

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ВОЛОГОДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ**

**С.В. Барин
А.Г. Кузьмин**

**РЕНТГЕНОТЕХНИКА.
ЦИФРОВАЯ РЕНТГЕНОЛОГИЯ
И РЕНТГЕНОВСКАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ
ТОМОГРАФИЯ**

Часть 2

Утверждено редакционно-издательским советом ВоГУ
в качестве учебного пособия

Вологда
2014

УДК 615.4(076)

ББК 32.995я73

Б 24

Рецензенты:

М.А. Сигитов, зав. рентгенологическим отделением

БУЗ ВО «Вологодская областная детская больница»

В.В. Кузис, гл. внештатный специалист Департамента
здравоохранения Вологодской области по лучевой диагностике,

зав. рентгенологическим отделением

БУЗ ВО «Вологодская областная клиническая больница»

Барин, С.В.

Б 24 **Рентгентехника. Цифровая рентгенология и рентгеновская компьютерная томография:** учебное пособие. Часть 2 / С.В. Барин, А.Г. Кузьмин. – Вологда: ВоГУ, 2014. – 60 с.

В учебном пособии изложены принципы работы цифровой рентгеновской медицинской аппаратуры, ее конструктивные особенности. Уделено внимание истории развития томографов, а также требованиям к размещению рентгеновской аппаратуры в лечебных учреждениях. Пособие может быть полезно студентам направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» при изучении курса «Рентгентехника. Конструкция приборов и основы функционирования», а также студентам и преподавателям других направлений, которые интересуются цифровой рентгенографией.

УДК 615.4(076)

ББК 32.995я73

©ВоГУ, 2014

© Барин С.В., 2014

© Кузьмин А.Г., 2014

Введение

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 – пикселей (неологизм от picture – рисунок и cell – ячейка). Каждый пиксель имеет в матрице свои пространственные координаты (ряд и колонку), которые соответствуют расположенному в теле пациента элементарному объему – вокселю (volume element).

Для показа изображения цифровая матрица вновь трансформируется в матрицу видимых элементов изображения – пиксели. На матрице пиксель представляет собой четырехугольник с высотой, равной расстоянию между двумя оттенками серой шкалы, и шириной, равной одному шагу вдоль линии матрицы. Размер ячейки матрицы (пикселя) цифрового изображения должен зависеть от размера самой мелкой из имеющих диагностическое значение детали.

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, передачу изображения на расстояние 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.

Все существующие или находящиеся в стадии разработки системы цифровой рентгенографии делятся по принципу детектирования рентгеновского излучения на пять основных видов:

1. Системы с оцифровкой рентгеновского электронного изображения с использованием УРИ (усилителя рентгеновского изображения);
2. Цифровая рентгенография с использованием систем на запоминающих люминофорах;
3. Цифровая селеновая рентгенография;
4. Цифровая рентгенография на основе линейных преобразователей;

5. Цифровая рентгенография на основе полноформатной матрицы.

Некоторые исследователи к системам для цифровой рентгенографии относят цифровые сканеры, предназначенные для апостериорной обработки обычных рентгенограмм.

На рис.1 приведена схема типичной цифровой рентгенографической системы.

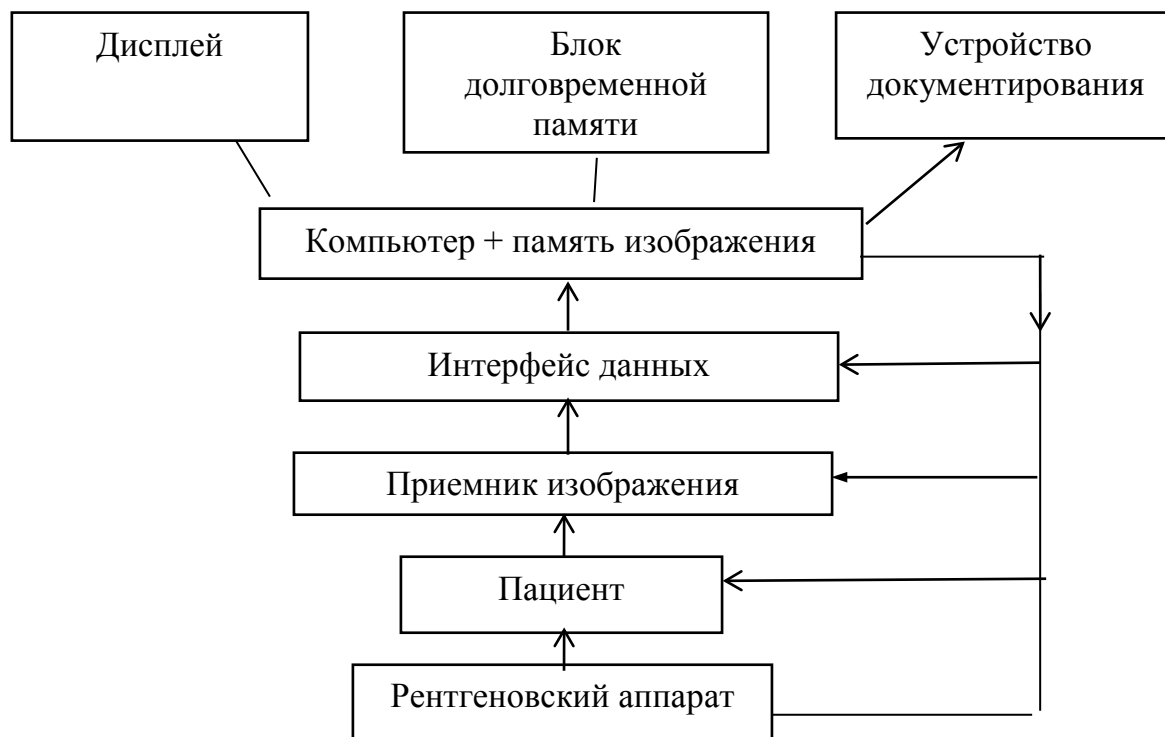


Рис. 1. Составные элементы цифровой системы получения рентгеновских изображений

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.

Второе место по частоте распространения получила цифровая система рентгенографии на запоминающих люминофорах. Основным недостатком подобных систем является малый размер рабочего поля УРИ. 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).

Его считывание 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 вновь многократно использовать.

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.

Таким образом, из краткого обзора о цифровых методах рентгеновских изображений следует, 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, получило практическое применение полупроводниковая и газовая рентгенография, работающая 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 стоимостью 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.

В данных рентгенографических системах применяется метод сканирования с построчной регистрацией изображения, которое воспроизводится в целое на дисплее компьютера (сканирующая проекционная рентгенография).

Системы получения изображения со сканированием рентгеновским пучком и приемником имеют важное преимущество, состоящее в хорошем подавлении рассеяния. 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 рис.2 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.

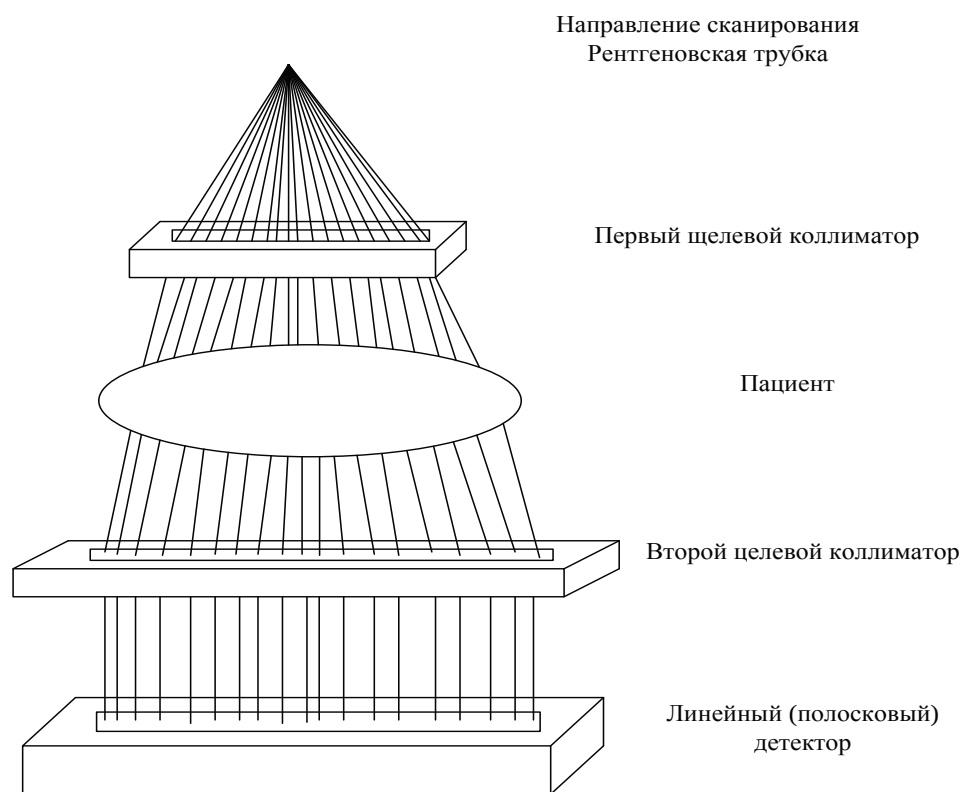


Рис. 2. Линейная сканирующая система

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

Матрицы изображения из 512x512 элементов может быть вполне достаточно для целей цифровой флюороскопии, тогда как система рентгеноскопии грудной клетки может потребовать матрицы с числом элементов 1024x1024 при размерах элемента изображения 0,4мм.

1. Цифровая рентгенография с экрана электронно-оптического преобразователя

Система рентгенографии с экрана электронно-оптического преобразователя (ЭОП) состоит, как и обычная система электронно-оптического преобразования для просвечивания, из ЭОП, телевизионного тракта с высоким разрешением, рентгеновского высоковольтного генератора и рентгеновского излучателя (рис. 3).

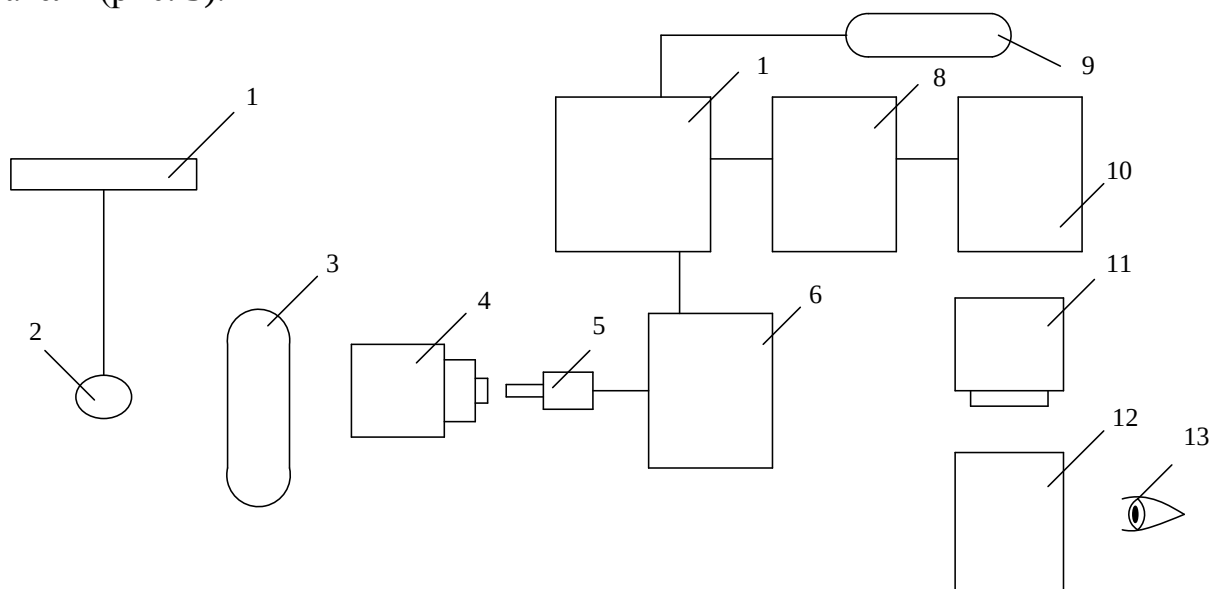


Рис. 3 Цифровая рентгенография с экрана ЭОП:

*1-генератор; 2-рентгеновская трубка; 3-пациент; 4-ЭОП; 5-видеокамера;
6-анало-цифровой преобразователь; 7-накопитель изображений;
8-видеопроцессор; 9-сеть; 10-цифро-аналоговый преобразователь;
11-монитор; 12-снимок; 13-рентгенолог*

Сюда же входит штатив для исследования, цифровой преобразователь изображения и другие компоненты. При обычной методике рентгенографии с экрана ЭОП с помощью 100 мм фотокамеры или кинокамеры оптическое изображение переснимается на выходном экране преобразователя.

В цифровой же системе сигнал, поступающий с видеокамеры, трансформируется аналого-цифровым преобразователем в набор цифровых данных и передается в накопительное устройство. Затем эти данные, в соответствии с выбранными исследователем параметрами, компьютерное устройство переводит в видимое изображение.

2. Цифровая люминесцентная рентгенография

Применяемые пластины в люминесцентной рентгенографии (ЦЛР) – приемники изображения после их экспонирования рентгеновским излучением последовательно, точка за точкой, сканируются специальным лазерным устройством, а возникающий в процессе лазерного сканирования световой пучок трансформируется в цифровой сигнал (рис.4).

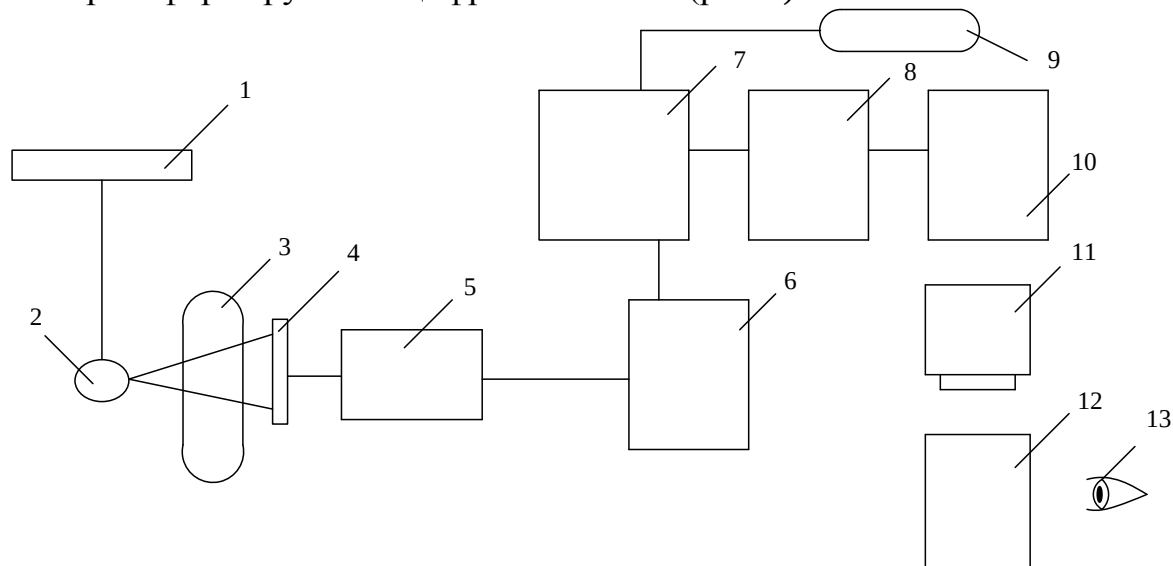


Рис. 4. Цифровая люминесцентная рентгенография:

*1-генератор; 2-рентгеновская трубка; 3-пациент; 4-запоминающая пластина;
5-транспортирующее устройство; 6-аналого-цифровой преобразователь;
7- накопитель изображений; 8-видеопроцессор; 9-сеть; 10-цифро-аналоговый
преобразователь; 11-монитор; 12-снимок; 13-рентгенолог*

После цифрового усиления контуров и контрастности элементов изображения оно лазерным принтером печатается на пленке или воспроизводится на телевизионном мониторе рабочей консоли.

Люминесцентные пластины-накопители выпускаются в стандартных формах рентгеновской пленки, помещаются вместо обычных комплектов "пленка – усиливающий экран" в кассету и применяются в обычных рентгеновских аппаратах.

Такая пластина обладает значительно большей экспозиционной шириной, чем общепринятые комбинации пленка-экран, благодаря чему значительно расширяется интервал между недо- и переэкспонированием. Этим способом можно получать достаточно контрастные изображения даже при резко сниженной экспозиционной дозе, нижним пределом которой является лишь уровень квантового шума. Поэтому даже при рентгенографии в палате у постели больного методика ЦЛР гарантирует получение качественного снимка.

При ЦЛР используются цифровые преобразователи, пространственное разрешение которых выше, чем у большинства используемых в настоящее время для обычной рентгенографии комбинаций экран-пленка. Все же особым преимуществом ЦЛР является передача малоконтрастных деталей, тогда как передача очень мелких деталей, таких, например, как микрокальцинаты в молочной железе, остается прерогативой рентгенографии на рентгеновской пленке.

3. Селеновая рентгенография

Селеновые детекторы представляют собой новейшую систему цифровой рентгенографии (рис. 5). Основной частью такого устройства служит детектор в виде барабана, покрытого слоем аморфного селена. Селеновая рентгенография в настоящее время используется только в системах рентгенографии грудной клетки. Характерная для снимков грудной клетки высокая контрастность между легочными полями и областью средостения при цифровой обработке сглаживается, не уменьшая при этом контрастности деталей изображения.

