# 1 Введение

Настоящая пояснительная записка отражает результаты исследований выполненных в период дипломного проектирования по проблеме связанной с совершенствованием аппаратуры цифровой рентгенографии.

За последние десятилетия были разработаны системы для рентгеновских исследований, в которых одновременно используются компьютеры, телевизионные камеры и мониторы, что позволило резко повысить эффективность рентгенографии за счет компьютерной обработки оцифрованных изображений.

Следует отметить, что рентгенография тесно связана с именем выдающегося немецкого ученого – Вильгельмом Конрадом Рентгеном (1845 1923).

Сегодня в медицинскую практику внедрено множество средств и методов получения диагностического изображения. Но основная нагрузка приходится на рентгенодиагностические средства, с помощью которых ставится почти 75% диагнозов. Рентгенография же в диагностике играет ведущую роль.

Вступая в XXI век, рентгенология переходит на качественно новый уровень, подготовленный новейшими разработками, которые базируются на цифровом телевидении и компьютерной технике. Качество рентгеновского изображения в цифровых системах улучшается на столько, что снимок рентгеновского изображения на пленку утрачивает функции эталонного изображения.

Наиболее совершенные рентгенотелевизионные системы с цифровыми камерами уже превзошли рентгенографию на пленку с усиливающими экранами в десятки раз по динамическому диапазону, в несколько раз по

чувствительности, минимум в 2 раза по контрастной чувствительности и сравнились по разрешающей способности. Высокие затраты на расходные материалы (пленка, химикаты), низкая производительность и высокая трудоемкость, а также нечистая технология, связанная с фотохимическими процессом, при съемках на пленку сыграют свою роль и со временем пленка будет полностью вытеснена из рентгенологии цифровыми снимками. Твердая копия рентгеновского изображения будет не нужна, когда отделения лучевой диагностики медицинских учреждений объединятся в информационные сети с цифровыми архивами [2].

Целью дипломного проекта является улучшение качества изображений системы цифровой рентгенографии.

Для достижения указанной цели были решены следующие взаимосвязанные задачи:

* поиск информационных источников по проблемам совершенствования цифровой рентгенографии;
* анализ тенденций модернизации систем цифровой рентгенографии;
* синтез технических решений, направленных на улучшение технических характеристик систем цифровой рентгенографии.

Во 2-ой главе пояснительной записки (ПЗ) представлены материалы об общих положениях систем цифровой рентгенографии.

В 3-ей главе описывается техническое обеспечение системы.

В 4-ой главе представлено описание самого модуля ввода/вывода данных.

В последующих главах содержится информация о безопасности, экологичности и эффективности изделия.

# 2 Основы цифровой рентгенографии

Современная медицинская интроскопия имеет в своем арсенале сотни разнообразных приборов, использующих рентгеновское излучение с энергиями от 10 до 100 кэВ (рентгеновская диагностика), гамма-излучение искусственных радиоактивных изотопов с энергиями 10 – 300 кэВ (изотопная диагностика), инфракрасное излучение человеческого тела (тепловидение), оптический диапазон излучений (эндоскопия). Ведутся исследования по регистрации излучения человеческим телом радиочастотного диапазона (СВЧ-интроскопия). Используются источники СВЧ для получения изображений внутренних структур организма на основе ядерного магнитного резонанса (ЯМР-интроскопия).

Задачи, решаемые ЭВМ, в медицинской интроскопии можно разделить на три основных типа. Первый – обработка информации, включая и непосредственную обработку изображений. Второй – синтез двух- и трехмерных изображений по серии разноракурсных одномерных сигналов детекторов, чувствительных к применяемому для исследования виду излучения. Это так называемая компьютерная томография. Третий – автоматический анализ медицинских изображений. При всем разнообразии методов по принципу регистрации их можно разделить на четыре группы (рисунок 2.1).

И

П

б)

И

П

Излучатель

Объект

Приемник

а)

Рисунок 2.1 – Четыре вида интроскопии по принципу регистрации излучения от объекта, Лист 1

И

П

П

г)

П

П

П

П

Приемник

в)

Рисунок 2.1 – Четыре вида интроскопии по принципу регистрации излучения от объекта, Лист 2

* регистрация излучения, прошедшего через исследуемый объект (рисунок 2.1, а). Источник излучения И и приемник П располагаются на противоположных сторонах объекта О. Естественно, такой метод применим только при использовании сильного "проникающего" излучения: рентгеновского, иногда ультразвуковых волн, потока нейтронов.
* регистрация отраженного излучения (рисунок 2.1, б). Приемник при этом может располагаться там же, где и источник, либо рядом с ним в зависимости от того, какой отраженный сигнал требуется зарегистрировать. Иногда источник совмещается с приемником. Подобным образом работают оптические внутриполостные эндоскопы и ультразвуковые сканеры.
* регистрация собственного излучения объекта. Живые организмы излучают инфракрасное и электромагнитное излучения радиочастотного диапазона. Если в исследуемый орган введен радиоактивный изотоп, то регистрируется распределение его активности (изотопная диагностика) (рисунок 2.1, в).
* регистрация рассеянного излучения (рисунок 2.1, г). Взаимодействуя с тканями организма, проникающее излучение частично поглощается, частично проходит через объект без изменений, а существенная доля излучения видоизменяется: меняет направление и энергию – рассеивается во все стороны. Частным случаем рассеяния является отражение. На принципе регистрации рассеянного излучения построены некоторые типы рентгеновских томографов. Сюда же можно отнести томографы на основе ядерного магнитного резонанса.

Во всех четырех типах интроскопии необходимо производить многоступенчатое преобразование изображений для приведения их к виду, доступному для анализа оператором. Несмотря на то, что излучатели и первичные преобразователи излучения в каждом виде интроскопии специфичны по конструкции и целиком зависят от вида применяемого излучения, дальнейший тракт преобразования излучения и его обработки для большинства систем практически одинаков. Преобразователи излучения, как правило, превращают скрытое изображение, полученное в используемом излучении, либо в оптическое, доступное глазу (на флюоресцентном экране, фотопленке или фотобумаге), либо в последовательность электрических сигналов. Оптическое изображение может быть усилено с помощью электронно-оптических методов усиления и также превращено в последовательность электрических сигналов с помощью, например, телевизионных систем либо подано для изучения оператором.

Электрические сигналы представляют собой наиболее удобную форму для последующей обработки изображения. Необходимость этой обработки диктуется особенностями восприятия изображений. Иногда на изображении выгодно подчеркнуть линию, выделить контур, иногда высветить текстуру. Обработка может осуществляться как электронными аналоговыми, так и цифровыми методами. Для целей цифровой обработки аналоговые сигналы превращаются в дискретную форму с помощью аналого-цифровых преобразователей АЦП и в таком виде поступают в ЭВМ [6].

В настоящее время, ведущее место в интроскопии занимает цифровая рентгенография. Это следует из того, что во многих случаях по диагностическим возможностям альтернативы рентгеновским лучам все еще нет. А современные достижения науки и техники позволяют существенно снизить лучевую нагрузку при рентгенологических исследованиях и значительно расширить диагностические возможности.

Следует отметить, что аналоговые системы зачастую имеют очень жесткие ограничения на экспозицию из-за малого динамического диапазона, а также скромные возможности по обработке изображений. Цифровые рентгенографические системы позволяют получать изображения при любом необходимом уровне дозы, причем эти изображения можно обрабатывать и отображать самыми различными способами. Такие системы являются более дорогостоящими, нежели обычные рентгеновские системы, однако по мере развития компьютерной техники и систем визуализации находят все более широкое применение.

## 2.1 Цифровая рентгенография

Информационная емкость рентгеновского изображения намного превосходит зрительное восприятие врача-рентгенолога. Если при опознании зрительных образов (при чтении рентгеновского изображения) мозг достигает скорости восприятия 70 бит в секунду, то скорость усвоения информации используемых в медицине ЭВМ достигает 7000 бит/с и более.

Разнообразные возможности, возникшие в результате использования эффективных цифровых вычислительных устройств, дали кардинальный толчок развитию радиологической техники. Многие методы исследования, такие как "компьютерная" томография и магнитно-резонансная томография, существуют благодаря цифровой технике, так как при использовании этих методов изображение возникает в результате переработки измеряемых величин в процессоре изображения, и на смену общепринятым проекционной радиографии и рентгеноскопии приходят соответствующие цифровые методы.

На сегодняшний день внедрено уже множество средств обработки и анализа рентгеновского изображения, повышающих его диагностическую информативность. Такая обработка проводится либо непосредственно в процессе получения рентгеновского изображения или опосредованно, апостериорно, т. е. уже после фиксации рентгеновского изображения.

К первому способу относятся: субтракция и гармонизация в самой рентгенотелевизионной системе, цифровая и вычислительная рентгенография, рентгеноскопия и ангиография; ко второму — субтракция и логетронирование рентгенограмм, автоматический анализ изображений, цифровая обработка рентгенограмм.

На рисунке 2.2 представлен тракт преобразования изображения при рентгеновском исследовании с помощью ЭВМ. Полученное на флюороскопическом экране световое изображение усиливается электронно-оптическим преобразователем (ЭОП) и поступает через оптическую систему на вход телевизионной трубки ТТ, превращаясь в последовательность электрических сигналов. С помощью АЦП производится дискретизация и квантование, а далее запись в оперативную цифровую память – ОЗУ и обработка сигналов изображения по заданным программам ЭВМ. Преобразованное изображение вновь превращается в аналоговую форму с помощью цифро-аналогово преобразователя ЦАП и выводится на экран видеоконтрольного устройства ВКУ полутонового дисплея. Для сравнения на другом экране может регистрироваться первичное изображение непосредственно с телевизионной трубки ТТ.

АЦП

Память

Процессор

ЦАП

ЭОП

ТТ

О

И

П

Рисунок 2.2 – Пример многоступенчатого преобразования изображения О – объект; И – источник; ЭОП – электронно-оптический преобразователь; ТТ – телевизионная трубка; П – приемник

Электрические сигналы телевизионной системы преобразуются с помощью АЦП в цифровую форму и записываются в память, которая хранит исходное изображение – маску, из нее вычитаются все последующие изображения, записываемые в процессе исследования. Результирующее изображение проходит обратное преобразование и наблюдается на экране второго телевизора.

Вместо электрического сигнала от телевизионной трубки в некоторых видах интроскопии могут использоваться сигналы сканирующих датчиков излучения (термография, ультразвуковая диагностика), сигналы матрицы фотоэлектронных умножителей (радиоизотопная диагностика), но последующий тракт преобразования во всех системах, работающих он лайн (on line) (в одной линии с ЭВМ), практически одинаков.

В варианте оф лайн (of line) (когда ЭВМ отделена от интроскопа), оптическое изображение регистрируется, например, на фотопленке, которая затем переносится на ЭВМ, где предварительно изображение считывается теми же методами и обрабатывается аналогичным образом.

Такая общность систем преобразования интроскопических изображений, а также методов и средств их обработки позволяет рассмотреть особенности применения ЭВМ в медицинской интроскопии без разделения по видам исследований. Общность методов и средств обработки интроскопических изображений уже сейчас позволяет ставить вопрос о создании единой цифровой системы для работы с медицинскими изображениями и об организации единых диагностических отделений на основе широкого применения ЭВМ в клинической практике [6].

Большие возможности для клинической рентгенодиагностики имеются при непосредственной цифровой обработке рентгеновского изображения, которая уже вошла в практику компьютерной томографии, ядерно-магнитного резонанса и используется в рутинной рентгенодиагностике. Такие системы обработки рентгеновского изображения позволяют, прежде всего, формализировать качественные признаки изображения, а также осуществлять сложение и вычитание, сглаживание, масштабирование, усиление контрастности, фильтрацию, выделение зон интереса, реконструкцию изображения, построение гистограмм. Введение в практику вычислительных способов рентгенологического исследования позволяет с помощью рентгеноскопии и рентгенограмм получить высококачественное изображение с улучшенными пространственно-частотными и градационными характеристиками. Для практической рентгенологии это означает более раннее распознавание патологических образований, выявление рентгенофункциональных признаков, предклинических проявлений заболеваний.

Примерно с 1983 г. получили распространение цифровая люминесцентная рентгенография и цифровая радиография с усилением изображения. В настоящее время около 40% всех радиологических исследований уже проводятся с помощью цифровой техники.

Причиной этого развития можно назвать следующие преимущества цифровой радиографии:

* раздельная оптимизация записи и воспроизведения изображения;
* улучшение изображения с помощью его обработки;
* моментальная съемка и вывод данных обследования на монитор;
* цифровая запись и сохранение изображения и его передача;
* воспроизведение изображения без потерь его качества.

Любое аналоговое изображение можно превратить в цифровую картину без потери информации. Термин "цифровая радиография" охватывает все методы проекционной радиографии, при которых рентгеновское изображение получается при помощи цифровых компьютерных систем с дальнейшей обработкой. Для этих методов характерно преобразование рентгеновского рисунка, поступившего на детектор, в ряд цифровых параметров. Эта компьютерная цифровая картина может быть быстро обработана.

Преимуществом цифровой радиографии является разделение процессов получения изображения на отдельные этапы:

* детекция лучевой картины;
* обработка изображения;
* запись изображения;
* представление изображения и просмотр;
* архивация.

Напротив, при традиционной радиографии пленка является одновременно изображением, памятью и фактическим материалом.

При обычной пленочной рентгенографии имеют место определенные организационные проблемы. Важнейшим недостатком обычной системы РП ЭУ (рентгеновская пленка – экран усиливающий) является ограниченный динамический диапазон.

Динамический диапазон и контрастность занимают противоположные по отношению друг к другу позиции: большой динамический диапазон делает возможным хорошую регистрацию изображения и средостения ("диапазон сигнала"), но приводит к уменьшению контрастности. И наоборот, высококонтрастная пленка не позволяет осуществить достаточную визуализацию медиастинальных структур.

Цифровые технологии обладают гораздо большим динамическим диапазоном, чем комбинации РП—ЭУ. Это связано с их более высокой устойчивостью к дозовым колебаниям и лучшей визуализацией всего диапазона сигнала от максимального до минимального ослабления рентгеновских лучей. Возможная при цифровой системе обработка изображения оказывает решающее влияние на качество снимка, а тем самым и на диагностическую информативность цифровой радиограммы.

Вместе с тем, в цифровой радиографии цифровыми данными могут обслуживаться функции: сохранение изображения и его передача. Это расходится с традиционной записью изображения, когда пленка служит одновременно детектором, средой отображения и сохранения. Благодаря разделению функций, появляется возможность отдельно оптимизировать каждую ступень процесса передачи изображения.

