

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

Направление	11.03.04 - Электроника и нанoeлектроника
Профиль	Электроника и нанoeлектроника
Факультет	ФЭЛ
Кафедра	ЭПУ

К защите допустить

Зав. кафедрой	д.т.н. проф.	Потрахов Н. Н.
---------------	--------------	----------------

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА
БАКАЛАВРА**

**Тема: РАЗРАБОТКА И РЕАЛИЗАЦИЯ АЛГОРИТМА
АВТОМАТИЧЕСКОЙ ПОДСТРОЙКИ ПОЛОЖЕНИЯ
ФОКУСИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО
АППАРАТА**

Студент(ка)	_____	Кудрявцев А. С.
	<i>подпись</i>	
Руководитель	_____	Ларионов И. А.
К.Т.Н. (Уч. степень, уч. звание)	<i>подпись</i>	
Консультанты	_____	Борискина А. В.
К.Т.Н. (Уч. степень, уч. звание)	<i>подпись</i>	
	_____	Симон В. А.
	<i>подпись</i>	

Санкт-Петербург
2024

ЗАДАНИЕ

Зав. кафедрой ЭПУ

« » 2024 г.

Группа 0202

Место выполнения ВКР: СПбГЭТУ «ЛЭТИ».

Содержание ВКР: введение, 5 глав, список использованной литературы, заключение, 2 приложения.

Перечень отчетных материалов: пояснительная записка, иллюстративный материал, иные отчетные материалы.

Дополнительные разделы: безопасность жизнедеятельности.

Дата представления ВКР к защите

« » 20 Г.

Кудрявцев А. С.

Ларионов И. А.

КАЛЕНДАРНЫЙ ПЛАН ВЫПОЛНЕНИЯ ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЫ

Утверждаю
Зав. кафедрой ЭПУ
_____ Потрахов Н. Н.
«__» _____ 2024 г.

Студент Кудрявцев А. С.

Группа 0202

Тема работы: Разработка и реализация алгоритма автоматической подстройки положения фокусирующей системы для рентгеновского аппарата.

№ п/п	Наименование работ	Срок выполнения
1	Изучение принципов автоматической фокусировки	03.02 – 24.02
2	Изучение работы фокусирующей системы для аппарата РАП -150	25.02 – 05.03
3	Изучение принципов получения и обработки рентгеновских изображений	06.03 – 17.03
4	Разработка алгоритма автоматической подстройки фокусирующей системы для рентгеновского аппарата	18.03 – 27.04
5	Тестирование алгоритма автоматической подстройки фокусирующей системы для рентгеновского аппарата	28.04 – 13.05
6	Оформление пояснительной записки	14.05 – 20.05
7	Оформление иллюстративного материала	21.05 – 24.05

Студент

Кудрявцев А. С.

Руководитель

К.Т.Н.

Ларионов И. А.

(Уч. степень, уч. звание)

РЕФЕРАТ

Пояснительная записка содержит 61 стр., 41 рис., 13 ист., 2 прил.

Ключевые слова: микрофокусная рентгеновская томография, автоматическая фокусировка, фокусирующая система рентгеновского аппарата, разработка ПО, C++, QT Creator, обработка изображений, резкость изображения.

Объект исследования: фокусирующая система рентгеновского аппарата, базовые алгоритмы обработки рентгеновских изображений

Цель работы – исследование фокусирующей системы рентгеновского аппарата серии РАП-150 и последующая разработка алгоритма подстройки положения фокусирующей системы рентгеновского аппарата для получения качественного рентгеновского изображения.

В данной работе исследуются современные возможности фокусировки рентгеновского аппарата, исследуется принцип работы фокусирующей системы рентгеновского аппарата серии РАП-150 с возможностью программного управления геометрическим положением постоянного магнита в трубке с вынесенным анодом. Проводится исследование основных методов получения рентгеновского изображения, а также характерных особенностей таких изображений. Рассматривается программное обеспечение, позволяющее проводить цифровую обработку и анализ получаемых рентгенограмм.

ABSTRACT

The purpose of the work is to study the focusing system of the RAP–150 series X-ray machine and the subsequent development of an algorithm for adjusting the position of the focusing system of the X-ray machine to obtain a high-quality X-ray image.

In this work, modern possibilities of focusing X-ray images are investigated, the principle of operation of the focusing system of the RAP-150 series X-ray machine with the possibility of software control of the geometric position of a permanent magnet in a tube with an extended anode is investigated. The main methods of obtaining X-ray images, as well as the characteristic features of such images, are being investigated. Software is being considered that allows for digital processing and analysis of the received radiographs.

СОДЕРЖАНИЕ

ОПРЕДЕЛЕНИЯ, ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ	7
ВВЕДЕНИЕ	8
1. ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ И МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ И ФОКУСИРОВКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ	9
1.1. Источники рентгеновского излучения	9
1.2. Средства фокусировки излучения в источниках рентгеновского излучения	11
1.3. Принципы построения систем автофокусировки	15
2. ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ, ОСОБЕННОСТИ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ	20
2.1. Понятие изображения и особенности рентгеновского изображения	20
2.2. Получение цифрового рентгеновского изображения	22
2.3. Методы обработки цифровых рентгеновских изображений	24
3. ПРИНЦИП ПОСТРОЕНИЯ ФОКУСИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА	32
3.1. Фокусирующая система рентгеновского аппарата РАП-150	32
3.2. Принцип работы алгоритма автоматической подстройки фокуса	36
3.3. Выбор инструментов для создания программного модуля и принцип управления системой перемещений фокусирующего магнита	39
4. РЕАЛИЗАЦИЯ И ТЕСТИРОВАНИЕ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ПОДСТРОЙКИ ПОЛОЖЕНИЯ ФОКУСИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА ..	43
4.1. Алгоритм работы модуля автоматической подстройки положения фокусирующей системы	43
4.2. Основные аспекты реализации алгоритма	46
4.3. Тестирование разработанного ПО	49
5. БЕЗОПАСНОСТЬ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ	55
5.1. Общая характеристика условий применения программы	55
5.2. Анализ риска, связанного с эксплуатацией разработанного ПО и работой с томографической системой	55
5.3. Рекомендации по защите от вредных и опасных факторов	57
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	61
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	63
ПРИЛОЖЕНИЕ А	65
ПРИЛОЖЕНИЕ Б	68

ОПРЕДЕЛЕНИЯ, ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

IDE (Integrated Development Environment) – интегрированная среда разработки;

КМОП – комплементарная структура металл-оксид-полупроводник;

МРКТ – микрофокусный рентгеновский компьютерный томограф;

НРИ – низкоэнергетическое рентгеновское излучение;

ПЗС – прибор с зарядовой связью;

ПО – программное обеспечение;

ПРДУ – передвижная рентгеновская диагностическая установка;

РИ – рентгеновское излучение;

ЯП – язык программирования;

ВВЕДЕНИЕ

Микрофокусная рентгеновская томография является передовым средством в современных исследованиях и промышленности благодаря своей способности производить высококачественные снимки внутренней структуры объектов и их трехмерные изображения с микрометровым разрешением.

Целью данной работы является исследование фокусирующей системы рентгеновского аппарата серии РАП-150, состоящей в составе микрофокусного рентгеновского компьютерного томографа, и последующая разработка алгоритма автоматической подстройки положения фокусирующей системы для рентгеновского аппарата. Производство точной фокусировки рентгеновского излучения способствует увеличению контрастности и резкости рентгеновского изображения, что улучшает качество производимого анализа при работе с рентгенограммами. Для этого исследуются основные методы цифровой обработки изображений. С помощью средств библиотеки «OpenCV» производится анализ рентгенограмм, полученных с помощью исследуемого устройства, проводится качественная оценка резкости изображений. Реализуется программное обеспечение, позволяющее производить автоматическую настройку положения фокусирующей системы рентгеновского аппарата.

Главной задачей при разработке предлагаемого программного обеспечения является повышение эффективности процесса рентгенографии, упрощение анализа рентгеновских изображений, и автоматизация процесса адаптации томографической системы под параметры различных объектов съемки.

1. ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ И МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ И ФОКУСИРОВКИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

1.1. Источники рентгеновского излучения

Рентгеновское излучение – это электромагнитное, излучение с короткой длиной волны, обладающее высокой проникающей способностью.

Источники рентгеновского излучения делятся на два основных типа – природные и искусственные источники.

К природным источникам ионизирующего излучения относится космическая радиация, а также некоторые природные радиоактивные изотопы, производящие рентгеновское излучение в процессе радиоактивного распада. К искусственным относятся рентгеновские трубки, лазеры и синхротроны.

Рентгеновские трубки

Классическая рентгеновская трубка состоит из анода и катода, размещенных в вакууме. Катод нагревается и испускает электроны, ускоряющиеся под действием высокого напряжения, и сталкиваются с анодом, вызывая тем самым рентгеновское излучение.

Также существуют микрофокусные рентгеновские трубки технологически представляет из себя классическую рентгеновскую трубку, но с намного меньшим фокусным пятном, что позволяет получать более качественные и детализированные изображения с высоким разрешением.

На рисунке 1.1 представлено изображение конструкции классической рентгеновской трубки.

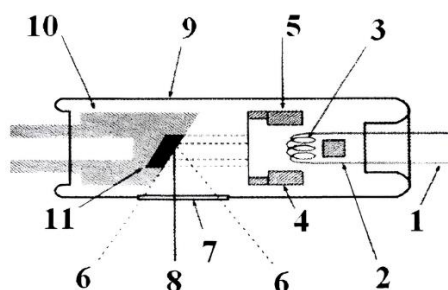


Рисунок 1.1 – Конструкция классической рентгеновской трубки

Так можно отметить, что трубка представляет из себя вакуумно-плотный баллон (9), изготовленный из стекла или по металлокерамической технологии, имеющий снаружи подводящие провода (1). Внутри данного баллона имеется катодный узел, включающий в себя нить накала (3), окруженную металлическим электродом (5). Напротив катода располагается анод (10) рентгеновской трубки со впаянной мишенью (11), изготовленной из вольфрама. Также внутри располагается фокусирующая трубка (4), направляющая движение электронов прямо к центру мишени (8). Возникающее рентгеновское излучение проходит через бериллиевое окно (7), расположенное сбоку от анода. Для того чтобы излучение проходило именно в окно анод имеет определенный срез (6).

Синхротронное излучение

Данное излучение создается в синхротронных ускорителях, где электроны ускоряются до околосветовых скоростей и, проходя через магнитные поля производят синхротронное излучение, спектр которого простирается от радиоволн до рентгеновских лучей.

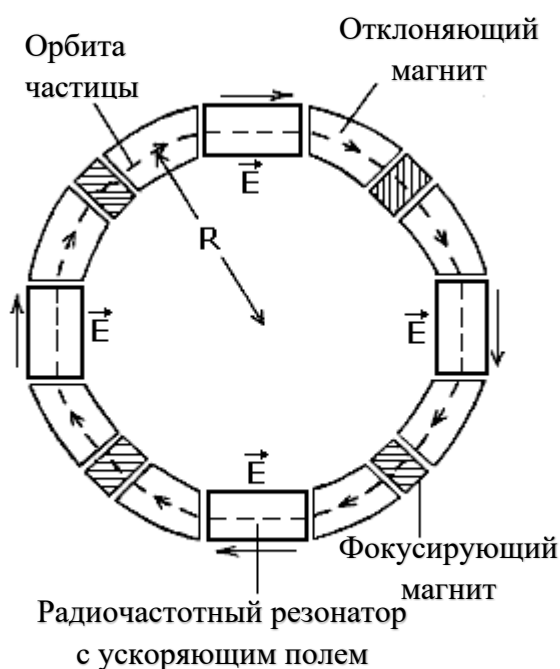


Рисунок 1.2 – Схематичное представление синхротронного ускорителя

Синхротронный ускоритель (синхротрон) – это циклический ускоритель заряженных частиц, представляющий собой электровакуумную установку с вакуумной камерой, имеющей приблизительно кольцевую форму, в которой происходит ускорение частиц с помощью импульсов продольных электрических полей до скоростей близких к скорости света. Поддержание движения по замкнутой траектории производится благодаря мощным постоянным магнитам, которые благодаря своему магнитному полю корректируют траекторию пролетающих частиц.

Рентгеновские лазеры

Данный вид источника рентгеновского излучения использует принципы усиления света в активных средах, таких как плазма, для генерации рентгеновских лучей. Получаемое таким образом излучение характеризуется высокой интенсивностью и монохроматичностью.

Радиоизотопные источники

В качестве таких источников используют искусственно созданные радиоизотопы, такие как америций-241 и кобальт-60. Они производят испускание рентгеновского излучения при радиоактивном распаде, подобно и природным радиоизотомам.

В случае использования любого из представленных источников излучения и в особенности при применении рентгеновских аппаратов на основе рентгеновской трубки важным аспектом является возможность произвести фокусировку пятна рентгеновской трубки.

1.2. Средства фокусировки излучения в источниках рентгеновского излучения

Из-за высокой энергии и короткой длины волны, которой обладает рентгеновское излучение, для его фокусировки необходимы специальные

методы. Ниже рассмотрены основные средства фокусировки рентгеновского излучения.

Электромагнитные системы

К данному виду систем фокусировки рентгеновского излучения относятся электростатические и магнитные линзы.

Электростатические линзы используют электрические поля для отклонения и фокусировки пучков заряженных частиц, таких как электроны, эмитирующие с катода рентгеновской трубки.

Магнитные линзы позволяют управлять траекторией полета заряженных частиц благодаря их взаимодействию с магнитным полем. Схематичное отображение такой линзы представлено на рисунке 1.2. Она состоит из катушек (2), намотанных медной проволокой симметрично относительно оптической оси и окруженных металлическим панцирем (1) с зазором (3) внутри катушки в котором создается фокусирующее поле.

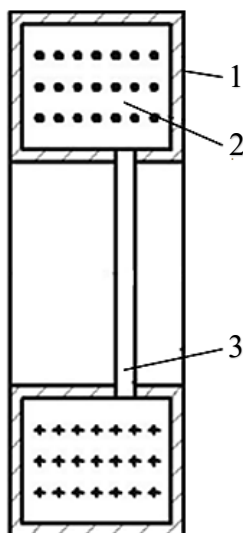


Рисунок 1.3 – Схема магнитной линзы

Такие линзы часто применяются в синхротронах и микрофокусных рентгеновских трубках.

Отражательные системы

К отражательным фокусирующим системам относятся зеркала Брэгга, многослойные зеркала и фокусирующие зеркала типа «вогнутый параболоид» и «вогнутый гиперболоид».

Зеркала Брэгга используют явление дифракции на кристаллических решетках при малых углах падения. Такие зеркала могут быть выполнены в форме многослойных структур для повышения эффективности отражения.

Многослойные зеркала состоят из чередующихся слоев материалов с разной плотностью, что позволяет эффективно отражать рентгеновские лучи под малыми углами.

Фокусирующие зеркала типа «вогнутый параболоид» и «вогнутый гиперболоид» позволяют собирать рентгеновские лучи и фокусировать их в одну точку. На рисунке 1.4 представлена фокусирующая система рентгеновского телескопа, состоящая из таких зеркал.

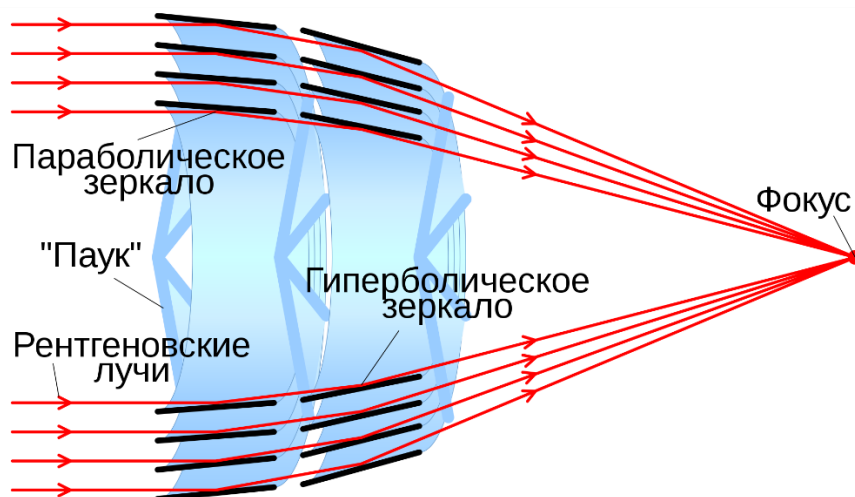


Рисунок 1.4 – Схема фокусирующей системы рентгеновского телескопа
(Телескоп Вольтера)

Линзы

Под данным понятием описываются капиллярные оптические системы фокусировки рентгеновского излучения и Френелевские зонные пластинки.

