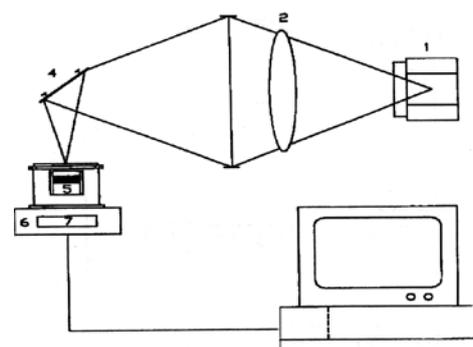


**С.В. Барин**  
**А.Г. Кузьмин**

---

**Применение рентгеновской  
компьютерной томографии  
для исследования органов  
грудной полости человека**

Учебное пособие



Вологда  
2014

Министерство образования и науки Российской Федерации  
Вологодский государственный университет

С.В. Барин  
А.Г. Кузьмин

**Применение рентгеновской компьютерной  
томографии для исследования органов  
грудной полости человека**

*Утверждено редакционно-издательским советом  
в качестве учебного пособия*

Вологда  
2014

УДК 004.9:616(075.8)

ББК 53.64я73

Б 24

Рецензенты:

главный внештатный рентгенолог департамента здравоохранения Вологодской области, зав. рентгенологическим отделением  
Вологодской областной клинической больницы **В.В. Кузис**;  
зав. рентгенологическим отделением  
Вологодской областной детской больницы **М.А. Сигитов**

**Барин, С.В.**

Б 24 **Применение рентгеновской компьютерной томографии для исследования органов грудной полости человека: учебное пособие /** С.В. Барин, А.Г. Кузьмин. – Вологда: ВоГУ, 2014. – 67 с.

В учебном пособии изложены принципы работы рентгеновских компьютерных томографов, особенности построения изображения и его анализ. Уделено особое внимание технике исследования органов дыхания. Учебное пособие снабжено практическим заданием, направленным на освоение приемов работы на цифровом флюорографе.

Пособие может быть полезно студентам направления 201000.62 «Биотехнические системы и технологии» при изучении курса «Рентгено-техника. Конструкция приборов и основы функционирования», а также студентам и преподавателям других направлений, которые интересуются цифровой рентгенографией.

УДК 004.9:616(075.8)

ББК 53.64я73

©ВоГУ, 2014

© Барин С.В., 2014

© Кузьмин А.Г., 2014

## СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И ОБОЗНАЧЕНИЙ

АРМ - автоматизированное рабочее место.

КВ - контрастное вещество.

КТ - компьютерная томография.

РПУ - рентгеновское питающее устройство.

AV (attenuation volumes) - коэффициент ослабления.

FOV (field of view) - поле изображения.

HU (hounsfield units) - единицы Хаунсфильда.

MIP (maximum intensiti projections) - программа проекций максимальной интенсивности.

mIP (minimum intensiti projections) - программа проекций минимальной интенсивности.

ROI (region of interest) - зона интереса.

SD (standart deviation) - стандартное отклонение.

SSD (shaded surface display) - изображение оттененных поверхностей.

SSP (slice sensivity profile) - слой в поперечном сечении.

STS (sliding thin slabs ) - программа сложения тонких фрагментов.

VRT (volume rendering technique) - техника объемного преобразования.

WL (window level) - уровень окна.

WW (window width ) - ширина окна.

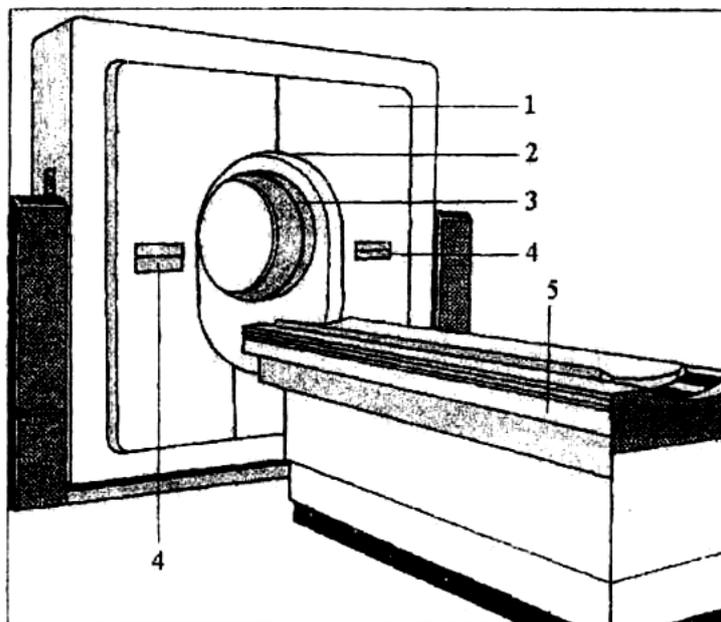
### 1. ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Компьютерная томография (КТ) - принципиально новый и универсальный метод рентгенологического исследования. С её помощью можно изучать все части тела, все органы, судить о положении, форме, величине, состоянии поверхности и структуре органа, определять ряд функций, в том числе и кровотоков в органе. Этот метод исследования позволяет изучать тонкие слои ткани и измерять плотность любого участка этих тканей. Значение компьютерной томографии не ограничивается использованием в диагностике заболеваний. Под ее контролем производят пункции и прицельную биопсию различных органов и патологических очагов. Компьютерная томография играет важную роль в контроле за консервативным и хирургическим лечением больных, является ценным средством точной локализации опухолевых образований и наводки источника излучения на очаг при планировании лучевого лечения злокачественных новообразований.

Сущность метода компьютерной томографии заключается в поперечном сканировании объекта тонким (коллимированным) пучком рентгеновских лучей, преобразовании в цифровую информацию и синтезе двухмерного полутонового изображения поперечного сечения объекта с последующей регистрацией ослабленного излучения специальными детекторами.

Конструктивно компьютерный томограф представляет собой сложное и дорогостоящее техническое устройство (рис. 1.1). Его штатив включает в себя круговую раму, в которой установлены вращающаяся по кругу рентгеновская трубка и расположенные кольцом детекторы, сцинтилляционные счетчики или газоразрядные камеры. В штативе имеется отверстие, в которое помещается стол для укладки пациента. С пульта управления этот стол можно передвигать относительно системы трубка - детекторы и тем самым выбирать исследуемые слои. Современные томографы позволяют получать изображения очень тонких слоев - от 1 до 5 мм.

Непременной частью компьютерного томографа является устройство для обработки информации и синтеза изображения. В это устройство входят мини-ЭВМ с памятью, различного вида накопители информации и другие атрибуты вычислительной техники. Томограф снабжен пакетом программ, которые обеспечивают всесторонний анализ информации: получение гистограмм, выделение зоны интереса, проведение измерений рентгеновского изображения, построение на основе серии поперечных срезов реконструированных изображений в прямой и боковой проекциях. Наконец, в состав томографа включено устройство для визуального представления и анализа рентгеновских изображений. Изображение может быть выдано на экран дисплея, получено на пленке или отпечатано на фотобумаге и записано на магнитные носители.



*Рис. 1.1. Общий вид сканера (передвижной телевизионной станции):  
1 - гентри; 2 - световые индикаторы; 3 - апертура гентри (70 см);  
4 - панель управления дисплеем; 5 - дека стола*

В современных КТ установках выделяют несколько узлов, основными из которых являются: средства для генерирования высоковольтного напряжения; гентри, в котором расположены рентгеновская трубка и детекторы;

стол-транспортёр и другие средства для укладки и фиксации пациента; консоль для управления процессом сканирования и анализа изображений; независимая консоль для анализа изображений; технические средства для архивирования изображений (мультиформатная камера, оптические и лазерные диски, магнитные ленты).

## 2. ТЕХНОЛОГИИ СКАНИРОВАНИЯ

Получение аксиального среза при КТ предполагает выполнение нескольких последовательных процедур. К ним следует отнести генерирование рентгеновского излучения, сканирование области исследования и реконструкцию компьютерных томограмм. В современных установках рентгеновское излучение может генерироваться с помощью рентгеновской трубки или компактного линейного ускорителя. Возникающее у анода рентгеновское излучение суживается (коллимируется) таким образом, чтобы сформировать тонкий пучок веерообразной формы. Ширина пучка обычно достаточна для того, чтобы охватить весь диаметр объекта исследования. Толщина коллимированного пучка, или величина коллимации рентгеновских лучей, колеблется от 0,5 до 10 мм. В программном обеспечении КТ установок этот параметр определяется терминами «beam collimation», «slice collimation» или «slice thickness».

