображения:

$$i_{q} = \frac{q(t)}{2\pi} v_{q}(t) \sum_{+\infty}^{\infty} \left[\frac{R - x}{(z - h - 2kh)^{2} + (R - x)^{2}} + \frac{R + x}{(z - h - 2kh)^{2} + (R + x)^{2}} \right], (1)$$

в которой амплитуда заряда q(t) определяется числом электронно-дырочных пар, сформированных поглощённым гамма-квантом с энергией Е с учётом частичной рекомбинации в пролётном пространстве, $v_q(t)$ - скорость неравновесных носителей заряда в пролётном пространстве катод-анод.

Построены расчётные закономерности, позволившие определить оптимальные размеры элемента и конструкцию детектора. Размер стрипов

определяет координатную точность, т.е. пространственное разрешение сканирующего аппарата. Детекторы могут облучаться как со стороны стрипов, так и в торец. При облучении в торец толщину чувствительной области можно сделать такой, чтобы получить близкую к 100% эффективность регистрации гамма-частиц, исходя из формулы Бугера.

Для того чтобы обнаружить микрокальцификаты, необходимо иметь размер элемента изображения от 50 мкм. Оптимальными размерами единичного элемента GaAs детектора в диапазоне энергий, используемых для маммографического исследования (17 – 40 кэВ), являются 0,05*0,05*15 мм, при этом длина в направлении распространения рентгеновского излучения – 15 мм. Т.е. пространственное разрешение будет не хуже 0,05 мм, а эффективность регистрации близка к 100 %.

Предложена оригинальная конструкция детекторного устройства для регистрации и формирования рентгеновского изображения. Рентгеновский маммографический приемник выполнен в виде многострочной многоэлементной матрицы, на одной стороне которой нанесен сплошной электрод, а на противоположной стороне, сигнальные электроды сформированы так, что каждая последующая строка элементов сдвинута относительно предыдущей на часть шага элемента, как показано на рисунке 2, при этом величина сдвига соответствует шагу элементов деленному на число строк в матрице.

Изображение объекта получается путем синхронного перемещения регистрирующей матрицы и щелевого источника рентгеновского излучения вдоль объекта.



Рисунок 2. Схемы расположения чувствительных элементов детектора для двухстрочной матрицы

Полупроводниковые структуры детекторного качества были изготовлены по оригинальной технологии, в основе которой лежит принцип компенсации проводимости электронного арсенида галлия примесями с глубокими уровнями.¹

Испытание детекторов для маммографии осуществлялась совместно с коллегами из института ядерной физики им. Будкера в г. Новосибирске. На рисунке 3 показаны основные экспериментальные характеристики детекторов для маммографии. Исследовалась линейность выходного сигнала от тока на рентгеновской трубке. Это чрезвычайно важная характеристика, определяющая динамический диапазон блока детектирования. Можно видеть (рисунок 3а), что линейность характеристики сохраняется при 20 кратном превышении тока и 300

Детекторные структуры изготовлены в лаборатории СФТИ ТГУ под руководством заведующего лабораторией Тяжева А.В.

кратном изменении заряда. В эксперименте также исследовалась форма каналов при горизонтальном перемещении 70 мкм коллиматора.

Из представленных характеристик (рисунок 36) видно, что соседние каналы практически независимы друг от друга (необходимо учесть, что коллиматор имел окно в 70 мкм) и обеспечивают высокое пространственное разрешение. Эксперименты показали, что детекторы, работающие в фотовольтаическом режиме (с пикоамперными темновыми токами) идеально стыкуются с чипами электроники, предназначенными для кремниевых детекторов.



Рисунок 3. Характеристики маммографа: а) зависимость амплитуды сигнала в канале от тока на рентгеновской трубке, б) «форма» соседних каналов детектора.