На первом этапе путем многоступенчатого процесса трансформации детектор преобразует "падающее" ("поступающее") рентгеновское излучение в электрический сигнал, который в аналого-цифровом преобразователе "превращается" в числовые значения. Компьютерная обработка получаемого цифрового изображения служит созданию такого изображения, которое оптимально пригодно для анализа результата обследования. Переработанная картинка передается на проектор (на монитор или лазерную камеру), где цифровые значения снова переводятся в аналоговые электрические сигналы (с помощью цифро-аналогового преобразователя) и, наконец, передаются в виде интенсивности (яркости) на монитор или в виде потемнения на лазерной пленке.

Таким образом, цифровая часть процесса передачи изображения является лишь промежуточным этапом, который служит для того, чтобы воспринимаемая информация была переработана подходящим образом. Детектирование (индикация) и воспроизведение изображения являются также аналоговыми процессами и подлежат таким же физическим законам, как и процессы традиционной радиографии. Разумеется, благодаря раздельной оптимизации и воспроизведения изображения, появляются существенно новые возможности.

В цифровой радиографии детекторная система является важнейшим фактором при регистрации диагностической информации. Причем изображение оцифровывается двояко. С одной стороны, оно разделено на отдельные элементы изображения — пиксели. С другой стороны, происходит процесс квантования яркости каждого отдельного пикселя, другими словами, яркость выражается числом (значение пикселя, растровое значение).

Каждый пиксель может быть описан, исходя из своей позиции в определенной строке или столбце матричного изображения, и представляет интенсивность лежащего в его основе лучевого изображения в этом месте. Расстояние от одного элемента изображения до соседнего обычно обозначается термином "размер пикселя". Однако с точки зрения информационной техники, более корректным будет название "расстояние дискретности".

Размер использованной матрицы изображения обычно равен 1К (1024 × 1024) или 2К (2048 × 2048), однако особенно в цифровой проекционной радиографии используются неквадратные матрицы. Следовательно, такие выводы следует понимать лишь как порядок количества данных. Матрица размером 2К занимает объем памяти в 4 раза больше, чем матрица размером 1К, и соответственно больше времени уходит на обработку и передачу. Размер матрицы сам по себе еще не доказывает качество изображения. В зависимости от формата изображения, та или иная установленная матрица может привести к различным размерам пикселя. Так, например, в радиографии с усилением изображения возможны различные форматы масштабирования.

Как правило, число пикселей в матрице так велико, а размер пикселя так мал, что при обыкновенном рассмотрении изображения невозможно воспринять расчленение его на отдельные элементы. Однако при увеличении фрагмента на мониторе структура пикселя становится заметной, что создает помехи при рассмотрении изображения.

Четкость изображения величин серой шкалы (количество возможных величин пикселя) определяется с помощью количества битов, необходимых на каждый пиксель (глубина в битах). Чем больше глубина битов, тем точнее и четче показания параметров изображения. При недостаточной глубине битов на изображениях могут появиться ложные контуры кривой интенсивности там, где цифровая величина изменяется на одну ступень. Глубина битов, необходимая для предотвращения подобных артефактов, зависит от объема динамики изображения и от шумов в изображении. Чем больше отображаемый спектр интенсивности и чем слабее шумы, тем больше бит-уровней нужно для безошибочной оцифровки изображения, однако при этом увеличиваются затраты на аналого-цифровое преобразование, на сохранение и переработку. Для глубины битов радиологических изображений типичны следующие величины: 8, 10 или 12 битов (таблица 2.1).

Таблица 2.1 – Типичные величины размеров матриц и глубин битов при разных методах лучевой диагностики

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| NN п/п | Методы лучевых исследований | Размер матрицы | Глубина в битах |
| 1 | РКТ и МРТ | 512 × 512 | 12 бит |
| 2 | ЦРГФ | 512 × 512 | 8 бит |
| 3 | ДСА | 1024 × 1024 | 10 бит |
| 4 | ЦПРГФ (накапливающая фольга, селен) | 2000 × 2000 | 10-14 бит |

## 

## 2.2 Цифровые рентгенографические системы

Преобразование традиционной рентгенограммы в цифровой массив с последующей возможностью обработки рентгенограмм методами вычислительной техники стало распространенным процессом. Такие аналоговые системы зачастую имеют очень жесткие ограничения на экспозицию из-за малого динамического диапазона рентгеновской пленки. В отличие от аналоговых, прямые цифровые рентгенографические системы позволяют получать диагностические изображения без промежуточных носителей, при любом необходимом уровне дозы, причем это изображение можно обрабатывать и отображать самыми различными способами.

На рисунке 2.3 приведена схема типичной цифровой рентгенографической системы. Рентгеновская трубка и приемник изображения сопряжены с компьютером и управляются им, а получаемое изображение запоминается, обрабатывается (в цифровой форме) и отображается на телеэкране, составляющем часть пульта управления (или устройства вывода данных) оператора-рентгенолога.

Дисплей

Блок памяти

Устройство

документирования

Компьютер + память изображения

Интерфейс

Приемник изображения

Пациент

Рентгеновский аппарат

Рисунок 2.3 – Составные элементы цифровой системы получения рентгеновских изображений

Аналогичные пульты управления можно применять и в других системах получения изображения, например на основе ядерного магнитного резонанса, или компьютерной томографии. Цифровое изображение можно записать на магнитном носителе, оптическом диске или же на специальном записывающем устройстве, способном постоянно вести регистрацию изображения на пленку в аналоговой форме.

В России прямая цифровая рентгенографическая система Института ядерной физики (ИЯФ) СО РАН применяется в нескольких клинических больницах. В этой системе рентгеновская пленка как регистратор рентгеновского излучения заменена многопроволочной пропорциональной камерой. Такая камера вместе с электронными схемами усиления и формирования импульсов представляет собой линейку на 256 практически независимых каналов, имеющих чувствительную поверхность 1×1 мм. (В последних моделях 350 каналов и 0,5 × 0,5 мм.) Использование в счетчиках в качестве рабочего газа ксенона при давлении 3 кгс/см2 обеспечивает высокую эффективность регистрации излучения. Эта система может быть отнесена к классу ионографических приборов для цифровой рентгенографии, передающих изображение на внешние устройства отображения.

В других цифровых рентгенографических системах используют твердотельные приемники с высоким коэффициентом поглощения рентгеновского излучения.

В обоих разновидностях упомянутых рентгенографических систем применяется метод сканирования с построчной регистрацией изображения, которое воспроизводится в целое на дисплее компьютера (сканирующая проекционная рентгенография).

Ко второму классу цифровых рентгенографических систем следует отнести люминофоры с памятью и вынужденной люминесценцией, которая затем регистрируется. Это приемник с непосредственным формированием изображения.

Системы получения изображения со сканированием рентгеновским пучком и приемником имеют важное преимущество, состоящее в том, что в них хорошо подавляется рассеяние. В этих системах один коллиматор располагается перед пациентом с целью ограничения первичного рентгеновского пучка до размеров, необходимых для работы приемника, а другой – за пациентом, чтобы уменьшить рассеяние. На рисунке 2.4 изображена линейная сканирующая система для получения цифрового изображения грудной клетки. Приемником в системе является полоска из оксисульфида гадолиния, считывание информации с которой ведется линейной матрицей из 1024 фотодиодов. Проекционные рентгенограммы синтезируются также сканерами компьютерной томографии и выполняют вспомогательную роль при выделении соответствующего сечения.

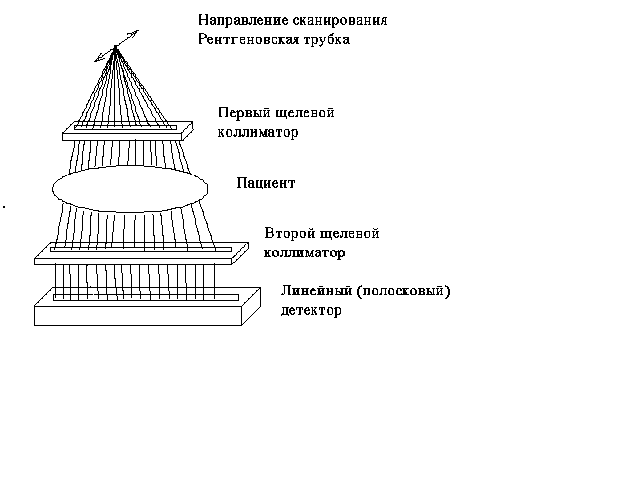


Рисунок 2.4 – Система линейного сканирования для цифровой рентгенографии грудной клетки

Главным недостатком сканирующих систем является то, что большая часть полезной выходной мощности рентгеновской трубки теряется и что необходимы большие времена экспозиции (до 10 с).

## 2.3 Цифровые технологии получения рентгенографических изображений

Термин "цифровая рентгенография" применяется к методам, при которых рентгеновское изображение преобразуется в цифровой сигнал. Принцип формирования цифрового изображения на всех приборах одинаков. Если на каждой единице площади аналогового изображения рассчитать среднюю плотность почернения и поставить соответственно этой плотности числовые значения, то мы получим изображение в виде цифровой матрицы. Таким образом, матрица видимого изображения складывается из отдельных мельчайших элементов – пикселов (неологизм от picture – рисунок и cell – ячейка).

Каждый пиксел имеет в матрице свои пространственные координаты (ряд и колонку), которые соответствуют расположенному в теле пациента элементарному объему – вокселу (volume element).

Для показа изображения цифровая матрица вновь трансформируется в матрицу видимых элементов изображения – пикселов. На матрице пиксел представляет собой четырехугольник с высотой равной расстоянию между двумя оттенками серой шкалы и шириной, равной одному шагу вдоль линии матрицы.

Размер ячейки матрицы (пиксела) цифрового изображения должен зависеть от размера самой мелкой из имеющих диагностическое значение деталей.

Цифровая технология обладает рядом преимуществ, среди которых, прежде всего можно отметить оптимизацию плотности изображения (анализ большого числа оттенков серой шкалы), возможность его математической обработки с помощью различных программ, передача изображения на расстояния и удобное архивирование. Число возможных оттенков серой шкалы в диапазоне между черным и белым определяется динамическим диапазоном и отражает контрастное разрешение цифрового изображения.

В цифровых системах величина динамического диапазона позволяет правильно отражать разницу плотностей в соотношении 1:1000, что значительно выше фотографической широты обычной рентгеновской пленки, поскольку последняя может отразить разницу плотностей в максимальном соотношении 1:20 [5].

Цифровые технологии получения рентгеновского изображения находят все более широкое распространение в лучевой диагностике. Все существующие или находящиеся в стадии разработки системы цифровой рентгенографии делятся по принципу детектирования рентгеновского излучения на пять основных видов:

* система с оцифровкой рентгеновского электронного изображения, получаемого с усилителя рентгеновского изображения УРИ;
* цифровая рентгенография на запоминающих люминофорах;
* цифровая селеновая рентгенография;
* цифровая рентгенография на основе линейных преобразователей (газовых или полупроводниковых);
* цифровая рентгенография на основе полноформатной матрицы.

В настоящее время самой распространенной системой является цифровая рентгеноскопия и рентгенография, получаемая методом оцифровки рентгеновского электронного изображения. Во всех этих системах аналоговые сигналы после оцифровки записываются в виде цифровой матрицы изображения. Их значения заносятся в память компьютера и подвергаются дальнейшей обработке.

Для получения изображения цифровое значение каждого пикселя трансформируется в точку определенной яркости на экране электронно-лучевой трубки или в определенную оптическую плотность на твердой копии изображения. Основным недостатком подобных систем является малый размер рабочего поля УРИ.

Второе по частоте распространение получила цифровая рентгенография на запоминающих люминофорах.

Данный метод основан на фиксации рентгеновского изображения запоминающими люминофорами. Экран, покрытый запоминающим люминофором, внешне похож на обычный усиливающий экран и функционирует сходным образом, запоминая информацию в виде скрытого рентгеновского изображения для последующего ее считывания и воспроизведения. Скрытое изображение на таком экране способно сохраняться длительное время (до 6 часов). Считывание его производится инфракрасным лазером, под действием которого происходит освобождение накопленной на люминофорах энергии в виде вспышек света. Эти вспышки видимого света преобразуются с помощью фотоэлектронного умножителя в серию электрических сигналов и далее через аналого-цифровой преобразователь в цифровые сигналы, чтобы образовать бинарную матрицу, отражающую яркостные показатели каждого пикселя.

Оставшееся на экране скрытое изображение стирается интенсивной засветкой видимым светом, после чего экран можно использовать вновь, многократно.

Считается, что качество цифрового изображения можно существенно улучшить, применяя метод прямой регистрации рентгеновского излучения с помощью детектора, работающего в непосредственной связи с компьютером. Одним из вариантов прямого детектирования рентгеновского излучения является цифровая селеновая рентгенография. Она представляет собой систему, основной частью которой служит детектор в виде барабана покрытого слоем аморфного селена. Селеновая рентгенография в настоящее время используется только в системах рентгенографии грудной клетки. Но преимуществом селенового детектора является высокий коэффициент отношения сигнал/шум.

Таким образом, из краткого обзора о цифровых методах рентгеновских изображений вытекает, что к настоящему времени наиболее распространенными являются системы с оцифровкой рентгеновского электронного изображения. Однако возможности их ограничены малым размером рабочего поля электронно-оптического преобразователя. Последнее обстоятельство компенсируется методом сшивания изображения, который используется в приборах для исследования грудной полости.

Меньшее распространение получили технологии, работающие на основе запоминающих люминофоров.

Их широкое внедрение, прежде всего, ограничивается высокой стоимостью.

В последние годы, особенно, в нашей стране получает практическое применение полупроводниковая и газовая рентгенография, работающие по принципу сканирующей линейки. Несмотря на не очень высокое линейное разрешение, эти технологии имеют ряд существенных преимуществ, которые, прежде всего, определяются большой площадью изображения, низкой себестоимостью приборов и чрезвычайно малой дозой облучения, необходимой для производства изображения.

Эти положительные качества являются определяющими для широкого использования указанной технологии, в первую очередь в установках для исследования грудной клетки, как с целью профилактических осмотров, так и для диагностики.

# 3 Техническое обеспечение системы цифровой рентгенографии

Общую структуру информационной системы можно рассматривать как совокупность подсистем независимо от сферы применения. В этом случае говорят о структурном признаке классификации, а подсистемы называют обеспечивающими. Таким образом, структура любой информационной системы может быть представлена совокупностью обеспечивающих подсистем (см. рисунок 3.1).