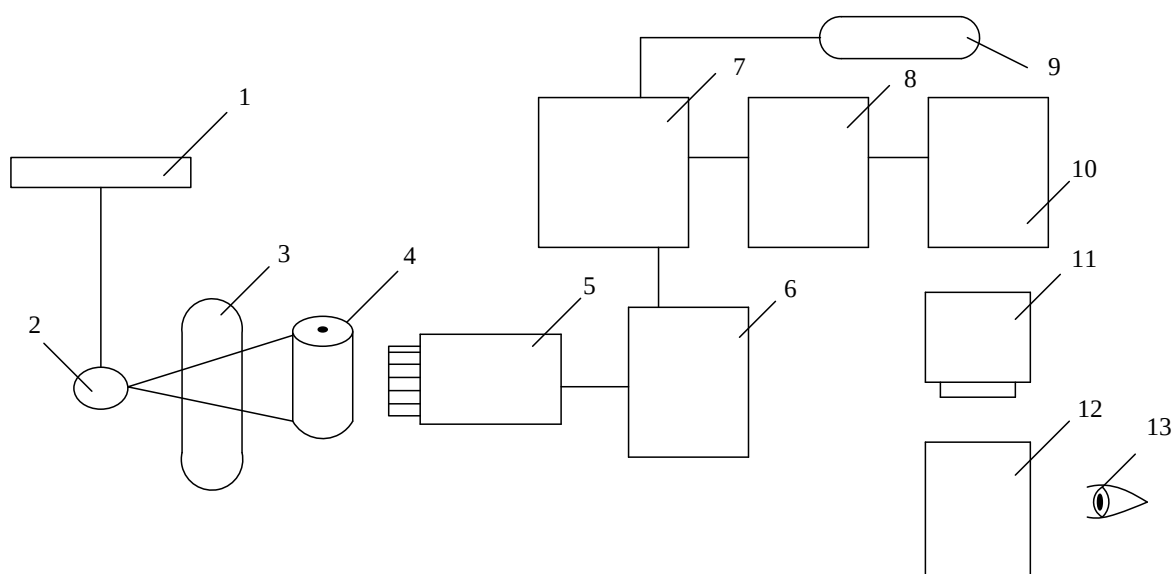


Рис. 5. Цифровая селеновая рентгенография:

*1-генератор; 2-рентгеновская трубка; 3-пациент; 4-селеновый барабан;
5-сканирующие электроды и усилитель; 6-аналого-цифровой преобразователь;
7-накопитель изображений; 8-видеопроцессор; 9-сеть; 10-цифро-аналоговый
преобразователь; 11-монитор; 12-снимок; 13-рентгенолог*

Другим преимуществом селенового детектора является высокий коэффициент отношения сигнал/шум.

Краткое описание устройства, основных узлов и принцип работы цифровых аппаратов представлены в приложении (на примере отечественного рентгендиагностического комплекса «Электрон»).

4. Развитие компьютерной томографии

Как следует из самого названия, рентгеновская компьютерная (реконструктивная, вычислительная) томография — это метод получения изображения внутренней структуры объекта путем достаточно сложных вычислительных процедур на базе представительного набора первичных данных, получаемых посредством измерения поглощения рентгеновского излучения материалом объекта.

В 1963 г. ученый-физик А.М.Кормак (Сормас) опубликовал статью, в которой изложил результаты экспериментов по восстановлению изображения внутренней структуры объекта из данных, полученных измерением поглощения рентгеновских лучей, проходящих сквозь него.

Работая в университете Кейптауна, он создал экспериментальную установку, в которой цилиндрические фантомы со вставками из различных материалов последовательно просвечивались (сканировались) тонким, коллимированным пучком рентгеновских лучей. По другую, по отношению к излучателю, сторону объекта рентгеновское излучение воспринималось детектором, и таким образом появлялась возможность измерять интегральное, то есть суммарное линейное поглощение. В своих работах 1963 - 1964 гг. Кормак теоретически доказал и экспериментально подтвердил возможность восстановления внутренней структуры объекта по проекциям, то есть по измеряемым наборам цифровых данных, представляющих интегральное линейное поглощение по множеству различных направлений сканирования.

Несколькими годами позднее, а именно в 1967 г., другой исследователь, способный и энергичный инженер-практик Годфри Хаунсфилд, работавший в фирме ЕМІ и занимавшийся разработкой способов распознавания внутренних структур, независимо от Кормака, на основании результатов своих экспериментов на моделях также пришел к выводу о возможности построения изображения тонкого слоя исследуемого объекта из набора трансмиссионных данных (проекций), полученных с помощью сканирующего устройства. Он решил, что потенциально наиболее перспективной областью использования подобных устройств является медицина.

Понимая, с какими объемами информации придется иметь дело при исследовании органов человеческого тела, Хаунсфилд в первых своих экспериментах в качестве объекта исследования выбрал голову — объект сравнительно небольшой по размеру, что позволяло произвести сбор данных и выполнить реконструкцию изображения за обозримый промежуток времени.

Получив первые обнадеживающие результаты на препаратах головного мозга, в августе 1970 г. Хаунсфилд начал работы по изготовлению аппаратуры

для клинического применения, которая была установлена в Госпитале Аткинсон Морли в сентябре 1971 г.

Это была экспериментальная установка, содержащая сканирующее устройство – гентри (GANTRY) с линейно-вращательным перемещением системы "излучатель-детектор" и пульт управления с накопителем (запоминающим устройством) на магнитной ленте. Поскольку в то время еще не существовало компактных и быстродействующих компьютеров, проекционные данные, записанные на магнитную ленту, переправлялись на вычислительный центр фирмы, где в течение ночи производилась их обработка по реконструкции изображения.

Утром следующего дня магнитная лента с данными реконструкции возвращалась в клинику, где их можно было распечатать в виде числовых значений, либо визуализировать на специальном устройстве с электроннолучевой трубкой длительного послесвечения люминофора. Следует отметить, что в отличие от Кормака, который в своих экспериментах решал задачу реконструкции изображения достаточно строго математически, Хаунсфилд в первых аппаратах использовал так называемый метод итераций, который не имел строго математического обоснования, но был достаточно прост в реализации и давал вполне приемлемый результат.

Первое исследование головного мозга пациента было выполнено 4 октября 1971 г., а в апреле 1972 г. первые результаты работ стали достоянием научной общественности.

Анализ практических результатов клинического применения нового метода исследования показал его высокую диагностическую эффективность и преимущества, по сравнению с ранее известными методами, главные из которых следующие: возможность получения четкого послойного изображения органа без наложения теней и проекций от окружающих тканей с практически полным анатомическим соответствием; высокая разрешающая способность, позволяющая различать достаточно малые контрастные образования и незначительные различия физических, а, следовательно, и анатомических свойств тканей и органов в норме и патологии, особенно при использовании методов контрастирования; неинвазивность, технологичность и, если можно так выразиться, комфортность как для пациента, так и для врача.

Бурные, поистине фантастические успехи в области полупроводниковой и микроэлектронной техники и технологии привели к появлению на рынке достаточно компактных и производительных мини-компьютеров и уже в марте 1973 года аппарат, на котором проводились первые клинические эксперименты в госпитале Аткинсон Морли был оснащен собственным встроенным про-

цессором. Так появилась полностью автономная система, которую уже можно было называть компьютерным томографом.

Время сбора данных и время реконструкции составляло примерно 4,5 мин., а в ноябре 1973 г. появилась модификация томографа для всего тела, и начался поистине бум в области разработки и производства новых поколений КТ техники.

5. Поколения компьютерных томографов

К настоящему времени, за почти двадцатипятилетний отрезок времени с момента появления первых КТ систем, известно 4 поколения компьютерных томографов. Следует сразу отметить, что если в ранний период изменения уровня качественных показателей были весьма значительными при переходе от поколения к поколению, то сейчас этот показатель имеет тенденцию к уменьшению. Иными словами, если представить себе график зависимости некоторого обобщенного показателя качества, под которым следует понимать весь комплекс медико-технических характеристик аппарата от номера поколения, то этот график будет иметь вид ступенчатой функции, приближающейся к некоторому пределу качества.

Отсюда следует важный практический вывод. Поскольку приращение показателя качества уменьшается, а сам показатель приближается к некоторому пределу, то теоретически ожидаемые преимущества аппаратуры следующего поколения не всегда могут быть реализованы на практике, например, вследствие препятствий технического, технологического или эксплуатационного характера. Поэтому распространенное мнение о том, что показатель поколения гарантирует и более высокие качественные показатели справедливо лишь теоретически и, к сожалению, не всегда подтверждается на практике.

В аппаратах первого поколения измерительная система, состоящая из излучателя и единственного детектора, расположенного по другую сторону от объекта, в каждом из ракурсов совершала поступательное движение в плоскости среза по всему полю сканирования (рис. 6, а), а смена ракурсов производилась пошаговым угловым перемещением системы, после чего снова совершалось поступательное движение, для сбора проекционных данных в новом ракурсе и т.д. (рис. 6, б).

Этот тип движения использовался в первом томографе Хаунсфилда, при последующей модификации которого в измерительной системе было установлено 2 детектора для одновременного получения проекционных данных по двум

срезам в каждом ракурсе. Это позволило несколько увеличить общую производительность, однако время сканирования составляло порядка 1 минуты.

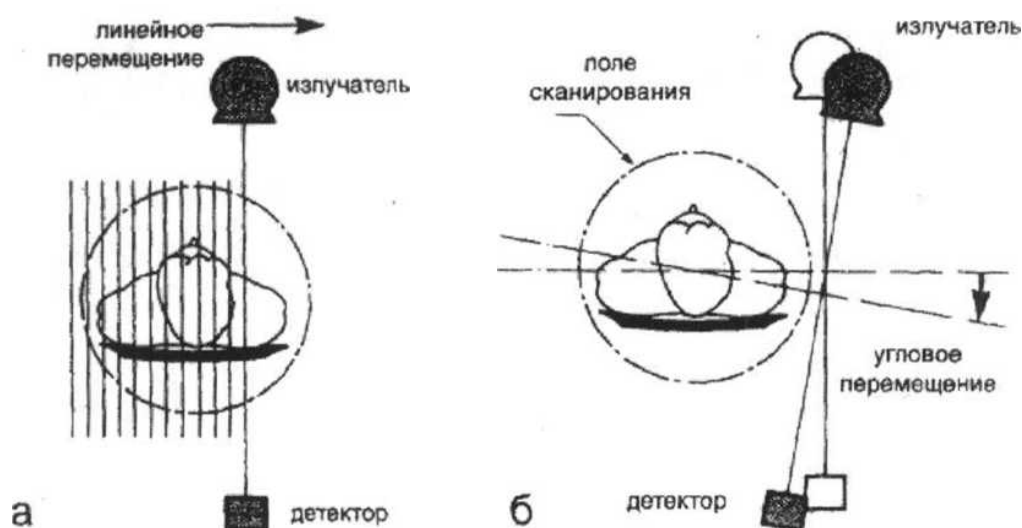


Рис. 6. Схема движения системы излучатель-детектор в сканерах первого поколения

В аппаратах 2-го поколения использовалась аналогичная схема движения измерительной системы, но сама система состояла уже не из одного детектора, а из блока компактно расположенных твердотельных детекторов, количество которых в различных моделях составляло от 10 до 100. Таким образом, при каждой экспозиции в каждом из ракурсов с блока детекторов снималось большее количество данных — проекционный профиль, а смена ракурсов могла производиться с большим шагом, что позволило уменьшить время сканирования одного слоя до десятков секунд (рис. 7, а,б).

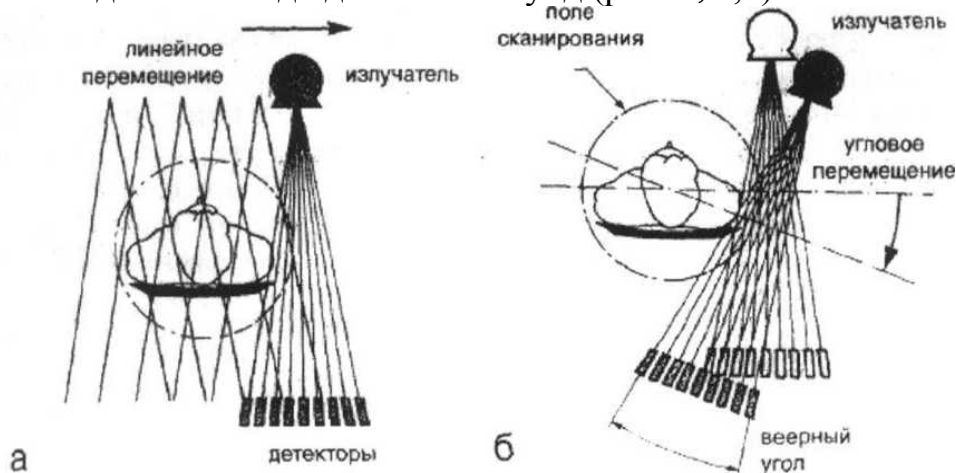


Рис. 7. Схема движения системы излучатель-детектор в сканерах второго поколения

Значительное улучшение качественных показателей было достигнуто в компьютерных томографах 3-го поколения, при разработке и производстве которых было найдено много новых технических решений. Существенным



Рис. 8. Сканеры третьего поколения (базовый вариант)

отличием аппаратов этого поколения является то, что в них используется единственный тип движения системы "излучатель-детектор" – вращательный. В базовом варианте измерительная система состоит из рентгеновского источника, излучающего веерный пучок лучей, покрывающий все поле сканирования, и достаточно большого количества (обычно в пределах 512 - 768) миниатюрных детекторов, компактно расположенных по дуге окружности с центром в фокусе источника (рис. 8). Все элементы системы смонтированы на общей, вращающейся в наружном подшипнике, станине, центр вращения которой совпадает с центром поля сканирования, при этом количество вплотную расположенных детекторов выбирают таким образом, чтобы можно было получить полный проекционный профиль по всему полю сканирования.

Полный цикл сканирования соответствует одному обороту сканирующей системы (360 градусов), с экспонированием через 1, 0,5, а иногда и 0,25 градуса, в результате чего получается набор данных из 360, 720 или 1440 проекционных профилей соответственно.

Очевидно, что в базовом варианте количество независимых профилей в два раза меньше их общего количества, поскольку при экспонировании с взаимно противоположных ракурсов фактически происходит дублирование профилей. Для увеличения количества независимых проекций, а, следовательно, и для увеличения разрешающей способности, в аппаратах 3-го поколения центр вращения

отличием аппаратов этого поколения является то, что в них используется единственный тип движения системы "излучатель-детектор" – вращательный. В базовом варианте измерительная система состоит из рентгеновского источника, излучающего веерный пучок лучей, покрывающий все поле сканирования, и достаточно большого количества (обычно в пределах 512 - 768) миниатюрных детекторов, компактно расположенных по дуге окружности с центром в фокусе источника (рис. 8). Все элементы системы смонтированы на общей, вращающейся в наружном подшипнике, станине, центр вращения которой совпадает с центром поля сканирования, при этом количество вплотную расположенных детекторов выбирают таким образом, чтобы можно было получить полный проекционный профиль по всему полю сканирования.

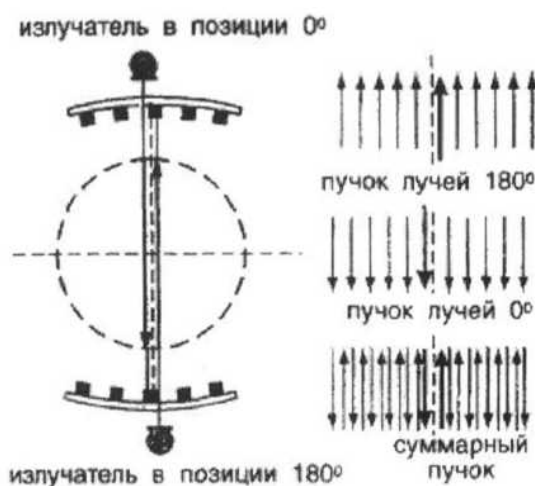


Рис. 9. Сканер третьего поколения. Смещение линии фокус-центр детекторной системы относительно центра вращения

для увеличения количества независимых проекций, а, следовательно, и для увеличения разрешающей способности, в аппаратах 3-го поколения центр вращения

смещают на $1/4$ расстояния между соседними детекторами от линии, проходящей через фокус источника и центр дуги блока детекторов (рис. 9).

Таким образом, количество независимых проекций за цикл сканирования увеличивается вдвое, что позволяет, естественно, увеличить пространственное разрешение системы в целом. Еще одна разновидность геометрии систем 3-го поколения, также позволяющая увеличить количество независимых измерений, отличается тем, что в каждом ракурсе, то есть при одном и том же пространственном положении излучателя, производится две экспозиции — с нормальным и смещенным на некоторый угол положением фокуса ("прыгающий фокус") (рис. 10).

В геометрии 3-го поколения известен также способ увеличения разрешающей способности путем смещения системы "излучатель-детекторы" вдоль ее оси симметрии относительно центра поля сканирования, совпадающего с центром вращения, в зависимости от геометрических размеров объекта исследования (рис. 11).

Это увеличивает эффективность использования энергии излучателя, но, соответственно, приводит и к увеличению поверхностной дозы (SKINDOSE).

Сканеры третьего поколения получили очень широкое распространение и используются во многих современных моделях компьютерных томографов с весьма высоким качеством изображения.

Однако имеются два обстоятельства технического плана, которые следует рассмотреть.