приведена обшая В третьей главе методика разработки И проектирования блока детектирования маммографических аппаратов, приведено рекомендуемое содержание медико-технических требований, разработаны технические условия, рассчитана надежность блока детектирования, а так же описаны стандартные параметры, используемые для измерения качества изображения системы визуализации. Такими параметрами для цифровой маммографической системы являются функция передачи модуляции (MTF) или частотно-контрастная характеристика (ЧКХ), отношение сигнал/шум и квантовая эффективность регистрации (DQE). Определение и описание этих параметров необходимо для понимания информации о сканирующих системах. при моделировании и экспериментальной проверке.

В качестве альтернативы итерационному проектированию предложено использовать метод, основанный на многовариантном анализе.

На первом этапе формируется техническое задание – медикотехнические требования (МТТ), этот этап включает в себя также проверку МТТ на корректность и последующую корректировку отдельных требований в случае необходимости. На втором этапе формируется структурная схема прибора. Блок детектирования имеет сложную структуру, поэтому необходимо обеспечить согласованное взаимодействие между его основными блоками – детекторными модулями, интерфейсной платой и блоком питания.

Решалась актуальная задача определения структуры и содержания медико-технических требований на проектирование блока детектирования для маммографии, являющихся основой технических условий (ТУ) на готовый прибор.

В МТТ и ТУ приводятся методики проверки основных характеристик приборов, в случае блока детектирования это в том числе и характеристики

получаемого изображения: функция передачи модуляции (МТФ(МТF)) или частотно-контрастная характеристика (ЧКХ), отношение сигнал/шум и квантовая эффективность регистрации (DQE). Определение и описание этих параметров необходимо для понимания информации о сканирующих системах, при моделировании и экспериментальной проверке.

Схематическую диаграмму основных компонентов в модели системы визуализации для маммографии показаны ниже на рисунке 4.



Рисунок 4. Схема модели маммографической системы с указанием тех параметров, которые будут использоваться при моделировании.

Молочная железа состоит в определенных пропорциях из жировой и железистой тканей и составляет толщину l, эти ткани покрыты кожей толщиной s. Зона интереса может представлять собой как опухоль, так и кальцификаты толщиной d (рисунок 5). В моделировании учтены коэффициенты ослабления для различных тканей и поперечные сечения для других материалов, например, используемых для изготовления предложенных арсенид галлиевых детекторов.

Анализировался счетный режим работы детекторов, при котором выходным сигналом является количество зарегистрированных квантов, а шум распределен по закону Пуассона (неравномерное поглощение квантов в детекторе). Если N^b и N^t – количество частиц, поглотившихся в одном элементе детектора за один шаг сканирования (шаг сканирования – это время накопления информации для формирования одной строки).



Рисунок 5. Модель молочной железы, где зона интереса (опухоль или кальцификаты) с линейным коэффициентом ослабления μ^t , окруженная нормальной тканью, создающей фон, с коэффициентом ослабления μ^b . n^0 - исходное количество фотонов, n^b и n' - количество прошедших через молочную железу фотонов.

Количество зарегистрированных частиц определяет амплитуду выходного сигнал для счетного режима. Для упрощения примем, что количество зарегистрированных частиц равно количеству поглощенных частиц². Они характеризуются своими средними значениями и дисперсиями. Выражения для их средних значений таковы:

$$\begin{cases} \left\langle N^{t} \right\rangle = \left\langle n^{0} \right\rangle \cdot k_{\partial em-pa} \cdot \exp\left[-\mu^{b}(\mathbf{E}) \cdot (\mathbf{l} - \mathbf{d}) - 2\mu^{s}(\mathbf{E}) \cdot \mathbf{s} - \mu^{t}(\mathbf{E}) \cdot \mathbf{d}\right] \\ \left\langle N^{b} \right\rangle = \left\langle n^{0} \right\rangle \cdot k_{\partial em-pa} \cdot \exp\left[-\mu^{b}(\mathbf{E}) \cdot \mathbf{l} - 2\mu^{s}(\mathbf{E}) \cdot \mathbf{s}\right] \end{cases}$$
(2)

где $k_{\partial em-pa}$ – доля квантов, поглотившихся в детекторе с передачей ему энергии (от всех квантов, падающих на него);

 $\mu^{t}(E)$ - линейный коэффициент ослабления зоны интереса (опухоль или кальцификаты);

 $\mu^{b}(E)$ - коэффициент ослабления нормальной ткани, создающей фон;

 n^0 - среднее исходное количество фотонов, летящих на объект за один шаг сканирования, на площадь, равную площади элемента детектора.