Капилляр представляет собой полую стеклянную трубку параболической или эллиптической формы. При помощи такого капилляра возможно произвести удержание рентгеновского луча внутри капилляра, благодаря эффекту полного внутреннего отражения производя на выходе сфокусированный рентгеновский пучок. Монокапиллярная оптика бывает с однократным и многократным отражением. В первом случае, из-за большей эффективности полного внутреннего отражения, коэффициент пропускания

оптической системы составляет практически 100%, а также позволяет получить фокусное расстояния от точки выходного отверстия равное нескольким миллиметрам или даже сантиметрам. В случае использования монокапилляра с многократным отражением можно добиться коэффициента отражения с максимальным значением в 80%. Данный параметр будет сильно зависеть от качества оптического капилляра и количества производимых отражений. Но при этом такая система позволяет добиться размера фокусного пятна определяемого размером выходного отверстия и свойствами источника рентгеновского излучения. На рисунке 1.5 представлено схематичное отображение хода лучей в монокапиллярной линзе.

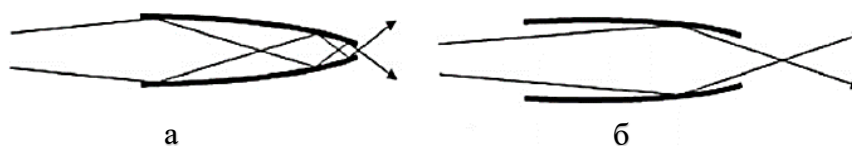


Рисунок 1.5 – Ход лучей рентгеновского излучения в монокапилляре многократного (а) и однократного (б) отражения

Множество таких капилляров собранных вместе представляет собой поликапиллярную линзу. Такая система при правильном построении способна не только эффективно транспортировать излучение, но и позволяет добиться высокой плотности излучения, фокусное пятно которого может достигать микронных размеров. На рисунке 1.6 представлено схематичное отображение хода лучей в поликапиллярной линзе.

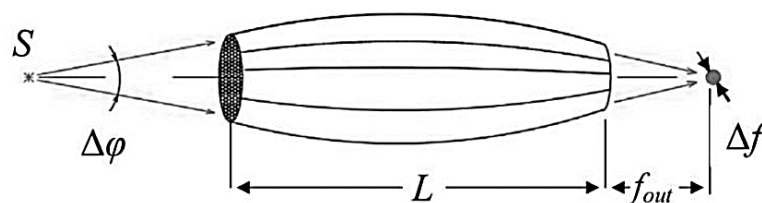


Рисунок 1.6 – Ход рентгеновских лучей при прохождении через поликапиллярную линзу: $\Delta\varphi$ – приемная апертура, L – длина линзы, f_{out} – фокусное расстояние, Δf – размер фокусного пятна

Френелевские зонные пластинки представляют собой дифракционную маску, состоящую из чередующихся прозрачных и непрозрачных концентрических зон (рисунок 1.7). Такие зоны должны обладать одинаковыми площадями, из-за чего радиусы границ между зонами увеличиваются пропорционально квадратному корню из их номера.

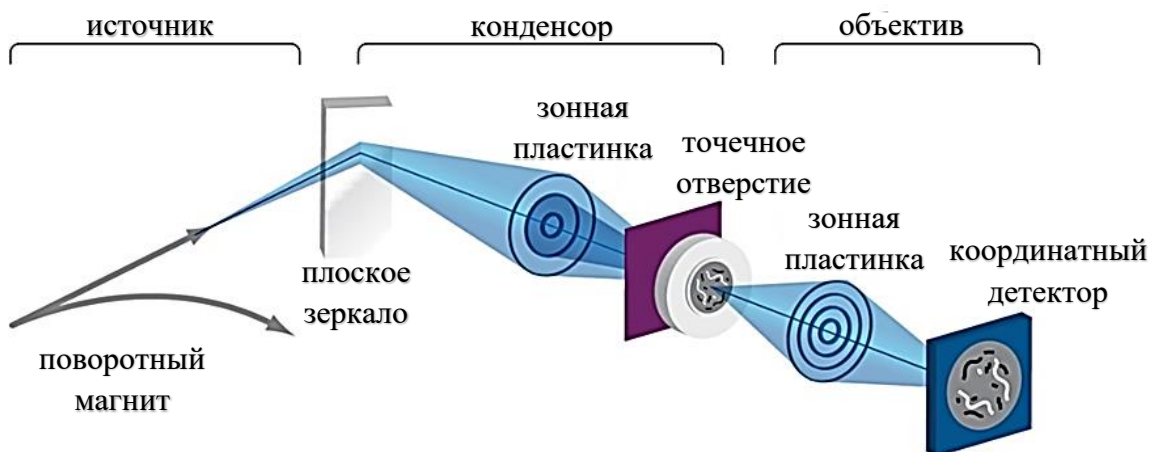


Рисунок 1.7 – Принципиальная схема рентгеновского микроскопа, построенного на зонных пластинках Френеля

Рассмотрев способы и средства фокусировки следует уделить внимание принципу построения систем автофокусировки.

1.3. Принципы построения систем автофокусировки

Для получения качественных изображений в различных оптических устройствах, таких как фотоаппараты, видеокамеры и проекторы могут применяться определенные системы автофокусировки. Рассмотрим основные принципы построения таких систем.

Пассивные системы автофокусировки

Главными способами пассивной фокусировки являются контрастная (Contrast Detection AF) и фазовая (Phase Detection AF) автофокусировки.

При использовании контрастной фокусировки изображение попадает на частые полосы светочувствительного материала, являющимися матрицей оптического устройства (фотоаппарата), после чего происходит анализ

яркости соседних полосок. Если объект съемки находится не в фокусе, то изображение размыто и засветка соседних полосок матрицы почти одинакова. Если же объект находится в фокусе, то разница в засветке значительна, что соответствует высокой контрастности изображения. Данный принцип определения фокуса представлен на рисунке 1.8. В случае определения микропроцессором фотоаппарата объекта вне фокуса происходит автоматическая подстройка объектива до получения контрастного изображения.

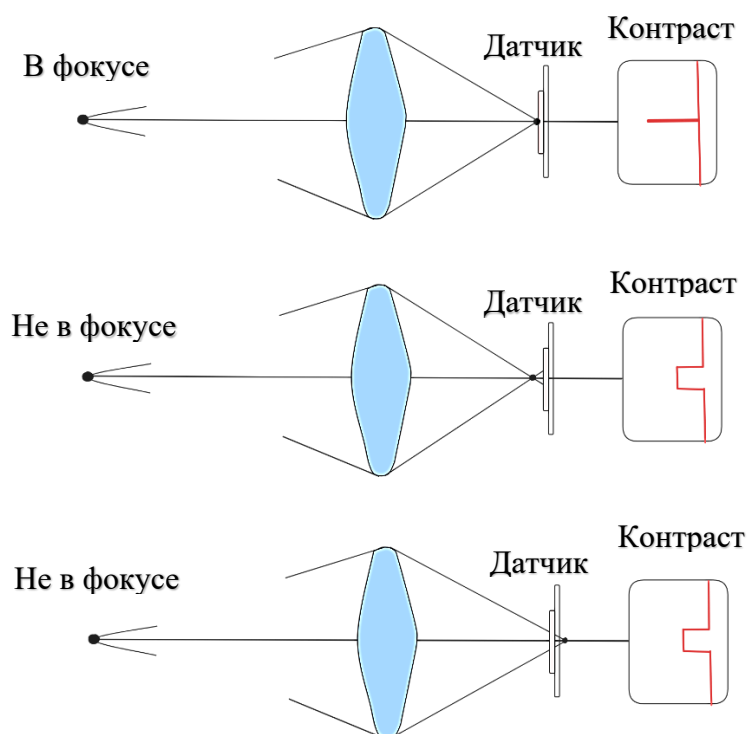


Рисунок 1.8 – Схема прохождения световых лучей через объектив в случае контрастной фокусировки

Такой способ фокусировки требует наличия определенного минимального уровня освещенности объекта и минимального уровня контрастности, что важно при реализации алгоритма автоматической фокусировки для рентгеновского изображения.

В случае использования фазовой фокусировки входящий свет делится на два пучка, которые в случае нахождения объекта вне фокуса будут смещены (рисунок 1.9) относительно друг друга по фазе.

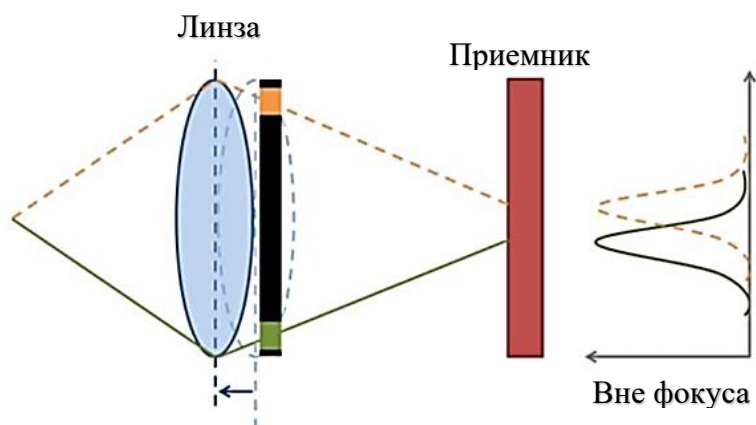


Рисунок 1.9 – Схема прохождения световых лучей через объектив в случае нахождения объекта вне фокуса при фазовой фокусировке

Если же световые пучки сходятся в одной точке, тем самым сходясь по фазе, то изображение считается сфокусированным (рисунок 1.10).

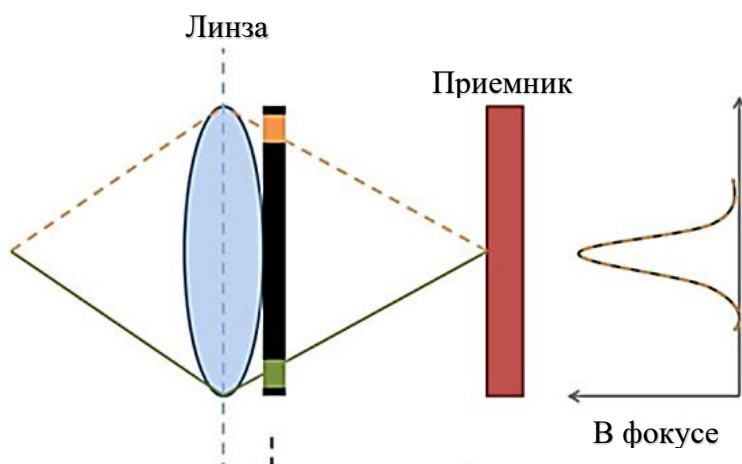


Рисунок 1.10 – Схема прохождения световых лучей через объектив в случае нахождения объекта в фокусе в случае фазовой фокусировки

Микропроцессор, встроенный в оптическое устройство, автоматически определяет расстояние, на которое необходимо передвинуть фокусирующие линзы для достижения фокуса. Главным преимуществом такого способа фокусировки является скорость и точность настройки, но при этом данный метод считается менее эффективным в условиях плохой освещенности.

Активные системы фокусировки

К активным способам автофокусировки относятся ультразвуковая (Ultrasonic AF) и инфракрасная (Infrared AF) фокусировки. Оба метода

построены на измерении расстояния до объекта съемки. Они производят расчет данного расстояния по времени возврата испускаемого сигнала при отражении от объекта. Но оба метода имеют серьезные недостатки, в первом случае которым является отражение ультразвуковых волн от любых прозрачных объектов, что мешает фокусировке на объекте. Во втором случае недостатком является ограничение расстояния съемки (от полутора метров), также сильный источник тепла вблизи камеры может произвести промахи в фокусировке.

Гибридные системы фокусировки

Такой тип фокусировки сочетает в себе активные и пассивные системы фокусировки. В устройстве оснащенном контрастным автофокусом, инфракрасная фокусировочная система осуществляет упрощение расчета расстояния до объекта съемки в условиях плохой освещенности, помогая или вовсе заменяя контрастную систему фокусировки. Также возможно использование инфракрасного лазера в качестве источника дополнительной освещенности.

Для качественного осуществления перемещения линз при автоматической фокусировке в современных фотоаппаратах используется ультразвуковой двигатель, представленный на рисунке 1.11.



Рисунок 1.11 – Ультразвуковой двигатель объектива с автофокусом

Данный двигатель представляет из себя пьезоэлектрический элемент, преобразующий электрические колебания в механические и питающийся переменным напряжением резонансной частоты. Подача импульсов на пьезоэлектрический элемент может осуществлять достаточно малые угловые перемещения ротора, что помогает более точно настраивать фокус оптической системы.

2. ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ, ОСОБЕННОСТИ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

2.1. Понятие изображения и особенности рентгеновского изображения

Изображение представляет из себя образ, в той или иной степени подобный изображаемому объекту.

Оптическое изображение – это картина, получаемая в результате прохождения через оптическую систему отраженных от объекта световых лучей и воспроизводящая его контуры и детали на некоторой поверхности.

В частности, изображение представляется в виде функции $I(x, y)$, с двумя вещественными переменными, где I – интенсивность (яркость) в точке с координатами (x, y) .

Цифровое изображение – массив данных, полученный путем дискретизации (аналога-цифрового преобразования) оригинала. Будучи закодированным с помощью особого алгоритма и записанным на носитель, этот массив данных становится файлом. Таким образом, полученное изображение после процесса дискретизации приобретает вид матрицы $A(m, n)$, где m – номер строки матрицы, а n – номер столбца. Пример дискретизации изображения представлен на рисунке 2.1.

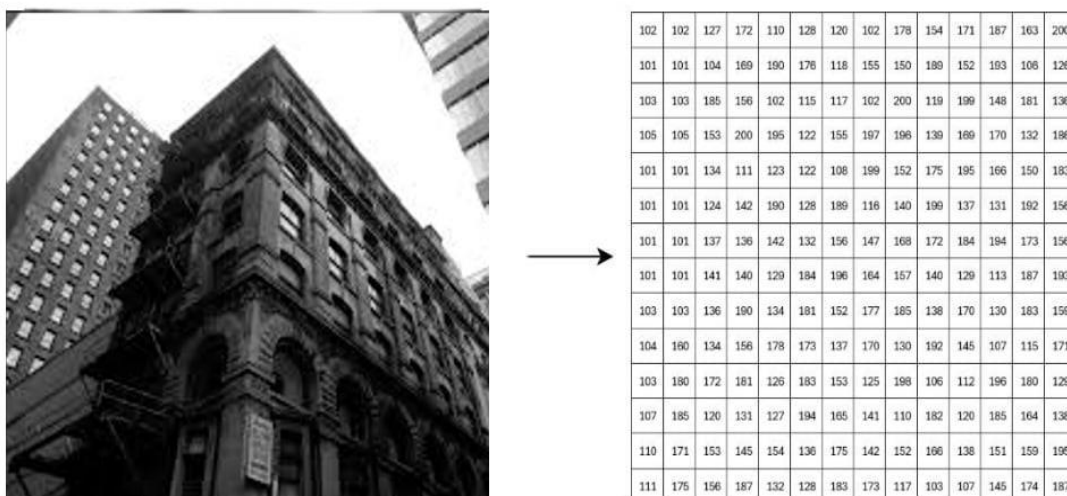


Рисунок 2.1 – Дискретизация изображения

Получение рентгеновского снимка при использовании рентгеновского аппарата серии «РАП-150» производится с помощью цифрового рентгеновского детектора. На выходе получается 16-ти битное изображение в градациях серого, где уровень яркости варьируется от 0 до 65535. Но при этом при просмотре такого изображения монитор может отображать только 256 градаций серого при обработке необходимо преобразование в 8-битный формат (рисунок 2.2).