Первое связано с тем, что в сканерах 3-го поколения излучатель, детекторы и весь блок электроники с модулями управления, преобразования, приема и передачи информации монтируются на подвижной станине, которая вращается с достаточно большой скоростью и, следовательно, все модули с



Рис. 10. Сканер третьего поколения «прыгающий фокус»

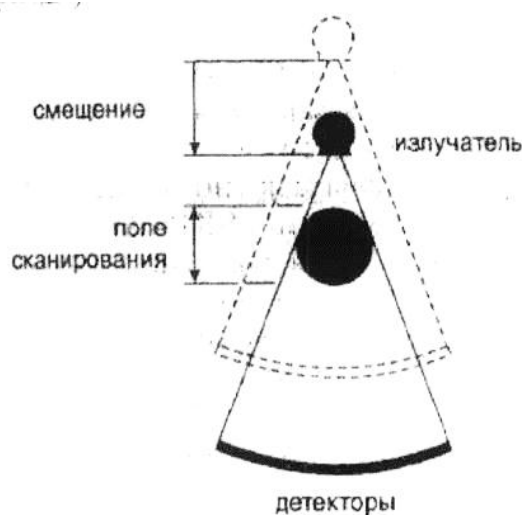


Рис. 11. Сканер третьего поколения с осевым смещением системы излучатель-детектор

электроникой испытывают значительные ускорения и вибрации, для обеспечения надежной работы которых необходимы тщательная конструктивная проработка и специальные технические решения.

Второе обстоятельство заключается в том, что сбой или отказ в работе любого из детекторов или элемента в измерительном канале детектора однозначно проявляется на изображении в виде кольцевого артефакта. Эти факторы в значительной степени побудили разработчиков и производителей КТ-оборудования к созданию следующего – четвертого поколения сканеров.

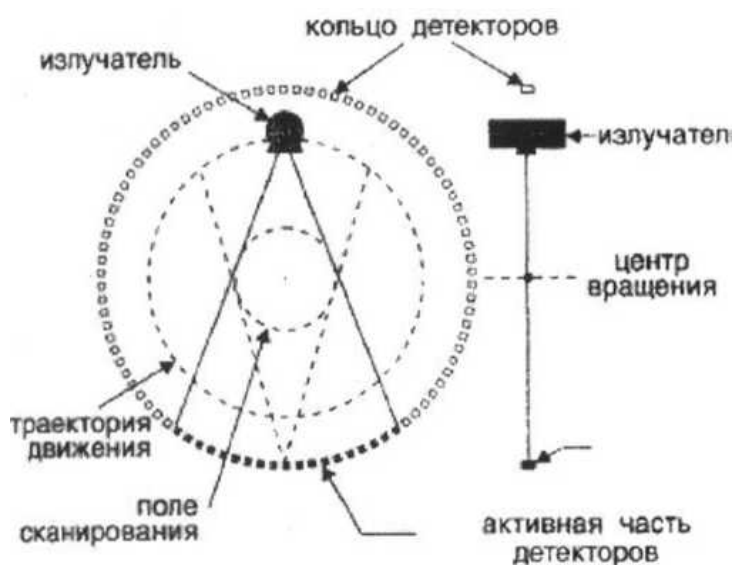


Рис. 12. Сканер четвертого поколения с внешним кольцом детекторов

В аппаратах 4-го поколения детекторы стационарно размещены по кольцу, а центр поля сканирования, где помещается объект, совпадает с центром кольца. Излучатель вращается внутри кольца детекторов по окружности с радиусом, большим радиуса поля сканирования (рис. 12).

Для получения приемлемого пространственного разрешения количество размещенных на кольце детекторов выбирается достаточно

большим – 1200 и более, а в некоторых моделях с высокой разрешающей способностью их количество достигает 4800, что позволяет добиться разрешения 20 пар линий/см.

Большое количество детекторов необходимо еще и для того, чтобы обеспечить их более плотное размещение на кольце, иначе часть излучения, попадающего в промежутки между детекторами, не используется для получения информации, что уменьшает эффективность использования источника излучения и дает излишнюю лучевую нагрузку на пациента.

Существуют и другие варианты систем с неподвижным полным кольцом детекторов, о которых можно прочесть в специальной литературе.

Основные характеристики рассмотренных выше систем сканирования приведены в таблице 1.

Кроме перечисленных типов установок существует еще один вид КТ-исследования, который определяется как электронно-лучевая КТ (electron-beam CT, EBT) или сверхбыстрая КТ (ultrafast CT). В таких системах функцию рентгеновской трубки выполняет компактный линейный ускоритель (рис.13).

Таблица 1

Основные характеристики сканирующих систем

ПАРАМЕТР	ПОКОЛЕНИЕ				
	1	2	3*	3**	4
Время на 1 скан (минимальное)	60 сек.	20 сек.	1сек.	1 сек.	1 сек.
Чувствительность к отказам в детекторной системе	высокая	низкая	высокая	высокая	низкая
Влияние рассеянного излучения	низкое	низкое	низкое	среднее	среднее
Возможность получения топограммы ***	нет	есть	есть	есть +	ограничено
Возможность получения томограммы высокого разрешения	нет	есть	есть	есть +	есть

* – базовый вариант; ** – модификация "прыгающий фокус"; *** – обзорный снимок (скенограмма); + – повышенная возможность получения.

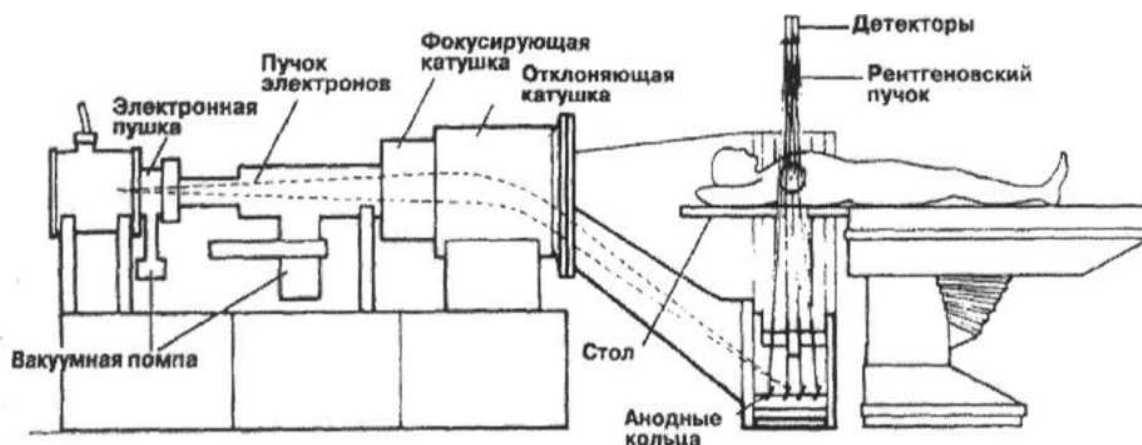


Рис. 13. Электронно-лучевая томография

Пучок электронов генерируется в электроннолучевом ускорителе и направляется магнитными катушками на анод, расположенный по внутренней поверхности неподвижного гентри. Возникающее у анода рентгеновское излучение коллимируется и направляется на детекторы, также расположенные на внутренней поверхности гентри.

В нем происходит ускорение электронов, формирование и пространственная ориентация электронного пучка. Анод и детекторы закреплены вдоль внутренней поверхности кольца гентри, вокруг пациента в виде непрерывных полос. При торможении электронов у анода возникает рентгеновское излучение, которое фильтруется и коллимируется. Рентгеновский луч при этом при-

обретает типичную веерообразную форму. Скорость вращения пучка электронов и, следовательно, рентгеновского луча вокруг пациента составляет тысячные доли секунды. Это позволяет получать несколько изображений в секунду при времени одного вращения 50-100 мс (0,05-0,1 с). Стоимость аппаратов для электронно-лучевой КТ значительно выше установок третьего и четвертого поколения. Их применение обычно ограничено кардиологией и кардиохирургией, а также педиатрией и неотложной диагностикой. Наибольшее клиническое значение современная электронно-лучевая томография имеет для неинвазивной оценки коронарных артерий и сердца, но может применяться и для исследования всего тела.

Новая концепция сканирования, названная спиральной КТ, используется в клинической практике начиная с 1990 года. В англоязычной литературе используется несколько терминов для обозначения этой технологии — spiralCT, helical CT, volumetric CT. Каждый из них подчеркивает наиболее существенные особенности этой технологии. Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источ-

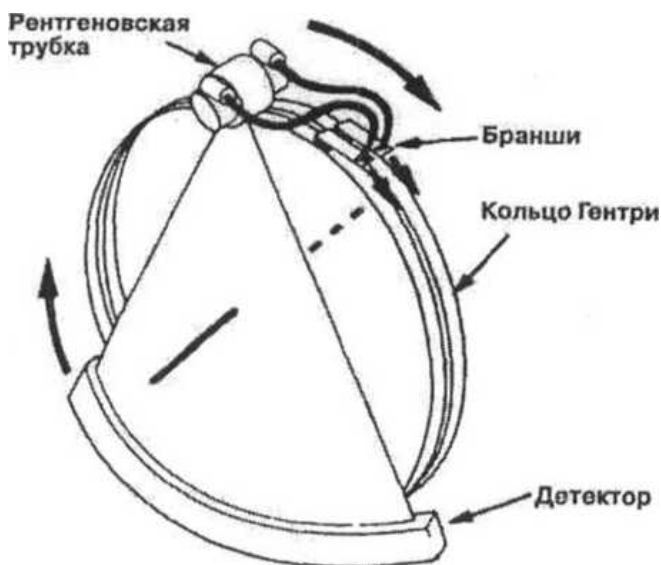


Рис. 14. Спиральное сканирование, аппарат третьего поколения

ника излучения вокруг объекта и непрерывного поступательного движения стола с пациентом через окно гентри. В этом случае траектория пучка рентгеновских лучей, проецируемая на тело пациента, приобретает форму спирали (рис. 14). Технология спиральной КТ реализуется на установках третьего и четвертого поколений, а также на аппаратах для многослойной и электронно-лучевой КТ.

Электрический ток подается на кольцо гентри, снимается браншами и направляется в рентгеновскую трубку. Наличие браншей, скользящих по кольцу Гентри, позволяет обеспечить непрерывное движение рентгеновской трубки. В отличие от последовательной КТ, скорость поступательного движения стола с пациентом может произвольно меняться в зависимости от задач конкретного исследования. Поэтому протяженность зоны сканирования может быть различной в течение одинакового временного промежутка. Чем больше скорость смещения стола, тем большая зона включается в один цикл спирального сканирования. Принципиально важно, что скорость смещения стола может быть в 1,5-2 раза, а в

установках для многослойной КТ в 3-5 раз больше толщины томографического слоя без существенного ухудшения пространственного разрешения.

Результатом спирального сканирования является непрерывный объем данных, который может быть произвольно разделен на необходимое количество срезов заданной толщины с помощью так называемых алгоритмов формирования томографического слоя или алгоритмов интерполяции. Расположение любого томографического слоя вдоль продольной оси сканирования z зависит не от положения рентгеновской трубки и детекторов в данный момент времени, а от выбранного инкремента реконструкции. Последний определяет расстояние между реконструируемыми томограммами и может изменяться от 0,1 до 30-40 см. Количество томограмм может быть больше, меньше или равно числу вращений рентгеновской трубки вокруг пациента. Уменьшение инкремента реконструкции позволяет увеличить количество томографических изображений на единицу расстояния без дополнительного облучения пациента, за счет частичного взаимного наложения томографических слоев и, следовательно, повысить разрешающую способность вдоль продольной оси сканирования.

Основное преимущество спиральной КТ заключается в значительном ускорении процесса сканирования, поскольку временные интервалы между отдельными циклами вращения рентгеновской трубки отсутствуют. Сканирование одной анатомической области на установках третьего или четвертого поколения может быть проведено в течение 15-25 с. Это позволяет увеличить пропускную способность отделения, создать оптимальные условия для исследования пациентов, находящихся в тяжелом состоянии, в том числе в раннем посттравматическом и послеоперационном периоде, больных с выраженной дыхательной или сердечной недостаточностью, новорожденных и детей младшего возраста.

Другим важным преимуществом спирального сканирования является возможность проведения эффективных ангиографических исследований. При быстром внутривенном введении водорастворимого контрастного вещества, обычно через локтевую вену, сканирование удастся осуществить в момент его прохождения по крупным сосудам. В результате собственно КТ-исследование дополняется полноценной ангиографией, но без сложных инвазивных вмешательств в виде проведения внутрисосудистых катетеров и общей анестезии. В настоящее время КТ-ангиография широко используется для оценки состояния крупных сосудов грудной полости, в том числе аорты и ее ветвей, легочных артерий, системных вен.

Принцип объемного или непрерывного сканирования создает совершенно новые возможности для постпроцессорной обработки полученных данных,

в частности, для преобразования аксиальных томограмм в многоплоскостные реформации и трехмерные изображения. Получаемые изображения не зависят от различной глубины вдоха или выдоха пациента, а возможности построения томограмм с частичным взаимным наложением сводят к минимуму ступенчатые артефакты, свойственные многоплоскостным реформациям при КТ. Результаты исследования в этом случае становятся более наглядными, демонстративными, доступными для пространственного восприятия не только специалистов рентгенологов, но и лечащих врачей. Высокоинформативные многоплоскостные реформации, получаемые при спиральной КТ, частично устранили важнейший недостаток метода — ограничение диагностических изображений только аксиальной проекцией и максимально сблизили возможности КТ и МРТ в этой области.

6. Многослойная спиральная компьютерная томография

Многослойная компьютерная томография (МСКТ) (синонимы: КТ с множественными рядами детекторов, объемная КТ) представляет собой дальнейший прорыв в технологии КТ. Многослойные компьютерные томографы обеспечивают огромный выигрыш в производительности, который может быть использован для значительного уменьшения времени сканирования, более тонкой коллимации срезов или увеличения длины сканирования. Многослойное сканирование преобразует КТ из трансаксиального метода изображения в истинно трехмерный метод.

МСКТ быстро завоевала признание. Отмечается почти экспоненциальный рост количества этих томографов в мире: в 1998 г. было установлено 10 томографов, к середине 1999 г. — 100 и к концу 2000 г. — свыше 1000. В настоящее время выпуск пошаговых компьютерных томографов полностью прекращён, последние заменены более информативными спиральными компьютерными томографами.

6.1. Принципы сканирования

В отличие от стандартных томографов, в которых имеется одна дуга или одно кольцо детекторов, многослойные томографы оснащены 2 или более параллельными рядами детекторов и всегда используют технологию 3-го поколения с синхронно вращающейся трубкой и массивом твердотельных детекторов. Хотя на самых первых томографах в 1970-е годы также использовались расщепленные детекторы, томографы с двойными или расщепленными детекторами и непрерывно вращающейся трубкой стали доступны только в начале

1990-х годов. Томографы с 4 активными рядами детекторов были внедрены в 1998 г. В настоящее время доступны системы с 6, 8, 10, 16, 32 и 64 детекторами.

В мультиспиральных компьютерных томографах используется не один, а несколько рядов детекторов, расположенных перпендикулярно оси Z напротив источника рентгеновского излучения. Это дает возможность одновременно собирать данные с нескольких сечений.

В связи с веерообразным расхождением излучения ряды детекторов должны иметь разную ширину. Схема расстановки детекторов заключается в том, что ширина детекторов увеличивается от центра к краю, что позволяет варьировать комбинациями толщины и количества получаемых срезов.

Например, 16-срезовое исследование может быть выполнено с 16 тонкими срезами высокого разрешения ($16 \times 0,75 \text{ мм}$) или с 16 сечениями вдвое большей толщины ($16 \times 1,5 \text{ мм}$).

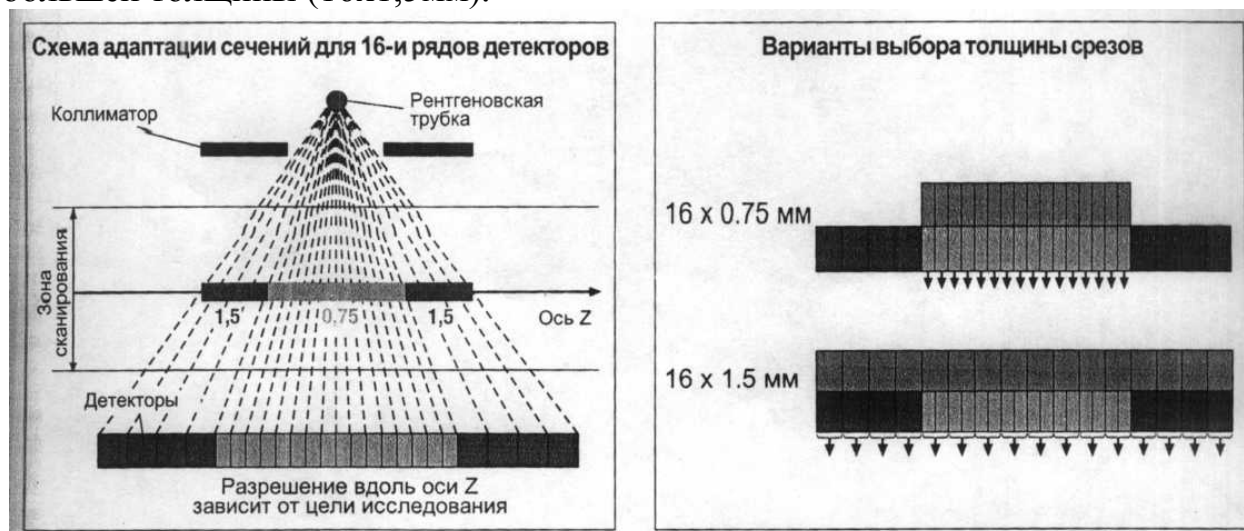


Рис. 15. Схема сканирования для шестнадцатирядного томографа

Развитие КТ-сканеров не закончилось 16 срезами. Сбор данных можно ускорить, используя сканеры с 32 и 64 рядами детекторов. Однако тенденция к уменьшению толщины срезов ведет к повышению дозы облучения пациента, что требует дополнительных мероприятий по снижению воздействия излучения.