Количество поглотившихся квантов в одном элементе детектора за один шаг подчиняется закону Пуассона, поэтому $\sigma_N = \sqrt{\langle N \rangle}$; $\langle N^b \rangle$ - больше чем

$$\langle N' \rangle$$
, поэтому $\sigma_{N} = \sqrt{\langle N' \rangle}$.

Ожидаемый контраст С (формула 2) будет находиться следующим образом:

$$n^{b} - n^{t} = n^{0} \cdot \exp[-\mu^{b}(E)l - 2\mu^{s}(E)s] - n^{0} \cdot \exp[-\mu^{b}(E)(l-d) - 2\mu^{s}(E)s - \mu^{t}(E)d] =$$
(3)
= $n^{b}(1 - \exp[-(\mu^{t}(E) - \mu^{b}(E))d]$

$$n^{b} + n^{t} = n^{b} \left(1 + \exp\left[-\left(\mu^{t}(E) - \mu^{b}(E)\right) d \right] \right)$$
(4)

$$C = \frac{\left(1 - \exp\left[-\left(\mu^{t}(E) - \mu^{b}(E)\right) \cdot d\right]\right)}{\left(1 + \exp\left[-\left(\mu^{t}(E) - \mu^{b}(E)\right) \cdot d\right]\right)}$$
(5)

а отношение сигнал-шум SNR:

$$SNR = \frac{\langle n^b \rangle \cdot \left(1 - \exp\left[-\left(\mu^t(E) - \mu^b(E)\right) \cdot d\right]\right)}{\sqrt{\langle n^b \rangle \cdot \left(1 + \exp\left[-\left(\mu^t(E) - \mu^b(E)\right) \cdot d\right]\right)}}$$
(6)

В идеале мы всегда увидим любую сколь угодно малую зону интереса на изображении, то есть деталь любого сколь угодно малого контраста.

В действительности мы можем ее не увидеть на фоне флуктуаций выходного сигнала. Поэтому критерием обнаружения пятна служит условие:

$$(\langle N' \rangle - \langle N^b \rangle) > 2\Delta N_{90\%},$$
 (7)

то есть разность средних уровней выходного сигнала должна быть больше полосы шума (доверительного интервала флуктуаций выходного сигнала).

² Это почти не влияет на результат, если эти две величины различаются не больше чем на 10% - так как тогда относительные ошибки $\sqrt{N_{no27.}} u \sqrt{N_{saperucrpupobahhux}}$ почти одинаковы.

интервал $(2\Delta N_{90\%}) = 3.2 \cdot \sqrt{\langle N \rangle}$. для Доверительный закона Пуассона (для <N> = 1000 ÷ 40 000).

Искомая доза – это точка пересечения функций (< N^t > – < N^b >) и $(2\Delta N_{00\%}).$

Анализировался интегральный режим, при котором выходной сигнал это выходное напряжение, оцифрованное АЦП. Выходной сигнал детектора представляет собой заряд, накопленный на емкости за один шаг: $Q = \sum Q_i$; - сумма

зарядов от всех поглощенных квантов. Найдем среднее значение заряда:

$$Q = \sum Q_i = N\left(\sum_{i=1}^{N} \frac{Q_i}{N}\right) = N\langle Q_i \rangle$$
(8)