Гентри {англ. gantry - станина, портал мостового крана) представляет собой полую вертикально расположенную конструкцию прямоугольной формы, внутри которой на металлической кольцевидной раме закреплены рентгеновская трубка и детекторы, а в современных аппаратах генераторы высоковольтного напряжения и компьютеры, управляющие процессом сканирования. В центре гентри имеется сквозное отверстие — окно гентри, в котором во время сканирования располагается объект исследования. При необходимости гентри можно наклонить по отношению к вертикальной плоскости в краниальном или каудальном направлениях на угол до 20-30°. Это позволяет осуществлять сканирование в наклонной плоскости в случае, если анатомические структуры располагаются под углом к продольной оси тела (например, межпозвоночные диски, сегментарные бронхи и т.п.).

После прохождения через объект ослабленное рентгеновское излучение фиксируется системой специальных детекторов (сцинтилляторов). В качестве детекторов используются либо кристаллы химических соединений (например, иодида натрия), либо полые камеры, заполненные ксеноном. Рентгеновские фотоны вызывают свечение кристалла или инертного газа в детекторах, при этом световая энергия преобразовывается в электрические сигналы. Чем сильнее интенсивность рентгеновского луча, достигшего детектора, тем сильнее электрический сигнал. Сопоставление исходной интенсивности рентге-

новского излучения и интенсивности пропущенного через объект излучения позволяет рассчитать ослабление первичного луча.

Сканирование как диагностический метод предполагает регистрацию сигнала при перемещении источника излучения и/или воспринимающего устройства вдоль объекта исследования. В КТ сканирование осуществляется в результате вращения источника излучения вокруг объекта. Ослабленное рентгеновское излучение регистрируется детекторами, которые преобразуют его в электрический сигнал, а затем кодируют в числовое значение коэффициента ослабления (AV). Основным способом вычисления коэффициента ослабления является метод обратных проекций, который используется в большинстве вычислительных машин КТ установок.

Зафиксированный сигнал отражает степень ослабления пучка в каком-либо одном направлении. Вращаясь вокруг пациента, рентгеновский излучатель «просматривает» его тело под различными ракурсами, в общей сложности под углом в 360°. К концу вращения излучателя в памяти компьютера оказываются зафиксированными все сигналы от всех датчиков.

По стандартным программам компьютер обрабатывает полученную цифровую информацию и рассчитывает внутреннюю структуру объекта, создавая на экране дисплея реконструированное изображение. Оно состоит из нескольких десятков тысяч светящихся точек, яркость которых пропорциональна плотности тканей, через которые проходил пучок излучения. Ввиду большого количества точек врач воспринимает изображение как единое целое. Врач может увеличивать это изображение, выделять и увеличивать отдельные его части, измерять размеры органа, определять плотность каждого участка ткани в условных единицах. По серии двухмерных изображений с помощью математических методов обработки можно восстановить объемное изображение объекта. Важным достоинством компьютерной томографии является то, что изображение исследуемого слоя свободно от тени всех образований, находящихся в соседних слоях.

КТ детекторы примерно в 100 раз чувствительнее рентгеновской пленки при определении различий в интенсивности излучения и, следовательно, степени ослабления рентгеновских лучей. Поэтому КТ имеет значительные преимущества по сравнению с традиционными рентгенологическими методами в определении структуры исследуемых объектов или в контрастном разрешении.

В рентгенологических исследованиях контрастность определяется как возможность различия рядом расположенных областей из-за отличия их оптических плотностей (степени затенения). На рентгеновских снимках это возможно, когда ткани имеют:

- 1) одинаковую толщину, но различные коэффициенты ослабления излучения;
- 2) разную толщину и одинаковые коэффициенты ослабления.

На рентгеновских снимках можно различить составляющие тела: кость и обызвествление, мягкая ткань и жидкость, жир и газ. Однако распознать отличия между отдельными мягкими тканями при одинаковой их толщине или между мягкими тканями и жидкостью на рентгенограммах невозможно. При КТ удается разграничить ткани, различающиеся по степени ослабления рентгеновских лучей на 0,5 %. Это и определяет основное преимущество данного метода – более высокое контрастное разрешение или более точное определение структуры исследуемого объекта. Однако контрастное разрешение при КТ не является максимальным по сравнению с другими методами лучевой диагностики. Более высокие показатели достигаются при использовании ультразвукового исследования и магнитно-резонансной томографии. Для повышения контрастного разрешения в КТ, так же как и в обычных рентгенологических процедурах, применяют искусственное контрастирование с помощью водорастворимых контрастных веществ.

## **2.1. Типы КТ установок**

Взаимное расположение источника излучения и детекторов в процессе сканирования определяется конструктивными особенностями аппаратов. В настоящее время принято выделять пять типов (поколений) КТ установок и две основные технологии сканирования.

В системах первого и второго поколений, ротационно-трансляционных рентгеновская трубка и несколько детекторов жестко укреплены на прямоугольной раме. В процессе исследования рама первоначально движется поперек тела пациента, поскольку ширина пучка рентгеновских лучей недостаточна для охвата всего поперечного сечения объекта исследования. По окончании линейного (трансляционного) движения трубки рама совершает поворот (ротацию) на  $1^\circ$ , и цикл повторяется вновь. Всего производится 180 циклов движения. Такие аппараты могут применяться только для исследования неподвижных объектов, прежде всего головы, и в настоящее время практически не используются.

В системах третьего поколения сканирование объекта осуществляется широким веерообразным пучком рентгеновских лучей, который полностью перекрывает тело пациента. Количество детекторов увеличено до 250-1000. При выполнении компьютерной томограммы рентгеновская трубка и расположенные напротив нее детекторы вращаются вокруг пациента на  $360^\circ$ . Цикл сканирования не превышает 5-8 с, а в современных аппаратах уменьшен до 0,75-3,0 с. Это позволяет уменьшить влияние пульсирующих сосудов и движущихся органов (сердца, диафрагмы, желудка, кишечника) на конечное изображение и проводить полноценное исследование всего тела.

В системах четвертого поколения детекторы жестко укреплены по всей окружности рамы сканирующего устройства, внутри которой вращается только

рентгеновская трубка. В результате время сканирования уменьшается до 0,5-3,0 с. Этого достаточно, чтобы получить четкое изображение любого органа. Лучевая нагрузка на типовое исследование сравнительно невелика. По основным параметрам системы третьего и четвертого поколений примерно одинаковы. Вместе с тем неподвижность детекторов в установках четвертого поколения создает более благоприятные условия для сканирования, уменьшает количество артефактов, что и определяет преимущества этого типа аппаратов.

В системах пятого поколения функцию рентгеновской трубки выполняет компактный линейный ускоритель. В нем происходит ускорение электронов, формирование и пространственная ориентация электронного пучка. Анод и детекторы закреплены вдоль внутренней поверхности рамы, вокруг пациента. При торможении электронов у анода возникает рентгеновское излучение, которое фильтруется и коллимируется. Рентгеновский луч при этом приобретает типичную веерообразную форму. Скорость вращения пучка электронов и, следовательно, рентгеновского луча вокруг пациента составляет тысячные доли секунды. Это позволяет получать до 10-20 изображений в секунду и наблюдать КТ картину в реальном масштабе времени. Стоимость аппаратов пятого поколения значительно выше, а их применение ограничено кардиологией, кардиохирургией, педиатрией, а также неотложной диагностикой.

Технология сканирования определяется характером перемещения источника излучения и объекта исследования в процессе исследования. В настоящее время существуют две принципиально различные технологии: обычная (традиционная) и спиральная.

## 2.2. Традиционная КТ

Обычная технология сканирования, или традиционная КТ, предполагает обязательную остановку рентгеновской трубки после каждого цикла вращения. Это необходимо для того, чтобы установить ее в исходное положение перед следующим циклом сканирования. В этот момент стол с пациентом передвигается на необходимое расстояние, называемое шагом стола (table feed), для получения следующей томограммы. При исследовании груди и живота временной промежуток между циклами вращения рентгеновской трубки необходим также для того, чтобы пациент мог сделать вдох или выдох, а затем задержать дыхание на период сканирования. Процесс сканирования в этом случае является дискретным, фрагментарным и разделен на отдельные циклы, равные одному обороту рентгеновской трубки вокруг объекта. Такой тип исследования часто обозначается как последовательный или прирастающий.

Шаг стола колеблется в пределах 1-20 мм и выбирается оператором в зависимости от задач конкретного исследования. Расположение каждой томограммы вдоль продольной оси сканирования z всегда точно соответствует положению источника излучения и направлению пучка рентгеновских лучей.

Поэтому шаг стола может быть определен и как расстояние между томографическими срезами (interscan interval).

Программы, которые предполагают остановку рентгеновской трубки перед каждым циклом вращения с одновременной реконструкцией изображения на экране монитора, обычно обозначаются как «scan and view» (сканирование и изображение). Такая форма исследования существенно удлиняет диагностическую процедуру. Время между циклами сканирования оказывается значительно больше времени самого сканирования. В результате длительность исследования крупных анатомических областей, например груди или живота, составляет 15-25 мин. Это может иметь существенное негативное значение при исследовании детей, больных в тяжелом состоянии, в том числе с дыхательной или сердечной недостаточностью. В современных аппаратах для традиционной КТ созданы условия для выполнения одной или нескольких серий томограмм-кластеров, обычно включающих от 3 до 6 срезов в каждой серии. При этом рентгеновская трубка по-прежнему останавливается перед каждым новым циклом, но реконструкция изображений на экране монитора происходит только после окончания всей серии. Время между циклами вращения трубки и общее время сканирования уменьшаются. Такая программа обычно обозначается как "scan and scan" и используется при выполнении ангиографических процедур, исследовании детей и пациентов в тяжелом состоянии.