Производительность многих томографов дополнительно возрастает вследствие дальнейшего сокращения времени ротации. В результате 4-детекторная система с ротацией трубки за 0,5 с имеет в 8 раз более высокую производительность, чем обычный ододетекторный томограф со временем ротации 1 с.

МСКТ не всегда предусматривает спиральный сбор данных, если не сделано оговорок. Доступен также последовательный (пошаговый) сбор данных, как при обычной КТ, с возможностью слияния изображений, хотя он используется только в небольшой части случаев, например при ВРКТ легких или при интервенционных процедурах.

6.2. Преимущества

Производительность многослойной КТ, по крайней мере, в 4 раза, а на современных томографах в 8 - 20 раз выше, чем обычных КТ-томографов. Это увеличение производительности можно использовать для сокращения времени ротации гентри, удлинения диапазона сканирования и использования более тонких срезов. В целом, выигрыш в производительности позволяет улучшить все эти характеристики. В будущем МСКТ преодолет один из наиболее важных пределов СКТ – обратное соотношение между диапазоном сканирования и коллимацией среза.

Более короткая продолжительность сканирования уменьшает опасность артефактов от движений, особенно у детей и тяжелобольных пациентов. Заметно улучшаются результаты у пациентов с травмой или одышкой при подозрении на эмболию легочной артерии. Сокращение продолжительности сканирования так же позволяет сканировать печень и другие паренхиматозные органы в более точно заданную фазу контрастирования, что опять-таки улучшает обнаружение и характеристику поражения. Уменьшение длительности сканирования дает возможность значительно уменьшить объем контрастного средства, которое вводится так долго, как это требуется только для артериальной фазы контрастирования.

Более длинный диапазон сканирования особенно важен для КТ-ангиографии. Стали возможными исследования, охватывающие брюшную аорту и периферические сосуды до стоп.

7. Устройство пошагового компьютерного томографа

Современные рентгеновские компьютерные томографы производства различных фирм мало отличаются друг от друга и конструктивно состоят из четырех основных частей (рис. 16):

- | | |
|---------------------------|-----------------------|
| 1) сканирующей системы; | 3) пульта управления; |
| 2) рентгеновской системы; | 4) ЭВМ. |

7.1. Сканирующая система

Гентри включает рентгеновскую трубку и детекторную систему. В аппаратах 3-го поколения рентгеновская трубка и детекторы расположены на одной раме. Детекторная система состоит из 256-512 полупроводниковых элементов или ксеноновых детекторов.

При сканировании пациента комплекс «Рентгеновская трубка - детекторы» совершает вращение вокруг пациента на 360° в один цикл. При вращении

комплекса рентгеновская трубка через 1° , $0,5^\circ$, $0,25^\circ$ дает импульсное излучение в виде веерообразного пучка, проходящего через объект, при этом осуществляется регистрация ослабленного излучения детекторной системой.

Внутри сканирующей системы имеется отверстие диаметром 50-70 см, в котором пациент при сканировании движется на транспортере стола.

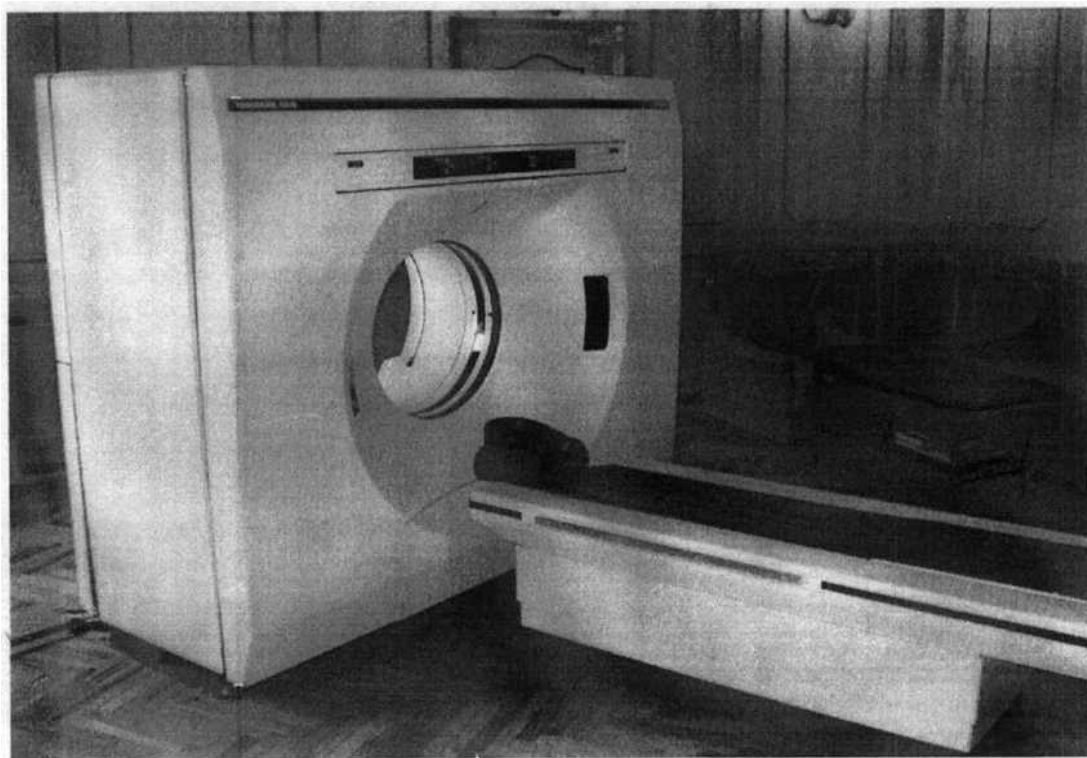


Рис. 16. Рентгеновский компьютерный томограф

В компьютерных томографах 4-го поколения детекторная система имеет от 1400 до 4800 детекторов, которые расположены по кольцу на раме. Во время сканирования вокруг пациента вращается только рентгеновская трубка.

Стол томографа состоит из основания и подвижной части, на которой крепится ложе-транспортер для укладки пациента. Горизонтальное перемещение пациента при сканировании производится с пульта управления в автоматическом режиме. Поднятие и опускание с перемещением стола при укладке пациента производится от системы управления стола.

7.2. Пульт управления

Является важным звеном компьютерного томографа, он непосредственно связан со сканирующей системой и ЭВМ. В состав пульта входят:

- два видеомонитора, один из которых текстовый, другой предназначен для получения изображения срезов;

- клавиатура для выбора технических параметров сканирования исследуемой области головы или тела (толщина срезов и их количество, скорость сканирования, шаг томографирования, количество снимков). Кроме того, с помощью клавиатуры осуществляются ввод и вызов программы из ЭВМ и диалог оператора с ЭВМ, введение данных пациента (толщина срезов, шаг томограммы, изменение масштабов изображения, а также вычитание и сложение полученных срезов).

С помощью экрана и светового пера осуществляются измерения плотности зон интереса, расстояния между ними для оценки размера органа или патологического очага и составления гистограмм.

На пульте оператора имеются кнопки управления для включения аппарата, индикаторной системы,- характеристики работы отдельных узлов (таблица с указанием дозы, толщины слоя и времени измерения, а также программы исследования головы и всего тела).

Перед началом исследования в компьютер вводятся данные о пациенте, исходный диагноз, режим и программа сканирования. После сканирования на видеомониторе и соответственно на каждом срезе томограммы, кроме изображения органа, записывается дополнительная информация: 1) дата и время съемки; 2) название лечебного учреждения; 3) номер среза; 4) фамилия, имя, отчество и возраст пациента; 5) серый клин – показатель плотности и клин размером 5 см для ориентировочной оценки величины плотности; 6) ширина и средний уровень «окна»; 7) номер среза пациента и номер этих срезов в памяти машины.

7.3. Детекторы

В различных моделях современных компьютерных томографов, как правило, используется один из трех основных типов детекторов: ионизационно-газовый; сцинтилляционно-фотодиодный; полупроводниковый.

Первый представляет собой миниатюрную ионизационную камеру-ячейку, заполненную газом (обычно ксеноном под давлением около 20 атм), в которой установлены высоковольтный и детекторный электроды. К высоковольтному электроду подводится напряжение порядка 500 В, а детекторный электрод соединяется со входом усилителя. В результате воздействия рентгеновского излучения на атомы газа в камере появляются электроны, вследствие чего в цепи детекторного электрода появляется слабый ток, величина которого пропорциональна интенсивности рентгеновского излучения. Отдельные ячейки-детекторы, разделенные рентгенонепрозрачным материалом, монтируются в общей камере, заполненной ксеноном, образуя таким образом детекторную систему.

Преимуществом этого типа детекторов является их достаточно высокая стабильность и относительная защищенность от рассеянного излучения. Недостаток в том, что в целях обеспечения механической прочности окно ячейки, в которой находится газ под высоким давлением, должно иметь достаточную толщину, что приводит к частичному поглощению рентгеновского излучения и несколько уменьшает квантовую эффективность детекторов. Кроме того, сам физический принцип работы ионизационно-газового детектора ограничивает его минимальные линейные размеры и в свою очередь, более высоким пространственным разрешением.

Сцинтилляционно-фотодиодные детекторы состоят из кристалла, излучающего свет под воздействием рентгеновских лучей, и полупроводникового фотодиода, воспринимающего это световое излучение и преобразующего его в электрический ток. Уровень современной технологии позволяет изготовить детекторы существенно меньших размеров по сравнению с газовыми, однако их температурная стабильность несколько хуже, в связи с чем в некоторых моделях компьютерных томографов применяется термостатирование детекторной системы.

Полупроводниковые детекторы непосредственно преобразуют энергию рентгеновского излучения в электрический ток. По ряду причин физико-технического характера детекторы этого типа не получили пока широкого распространения в серийных изделиях.

7.4. Блок электроники

Блок электроники усиливает сигналы детекторов, преобразует их в цифровую форму и передает цифровые данные процессору для реконструкции изображения. Усилители, количество каналов которых соответствует количеству детекторов, представляют собой высокочувствительные, высокоточные и высокостабильные устройства с широким динамическим диапазоном. Для преобразования в цифровую форму сигналов с детекторов, прошедших через каналы усиления, используются многоканальные, сверхбыстродействующие прецизионные, как правило, 14-разрядные АЦП с переменным, управляемым коэффициентом передачи (масштабом преобразования). Данные на выходе преобразователя представляются 16-разрядным двоичным кодом: 14 разрядов – данные, 2 разряда – код масштаба преобразования. Такое представление позволяет воспроизвести в цифровой форме проекционные данные во всем динамическом диапазоне, который должен быть не менее чем 10^6 для всего тракта, с тем, чтобы можно было измерять и преобразовывать сигналы от нескольких микровольт до нескольких вольт, что является весьма сложной в техническом отношении задачей.

Интерфейс передачи данных в режиме жесткого ограничения по времени (чем больше количество ракурсов и детекторов в измерительной системе и чем меньше время сканирования, тем меньше времени отводится на передачу) с большой степенью достоверности передает данные процессору и принимает от процессора команды управления со скоростью порядка нескольких мегабит/сек, то есть миллионов бит (двоичных разрядов) в 1 секунду.

С этой целью в системе организуются специальные каналы обмена информацией ГЕНТРИ-ПРОЦЕССОР с приемно-передающими модулями, работающими под контролем центрального процессора.

7.5. Рентгеновский излучатель и высоковольтный генератор

Рентгеновская система состоит из трубки и генератора. Рентгеновская трубка мощностью 30-50 кВт работает в импульсном режиме с частотой импульсов 50Гц при напряжении 100-130 кВ и силе тока 150-200мА. Трубка имеет двойное охлаждение, сама трубка охлаждается маслом, масло, в свою очередь, может охлаждаться водой или вентилятором. Кроме того, вращающийся анод трубки для защиты от перегрева с обратной стороны покрыт графитом. Поглощение мягкого компонента рентгеновского излучения осуществляется фильтрацией, в трубке имеется коллиматор для ограничения потока излучения. Рентгеновские трубки компьютерных томографов конструируются таким образом, чтобы выдерживать длительные режимы работы без температурной перегрузки, что определяется как конструкцией самой трубки, в частности, теплоемкостью ее анода, так и эффективностью системы охлаждения.

Генератор высоковольтный – источник питания – работает в импульсном режиме, обеспечивает рентгеновскую трубку напряжением до 100-140 кВ и силой тока до 150-200мА.

До недавнего времени высоковольтные генераторы представляли собой стационарные устройства, и высокое напряжение подводилось к перемещающейся по окружности вокруг поля сканирования трубке по высоковольтным кабелям, наматываемым на специальные подвижные барабаны – кабелеукладчики. Это определяло режим движения и режим сканирования. Один цикл сканирования с разгоном до рабочей скорости на старте и торможением системы в конце цикла производился в одном направлении, другой – в противоположном, а в промежутках между сканированиями осуществлялось пошаговое перемещение стола с пациентом.

В настоящее время компьютерные томографы стали оснащаться "бортовыми" высоковольтными генераторами – малогабаритными устройствами, работающими на частоте порядка 20 кгц с импульсной системой стабилизации и

регулирования напряжения. Такой генератор потому и называется "бортовым", что устанавливается непосредственно в гентри, на подвижную его часть, а питание генератора с низковольтной стороны осуществляется через систему токосъемных контактных колец ("слипринг"), одна часть которых используется для подачи питающего генератор напряжения, а другая – в цепях обмена данными и командами гентри-процессор. Такое техническое решение позволяет перейти от пошагового к непрерывному, так называемому спиральному, сканированию.

При спиральном сканировании подвижная часть гентри во время исследования непрерывно с постоянной скоростью вращается в одном направлении, а стол также непрерывно продвигается в заданном направлении, перемещая пациента в поле сканирования от начала зоны исследования до ее окончания.

Подобрав соответствующим образом скорости вращения гентри, перемещения стола и толщину слоя (диафрагму), можно получить полный набор спиральных проекционных данных по всему исследуемому объему, на базе которого процессор по специальному алгоритму реконструирует изображения аксиальных срезов.

Преимущества томографов со спиральным сканированием очевидны: увеличение темпа исследования (отсутствуют фазы разгона – торможения гентри и репозиционирования стола); улучшение комфортности для пациента (уменьшается время нахождения пациента на столе и уровень шума в зоне исследования).

7.6. Процессор

По существу, компьютерная часть томографа состоит из множества микропроцессоров, образующих две его главные взаимодействующие друг с другом процессорные системы. Первая из них выполняет функции управления всем комплексом устройств и обеспечивает связь с оператором через главную консоль. Вторая осуществляет прием и обработку проекционных данных, производит реконструкцию изображений и выдает их в виде, пригодном для визуализации на экране монитора и (или) для архивирования в запоминающих устройствах.

Управляющая система, реагируя на команды оператора, обеспечивает заданные режимы сканирования, передает локальным микропроцессорным системам и отдельным устройствам команды и параметры для установки режима трубки (kV, mA), величины диафрагм трубки и детекторов, скорости вращения гентри, скорости и величины перемещения стола, следит за выполнением команд отдельными подсистемами и устройствами, управляет процессом обмена данными, производит анализ рабочих ситуаций, принимает меры

по устранению сбоев, если таковые возникают, и, реагируя на все изменения состояния системы, принимает решения и выдает сообщения оператору в случае возникновения так называемых "тяжелых ошибок" и отказов в работе, то есть под управлением специальной программы выполняет весь необходимый комплекс мероприятий для автоматизированного функционирования и согласованной работы всех устройств и блоков комплекса.

Система обработки данных (в специальной литературе называемая матричный процессор – ARRAY PROCESSOR) выполняет более определенную, но не менее сложную задачу – обработку огромного количества проекционных данных в темпе их поступления из сканирующей системы и реконструкцию изображения. Сложность заключается в том, чтобы осуществить реконструкцию за приемлемый промежуток времени, скорость обработки данных должна составлять порядка сотен миллионов операций/сек. Для достижения такой производительности матричный процессор организуется как мультипроцессорная система, то есть состоит из отдельных процессорных подсистем, количество и функции которых определяются тем алгоритмом реконструкции, который принят в данной модели томографа. Прежде чем мы рассмотрим некоторые методы, следует сказать, что в любом случае первая задача, которую решает процессор, это предварительная обработка проекционных данных или так называемый препроцессинг. На этом этапе, в зависимости от используемого вида сканирования и геометрии системы, происходит реорганизация и упорядочение массивов данных, их корректирование и калибровка в соответствии с заранее сгенерированными для различных режимов калибровочными таблицами, вычисление с помощью логарифмических операций линейных интегральных коэффициентов ослабления по каждому направлению.

8. Методы реконструкции изображения

В настоящее время используют 3 основных метода реконструкции:

- итеративный;
- фильтрации и обратного проектирования;
- Фурье.

8.1. Итеративный (алгебраический) метод

Метод заключается в том, что в процессе его реализации выполняются циклы одних и тех же действий с проекционными данными. Полный такой цикл называется итерацией, откуда и название метода, а сама реконструкция завершается после нескольких итераций.

На первом шаге осуществляется обратное проектирование 1-го профиля данных в память процессора. На втором шаге определяется разность между следующим профилем и профилем данных обратного проектирования на предыдущем шаге в направлении следующего профиля и производится обратное проектирование этой разности. Все последующие шаги для каждого из профилей выполняются аналогичным образом. После обработки описанным выше образом всех профилей, то есть после завершения первой итерации, процесс повторяется. Для ускорения процесса профили данных выбираются с некоторым шагом по углу. Именно такой алгоритм использовал Хаунсфилд в своих первых сканерах, где профили выбирались с шагом 40 градусов, и процесс реконструкции осуществлялся за 5 итераций, количество которых впоследствии было сокращено до 2-х, при достаточно хорошем качестве изображения.