здесь $\langle Q_1 \rangle$ - среднее значение заряда, наведенного на элементе детектора от одного кванта, а N - количество квантов, поглощенных в одном элементе детектора за один шаг сканирования. И $\langle Q_1 \rangle$ и N – случайные величины (разнятся от одной строки сканирования к другой для одного и того же объекта).

$$\langle Q_i \rangle = \frac{Q_0}{2}, \text{ II ТОГДА} \langle Q \rangle = \langle N \rangle \cdot \left(\frac{Q_0}{2}\right);$$
 (9)

где Q₀ – максимально возможная энергия, переданная детектору от одного кванта. Примем, что амплитудный спектр детектора прямоугольный (рисунок ба), тем самым, занижая величину среднего заряда и увеличивая дисперсию.



Рисунок 6. а) Модель амплитудного спектра детектора; б) Амплитудный спектр детектора

В результате получаем, что:

a)

$$\left\langle Q^{b} \right\rangle - \left\langle Q^{t} \right\rangle = \left(\frac{Q_{0}}{2}\right) \cdot \left(N^{b} - N^{t}\right); \tag{10}$$

Из (8) следует, что $\varepsilon = \sqrt{\varepsilon_1^2 + \varepsilon_2^2}$, где ε – это относительная ошибка: $\varepsilon = \frac{(2\Delta Q_{90\%})}{\langle Q \rangle}$, если эти процессы независимы.

Но процессы зависимы, так как N входит и во второй случайный процесс. Поэтому \mathcal{E} находится в интервале между $\sqrt{\varepsilon_1^2 + \varepsilon_2^2}$ и $\varepsilon_1 + \varepsilon_2$.

Принимая во внимание, что \mathcal{E}_1 – это относительная погрешность Пуассоновского процесса, а \mathcal{E}_2 является относительной погрешностью нормального процесса от большой суммы независимых и равнозначных

процессов $\left(\sum_{i=1}^{N} \frac{Q_{i}}{N}\right)$ без учета флуктуаций N, получаем

доверительный интервал для дисперсии,

$$\left(3.8 \cdot \sqrt{\langle N \rangle}\right) \cdot \frac{Q_0}{2} \langle (2\Delta Q_{90\%}) \rangle \langle \left(5.2 \cdot \sqrt{\langle N \rangle}\right) \cdot \frac{Q_0}{2}$$

$$\tag{11}$$

Предложенный выше алгоритм был использован для оценки результатов моделирования работы блока детекторного с арсенид галлиевыми детекторами в режиме прямого счёта единичных квантов и в режиме интегрального счёта заряда. Были получены следующие основные результаты и показано, что минимальная доза при использовании арсенид галлиевых детекторов в интегральном режиме 17 мкГр, в режиме счета квантов - 10 мкГр, максимальный динамический диапазон 86 дБ, при этом максимальный контраст 0,8 %, а максимальное отношение сигнал-шум - 118.

В четвертой главе приведена структурная схема разработанного блока детектирования на основе арсенид галлиевых детекторов, имеющего модульную структуру, методика определения основных технических характеристик, а так же описание экспериментов, выполненных со специально сертифицированными фантомами.

Предложена сканирующая система с синхронным поступательным сканированием излучателя и однокоординатной матрицей детекторов относительно облучаемого объекта, имеющая ряд существенных преимуществ в сравнении с двухкоординатными устройствами:

- высокое качество изображения, благодаря отсутствию «вуали» от рассеянного излучения и низкий уровень шума; - значительно более низкие дозы облучения пациентов, что обеспечивает безопасность обследований, следовательно. возможность проводить многократные обследования и наблюдать течение заболевания во времени; - оптимальное для поставленной диагностической задачи пространственное разрешение (размер пиксела); большой высокая контрастная чувствительность при низких дозах; динамический диапазон (более 500) за счет существенного понижения минимального дозового предела, что позволяет изучать как малоконтрастные, так и высококонтрастные объекты на одном снимке; -отсутствие геометрических искажений по вертикали, что дает возможность обследовать все под одним «углом зрения», а также делает снимки более удобными для компьютерной диагностики; - отсутствие «слепых» зон на изображении, которые необходимо заполнять интерполяцией, а также «сшивок» между отдельными фрагментами снимка; -значительно меньшие аппаратные затраты (т.к. количество микродетекторов и каналов электроники на несколько порядков меньше, чем у полноформатных детекторов);- более низкая стоимость установок по сравнению с современными цифровыми двухмерными системами со сходным качеством изображения.