При исследовании тела (грудь, живот) традиционная технология КТ имеет еще один существенный недостаток. Необходимость задержки дыхания перед каждым циклом сканирования приводит к появлению несоответствия прилежащих томографических срезов, поскольку глубина вдоха или выдоха каждый раз различается. Это обстоятельство может привести к пропуску небольших патологических образований, например метастазов в легких или печени. Кроме того, двухмерные реформации в других плоскостях, отличных от аксиальной, и трехмерные преобразования томограмм оказываются неинформативными.

### **2.3. Спиральная КТ**

Новая концепция сканирования, названная спиральной КТ, используется в клинической практике начиная с 1990 г. Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух процедур: непрерывного вращения рентгеновской трубки (пучка электронов в установках пятого поколения) вокруг объекта и непрерывного поступательного движения стола с пациентом. В этом случае траектория пучка рентгеновских лучей, спроецированная на тело пациента, приобретает форму спирали. Максимально возможная длина такой спирали вокруг продольной оси  $z$  определяется мощностью рентгеновской трубки и теплоемкостью ее анода.

Технология спиральной КТ реализуется на установках третьего, четвертого и пятого поколений. Основные преимущества спиральной КТ: зна-

чительное ускорение процесса сканирования; возможность объемного сканирования, позволяющего получить непрерывный объем данных при исследовании выбранной анатомической области.

Сканирование одной анатомической области может быть проведено в течение 15-20 с. Это позволяет увеличить пропускную способность отделения, создать более комфортные условия для исследования новорожденных и детей, больных, находящихся в тяжелом состоянии, в том числе в раннем посттравматическом и послеоперационном периоде, при выраженной дыхательной или сердечной недостаточности. Однако наиболее важным следствием быстрого сканирования является следующее: при быстром внутривенном введении водорастворимого контрастного вещества, обычно через локтевую вену, сканирование удастся осуществить в момент прохождения его по крупным сосудам. В результате собственно КТ исследование дополняется полноценной ангиографией, но без сложных инвазивных вмешательств. В настоящее время КТ ангиография широко используется для оценки состояния крупных сосудов, таких как аорта и ее ветви, легочные артерии, вены. Возможность сканирования груди в течение одной задержки дыхания имеет еще одну важную особенность: получаемые изображения не зависят от неодинаковой глубины вдоха или выдоха.

Применение принципа объемного или непрерывного сканирования выбранной анатомической области создает совершенно новые возможности для постпроцессорной обработки полученных данных, в частности для преобразования аксиальных томограмм в многоплоскостные реформации и трехмерные изображения. Результаты КТ исследования в этом случае становятся более наглядными, доступными не только для специалистов-рентгенологов, но и для лечащих врачей. Высокоинформативные многоплоскостные реформации, получаемые при спиральной КТ, устранили недостаток метода – ограничение диагностических изображений только аксиальной проекцией.

Процесс сканирования при спиральной КТ описывается тремя взаимосвязанными параметрами: толщиной пучка рентгеновского излучения, скоростью вращения источника излучения (временем одного цикла вращения) и скоростью движения стола.

Поскольку движение стола в спиральной КТ осуществляется непрерывно, термин «шаг стола» (table feed) заменен понятием «шаг или смещение стола за один оборот» (table feed per rotation). Количество оборотов, которое совершает источник излучения на заданном расстоянии, прямо пропорционально скорости вращения рентгеновской трубки и обратно пропорционально скорости смещения стола. Соотношение скорости смещения стола в процессе сканирования и скорости вращения рентгеновской трубки определяет форму спирали. Однако конечный результат сканирования определяется не только формой спирали, ее «растяжением» вдоль продольной оси, но и толщиной пучка

рентгеновского излучения. Поэтому более точной и полной характеристикой спирального сканирования является шаг или наклон спирали (pitch).

Шаг спирали представляет собой отношение смещения стола за один оборот рентгеновской трубки (table feed per rotation) к толщине пучка рентгеновского излучения (slice collimation):

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Table feed per rotation (mm)}}{\text{Slice collimation (mm)}} = \frac{d}{s}.$$

Например, если толщина томографического слоя составляет 8 мм, а смещение стола за один оборот - 12 мм, то показатель шага спирали будет равен 1,5. В спиральной КТ шаг спирали может изменяться от 0,5 до 2. Чем больше шаг спирали, тем быстрее осуществляется сканирование при равной толщине томографического слоя и протяженности зоны сканирования. Поскольку шаг спирали является производной от двух исходных показателей, его значение не указывается в программном обеспечении большинства аппаратов. Но конечный протокол сканирования может быть выражен двумя основными параметрами - толщиной слоя ( $s$ ) и шагом спирали ( $p$ ).

Помимо последовательной и спиральной технологии, в программном обеспечении современных аппаратов принято выделять динамическое сканирование и мультисканирование. Динамическая КТ предполагает выполнение томограмм на одном уровне через определенные, заранее заданные временные интервалы. Эта технология используется для оценки денсито-метрических показателей в процессе накопления контрастных веществ в тканях или сосудах, а также для проведения функциональных исследований легких, сердца и некоторых других органов. Мультисканирование заключается в получении томограмм на одном уровне при спиральной КТ, т.е. без временного интервала между ними. Эта технология позволяет получать изображения практически в реальном масштабе времени и обычно применяется для проведения инвазивных процедур под контролем КТ.

## 2.4. Проекционные данные

Основным результатом сканирования является регистрация детекторами ослабленного рентгеновского излучения и вычисление коэффициентов ослабления в заданных проекциях. Коэффициенты ослабления при КТ исследовании определяются во время движения трубки, но не постоянно, а в определенных позициях. Количество таких позиций (проекций), в которых производится сбор данных, может варьировать от 180 до 720. Каждый элемент объекта исследования «осматривается» из сотен проекций, а совокупность полученных данных анализируется ЭВМ.

Совокупность исходных коэффициентов ослабления составляет так называемые «сырые» (raw data) или проекционные (projection data) данные. Ко-

личество проекций обычно составляет 360. Это означает, что в течение одного цикла сканирования (одного оборота источника излучения вокруг объекта) детекторы воспринимают рентгеновское излучение 360 раз при смещении источника на каждый последующий градус окружности. Чем больше количество проекций, тем выше разрешающая способность вдоль поперечной плоскости сканирования и больше время сканирования. Увеличение количества проекций до 720 используют при необходимости повышения разрешающей способности, например при высокоразрешающей КТ. Уменьшение количества проекций до 180-240 (половинный скан, неполный скан) применяют для максимального ускорения процесса сканирования, обычно при выполнении ангиографических исследований. В наиболее совершенных аппаратах третьего и четвертого поколений минимальное время сканирования составляет 0,5-0,75 с. Однако чем более совершенной является установка и ее программное обеспечение, тем больше количество используемых проекций за это минимальное время. Именно использование множества проекций при получении одного изображения принципиально отличает КТ от всех остальных рентгенологических, в том числе цифровых (дигитальных) методик. На рентгеновском снимке изображение возникает в результате прохождения излучения в одном направлении (проекции). При этом происходит суммация, взаимное наложение составных частей исследуемого объекта. Эффект суммации может быть уменьшен с помощью обычной томографии. Однако и в этом случае сказывается влияние анатомических структур, расположенных выше и ниже выделяемого томографического слоя.

Изображение при КТ лишено суммационного эффекта. На его формирование не оказывают влияния число, форма, объем и взаимное расположение тканей, через которые проходят рентгеновские лучи. Это обстоятельство существенно увеличивает объем информации, содержащейся в каждой компьютерной томограмме, по сравнению с обычной рентгенограммой или томограммой.

## **2.5. Электронная матрица**

После измерения детекторами ослабленного рентгеновского излучения электрические сигналы преобразуются (кодируются) в цифровые значения коэффициентов ослабления, которые распределяются в электронной матрице. Матрица томограммы представляет собой электронную таблицу с равным количеством строк и столбцов, число которых варьируется от  $256^2$  до  $1024^2$ , но обычно равно  $512^2$ . Она отражает пространственное распределение коэффициентов ослабления в изучаемом слое. Первоначально в матрицу записываются коэффициенты ослабления в каждой проекции. В основе математических вычислений лежит регистрация разности между исходной интенсивностью

рентгеновского излучения на выходе из рентгеновской трубки и интенсивностью ослабленного излучения за объектом исследования.