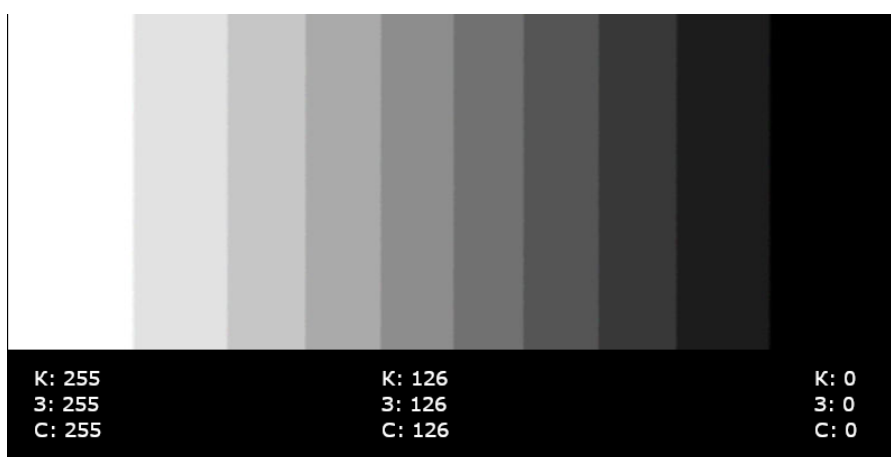


Рисунок 2.2 – 8-битовая шкала градаций серого

При таком преобразовании возможны потери, а следовательно, и ухудшение видимости дефектов, которые попали на более темную или более светлую часть изображения. Таким образом, при исследовании определенных участков необходимо устанавливать тот интервал яркостей, который будет наиболее значимым для отображения конкретного снимка. Также возможна ручная установка границ белого и черного или использование математических алгоритмов, позволяющих разбить рентгеновское изображение на области и производить «сжатие» и «растяжение» требуемого динамического диапазона в зависимости от поставленных задач.

Для хранения цифровых рентгеновских изображений чаще всего применяется формат TIFF, позволяющий хранить графические растровые

изображения сохраняя глубину цвета и не теряя качества изображения при сжатии.

2.2. Получение цифрового рентгеновского изображения

Получение цифрового рентгеновского изображения осуществляется с помощью специальных детекторов. Такие детекторы делятся на два типа, прямого и непрямого (детекторы со сцинтилляторами) преобразования.

Работа цифровых детекторов прямого преобразования основана на использовании полупроводникового материала для регистрации квантов рентгеновского излучения. Детектор представляет собой двумерный массив пикселей, содержащих в себе тонкопленочные транзисторы с внешней адресацией. Помимо такого транзистора пиксель детектора содержит в себе накопительный конденсатор для сбора генерируемых носителей заряда. При подаче на ячейку напряжения смещения внутри фотопроводника создается электрическое поле, которое позволяет дрейфовать сгенерированным в результате фотопоглощения квантов РИ носителям заряда дрейфовать в сторону электродов и собираться на конденсаторе. На рисунке 2.3 представлена упрощенная схема работы ячейки детектора прямого преобразования.

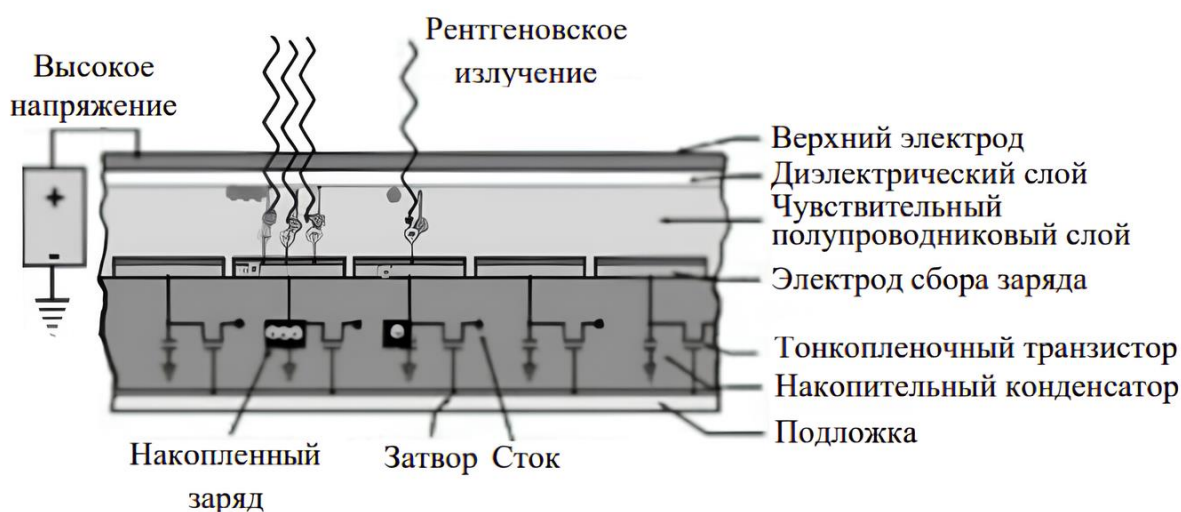


Рисунок 2.3 – Схема работы ячейки детектора прямого преобразования

Благодаря прямому преобразованию чувствительная область площади такого пикселя составляет почти 100 %, а также позволяет динамическому диапазону детектора линейно изменяться в широком диапазоне интенсивностей излучения.

Главным же недостатком такого детектора является временная деградация, вследствие прямого воздействия ионизирующего излучения на полупроводник, что приводит к появлению в нём дефектов.

Также такие детекторы помимо визуализации объекта исследования возможно использовать в качестве инструмента для рентгеноспектрального анализа из-за возможности регистрировать энергию квантов РИ, поступающих на детектор.

Детекторы непрямого преобразования представляют собой каскадную систему (рисунок 2.4), в которой происходит преобразование РИ в видимое излучение, после чего происходит преобразование в электрический сигнал.

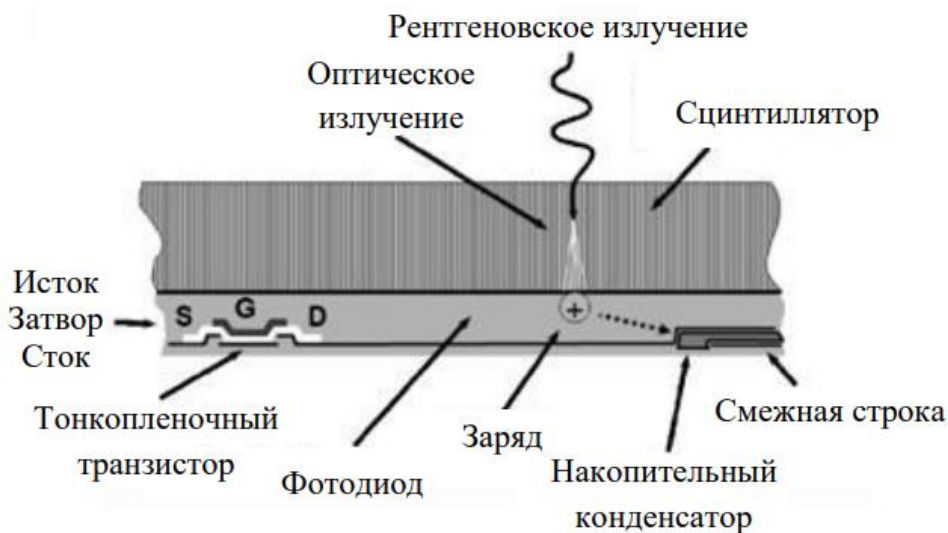


Рисунок 2.4 – Схема работы ячейки детектора непрямого преобразования

Преобразование рентгеновского излучения в видимое происходит в рентгеновском сцинтилляторе, изготавливаемых в основном из оксисульфида гадолиния ($Gd_2O_2S:Tb$) и йодида цезия ($CsI:Tl$).

Чувствительность такого детектора зависит от фотопоглощающих свойств сцинтиллятора и его толщины, которая при этом ограничивает разрешающую способность детектора.

После преобразования РИ в видимое происходит регистрация оптического излучения на приемнике. В качестве фотоприемников используются КМОП-сенсоры, ПЗС матрицы и плоские панели с активной матрицей тонкопленочных транзисторов.

2.3. Методы обработки цифровых рентгеновских изображений

При работе с полутоновыми изображениями имеется один цветовой канал, значения в котором в нашем случае будут изменяться от 0 до 255. Таким образом, возможно менять яркость каждого пикселя изменяя элементы массива изображения в данном диапазоне значений.

Существует множество методов, алгоритмов и инструментов, позволяющих обрабатывать изображения, выполняя поставленные задачи, рассмотрим некоторые из них.

Оператор Собеля

Данный инструмент позволяет определить первую производную от функции значения интенсивности. Оператор вычисляет градиент яркости изображения в каждой точке. Таким образом, находится направление наибольшего увеличения яркости и величина ее изменения в этом направлении.

Если рассматривать изменение интенсивности пискелей в одной строке, расположив значения интенсивностей на графике по оси X в порядке их следования в строке, то в месте изменения яркости будет наблюдаться скачок, что видно на рисунке 2.2.

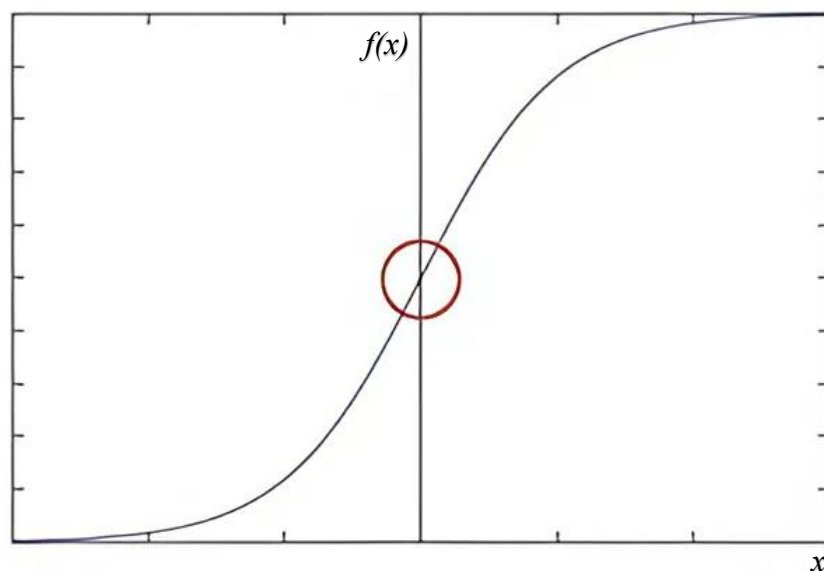


Рисунок 2.5 – Изменение значения яркости изображения вдоль оси X

Тогда график производной будет выглядеть следующим образом:

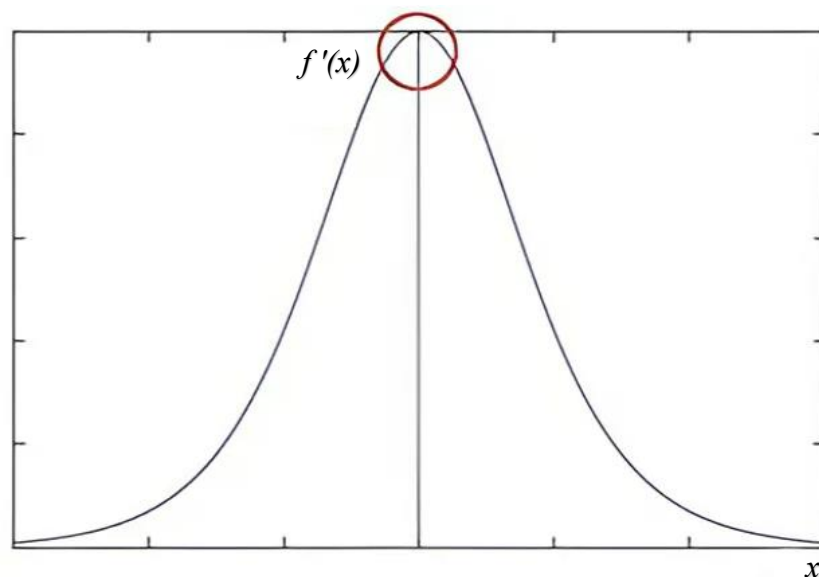


Рисунок 2.6 – График производной от функции изменения значения яркости
вдоль оси X

Как видно, производная имеет выделенный максимум. Таким образом можно построить метод определения краев изображения, путем определения местоположения пикселей, где градиент выше определенного порога.

Пусть исходное изображение будет представлено в виде матрицы I , тогда преобразование с помощью оператора Собеля производится в три этапа.

1) Рассчитывается производная вдоль оси X с помощью свертки I с ядром свертки нечетного размера, в данном случае матрица 3x3:

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} * I.$$

2) Аналогично производится расчет производной относительно оси Y:

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ +1 & +2 & +1 \end{bmatrix} * I.$$

3) Вычисляется значение величины градиента в каждой точке изображения:

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}.$$

Пример работы оператора Собеля:



Рисунок 2.4 – Исходное изображение

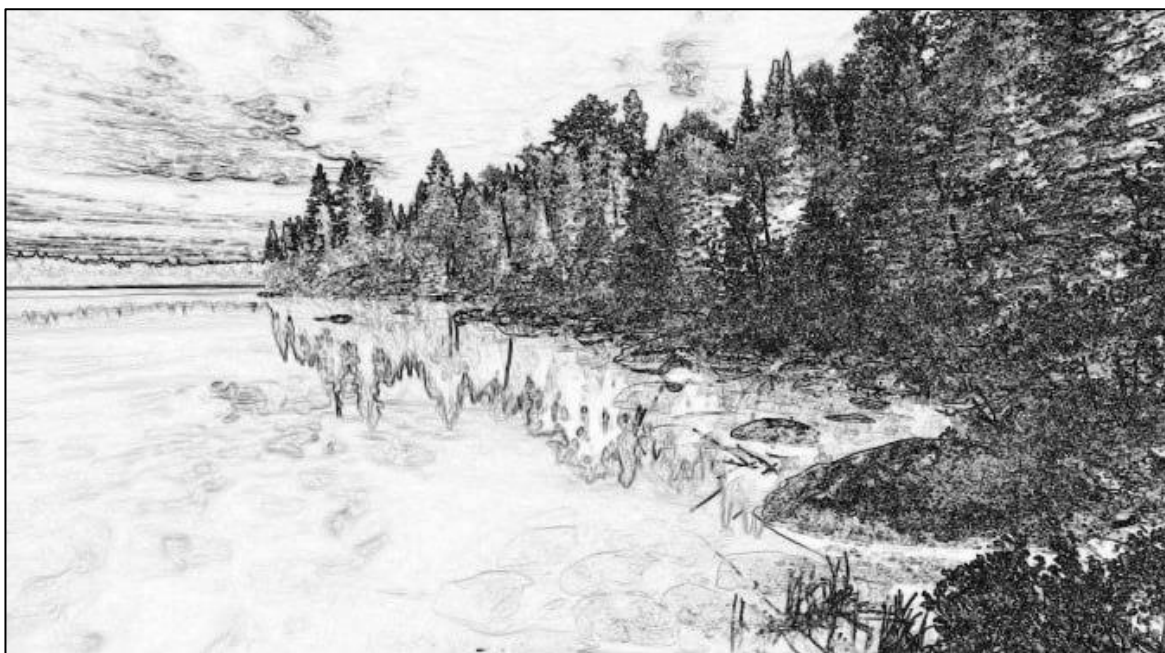


Рисунок 2.5 – Изображение после обработки оператором Собеля

Оператор Лапласа

В отличие от оператора Собеля, данный оператор использует вторую производную для выделения перепадов интенсивностей (рисунок 2.6).