Общими недостатками сканирующих систем являются сравнительно большое время экспозиции (2,5-5,0 с), более сложная прецизионная механика, а также повышенная нагрузка на источник рентгеновского излучения. Однако эти недостатки удалось компенсировать при использовании предлагаемой конструкции детекторов.

Структурная схема и внешний вид блока детектирования на основе арсенид галлиевых детекторов для сканирующих маммографических систем представлены на рисунке 7.

Для создания блока детектирования была выбрана модульная структура сканирующей линейки, что дает следующие преимущества:



Рисунок 7. а) Структурная схема блока детектирования; и б)внешний вид БД: Supply units – блок питания, DU – детекторный блок, IU – блок интерфейсный

Для создания блока детектирования была выбрана модульная структура сканирующей линейки, что дает следующие преимущества:

- Простота масштабирования. Т.е. изменение количества модулей не должно требовать разработки новых модулей.
- Изменение одного параметра системы (размера датчика, типа первичного преобразователя, типа шины для ввода данных в ПК и т.п.) не должно влечь за собой изменения схемотехники более чем одного модуля.

При попадании рентгеновского излучения в арсенид галлиевый детектор 1 индуцируется импульс тока, этот импульс передается на вход многоканальной микросхемы считывания 2, работающей либо в режиме единичного счета квантов, либо в интегрирующем режиме. Под действием управляющих импульсов с интерфейсной платы 3, сигнал с каждого элемента детектора аналого-цифрового преобразователя вход попалает на (АЦП), где оцифровывается и далее передается в устройство обработки полученных сигналов 4. В устройстве обработки полученных сигналов, можно получить любой вид представления полученной с детекторов информации, включая получение двумерного изображения, причем одна ось этого изображения совпадает с направлением сканирования объекта, а вторая ось формируется самой линейкой детекторов.

На плате с детекторами размещен минимум необходимых электронных компонентов – это фильтры цепей питания и источника опорного напряжения, которые являются наиболее критичными с точки зрения соотношения сигнал/шум.

Плата с детекторами далее крепится к плате, содержащей электронику согласования, образуя детекторный модуль. Линейка из детекторных модулей образует детекторный блок DU (рисунок 76)

Для более полного анализа характеристик детекторного модуля была разработана и изготовлена электроника, позволяющая оцифровывать и передавать информацию с DU в ПК для дальнейшего анализа, и программное обеспечение для приема, отображения и обработки информации пришедшей с детекторного модуля.

Блок интерфейсный IU (рисунок 7б)отвечает за сбор данных с детекторных модулей системы, управление детекторными модулями, управление системой термостабилизации, передачу данных в персональный компьютер (интерфейс с компьютером), за синхронизацию работы детектирующей линейки и источника излучения.

Блок питания, Supply unit, обеспечивает питание всех элементов схемы, а так же подает напряжение обратного смещения на арсенид галлиевые детекторы.



Модуль приема, визуализации и сохранения данных.

Рисунок 8. Интерфейс модуля приема, визуализации и сохранения данных.

Строка меню и панель инструментов служат для управления модулем Панель настройки визуализации принимаемых (рисунок 8). данных предназначена для управления яркостью/контрастом изображения, формируемого из принимаемых с БД данных в реальном времени. Панель настройки параметров сформированных изображений служит для управления динамическим диапазоном накопленных данных в статическом режиме. Панель управления БД предназначена для задания режимов функционирования БД. Панель контроля принимаемых ланных используется для внутреннего тестирования.