Следующий этап заключается в формировании единой матрицы поперечной томограммы из набора «сырых» данных. Конечное число, записанное в каждой ячейке матрицы, является результатом вычисления среднего значения коэффициента ослабления в использованных проекциях.

Матрица состоит из элементарных ячеек - вокселей (voxel, volume element – элемент объема), в которые записываются коэффициенты ослабления рентгеновского излучения, собранные детекторами в различных проекциях. Грань вокселя, составляющая условную «поверхность» матрицы, определяется как пиксель (pixel, picture element - элемент картины). В современных установках матрица изображения обычно состоит из  $512^2$  или  $1024^2$  пикселей.

Размер пикселей зависит от размеров поля изображения (FOV). Поле изображения представляет собой часть площади окна гентри, которая распространяется на всю матрицу томограммы. Чем меньше поле изображения, тем меньшая область распространяется на одинаковое количество элементарных ячеек электронной матрицы. В результате размеры пикселей уменьшаются, а пространственное разрешение вдоль поперечной оси сканирования увеличивается. Эта закономерность аналогична мозаичной картине. Чем мельче составные части мозаики, тем более однородным и структурным является изображение.

Размер вокселей определяется как размерами пикселей (т.е. полем изображения), так и толщиной томографического слоя. Чем меньше толщина слоя, тем меньше размер вокселей, тем выше пространственное разрешение вдоль продольной оси сканирования z. Однако при исследовании целостного объекта продольное разрешение будет повышаться только в том случае, если томографические слои будут прилежать друг к другу или частично накладываться. Чем больше расстояние между слоями, тем меньше продольное разрешение. Кроме того, уменьшение размеров вокселей приводит к ухудшению контрастного разрешения, поскольку в каждый воксель включается меньший объем исследуемых структур. Поэтому увеличение пространственного разрешения всегда происходит за счет ухудшения контрастного разрешения и наоборот.

Важным фактором, влияющим на разрешающую способность метода, является форма вокселей. Поскольку величина пикселей и вокселей определяется различными параметрами, размеры отдельных сторон вокселей, как правило, не равны. В реальных условиях воксели обычно не имеют правильной кубической формы, поэтому разрешающая способность вдоль поперечной и продольной осей сканирования различается. Устранение этого недостатка является одним из основных направлений совершенствования программного обеспечения в КТ. Оно заключается в создании органоспецифических программ для получения изотропных изображений, основой которых являются воксели правильной кубической формы.

### 3. ТЕХНОЛОГИЯ РЕКОНСТРУКЦИИ ТОМОГРАММ

Реконструкция томограммы подразумевает построение двухмерного изображения поперечного сечения объекта исследования из набора вычисленных коэффициентов ослабления. С практической точки зрения по окончании процесса сканирования оператор должен принять во внимание четыре основных параметра реконструкции, оказывающих непосредственное влияние на конечное изображение. К этим параметрам относятся: алгоритм формирования томографического среза; интервал реконструкции (расстояние между томографическими срезами); алгоритм реконструкции томограмм; поле (площадь) исследования.

Первые два из перечисленных параметров являются характерными для спиральной КТ, в то время как последние два используются как в спиральной, так и в обычной (последовательной) КТ.

#### 3.1. Алгоритмы формирования томографического слоя

Алгоритмы формирования томографического слоя определяют, каким образом непрерывный объем данных, получаемый при объемном спиральном сканировании, преобразуется в серию поперечных аксиальных срезов или разделяется на отдельные томограммы. В последовательной КТ расположение томографического слоя точно соответствует ходу рентгеновского излучения, а толщина томограммы приблизительно равна коллимации пучка. Поэтому необходимости в использовании алгоритмов формирования томографического слоя не возникает. Уникальность спиральной КТ заключается в том, что процесс формирования томографического слоя определяется не расположением источника излучения по отношению к объекту исследования, а специальными математическими программами-алгоритмами. При этом конечная форма слоя в поперечном сечении (SSP) и его толщина могут существенно отличаться от аналогичных параметров пучка рентгеновского излучения.

Если преобразовать весь объем «сырых» данных, полученный за один цикл спирального сканирования, т.е. при вращении рентгеновской трубки на  $360^\circ$ , в поперечный срез так, как это происходит при обычной КТ, конечное изображение окажется значительно искаженным. Траектория движения пучка рентгеновского излучения не совпадает с плоскостью поперечной томограммы, поэтому на изображение существенное негативное влияние будут оказывать динамические артефакты от перемещения пациента через гентри в процессе сканирования. Для устранения этого недостатка применяют алгоритмы интерполяции и экстраполяции.

Наиболее простым является метод линейной  $360^\circ$ -ной, или широкой, интерполяции (wide interpolation). Для построения одной поперечной томограммы используются данные, полученные при двух полных вращениях рентгеновской трубки ( $720^\circ$ ), расположенные в одинаковых проекциях  $z$  и  $z +$

$d$ , где  $d$  составляет перемещение стола за один цикл вращения трубки. Такая методика имеет некоторые преимущества в сравнении с обычной КТ, которая заключается в уменьшении электронного шума на 30 %. Вместе с тем уменьшается точность в определении границ томографического слоя, что приводит к увеличению его толщины примерно на 30 % при шаге спирали 1,5, а при увеличении шага до 2 этот показатель возрастает на 116 %. Поэтому при использовании такого метода интерполяции значение шага спирали не должно превышать 1. На практике это означает, что толщина томографического слоя не может превышать смещение стола за один оборот рентгеновской трубки.

Более перспективной является методика линейной  $180^\circ$ -ной, или тонкой, интерполяции (slim interpolation), которая предполагает учет данных в двух секторах [ $2(180^\circ$  плюс веерообразный угол)], т.е. примерно  $440^\circ$ . Отличительной особенностью такой методики, существующей в нескольких вариантах, является значительно более точное выделение границ томографического слоя. При шаге спирали 1 толщина и профиль томографического слоя практически полностью соответствуют аналогичным параметрам при обычной КТ, а при увеличении шага спирали до 2 возрастают лишь на 30 %. Применение такого алгоритма позволяет осуществлять сканирование в условиях, когда толщина томографического слоя оказывается в 1,5-2 раза меньше смещения стола за один цикл вращения трубки. Это создает возможность увеличить скорость сканирования при сохранении пространственной разрешающей способности вдоль продольной оси  $z$ .

Именно алгоритмы тонкой интерполяции позволяют реализовать на практике главное преимущество спиральной КТ - повышение скорости сканирования. Например, при исследовании груди использование коллимации рентгеновского пучка 8 мм при шаге спирали 1,5 уменьшает общее время сканирования до 15-18 с.

Вместе с тем эти преимущества частично нивелируются возрастанием электронного шума в среднем на 12 % в сравнении с обычной КТ и на 29 % в сравнении с линейной  $360^\circ$ -ной интерполяцией. Для снижения этого показателя можно использовать известные из обычной КТ процедуры, в частности увеличение экспозиции или применение мягкотканых алгоритмов (soft algorithm) реконструкции. Это имеет определенное значение при исследовании пациентов с избыточным весом, а также при сканировании ряда анатомических областей, отличающихся значительным объемом и плотностью тканей, например верхушек легких и плечевых суставов. Тем не менее при исследовании неподвижных анатомических объектов, например головы, позвоночника, суставов, последовательная технология сканирования имеет определенные преимущества в сравнении со спиральным сканированием. Наиболее важное из них - уменьшение количества артефактов. Спиральное сканирование этих анатомических областей оправдано для решения частных задач, таких как ангиографические процедуры, построение трехмерных преобразований (позво-

ночник, суставы) или неотложные исследования, особенно при сочетанной травме.

### 3.2. Интервал реконструкции

Непрерывный цикл сканирования при спиральной КТ позволяет реконструировать томографические срезы на любом уровне вдоль продольной оси  $z$ . В этом заключается второе принципиальное различие процесса реконструкции томограмм при спиральной и последовательной томографии. При обычной КТ расположение томограммы вдоль продольной оси строго фиксировано и определяется положением источника излучения по отношению к объекту исследования. Поэтому понятия «шаг стола» и «расстояние между срезами» в обычной КТ идентичны. При этом количество включений трубки всегда равно количеству томограмм.

При спиральной КТ положение реконструируемого слоя не зависит от основных параметров сканирования, а именно скорости смещения стола и положения источника излучения. Поскольку сканирование производится непрерывно, положение каждого томографического слоя и расстояние между слоями выбираются оператором произвольно, причем не только до, но и после сканирования. Соответствующий параметр определяется как интервал реконструкции. При этом границы томографического слоя или его толщина определяются двумя параметрами: неизменным - значением коллимации и переменным - алгоритмом формирования слоя. На практике это означает, что в процессе реконструкции толщина томографического слоя остается практически неизменной, но его расположение вдоль продольной оси сканирования выбирается произвольно. Важно подчеркнуть, что в спиральной КТ интервал реконструкции томограмм и смещение стола за одно вращение являются принципиально разными и независимыми друг от друга параметрами. Именно это обстоятельство в значительной степени определяет преимущество спиральной КТ - более гибкую постпроцессорную обработку проекционных данных.