Техническое обеспечение

Математическое обеспечение

Программное обеспечение

Информационное обеспечение

Организационное обеспечение

Правовое

обеспечение

Рисунок 3.1 – Структура информационной системы как совокупность обеспечивающих подсистем

Среди обеспечивающих подсистем обычно выделяют информационное, техническое, математическое, программное, организационное и правовое обеспечение.

Техническое обеспечение – комплекс технических средств, предназначенных для работ информационной системы, а также соответствующая документация на эти средства и технологические процессы.

Комплекс технических средств составляют:

* компьютеры любых моделей;
* устройства сбора, накопления, обработки, передачи и вывода информации;
* устройства передачи данных и линий связи;
* оргтехника и устройства автоматического съема информации;
* эксплуатационные материалы и др. [7].

В дипломном проекте представлено только техническое обеспечение цифровых систем.

## 3.1 Анализ существующих цифровых рентгенографических систем

Рентгенодиагностика и рентгенодефектоскопия явились первыми областями практического применения рентгеновских лучей. Они сохраняют свое доминирующее положение и в настоящее время.

Первые рентгеновские аппараты представляли собой электрически незащищенные индукторные генераторы высокого напряжения, питающие ионные рентгеновские трубки через механические выпрямители.

Первый электрически защищенный отечественный однофазный аппарат РУМ-2 был создан в 1946 году под руководством В.В. Домоховского и А.Г. Сулькина.

Вначале создание трехфазного рентгеновского аппарата было сопряжено со множеством трудностей, так как аппарат из-за наличия трех фаз был перегружен выпрямителями, а также имел большие габариты и высокую себестоимость. Первые подобные аппараты были созданы фирмами Philips и Siemens. Появление полупроводниковых высоковольтных выпрямителей позволило уменьшить трудоемкость изготовления трехфазных высоковольтных генераторов, а появление рентгеновских трубок с вращающимся анодом сделало еще более явственным преимущества трехфазного питания.

Первый отечественный трехфазный аппарат РУМ-16 был разработан во ВНИИ радиационной техники в 1968 году [3].

Современная технология рентгенографии – это довольно сложный и ответственный процесс в визуализационной диагностике.

В зависимости о назначения, мощности, питающей схемы и других показателей, все питающие устройства подразделяются на следующие классы.

* Аппараты высшего класса – трехфазные аппараты с наибольшим напряжение 150 кВ и наибольшей мощностью 100 кВт (100 кВ, 1000 мА). Они обеспечивают проявление всех рентгенологических исследований на самом высоком уровне и предназначены для специализированных лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ). К таким рентгеновским аппаратам относятся Prestige (GE, США), Multistar T.O.P., Serigraph (Siemens), Multi Diagnost 97 (Philips), Emerix-80HF Plus (Medicor) и др.
* Аппараты первого класса – трехфазные аппараты с наибольшим напряжение 125 кВ и с наибольшей мощностью 50 кВт (90кВ, 600мА и 125 кВ, 400 мА). Они тоже обеспечивают проведение любых видов рентгенологических исследований и предназначены, прежде всего, для стационаров общего назначения. Такие аппараты поставляют почти все известные фирмы, а именно: Diagnost-97 (Philips), Sirescop SX (Siemens), Emerix-65 HF Plus, Emerix-50 HF Plus (Medicor) и др.
* Аппараты второго класса – однофазные аппараты мощностью 27-30 кВт (125-150 кВ при токе 250-300 мА и 90-100 кВ при токе 400-500 мА). Эти аппараты обеспечивают проведение основных видов рентгенологических исследований. Ими комплектуются как стационары, так и поликлиники. К таким аппаратам относятся: Silhouette 20 S, Silhouette 20 (GE, США), Sirescop CX (Siemens), Eurascop 3 (Swissray), Emerix-30 HF Plus, Emerix 2P/500 (Medicor) и др.
* Аппараты третьего класса – однофазные с напряжением 125 кВ при токе 150-200 мА и 90 кВ при токе 250-300 мА. Они предназначены для рентгенографии и должны быть во всех ЛПУ. Их поставляют фирмы: GE (Solarix FV, Compax – 40, 40 E), фирма Siemens (Polimobil-10, Multix), фирма Philips (MRS), фирма Swissray (Atlas), фирма Medicor (Emerix 2P/300, Emerix 30 HFC) и др.[1].

## 3.2 Датчики рентгеновского излучения

Датчик предназначен для преобразования рентгеновского излучения в электрический аналог. Ниже представлена характеристика стандартного датчика для рентгенографических исследований.

Таблица 3.1 – Характеристики цифрового рентгеновского датчика

|  |  |
| --- | --- |
| Полный размер | 25×42×5.8 мм (456×684 пикселей) |
| Размер пикселя | 44×44 микрона |
| Чувствительная область | 20×30 мм |
| Пространственное разрешение | лучше чем 10 линий на мм |
| Совместимость с любыми дентальными рентгеновскими аппаратами | диапазон высокого напряжения от 50 до 70 кВ |
| Время экспозиции | более 80 мс |

## 

## 3.3 Приемники изображения ЦР

В цифровой рентгенологии могут найти применение два класса приемников изображения:

* приемники с непосредственным формированием изображения;
* приемники с частичной регистрацией изображения, в которых полное изображение формируется путем сканирования либо рентгеновским пучком, либо приемным устройством (сканирующая проекционная рентгенография).

В цифровой рентгенографии применяют усилитель изображения, ионографическую камеру и устройство с вынужденной люминесценцией. Эти приемники могут непосредственно формировать цифровые изображения без промежуточной регистрации и хранения. Усилители изображения не обладают наилучшим пространственным разрешением или контрастом, однако имеют высокое быстродействие. Аналого-цифровое преобразование флюорограммы с числом точек в изображении 512х512 может занимать время менее 0,03 с.

Матрицы изображения из 512х512 элементов может быть вполне достаточно для целей цифровой флюороскопии, тогда как система рентгеноскопии грудной клетки может потребовать матрицы с числом элементов 1024х1024 при размерах элемента изображения 0,4 мм. Но даже при числе точек 2048х2048 в изображении время преобразования изображения в цифровую форму составляет всего несколько секунд. Время считывания изображения с пластины с вынужденной люминесценции или ионографической камеры значительно больше, хотя последнее выгодно отличается лучшим разрешением и динамическим диапазоном.

Число градаций в изображении зависит от медицинского назначения. Аналого-цифрового преобразования на 8 бит, обеспечивающего точность 0,4%, вполне достаточно для регистрации зашумленных изображений или больших массивов (меньшей ступени градации яркости соответствует больший уровень шума), однако для ряда приложений может понадобиться и 10-битовый АЦП (точность 0,1%).

Если требуется быстрый доступ к информации, полученной за длительный период времени, целесообразно применять оптические диски. Емкость памяти 12-дюймового оптического диска равна примерно 2 гигабайта, что соответствует 1900 изображениям, состоящим из 1024х1024 элементов изображения и "глубиной" оцифровки в 8 бит (256 ступеней шкалы яркости) каждое (без сжатия данных). Для считывания с оптического диска может быть использовано автоматическое устройство съема, позволяющее обеспечить быстрый доступ к любому изображению. Возможность работы со всеми изображениями в цифровой форме весьма привлекательна, а системы, выполняющие это, называются системами хранения и передачи изображения (СПХИ) [1],[4].

Записанное на фотопленке изображение можно преобразовать в цифровую форму с помощью сканирующего микроденситометра, но любая информация, зафиксированная на фотопленке со слишком малой или, наоборот, слишком высокой оптической плотностью, будет искажена из-за влияния характеристик пленки. В цифровую форму можно преобразовать и ксеро- рентгенограмму также с помощью сканирующего денситометра, работающего в отраженном свете, или путем непосредственного считывания зарядового изображения с селеновой пластины.

## 3.4 Преобразователи формы информации для устройств аналогового ввода-вывода

Устройства ввода аналоговой информации являются гибридными аналого-цифровыми устройствами. Мультиплексоры аналоговых сигналов, измерительные усилители, схемы выборки и хранения представляют аналоговую часть интерфейса ввода аналоговой информации. Цифровую часть представляют аналого-цифровые и цифроаналоговые преобразователи (АЦП и ЦАП). Проектирование, производство и использование АЦП и ЦАП оказывают существенное влияние на характеристики ввода аналоговой информации.

АЦП преобразуют входные аналоговые сигналы в цифровую форму, ЦАП – цифровые сигналы – в аналоговые.

В устройствах сопряжения аналоговых объектов с цифровыми системами сбора и обработки данных ЦАП могут иметь двойное применение: во-первых, входят в состав АЦП, основанных на компенсационных принципах; во-вторых, выступают как элементы интерфейсов вывода, когда цифровая информация преобразуется в аналоговую форму для управления объектом исследований.

Существует некоторый набор системных требований, которые являются общими для АЦП и ЦАП. К ним относятся функциональная ориентация и системная совместимость.

Функциональная ориентация АЦП и ЦАП становится все более необходимой в связи со все большей направленностью интерфейсов ввода-вывода аналоговой информации на определенные типы систем и процессов.

В соответствии с этим АЦП в устройствах ввода аналоговой информации придаются вполне определенные дополнительные функции, которые обеспечивают более эффектное использование центрального процессора за счет разгрузки его от рутинных операций.

Системная совместимость АЦП в интерфейсе ввода аналоговой информации заключается в метрологической согласованности АЦП с предшествующими ему аналоговыми элементами.

Из наиболее важных системных параметров, определяющих технический уровень АЦП, обычно отмечают следующее[8]:

* входные – вид и диапазон изменения входного сигнала, входное сопротивление;
* выходные – вид выходного кода и уровни выходных сигналов;
* статические – разрешающая способность, инструментальная погрешность, температурный коэффициент;
* динамические – частота отсчетов, апертурное время;
* производительность – пропускная способность, бит/с;
* конструктивные – техническое исполнение;
* экономические – стоимость.

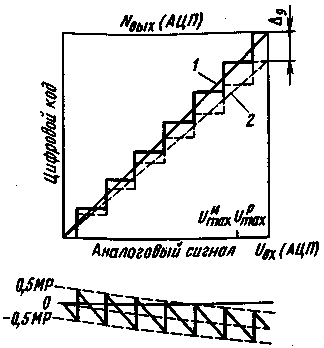
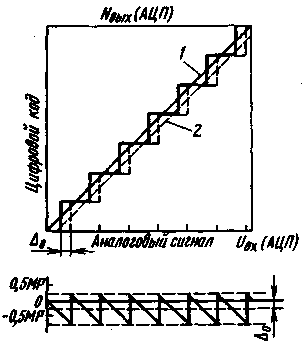
Системные параметры ЦАП:

* входные – вид входных кодов и уровни опорных напряжений;
* выходные – полярность и диапазон выходного напряжения или тока, нагрузочная способность;
* статические характеристики – погрешность квантования, инструментальная погрешность, температурный коэффициент;
* динамическая погрешность – время установления или скорость нарастания входного сигнала;
* производительность – пропускная способность, бит/с;
* конструктивные – техническое исполнение;
* экономические характеристики – стоимость, эксплуатационные расходы.

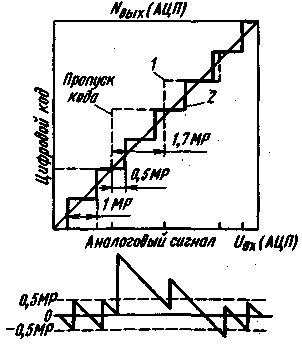
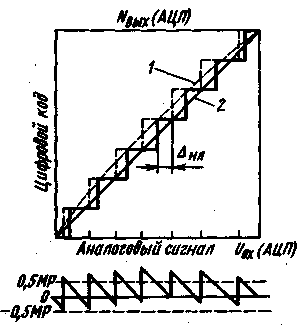
Если проанализировать перечисленные характеристики АЦП и ЦАП, то можно заметить их большое сходство. По характеру преобразований АЦП и ЦАП представляют собой дуальные преобразователи. Кроме того, большинство точностных параметров АЦП определяется относительно входного, преобразуемого напряжения, т.е. приводится к входу.

Дуальный характер АЦП и ЦАП приводит к тому, что их основные статические параметры имеют одну и ту же физическую природу и поэтому их рассмотрение может быть совмещено. Отклонения от идеальной передаточной характеристики преобразователя вызываются смещением характеристики (рисунок 3.2, а), изменением ее крутизны (рисунок 3.2, б), а также нелинейностью (рисунок 3.2, в, 3.2, г). Погрешности, вызванные нелинейностями, относятся к наиболее трудноустранимым, поскольку они не могут быть ликвидированы регулировкой. Существуют два основных метода уменьшения этих погрешностей, которые оба достаточно дороги:

* использование высококачественных преобразователей;
* алгоритмические методы коррекции с применением микропроцессоров или микрокомпьютеров.



а) б)



в) г)

Рисунок 3.2 – Характеристики АЦП

а – Влияние смещения характеристики преобразования АЦП;

б – Влияние изменения коэффициента преобразования на характеристики преобразования АЦП;

в – Влияние интегральной нелинейности на характеристики преобразователя АЦП;

г – Влияние дифференциальной нелинейности на характеристики преобразования

Интегральную нелинейность большинство производителей используют как характеристику своей продукции. Вместе с тем часто используется и дифференциальная нелинейность, которая характеризует дивиацию шага квантования по уровню (см. рисунок 3.2, г). Во многих случаях преобразователи характеризуются обоими видами нелинейности.

Для интегрирующих АЦП преобладающей является интегральная нелинейность, обусловленная главным образом нелинейностью интегратора. Дифференциальная нелинейность возникает вследствие нестабильности частоты счетных импульсов.

Важной характеристикой преобразователей является разрешающая способность, которая определяется числом разрядов выходного кода АЦП или входного кода ЦАП.

## 3.5 Устройства ввода аналоговой информации с децентрализованным управлением

Устройства ввода аналоговых данных непрерывно совершенствуются в направлении не только более высокой разрешающей способности и повышенного быстродействия, но и приобретения способности управления непосредственно процессом преобразования аналоговых данных и передачей результатов преобразования центральному процессору. В этом случае кроме традиционных блоков устройства аналогового ввода содержат дополнительные, обеспечивающие выполнение соответствующих операций.

Обычно внутренним блокам управления придают следующие функции:

* управление режимом опроса аналоговых каналов;
* обеспечение для устройства ввода аналоговых данных прямого доступа в память центрального процессора без участия последнего.

Первые две функции могут реализовываться запоминающим устройством (ЗУ), включенным в устройство аналогового ввода.