Окно визуализации данных работает в двух режимах:

- визуализация принимаемых данных в реальном времени;
- статический режим визуализации накопленных данных.

В режиме визуализации принимаемых данных в реальном времени данные выводятся по мере поступления от БД. При переходе в статический режим визуализации, визуализируются накопленные последние 2000 строк.

Исследовались следующие характеристики блока детектирования:

1. Зависимость выходного сигнала от силы тока рентгеновской трубки.

В данном эксперименте необходимо было получение снимка для каждого

значения силы тока, задаваемого на рентгеновском аппарате mammo DIAGNOST UC при определенном напряжении. При этом параметры блока детектирования: напряжение обратного смещения детектора 20 В, емкость интегрирования 16пФ. Расстояние между источником и плоскостью детекторов составляет 62 см. Для обработки изображения необходимо получить снимок, на котором будет участок до включения рентгеновской трубки, как показано на рисунке 9а. В плеере специального ПО (рисунок 9б) можно вывести среднее значение сигнала и определить среднеквадратичное отклонение после обработки изображений. Зависимости среднеквадратичного значения выходного сигнала и среднеквадратичного отклонения приведены на рисунке 10 а И 10б. соответственно.



Рисунок 9. Изображение интерфейса тестового ПО с а) Фрагментом изображения, полученного в результате эксперимента, б) Плеером, показывающим зависимость значения сигнала одного канала от времени



Рисунок 10. а) Зависимость выходного сигнала блока детектирования от силы тока рентгеновской трубки; б) Среднеквадратичное отклонение выходного сигнала блока детектирования.

2. Функция передачи модуляции (МТФ(МТF)) или частотно-контрастная характеристика (ЧКХ)

Блок детектирования установлен на расстоянии 62 см от фокуса рентгеновской трубки. Снимки производились при напряжении на рентгеновской трубке – 28 кВ.

ПО после обработки данного изображения позволило получить MTF системы. На рисунке 11а приведены частотно-контрастные характеристики (MTF) системы, полученные при моделировании и экспериментально, а на

рисунке 11б приведены характеристики маммографических систем, выпускаемых промышленно.

ЧКХ, равная 1.0, соответствует идеальной контрастности, а снижение значения означает, что всё больше и больше контрастности теряется — пока ЧКХ не достигает значения 0, когда пары более неразличимы. Соответственно, чем медленнее график МТГ спадает до нуля, тем лучше характеристики системы.

Парные линии часто описывают в терминах их частоты: количества линий на единицу длины. Соответственно, единицей измерения этой частоты является число пар линий на миллиметр (пл/мм), в англоязычной терминологии lp/mm.



Рисунок 11. а) Зависимость MTF идеального детектора *MTF*. и *MTF* exp. от

пространственной частоты, полученные соответственно при моделировании и экспериментально; б) *MTF* маммографических систем, существующих на рынке медицинского оборудования

3. Спектральная плотность шума (NPS)

Для получения спектральной плотности шума изображение размером 1024 строки, полученное при включении рентгеновской трубки (рисунок 12а)), выравнивается по уровню «черного» (рисунок 12б) и по уровню «белого» (рисунок 12в) при помощи специального ПО «X-Ray Preparer». После определяется среднеквадратичное отклонение и средняя девиация по изображению.



Рисунок 12. Изображение а) исходное, б) выровненное по «уровню черного», в) выровненное по «уровню белого»

Затем находим NPS. Для этого необходимо провести быстрое преобразование Фурье, используя значения сигналов пикселей изображения. При моделировании NPS представляет собой прямую, измеренные значения отличаются не более чем на 7% в интервале частот от 0 до частоты Найквиста.

Расчетное значение NPS имеет постоянное значение, равное количеству фотонов на площадь единичного детектора, и примерно составляет 2894.