Принципиально метод позволяет получить изображение высокого качества, однако вследствие его достаточно высокой чувствительности к шуму в проекционных данных и относительно невысокой скорости работы, впоследствии он был вытеснен более быстрыми методами, в частности, методом фильтрации и обратного проектирования.

8.2. Метод фильтрации и обратного проектирования

Этот метод позволяет производить обработку проекционных данных по мере их поступления из сканирующей системы. Проекционные профили после этапа предварительной обработки фильтруются специально подобранными фильтрами, после чего осуществляется их обратное проектирование. После обработки полного набора данных процесс реконструкции завершается. В коммерческих системах, как правило, имеется набор фильтров, адаптированных к тем или иным анатомическим структурам, что способствует улучшению их визуализации на экране.

Фильтрация может осуществляться либо непосредственно с помощью цифровых фильтров, либо посредством использования частотных фильтров. В последнем случае проекционные данные подвергаются прямому преобразованию Фурье, фильтруются в частотной области и затем, после инверсного преобразования Фурье, поступают для обратного проектирования.

8.3. Реконструкция Фурье

При реконструкции изображения этим методом каждый из профилей проекционных данных, прошедших препроцессорную обработку, подвергается преобразованию Фурье, и дальнейшие операции по реконструкции изображения осуществляются уже в частотной области. В результате этих операций

формируется "изображение" в частотной области, которое с помощью двумерного обратного преобразования Фурье преобразуется в реальное томографическое изображение.

Теоретически этот метод позволяет осуществлять достаточно быструю реконструкцию, однако по ряду причин чисто технического характера на практике реализовать все потенциальные возможности этого метода весьма сложно.

9. Общие принципы получения КТ изображения

Основой компьютерно-томографического процесса является регистрация интенсивности ослабленного рентгеновского излучения во множестве проекций. В англоязычной литературе этот процесс определяется как data acquisition – сбор или регистрация данных.

9.1. Коэффициент линейного ослабления

Эффект ослабления излучения – attenuation – возникает в результате потери энергии излучения при прохождении его через среду и взаимодействия с ней. Этот процесс может быть выражен количественно, с помощью коэффициента линейного ослабления μ – lineal attenuation coefficient. Величина коэффициента μ зависит от исходной энергии фотонов излучения, а также от химического состава и физической плотности вещества. Различная степень ослабления рентгеновского излучения лежит в основе контраста рентгеновского изображения, т. е. возможности различать отдельные объекты исследования в зависимости от их химических и физических свойств. В КТ, особенно при исследовании мягких тканей, величина коэффициента ослабления в наибольшей степени зависит от физической плотности вещества, в связи с чем этот показатель часто определяют как плотность.

Чем больше интенсивность рентгеновского луча, достигшего детектор, тем сильнее электрический сигнал, возникающий в фотоэлектронном преобразователе детектора. Соотношение исходной интенсивности рентгеновского излучения I_0 и интенсивности прошедшего через объект излучения / выражается следующим уравнением:

$$I = I_0 e^{-\mu d},$$

где I – интенсивность ослабленного рентгеновского излучения;

I_0 – интенсивность исходного рентгеновского излучения;

μ – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения;

d – расстояние от источника излучения до воспринимающего устройства;

e – математическая константа – основание натурального логарифма.

В соответствии с приведенным уравнением коэффициент линейного ослабления может быть вычислен по следующей формуле:

$$\mu d = \ln I - \ln I_0$$

В реальном исследовании измеряется множество коэффициентов ослабления, соответственно количеству детекторов в каждой использованной проекции. Результатом однократного измерения является профиль исследуемого объекта в данной проекции. Фундаментальным способом вычисления коэффициентов ослабления является метод фильтрованных обратных проекций, который используется в большинстве вычислительных машин КТ-установок.

9.2. Проекция сбора данных

Коэффициенты ослабления при КТ-исследовании определяются во время движения рентгеновской трубки, но не постоянно, а в определенных ее позициях или, как это принято называть в КТ, проекциях. Количество проекций, в которых производится сбор данных, может варьировать от 180 до 720. В последовательной КТ их число обычно составляет 360. Это означает, что в течение одного цикла вращения источника излучения вокруг объекта детекторы воспринимают рентгеновское излучение 360 раз, при смещении источника на каждый последующий градус окружности. Таким образом, каждый элемент объекта исследования «осматривается» из сотен проекций, а совокупность полученных проекционных данных анализируется вычислительной машиной с помощью специальных математических программ – алгоритмов реконструкции.

Увеличение числа проекций способствует повышению пространственной разрешающей способности, но увеличивает время сканирования (время сбора проекционных данных). Уменьшение числа проекций позволяет ускорить процесс сканирования при одновременном ухудшении пространственно-

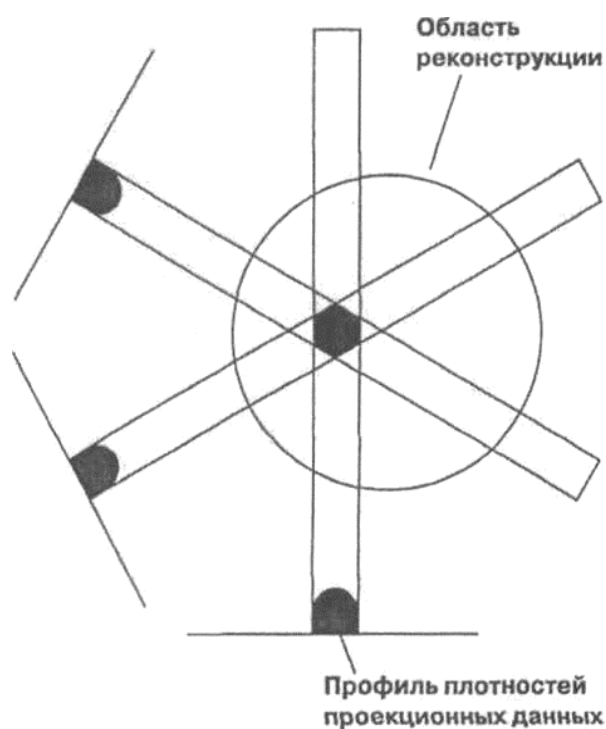


Рис. 17. Формирование профиля исследуемого объекта в используемых проекциях

го разрешения. Так, во многих аппаратах для последовательной КТ применяются неполные (половинные) сканы, использующие только 180 проекций. Это позволяет уменьшить время сбора данных в 1,5-2 раза. На этих же установках высокоразрешающая КТ, предназначенная для максимального повышения пространственного разрешения, выполняется при использовании 720 проекций, но с большим временем сканирования.

Возможность визуализировать наиболее мелкие элементы изображения определяется как пространственная разрешающая способность или пространственное разрешение. В КТ пространственное разрешение измеряется экспериментально, с помощью фантома. При этом учитывается максимальное количество пар линий на сантиметр, которое можно различить на представленном изображении. В установках начала 90-х годов пространственное разрешение обычно составляет 3-5 пар л/см, в более современных аппаратах этот параметр может достигать 7-15 пар л/см. Однако в среднем пространственное разрешение при КТ меньше, чем при пленочной рентгенографии. Для сравнения, на обычной обзорной рентгенограмме при правильном подборе комбинации, усиливающей экран пленки, теоретически удастся различить 15-20 пар л/см. Степень пространственного разрешения в КТ зависит не только от конструктивных особенностей аппарата, но и от ряда технологических параметров, таких как величина поля изображения, толщина пучка рентгеновского излучения и выбранный алгоритм реконструкции томограммы.

9.3. Матрица томограммы

После измерения детекторами ослабленного рентгеновского излучения электрические сигналы преобразуются (кодируются) в цифровые значения коэффициентов ослабления, которые распределяются в электронной матрице томограммы.

Матрица томограммы представляет собой электронную таблицу с равным количеством строк и столбцов (рис. 18). Матрица отражает пространственное распределение коэффициентов ослабления в изучаемом слое. Первоначально в матрицу записываются коэффициенты ослабления в каждой из использованных проекций. Совокупность всех исходных коэффициентов ослабления составляет так называемые проекционные данные (projection data) или сырые данные (raw data). Следующий этап заключается в формировании единой матрицы поперечной томограммы из набора проекционных данных. Конечное число, записанное в каждой ячейке матрицы, является результатом вычисления среднего значения коэффициента ослабления в использованных проекциях с помощью определенной математической программы – алгоритма реконструкции томограммы. Матрица томограммы состоит из элементарных

ячеек – вокселей (voxel – volume element, элемент объема). В каждый воксель записываются суммарные коэффициенты ослабления рентгеновского излучения, собранные детекторами в различных проекциях и выраженные в числах Хаунсфилда. В современных установках матрица томограммы обычно состоит из 512^2 вокселей.

Грань вокселя, расположенная параллельно плоскости сканирования, определяется как пиксель (pixel — picture element, элемент картины). Размеры пикселей определяют пространственное разрешение в поперечной (аксиальной) плоскости сканирования. Чем меньше размеры пикселей, тем выше разрешающая способность и, наоборот. Эта закономерность напоминает особенности мозаичной картины, когда уменьшение размеров отдельных элементов мозаики делает изображение более четким и однородным. Размеры пикселей зависят от величины поля изображения (Field Of View, FOV – англ., поле изображения), т.е. той части апертуры гентри, которая проецируется на матрицу томограммы.

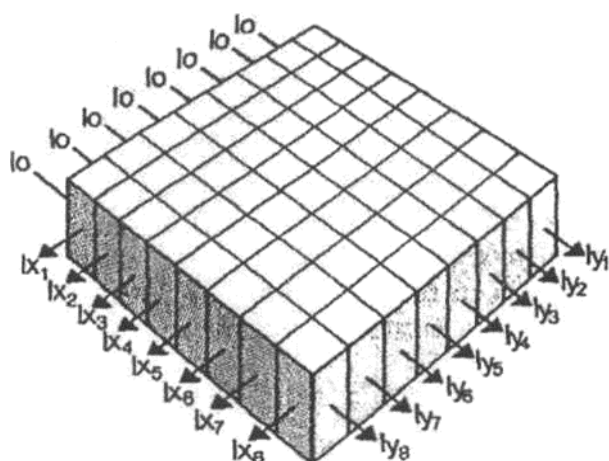


Рис. 18. Матрица томограммы состоит из элементарных ячеек – вокселей или элементов объема (volume elements).

Грань вокселя, образующая «поверхность» матрицы, соответствует пикселю – элементу картины (picture element)

Грани вокселя, параллельные продольной оси сканирования (ось z), определяются величиной коллимации или, в последовательной КТ, толщиной томографического слоя (рис. 19). Чем меньше величина коллимации, тем меньше «продольный» размер вокселя и наоборот. Уменьшение величины коллимации приводит к повышению пространственного разрешения вдоль продольной оси сканирования за счет ограничения частичного объемного эффекта.

В идеальной модели матрица компьютерной томограммы должна состоять из вокселей правильной кубической формы. При этом разрешающая способность в поперечной и продольной плоскости будет одинакова. Такие изображения называют изотропными. На практике получить такой результат крайне сложно. При обычном исследовании груди величина коллимации и, следовательно, величина граней вокселя вдоль продольной оси сканирования, составляет 10 мм. Если величина поля изображения равна 35 см, что доста-

точно для получения изображения всей грудной клетки, размеры пикселя в стандартной матрице томограммы 512^2 составляют 0,68 мм. Каждый воксель в этом случае имеет форму параллелепипеда, но не куба, вытянутого вдоль продольной оси сканирования. Поэтому разрешающая способность в поперечной плоскости сканирования значительно больше, чем в продольной. Если уменьшить толщину слоя до 1 мм, например, при высокоразрешающей КТ, это различие существенно уменьшится. Однако исследовать такими тонкими слоями весь объем анатомической области протяженностью 20-25 см невозможно из-за крайне высокой лучевой нагрузки.

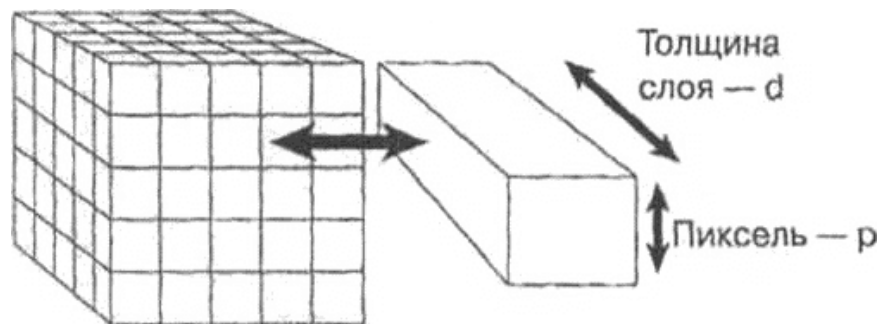


Рис. 19. Объем вокселей определяется величиной коллимации (d) и выбранным полем изображения (FOV), от диаметра которого зависят размеры пикселя (p)

Различия в пространственном разрешении вдоль различных плоскостей сканирования являются одной из важнейших причин низкой информативности многоплоскостных реформаций при КТ. Оптимальные изображения в сагиттальной или фронтальной плоскости можно получить лишь при минимальной толщине слоя, но при исследовании такого крупного объекта, как грудная клетка, потребуется огромное количество томографических срезов. Реальная перспектива решения этой проблемы заключается в использовании многослойной спиральной КТ, при которой появляется возможность уменьшить толщину прилегающих томографических слоев до 1-2,5 мм.

10. Построение изображения

Электронная матрица томограммы является основой для формирования изображения поперечного сечения объекта исследования. Такое изображение может быть представлено в двух видах: как полутоновая картина, состоящая из различных оттенков серого цвета, или как таблица распределения абсолютных значений коэффициентов ослабления в матрице томограммы.

В первом случае результат сканирования выводится на монитор, где каждому пикселю присваивается определенный оттенок серой шкалы в зависимости от величины коэффициента ослабления. Низким значениям соответствуют более темные участки, высоким – более светлые. Поэтому на компьютерных томограммах, как и на рентгенограммах, воздух изображается в виде участков темного (черного) цвета, мягкие ткани и кровеносные сосуды – серого, кости – светло-серого или белого.

Помимо собственно полутонового изображения, числовые значения коэффициентов ослабления могут быть представлены в виде таблицы на экране монитора или на бумаге после их распечатки с помощью принтера. Изучение пространственного распределения абсолютных значений коэффициентов ослабления иногда применяется для уточнения обычных денситометрических показателей, в частности при выявлении обызвествлений в патологических образованиях.

10.1. Числа Хаунсфилда

Коэффициенты ослабления рентгеновского излучения m выражаются не в абсолютных величинах, а в относительных числах, нормированных по отношению к m воды. Они называются КТ числами (CTnumbers) или единицами Хаунсфилда (Hounsfield units, HU) и рассчитываются по следующей формуле [1, 19, 27]:

$$CT_{number} = 100m - \frac{m_{\text{воды в материале}}}{m_{\text{воды}}},$$

где m – коэффициент ослабления материала, для которого определяется число Хаунсфилда; коэффициент ослабления воды.

Исходя из представленной формулы, число Хаунсфилда для воды составляет 0 HU, а для воздуха равно -1000 HU. Верхняя граница чисел Хаунсфилда вариабельна. Она определяется возможностями аппарата, прежде всего, системы регистрации ослабленного излучения. В современных аппаратах диапазон чисел Хаунсфилда достигает 4096 HU. Это означает, что с помощью КТ теоретически возможно различить анатомические структуры, различающиеся по степени поглощения рентгеновского излучения на 0,024% ($1/4096 \times 100\% = 0,024\%$).

Контрастное разрешение определяется как возможность различать объекты изображения, имеющие близкую оптическую плотность. Относительно высокая контрастная разрешающая способность КТ позволяет визуализировать объекты, которые на обзорных рентгенограммах и томограммах не получают самостоятельного отображения. Примером могут служить анатомические структуры средостения (перикард, камеры сердца, крупные сосуды), грудной клетки (мышцы, сосуды, лимфатические узлы), органы и ткани поддиафрагмального пространства.

Совокупность чисел Хаунсфилда составляет шкалу Хаунсфилда. Как уже было показано, нулевое значение числа Хаунсфилда соответствует коэффициенту ослабления рентгеновского излучения воды в нормальных условиях. Нижней границей шкалы является числовое значение коэффициента ослабления рентгеновского излучения воздухом и равно -1000 HU. Наибольшие значения коэффициентов ослабления регистрируются в пирамидах височной кости. Значения относительной плотности для большинства паренхиматозных органов составляют +30...+70 HU, крови в сосудах и камерах сердца – в пределах +40...+45 HU. Относительная плотность жировых тканей меньше плотности воды и колеблется от -30 HU до -120 HU.

Теоретически числа Хаунсфилда должны быть прямо пропорциональны коэффициентам ослабления. Однако правильность измерений сильно страдает от неточностей и несоответствий, вызываемых разнообразными артефактами. Кроме того, вычисленные коэффициенты ослабления существенно зависят от типа компьютерно-томографической установки, выбранных физико-технических условий сканирования, прежде всего величины напряжения генерирования излучения и экспозиции, многих других параметров. Поэтому для диагностических целей числа Хаунсфилда необходимо использовать с осторожностью. Практическое значение имеют не столько абсолютные значения чисел Хаунсфилда, сколько возможность разграничить изучаемые объекты на однородные и неоднородные, а также выявить в них наличие мягкотканых структур, жировых включений, жидкости или обызвествлений.