Внутренняя память устройства ввода аналоговых данных содержит значения коэффициентов усиления Кус измерительного усилителя, а также программы трех режимов работы в следующих случаях:

* когда выполняется однократное считывание результата измерения выбранного канала, который запоминается в памяти процессора;
* если выбирается один канал ввода аналоговой информации, подключаемый на заданное время через преобразующие устройства к центральному процессору;
* если осуществляется непрерывный опрос каналов с запоминанием результата в памяти.

Использование прямого доступа в память позволяет эффективно передавать блоки данных между внешними устройствами и центральным процессором.

Практической реализацией можно считать устройство аналогового ввода DT 2782 (DT 2784) [9]. Устройство состоит из двух подсистем:

* аналого-цифрового преобразования;
* контроллера прямого доступа в память, работающих в конвейерном режиме.

Пока выполняется очередное аналого-цифровое преобразование, по каналу прямого доступа производится передаче предыдущего результата.

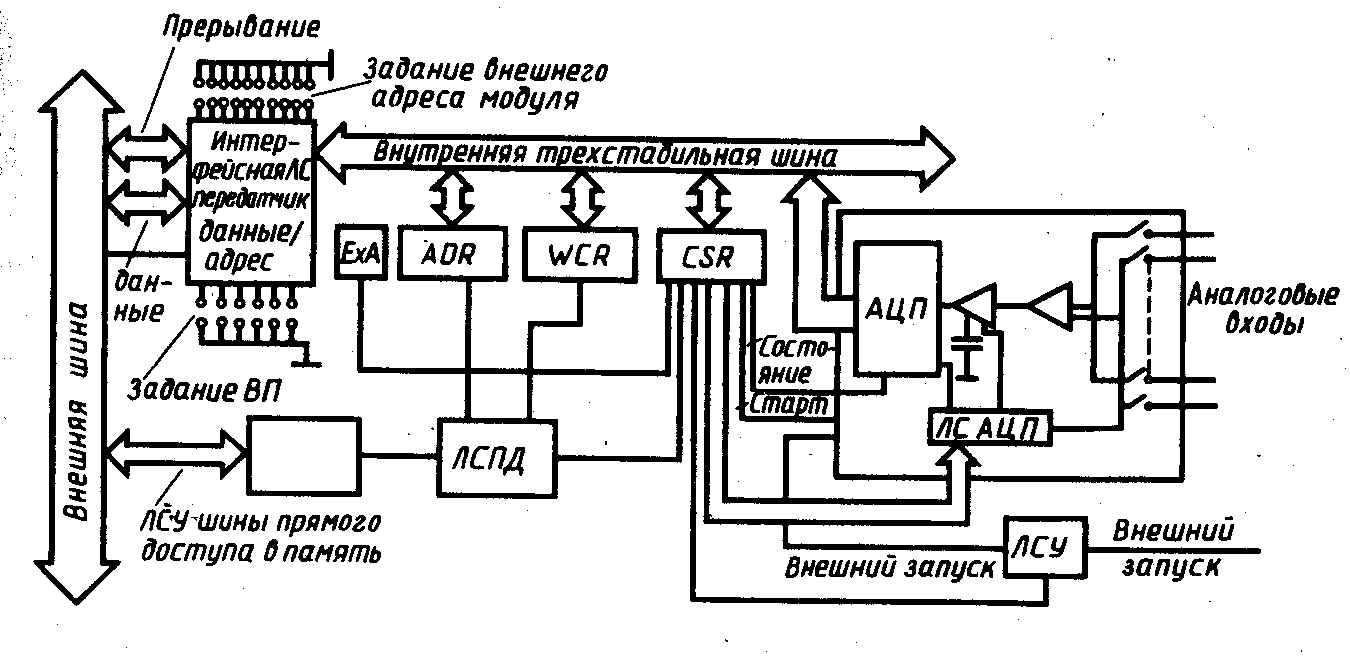


Рисунок 3.3 – Устройство ввода DT 2782 с прямым доступом в память

Управление процессом прямого доступа выполняется с помощью трех регистров. В 16-разрядном регистре CSR (рисунок 3.3), в соответствующие разряды которого записываются признаки ошибок в аналого-цифровом преобразовании, запросы на прерывание, если устройство работает в режиме ввода по прерыванию, фиксируется переход из режима прямого доступа в память, часть разрядов используются для адресации каналов аналогового мультиплексора, расширение регистра текущего адреса ADR для управления адресуемого в режиме прямого доступа пространства памяти, прекращения прямого доступа при ошибках в логических схемах управления и т.д. [10].

## 3.6 Обоснование необходимости разработки

Опыт использования прямой цифровой рентгенографии в клинической практике с 1993 года показал преимущества данного метода, поскольку позволяет:

* снизить дозу облучения; если в обычной рентгенологии доза облучения зависит от чувствительности приемника изображения и динамического диапазона пленки, то в цифровой рентгенологии оба этих показателя могут оказаться несущественными.
* цифровое отображение информации; разложение изображения по уровням яркости на экране становится в полной мере доступным для пользователя. Весь диапазон оптических яркостей может быть использован для отображения лишь одного участка изображения, что приводит к повышению контраста в интересующей области. В распоряжении оператора имеются алгоритмы для аналоговой обработки изображения с целью оптимального использования возможностей систем отображения.

Это свойство цифровой рентгенографии также дает возможность снизить лучевую нагрузку на пациента путем уменьшения количества рентгенограмм для получения диагностической информации.

Цифровое отображение при его компьютерной обработке позволяет извлечь количественную и качественную информацию и таким образом перейти от интуитивно-эмпирического способа изображения к объективно измеренному.

* возможность цифровой обработки изображений; рентгенолог должен выявить аномальные образования на осложненной фоном нормальной структуре биоткани. Он может не заметить мелких деталей в изображении, которые система разрешает, или пропустить слабоконтрастную структуру, видимую на фоне шумов изображения, из-за сложного строения окружающих (или сверхлежащих) тканей. Субтракционный метод (метод вычитания изображений) в рентгенографии позволяет устранить большую часть паразитной фоновой структуры и тем самым увеличить вероятность выявления важных деталей на рентгенограмме.

Особенная ценность применения цифровой рентгенографии заключается в возможности полного отказа от рентгеновской пленки и связанного с ней фотохимического процесса. Это делает рентгенологическое исследование экологически чище, а хранение информации в цифровом виде позволяет создать легкодоступные рентгеновские архивы. Новые количественные формы обработки информации открывают широкие возможности стандартизации получения изображений, приведения их к стандарту качества в момент получения и при отсроченных повторных исследованиях.

Средства компьютерной обработки изображений существенно увеличивают количество информации, которое удается "извлечь" из отдельной цифровой рентгенограммы, позволяют создавать удобные и доступные архивы диагностических изображений. Немаловажна открывающаяся возможность передачи изображения на любые расстояния при помощи средств компьютерных коммуникаций.

Приведенные соображения с достаточной наглядностью демонстрируют прогрессивность внедрения в практику цифровой рентгенографии, которая сможет перевести диагностическую рентгенологию на новый более высокий технологический уровень. Отказ от дорогостоящих расходных материалов обнаруживает и ее высокую экономическую эффективность, что в сочетании с возможностью уменьшения лучевых нагрузок на пациентов делает ее применение в практике особенно привлекательным.

Настоящий же дипломный проект ориентирован на решение задач связанных с совершенствованием цифрового рентгенографического аппарата SireMobil Compact фирмы Siemens путем внедрения новых технологий и заменой элементной базы модуля ввода/вывода данных.

# 4 Модуль ввода/вывода системы цифровой рентгенографии

В данном разделе представлена внутренняя структура модуля ввода/вывода данных системы цифровой рентгенографии.

Модуль ввода/вывода данных представляет собой плату сбора данных, которая реализуется по нижеприведенной схеме.

## 4.1 Структурная схема платы сбора данных

Представленная плата сбора данных, называемая также платами АЦП/ЦАП или ввода-вывода аналоговых сигналов, имеет следующую типовую структуру в наиболее расширенном варианте (рисунок 4.1).

АЦП

Программный

усилитель

Коммутатор

ЦАП 1

ЦАП 2

Цифровой интерфейс

Таймер

Цифровая схема управления

Шина РС

Аналоговые входы

Аналоговые выходы

Цифровые входы/выходы

8, 16

16 … 32

Рисунок 4.1 – Структура платы сбора данных

В данных платах сбора данных используется эффект наложения частот. Физически это означает, что для взятых во времени отсчетов одного гармонического сигнала всегда найдется другой гармонический сигнал более высокой частоты, который пройдет через эти же отсчеты. Таким образом, результат работы АЦП для таких двух сигналов будет одинаков [12].

## 4.2 Сигма-дельта АЦП

Аналого-цифровые преобразователи (АЦП) являются устройствами, которые принимают входные аналоговые сигналы и генерируют соответствующие им цифровые сигналы, пригодные для обработки микропроцессорами и другими цифровыми устройствами.

Принципиально не исключена возможность непосредственного преобразования различных физических величин в цифровую форму, однако эту задачу удается решить лишь в редких случаях из-за сложности таких преобразователей. Поэтому в настоящее время наиболее рациональным признается способ преобразования различных по физической природе величин сначала в функционально связанные с ними электрические, а затем уже с помощью преобразователей напряжение-код – в цифровые. Именно эти преобразователи имеют обычно в виду, когда говорят об АЦП.

В настоящее время известно большое число методов преобразования напряжение-код. Эти методы существенно отличаются друг от друга потенциальной точностью, скоростью преобразования и сложностью аппаратной реализации. На рис. 4.2 представлена классификация АЦП по методам преобразования.

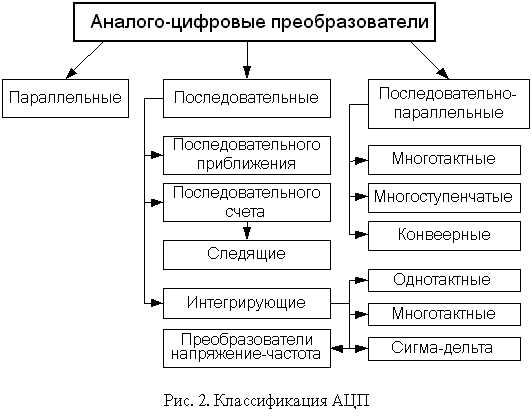


Рисунок 4.2 – Классификация АЦП

В основу классификации АЦП положен признак, указывающий на то, как во времени разворачивается процесс преобразования аналоговой величины в цифровую. В основе преобразования выборочных значений сигнала в цифровые эквиваленты лежат операции квантования и кодирования. Они могут осуществляться с помощью либо последовательной, либо параллельной, либо последовательно-параллельной процедур приближения цифрового эквивалента к преобразуемой величине.

Недостатком последовательных АЦП является низкая помехоустойчивость результатов преобразования. Действительно, выборка мгновенного значения входного напряжения, обычно включает слагаемое в виде мгновенного значения помехи. Впоследствии при цифровой обработке последовательности выборок эта составляющая может быть подавлена, однако на это требуется время и вычислительные ресурсы. В АЦП, рассмотренных ниже, входной сигнал интегрируется либо непрерывно, либо на определенном временном интервале, длительность которого обычно выбирается кратной периоду помехи. Это позволяет во многих случаях подавить помеху еще на этапе преобразования. Платой за это является пониженное быстродействие интегрирующих АЦП [4].

АЦП многотактного интегрирования имеют ряд недостатков. Во-первых, нелинейность переходной статической характеристики операционного усилителя, на котором выполняют интегратор, заметным образом сказывается на интегральной нелинейности характеристики преобразования АЦП высокого разрешения. Для уменьшения влияния этого фактора АЦП изготавливают многотактными.

Другим недостатком этих АЦП является то обстоятельство, что интегрирование входного сигнала занимает в цикле преобразования только приблизительно третью часть. Две трети цикла преобразователь не принимает входной сигнал. Это ухудшает помехоподавляющие свойства интегрирующего АЦП. В-третьих, АЦП многотактного интегрирования должен быть снабжен довольно большим количеством внешних резисторов и конденсаторов с высококачественным диэлектриком, что значительно увеличивает место, занимаемое преобразователем на плате и, как следствие, усиливает влияние помех.

Эти недостатки во многом устранены в конструкции сигма-дельта АЦП (в ранней литературе эти преобразователи назывались АЦП с уравновешиванием или балансом зарядов). Своим названием эти преобразователи обязаны наличием в них двух блоков: сумматора (обозначение операции – ∆) и интегратора (обозначение операции – ∑). Один из принципов, заложенных в такого рода преобразователях, позволяющий уменьшить погрешность, вносимую шумами, а следовательно увеличить разрешающую способность – это усреднение результатов измерения на большом интервале времени.

В настоящее время ряд ведущих по аналого-цифровым ИМС фирм, такие как Analog Devices и Burr-Brown, прекратили производство АЦП многотактного интегрирования, полностью перейдя в области АЦ-преобразования высокого разрешения на сигма-дельта АЦП.

Сигма-дельта АЦП высокого разрешения имеют развитую цифровую часть, включающую микроконтроллер. Это позволяет реализовать режимы автоматической установки нуля и самокалибровки полной шкалы, хранить калибровочные коэффициенты и передавать их по запросу внешнего процессора [4].

## 4.3 Выбор АЦП

Цифровая обработка сигналов (ЦОС) является базовым принципом для разработки функциональной структуры современных медицинских приборов. Качество ЦОС в значительной мере определяется качеством аналого цифрового преобразования (АЦП). Для реализации модуля ввода/вывода данных будем использовать 24-х разрядный сигма-дельта АЦП AD7710 фирмы Analog Devices.

Интегральная схема (ИС) AD7710 принимает слабые сигналы непосредственно с датчика или какого-либо иного преобразователя и выдает цифровой результат в последовательном формате.

В ИС используется сигма-дельта метод преобразования и достигается разрешение до 24 разрядов без пропущенных ходов. Входной сигнал попадает на внутренний входной каскад с программируемым усилением, совмещаемый с аналоговым модулятором. Выход модулятора обрабатывается внутренним цифровым фильтром. AD7710 идеален для использования в интеллектуальных, основанных на микроконтроллерах системах. Выбор входного канала, установка усиления и задание полярности сигнала выполняются программно с использованием двунаправленного последовательного порта. AD7710 содержит схемы автокалибровки, системной калибровки и фоновой калибровки, а также позволяет пользователю считывать и записывать внутренние регистры калибровки.