4. Квантовая эффективность регистрации (DQE)

Измерив дозу в плоскости детектора, зная MTF и NPS, можно легко рассчитать DQE.

На рисунке 13а) приведены смоделированная DQE и DQEexp, полученная из экспериментальных данных. А рисунок 13б) представляет DQE систем, выпускаемых промышленно.



Рисунок 13 a) смоделированная DQE и DQEexp полученная из

экспериментальных данных; б) представляет DQE систем, выпускаемых промышленно 5. Оценка пространственного разрешения, контрастной чувствительности и

динамического диапазона

При оценке пространственного разрешения использовалась мира рентгеновская L659061.

а) Штрихи миры располагались параллельно, перпендикулярно и под углом 45° относительно направления движения. Предварительная оценка изображений показала разрешение 8 пар линий на мм.



б) Контрастная чувствительность измерялась при помощи специального тест-объекта (рисунок 14б). На изображении видно алюминиевый диск толщиной 100 мкм на фоне алюминиевой подложки, толщиной 1,5 мм.





Рисунок 14. а)Рентгеновское изображение стальных проволочек (Fe) d=63 и 50 мкм, соответственно; б) рентгеновское изображение тест-объекта для определения контрастной чувствительности.

в)Динамический диапазон. Были получены снимки алюминиевого клина.

По оценке результатов динамический диапазон не менее 500.

В заключении приведены основные результаты работы.

Основные результаты работы:

1. Исходя из первых принципов теоремы о наведённом токе, выведена универсальная формула для импульса тока, наведенного в произвольном элементе GaAs матричного детектора при поглощении единичного рентгеновского либо гамма кванта.

2. Разработано оригинальное конструктивное исполнение детекторов для малодозовых цифровых маммографов сканирующего типа на основе полупроводниковых GaAs структур, легированных атомами хрома, выбраны оптимальные размеры детекторов и методика их изготовления.

3. Экспериментально доказано, что данные детекторы удовлетворяют всем требованиям, предъявляемым к детекторам для цифровых маммографов. Детекторы характеризуются высокой квантовой чувствительностью и высокой линейностью выходного сигнала от тока рентгеновской трубки при изменении его от 1 до 90 мА.

4. Описано рекомендуемое содержание медико-технических требований, разработаны технические условия, рассчитана надежность и технологичность блока детектирования.

5. Выполнено моделирование и предложен алгоритм расчёта параметров стандартов, используемых для оценки качества изображения системы визуализации с многоэлементными твердотельными детекторами: функция передачи модуляции (МТФ(МТF)) или частотно-контрастная характеристика (ЧКХ); отношение сигнал/шум и квантовая эффективность регистрации (DQE).

6. Разработана структурная схема и конструкция блока детектирования и его элементов на основе арсенид галлиевых детекторов. Изготовлен опытный образец детекторного блока, имеющий модульную структуру и включающий интерфейсную плату.

7. Выполнены экспериментальные исследования блока детектирования, получены закономерности МТФ (ЧКХ), спектральной плотности шума и квантовой эффективности регистрации (DQE), с разрешающей способностью не хуже 8 пар линий/мм, контрастной чувствительностью менее 1% и динамическим диапазоном более 500.

В **ПРИЛОЖЕНИИ 1** приведены технические условия на блок детектирования для маммографических аппаратов сканирующего типа.

В ПРИЛОЖЕНИИ 2 дана оценка надежности блока детектирования.

В ПРИЛОЖЕНИИ 3 описан технологический маршрут изготовления модуля детектирования.

В ПРИЛОЖЕНИИ 4 рассчитана технологичность блока детектирования.