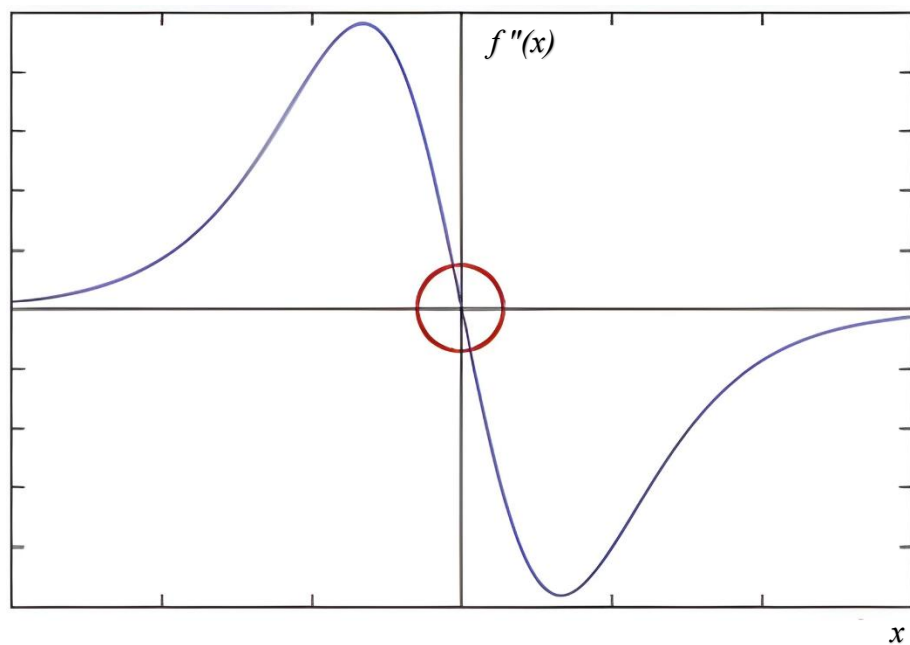


Рисунок 2.6 – График второй производной от функции изменения яркости
вдоль оси X

Из рисунка 1.6 видно, что производная равна нулю в определенной точке. Таким образом, можно построить алгоритм, вычисляющий местоположение краев изображения.

Свертка производится аналогичным способом, что и в случае оператора Собеля, но с использованием другого ядра свертки.

1) Рассчитывается вторая производная вдоль оси X с помощью свертки I с ядром свертки нечетного размера, в данном случае матрица 3×3 :

$$G_x = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} * I.$$

2) Аналогично производится расчет производной относительно оси Y:

$$G_y = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} * I.$$

Пример работы оператора Лапласа:

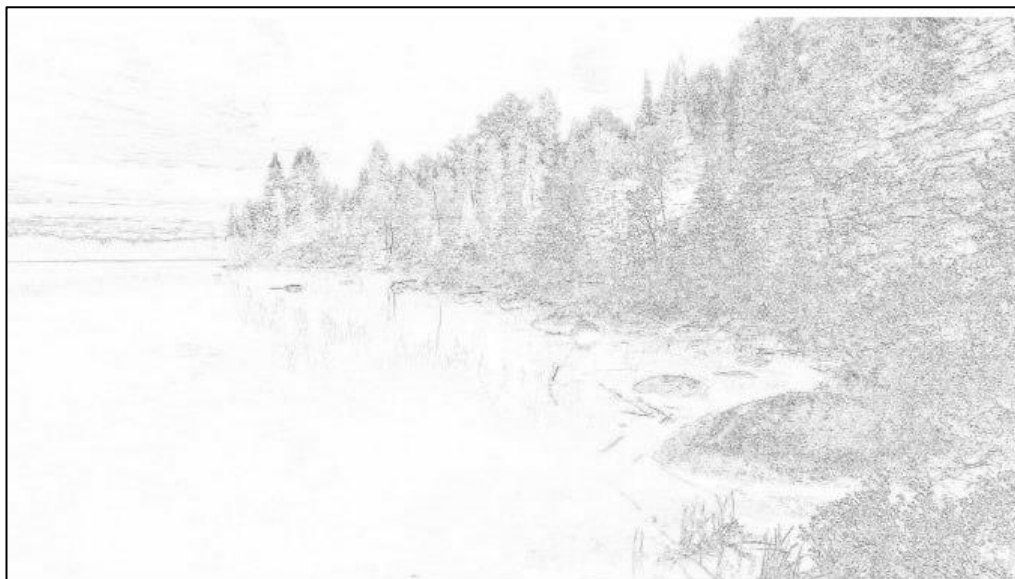


Рисунок 2.7 – Изображение после обработки оператором Лапласа

Выделение границ объектов на изображении с помощью данных операторов позволяет оценить резкость изображения. Если края изображения при обработке оператором Собеля или Лапласа хорошо определены, то данное изображение можно считать достаточно резким.

Также оба оператора находят применение в определении шумов и уровня контрастности изображения, при хорошем уровне контрастности, так же, как и при низком уровне шумов, все края изображения будут хорошо определены.

Бинаризация изображения

Под процессом бинаризации изображения подразумевается преобразование градиационного изображения в черно-белое, где пиксели имеют только два возможных значения: черный и белый. Этот процесс часто используется в обработке изображений для упрощения анализа и выделения объектов от фона.

Процесс бинаризации включает в себя выбор порогового значения, сравнения значений яркости пикселей с этим значением и преобразованием пикселей в зависимости от данного значения. Пиксели, имеющие интенсивность меньше порогового, становятся черными, а имеющие интенсивность больше порогового – белыми. Пример процесса бинаризации изображения представлен на рисунке 2.8.



Рисунок 2.8 – Пример бинаризации изображения

Существует несколько методов бинаризации изображения, такие как пороговая бинаризация, адаптивная бинаризация, и метод Оцу.

Пороговая бинаризация является наиболее простым и распространенным методом, в котором пороговое значение является фиксированным.

Адаптивная бинаризация использует различные пороговые значения для различных частей изображения, что может быть полезно, когда изображение имеет неравномерное освещение или контраст.

Метод Оцу производит минимизацию дисперсии внутри классов черного и белого и автоматически определяет пороговое значение.

Метод бинаризации широко применяется в рентгенографии для выполнения различных задач.

1) Выделение областей интереса: с помощью метода бинаризации можно производить выделение костей, опухолей или других аномалий от мягких тканей, или фона.

2) Улучшение контраста между объектами и фоном, что упрощает дальнейший анализ и обработку.

3) Сегментация помогает разделить изображение на несколько частей для более точного анализа каждой области.

4) Упрощение последующих операций: после бинаризации могут быть выполнены более сложные операции, такие как морфологические преобразования (эрозия, дилатация), анализ контуров и другие.

Эрозия и дилатация изображения

Эрозия и дилатация изображения являются основными операциями морфологической обработки изображений, особенно полезные при работе с бинарными изображениями. Эти операции применяются для изменения формы объектов на изображении и решения различных задач, таких как удаление шумов, заполнение пробелов и выделение структур.

Эрозия – это операция, уменьшающая белые области изображения и используемая для удаления мелких объектов и тонких выступов. Дилатация же производит увеличение белых областей изображения. Она используется для заполнения пробелов и расширения объектов.

Гистограмма изображения

Изучение гистограммы изображения – это важный шаг при анализе фотографий. Гистограмма представляет собой график, на котором отображается распределение яркости пикселей. Она помогает определить, какие участки изображения являются наиболее яркими или темными, а также как распределена общая контрастность изображения. На рисунке 2.9 представлен процесс получения гистограммы изображения.

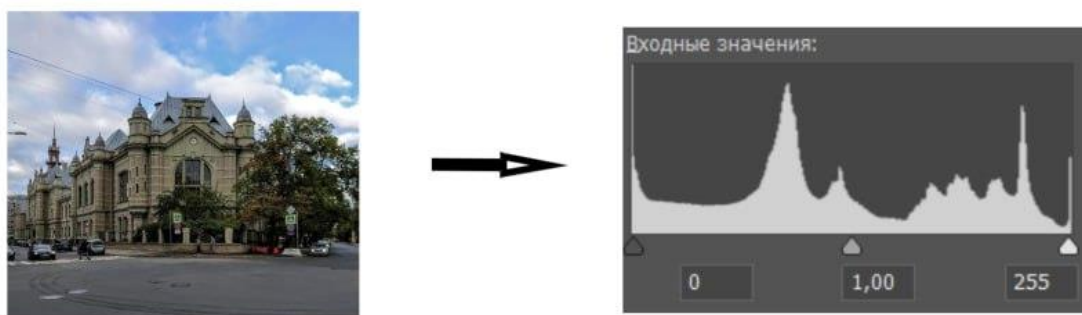


Рисунок 2.9 – Представление гистограммы изображения

Понимание гистограммы позволяет лучше увидеть детали и особенности изображения, которые могли бы быть упущены при обычном просмотре. Анализ гистограммы также позволяет определить, нужно ли вносить коррективы в яркость, контраст или экспозицию фотографии.

Чем шире и равномернее распределение пикселей по всему диапазону яркости, тем более насыщенным и детальным будет визуальный образ. Гистограмма может быть полезным инструментом как для начинающих фотографов, так и для опытных специалистов, помогая им добиться желаемого эффекта и качества изображения.

3. ПРИНЦИП ПОСТРОЕНИЯ ФОКУСИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА

3.1. Фокусирующая система рентгеновского аппарата РАП-150

Рентгеновский аппарат РАП-150, произведенный ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» предназначен для промышленного просвечивания и является качественным инструментом для проведения рентгеновского контроля, научных исследований, анализов в различных экспертизах и ветеринарии (рисунок 3.1).



Рисунок 3.1 – Рентгеновский аппарат РАП-150

В данном устройстве используются рентгеновские трубки серии БС производства ЗАО «Светлана-Рентген», конкретнее трубка отпаянного типа БС-16 с вынесенным анодом и прострельной мишенью. Благодаря электростатической и магнитной фокусировке данная трубка обеспечивает получение размеров фокусного пятна менее 10 мкм. Рабочее напряжение трубки составляет 150 кВ, а номинальная мощность 7.5 Вт.

На рисунке 3.2. представлено схематичное отображение рентгеновской трубки БС-16.

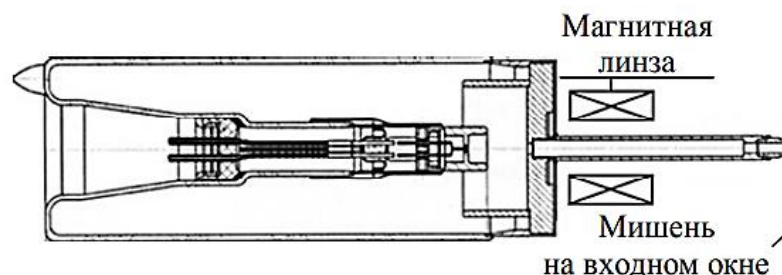


Рисунок 3.2 – Рентгеновская трубка БС-16

Фокусирующая система рентгеновского аппарата РАП-150 осуществляет перемещение постоянного магнита вдоль длины пролетной трубы, в рентгеновской трубке с прострельным анодом. Такая система обеспечивает получение достаточно интенсивного электронного пучка, тем самым обеспечивая высокое качество рентгеновских изображений.

На рисунке 3.3 представлено изображение фокусирующей системы рентгеновского аппарата РАП-150.

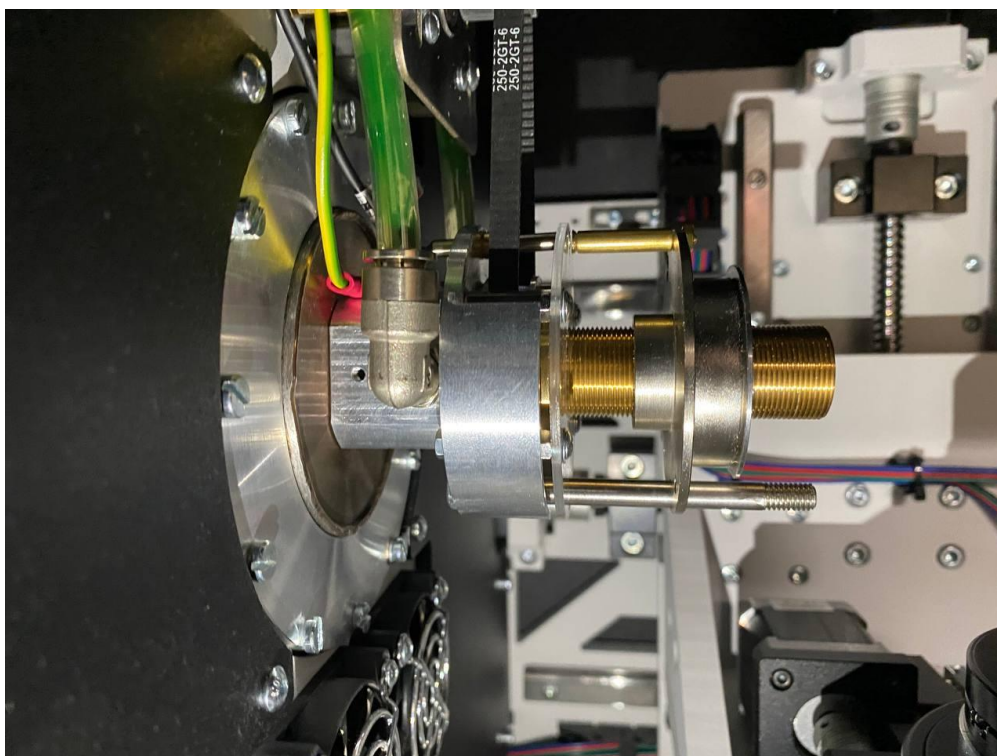


Рисунок 3.3 – Фокусирующая система рентгеновского аппарата РАП-150

Перемещение фокусирующего магнита вдоль пролетной трубы рентгеновской трубки осуществляется с помощью шагового двигателя, подключенного к ременной передаче, выполняющей вращение гайки, к которой прикреплена каретка с фокусирующим магнитом.

На рисунке 3.4 изображена упрощенная схема процесса пролёта электронов в рентгеновской трубке.

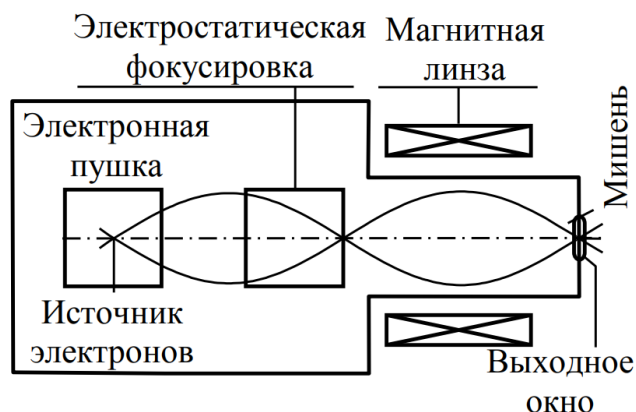


Рисунок 3.4 – Схема процесса пролёта электронов в рентгеновской трубке

Магнитная линза обеспечивает фокусировку пучка электронов, позволяя увеличивать его плотность при попадании на мишень. Благодаря этому возможно регулировать размеры фокусного пятна рентгеновской трубки. Это позволяет проводить рентгеновские исследования для объектов различных габаритов. Так для крупных объектов возможна установка большего фокусного пятна, чтобы обеспечить достаточное проникновение рентгеновских лучей и равномерное освещение. Но при этом, в достаточно большой степени, от размеров фокусного пятна зависит также пространственное разрешение получаемого изображения (способность различать мелкие детали объекта).

На рисунке 3.5 представлена зависимость контуров рентгеновского изображения от размеров фокусного пятна.