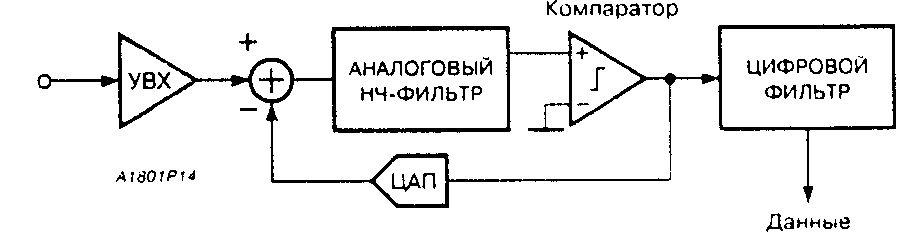


Рисунок 4.3 – Общая блок-схема сигма-дельта АЦП

На рисунке 4.3 представлена общая блок-схема сигма-дельта АЦП.

Она содержит следующие элементы:

* устройство выборки-хранения (УВХ);
* дифференциальный усилитель, или вычитатель;
* аналоговый НЧ-фильтр;
* 1-разрядный АЦП (компаратор);
* 1-разрядный ЦАП;
* цифровой НЧ-фильтр.

В ходе преобразования отсчет аналогового сигнала подается на вычитатель вместе с выходом 1-разрядного ЦАП. Отфильтрованный разностный сигнал подается на компаратор, который дискретизует разностный сигнал с частотой, во много раз превышающей частоту дискретизации аналогового сигнала (передискретизация) при помощи УВХ. Передискретизация является самым важным в работе сигма-дельта АЦП. Номинальная частота тактового сигнала генератора – 10 МГц. С выхода компаратора цифровой сигнал поступает на 1-разрядный ЦАП, так что вся схема работает как петля с отрицательной обратной связью, которая стремится свести к минимуму разностный сигнал. Цифровые данные, представляющие аналоговое входное напряжение, содержатся в коэффициенте заполнения последовательности импульсов на выходе компаратора. Эти данные могут быть извлечены в виде параллельного двоичного слова путем цифровой фильтрации.

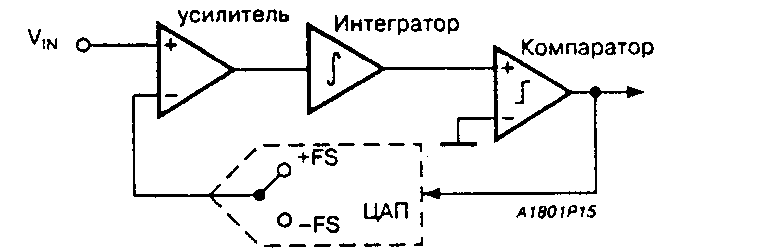


Рисунок 4.4 – Базовая схема АЦП с уравновешиванием заряда

В общем случае сигма-дельта АЦП описываются порядком аналогового НЧ-фильтра. На рисунке 4.4 приведен простой пример сигма-дельта АЦП первого порядка. Он содержит только НЧ-фильтр первого порядка (интегратор). (Эта схема поясняет происхождение названия такого устройства: АЦП с уравновешиванием заряда).

Схема включает дифференциальный усилитель (вход которого равен разности между аналоговым входом и выходом 1-разрядного ЦАП), интегратор и компаратор. Термин "уравновешивание заряда" отражает тот факт, что эта схема является петлей отрицательной обратной связи, которая стремится удерживать на нуле общий заряд на емкости интегратора, уравновешивая заряд, вносимый входным напряжением, при помощи заряда, вносимого 1-разрядным ЦАП.

Порядок модулятора определяется численностью интеграторов и сумматоров в его схеме. Сигма-дельта модуляторы N-го порядка содержат N сумматоров и N интеграторов и обеспечивают большее соотношение сигнал/шум при той же частоте отсчетов, чем модуляторы первого порядка.

AD7710 использует сигма-дельта модулятор второго порядка и цифровой фильтр, который определяет скользящее среднее цифрового сигнала. После включения питания или после ступенчатого изменения входного напряжения правильные данные могут быть получены только после определенного времени установления.

Цифровой фильтр AD7710 действует аналогично аналоговому фильтру, но с некоторыми незначительными отличиями.

Так как цифровая фильтрация выполняется после аналого-цифрового преобразования, то она может устранить шум, вносимый в процессе преобразования. Аналоговая фильтрация этого сделать не может.

С другой стороны, аналоговая фильтрация может устранить шум, присутствующий в аналоговом сигнале, до того, как он поступит на АЦП. Цифровая фильтрация этого сделать не может, и шумовые выбросы, наложенные на сигнал, уровень которых близок к концу шкалы, могут вызвать насыщение аналогового модулятора и цифрового фильтра, даже когда средний уровень сигнала лежит в допустимых пределах. Чтобы снять эту проблему, в сигма-дельта модуляторе и цифровом фильтре AD7710 предусмотрен запас по выходу за пределы шкалы, что позволяет сигналу выходить по уровню до 5% за пределы входного диапазона. Если зашумленные сигналы превышают и этот уровень, то нужно выполнять аналоговую фильтрацию входного сигнала, или уменьшить уровень сигнала, чтобы его полный размах был равен половине полной шкалы АЦП. Это даст более чем 100%-й запас по выходу за пределы шкалы за счет уменьшения динамического диапазона на 1 разряд (50%).

Так как в схему AD7710 включен НЧ-фильтр, то при ступенчатом изменении входного сигнала входные данные будут правильными только после определенного времени установления.

## 4.4 Сигма-дельта аналого-цифровое преобразование

В последние годы благодаря развитию технологических процессов микроэлектроники сигма-дельта АЦП и ЦАП высокого разрешения стали широко применяться в коммерческих разработках. Очень популярны применение СБИС, изготовленных по одномикронной (и менее) технологиям, на одном кристалле сочетающие функции сигма-дельта АЦП, сигма-дельта ЦАП и функции ЦОС. В первую очередь их используют во всевозможных кодеках аналогового сигнала.

В сигма-дельта АЦП аналоговый сигнал квантуется с очень низким разрешением (как правило, 1 бит) на частоте, во много раз превышающей максимальную частоту спектра сигнала. Используя такую методику передискретизации в сочетании с цифровой фильтрацией, можно значительно повысить разрядность. Для снижения эффективной скорости поступления отсчетов на выходе АЦП применяется децимация. Однобитовые сигма-дельта АЦП и ЦАП обладают превосходной дифференциальной и интегральной линейностью благодаря линейности 1-бит квантователя. Здесь не требуется высокоточная лазерная подгонка, как в других архитектурах АЦП. Структура сигма-дельта ЦАП принципиально не отличается от АЦП, за исключением порядка следования процессов.

Ключевыми моментами для понимания действия сигма-дельта преобразователей являются передескретизация, процесс шумообразования в сигма-дельта модуляторе, цифровая фильтрация и децимация [4].

### 4.4.1 Передискретизация

Аналоговый ФНЧ

АЦП

Q/√12

Шум квантования

Fa

Fa / 2

Fs

FS

Частота следования данных = Fs

Цифровой сигнал

Fpass = Fa

Fstop = Fs / 2

Рисунок 4.5 – Дискретизация с использованием низкочастотного фильтра и иллюстрация критерия Найквиста

При классическом подходе к процессу дискретизации (рисунок 4.5) эффективное значение шума квантования в полосе частот от 0 до  составляет



где  – вес младшего разряда,  – частота следования выходных отсчетов. Значительная часть шума квантования попадает в рабочую полосу частот. При соблюдении условий теоремы Котельникова (полоса частот полезного сигнала меньше либо равна ) аналоговый фильтр на входе преобразователя должен обладать высокой крутизной спада АЧХ за полосой пропускания. Это необходимо для эффективного ослабления высокочастотных шумов и помех, проникающих в рабочую полосу в результате интерференции с гармониками частоты дискретизации. В подавляющем большинстве случаев это активный ФНЧ. Но добиться удовлетворительного коэффициента гармоник у таких фильтров – весьма непростая задача, также как добиться малых фазовых искажений. При решении данной проблемы возникают глубокие противоречия.

Аналоговый ФНЧ

Цифровой ФНЧ

Децимирование в К раз

АЦП

Частота следования данных КХ⋅FS

Частота следования данных FS

Fpass = Fa

Fstop = КХ⋅FS /2

КХ⋅FS

Шум квантования, подавленный цифровым фильтром

Аналоговый фильтр

Цифровой фильтр

К – коэффициент децимации

КХ⋅FS

КХ⋅FS / 2

FS / 2

Fa

Рисунок 4.6 – Передискретизация при аналоговой и цифровой фильтрациях

Другой способ улучшения разрешения преобразователя – передискретизация (рисунок 4.6). При этом входной сигнал квантуется с частотой



где  – отношение передискретизации, а  – частота выходного цифрового потока. Здесь появляется два новых элемента схемы: цифровой фильтр и дециматор – устройство снижения частоты следования отсчетов. Шум квантования в полосе частот от  до  подавляется цифровым фильтром в выходном потоке, что приводит к улучшению отношения сигнал/шум на величину равную . Кроме того, можно добиться малой неравномерности АЧХ и ФЧХ цифрового фильтра и высокой линейности. Сам же аналоговый фильтр вырождается в простое RC-звено. К сожалению, цена за сверх разрешение высока, потому что для улучшения отношения сигнал/шум на 6 дБ (1 бит) требуется соответственно увеличить коэффициент передискретизации в 4 раза. Для сохранения значения этого коэффициента в разумных пределах можно разбить спектр шума квантования так, что бы основная его часть была между  и  и только небольшая на отрезке . Эту функцию выполняет сигма-дельта модулятор. После такого распределения цифровой фильтр легко подавит значительную часть энергии шума квантования, и общее отношение сигнал/шум, определяющее динамический диапазон, ощутимо возрастет.

### 4.4.2 Сигма-дельта преобразователи и шум квантования

Блок-схема сигма-дельта АЦП первого порядка представлена на рисунке 4.7.

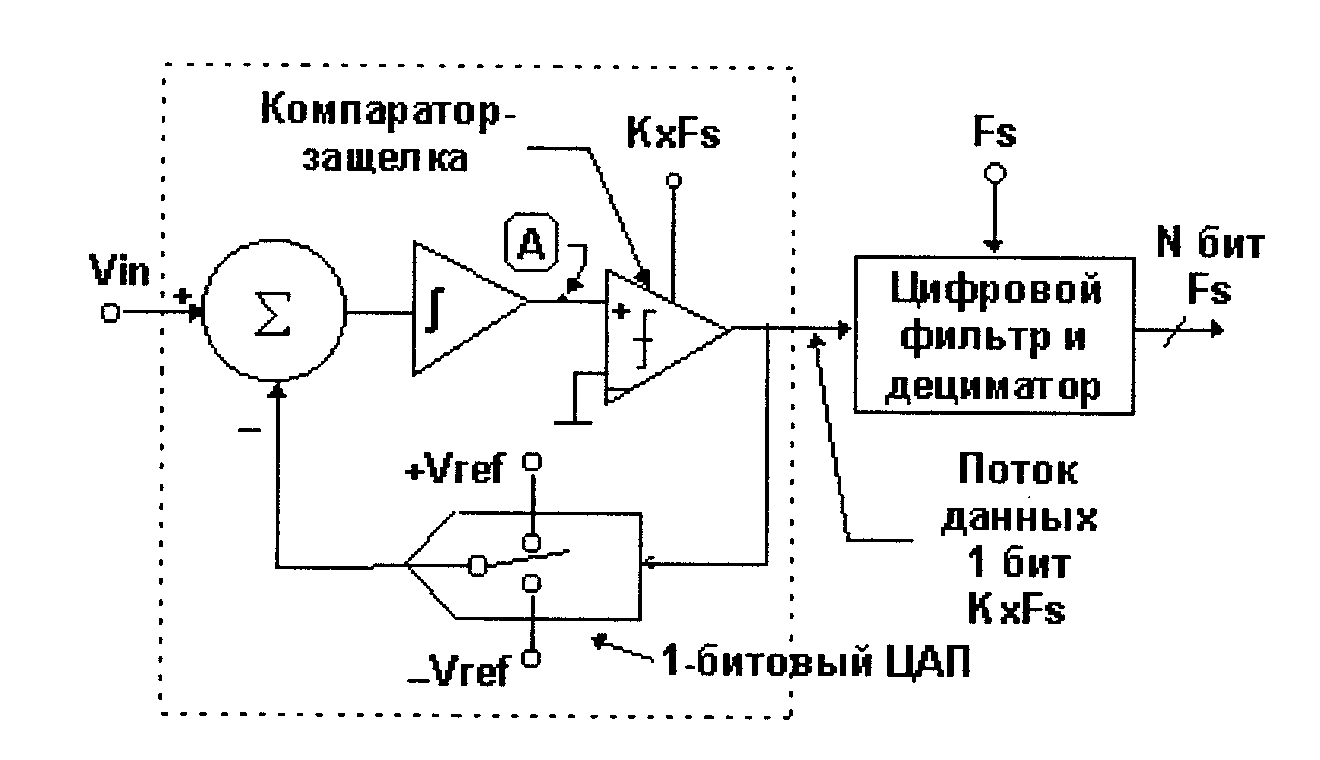


Рисунок 4.7 – Сигма-дельта АЦП первого порядка

Входная (аналоговая) часть такого класса приборов – сигма-дельта модулятор, преобразующий входной сигнал в последовательный непрерывный поток нулей и единиц, следующих с частотой . Замкнутая цепь обратной связи состоит из вычитающего устройства, интегратора, компаратора (1-бит АЦП), 1-бит ЦАП. Этот ЦАП принимает последовательный поток данных, а сигнал с его выхода вычитается из входного сигнала. Из теории обратной связи следует, что средняя величина напряжения на выходе ЦАП при достаточном петлевом усилении может достигать значения на входе модулятора. Интегратор может быть представлен как фильтр, амплитуда отклика которого пропорциональна 1/f, где f – частота входного воздействия. Компаратор синхронизируется тактовыми импульсами, следующими с частотой , преобразуя медленный входной сигнал переменного тока высокой частоты, меняющейся в зависимости от среднего значения напряжения на входе. Таким образом, эффективное значение шума квантования на низких частотах пренебрежимо мало, а интегратор выступает в роли фильтра высоких частот для шума квантования. Распределение спектра результирующего шума сильно зависит от скорости квантования, постоянной времени интегратора и точности балансировки обратной связи по напряжению.Так как аналоговый фильтр действует как ФНЧ на сигнал и как ФВЧ на шум квантования, такие модуляторы с фильтрами часто называют шумообразующими. Это иллюстрирует рисунок 4.8.