В ПРИЛОЖЕНИИ 5 приведены акты о внедрении результатов кандидатской диссертационной работы

Основные результаты диссертации опубликованы в следующих работах:

1. Abzalilova L.R. Detecting unit based on GaAs detectors for low doze medical equipment /Abzalilova L.R., Nam I.F. // Proceedings of the twenty second International

Scientific and Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "Modern Technique and Technologies" (MTT'2010), Tomsk, Russia, April 12 - 16, 2010,. - Tomsk: Tomsk, TPU, 2010. pp. 42-43

2. Bimatov M. V. Estimation of GaAs detector system characteristics for low dose mammography /Bimatov M. V., Nam I., Tyazhev A.V. // IEEE International Siberian Conference on Control and Communications (SIBCON - 2005). Proceedings / General Editor Stukach Oleg - Tomsk, 21-22 October 2005. - Tomsk: The Tomsk IEEE Chapter & Student Branch, 2005. - pp. 102-106

3. Lelekov M. Application of gallium arsenide detectors in digital mammography apparatus /Lelekov M., Mokeev D., Nam I.// Proceedings the 9th Russian-Korean International Symposium on Science and Technology-KORUS 2005 - Novosibirsk State Technical University, 26 June - 2 July 2005. - Novosibirsk: NSTU, 2005. - pp. 247-248

4. Rozhnev M. A. The block schema of the detection unit based on gallium arsenide detectors for x-ray scanning mammography systems / Rozhnev M. A., Ryabkov S. A., Nadreev I. I., Nam I. F. // Proceedings of 7th International Workshop and TutorialLi on Electron Devices and Materials EDM'2006 - Erlagol, Altai, July 1-5, 2006. - Novosibirsk: NSTU, 2006. - pp. 109-110

5. Ryabkov S.A. The influence of front-end electronics on parameters of x-ray scanning system /Ryabkov S.A., Tyazhev A.V., Rozhnev M.A., Nadreev I.I., Nam I.F., Lelekov M.A. // Proceedings of IEEE International Siberian conference on control and communications "SIBCON 2007". April 20-21, Tomsk, Russia, pp. 234-235

6. Айзенштат Г.И. Регистрация коротких импульсов рентгеновского излучения при наносекундном разряде в воздухе атмосферного давления /Айзенштат Г.И., Бакшт Е.Х., Костыря И.Д., Лелеков М.А., Ломаев М.И., Надреев И.И., Нам И.Ф., Рожнев М.А., Рыбка Д.В., Рябков С.А., Тарасенко В.Ф., Толбанов О.П., Тяжев А.В., Шаповал Л.Г.// Приборы и техника эксперимента – 2007. №4, с. С. 1-5

7. Биматов М.В. Моделирование объекта и блока детектирования на основе твердотельных атсенид галлиевых детекторов для маммографических систем сканирующего типа /Биматов М.В., Нам И.Ф., Рябков С.А.// Известия ТРТУ - Вып. Медицинские информационные системы - Таганрог. - 11.09.06-15.09.06. - Таганрог: ТРТУ. - 2006, - № 11. - с. 48-52

8. Абзалилова Л. Р. Макетный образец блока детектирования для малодозовых медицинских рентгеновских систем /Абзалилова Л. Р., Нам И.Ф., Пшеничникова Н.В., Рябков С. А., Тяжев А. В.// Известия ВУЗов. Физика. Томск - 2009, - №12 Ч.2. - с. 5-7

9. Нам И.Ф. Методика определения основных параметров цифровых маммографических систем сканирующего типа /Нам И.Ф. // Успехи современного естествознания. - 2006, - № 6. - с. 41

10. Нам И.Ф. Технические характеристики цифровых рентгеновских систем и методы их измерения /Нам И.Ф., Рожнев М.А., Рябков С.А., Тяжев А.В.// International Siberian Workshop and Tutorials on Electron Devices and Materials (Erlagol, Altay-July 1-5, 2006), (IEEE Catalog N 06EX 1337, ISSN 5-7782-0646-1, ISSN 1815-3712)

11. Патент РФ RU2009137157 Устройство для регистрации и формирования рентгеновского изображения / Нам И.Ф., Рябков С.А., Толбанов О.П., Тяжев А.В. – заявл. 07.10.2009