Возможность произвольного расположения томографических слоев заданной толщины вдоль продольной оси сканирования позволяет формировать блоки из частично перекрывающихся срезов, причем степень взаимного наложения не ограничивается. При обычной КТ аналогичный эффект может быть достигнут только в том случае, если шаг стола будет меньше толщины томографического слоя. Чем больше степень наложения слоев, тем большее количество срезов потребуется для исследования заданной области. Результатом является увеличение лучевой нагрузки. При спиральной КТ взаимное наложение срезов не связано с процессом сканирования, т.е. является постпроцессорной процедурой.

Это обстоятельство имеет как минимум три важных следствия. Во-первых, исключается возможность пропуска небольших патологических образований (например, метастазов, полостей, бронхоэктазов и т.п.) при сканировании целой анатомической области. Во-вторых, повышается разрешающая способность вдоль продольной оси сканирования, что позволяет более точно оценивать продольные структуры, расположенные перпендикулярно или под углом к плоскости томограммы. Наконец, взаимное наложение томографических слоев существенно повышает качество многоплоскостных реформаций и объемных преобразований, уменьшая выраженность так называемых ступенчатых артефактов. Поэтому при планировании исследования необходимо заранее учитывать возможность построения объемных изображений. Например, ангиографические исследования или исследования бронхиального дерева должны выполняться с условием, что интервал реконструкции томограмм будет составлять как минимум половину толщины томографического слоя.

### **3.3. Алгоритмы реконструкции**

Реконструкция томограмм из «сырых» данных осуществляется с применением специальных алгоритмов или рабочих фильтров (*user filters*). Алгоритмы реконструкции определяют разрешающую способность в поперечной плоскости и соотношение сигнал/шум в конечном изображении. В спиральной КТ алгоритмы реконструкции обозначаются как *kernel* - ядро, зерно или *filter* - фильтр. Алгоритмы обычно имеют свой порядковый номер, от 1 до 9 или чаще от 10 до 99. Средние значения (40-50) соответствуют стандартным алгоритмам, предполагающим равновесие между адекватным пространственным разрешением и уровнем электронного шума. Стандартные фильтры предполагают компромисс между максимально возможным пространственным разрешением и точными денситометрическими характеристиками.

Минимальные значения (10-30) соответствуют мягкотканым алгоритмам, позволяющим уменьшить шум за счет снижения пространственной и повышения контрастной разрешающей способности. Такие алгоритмы применяются обычно для исследования головного мозга, паренхиматозных органов, мышц, сосудов и других, аналогичных по денситометрическим характеристикам анатомических структур. Максимальные значения присваиваются высокоразрешающим (60-70) и сверхвысокоразрешающим (80-90) алгоритмам (*high resolution algorithm, high spatial frequency algorithm*). Поскольку первоначально такие алгоритмы были разработаны для исследования костей, их нередко обозначают и как костные (*bony algorithm*). Использование высокоразрешающих алгоритмов позволяет значительно повысить пространственное разрешение за счет искусственного увеличения резкости контуров всех элементов

изображения при одновременном повышении уровня шума и искажении денситометрических показателей.

Использование алгоритма высокого разрешения необходимо при исследовании объектов, значительно отличающихся по плотности от мягких тканей. К ним относятся костные структуры и легочная ткань.

Помимо алгоритмов реконструкции существуют и экранные фильтры, которые действуют только на сформированное изображение, выведенное на экран монитора. Сглаживающий фильтр позволяет «смягчить» изображение за счет того, что в квадратах из нескольких пикселей производится вычисление среднего значения плотности и данный усредненный показатель записывается во все эти пиксели. При этом пространственное разрешение снижается, но возрастает плавность перехода между полутонами. Таким образом, удастся иногда устранить некоторые артефакты, появляющиеся на изображении. Контурный фильтр предназначен для искусственного подчеркивания контуров изображения.

При исследовании органов грудной полости выбор алгоритма реконструкции имеет исключительно важное практическое значение. Сосуды и мягкие ткани средостения, грудной стенки, диафрагмы, имеющие относительно низкую естественную контрастность, целесообразно исследовать с помощью стандартного или мягкотканого алгоритма. Это относится и ко всем ангиографическим процедурам при спиральной КТ, поскольку повышение электронного шума ведет к ухудшению качества трехмерных преобразований.

Легочная ткань отличается высокой естественной контрастностью. Поэтому применение высокоразрешающего алгоритма позволяет значительно повысить пространственное разрешение без заметного возрастания электронного шума. Именно на этом основано применение высокоразрешающих алгоритмов при исследовании больных с бронхоэктазами, патологическими образованиями и некоторыми диффузными инфильтративными процессами в легких. Однако спиральное сканирование не может заменить высокоразрешающую КТ, суть которой заключается не только в использовании соответствующего алгоритма, но и в одновременном уменьшении толщины томографического слоя до 1-2 мм. При увеличении расстояния между срезами до 10-20 мм при последовательном сканировании появляется возможность изучить легкие на всем протяжении, от верхушек до диафрагмы. Однако при спиральной КТ такие параметры неприемлемы. При толщине слоя 1-2 мм смещение стола за один цикл вращения не может превышать 2-4 мм. Сканирование всего объема легких при таких условиях приведет к значительному увеличению лучевой нагрузки и продолжительности исследования. Поэтому в настоящее время высокоразрешающая последовательная КТ остается основным методом исследования больных с легочными диссеминациями, эмфиземой и бронхоэктазами.

### 3.4. Поле изображения

В современных установках матрица изображения обычно составляет  $512^2$  элементов при максимальном поле исследования, захватывающем все пространство окна гентри, около 50 см. В этих условиях размеры пикселей составляют примерно 1 мм, а максимальная пространственная разрешающая способность установок равна 0,5 мм. При уменьшении поля изображения разрешающая способность увеличивается, достигая максимума при 20-25 см. Дальнейшее уменьшение поля нерационально, так как приводит к значительному повышению шума и ухудшению качества изображения.

При обычном или спиральном сканировании груди поле изображения обычно составляет 30-40 см. Это необходимо для визуализации всех анатомических структур, включая грудную стенку. Однако для уточнения характера патологического процесса, выявленного при первичном сканировании, поле исследования уменьшают до 15-25 см, что позволяет повысить разрешающую способность. Оптимальное поле исследования может быть выбрано как до сканирования, так и после. Такие процедуры называются соответственно прицельной (предварительной) и ретроспективной реконструкцией. В программном обеспечении они определяются как target reconstruction (*англ.* target-прицел) и retrospective reconstruction.

В некоторых установках поле исследования представляет собой фиксированный параметр, оптимальный для первичного исследования определенной анатомической области, например головы, тела, конечностей. В этом случае прицельная и ретроспективная реконструкции части поля исследования осуществляются с помощью программы ROI (зона интереса). Положение и размер зоны интереса выбираются оператором произвольно в зависимости от задач исследования. Новая зона интереса имеет меньшие размеры, чем исходное поле изображения. ROI является универсальной функцией, которая используется не только для прицельной реконструкции томограмм, но и для оценки денситометрических показателей, экранного увеличения изображения и многих других манипуляций.

Прицельная реконструкция части изучаемого объекта приводит к тому, что коэффициенты ослабления выбранной области распространяются на всю матрицу изображения. В результате количество пикселей в единице площади зоны интереса увеличивается, а размер их уменьшается. Как и в любой мозаичной картине, уменьшение размеров элементов изображения приводит к повышению пространственного разрешения. Применение ROI необходимо для целенаправленного изучения небольших по величине структур, например гипопфиза, надпочечников, позвонков и т.п. В диагностике заболеваний органов дыхания прицельная реконструкция используется при исследовании измененных участков легочной ткани, бронхов, сосудов, патологических образований в средостении и плевре.

Прицельная реконструкция выполняется до начала сканирования выбранной области. Для выполнения такой операции по любой из уже выполненных стандартных томограмм или по обзорной цифровой рентгенограмме выбирают ROI и алгоритм реконструкции, а также толщину томографического слоя и шаг стола. Все последующие изображения будут включать только выбранную зону интереса.

Ретроспективная реконструкция предполагает восстановление части томограммы из уже полученного среза. Для выполнения этой функции необходимо обратиться к «сырым» данным по одной из стандартных томограмм, выбрать ROI и алгоритм реконструкции. В отличие от предварительной реконструкции толщина томографического среза будет такой же, как и в исходных срезах. Поэтому при исследовании небольших по величине объектов, например одиночных округлых образований в легких или отдельных бронхов, целесообразно применять предварительную реконструкцию с одновременным уменьшением толщины среза и шага стола. Прицельную реконструкцию обычно сочетают с уменьшением толщины томографического слоя, что позволяет в еще большей степени повысить пространственное разрешение.