Амплитуда

Частота

Рабочий диапазон частот

Частота дискретизации = K⋅FS

Область шума

квантования

KX⋅FS / 2

FS

Fa

Рисунок 4.8 – Распределение шума квантования

### 4.4.3 Цифровая фильтрация и децимация

После того как шум квантования был сформирован квантователем в полосе частот выше рабочего диапазона, необходимо подавить продукты этого шума с помощью цифровой фильтрации (рисунок 4.9). Цифровой фильтр преследует двойную цель. Во-первых, он должен ослаблять переотражения от выходной частоты преобразования . Во-вторых, подавлять продукты высокочастотных компонент шумообразующего процесса сигма-дельта модулятора. Снижение частоты вывода данных выполняется с помощью процесса, называемого децимацией.

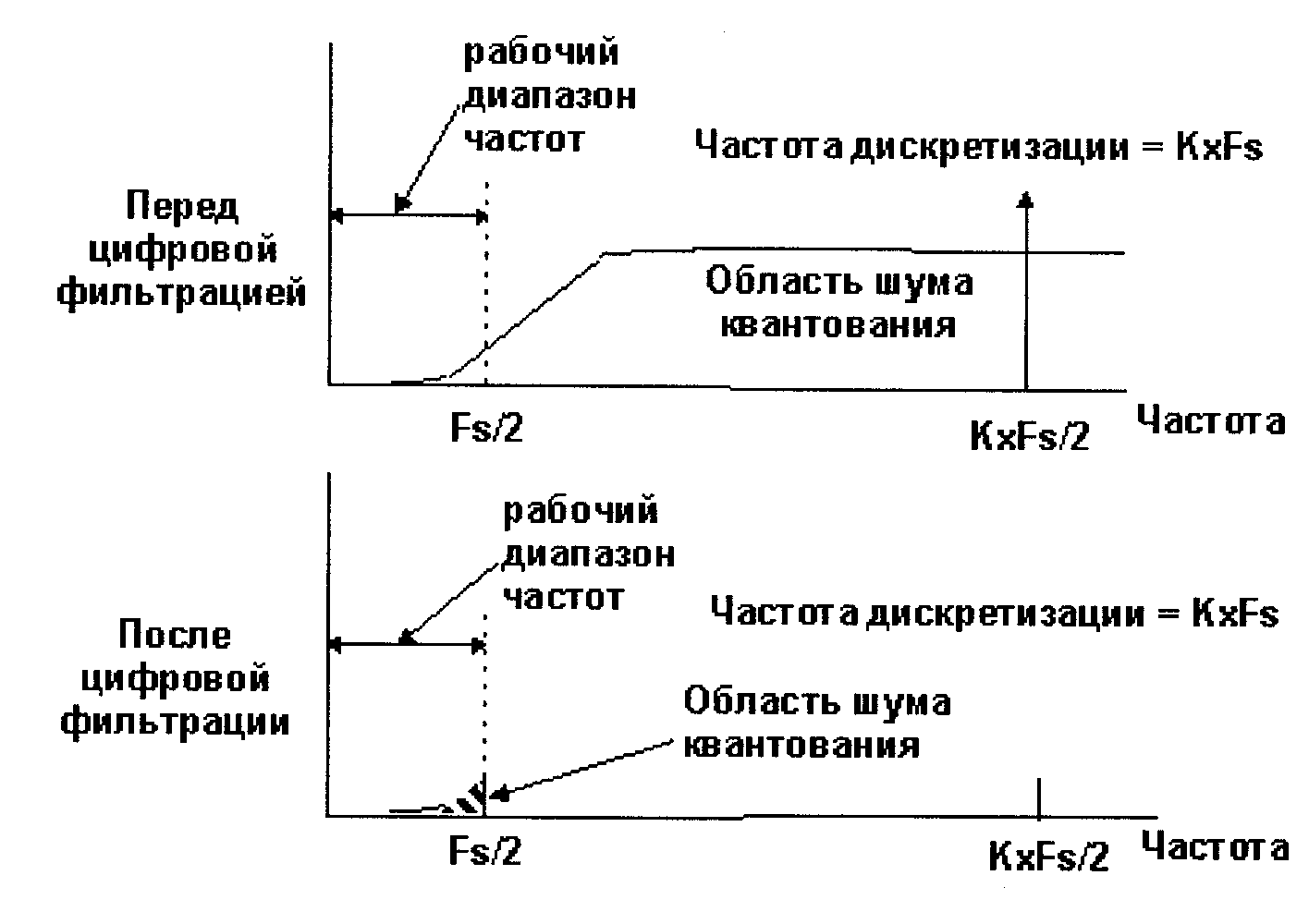


Рисунок 4.9 – Действие цифровой фильтрации на шум квантования

На рисунке 4.10 он показан для дискретного сигнала, где частота дискретизации входного сигнала  уменьшена в 4 раза. Сигнал  пересчитывается на более низкую частоту квантования (частоту децимации).

Децимация может также рассматриваться как метод избавления от избыточной информации, привнесенной передискретизацией. В сигма-дельта АЦП широко используется совмещение функций цифрового фильтра и дециматора – в результате вычислительная эффективность повышается.

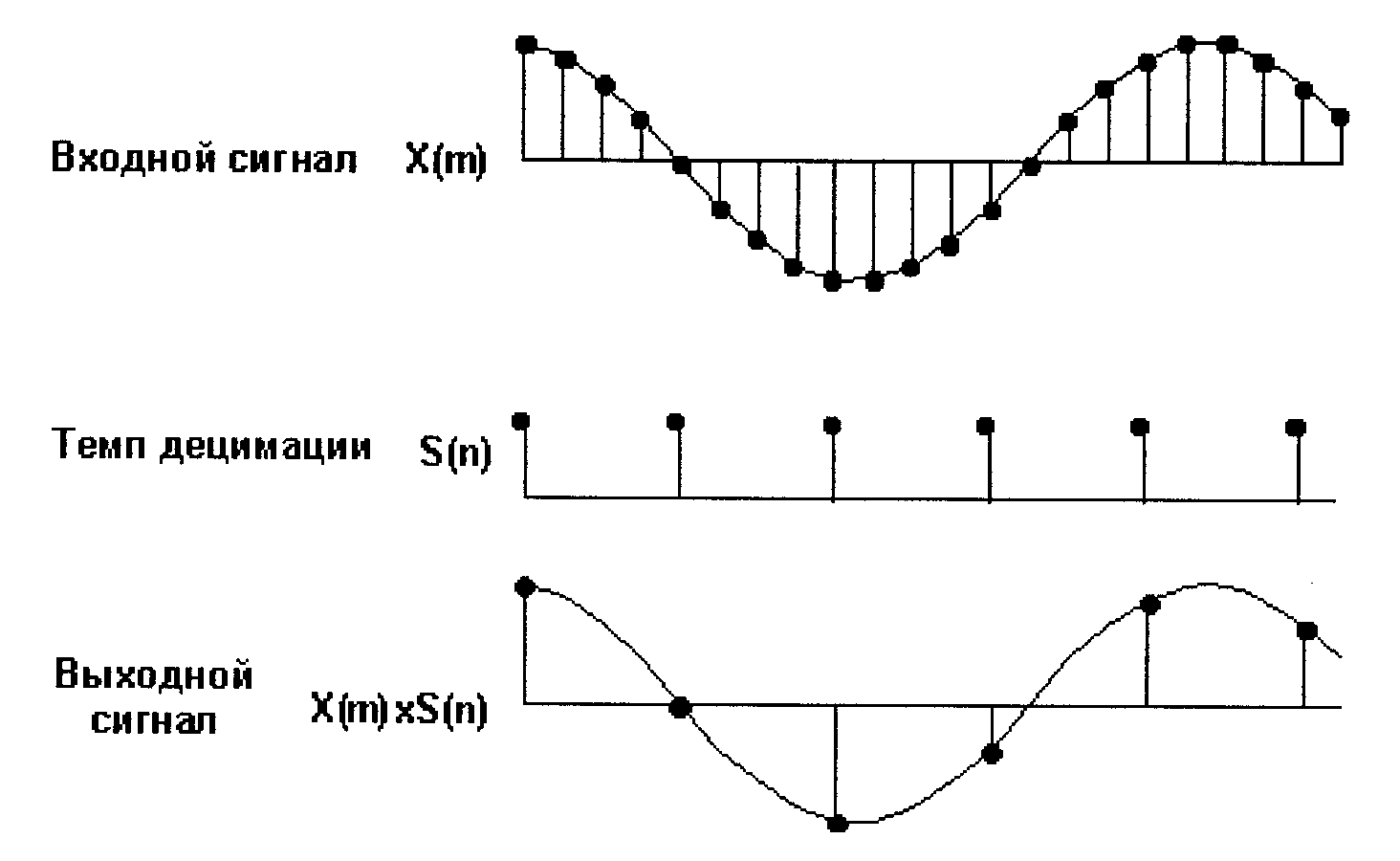


Рисунок 4.10 – Децимация дискретного во времени сигнала

В некоторых разработках сигма-дельта АЦП фильтрация выполняется двумя каскадами. При совместном использовании FIR (Finite Impulse Response) и IIR (Infinite Impulse Response) фильтров децимация происходит в первом FIR каскаде, а окончательная фильтрация производится уже в IIR каскаде.

# 5 Экологическая справка

## 5.1 Наименование работы

Целью данного дипломного проекта является улучшение качества изображений системы цифровой рентгенографии путем замены модуля ввода/вывода данных усовершенствованной моделью.

Так как модуль ввода/вывода данных является частью рентгеновского аппарата, то в качестве устройства, исследуемого на экологическую пригодность, рассматривается сам рентгенографический аппарат.

## 5.2 Технические характеристики аппарата

Рассматриваемый аппарат рассчитан на питание переменным током 100 В, 110 В, 120 В, 127 В, 200 В, 230 В, 240 В +/– 10%; 50/60 Гц. Номинальный проводимый ток: 20 А до 127 В; 15 А свыше 200 В соответствует номинальному значению, на которое рассчитан инерционный плавкий предохранитель на сетевом входе устройства. Средняя потребляемая мощность не более 2,5 кВА, поэтому в специальной защите окружающей среды от электромагнитных излучений не нуждается.

Рассматриваемое устройство не является источником шума и вибрации, так как в устройстве не происходит генерирования механических колебаний.

Мощность, рассеиваемая блоками аппарата, не существенна, поэтому с точки зрения излучаемой тепловой энергии устройство не представляет опасности для окружающей среды.

## 5.3 Анализ материалов

Рентгеновская трубка, входящая в состав аппарата, генерирует рентгеновское излучение, которое распространяется во всех направлениях и вызывает ионизацию вещества. Для защиты от используемого рентгеновского излучения рентгеновская трубка помещается в металлический кожух из свинца.

Для изготовления модуля ввода/вывода данных используют следующие вредные вещества:

* свинец, входит в состав припоя, а также защитных конструкций;
* медь, используется в проводниках;
* стеклотекстолит, используется в качестве основы плат.

Данные вещества, вместе с классами опасности приведены в таблице 5.1.

Таблица 5.1 – Используемые в рентгенографических аппаратах опасные вещества

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Вещество, материал | Куда входит | Класс опасности | ПДК, мг/м3 |
| эпоксидные смолы УП650; УП650Т; УП2124 | стеклотекстолит | 1 | 0,0003 |
| свинец | защитные металлические конструкции, припой | 1 | 0,0003 |
| медь | провода, печатные платы | 2 | 0,0020 |
| поливинилхлорид | изоляция, крепеж | 2 | 0,0020 |

В состав стеклотекстолита входит эпоксидная смола, являющаяся токсичным веществом. Особо опасными являются смолы марок УП650, УП650Т, УП2124, класс опасности 1 (ГОСТ 12.1.007-76). Для уменьшения вредного воздействия на окружающую среду не рекомендуется использовать смолы вышеперечисленных марок.

Вместо традиционного защитного средства – свинца (1 класс опасности), рекомендуется использовать свинцовый эквивалент железа или термопластичный проводящий полимер. Медь представляет опасность на этапе утилизации, по этому медные проволоки можно заменить на серебряные или золотые, но такая замена в большинстве случаев сейчас не целесообразна.

Поливинилхлорид можно заменить на полипропилен (3 класс опасности).

Так как в данном аппарате используются цифровые методы обработки рентгеновского изображения, то процесс получения рентгенограмм становится «экологически чистым» из-за отсутствия метола и едкого натра, применяемых при регистрации изображения на рентгеновских пленках.

## 5.4 Меры по очистке выбросов

При пайке элементов могут возникать токсичные отходы: свинец и его соединения, различные пыли, пары растворителей, и т.д. Поэтому на рабочих местах должны быть предусмотрены вытяжки, сообщающиеся с системой очистки выбросов предприятия-изготовителя и меры по их утилизации.

5.4.1 Пылевые выбросы

Для очистки выбросов от различной пыли с малой концентрацией загрязнений будем использовать двухзонные электрофильтры типа ФЭ, принадлежащие ко II классу пыле- и туманоуловителей, то есть очищающих воздух от частиц более 2-х мкм.

5.4.2 Газовые выбросы

Пройдя через двухзонный электрофильтр типа ФЭ воздух должен быть очищен от токсичных газовых примесей. Создаваемые в промышленности газоочистные установки позволяют обезвредить технологические и вентиляционные выбросы без утилизации или с последующей утилизацией уловленных примесей. Очистка воздуха от газов в данном производстве будем осуществлять методом абсорбции. Очистка газовых выбросов методом абсорбции заключается в разделении газовоздушной смеси на составные части путем поглощения одного или нескольких компонентов (абсорбантов) этой смеси жидким поглотителем (абсорбентом) с образованием раствора. И для цели очистки от газовых примесей будем использовать скруббер Вентури ГВПВ, принадлежащий ко II классу.

5.4.3 Утилизация отходов

После выработки установленного срока эксплуатации, устройство подлежит демонтажу и утилизации. При этом металлические части конструкции отправляются на переплавку, а элементы, содержащие драгоценные металлы, подлежат извлечению. Элементы: транзисторы, микросхемы сортируются по видам полупроводниковых веществ и отправляются на специальные предприятия по переработке и утилизации токсичных отходов.

С печатных плат необходимо удалить медь и припой, которые могут быть использованы вторично.

Стеклотекстолит и полипропилен утилизируется на специальных предприятиях.

Поливинилхлорид подвергают захоронению на специальных полигонах.

## 5.5 Вывод

При условии выполнения предложенных рекомендаций можно сделать вывод, что производство и эксплуатация аппарата не наносит большого вреда окружающей природе, а также не влечет за собой отдаленных экологических последствий.

# 

# 6 Безопасность проекта

Данный раздел дипломного проекта выполняется с целью выявления и идентификации опасных и вредных факторов на рабочем месте врача-рентгенолога.