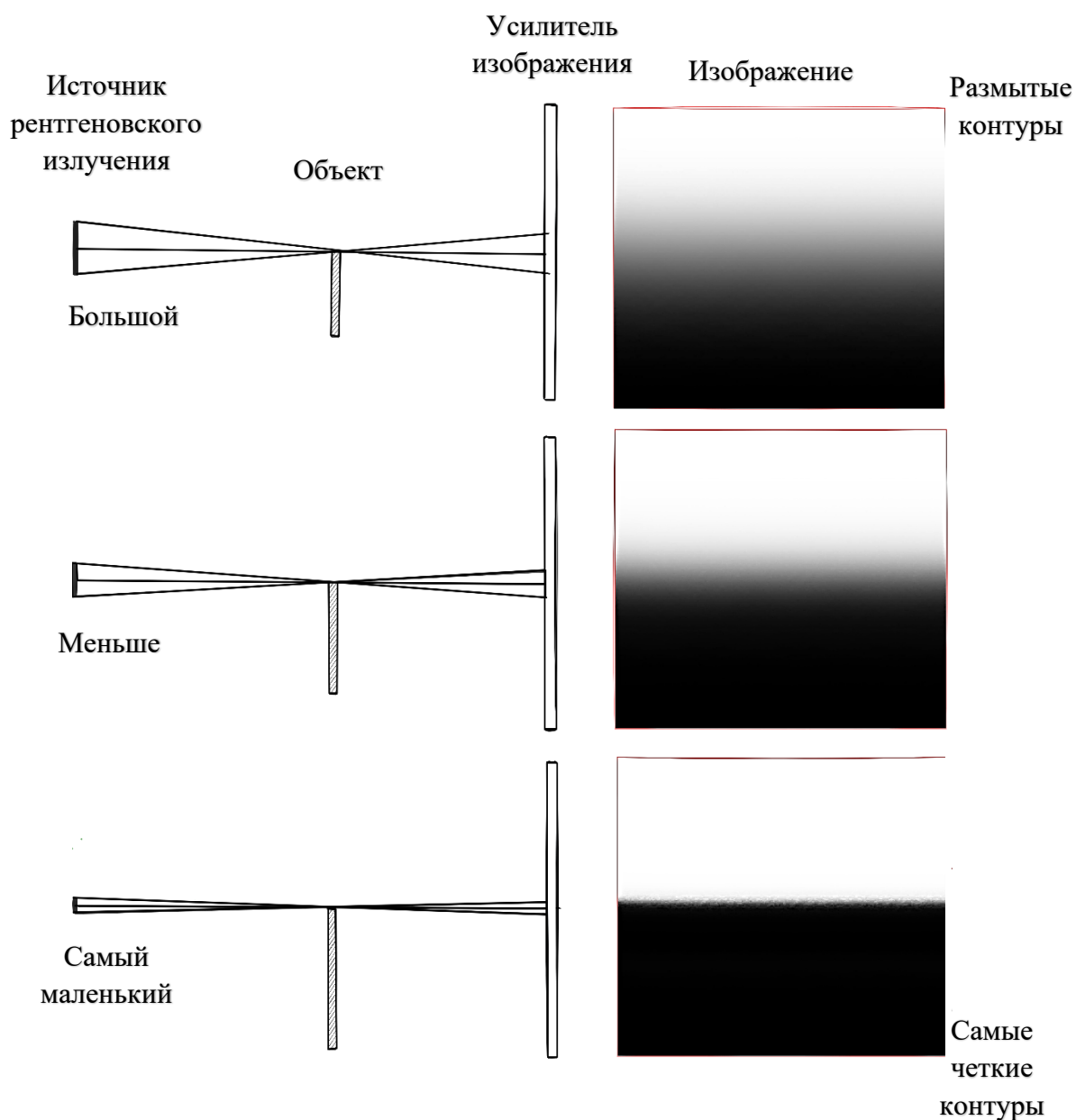


Рисунок 3.5 – Зависимость резкости контуров рентгеновского изображения от размеров фокусного пятна

Рассматриваемый рентгеновский аппарат и фокусирующая система установлены в микрофокусный рентгеновский компьютерный томограф семейства МРКТ, производства ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед», представленный на рисунке 3.6.



Рисунок 3.6 – Многофункциональная передвижная рентгеновская установка
ПРДУ с функцией томографии от ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»

Программные средства данной установки позволяют производить ручную настройку расположения магнитной фокусирующей линзы для выполнения задач по съемке различных объектов.

3.2. Принцип работы алгоритма автоматической подстройки фокуса

Для осуществления работы алгоритма автоматической фокусировки должны быть выполнены следующие этапы, основанные на принципе работы автоматической контрастной фокусировки в фотоаппаратах:

1. захват изображения: получение снимка с текущим положением линзы;
2. вычисление контрастности:
 - применяются операторы выделения краев (например, оператор Собеля) для вычисления градиентов изображения;
 - контрастность оценивается как сумма значений градиентов по всему изображению или в области интереса;
3. оценка фокуса:
 - происходит шаговое перемещение линзы, и на каждом шаге происходит измерение контрастности изображения;

– измерения продолжаются пока не будет найдено изображения с максимальной контрастностью;

4. позиционирование линзы в положение, при котором была достигнута максимальная контрастность, обеспечивающая наилучший фокус.

Для наилучшей работы данного алгоритма с фокусирующей системой рентгеновского аппарата необходима адаптация под условия, в которых происходит набор проекций в рамках томографии. Поскольку скорость выполнения рентгеновских снимков и перемещения фокусирующей магнитной линзы рентгеновского аппарата являются более затратным процессом, чем получение изображения в фотографии, необходимо предусмотреть оптимизацию процесса фокусировки для получения оптимального фокусного расстояния, выполнив при этом наименьшее количество перемещений и снимков. На рисунке 3.7 представлена упрощенная блок-схема разрабатываемого алгоритма.

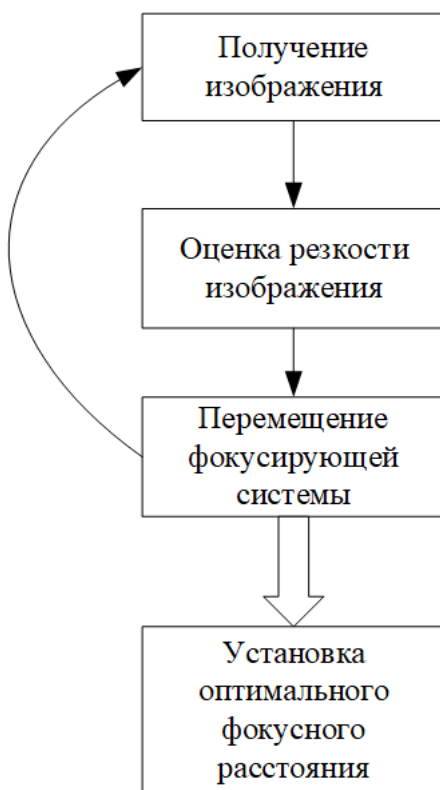


Рисунок 3.7 – Упрощенная блок-схема алгоритма автоматической подстройки фокуса

Таким образом, первым этапом является получение рентгеновского изображения, соответствующего текущей позиции магнитной фокусирующей системы относительно оси перемещения, расположенной вдоль анодного узла.

Вторым этапом должна происходить оценка качества расположения объекта в фокусе по полученному изображению. Для реализации данного этапа необходимо воспользоваться методами оценки качества рентгеновского изображения на основе оценки резкости. Такими методами являются методы Tenengrad и вариации Лапласиана.

Резкость изображения – это характеристика изображения, описывающая степень четкости и детализации его элементов. Резкое изображение обладает четкими и ясно выраженными краями объектов, высокой контрастностью и хорошо различимыми деталями.

Первый метод (Tenengrad) основан на вычислении градиентов изображения с использованием оператора Собеля. Сумма квадратов градиентов используется как мера резкости.

Метод расчета вариации Лапласиана часто используется в рентгенографии для оценки общей резкости снимка. Оператор Лапласиана позволяет хорошо выявлять размытые области, что позволяет качественно оценить резкость изображения.

После выполнения операции по оценке качества фокусировки изображения необходимо произвести сравнение с другими снимками, сделанными при различных положениях фокусирующей системы. Для оптимизации данного процесса необходимо изменение положения в сторону увеличения резкости и ограничение перемещения фокусирующей системы, при получении определенного количества снимков резкостью менее чем предыдущее, в сторону уменьшения резкости. Результатом выполнения данного этапа будет максимальное значение резкости изображений, сделанных, при разных положениях фокусирующей системы, и координата, при которой было получено данное значение.

Следующим и последним этапом является позиционирование магнитной фокусирующей линзы в положение, соответствующее положению, при котором было получено изображение с максимальной резкостью.

3.3. Выбор инструментов для создания программного модуля и принцип управления системой перемещений фокусирующего магнита

В качестве среды для разработки ПО используется QT Creator – IDE для создания приложений на различных языках программирования, таких как C++, Python, JavaScript и QML.

QT позволяет разрабатывать приложения, которые могут работать на разных операционных системах, включая Windows, macOS, Linux, iOS и Android, с минимальными изменениями в коде. Представленная среда разработки также имеет широкий функционал в плане визуализации приложений, что позволяет реализовывать понятные и эргономичные интерфейсы.

Основным языком в результате разработки ПО стал C++, так как характеризуется наилучшей производительностью, многопоточностью, поддержкой объектно-ориентированного программирования и широким функционалом стандартных библиотек.

В ходе разработки ПО для произведения автоматического определения оптимального фокусного расстояния были использованы следующие внутренние библиотеки Qt:

1) QtCore

Данная библиотека предоставляет основные классы и функциональность, необходимые для работы с Qt. Она включает в себя базовые механизмы, которые используются почти во всех приложениях:

- классы для работы с объектами и памятью: QObject, QPointer, QSharedPointer;
- обработка событий: QEvent, QTimer, QEventLoop;
- многопоточность: QThread, QMutex, QSemaphore;

- контейнеры и алгоритмы: QList, QVector, QMap, QHash;
- работа с файлами и каталогами: QFile, QDir, QFileInfo;
- манипуляция со строками: QString, QByteArray, QStringList;
- время и дата: QDate, QTime, QDateTime, QTimer;
- сигналы и слоты: механизм связи между объектами для передачи сообщений и событий;
- сериализация и работа с данными: QVariant, QJsonDocument, QDomStreamReader.

2) QtGui

Библиотека QtGui предоставляет функции для работы с графикой и пользовательским интерфейсом. Она включает в себя классы для работы с изображениями, шрифтами, цветами и другими графическими элементами:

- графические примитивы: QPainter, QBrush, QPen, QColor;
- изображения и пиксельные данные: QImage, QPixmap, QBitmap;
- шрифты и текст: QFont, QFontMetrics, QTextLayout;
- ввод-вывод событий: QKeyEvent, QMouseEvent, QWheelEvent;
- открытие и работа с изображениями форматов PNG, JPEG, BMP.

3) QtWidgets

Библиотека QtWidgets предоставляет функции для создания и управления традиционными графическими пользовательскими интерфейсами. Она включает в себя множество классов для создания виджетов, окон, диалогов и других элементов интерфейса:

- основные виджеты: QWidget, QMainWindow, QDialog;
- стандартные виджеты: QPushButton, QLabel, QLineEdit, QTextEdit, QCheckBox, QRadioButton;
- контейнерные виджеты: QVBoxLayout, QHBoxLayout, GridLayout, QStackedWidget;
- продвинутое виджеты: QTableWidget, QTreeWidget, QListWidget, QGraphicsView;
- диалоги: QFileDialog, QColorDialog, QFontDialog, QMessageBox;

- события и взаимодействие: QEvent, QKeyEvent, QMouseEvent, QCloseEvent.

Для обработки изображений также используется внешняя библиотека OpenCV (Open Source Computer Vision Library), являющаяся универсальным инструментом в данной области.

Библиотека OpenCV предоставляет огромное количество функций для обработки и анализа изображений:

- основные операции обработки изображений: фильтрация, пороговая обработка, преобразование формы и цвета;
- функции для работы с графиками и гистограммами: выравнивание гистограммы, расчет и визуализация гистограмм;
- детектирование и распознавание объектов: обнаружение лиц, глаз, транспортных средств и других объектов;
- обработка и анализ контуров: нахождение и анализ контуров объектов на изображении;
- преобразования изображений: повороты, масштабирование, трансформация перспективы.

Данная библиотека имеет интерфейсы как на языке программирования Python, так и C++. Также большим достоинством является ее оптимизация к высокой производительности, благодаря многопоточности и возможности использования аппаратного ускорения, что позволяет ускорить процесс обработки изображений.

Для преобразования изображений формата TIFF используется специальная библиотека, позволяющая извлекать данные из входящих изображений и преобразовывать их в формат QRxmap, что стабилизирует работу библиотек Qt с данным типом изображений.

Управление фокусирующей системой строится на основе работы с платой контроля положения шаговых двигателей. Для работы с ними использовалась пользовательская библиотека motion.dll. При работе с динамическими библиотеками происходит их чтение посредством

специального класса QLibrary. Затем происходит переопределение указателей на функции из библиотеки своим указателям для повышения удобства работы с библиотекой и вызова ее функций. Основной функцией библиотеки для управления перемещениями является функция `void createInstance()`. Данная функция необходима для создания экземпляра класса для управления системой перемещения. Для начала работы необходим вызов данной функции первой. В качестве параметров данная функция принимает `ip` адреса источника и приемника сообщений, а также соответствующие порты.

Следующей основной функцией, используемой при выполнении разработки, являлась функция перемещения на заданную координату `uint32_t goOn (uint16_t axesForMove, speedMicroCt speed, accelerationMicroCt acceleration, distanceMicroCt distance)`. Для определения какой, ось будет ехать, используется битовая маска: 0 бит – 1 двигатель и т.д. Соответствующие параметры передаются в функцию в виде структур. После завершения перемещения с помощью специальной `callback` функции из библиотеки возвращается состояние завершения перемещения, что позволяет замкнуть на это событие получение следующего рентгеновского изображения с новым положением фокусирующей системы.

Также для обеспечения удобства контроля положения фокусирующей системы и соответствующего перемещения применяются функции `getCoordinates` и `goTo (distanceMicroCt getCurrentCoordinates(), uint32_t goTo (uint16_t axesForMove, speedMicroCt speed, accelerationMicroCt acceleration, distanceMicroCt distance))`. Данные функции также переопределяются из библиотеки `motion.dll`.

4. РЕАЛИЗАЦИЯ И ТЕСТИРОВАНИЕ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ПОДСТРОЙКИ ПОЛОЖЕНИЯ ФОКУСИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА

4.1. Алгоритм работы модуля автоматической подстройки положения фокусирующей системы

Для автоматической подстройки положения фокусирующей системы необходимо выполнить ряд действий:

Получение рентгеновского изображения

На данном этапе вызывается метод, включающий источник рентгеновского напряжения и позволяющий получить снимок с используемого рентгеновского детектора, при текущем положении магнитной фокусирующей системы.

Анализ полученного изображения

Производится расчет значения, позволяющего оценить резкость изображения на основе оператора Лапласа. Производится сравнение полученного результата со значениями, соответствующими предшествующим изображениям и максимальным значением, полученным в результате фокусировки.

Перемещение фокусирующей системы

Вызов метода, позволяющего обратиться к двигателю, производящему перемещение фокусирующей системы и произвести перемещение магнитной линзы к следующей координате, определяющейся заданным пользователем шагом фокусировки.

Также стоит отметить важность подбора оптимального шага двигателя для достижения наилучшего результата и при этом, позволяя производить фокусировку, не затрачивая на это слишком большое количество времени. Выбор слишком большого шага не сможет обеспечить хорошего результата, поскольку велика вероятность промахнуться мимо точки фокуса. Слишком же

маленький шаг может замедлить процесс фокусировки из-за большого количества координат, в которых необходимо произвести установку фокусирующей системы и дальнейшее получение рентгенограмм.