Возможность не только визуально изучать исследуемый объект, но и проводить прямой денситометрический анализ с измерением коэффициентов ослабления в единицах Хаунсфилда является существенным преимуществом КТ по сравнению с обычным рентгенологическим исследованием. При анализе рентгеновских снимков денситометрия также возможна, однако она является не прямой, опосредованной. Она основана на сопоставлении степени почернения рентгеновской пленки интересующей области и выбранного эталона, например, алюминиевого клина. В КТ осуществляется прямая денситометрия в виде измерения и сопоставления коэффициентов линейного ослабления изу-

чаемых структур. Это существенно повышает объективность исследования в сравнении с обычной рентгенографией и другими методами лучевой диагностики.

10.2. Электронные окна

Изображение поперечного среза на экране монитора представляет собой распределение различных оттенков серой шкалы, соответствующих определенным числовым значениям коэффициентов ослабления.

Вычислительная машина КТ-установки способна различить до 4 тыс. значений коэффициентов ослабления и представить их в виде 4096 градаций серого цвета ($2^{12}=4096$). Однако воспроизвести все эти значения на экране монитора невозможно. Во-первых, глаз человека обычно воспринимает только 16-20 градаций серого цвета. Кроме того, матрица изображения современных видеоконтрольных устройств обычно включает 256^2 элементарных ячеек – пикселей. Соответственно такие мониторы могут воспроизвести не более 256 градаций серого цвета. Число отображаемых оттенков теоретически можно увеличить до 512 и даже до 1024, но это приведет к значительному удорожанию аппаратуры и увеличению длительности формирования изображения за счет большего объема необходимой информации.

На экране монитора вся гамма серого цвета, включающая 256 градаций, разделена на 16 ступеней. Каждая из ступеней включает 16 последовательных значений шкалы плотностей ($4096/256=16$). Переход от матрицы томограммы, включающей 4096 градаций коэффициентов ослабления, к матрице изображения, отображающей только 256 градаций серого цвета, неизбежно приведет к потере значительной части информации. Контрастное разрешение уменьшится от 0,024% ($1/4096 \times 100\%$) до 0,4% ($1/256 \times 100\%$).

Для устранения этого несоответствия применяют так называемые электронные окна. Суть электронного окна заключается в том, что заданный диапазон из 256 градаций серого цвета может быть произвольно размещен на любом участке шкалы Хаунсфилда. При этом оператор имеет возможность включать в электронное окно любую часть шкалы Хаунсфилда с помощью изменения ширины окна и его центра. Так, при ширине окна, равной 256 НУ, каждая единица шкалы будет отображаться одной градацией серого цвета. В этом случае все числа Хаунсфилда, значения которых меньше нижней границы выбранного окна, будут изображаться на экране монитора черным цветом. Наоборот, числа Хаунсфилда, превышающие верхнюю границу окна, будут изображаться белым цветом. При визуальном анализе уменьшение ширины окна приводит к увеличению контрастности изображения, в то время как увеличение ширины окна делает изображение менее контрастным.

Окном (Window) называют определенную часть шкалы Хаунсфилда, которой соответствует перепад величины яркости экрана от белого до черного.

Ширина окна (WindowWidth, WW) – это величина разности наибольшего и наименьшего коэффициента ослабления, отображаемых данным перепадом яркости от белого до черного цвета. Уровень окна (WindowLevel, WL) – это величина коэффициента ослабления, соответствующая середине окна. Изменение уровня окна позволяет перемещать его в сторону больших или меньших значений чисел Хаунсфилда.

Ширина и уровень окна выбираются оператором исходя из условий наилучшего изучения определенной группы тканей (табл. 2). Так, коэффициенты ослабления большинства мягких тканей (кожных покровов, мышц, сухожилий), паренхиматозных органов, лимфатических узлов и кровеносных сосудов находятся в пределах +30...+70 НТJ. Жировая клетчатка имеет более низкую плотность (-30...-120 НУ). При изучении на компьютерных томограммах этих структур, а также патологических образований в грудной полости, жидкости в плевральных полостях, безвоздушных участков легочной ткани необходимо использовать относительно узкое окно (350...500 НУ) при уровне окна +35...+45 НУ. Такое окно условно обозначается как мягкотканное (soft window).

Таблица 2

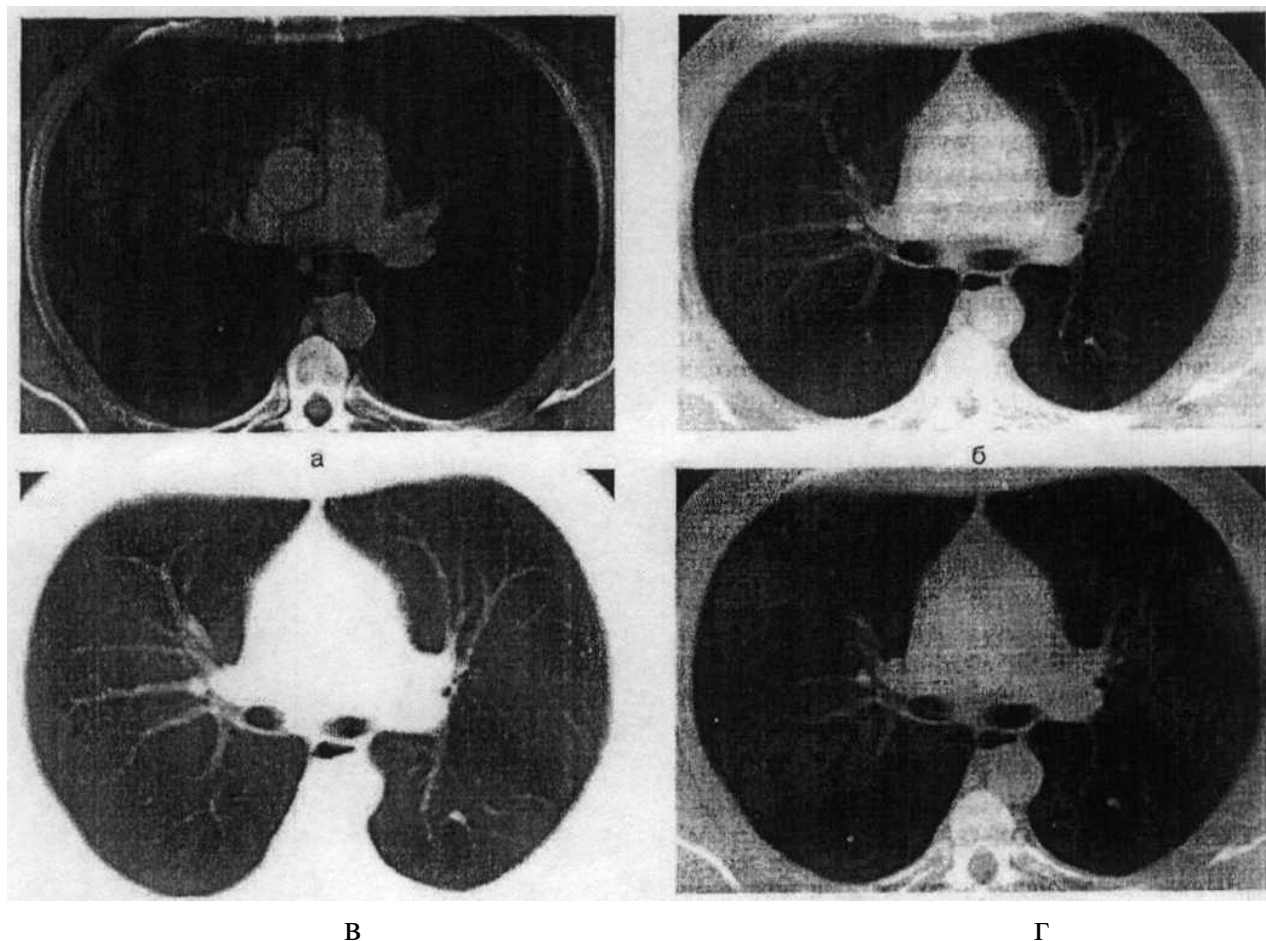
Характеристика основных электронных окон

Электронное окно	Window	Уровень окна	Ширина окна
Мягкотканное	soft	+40	350...500
Легочное	lung	-700...-800	750...1000
Плевральное	pleural	-650...-250	1500...2000
Костное	bone	+150...+350	1000...2000

Коэффициенты ослабления собственно легочной ткани составляют – 700...-900 НУ. Воздух в просветах крупных бронхов имеет существенно меньшую плотность (-1000 НУ), в то время как кровь в сосудах легких значительно большую (в среднем +40 НУ). Для получения оптимального изображения легочной ткани с содержащимися в ней сосудами, бронхами, листками плевры и другими «мягкотканными» структурами ширина окна должна быть увеличена до 800...2000 НУ, а уровень окна смещен в сторону низких значений коэффициентов ослабления (-300...-800 НУ). Такие параметры характерны для легочного и плеврального окон.

Легочное окно (lung window) характеризуется относительно небольшой шириной (1000 НУ), его уровень соответствует -800 НУ. Изображение отличается высокой контрастностью, что позволяет детально оценить состояние воздухосодержащей легочной ткани, элементы легочного рисунка, выявить

воздушные полости в легочной ткани. Вместе с тем избыточная контрастность может привести к искажению контуров мягкотканых структур и сосудов на границе с легочной тканью. Этот эффект особенно важно учитывать при изучении стенок бронхов и междолевой плевры. Применение одного легочного окна может привести к ошибочному заключению об утолщении стенок бронхов и листков плевры при отсутствии в них патологических изменений (рис. 20).



*Рис. 20. Основные электронные окна при исследовании груди:
а) мягкотканное; б) легочное; в) плевральное; г) костное*

Плевральное окно (pleural window) характеризуется значительно большей шириной и более высокими значениями центра: уровень окна достигает -250...-500 HU при ширине 1500...2000 HU. В этом режиме контрастность изображения уменьшается, что позволяет более объективно оценивать контуры сосудов и бронхов, грудной стенки и плевры.

Коэффициенты ослабления костной ткани обычно превышают +100 HU и могут достигать +2000...+4000 HU (например, компактное вещество височной кости). Из-за значительных различий в плотности компактного и губчатого вещества кости ширина окна при изучении костей должна быть значительной, в пределах 1000...2000 HU. Уровень окна необходимо сместить в сторону

более высоких значений коэффициентов ослабления: +150...+350 HU. Такое окно определяется как костное (bone window).

В повседневной работе при исследовании органов грудной полости помимо мягкотканного можно применять одно из двух окон, легочное или плевральное, в качестве основного. Важным является не столько выбор конкретных параметров электронного окна, сколько сохранение их постоянными в процессе исследования всех пациентов. Это позволяет избежать диагностических ошибок и получать сопоставимые отпечатки томограмм при повторных исследованиях.

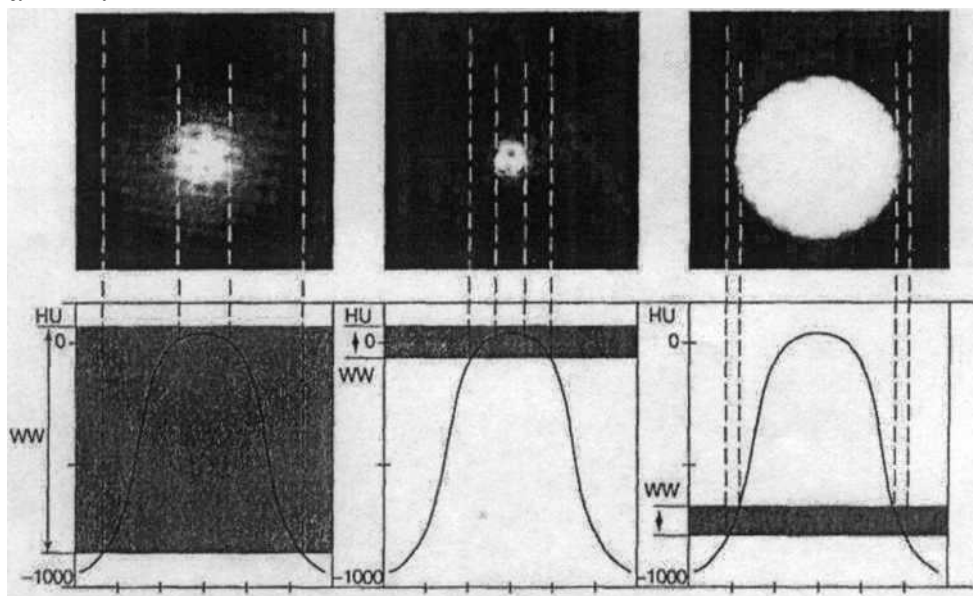


Рис. 21. Влияние ширины электронного окна (WW) и уровня его расположения вдоль шкалы Хаунсфилда на контуры и размеры исследуемых структур

Широкое электронное окно (рис. 20, а) уменьшает контрастность изображения и позволяет оценить истинные контуры патологической структуры. Узкие электронные окна (рис. 20, б, в) повышают контрастность, при этом размеры изучаемой структуры зависят от выбранного уровня окна.

11. Размещение компьютерных томографов

Кабинеты для проведения исследований на компьютерных томографах могут входить в состав рентгеновского отделения или функционировать самостоятельно. Для удобного размещения компьютерного томографа по нормам рентгеновских кабинетов требуется не менее 3 - 4 комнат, в которых размещаются: 1) сканирующая установка с генератором; 2) пульт управления с ЭВМ, соединенный защитным смотровым окном и дверью с комнатой, где

находится сканирующая установка; 3) фотолаборатория с проявочным автоматом. Кроме того, необходимы помещения для ожидания исследования, кабинета врача и регистратуры. Обязательными условиями нормальной работы компьютерного томографа являются автономное электропитание и стабильная температура; в комнатах, где размещены ЭВМ и сканирующая система, температура не должна превышать 18 - 20 °С.

12. Преимущества компьютерной томографии

Компьютерная томография обладает рядом преимуществ перед обычным рентгенологическим исследованием:

а) прежде всего высокой чувствительностью, что позволяет дифференцировать отдельные органы и ткани друг от друга по плотности в пределах 1 - 2%, а на томографах III и IV поколения – до 0,5%; на обычных рентгенограммах этот показатель составляет 10 - 20%;

б) в отличие от обычной томографии, где на так называемом трансмиссионном изображении органа (обычный рентгеновский снимок) суммарно переданы все структуры оказавшихся на пути лучей, компьютерная томография позволяет получить изображение органов и патологических очагов только в плоскости исследуемого среза, что дает четкое изображение без наложения выше- и нижележащих образований;

в) КТ дает возможность получить точную количественную информацию о размерах и плотности отдельных органов, тканей и патологических образований, что позволяет делать важные выводы относительно характера поражения;

г) КТ позволяет судить не только о состоянии изучаемого органа, но и о взаимоотношении патологического процесса с окружающими органами и тканями, например инвазии опухоли в соседние органы, наличие других патологических изменений;

д) КТ позволяет получить томограммы, т.е. продольное изображение исследуемой области наподобие рентгеновского снимка путем перемещения больного вдоль неподвижной трубки. Томограммы используются для установления протяженности патологического очага и определения количества срезов.

Данные КТ могут быть использованы для проведения диагностической пункции и, что особенно важно, она может с успехом применяться не только для выявления патологических изменений, но и для оценки эффективности лечения, в частности противоопухолевой терапии, а также определения рецидивов и сопутствующих осложнений.

Заключение

Сфера применения цифровой рентгенографии в последующем будет расширяться, она постепенно будет замещать обычную рентгенографию. Это определяется рядом особенностей и преимуществ цифровой радиологии:

1. Цифровая рентгенография не требует дорогостоящей рентгеновской пленки и фотопроцесса. Она отличается быстродействием.

2. Возможность снижения лучевой нагрузки на пациента. Если в обычной рентгенологии доза облучения зависит от чувствительности приемника изображения и динамического диапазона пленки, то в цифровой рентгенографии оба эти показателя могут оказаться несущественными. Снижения дозы можно достичь установкой экспозиции, при которой поддерживается требуемый уровень шума в изображении. Так, при цифровой флюорографии детальное изучение морфологических признаков возможно на стоп-кадре, а функциональных – на кинофлюорограммах в процессе самого исследования. Так, например, созданное фирмой «Сименс» устройство «Политрон» с матрицей 1024x1024 позволяет добиться отношения «сигнал- шум», равного 6000:1. Это обеспечивает выполнение не только рентгенографии, но и рентгеноскопии с высоким качеством изображения.

3. Увеличение информационного содержания материала. По пространственному разрешению цифровое изображение хуже обычного аналогового рентгеновского изображения. Это компенсируется природой цифровой технологии и заложенным в ней потенциалом.

3.1. В настоящее время изучаются методы интерактивной интерпретации и автоматического анализа изображений, увеличения точности диагностики.

3.2. Улучшение разрешения по контрастности с помощью варьирования шкалы контрастности на мониторе. При цифровой рентгенографии для соотношения цифрового значения каждого пикселя с тем или иным оттенком серого в воспроизводимом изображении используются специальные таблицы воспроизведения. Таблица переводит цифровые значения серой шкалы в показатели плотности или яркость свечения электронно-лучевой трубки или лазерного принтера. Это улучшает просмотр изображения на мониторе или распечатку его на выходном устройстве (лазерном принтере). Изменение ширины «окна» меняет контрастность окончательного изображения, а изменение уровня «окна» – его яркость.