## **4. АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЯ**

Анализ компьютерно-томографического изображения направлен на оценку состояния органов и тканей исследуемой области и выявления в них патологических изменений. Изучение компьютерных томограмм проводится с использованием различных электронных окон. Анализ изображения может быть структурным (анатомическим) и денситометрическим.

### **4.1. Шкала Хаунсфильда**

Электронная матрица 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 первом случае результат сканирования выводится на монитор, где каждому пикселю присваивается определенный оттенок серой шкалы в зависимости от значения 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.

Вычисленные коэффициенты ослабления рентгеновского излучения выражаются в относительных величинах, так называемых единицах Хаунсфильда (HU). Единицы Хаунсфильда образуют шкалу, в которой за ноль принят ко-

коэффициент ослабления воды, нижняя граница (-1000 HU) соответствует коэффициенту ослабления воздуха, а плотность кости приравнена к 1000 условных единиц. Таким образом, согласно этой шкале весь диапазон плотностей тела человека состоит из 2000 единиц. Добавим, что компьютерный томограф способен зафиксировать разницу в плотности ткани в 0,5 %, тогда как обычная рентгенограмма - только 15-20 %.

Верхняя граница шкалы переменна, так как она соответствует коэффициенту ослабления кортикального слоя кости. Наибольшие значения коэффициентов ослабления регистрируются в пирамидах височной кости. Плотность большинства паренхиматозных органов составляет +30...+70 HU, крови в сосудах и камерах сердца - в пределах +40...+45 HU, жировых тканей - -30 HU...-100 HU. Теоретически эти условные числа должны быть прямо пропорциональны коэффициентам ослабления. Однако точность измерений сильно страдает от неточностей и несоответствий, вызываемых разнообразными артефактами. Поэтому для диагностических целей единицы Хаунсфильда необходимо использовать с осторожностью.

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

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

## **4.2. Электронные окна**

Получить равноценное изображение на экране монитора всех исследуемых деталей невозможно, если они по плотности занимают всю шкалу Хаунсфильда. Такой диапазон плотностей не может передать электронно-лучевая трубка и не может воспринять наш зрительный анализатор. Поэтому врач, приступая к анализу томограмм, «вырезает» из всех образов, хранящихся в памяти компьютера, только участки определенной плотности. Эти участки называют окнами.

Изображение поперечного среза на экране монитора представляет собой распределение различных оттенков серой шкалы, соответствующих опреде-

ленным значениям коэффициентов ослабления. Вычислительная машина КТ установки способна различить от 2 до 40 тыс. значений коэффициентов ослабления, однако воспроизвести все эти значения на экране монитора невозможно. Глаз человека обычно воспринимает до 16-20 градаций серого цвета. Поэтому на экране монитора вся гамма серого цвета объединена в 16 ступеней, каждая из которых включает до 130 и более оттенков. Соотношение числовых значений коэффициентов ослабления и оттенков серой шкалы регулируется с помощью электронных окон.

Окно (Window) - это определенная часть шкалы Хаунсфильда, которой соответствует перепад яркости экрана от белого до черного.

Ширина окна (WW) - это разность наибольшего и наименьшего значений коэффициента ослабления, отображаемых данным перепадом яркости.

Уровень окна (WL) - это значение коэффициента ослабления, соответствующее середине окна. Изменение уровня окна позволяет перемещать его в сторону больших или меньших значений чисел Хаунсфильда.

Ширина и уровень окна выбираются оператором, исходя из условий наилучшего изучения определенной группы тканей. Так, коэффициенты ослабления большинства мягких тканей (кожных покровов, мышц, сухожилий), паренхиматозных органов, лимфатических узлов и кровеносных сосудов находятся в пределах +30...+70 HU. Жировая клетчатка имеет более низкую плотность (-30...-120 HU). 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 HU) при уровне окна +35...+45 HU. Такое окно условно обозначается как мягкотканое.

Коэффициенты ослабления собственно легочной ткани составляют -850 ... -750 HU. Воздух в просветах крупных бронхов имеет существенно меньшую плотность (-1000 HU), в то время как кровь в сосудах легких - значительно большую (в среднем +40 HU). Для получения оптимального изображения легочной ткани с содержащимися в ней сосудами, бронхами, листками плевры и другими мягкоткаными структурами ширина окна должна быть увеличена до 800-2000 HU, а уровень окна смещен в сторону низких значений коэффициентов ослабления (-300...-800 HU). Такие параметры характерны для легочного и плеврального окон (табл. 4.1).

Таблица 4.1

#### Характеристика основных электронных окон

Электронное окно	Window	Уровень окна, HU	Ширина, HU
Мягкотканое	Soft	+40	900
Легочное	Lung	-800	1000
Плевральное	Pleural	-650...-150	1500...2000
Костное	Bone	+ 150...+350	1000...2000

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

Плевральное окно (pleural window) характеризуется большими значениями коэффициентов ослабления: уровень окна достигает -650...-150 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, 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).

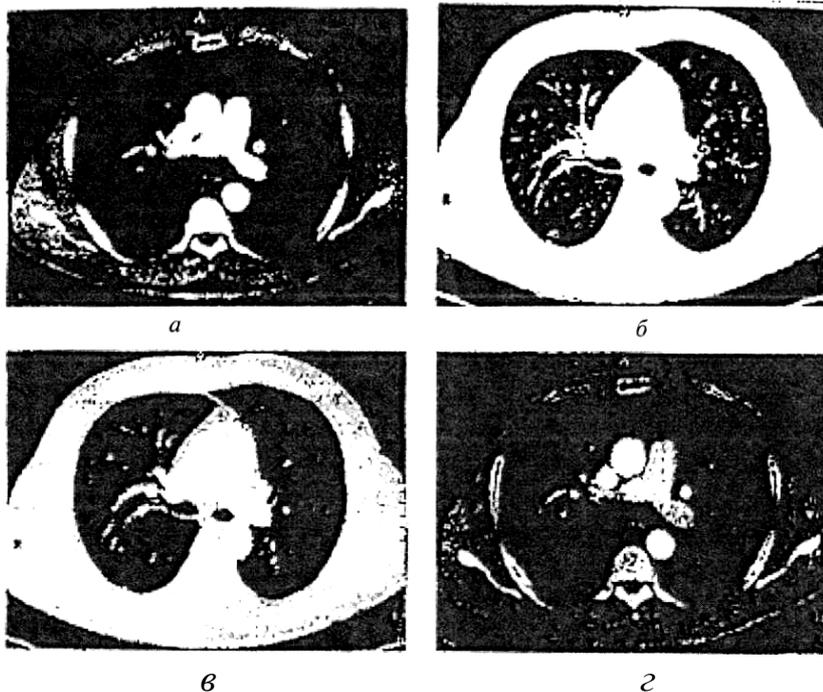
В повседневной работе при исследовании органов грудной полости, помимо мягкотканого, в качестве основного можно применять легочное или плевральное окна. Важным является не столько выбор конкретных параметров электронного окна, сколько сохранение их постоянными в процессе исследования всех пациентов. Это позволяет избежать диагностических ошибок и получать сопоставимые отпечатки компьютерных томограмм при повторных исследованиях. Следует учесть также, что выбор ширины и уровня окна зависит от параметров монитора КТ установки и особенностей проявочной машины или принтера, которые используются при выполнении отпечатков.

Таким образом, каждый элемент электронной матрицы или их группа могут быть отображены на экране монитора в виде определенного оттенка серой шкалы или представлены в виде числового значения коэффициента ослабления - числа Хаунсфильда. Эта закономерность лежит в основе двух способов анализа компьютерных томограмм: визуального (структурного, морфологического) и денситометрического (плотностного).

### 4.3. Структурный анализ

Структурный, или анатомический, анализ органов грудной полости включает оценку основных макроскопических признаков, в том числе положения, формы, размеров, характера контуров и структур патологически измененного участка, состояния окружающих его тканей, других анатомических структур в зоне исследования. У большинства больных эти признаки могут быть изучены уже на стандартных компьютерных томограммах (рис. 4.1). Однако для углубленного анализа анатомических структур грудной полости и патологически измененных тканей разрешающая способность стандартных томограмм может оказаться недостаточной. Для ее повышения применяют специальные методики, такие как КТ с высоким разрешением (высокоразрешающая КТ), КТ ангиография, полипозиционное исследование.

Возможности анатомического анализа существенно зависят от размеров пикселей в зоне интереса и толщины томографического слоя. Уменьшение ROI приводит к уменьшению размеров пикселей. В результате изображение становится более четким, детальным, т.е. пространственное разрешение повышается.



*Рис. 4.1. Компьютерная томограмма груди на уровне бифуркации трахеи в различных электронных окнах:  
а - мягкотканом; б - легочном; в - плевральном; г - костном*

Толщина слоя в первую очередь влияет на пространственное разрешение вдоль продольной оси тела. Чем тоньше срез, тем меньше размер вокселей и, соответственно, выше пространственное разрешение.