Смена ориентации перемещения фокусирующей системы

Достигая некоего порога, при котором было получено определенное количество изображений с показателями худшими, чем у изображения, соответствующего предыдущей координате, должна происходить смена направления перемещения фокусирующей системы.

Установка оптимального положения фокусирующей системы

При достижении максимального результата, при движении в обратном направлении, после получения которого происходит уменьшение показателя резкости снимка при увеличении координаты в заданном направлении, должна произойти остановка процесса фокусировки и установка фокусирующей линзы в координату, которой соответствует максимальное значение показателя резкости.

На рисунке 4.1 представлена блок-схема алгоритма автоматической подстройки положения фокусирующей системы.

Перед началом работы алгоритма необходима установка локальным переменным начальных значений. Таким образом, переменной `quality`, являющейся флагом, сигнализирующем о достижении наиболее оптимального фокусного расстояния (значение флага меняется на `true`), присваивается значение `false`, переменной `max_score`, обозначающей максимальное оценочное значение резкости изображения и переменной `orientation` присваивается значение `true`, что говорит о перемещении фокусирующей системы вдоль оси анодного узла с положительным шагом (значение координаты прибавляется).

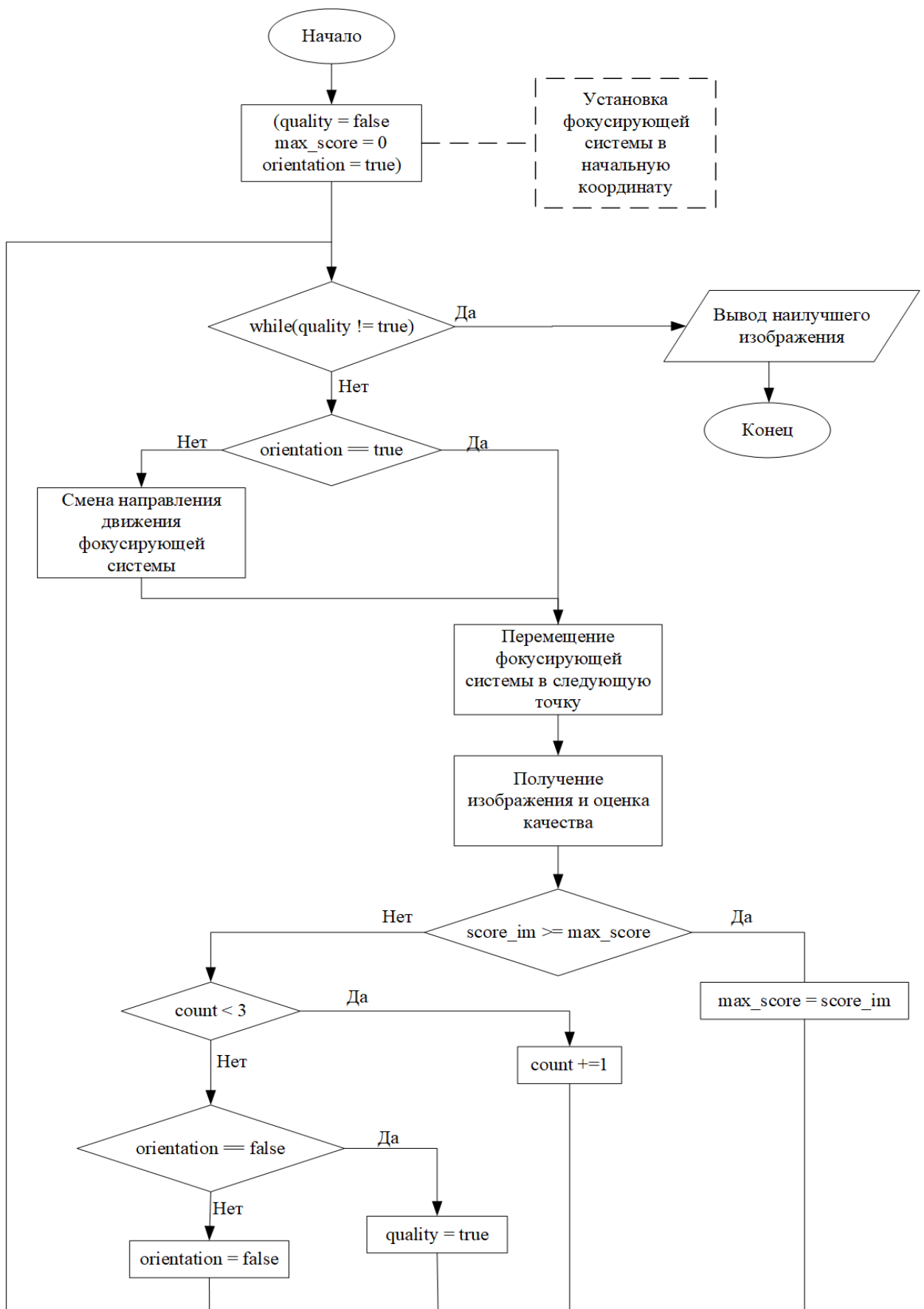


Рисунок 4.1 – Блок-схема алгоритма автоматической подстройки положения фокусирующей системы

Таким образом, с помощью анализа изображений, полученных при установке различных координат положения фокусирующей системы, и происходит процесс автоматической подстройки положения фокусирующего магнита, обеспечивающего наилучшую фокусировку электронного пучка, для получения оптимального размера фокусного пятна рентгеновской трубки.

4.2. Основные аспекты реализации алгоритма

Для реализации ПО, выполняющего алгоритм автоматической подстройки положения фокусирующей системы рентгеновского аппарата, применяются некоторые классы внутренних библиотек Qt, позволяющих построить пользовательский интерфейс приложения:

Листинг 4.1 – Пример подключения класса, используемого для создания пользовательского окна приложения

```
#include <QMainWindow>
```

QMainWindow – класс для создания главного окна приложения, поддерживающего меню, панели инструментов и строку состояния.

Листинг 4.2 – Пример подключения класса, используемого для отображения графических сцен

```
#include <QGraphicsView>
```

QGraphicsView – класс для отображения содержимого QGraphicsScene, позволяющий масштабирование и прокрутку.

Листинг 4.3 – Пример подключения класса, используемого для создания графических сцен

```
#include <QGraphicsScene>
```

QGraphicsScene – Класс для управления и организации графических элементов, которые отображаются в QGraphicsView.

Листинг 4.4 – Пример подключения класса, используемого для создания графической сцены в виде изображения

```
#include <QGraphicsPixmapItem>
```

`QGraphicsPixmapItem` – класс для отображения изображений (пиксмапов) в `QGraphicsScene`.

Листинг 4.5 – Пример подключения класса, используемого для отображения виджетов

```
#include <QWidget>
```

`QWidget` – базовый класс для всех объектов пользовательского интерфейса, представляющий прямоугольную область на экране.

Пользовательский интерфейс разработанного программного обеспечения представлен на рисунке 4.2.

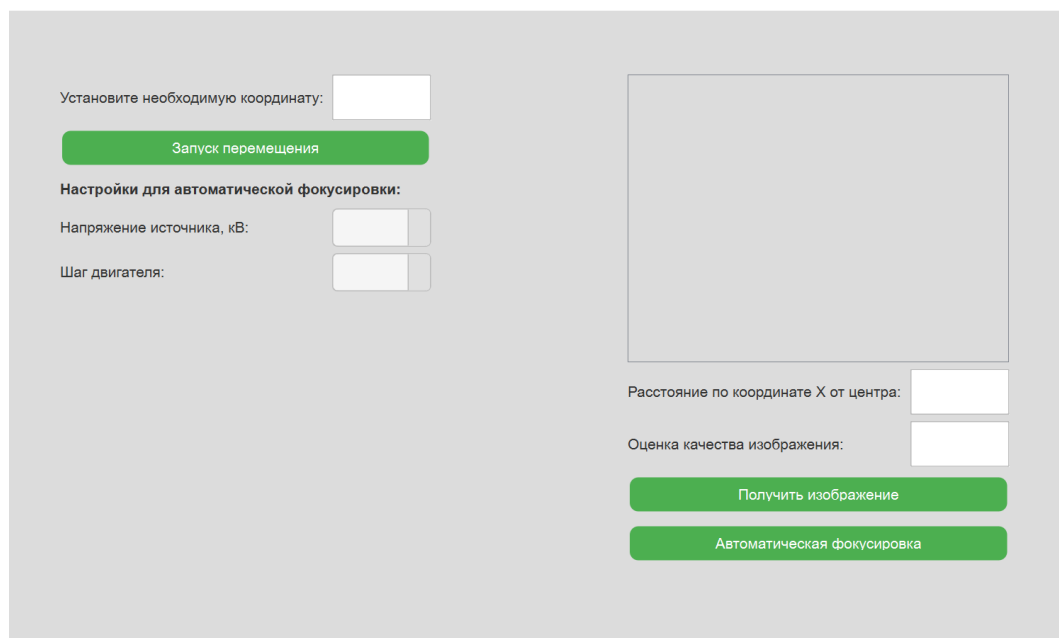


Рисунок 4.2 – Пользовательский интерфейс разработанного ПО

Разработанное ПО поддерживает осуществление ручной и автоматической фокусировок. Ручной режим работы осуществляет перемещение фокусирующей системы в любую заданную координату с

помощью вызова метода GoTo библиотеки motion.dll, позволяющего взаимодействовать с шаговым двигателем. После чего производится захват изображения и его анализ.

Анализ изображения проводится с помощью средств библиотеки OpenCV.

Листинг 4.6 – Пример подключения библиотеки OpenCV, используемой для обработки изображений

```
#include <opencv2/highgui.hpp>
#include <opencv2/imgproc.hpp>
```

Функция blur_score позволяет провести численную оценку резкости входящего изображения.

Листинг 4.7 – Пример функции, осуществляющей обработку изображения

```
double Imageproc::blur_score(cv::Mat image)
{
    cv::Mat src_gray;
    cvtColor(image, src_gray, cv::COLOR_BGR2GRAY);
    cv::Mat dest;
    int kernel_size = 3; // Размер ядра оператора Собеля
    int scale = 1;
    int delta = 0;
    int ddepth = CV_64F; // Глубина конечного изображения
    // Производим преобразование Лапласа
    Laplacian(src_gray, dest, ddepth, kernel_size, scale, delta);
    cv::Mat mean, stddev;
    // Находим среднеквадратичное отклонение
    meanStdDev(dest, mean, stddev);
    auto res = stddev.at<double>(0);
    return res;
}
```

В реализации автоматической фокусировки вызов данной функции происходит после смещения положения фокусирующей системы и получения изображения с рентгеновского детектора.

Осуществление перемещения фокусирующей системы в заданную точку осуществляется при вызове метода goTo, осуществляющего взаимодействие с шаговым двигателем и передачу данных на привод.

Листинг 4.8 – Пример вызова функции осуществляющей перемещение фокусирующей системы в заданную координату

```
motionSystemObject->goTo(goToObject->nCmd, goToObject->axes, goToObject->speed, goToObject->acceleration, auto_coord);
```

Запрос изображения с детектора осуществляется с помощью метода `getImage()`, позволяющего получать доступ к данным с детектора. Данная функция также отвечает за включение источника излучения и контроль его параметров. В случае уже запущенной генерации излучения, повторный запуск излучения игнорируется.

Также используется библиотека TIFF, позволяющая преобразовывать изображения формата `.tiff` в объекты класса `QPixmap`, которые являются более подходящими для использования изображения в качестве отображаемого объекта в пользовательском интерфейсе, для избежания ошибок отображения.

Листинг 4.9 – Пример проведения преобразования изображения в формате `.tiff` в объект класса `QPixmap`

```
tiff = new myTIFF("test");
QString path = dir.absoluteFilePath(imageMap.value(max_coord));
QByteArray ba = path.toLocal8Bit();
const char* cstr = ba.data();
ushort* data = tiff->openFile(cstr, &w, &h);

QPixmap pix = service_functions::tiffToPixmap(data, w, h);
```

После преобразования происходит установка изображения в качестве объекта `QGraphicsPixmapItem`.

4.3. Тестирование разработанного ПО

При запуске разработанного ПО открывается пользовательское окно, внутри которого располагаются объекты пользовательского интерфейса (рисунок 4.3).

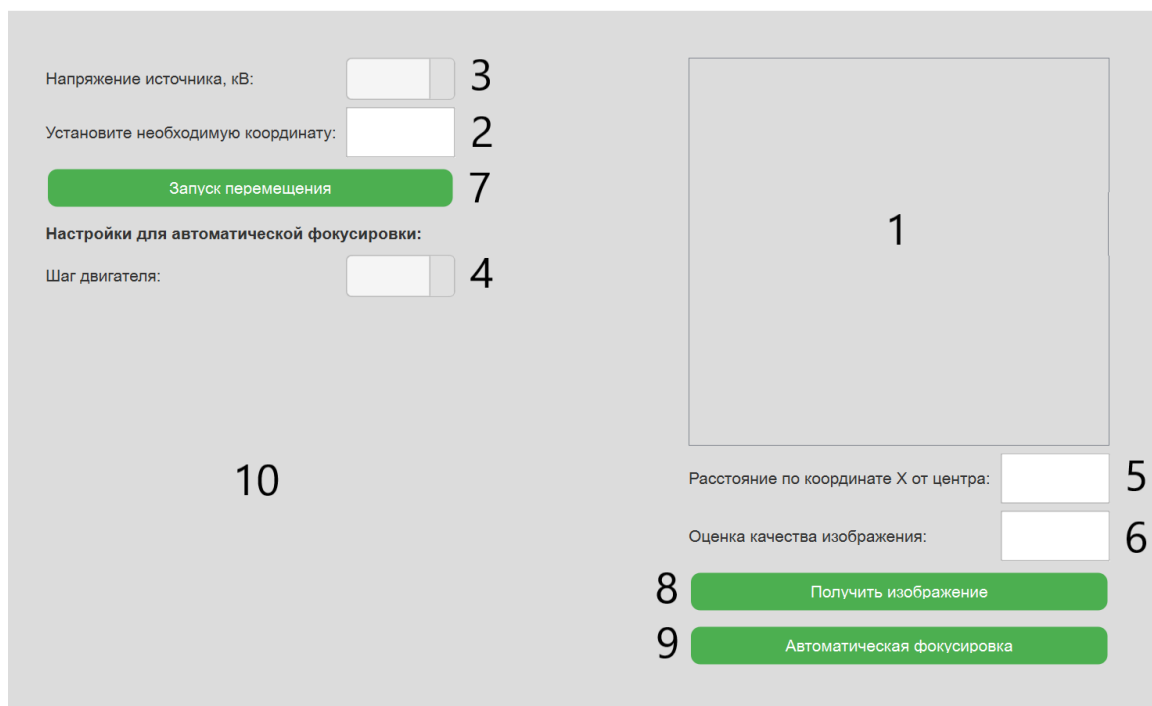


Рисунок 4.3 – Пользовательский интерфейс разработанного ПО

Под цифрами 2-4 располагаются окна ввода параметров системы, так под цифрой 2 располагается окно ввода необходимой координаты расположения фокусирующей системы, под цифрой 3 – напряжение источника в кВ, а под цифрой 4 устанавливается шаг двигателя, перемещающего фокусирующую систему.

Координаты оси, по которой перемещается фокусирующая система варьируются от 0 до 26000 от центрального положения. Исходное положение системы при тестировании соответствует произвольному значению 18650.

В окне под цифрой 1 производится отображение получаемых рентгеновских изображений. Пространство под цифрой 10 заполняется гистограммой, построенной на основе полученного изображения и позволяющей производить выравнивание контраста полученного снимка с прямым отображением на экране.

В окнах 5 и 6 указываются характеристики полученного изображения, расстояние по координате от центра оси перемещения фокусирующей системы и оценочное значение резкости изображения.

Кнопки 7-9 отвечают за функциональные возможности ПО, запуск перемещения фокусирующей системы в заданную точку, получение изображения с рентгеновского детектора и производство автоматической фокусировки соответственно.

Следовательно, в программе реализована возможность как для ручной работы с системой перемещений для получения изображений при установке фокусирующего магнита на заданную координату, так и для автоматического определения оптимального фокусного расстояния.