3.3. Наиболее важным применением цифровой обработки является, по-видимому, субтракционный метод визуализации (вычитание изображений). Рентгенолог может не заметить мелких деталей в изображении, которые система отображает, или пропустить слабоконтрастную структуру, видимую

на фоне шумов изображения, из-за сложного строения окружающих (или сверхлежащих) тканей. Субтракционный метод в рентгенографии позволяет устранить большую часть паразитарной фоновой структуры и тем самым увеличить вероятность выявления важных деталей на рентгенограмме. Метод цифровой (дигитальной) субтракционной ангиографии (ЦСА) успешно используется для визуализации кровеносных сосудов после внутривенного или внутриартериального введения рентгеноконтрастного вещества. Изображение представляющей интерес области получают до введения контрастного вещества и используют как маску для вычитания из изображений, показывающих прохождение контрастного вещества по кровеносным сосудам. То есть снимок до инъекции фотографически конвертируется таким образом, что черное становится белым, и наоборот, а затем совмещается со снимком после инъекции, в результате чего наблюдается только сосудистая система. Безусловно, данную процедуру быстрее и проще осуществлять электронным путем, используя компьютер. Целые последовательности кинокадров фона могут вычитаться из движущихся, заполненных контрастным веществом структур, таких как коронарные артерии будущего сердца. Зачастую вычитание осуществляется в масштабе реального времени, в процессе записи инъекции контрастного вещества. Преимущество компьютеризации в том, что при легком смещении изображений до и после инъекции вследствие движения, можно автоматически находить оптимальную для вычитания ориентацию этих изображений. Компьютерную томографию можно рассматривать как частный случай метода субтракционной рентгенографии, в котором из обычных проекционных изображений устраняется информация о вышележащих структурах. Другим примером субтракционного метода является двухэнергетическая рентгенография, в которой два изображения получают на различных длинах волн рентгеновского излучения. Затем можно получить отдельные изображения мягких тканей и костей.

3.4. Манипуляции с изображением:

- а) инверсия изображения;
- б) увеличение изображения или отдельного фрагмента;
- в) усиление контуров;
- г) выравнивание контрастности;
- д) радиологические измерения: расстояния, углы, площади.

Возможности осуществления математических операций с цифровыми изображениями в большей или меньшей степени неограниченны. Выравнивание контрастности объясняется необходимостью оценки в равной степени структур, расположенных как в очень темных, так и в очень светлых областях первоначального изображения.

Используемые для операций с изображениями методы математически основываются на перерасчете каждого пикселя, базируясь на значениях окружающих пикселей.

4. Архивирование цифровых изображений. Достижения компьютерной техники сделали возможным хранить большое количество цифровых изображений, даже если для этого необходимы большие объемы памяти. Цифровое изображение можно записывать на магнитном или оптическом диске или магнитной ленте. Для уменьшения требуемых размеров хранилищ цифровые изображения обычно сжимают. Появление цифровых систем изображения предоставляет новые возможности управления изображениями и информацией. Например, значительно облегчается, по сравнению с традиционными архивами рентгенограмм, хранение и извлечение диагностических изображений из электронного архива (на оптических дисках). Значительно снижается и возможность утери или неправильного размещения конкретного изображения. Более того, один и тот же снимок может одновременно просматриваться в различных подразделениях больницы, значительно облегчается консультирование снимков.

5. Отделение цифровой радиологии, использующее только цифровые изображения и мониторы, должно обладать разветвленной или кольцевой сетью, соединяющей все задействованные функциональные элементы. Такими элементами являются:

- 1) системы получения изображений;
- 2) рабочие станции для обработки изображений;
- 3) архивы;
- 4) централизованная или децентрализованная компьютерная система.

6. Система передачи и хранения изображений (СПХИ). Цифровое изображение можно передавать по электронным цепям, используя компьютерные сети. Подобная компьютерная система хранения и обработки изображений носит название СПХИ. В случае полностью разработанных систем СПХИ диагностические конференции, обсуждения случаев проводятся по изображениям на экране, а не по снимкам. В переходный период аналоговые снимки и выводимые на экраны изображения часто сосуществуют, и оба варианта могут использоваться во время обсуждений.

7. Цифровые системы позволяют также передавать изображения на дальние расстояния, в частности из удаленных медицинских учреждений первичного звена в центральные. Новейшие телерадиологические системы подключаются к архивам, видеокамере или к лазерному дигитайзеру, который переводит аналоговое изображение в цифровую форму и записывает в отдельную телерадиологическую память. Такая способность передавать изображение в любое место, куда это необходимо, делает дигитальные системы особенно привлекательными.

Комплекс рентгенодиагностический телеуправляемый КРТ-«Электрон»

Общая информация

Комплекс рентгенодиагностический телеуправляемый КРТ-«Электрон» (далее – КРТ или комплекс) предназначен для проведения рентгенографических исследований, рентгеноскопии и линейной томографии. Комплекс функционально заменяет рентгенодиагностический комплекс на три рабочих места.

Комплекс КРТ, в зависимости от исполнения и модификации, обеспечивает аналоговую и цифровую рентгенографию, аналоговую и цифровую линейную томографию, а также цифровую рентгеноскопию.

Аналоговые рентгенография и томография делаются на кассету, установленную в экранно-снимочном устройстве (далее – ЭСУ), а цифровые исследования – на усилителе рентгеновского изображения (далее – УРИ).

Результаты исследований, полученные в цифровом формате (цифровые снимки), можно записывать на электронные носители, получать с них твердые копии (распечатки), а также хранить их в организованном электронном архиве.

По качеству и надежности комплекс КРТ отвечает всем европейским и российским требованиям, предъявляемым к медицинскому рентгенологическому оборудованию, и предназначен для современных радиологических отделений медицинских учреждений различного профиля.

В комплексах могут устанавливаться следующие модификации УРИ:

- УРИ-612П;
- УРИ1018.

- монтаж, настройка, регулировка, техническое обслуживание и ремонт КРТ должны производиться квалифицированными специалистами, имеющими допуск для работы с рентгеновской техникой, ознакомленные с принципами работы комплекса и правилами проведения работ по монтажу, настройке, регулировке, техническому обслуживанию и ремонту комплекса и имеющие разрешение предприятия-изготовителя или авторизованной сервисной организации на проведение данных работ. При монтаже, настройке, регулировке, техническом обслуживании и ремонте комплекса необходимо тщательно соблюдать все правила по механической и электрической безопасности, а также по защите от рентгеновского излучения, содержащиеся в соответствующих нормативных актах. После окончания работ комплекс должен быть полностью смонтирован и сдан в эксплуатацию заказчику.

С оборудованием должен работать квалифицированный персонал (прошедший подготовку для работы с диагностическим медицинским рентгеновским оборудованием в соответствии с нормами законодательства), использующий его только для тех целей, для которых оно предназначено. Пользователи должны быть ознакомлены с оборудованием. Оборудование не должно использоваться, если оно находится в неисправном состоянии, либо, если в неисправном состоянии находится любой из его компонентов, или если неисправно любое из устройств безопасности всего оборудования.

Устройство комплекса

Комплекс КРТ состоит из нижеперечисленных модулей:

- Телеуправляемого стола-штатива с установленными на нем рентгеновским излучателем, электронно-оптическим преобразователем УРИ, экспонометром (ионизационной камерой) и измерительной камерой дозиметра (рис. 1.1);



*Рис. 1.1. Телеуправляемый стол-штатив OPERA
с рентгеновским излучателем, электронно-оптическим
преобразователем, ионизационной камерой (экспонометром)
и измерительной камерой дозиметра*

- Шкафа с электронными блоками ТСШ;
- Рентгеновского питающего устройство (рис. 1.3);



Рис. 1.2. Компьютерный шкаф АРМ

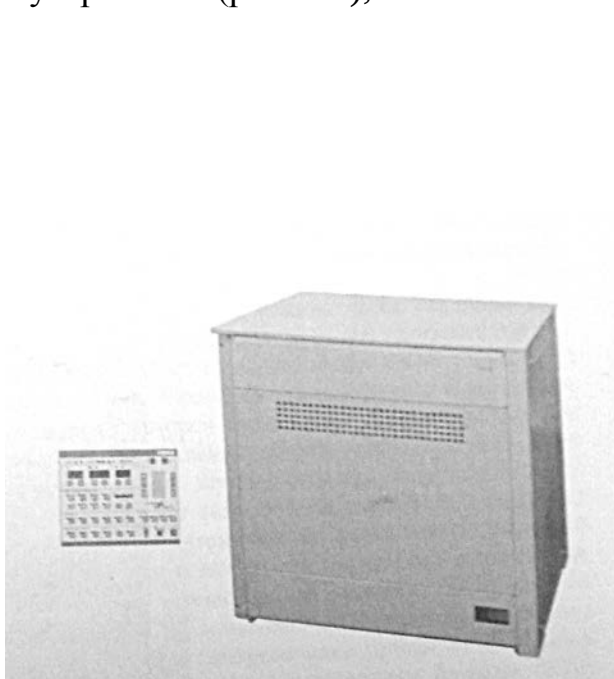


Рис. 1.3. Рентгеновское питающее устройство



Рис. 1.4. Рабочее место рентгенолаборанта

- Стойки с блоком обработки сигнала (БОС) усилителя рентгеновского изображения УРИ и черно-белого телевизионного монитора (рис. 1.5);
- Переговорного устройства;

- Рабочего места рентгенолаборанта, в которое входят дистанционный пульт управления КРТ (объединяющий в себе пульты управления ТСШ, УРИ и РПУ), рабочая станция рентгенолаборанта (может быть установлена в компьютерную стойку сервера), переговорное устройство (рис. 1.4);
- Компьютерной стойки, в которой установлены сервер, источник бесперебойного питания, а также монитор, клавиатура и мышь. Принтер используется для получения твердых копий цифровых снимков. Все эти компоненты поставляются в случае заказа соответствующих опций.



Рис. 1.5. Стойка с телевизионным монитором и блоком обработки видеосигнала УРИ

Принципы работы комплекса

Комплекс КРТ относится к универсальным рентгенологическим установкам, позволяющим проводить как рентгеноскопические, так и рентгенографические медицинские исследования. Основное отличие КРТ от традиционных комплексов на три рабочих места состоит в том, что в процессе исследования оператор находится в защищенном помещении пультовой, что резко снижает лучевую нагрузку на него.

Удобное дистанционное управление всеми функциями комплекса, большое количество автоматических и полуавтоматических режимов позволяют резко увеличить пропускную способность КРТ по сравнению с традиционными комплексами, а при наличии в составе комплекса опциональной ав-

томатизированной системы обработки и архивирования цифровых изображений позволяет практически полностью отказаться от традиционной пленочной рентгенографии. Для всех видов исследований в КРТ используется один и тот же источник рентгеновского излучения – двухфокусная рентгеновская трубка с повышенной теплостойкостью анода. Созданный трубкой поток рентгеновского излучения проходит через автоматический коллиматор, ограничивающий поле облучения размером применяемой кассеты или выбранным рабочим полем РЭОПа, проходит через исследуемый участок тела пациента и через рентгенопрозрачную деку ТСШ, отсеивающий растр и ионизационную камеру и попадает на приемник излучения. При пленочной рентгенографии и томографии приемником излучения служит рентгеночувствительная фотопленка, помещенная в кассету внутри ЭСУ ТСШ, а при рентгеноскопии и цифровой рентгенографии приемником изображения служит входная плоскость РЭОПа. Возможно выполнение рентгенографических экспозиций с помощью внешней кассеты (без отсеивающего растра). Если в состав КРТ входит пленочная или цифровая вертикальная стойка, то ее можно использовать для выполнения рентгенографии (соответственно, пленочной или цифровой).

Для питания рентгеновской трубки предназначен высоковольтный генератор. Он формирует высокое напряжение для создания электронного пучка внутри трубки, а также напряжение накала и напряжение питания для двигателя раскрутки анода трубки. Рентгеновская трубка соединена с генератором высоковольтным кабелем и кабелем раскрутки анода. Высоковольтным генератором управление производится с пульта дистанционного управления (выполненного в виде сенсорной панели и интегрированного в пульт управления ТСШ), работающего в диалоговом режиме и позволяющего управлять всеми параметрами генератора как вручную, так и с использованием заложенных автоматических программ, в том числе программ автоматического выбора дозы снимка с использованием в качестве датчика дозы ионизационной камеры. Генератор соединен интерфейсными кабелями с ТСШ и УРИ для обеспечения автоматической синхронизации работы всех устройств. Пациент для проведения исследования размещается на деке ТСШ. Дека может поворачиваться вокруг горизонтальной оси, что позволяет производить исследования при вертикальном и горизонтальном положении пациента, а также в положении Тенделенбурга. Для выбора зоны исследования применяется поперечное перемещение деки стола и продольное перемещение колонны с рентгеновской трубкой и ЭСУ. Для компрессии абдоминальной области применяется компрессионное устройство, установленное на колонне ТСШ. Кроме исследований в прямой проекции, ТСШ позволяет выполнять также исследования в наклонных проекциях с углом до 40 градусов, при этом производится компенсация параллак-

са приемника изображения. ТСШ позволяет выполнять также продольную томографию с автоматической регулировкой глубины слоя. Продольная томография может выполняться при четырех различных углах обзора. Всеми перемещениями ТСШ оператор управляет с помощью пульта дистанционного управления КРТ, работающего в диалоговом режиме.

При выполнении импульсной рентгеноскопии или цифрового снимка поток рентгеновского излучения через исследуемый участок тела пациента, попадает на входную плоскость РЭОПа. РЭОП преобразует изображение из рентгеновской в видимую часть спектра. Это изображение фиксируется телевизионной камерой на основе ПЗС-матрицы и подается в блок обработки телевизионного изображения. Здесь изображение подвергается цифровой обработке, в ходе которой происходит уменьшение влияния паразитного излучения и улучшается соотношение сигнал/шум. По желанию оператора можно выбрать одно из трех рабочих полей РЭОПа, включить одну из трех ступеней шумоподавителя, включить поворот изображения вокруг горизонтальной или вертикальной осей. Кроме того, в цифровой памяти УРИ в процессе рентгеноскопии автоматически запоминается последний кадр цифрового снимка. Блок УРИ может быть закреплен на подвижной тележке или в любом другом удобном для монтажа месте. На подвижной тележке также установлен черно-белый телевизионный монитор. УРИ оснащен автоматической системой стабилизации яркости изображения (ССЯ), позволяющей ограничивать на минимальном уровне значения тока и напряжения при рентгеноскопии. Для синхронизации работы УРИ соединен интерфейсными кабелями с высоковольтным генератором и шкафом с электронными блоками ТСШ. Управление УРИ осуществляется с пульта дистанционного управления, интегрированного с пультом дистанционного управления столом-штативом, и размещенного в помещении пультавой.

Наличие в составе КРТ автоматизированного комплекса обработки и архивирования цифровых изображений и принтера дает возможность хранить цифровые рентгеноскопические изображения в долговременной памяти комплекса, создавать архивы рентгеновских изображений на DVD-R дисках, а также получать твердые копии рентгеновских изображений.

Для контроля дозы, получаемой пациентом, используется цифровой дозиметр типа ДРК-1. Датчик дозиметра установлен непосредственно на выходном фланце коллиматора.

Для общения рентгенолаборанта с пациентом, на деке ТСШ размещено переговорное устройство. Таким образом, благодаря пульта дистанционного управления ТСШ и УРИ, пульта дистанционного управления генератором, и переговорному устройству КРТ возможно проведение рентгеновских исследо-

ваний из защищенного помещения, что позволяет минимизировать лучевую нагрузку на врачебный персонал.

Устройство и работа стола-штатива OPERA

Телеуправляемый стол-штатив OPERA состоит из:

- Опорного основания и стола для пациента;
- Колонны для рентгеновского излучателя;
- Автоматического коллиматора;
- Шкафа с электронными блоками;
- Дистанционного пульта управления;
- Набора соединительных кабелей.

ТСШ монтируется на опорном основании, которое анкерными болтами крепится к полу. Внутри опорного основания размещен двигатель поворота деки стола со следящим потенциометром датчика вращения двигателя. Двигатель через цепную, ременную или зубчатую передачу связан через редуктор или напрямую с барабаном поворотного основания деки стола. На барабане также размещены контактные площадки датчиков поворота деки стола. Когда оператор на пульте дистанционного управления (ПДУ) ТСШ включает режим поворота деки стола, на двигатель поворота соответствующим образом подается напряжение для обеспечения движения в прямом или реверсивном направлении. Вращение деки стола прекращается либо по команде оператора, либо по срабатыванию датчика предела поворота или уровня горизонта (в зависимости от выбранного режима).

На поворотной части основания деки стола смонтированы двигатели перемещения ЭСУ и колонны, двигатели перемещения деки в поперечном и продольном направлении, а также редукторы, цепные приводы и следящие потенциометры. Сверху поворотной части основания установлены направляющие рельсы для перемещения ЭСУ, колонны и деки стола, а также контактные площадки датчиков перемещения ЭСУ, колонны и деки стола. Когда оператор на ПДУ ТСШ включает режим перемещения ЭСУ, колонны или Формирование изображения органов управления на ЖКИ экране, обработка данных от контроллера сенсорной панели производится с помощью платы КРТ-1110-XX. Эта плата обеспечивает также связь пульта с УРИ, РПУ и компьютером АРМ.

При включении главного автомата питания комплекса напряжение питания 24В подается на пульт, при этом включается инвертор лампы и подсветка экрана ЖКИ. На экране появляется изображение панели управления пульта в режиме АПР.

УРИ включается кнопкой на передней панели Блока обработки сигнала УРИ. После окончания режима самотестирования УРИ активируются кнопки управления УРИ, расположенные в правой нижней части экрана.

После того как генератор и УРИ завершили процессы самотестирования и на экране пульта были активизированы кнопки управления режимами генератора и УРИ, можно переключить пульт в сервисный режим и приступить к установке параметров генератора и УРИ.

Устройство и работа УРИ

В работе приведено лишь краткое описание принципов работы УРИ. Более подробная информация содержится в Руководстве по эксплуатации УРИ. При работе с УРИ также необходимо пользоваться технической документацией на ТВ монитор. Комплекс КРТ выпускается с различными модификациями УРИ: УРИ1018 и УРИ-612П.