"БЖД" – это область знаний, в которой изучаются опасности, угрожающие человеку, закономерности их проявления и способы защиты от них, а также "комфортное" и безопасное взаимодействие человека со средой обитания.

Целью "БЖД" является обеспечить оптимальные условия деятельности человека и нормативно допустимые уровни воздействия на него и природную среду негативных факторов.

Наиболее естественным средством в борьбе за безопасность всегда было стремление создать максимально безопасные орудия труда.

Немаловажную роль также играют и условия труда, которые не должны причинять вреда здоровью человека.

Медицинская аппаратура находится в тесном взаимодействии, как с обслуживающим персоналом, так и пациентом, поэтому к ней предъявляются повышенные требования безопасности.

Характеристика санитарно-гигиенических условий труда, опасных и вредных производственных факторов на рабочих местах в фактических условиях и по проекту отражена в таблице 6.1, приведённой ниже; а далее – комментарии к ней, где описывается влияние на здоровье человека, работоспособность, самочувствие, методы и средства нормализации.

Отметим символами: "Н" – нормально, "О" – опасно.

Таблица 6.1 – Характеристика санитарно-гигиенических условий труда

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Оценка условий труда | Визуальная | | Инструментальная | | По проекту | |
| Наименование рабочего места | Кабинет врача-рентгенолога | | | | | |
| 6.1 Санитарно-гигиенические условия труда | | | | | | |
| 6.1.1 Микроклимат | | | | | | |
| температура, °С | Н | | 22 | | 21-23;22-24 | |
| отн. влажность воздуха, % | Н | | 50-70 | | 40-60 | |
| скорость движения воздуха, м/с | Н | | 0,5 | | 0,1-0,2 | |
| 6.1.2 Освещение | | | | | | |
| Естественное | | | | | | |
| боковое К.Е.О, % | Н | |  | | 1,5 | |
| комбинированное К.Е.О, % | – | | – | | – | |
| Искусственное | | | | | | |
| общее, лк | Н | | 300 | | 200 | |
| местное, лк | Н | | Н | | 200 | |
| комбинированное, лк | Н | | Н | | 400 | |
| аварийное, лк | – | | – | | – | |
| 6.1.3 Вентиляция | | | | | | |
| Естественная | | | | | | |
| аэрация, м3/ч | Н | | Н | | 20 | |
| инфильтрация, Ккр | Н | | Н | | Н | |
| Искусственная | | | | | | |
| приточная, Ккр | Н | | Н | | – | |
| вытяжная, Ккр | Н | | Н | | – | |
| аварийная, Ккр | Н | | Н | | – | |
| 6.2 Характеристика помещения | | | | | | |
| класс по взрывоопасности | | – | | – | – |
| класс по электроопасности | | – | | п/о | п/о |
| категория пожароопасности | | – | | – | – |
| класс санитарной зоны | | – | |  |  |
| группа санитарного обеспечения санитарно–бытовыми помещениями | | – | | – | – |
| степень уязвимости от избыточного давления, кПа | | – | | – | – |
| степень огнестойкости здания | | – | | – | – |
| 6.3 Разновидности опасных и вредных факторов | | | | | | |
| 6.3.1 Электрические опасности | | | | | | |
| род тока | | О | | ~ | ~ |
| напряжение, В | | О | | 220 | 100-240 |
| частота, Гц | | Н | | 50 | 50-60 |
| 6.3.2 Излучения, | | | | | | |
| радиочастотное, нм | | Н | | Н | Н |
| инфракрасное, нм | | Н | | Н | Н |
| ультрафиолетовое, нм | | Н | | Н | Н |
| рентгеновское, нм | | Н | | Н | Н |
| 6.3.3 Механические опасности | | | | | | |
| вибрация, Гц/мм | | – | | – | – |
| шум, дБ | | Н | | – | Н |
| падение предмета с высоты, м | | – | | – | – |
| движущиеся части машин и механизмов | | Н | | – | Н |
| ультразвук, Гц | | – | | – | – |
| отлетающие части инструментов и материалов | | – | | – | – |
| 6.3.4 Тепловые опасности | | | | | | |
| открытое пламя, °С | | – | | – | – |
| расплавленные металлы, "С | | – | | – | – |
| нагретые детали, °С | | – | | – | – |
| 6.3.5 Химические опасности | | | | | | |
| жидкости, мг/м3 | | – | | – | – |
| пары, газы, мг/м 3 | | – | | – | – |
| 6.3.6 Пыль, мг/м3 | | | | | | |
| пыль органическая, мг/м 3 | | Н | | Н | Н |
| пыль металлическая, мг/м 3 | | – | | – | – |
| пыль минеральная, мг/м 3 | | Н | | Н | Н |
| пыль токсичная, мг/м 3 | | – | | – | – |
| 6.4 Возможная причина возникновения пожара | | | | | | |
| горючее вещество | | О | | О | О |
| горючие газы | | – | | – | – |
| источник воспламенения | | О | | О | О |
| 6.5 Возможная причина возникновения взрыва | | | | | | |
| парогазовая смесь или пылевзвесь | | – | | – | – |
| импульс взрыва | | – | | – | – |
| избыточное давление | | – | | – | – |
| 6.6 Непредвиденные факторы | | | | | | |
|  | |  | |  |  |

## 6.1 Санитарно-гигиенические условия труда

6.1.1 Микроклимат

Трудовая деятельность человека всегда протекает в определенных метеорологических условиях, которые определяются сочетанием температуры воздуха, скорости его движения и относительной влажности. Если труд протекает в помещении, то эти показатели в совокупности принято называть микроклиматом производственного помещения.

Оптимальный – это сочетание параметров, которые при длительном и систематическом воздействии на человека обеспечивают сохранение его нормального состояния без напряжения реакций терморегуляции.

Допустимый – это сочетание параметров, которые при длительным и систематическом воздействия на человека могут вызвать приходящие, но быстро нормализующиеся изменения функционального состояния организма и небольшие изменения реакции терморегуляции.

Самочувствие работающего в значительной мере зависит от:

* температурного режима. При повышении температуры окружающего воздуха (>22°С) человек быстро утомляется, снижается его трудоспособность, расслабляется организм. В связи с этим санитарные нормы устанавливает допустимую температуру производственных помещений (не >13°С); классов, кабинетов, лабораторных, учебных заведений (16-20 °С)
* влажности воздуха. По санитарным нормам допустимая влажность воздуха в учебных помещениях должна составлять 40-60%. В теплое время года – до 75%
* движения окружающегося воздуха. Средние скорости движения воздуха в производственных и учебных помещениях должны составлять 0,2-0,5 м/с в холодное и переходное время года; 0,5-1,5 м/с в теплое время года (ощущается движение воздуха при V=1,5 м/с).

Оптимальные параметры температуры, относительной влажности и скорости движения воздуха в рабочей зоне нормируется ГОСТ 12.1.005-88 Воздух рабочей зоны. Общие санитарно-гигиенические требования сведены.

К категориям легких работ (1а, 1б) относятся работы, требующие энергозатрат организма менее 138 Дж/с (1а), либо 138-172 Дж/с (1б). Поскольку работа врача-рентгенолога проводится, стоя, сидя, связана с ходьбой и сопровождается некоторым физическим напряжением, то ее следует отнести к категории легких работ – 1б. Оптимальные параметры для данной категории работ сведены в таблицу.

Таблица 6.2 – Оптимальные параметры для 1б категории работ

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Категория | Температура | Относительная влажность | Скорость движения воздуха |
| Холодный период | 1б | 21-23 °С | 40-60% | Не > 0,1 м/с |
| Теплый период | 1б | 22-24 °С | 40-60% | Не > 0,2 м/с |

Метеоусловия в помещении нормализуются с помощью:

* вентиляции,
* отопления,
* кондиционирования.

6.1.2 Освещение

Естественное

Хорошее освещение рабочего места – одно из важных условий охраны труда. При недостаточном освещении зрительное восприятие снижается, развивается близорукость, появляются болезни глаз и головные боли. При высокой освещенности может возникнуть светобоязнь (слезотечение, воспаление слизистой оболочки или роговицы глаза).

Осуществляется через окна в боковых стенах – боковое освещение, через верхние световые проемы, фонари – верхнее освещение или обоими способами одновременно – комбинированное освещение.

Естественное освещение зависит от времени года, суток, от погодных условий, от чистоты оконных проемов, окраски стен, глубины помещения. Естественное освещение можно нормировать с помощью коэффициента естественной освещенности:



Освещенность нормируется СНиП 23-05-95. Согласно СНиП 23-05-95 устанавливается 8 разрядов зрительных работ в зависимости от размера объекта различения.

Работы в рентгенографических кабинетах – это работы средней точности (минимальный объект различения 0,5-1,0 мм.), поэтому разряд зрительных работ – IV в, где К.Е.О= 1,5%.

В кабинете присутствует естественное боковое освещение.

Для нормализации естественного освещения нужно:

* вовремя очищать окна от затемнения и загрязнения (4 раза в год),
* не заграждать оконные проемы посторонними предметами (цветы, поделки),
* соблюдать сроки окраски стен и потолков (2 раза в 3 года),
* окрашивать стены и потолки в светлые цвета, коэффициент отражения света у которых больше.

Искусственное

Искусственное освещение применяют при недостаточном естественном освещении.

Общее освещение – для обеспечения освещенности всего помещения.

Местное освещение – применяется в случае недостаточности общего освещения (рабочие места, станки, столы в читальных залах и т.д.).

Комбинированное освещение – это сочетание общего и местного освещения.

Освещение нормируется СНиП 23-05-95.

Искусственное освещение нормируется в пределах от 5 до 5000 лк в зависимости от назначения помещений, условий и рода выполняемой работы, от характера зрительной работы. Согласно СНиП 23-05-95 в рентгенографических кабинетах для IV в разряда зрительных работ общее освещение – 200 лк, комбинированное – 400 лк.

Для общего равномерного освещения горизонтальных поверхностей в целях более правильной подачи цвета освещаемых объектов и комфортности работы врача-рентгенолога применяются люминесцентные лампы. Эти лампы имеют высокую световую отдачу, большой срок службы, хорошую цветопередачу. Для этого выберем лампу типа ЛХБЦ 40-1, которая обладает наиболее близким к естественному свету спектром излучения. Ее параметры:

* мощность – 40 Вт;
* напряжение – 103 Вт;
* световой поток – 2000 лм;
* срок службы – 10000 часов.

Расчет искусственного освещения методом коэффициента использования светового потока производится по формулам:



где  – световой поток лампы в люменах;

 – номинальная нормированная освещенность для данного разряда работ, лк;

 – коэффициент запаса, учитывающий старение ламп, загрязнение и запыление светильников, определяется видом технологического процесса (для люминесцентных ламп  = 1,5-2);

 – площадь помещения, м;

 – коэффициент неравномерности освещения;

 – число светильников;

 – число ламп в светильнике;

 – коэффициент использования светового потока, зависит от индекса помещения  и коэффициентов отражения потолка и стен.



где  и  – длина и ширина помещения, м;  – ширина подвеса светильников над рабочей поверхностью, м.

 = 10 м;  = 6 м;  = 2,5 м.



Из таблицы находим коэффициент использования: 46%.

Подставляем приведенные данные:

 = 2000 лм;  = 200 лк;  = 1,5;  = 60 м ;  = 1,1;  = 2 шт.;  = 0,46.

и получаем в результате:



Таким образом, установив в помещении 11 светильников, равномерно распределенных по поверхности потолка, можно обеспечить нормализацию фактора освещенности.

В рентгенографических кабинетах применяют все три вида искусственного освещения.

Для нормализации искусственного освещения необходимо:

* располагать светильники так, чтобы обеспечивать равномерную освещенность по всему помещению;
* заменять лампы накаливания с более низким КПД на люминесцентные лампы с высоким КПД;
* своевременно очищать светильники от запыления;
* своевременно заменять перегоревшие лампы на новые.

6.1.3 Вентиляция Естественная:

Вентиляция – регулируемый воздухообмен в помещении.

При естественной вентиляции воздух поступает в помещение и удаляется из него вследствие разности температур, а также под воздействием ветра. Подразделяется на аэрацию и инфильтрацию.

Аэрация – это организованная естественная вентиляция, выполняющая роль общеобменной вентиляции. Преимуществами ее является простота и экономичность в сочетании с возможностью проветривания больших объемов помещений, а недостатками – невозможность подогрева, увлажнения и обеспыливания поступающего воздуха, ограниченные возможности при использовании в холодный период года и для локального проветривания;

Инфильтрация – представляет собой обмен воздуха в помещении через щели и конструктивные не плотности здания, а также под воздействием напора ветра.

При недостаточной вентиляции в помещении у работников повышается утомляемость, появляются головные боли, сонливость. Повышается возможность отравления вредными газами, парами и пылью.

Источники возникновения:

* оконные проемы;
* фрамуги.

Нормализация фактора: кабинеты независимо от наличия вентиляционных устройств должны иметь в оконных проемах открывающиеся фрамуги или другие устройства для проветривания, управляемые с пола. Открывающаяся площадь фрамуг или форточек должна быть не менее 1/50 площади пола, чтобы обеспечить трехкратный воздухообмен в час.

Искусственная:

В зависимости от движения воздушных потоков искусственная вентиляция может быть:

* приточная вентиляция – обеспечивает только подачу чистого воздуха;
* вытяжная вентиляция – предназначена для удаления воздуха из вентилируемого помещения;
* приточно-вытяжная вентиляция – применяется в тех помещениях, где требуется повышенный и особо надежный обмен воздуха.

Вентиляция нормируется СНиП 2.04.05-91, согласно которому она должна обеспечить воздухообмен, равный 20 м /ч.

Необходимая производительность вентиляции определяется по следующей схеме:

* составление баланса теплоизбытков и влагоизбытков в помещении (определяется по паспорту оборудования количество вредностей, выделяемых им),
* определение необходимой производительности вентилятора для удаления этих теплоизбытков, влагоизбытков, вредностей,
* по наибольшему результату определяют производительность вентилятора,
* по каталогу выбирают ближайший вентилятор.

## 

## 6.2 Характеристика помещения

Кабинет для рентгенографических исследований представляет собой помещение 6×10×3,5.

6.2.1 Класс по электроопасности

Виды помещений делят:

* особо опасные;
* с повышенной опасностью;
* без повышенной опасности.