Результаты тестирования ручного перемещения фокусирующей системы и получения изображения для координаты 19150 представлены ниже.

На рисунке 4.4 представлен процесс выполнения операции по перемещению фокусирующей системы.

Напряжения источника, кВ: 80

Установите необходимую координату: 19150

Запуск перемещения

Настройки для автоматической фокусировки:

Шаг двигателя:

Перемещение: 42%

Расстояние по координате X от центра:

Оценка качества изображения:

Получить изображение

Автоматическая фокусировка

Рисунок 4.4 – Процесс перемещения фокусирующей системы

В процессе перемещения фокусирующей системы отображается строка состояния, показывающая процент выполнения действия. После чего нажав кнопку «Получить изображение» производится передача изображения с рентгеновского детектора и его обработка, результат данной операции представлен на рисунке 4.5.

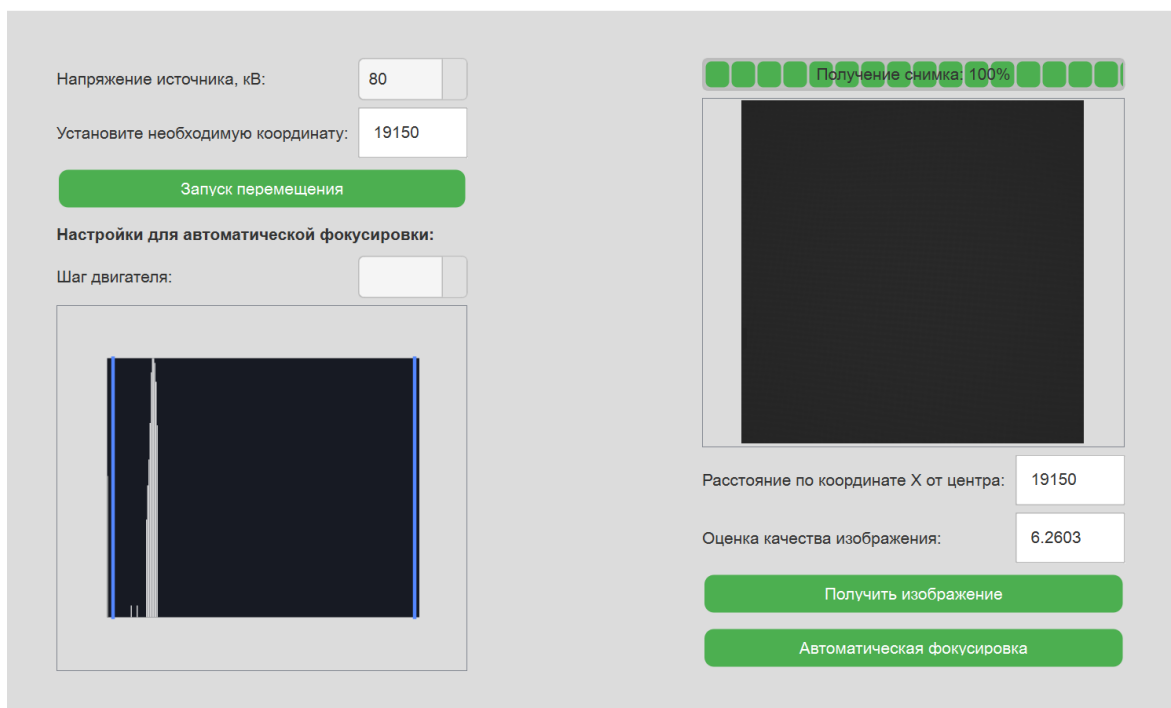


Рисунок 4.5 – Результат выполнения операции получения изображения

Для наилучшего визуального осмотра изображения можно произвести улучшение контраста изображения по гистограмме, произведя перемещения правого ползунка гистограммы к противоположному краю (рисунок 4.6).

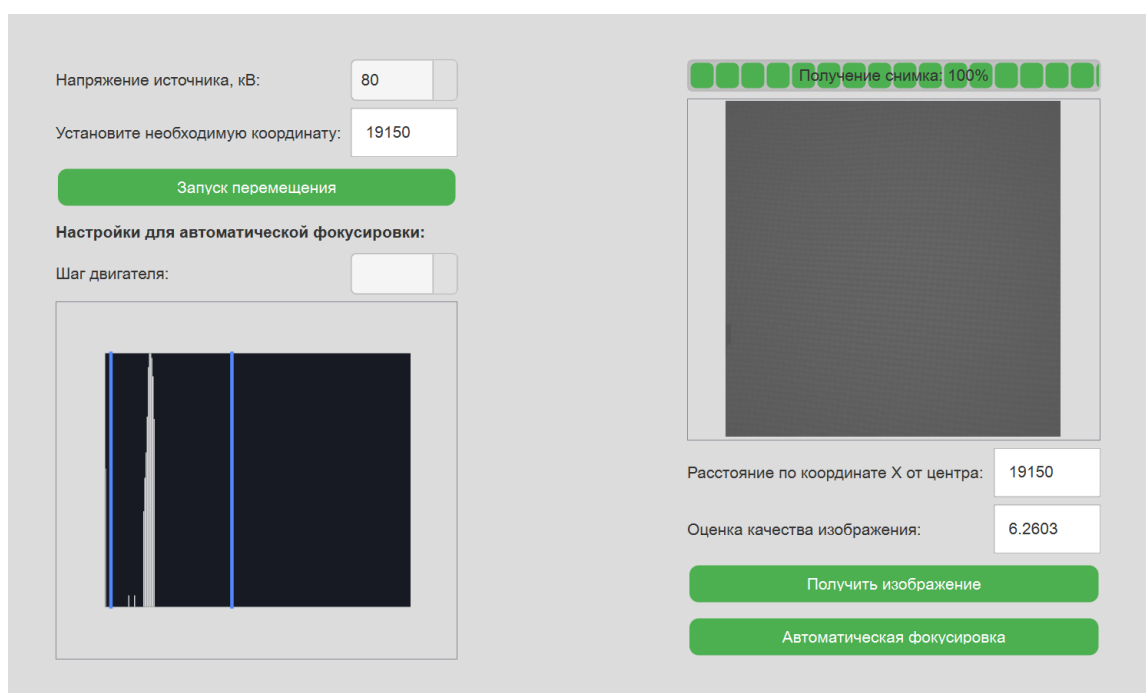


Рисунок 4.6 – Результат выполнения операции выравнивания контраста изображения

Полученный снимок, соответствующий координате 19150, представлен на рисунке 4.7.

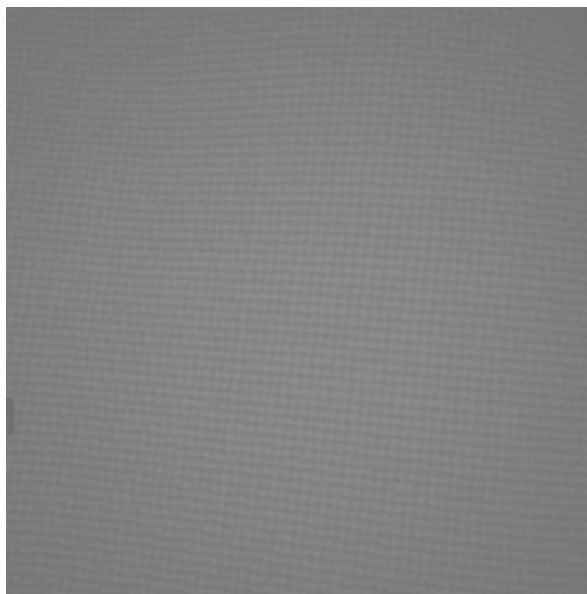


Рисунок 4.7 – Изображение, полученное при установке фокусирующей системы в координату со значением 19150

Результаты тестирования функции автоматической подстройки положения фокусирующей системы рентгеновского аппарата, для напряжения источника 80 кВ, с шагом перемещения фокусирующей системы в 50 единиц (рисунок 4.8).

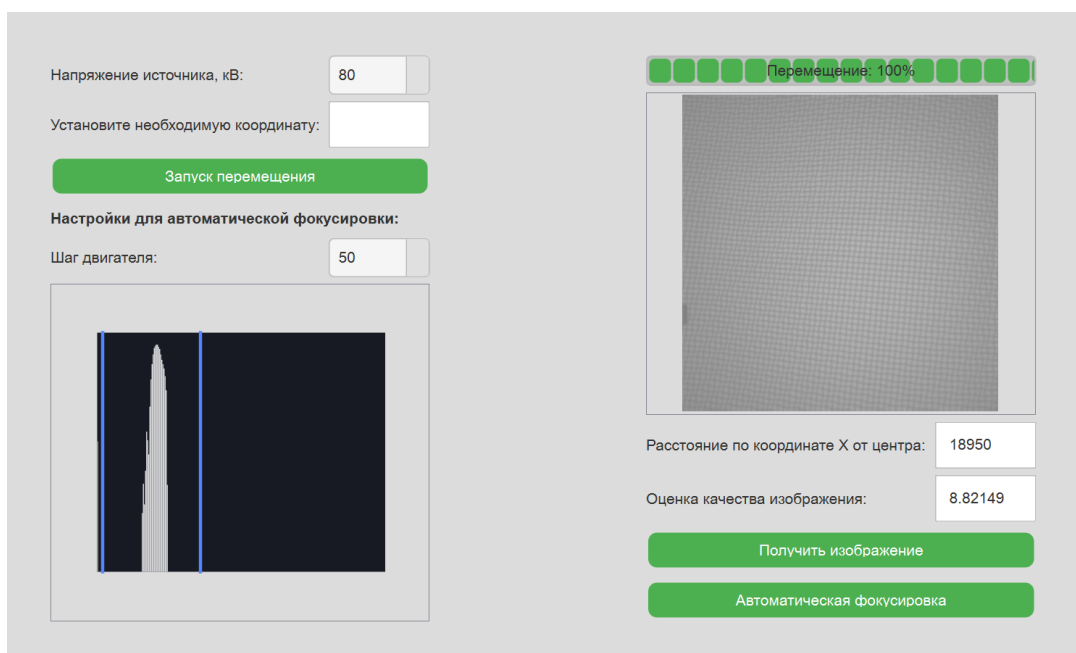


Рисунок 4.8 – Результат работы алгоритма автоматического определения оптимального фокусного расстояния

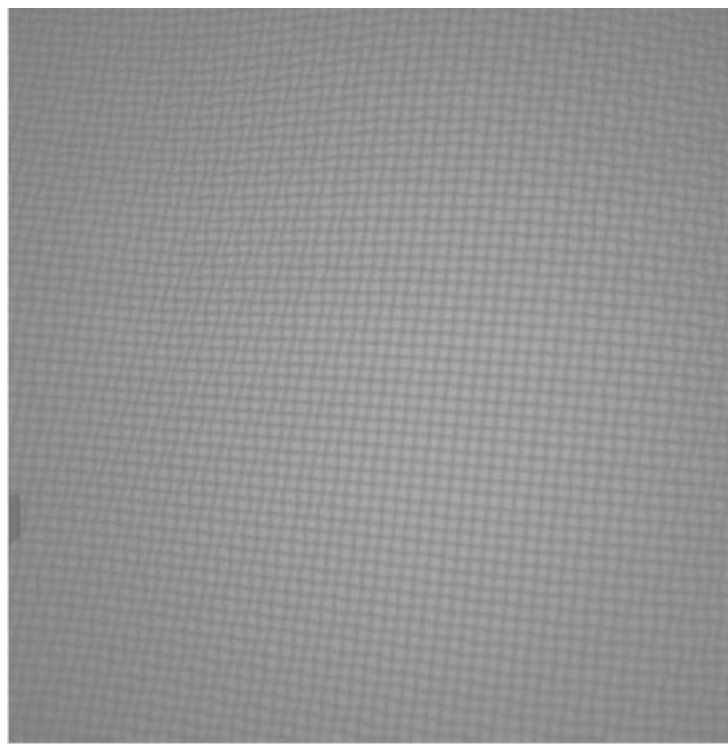


Рисунок 4.9 – Изображение, полученное в результате работы алгоритма автоматической подстройки положения фокусирующей системы рентгеновского аппарата

В результате тестирования работы алгоритма получено изображение (рисунок 4.9) с наилучшим показателем резкости и соответствующее координате 18950 относительно оси перемещения фокусирующей системы. Также осуществлена проверка работы системы ручного перемещения фокусирующей системы и получения рентгеновского изображения путем передачи данных с детектора. Таким образом, подтверждена работоспособность алгоритма опытным путем.

В общем случае рассмотренный алгоритм может быть применен для диапазона напряжений с указанным шагом, а также встроен в общую программу управления аппаратно-программным комплексом для проведения рентгенографических и томографических исследований.

5. БЕЗОПАСНОСТЬ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ

5.1. Общая характеристика условий применения программы

Разработанное программное обеспечение, предназначено для осуществления автоматической настройки фокусирующей системы рентгеновского аппарата РАП-150. Так как разработанное ПО является полноценной программой, имеющей интерфейс, особое внимание уделяется требованиям в области эргономики программного решения, а также требованиями к безопасности оператора. Также в задачи оператора входит работа непосредственно с томографической системой в целом, смена тест-объектов, объектов исследований, ручная настройка различных параметров системы.

5.2. Анализ риска, связанного с эксплуатацией разработанного ПО и работой с томографической системой

При работе с томографической системой оператору также необходимо взаимодействовать и с предназначенным для ее корректной работы программным обеспечением. Согласно ГОСТ 12.0.003-2015 выделены следующие производственные факторы, обладающие свойствами физического воздействия на организм человека, возможные при работе оператора:

- 1) факторы, связанные со световой средой и характеризующиеся чрезмерными характеристиками световой среды, затрудняющими безопасное ведение трудовой деятельности;
- 2) факторы, связанные с неионизирующими излучениями;
- 3) факторы, связанные с повышенным уровнем ионизирующих излучений (в данном случае вызванным воздействием рентгеновского излучения).

При работе с программным обеспечением при ручной настройке фокусирующей системы рентгеновского аппарата, необходим непрерывный визуальный анализ информации исходя из которой производится дальнейшая настройка параметров фокусирующей системы. Согласно Р 2.2.2006-05 такая работа характеризуется чрезмерным количеством сенсорной нагрузки, где фактор, оценивающий длительность сосредоточенного наблюдения, составляющий от 51 до 75 % от времени рабочей смены, относится к вредному классу труда (напряженный труд 1 степени). К этому же классу относится показатель, характеризующий время, проведенное за наблюдением за экранами видеотерминалов, соответствующий диапазону от 5 до 6 часов, при работе оператора.

Также при длительной работе за персональным компьютером высок риск заболеваний опорно-двигательного аппарата из-за длительного нахождения оператора в сидячем положении и стесненной позе. Использование компьютерной мыши в долгосрочной перспективе может привести к развитию туннельного синдрома запястья, сопровождающегося болью и спазмом кисти. Кроме того, длительное времяпровождение без каких-либо физических нагрузок способствует развитию ожирения, что способствует развитию сердечно-сосудистых заболеваний.

Риски, вызванные некачественными характеристиками световой среды, такими как недостаточная естественная или искусственная освещенность рабочего пространства, повышенные пульсации светового потока или повышенная яркость света также затрудняют трудовую деятельность оператора, главным образом влияя на восприятие информации и сенсорную нагрузку при работе. Согласно СанПиН 1.2.3685-21 средняя освещенность горизонтальной рабочей поверхности, оборудованной персональным компьютером, должна составлять не менее 500 лк в случае использования комбинированного освещения и 300 лк от общего потока, а в случае вертикальной рабочей поверхности не более 200 лк. Коэффициент пульсации освещенности в таких местах должен составлять не более 5 %.

Также опасность представляет длительное воздействие ультрафиолетового излучения, производимого дисплеем персонального компьютера. При длительном и непрерывном воздействии возможно поражение поверхностных и глубоких тканей органа зрения, что может привести к полной потере зрения.