Анатомические структуры располагаются, как правило, не в одной плоскости. Поэтому в одном слое могут оказаться несколько разнородных по

плотности тканей. Дифференцирование же их не всегда возможно, так как яркость пикселя (определенный оттенок серой шкалы) будет отражать среднюю плотность всех структур, расположенных в соответствующем ему объеме - вокселе. Существенные различия по плотности в пределах вокселя приводят к появлению артефактов, обусловленных частичным объемным эффектом. При исследовании грудной полости они наблюдаются на границе легочной ткани с анатомическими структурами высокой плотности и искривленной формы: диафрагмой, горизонтальной междолевой плеврой, дугой аорты, грудинно-ключичным сочленением.

Этот же феномен лежит в основе искажения контуров и размеров элементов легочного рисунка в легком. На срезах толщиной 10 мм внутри-легочные сосуды имеют нечеткие контуры, а их диаметр превышает истинные анатомические размеры. При уменьшении толщины среза до 2 мм контуры сосудов становятся более четкими, одновременно происходит уменьшение их диаметра. Аналогичным образом меняется изображение бронхов. На тонких срезах отчетливо видны просветы бронхов диаметром до 2 мм. На более толстых срезах контуры стенок мелких бронхов диаметром 2-3 мм представляются размытыми, недостаточно четкими. В результате отличить изображение бронха и сосуда такого диаметра не всегда возможно.

Выбор электронного окна также может существенно влиять на изображение анатомических структур в легочной ткани. Небольшая ширина окна, до 1000 HU, приводит к повышению контрастности изображения. Границы анатомических структур искусственно подчеркиваются, становятся более резкими и четкими. Эта особенность имеет значение при изучении объектов, имеющих небольшие различия в плотности. Так, скопление воздуха в плевральной полости, эмфизема в легочной ткани лучше видны при использовании относительно узкого электронного окна.

В то же время повышение контрастности изображения искажает контуры более плотных анатомических структур. При использовании узкого электронного окна диаметр сосудов и бронхов, толщина стенок полостных образований искусственно увеличиваются. Это может привести к ошибочному заключению о наличии перибронхиальных или периваскулярных изменений при отсутствии патологии. Поэтому изучение небольших анатомических объектов, например стенок бронхов, внутрилегочных сосудов, тонкостенных полостей, необходимо проводить с использованием более широких электронных окон.

#### **4.4. Денситометрический анализ**

Денситометрический анализ осуществляют с использованием стандартных математических программ. Плотность анатомических структур и патологически измененных тканей измеряют в зоне интереса округлой или, при необходимости, произвольной формы. Чем больше площадь ROI по отноше-

нию к размерам патологического образования, тем более объективным оказывается измерение плотности. Необходимо учитывать среднее значение стандартного отклонения (SD) денситометрических показателей (mean). Это позволяет разделить все патологические образования на однородные и неоднородные. Мягкотканые структуры считаются однородными, если стандартное отклонение не превышает одной трети от среднего значения их плотности. Обычно этот показатель не должен превышать 10...15 HU.

Наличие артефактов искажает денситометрические показатели. Поэтому, в частности, измерение плотности легочной ткани рядом с левым желудочком или в непосредственной близости от костных структур грудной стенки не является корректным. Сравнение денситометрических показателей может быть объективным только при одинаковых физико-технических условиях выполнения исследования.

Денситометрический анализ измененных участков имеет в основном качественный характер. Абсолютные значения чисел Хаунсфильда весьма вариабельны и зависят от многих факторов, непосредственно не связанных с изучаемым объектом, в частности технических особенностей аппарата, области исследования и ряда других причин. Поэтому анализ плотности показателей направлен прежде всего на определение основных видов патологических образований: обызвествленных, мягкотканых, жидкостных, жиросодержащих, воздухосодержащих.

Более детальная количественная оценка денситометрических показателей с использованием абсолютных значений чисел Хаунсфильда в ряде случаев необходима при изучении неоднородных патологических образований, а также при использовании методики усиления изображения. Неоднородные патологические образования могут содержать включения жира, жидкости или обызвествления. Для их выявления можно применить методику построения гистограмм, а также распечатку абсолютных значений чисел Хаунсфильда в зоне интереса.

Следует учитывать, что при денситометрическом анализе толщина томографического среза должна быть не менее чем в два раза меньше изучаемого объекта. Это позволяет избежать влияния на денситометрические показатели частичного объемного эффекта. Поэтому для измерения плотности небольших патологических образований необходимо выполнять дополнительные томографические срезы толщиной 2-5 мм, а также использовать прицельную реконструкцию томограмм. Уменьшение толщины слоя приводит к уменьшению размера векселя, а прицельная реконструкция позволяет уменьшить размер пикселя, что повышает точность денситометрического анализа. Как уже было отмечено выше, экранная функция увеличения не приводит к повышению точности денситометрического анализа, поскольку размер пикселей и векселей при этом не изменяется.

При исследовании мягкотканых структур уменьшение толщины среза ведет к ухудшению контрастного разрешения из-за увеличения уровня электронного «шума».

*Электронный «шум»* представляет собой отклонение измеряемых денситометрических показателей от их истинного значения. Например, рентгеновская плотность воды составляет 0, но при измерении в каждом конкретном слое водного фантома коэффициент ее ослабления несколько колеблется ( $\pm 2$  HU). Визуально такой шум проявляется зернистостью изображения. «Шум» возрастает при уменьшении толщины томографического слоя и снижается при увеличении дозы излучения. Последнее обусловлено увеличением квантов рентгеновского излучения, проходящих через исследуемую область. Поэтому плотность крупных анатомических объектов (легкого, печени, сосудов средостения и др.) необходимо измерять на обычных томограммах при толщине среза 8-10 мм.

#### **4.5. Преобразования томограмм**

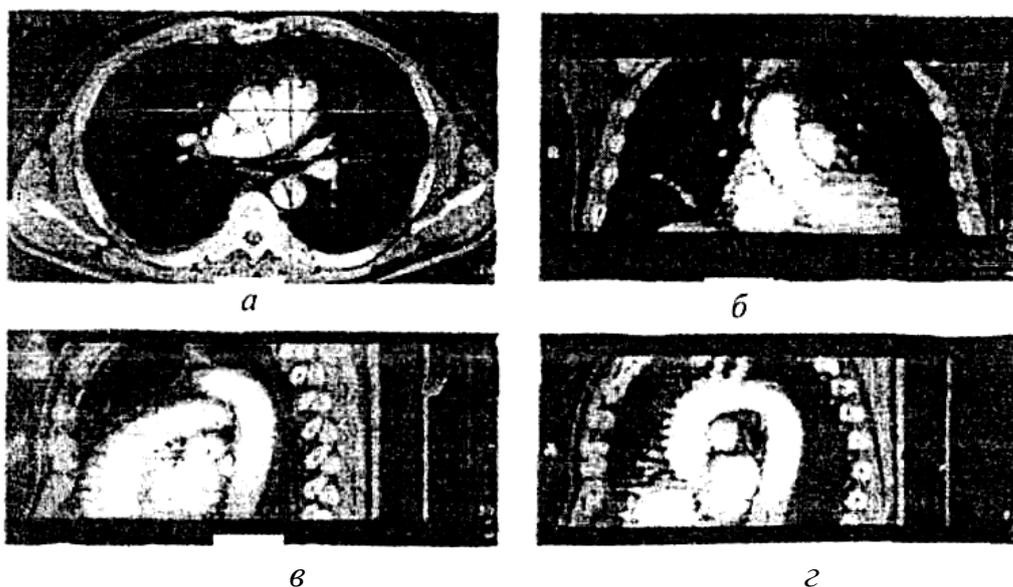
В отличие от реконструкции методы преобразования томограмм основаны на использовании цифровых данных, составляющих уже сформированные матрицы аксиальных томограмм, и не требуют обращения к проекционным данным. В настоящее время существует два основных способа преобразования поперечных срезов: планиметрические (двухмерные) и объемные, которые, в свою очередь, могут быть двух- и трехмерными. Использование методов преобразования при исследовании органов грудной полости оправдано в случае использования спиральной КТ.

Многоплоскостная реформация позволяет формировать двухмерные изображения, толщина которых один или несколько вокселей в произвольно выбранной прямолинейной (straight) или криволинейной (curved) плоскости. Все остальные данные, расположенные вне этой плоскости, исключаются из преобразования. Толщина реформированного слоя обычно составляет 0,6-0,8 мм. Выбор плоскости реформации может осуществляться по аксиальному срезу, томограмме или по уже выполненной реформации в любой другой плоскости, отличающейся от аксиальной. В современных аппаратах на экране монитора одновременно возникают четыре изображения: аксиальный срез и три реформации во фронтальной, сагиттальной и косой плоскостях. Смещая осевые линии, можно изменять расположение любой из построенных плоскостей в реальном масштабе времени.