УРИ1018 могут использоваться с РЭОП различных размеров: 9", 12", 14" и 16". УРИ-612П выпускается с РЭОП размером 9".

Конструктивно УРИ состоит из электронно-оптического блока (ЭОБ), блока обработки сигнала (БОС), телевизионного монитора, пульта управления и блока педалей рентгеноскопии и рентгенографии. Для обработки и архивирования изображений, полученных с помощью УРИ 1018, может быть использован комплекс АРМ, состоящий из двух компьютеров – рабочей станции и сервера. Для ввода изображений в компьютер рабочей станции предназначена плата фреймграббера. Связь между компьютерами рабочей станции и сервера (а также подключение дополнительных внешних компьютеров врачей) осуществляется с помощью локальной сети. Обработка изображения в компьютерах АРМ производится с помощью специально разработанного программного обеспечения, позволяющего производить регистрацию пациентов, описание и архивирование полученных изображений.

Электронно-оптический блок состоит из РЭОП, выполненного совместно с блоком питания, объектива, блока ПЗС камеры и платы управления (контроллер РЭОПа). Для УРИ1018 на блоке ПЗС, камеры установлен дополнительный объектив с фотоэкспонетром и схемой управления диафрагмой. Эта конструкция предназначена для измерения и управления световым потоком, засвечивающим матрицу в режиме цифрового снимка с целью автоматического контроля экспозиции. ПЗС камера преобразует оптическое изображение, сформированное в выходной плоскости экрана РЭОП, в видеосигнал, формирует строчные и кадровые синхроимпульсы. В зависимости от модели КРТ в камере устанавливается ПЗС матрица с количеством пикселей

2048x2048, 1024 x 1024 (для УРИ1018) или 752 x 582 (для УРИ-612П). Схема цифровой ПЗС камеры состоит из следующих функциональных узлов: Блок Формирования Напряжений Питания (БФН), Драйвер ПЗС матрицы, Блок Обработки Сигнала Матрицы. БФН предназначен для формирования напряжений питания ПЗС камеры. Драйвер матрицы предназначен для формирования необходимых импульсов для работы ПЗС матрицы; Плата управления – для управления блоком питания РЭОПа, выбора его рабочих полей, а в УРИ 1018 она дополнительно осуществляет функцию измерения светового потока в режиме цифрового снимка, а также формирования команды окончания снимка и передачи её по каналу связи на БОС. Также по этому каналу осуществляется передача различных управляющих сигналов между ЭОБ и БОС.

Ещё одно отличие блоков камер УРИ 1018 и УРИ-612П заключается в способе передачи видео информации на БОС. В УРИ-612П передаётся полный видео сигнал, а в УРИ 1018 он передаётся в виде цифрового потока с закодированными в нём сигналами синхронизации.

Блок обработки сигнала конструктивно выполнен в отдельном корпусе и состоит: из кросс-платы, установленных на ней платы шейдинга, платы шумоподавителя, платы инверсий, платы интерфейса и блока питания, вырабатывающего напряжения +5В, +12В, -12В и +24В. Блок обработки сигналов УРИ 1018 может быть подключён к установленному в компьютере рабочей станции АРМ фреймграбберу. Блок обработки сигналов также управляет всеми функциями УРИ в соответствии с командами оператора. Управление УРИ производится с сенсорной панели ПДУ ТСШ.

На кросс-плате находится быстродействующий 16-разрядный микроконтроллер, который руководит начальной загрузкой при включении питания, анализом данных, а также отвечает за формирование соответствующих команд для плат АЦП, поворота изображения и платы интерфейса.

Плата шейдинга обеспечивает выравнивание неравномерности поля РЭОП. В УРИ-612П она осуществляет также выделение из полного видео сигнал синхроимпульсов и аналого-цифровое преобразование видео информации.

Плата шумоподавителя обеспечивает улучшение коэффициента сигнал/шум.

Плата инверсий предназначена для вывода изображения на экран монитора, запоминания последнего кадра, выполнения функций поворотов изображения вокруг вертикальной и горизонтальной осей. Для УРИ1018 дополнительной функцией является формирование и передача по цифровому каналу видео данных на АРМ.

Пульт управления – конструктивно объединен с дистанционным пультом управления столом-штативом и предназначен для оперативного управле-

ния УРИ – выбора коэффициента шумоподавления, регулировки частоты импульсов при импульсной рентгенографии (для УРИ 1018), подачи команды записи изображения в компьютер АРМа, включения фиксации дозы. Команды на включение рентгенографии и на выполнение снимка подаются с помощью ножных педалей, подключенных к блоку обработки сигнала.

РПАК – рентгеновский программно-аппаратный комплекс, включающий рабочие станции рентгенолаборанта, врачей-рентгенологов, регистратора, сервер, принтеры и другие устройства (является опциональным для УРИ 1018).

Принцип работы УРИ и их функциональные схемы схожи. На рисунке П.1 приведена обобщенная функциональная схема УРИ.

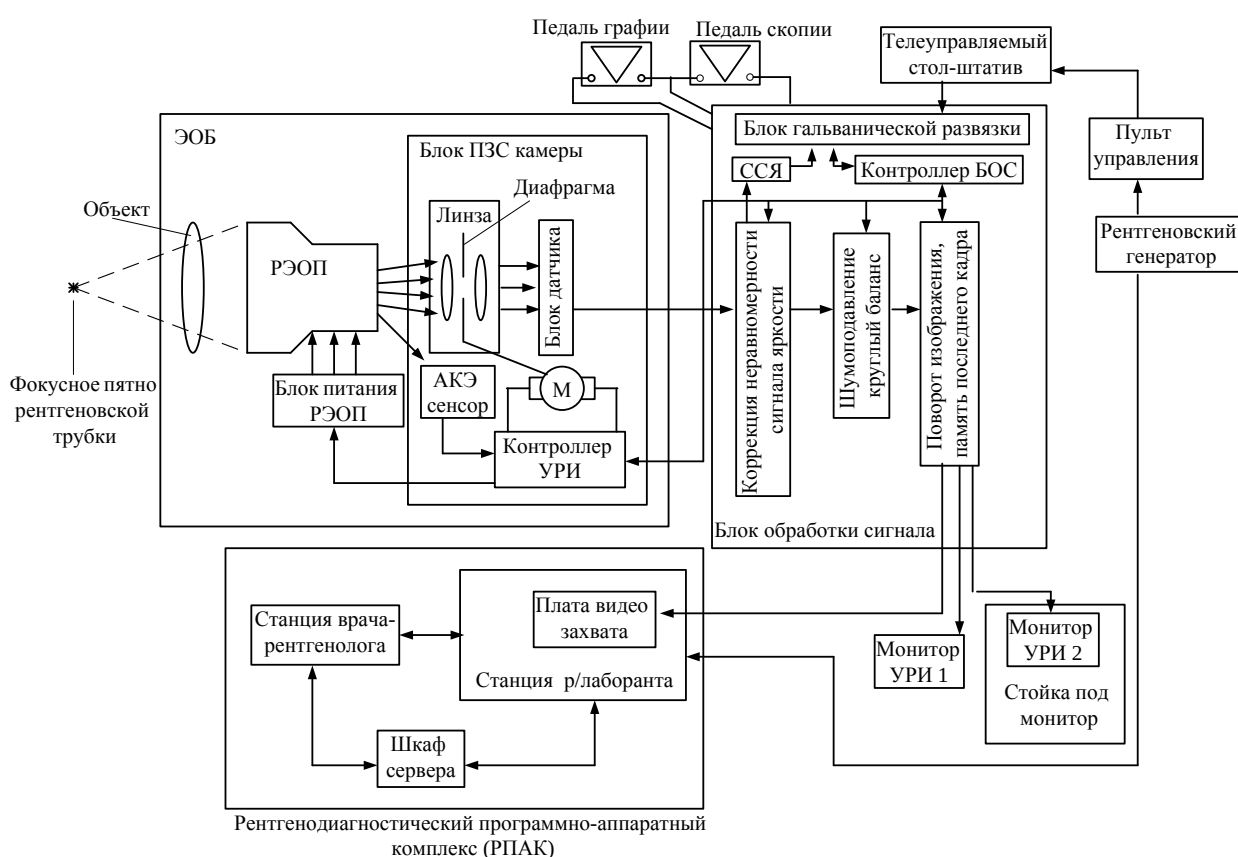


Рис. П.1. Функциональная схема УРИ

Рентгеновские лучи, испускаемые рентгеновской трубкой, проходя через пациента, создают во входной плоскости экрана РЭОПа невидимое теневое изображение. РЭОП преобразует это изображение в оптическое, которое с помощью РЭОП усиливается по яркости. Во входной плоскости РЭОП создается яркое видимое изображение, которое с его выходной плоскости с помощью оптического узла переносится на фоточувствительную поверхность ПЗС матрицы. Далее сформированный в камерном канале видео сигнал поступает

на блок обработки сигналов, где происходит шумоподавление, повороты изображения в вертикальной и горизонтальной плоскостях, а также формирование сигнала для управления системой автоматического контроля мощности дозы излучения. После этого изображения выводятся на монитор.

Техническое обслуживание

Общие замечания

К техническому обслуживанию комплекса КРТ допускаются лица, прошедшие специальную подготовку и проинструктированные по технике безопасности. Производить какие-либо работы по регулировке, настройке и ремонту комплекса имеют право только специалисты предприятия-изготовителя, либо специалисты авторизованной производителем сервисной организации. При работах по техническому обслуживанию КРТ необходимо строгое соблюдение правил мер безопасности. Оператору, работающему с комплексом, запрещается вскрывать крышки и корпуса приборов, входящих в состав комплекса.

Комплекс КРТ должен использоваться аккуратно и периодически проходить обслуживание согласно технической документации. Производитель отвечает за безопасность при работе комплекса только в том случае, если его обслуживание, ремонт или модификация производятся персоналом производителя или авторизованной сервисной организации. Производитель не несет ответственности за сбои в работе, повреждения или опасные ситуации, возникшие, прямо или косвенно, в результате несоблюдения правил обслуживания.

Техническое обслуживание включает в себя:

- Ежедневное техническое обслуживание комплекса оператором;
- Прочистка и дезинфекция;
- Периодическая проверка (в соответствии с данным разделом) комплекса оператором;
- Периодическая проверка в соответствии с графиком специалистами предприятия-изготовителя, либо специалистами авторизованной производителем сервисной организации.

В данной главе приводится порядок технического обслуживания, соблюдение которого необходимо для правильной и безопасной работы комплекса в процессе его эксплуатации. Операторы и сервисный персонал должны соблюдать все предупреждения и предостережения, содержащиеся в данном руководстве, их невыполнение может привести к ситуациям, опасным для жизни.

В случае нарушения нормальной работы необходимо выключить комплекс и сообщить о неисправности представителям сервисной организации. В целях безопасности пациентов, пользователей и прочих лиц оборудование обязательно должно подвергаться периодическому тестированию представителями сервисной организации в соответствии с графиком для обеспечения надежного функционирования и безопасности работы.

Все компоненты комплекса, которые могут стать источником опасности из-за износа, должны быть через определенные промежутки времени проверены и, если это необходимо, заменены представителями сервисной организации.

Ответственность за техническую безопасность оборудования лежит на изготовителе, но только в случае, если обслуживание, ремонт и/или модификация оборудования выполняются представителями авторизованной сервисной организации. Если график периодического осмотра не соблюдался, то изготовитель не несет ответственность за ущерб, причиненный пользователю или третьим лицам, если его причиной было неправильное или несвоевременное техническое обслуживание.

Ежедневное техническое обслуживание комплекса оператором

Оператор должен ежедневно перед началом работы производить следующие проверки комплекса:

- Проверка замков подножки ТСШ, чтобы быть уверенным в их надежной фиксации.
- Проверка работоспособности всех страховочных и сигнальных систем комплекса.
- Убедиться в исправности пульта управления ТСШ, а также сенсорной панели управления генератора и УРИ;
- Убедиться, что все дисплеи и индикаторные светодиоды находятся в рабочем состоянии;
- Убедиться, что на дисплеях пульта ТСШ, на сенсорной панели управления генератором и УРИ, а также на телевизионном мониторе УРИ нет сообщений об ошибках. В случае, если ошибка относится к разряду тех, которые могут быть устранены оператором самостоятельно, устранить причину появления сообщения об ошибке. Если ошибка относится к разряду неустранимых, оператор должен выключить комплекс и известить о неисправности авторизованную сервисную службу. До устранения причины возникновения сообщения об ошибке использовать комплекс запрещается.

Прочистка и дезинфекция

Перед началом операций по прочистке и дезинфекции следует убедиться, что комплекс полностью выключен, а оборудование обесточено аварийным выключателем или рубильником. Убедиться, что никакая жидкость не может попасть внутрь компонентов комплекса. Для прочистки комплекса запрещается использовать воду. Вода может вызвать замыкание электрической проводки и стать причиной коррозии механических деталей.

Окрашенные детали следует прочищать тканью, пропитанной веществом для очистки пластиковых поверхностей, а затем поверхности следует протереть сухой шерстяной тканью. Запрещается использовать кислоту или абразивные материалы. Хромированные поверхности следует прочищать только сухой шерстяной тканью. Для полировки поверхностей применять воск.

Все компоненты комплекса, включая принадлежности и соединительные кабели, должны дезинфицироваться только с поверхности, использование аэрозольных дезинфицирующих веществ запрещается. При дезинфекции кабинета все компоненты комплекса следует прикрыть пластиковыми чехлами.

Периодическая проверка комплекса оператором

Защита от поражения электрическим током выполнена с помощью заземления всех металлических поверхностей комплекса. Поэтому необходимо периодически проверять систему заземления помещения, где установлен КРТ, в соответствии с действующими правилами.

Периодическая проверка комплекса сервисной службой

Для поддержания максимальной безопасности для пациента и оператора абсолютно необходимо, чтобы комплекс периодически проверялся персоналом авторизованной сервисной организации, с целью сохранения первоначального уровня безопасности. Производитель отвечает за безопасность при работе комплекса только в том случае, если его обслуживание, ремонт или модификация производятся персоналом авторизованной сервисной организации.

Если график периодического осмотра не соблюдался, то изготовитель не несет ответственность за ущерб, причиненный пользователю или третьим лицам, если его причиной было неправильное или несвоевременное техническое обслуживание.

Техническое обслуживание представителями авторизованной сервисной организации должно выполняться в соответствии с графиком.

График обслуживания комплекса

№ обслуживания	Интервалы обслуживания после первого включения	Осмотр и проверка	Смазка	Замена
1	1/2 года	◆		Замена неисправных и изношенных компонентов
2	1 год	◆	◆	
3	2 года	◆		
4	3 года	◆	◆	
5	5 лет	◆	◆	
6	7 лет	◆	◆	
7	9 лет	◆	◆	

Объем сервисных работ зависит от интервала обслуживания, упомянутого в графике, и от инструкций, приведенных в графике работ:

Осмотр и проверка – подразумевается осмотр всех компонентов комплекса, а также выполнение операций по проверке параметров комплекса.

Смазка – подразумевается смазка и/или прочистка всех необходимых компонентов, таких как салазки и сочленения, тросы и цепи или ролики, направляющие рельсов и т.п.

Замена – подразумевается замена всех изношенных деталей и узлов, необходимость замены которых выявлена в ходе осмотра и проверки. Поле в таблицах предназначено для отметок о заменах деталей.

Библиографический список

1. Прокоп, М. Спиральная и многослойная компьютерная томография: в 2 т. Т. 1. / М. Прокоп, М. Галански; пер. с англ. под. ред. А.В. Зубарева, Ш.Ш. Шотемора. – М.: МЕДпресс-информ, 2011. – 416с.
2. Тюрин, И.Е. Компьютерная томография органов грудной клетки: монография / И.Е. Тюрин. – СПб.: Элби-СПб, 2003. – 359с.
3. Хофер, М. Компьютерная томография. Базовое руководство / М. Хофер. – М.: Медицинская литература, 2008. – 224с.

Содержание

Введение.....	3
Цифровая рентгенография с экрана электронно-оптического преобразователя (ЭОП).....	7
Цифровая люминесцентная рентгенография (ЦЛР).....	8
Селеновая рентгенография.....	9
Развитие компьютерной томографии.....	10
Поколения компьютерных томографов.....	12
Многослойная спиральная компьютерная томография (МСКТ).....	20
Принципы сканирования.....	20
Преимущества	22
Устройство пошагового компьютерного томографа.....	22
Сканирующая система.	22
Пульт управления.....	23
Детекторы.	24
Блок электроники	25
Рентгеновский излучатель и высоковольтный генератор. Рентгеновская система	26
Процессор.	27
Методы реконструкции изображения.....	28
Итеративный (алгебраический) метод.	28
Метод фильтрации и обратного проектирования.....	29
Реконструкция Фурье.	29
Общие принципы получения КТ изображения.....	30
Коэффициент линейного ослабления.....	30
Проекция сбора данных.	31
Матрица томограммы.	32
Построение изображения	35

Числа Хаунсфилда.	35
Электронные окна.	37
Размещение компьютерных томографов.	40
Преимущества компьютерной томографии.	41
Заключение.	42
Приложение.	45
Библиографический список.	59

Учебное издание

**Сергей Владиславович Барин
Александр Григорьевич Кузьмин**

РЕНТГЕНОТЕХНИКА. ЦИФРОВАЯ РЕНТГЕНОЛОГИЯ И РЕНТГЕНОВСКАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

ЧАСТЬ 2

Учебное пособие

Редактор И.Т. Куликова

Подписано в печать 06.03.2014 г.
Формат 60х90/16. Бумага офисная.
Печать офсетная. Усл. печ. л. 4,75.
Тираж 30 экз. Заказ .

Отпечатано: РИО ВоГУ
160000, г. Вологда, ул. Ленина, 15.