5.3. Рекомендации по защите от вредных и опасных факторов

Для снижения рисков в работе оператора необходимо предусмотреть проведение мероприятий по обустройству рабочего пространства. При выполнении таких мероприятий должны выполняться обязательные требования, установленные в ГОСТ Р 50923-96.

Таким образом, рабочее кресло оператора должно обеспечивать поддержание физиологически рациональной рабочей позы оператора в процессе трудовой деятельности. Дисплей на рабочем месте оператора должен располагаться так, чтобы не было необходимости опускать или поднимать голову для того, чтобы увидеть изображение. Он должен быть установлен ниже уровня глаз оператора и угол наблюдения экрана оператором не должен превышать 60° относительно горизонтальной линии взгляда, как изображено на рисунке 5.1. Частота обновления изображения дисплея не должна быть меньше 60 Гц, изображение должно иметь достаточно контрастные не блеклые цвета.

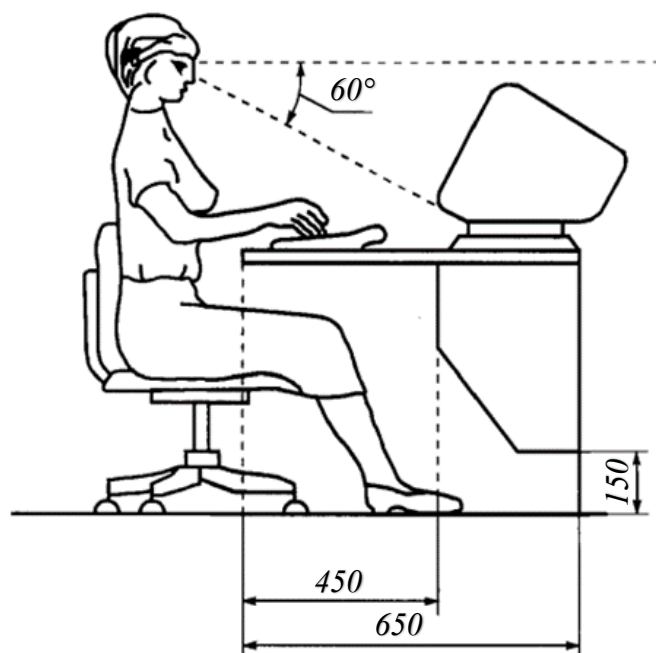


Рисунок 5.1 – Расположение дисплея на столе

Благодаря разработанному ПО возможно снижение сенсорной нагрузки в процессе работы. Поскольку разработанное приложение осуществляет автоматическую настройку фокусирующей системы, из процесса работы может быть исключена ручная настройка фокуса, что позволит не производить ручную отладку и уберет необходимость анализа большого количества рентгеновских изображений.

Также необходимо, чтобы разработанное ПО соответствовало эргономическим требованиям согласно ГОСТ Р ИСО 14915-1-2010. Интерфейс программы должен быть достаточно контрастным, чтобы выделяться на фоне экрана, чтобы пользователю было легко обнаружить кнопки. Информация должна быть структурирована и поделена на блоки. Интерфейс программы должен быть приятен, достаточно прост и доступен пользователю. Также необходимо добиться того, чтобы все действия, выполняемые в программе, могли быть легко реализованы, а интерфейс интуитивно понятным.

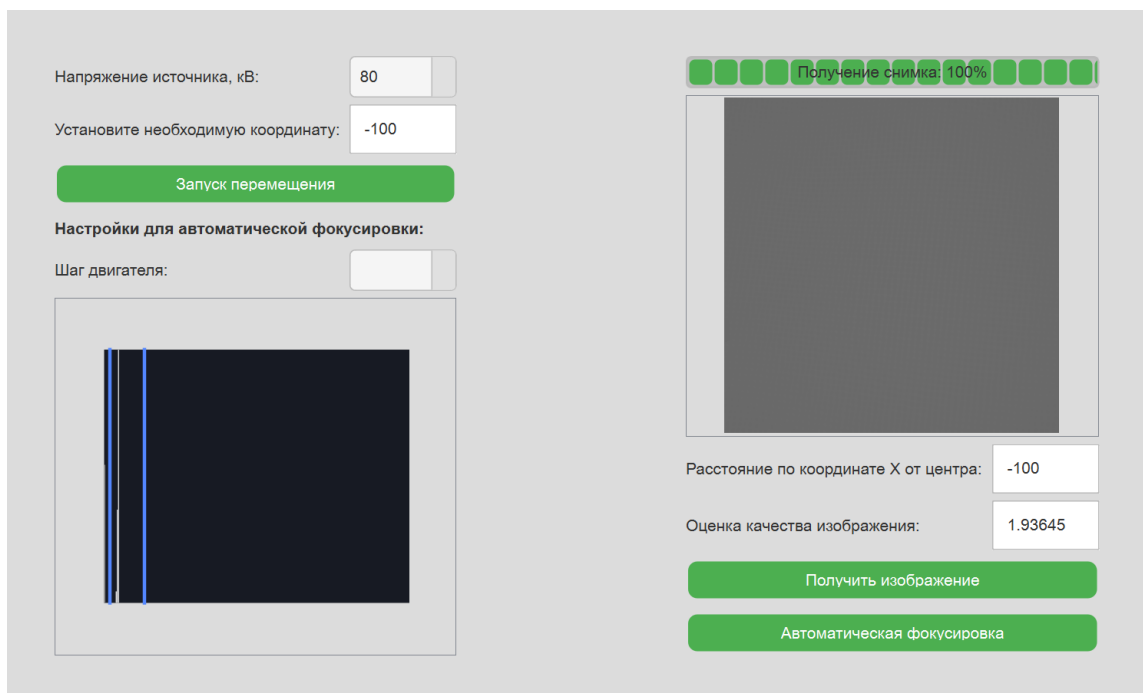


Рисунок 5.2 – Интерфейс разработанного программного обеспечения

На рисунке 5.2 представлен интерфейс разработанного ПО, он предполагает мгновенный отклик пользователя на его действия. Визуальная составляющая интерфейса соответствует требованиям контрастности, вся информация, получаемая пользователем, является читаемой. Интерфейс разделен на блоки вывода и ввода информации, что позволяет пользователю интуитивно выполнять работу.

Поскольку работа оператора проводится непосредственно вблизи источника рентгеновского излучения необходимо обеспечить безопасность в области рисков связанных, с воздействием ионизирующего излучения.

В качестве источника рентгеновского излучения выступает рентгеновский аппарат РАП-150, производящий рентгеновское излучение при ускоряющем напряжении от 50 до 150 кВ. Источник установлен в защитную камеру микрофокусного компьютерного томографа, что соответствует требованиям СанПиН 2.6.1.3289-15 к размещению, эксплуатации и выводу из эксплуатации установок с источниками низкоэнергетического рентгеновского излучения. В указанной сводке санитарных нормативов и правил указано значение максимальной мощности амбиентного эквивалента дозы НРИ на

рабочих местах персонала группы «А» (лица, работающие непосредственно с источниками РИ) при любых возможных условиях эксплуатации установки и составляет 10 мкЗв/ч.

Согласно СанПиН 2.6.1.3289-15 допуск к работе с источниками РИ возможен только для людей не имеющих противопоказаний, а также прошедших определенный инструктаж по работе с рентгеновским оборудованием и по радиационной безопасности. Допустимой эффективной дозой облучения персонала категории «А» считается 20 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв в год.

Выводы

В результате анализа вредоносных факторов возможных при работе оператора с разработанным ПО, подключенным к томографической системе, были рассмотрены меры по предотвращению и снижению возможных опасностей и рисков. Выдвинуты требования к обустройству рабочего места оператора для комфортной и безопасной работы. Определен принцип построения интерфейса ПО, соответствующий базовым стандартам эргономики, соответствуя которым и был разработан интерфейс представляемого программного решения. Также установлено, что разработанное приложение позволяет снизить сенсорную нагрузку, возлагаемую на оператора, что говорит о ценности разработки в качестве инструмента, способствующего автоматизации технологического процесса.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения выпускной квалификационной работы было проведено изучение принципа работы фокусирующей системы для рентгеновского аппарата РАП-150, включенного в состав многофункциональной передвижной рентгеновской установки с функцией томографии. Разработано ПО позволяющее производить автоматическую подстройку положения фокусирующей системы данного аппарата для производства съемки и проведения визуального структурного анализа объектов разных габаритов.

Произведен анализ источников рентгеновского излучения и возможных средств его фокусировки. Изучены принципы построения систем автофокусировки, для построения алгоритма, обеспечивающего эффективность автоматической подстройки фокусирующей системы.

Для качественной обработки рентгеновских изображений в процессе выполнения автоматической фокусировки, были изучены основные особенности рентгеновских изображений и базовые методы их обработки.

Реализованная программа оснащена эргономичным и интуитивно понятным интерфейсом для упрощения работы пользователя с механизмами, осуществляющими фокусировку и упрощения схемы работы при подстройке положения фокусирующей системы рентгеновского аппарата.

Проведена работа по качественной оценке условий применения программы и рисков, связанных с эксплуатацией разработанного ПО и работой томографической системы в целом.

Для персонала, производящего работу с представленным ПО и контактирующими с томографической системой в процессе работы представлены требования по допуску к работе, а также даны рекомендации по безопасному использованию системы в соответствии с положениями ГОСТов.

Проведенная работа демонстрирует возможность создания эффективного программного обеспечения для автоматической подстройки

фокусирующей системы рентгеновского аппарата, результатом работы которой является улучшение качества получаемых рентгеновских изображений, упрощение работы персонала и автоматизация рабочего процесса. Достигнутые результаты могут быть использованы в дальнейшем развитии и применении микрофокусной рентгеновской томографии.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2012 – С. 203 – 216.
2. А. Н. Гуржиев, С. Н. Гуржиев, А. В. Кострицкий. Отображение цифрового рентгенологического снимка на экране компьютера: проблемы и пути их решения. Радиология и практика. – 2003. – №3. – 16 с.
3. Технический справочник по библиотеке «OpenCV». URL: <https://docs.opencv.org/3.4/index.html> (дата обращения: 24.03.2024).
4. Qt Documentation. URL: <https://doc.qt.io> (дата обращения: 15.05.2024).
5. А. А. Подымский, Н. Н. Потрахов. Микрофокусные рентгеновские трубки нового поколения. Контроль. Диагностика. – 2017. – № 4. – С. 4–8.
6. Бессонов В. Б. Программно-аппаратные комплексы для микрофокусной рентгеновской компьютерной томографии. URL: <https://www.dissercat.com/content/programmno-apparatnye-kompleksy-dlya-mikrofokusnoi-rentgenovskoi-kompyuternoi-tomografii> (дата обращения: 25.04.2024)
7. Н. Н. Потрахов, А. И. Мазуров. Особенности микрофокусной рентгенографии в медицинской диагностике. URL: https://eltech-med.com/files/publication/Osobennosti_mikrofokusnoy_rentgenografii.pdf (дата обращения: 17.05.2024).
8. Р 2.2.2006-05 «Руководство по гигиенической оценке факторов рабочей среды и трудового процесса. Критерии и классификация условий труда», 2015.
9. СанПиН 2.6.1.3289-15 «Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при обращении с источниками, генерирующими рентгеновское излучение при ускоряющем напряжении до 150 кВ», 2015.
10. СанПиН 1.2.3685-21 «Гигиенические нормативы и требования к обеспечению безопасности и (или) безвредности для человека факторов среды обитания», 2021.

11. ГОСТ Р ИСО 14915-1-2010 «Эргономика мультимедийных пользовательских интерфейсов», 2010.

12. ГОСТ 12.0.003-2015 "Система стандартов по безопасности труда. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация". 2017.

13. ГОСТ Р 50923-96. «Дисплей. Рабочее место оператора. Общие эргономические требования и требования к производственной среде. Методы измерения», 1997.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Листинг алгоритма автоматической подстройки положения фокусирующей системы рентгеновского аппарата

```
void MainWindow::on_autoFocusButton_clicked()
{
    Imageproc autoIm;
    quality = false;
    GoTo* goToObject = new GoTo;
    goToObject->speed.speed = 200;
    goToObject->axes.a1 = 1;
    goToObject->acceleration.acceleration = 0;
    int count = 0;
    int32_t max_coord = 0;
    max_score = 0;
    auto_coord = 0;
    bool orientation = true;
    //fromButton = false;

    while (quality != true) {

        ui->progressBar->setValue(0);
        startMove();
        ui->progressBar->show();

        motionSystemObject->goTo(goToObject->nCmd, goToObject-
>axes, goToObject->speed, goToObject->acceleration, auto_coord);
        qDebug() << "moving";
        delay(4000);

on_coordXTextEdit_textChanged(QString::number(auto_coord));

        qDebug() << auto_coord;
        double score_im = 0;
        std::string file_dir =
dir.absoluteFilePath(imageMap.value(auto_coord)).toStdString();
        autoIm.setImageName(file_dir);

        if (orientation == false) {
            step_move = -step_move;
        }

        score_im = autoIm.blur_score(autoIm.image);
        if (score_im >= max_score) {

            max_score = score_im;
            max_coord = auto_coord;
```

```

        quality_image =
dir.absoluteFilePath(imageMap.value(auto_coord));
        userCoord = auto_coord;

        //simage_scene = new QGraphicsPixmapItem;

on_imageQualityTextEdit_textChanged(QString::number(0));
        ui->progressBar->setValue(0);
        startXRay();
        ui->progressBar->show();
        qDebug() << "screen";

        delay(3000);

        auto_coord += step_move;
    }
    else if (score_im < max_score) {
        if (count < 3) {
            auto_coord += step_move;
            userCoord = auto_coord;

on_imageQualityTextEdit_textChanged(QString::number(0));
            ui->progressBar->setValue(0);
            startXRay();
            ui->progressBar->show();
            qDebug() << "screen";

            delay(3000);

            //showXRayImage();
            count++;
        }
        else {
            if (orientation == false) {
                quality = true;
            }
            orientation = false;
        }
    }
}

qDebug() << imageMap.value(auto_coord);
if (auto_coord == 1100 || auto_coord == -1100) {
    break;
}
}
delete goToObject;

```

```

    //userCoord = max_coord;

    scene->clear();
    // преобразование тифа
    tiff = new myTIFF("test");
    QString path =
dir.absoluteFilePath(imageMap.value(max_coord));
    QByteArray ba = path.toLocal8Bit();
    const char* cstr = ba.data();
    ushort* data = tiff->openFile(cstr, &w, &h);

    QPixmap pix = service_functions::tiffToPixmap(data, w, h);

    image_scene = scene->addPixmap(pix);
    image_scene->setFlags(QGraphicsItem::ItemIsMovable);
    scene->setSceneRect(0, 0, scene->width(), scene->height());
    ui->graphicsView->fitInView(image_scene,
Qt::KeepAspectRatio);

    on_coordXTextEdit_textChanged(QString::number(max_coord));
on_imageQualityTextEdit_textChanged(QString::number(max_score));

    ui->inverseLayout->removeWidget(s);
    histogr->getHistogram(data, w, h);
    s = new QWidget();
    s = histogr->getPointerToPlot();
    ui->inverseLayout->addWidget(s);
    connect(histogr, &Histogram::histogramDone, this,
&MainWindow::slot);
    //fromButton = true;
}

```

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Листинг основной части алгоритма оценки резкости рентгеновского изображения

```
double Imageproc::blur_score(cv::Mat image)
{
    cv::Mat src_gray;

    cvtColor(image, src_gray, cv::COLOR_BGR2GRAY);

    cv::Mat dest;
    int kernel_size = 3; // Размер ядра оператора Собеля
    int scale = 1;
    int delta = 0;
    int ddepth = CV_64F; // Глубина конечного изображения

    // Производим преобразование Лапласа
    Laplacian(src_gray, dest, ddepth, kernel_size, scale,
delta);

    cv::Mat mean, stddev;

    // Находим среднеквадратичное отклонение
    meanStdDev(dest, mean, stddev);
    auto res = stddev.at<double>(0);

    return res;
}
```