Рентгенографический кабинет относится к помещениям с повышенной опасностью: установка подключается к сети переменного тока напряжением от 110 до 240 вольт и частотой 50-60 герц. Корпус аппарата выполняется из металла, то есть в случаях пробоя возникает опасность поражения электрическим током. При воздействии электрическим током на организм человека, могут возникнуть электротравмы, приводящие к электрическим ожогам, металлизации участков кожи, механическим повреждениям, а так же прекращению деятельности органов дыхания и кровообращения, а так же других систем. Для обеспечения защиты от прикосновения к частям аппарата, находящимся под напряжением, осуществлена надежная изоляция, применены защитные кожухи, токоведущие части помещены в недоступные для прикосновение места. Защита от поражения при соприкосновении с частями установки, которые в случае пробоя изоляции оказываются под напряжением, достигается защитным заземлением. Защитные меры соответствуют требованиям ПУЭ-98. Требования к заземлению по ГОСТ 12.1.030-81.

Согласно ГОСТ 12.1.009-76 электробезопасность должна обеспечиваться:

* конструкцией электроустановок;
* техническими способами и средствами защиты;
* организационными мероприятиями.

## 6.3 Разновидности опасных и вредных факторов

6.3.1 Электрические опасности

Электрический ток, проходя через тело человека, оказывает тепловое, химическое и биологическое воздействия.

Тепловое воздействие проявляется в виде ожогов участков кожи тела, перегрева различных органов и возникающих в результате перегрева разрывов кровеносных сосудов и нервных волокон.

Химическое воздействие ведет к электролизу крови и других растворов, содержащихся в организме. Это приводит к изменению их физико-химических составов, к нарушению нормального функционирования организма в целом.

Биологическое воздействие проявляется в опасном возбуждении живых клеток и тканей организма. В результате чего происходит их гибель.

Безопасность обеспечивается применением ряда защитных мер:

* применение малых напряжений и разделение сетей (42 В);
* применение двойной (усиленной) изоляции;
* надлежащий контроль;
* защитное заземление или зануление корпусов электрического оборудования и элементов, могущих оказаться под напряжением;
* автоматическое защитное отключение случайно оказавшихся под напряжением частей электрооборудования и поврежденных участков сети;
* использование защитных средств и предохранительных приспособлений.

Статическое электричество образуется на трущихся поверхностях; заряды стекают в землю, если тело является проводником, но на диэлектриках удерживаются долгое время.

Опасность:

* при прохождении заряда может произойти непроизвольное сокращение мышц и как следствие – травма механизмами, падение человека с высоты;
* длительное воздействие отрицательно сказывается на нервную систему;
* статическое электричество является причиной воспламенения горючих смесей, источником пожаров и взрывов.

Электроопасность нормализуется согласно ГОСТ 12.1.019-79.

Нормализация:

* уменьшение накопления статического электричества;
* увеличение относительной влажности;
* химическая обработка поверхности;
* применение электропроводных пленок.

Защитное заземление или зануление устанавливается по ГОСТ 12.1.030-81.

6.3.2 Излучения

Установка излучает в окружающую среды рентгеновское и тепловое (инфракрасное) излучение. Ткани человеческого организма поглощают эти излучения. Отрицательное воздействие теплового излучения (воздействия) было описано выше. Используемые в качестве защитного от рентгеновского излучения средства свинец, является радиоактивным элементом. Его содержание соответствует ГОСТ 12.1.004-88.

Электронно-лучевые трубки мониторов ЭВМ являются источниками низкочастотного электромагнитного поля. Однако в предлагаемом методе используются ЭВМ с современными мониторами, соответствующие международному стандарту "Экологические требования на персональные компьютеры" (ТСО – 95). Интенсивность излучения находится в пределах норм ГОСТ 12.1.006-84.

6.3.3 Механические опасности

Уровень шума в рентгеновском кабинете не превышает нормы 85 дБ по ГОСТ 12.1.003-83, поэтому специальных мер защиты от шума не предусмотрено.

Во время работы установки врач-рентгенолог взаимодействует с движущимися частями аппарата, что при несоблюдении правил безопасности может явиться причиной механических травм.

6.3.4 Тепловые опасности

Тепловые излучения – это излучения, при которых лучистая энергия распространяется в форме инфракрасных лучей с длиной волны < 10 мм и не поглощается воздухом, а передается от более нагретых тел менее нагретым, повышая их температуру. Нагретые тела, находящиеся вблизи человека излучают тепло, которое может вызвать перегрев поверхности кожи и общей перегрев. При значительном перегреве организма возникает опасность заболевания – гипертонии, характеризуемой нарушением работы сердечно-сосудистой системы. Лучистый поток теплоты, кроме непосредственного воздействия на человека, нагревает пол, стены, перекрытие, оборудование, в результате чего температура воздуха внутри помещения повышается, что также ухудшает условия работы.

В данном рентгенографическом кабинете нет предметов представляющих тепловую опасность.

6.3.5 Химические опасности

Пары, газы. Ядовитые (токсические) вещества нарушают нормальную жизнедеятельность организма, приводят к временным и хроническим патологическим изменениям его. Степень и характер нарушений нормальной работы организма, вызываемых веществом, зависит от пути попадания его в организм, дозы, времени воздействия, концентрации вещества, растворимости, состояния организма в целом, атмосферного давления, температуры и, конечно, состава загрязнений. Вредные вещества попадают в организм через органы дыхания, желудочно-кишечный тракт и кожный покров.

Нормализация фактора:

* вентиляция;
* применение индивидуальных средств защиты;
* организация рационального отдыха в период работы;

В кабинетах ПДК для паров и газов = 0,005 мг/м3.

6.3.6 Пыль

Пыль. Воздух рабочих помещений и вне их, вблизи рабочих мест не должен содержать вредных веществ и пыли. Ряд производственных процессов сопровождается значительным выделением пыли. Вредность пыли зависит в значительной мере от размеров ее частиц – от дисперсии. Чем меньше пыль, тем глубже она попадает в легкие. Частицы пыли, находящиеся в воздухе во взвешенном состоянии, называются аэрозолями, а осажденные – аэролиями.

Так как в качестве защиты от рентгеновского излучения средств используется приспособление, содержащее свинец, то это становится опасным для человека. Несмотря на малые концентрации, свинец при попадании внутрь человеческого организма накапливается там. Со временем это может привести к свинцовым отравлениям человека и вызвать изменение крови.

Согласно ГОСТ 12.1.005-88 все вредные вещества по степени воздействия на организм подразделяют на четыре класса опасности: 1 – чрезвычайно опасные; 2 – высокоопасные; 3 – умеренно опасные; 4 – малоопасные вещества.

Свинец относятся к первому классу опасности. Защитные меры обеспечиваются требованиями ГОСТ 12.1.005-88.

Санитарные нормы устанавливают ПДК пыли в воздухе в рабочих помещениях, так как производственная пыль, попадая в организм человека (легкие, органы пищеварения), может вызвать серьезное заболевание.

Нормализация фактора:

* приточно-вытяжная вентиляция;

Согласно ГОСТ 12.1.005-88 ПДК пыли свинца = 0,005 мг/м3.

## 6.4 Возможные причины возникновения пожара

Источники воспламенения. Для возникновения горения необходимо наличие горючего вещества, кислорода и какого-либо источника энергии для воспламенения, который должен нагреть реагирующее вещество до определенной температуры.

Причины пожаров могут быть как электрического, так и не электрического характера:

* искрение в электрических аппаратах и машинах;
* токи коротких замыканий и перегрузок проводников, вызывающих перегрев до высоких температур, что приводит к воспламенению изоляции;
* плохие контакты в местах соединения проводов.

Профилактические мероприятия:

* соблюдение противопожарных норм;
* соблюдение техники безопасности и правильная эксплуатация оборудования;

Возможные причины возникновения пожара нормируются ГОСТ 12.1.004-95

"Пожарная безопасность. Общие требования" и ГОСТ 12.1.004-85 "Пожарная безопасность".

ГОСТ 12.1.009-75 "Средства пожаротушения" устанавливает следующие средства пожаротушения: огнетушители ОУ-2, ОУ-5, ОУ-8; пожарная сигнализация; спасательные устройства; ручной пожарный инструмент; установки автоматического пожаротушения.

# 7 Технико-экономическое обоснование

## 7.1 Экономическое обоснование разработки

В данном дипломном проекте в цифровом рентгенографическом аппарате Sire Mobil Compact фирмы Siemens усовершенствуется модуль ввода/вывода данных.

Целью является улучшение качества фильтрации и изображения путем внедрения новых технологий. Это позволит выявлять заболевания на ранних стадиях развития и значительно облегчит врачу постановку диагноза.

Экономический эффект от применения данного модуля рассчитать сложно, так как он, в основном, заключается в уменьшении затрат времени врачом на каждого пациента и правильности постановки диагноза.

## 7.2 Оценка стоимости изделия

Для определения ориентировочной цены нового изделия необходимо составить плановую смету расходов на проведение опытно-конструкторской работы. Изготовление разрабатываемого изделия не требует изменения технологий и расширения производства.

Определение затрат производится составлением калькуляции плановой себестоимости [11]. Калькуляция ведется по следующим статьям:

* "Материалы" – относятся затраты на сырье, основные и вспомогательные материалы.
* "Основная заработная плата" – относится заработная плата научных сотрудников, инженеров, лаборантов, техников и рабочих непосредственно занятых выполнением устройства.
* "Отчисления на социальные нужды" – относятся отчисления от заработной платы разработчиков – 35,6%
* "Накладные расходы" – относятся затраты на приобретение специальной научно-технической литературы, оплата телефонной связи, интернета, амортизация оборудования и т.д. – 60-70%.

7.3.1 Материалы

Затраты на материалы определяются по действующим ценам с учетом транспортно-заготовительных расходов. Транспортно-заготовительные расходы принимаем в размере 7% от стоимости материалов.

Таблица 7.1 – Затраты на материалы и комплектующие изделия

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Наименование материала | Количество | Цена за единицу, руб. | Сумма, в руб. |
| Микросхема AD7710 | 1 | 800 | 800 |
| Плата без АЦП | 1 | 62000 | 62000 |
| Итого: | | | 62800 |
| Транспортно-заготовительные расходы (7%) | | | 4396 |
| Всего: | | | 67196 |

7.3.2 Основная заработная плата

Средняя ежемесячная заработная плата инженера (9-й разряд) составляет 1000 рублей, количество сотрудников – 1 человек.

Средняя ежемесячная заработная плата кандидата технических наук (к.т.н.) составляет 2732 рубля (с надбавками), количество руководителей – 1 человек.

Проведем расчет по зарплате инженера:

Средняя тарифная ставка рассчитывается по формуле (7.1):

 (7.1)

где Т – количество рабочих часов в месяц.

В среднем берется 22 рабочий день и 8 часов работы.



Основная заработная плата определяется как (7.2):

 (7.2)

где  – трудоемкость, ч.

Этапы работы с соответствующими затратами количества часов приведены в таблице 7.2.

Таблица 7.2 – Этапы разработки модуля

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| N/N | Наименование этапов | Часы |
| 1 | Анализ технического задания | 16 |
| 2 | Решение организационно-технических вопросов | 16 |
| 3 | Разработка структурной схемы | 24 |
| 4 | Введение схемных улучшений. Корректировка | 32 |
| 5 | Сборка и настройка | 32 |
| 6 | Доработка при настройке | 16 |
| 7 | Приемо-сдаточные испытания | 48 |
| 8 | ИТОГО | 184 |

Потребная трудоемкость



Таким образом, основная заработная плата инженера составляет:



По формуле (7.1) делаем расчет по тарифной ставке руководителя, получим:



Время руководителя, затраченное на консультации инженера, составит 64 часа (Тр = 64 часа). В итоге по формуле (7.2) получим основную заработную плату руководителя:



Так как руководитель не принимает непосредственного участия в разработке изделия (только консультации), то его основная заработная плата будет входить в статью "Накладные расходы". Отчисления на социальные нужды и накладные расходы будем рассчитывать из основной заработной платы инженера.

7.3.3 Отчисления на социальные нужды

Отчисления составляют 35,6% от заработной платы (7.3):

 , (7.3)



7.3.4 Накладные расходы

Как уже говорилось, эта статья рассчитывается как 60-70% от основной заработной платы. В среднем возьмем 65%:

 (7.4)

В итоге получается:



Окончательная смета расходов представлена в таблице 7.3.

Таблица 7.3 – Смета расходов

|  |  |
| --- | --- |
| Наименование статей расходов | Сумма, руб. |
| Материалы | 67196 |
| Фонд оплаты труда исполнителей | 1045,12 |
| Отчисления на социальные нужды | 372,06 |
| Накладные расходы | 679,33 |
| Себестоимость | 72189,02 |

# Список литературы

1 Михайлов А.Н. Средства и методы современной рентгенографии: Практ. рук. – Мн.: Бел. наука, 2000. – 242 с.

2 Телевидение: передача и обработка изображений. Материалы конференции. Санкт-Петербург, 20 – 22 июня 2000 г.

3 Блинов Н.Н. Рентгеновские питающие устройства. – М.: Энергия, 1980. – 200 с., ил.

4 Сайты интернета.

5 Белова И.Б., Китаев В.М., Щетинин В.В. Цифровые технологии получения рентгеновского изображения. Виды и принцип формирования. Научно-практическая конференция. Цифровая рентгенофлюорография в диагностике легочных заболеваний. – Москва, 2001 г. (Сайт интернета).

6 Блинов Н.Н. Всевидение без чудес: Этюды об интроскопии. – М.: Знание, 1990. – 176 с.

7 Информатика: Учебник / Под ред. проф. Н.В. Макаровой. – М.: Финансы и статистика, 1997. – 768 с.: ил.

8 Преобразователи формы информации для малых ЭВМ / А.И. Кондалев и др. Киев: Наукова Думка, 1981. – 312 с.

9 Microcomputer Analog I/O Systems. 1981 Catalog Applications Reference Data Translation. 192 p.

10 Чернов В.Г. Устройства ввода-вывода аналоговой информации для цифровых систем сбора и обработки данных. – М.: Машиностроение, 1988. – 184 с., ил.

11 Технико-экономическое обоснование дипломных проектов: Учеб. пособие для втузов / Л.А. Астреина, В.В. Балдесов, В.К. Беклешов и др.; Под ред. В.К. Беклешова. – М.: Высш. шк., 1991. – 179 с.:ил.

12 Ж-л "Компьютерра" # 18-19 (296-297) 11 мая 1999.

13 Бокерия Л.А., Викторов В.А., Гундаров В.П., Лищук В.А. Технология Σ - Δ преобразования в многоканальных электрокардиографах. – М.: издательство ПК Сплайн, 1992.

14 Analog Devices Интегральные микросхемы, 2000.