Чем меньше толщина исходных аксиальных срезов, тем более выраженным оказывается электронный шум, создающий неоднородность реформированных изображений. Точное отображение морфологической структуры объекта исследования возможно только в том случае, если исходные аксиальные срезы являются прилегающими или перекрывают друг друга. В

спиральной КТ это достигается при уменьшении интервала реконструкции томограмм до значения, равного  $2/3$  и менее величины коллимации. Следует отметить, что многоплоскостные реформации органов грудной полости имеют клиническое значение только при использовании спирального сканирования, которое проводится в момент однократной задержки дыхания. При последовательном сканировании аксиальные срезы несопоставимы друг с другом из-за неодинаковой глубины вдоха в момент выполнения каждой томограммы.

Многоплоскостная реформация имеет важное значение при спиральном КТ исследовании линейных и трубчатых анатомических структур и патологических образований, особенно в тех случаях, когда их расположение не соответствует плоскости сканирования. Наиболее наглядными многоплоскостные реформации оказываются при исследовании сосудов и бронхов (рис. 4.2, 4.3). Прямолинейные реформации не всегда позволяют выявить трубчатые структуры на всем протяжении в случаях, если они располагаются под углом к продольной оси сканирования.



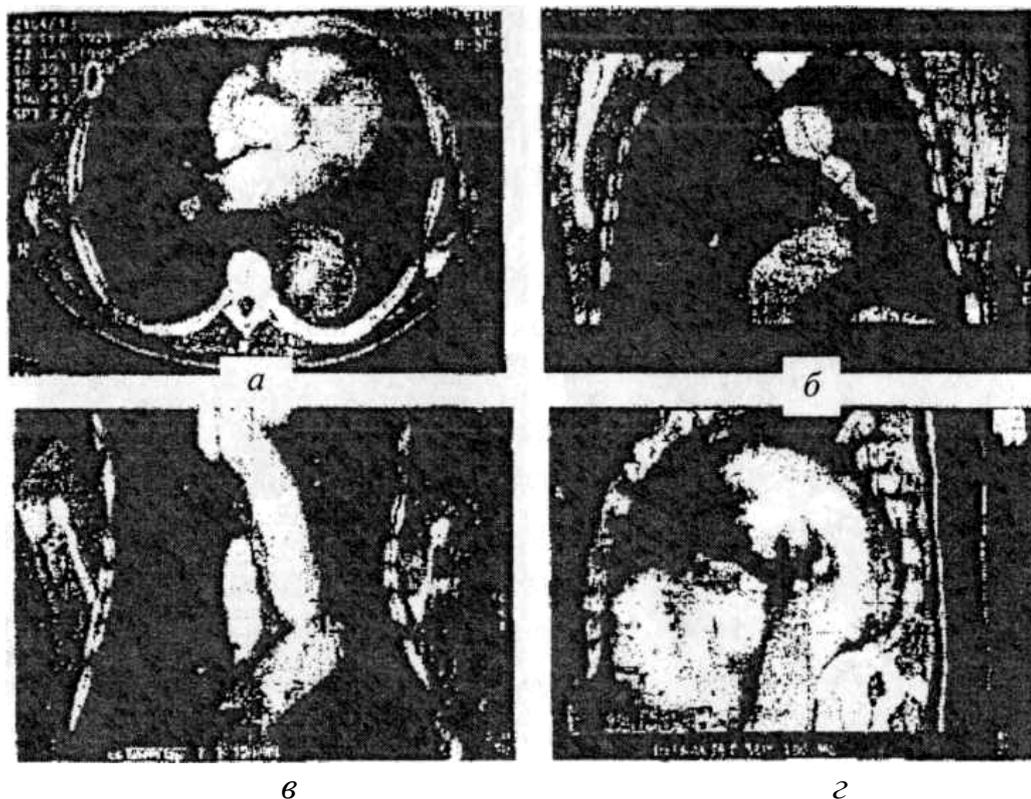
*Рис. 4.2. Многоплоскостная прямолинейная реформация при спиральной КТ ангиографии:*

- а - исходный аксиальный срез на уровне правой ветви легочной артерии (линии разметки указывают плоскости реформации);*
- б, в, г - реформации в различных плоскостях (отчетливо видно пространственное расположение крупных сосудов и камер сердца)*

Примером могут служить бронхи нижних долей легких, направленные сверху вниз. Более точная оценка таких структур может осуществляться с помощью криволинейной реформации, при которой линия реформации рисуется оператором произвольно.

Трехмерные объемные изображения разделяются на несколько видов в зависимости от специфики математических процедур, лежащих в основе их

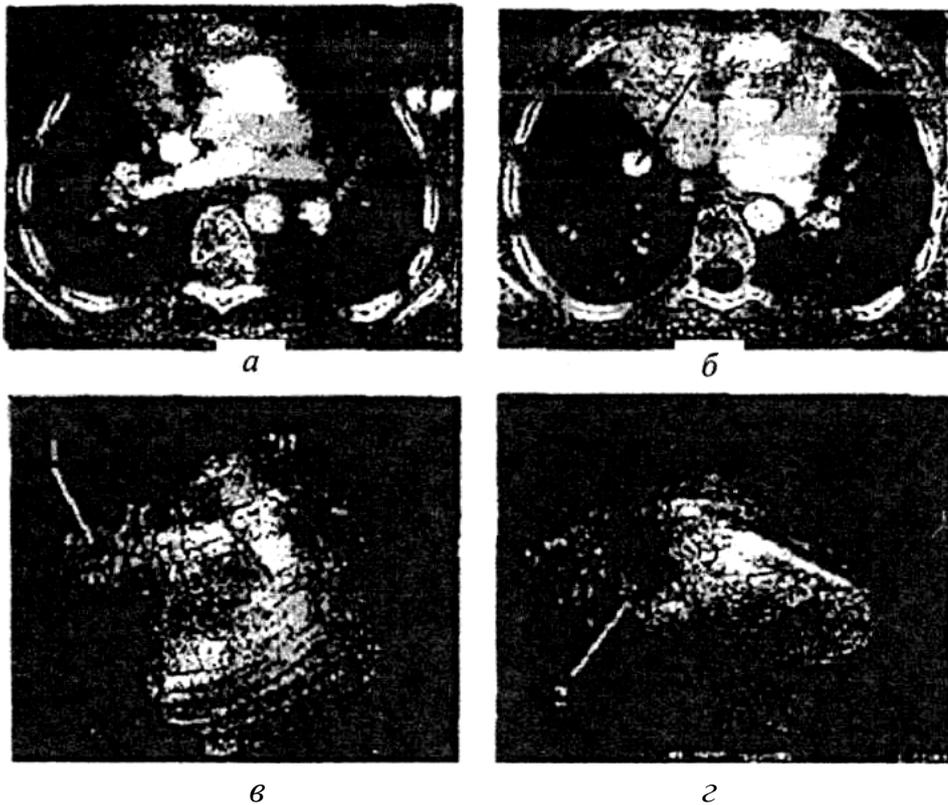
построения. В настоящее время принято выделять объемные преобразования поверхностей и проекции интенсивности.



*Рис. 4.3. Многоплоскостная реформация при спиральной КТ ангиографии:  
а - исследование больного с расслаивающей аневризмой нисходящей части грудной аорты;  
б- исходный аксиальный срез на уровне левого предсердия (расслоение стенки аорты с на-  
личием двух просветов, в одном из которых виден крупный пристеночный тромб);  
в - криволинейная реформация во фронтальной плоскости; г - прямолинейная реформация во  
фронтальной плоскости, не позволяющая оценить характер изменений  
(линия, проведенная вдоль нисходящей аорты, определяет произвольное  
направление последующей криволинейной реформации в сагиттальной плоскости)*

Объемное преобразование поверхностей предполагает установление одного или двух порогов (thresholds), выраженных в единицах Хаунсфилда. Все значения коэффициентов ослабления, превышающие выбранный порог или расположенные внутри него, включаются в построение изображения, в то время как все остальные устраняются. Результатом является исключение до 99,7 % информации из всей совокупности математических данных, полученных при спиральном сканировании. Оставшиеся данные используются для построения изображения поверхностей анатомических структур и патологических образований.

Если кодирование пространственного расположения структур выполняется как тень, т.е. непроницаемая поверхность, программа преобразования определяется как изображение оттененных поверхностей (SSD, рис. 4.4).



*Рис. 4.4. Изображение оттененных поверхностей (SSD):  
а, б- артериовенозная аневризма правого легкого с аномальным впадением  
легочной вены в нижнюю полую вену при КТ ангиографии;  
исходные аксиальные срезы на уровне правой легочной артерии  
и наддиафрагмальных отделов легких; в - вид спереди и сверху;  
г - вид сзади и снизу (крупная аномальная вена впадает  
из аневризматического мешка 1 в нижнюю полую вену 2)*

Если поверхность изучаемых объектов является полупрозрачной, программа определяется как техника объемного преобразования (VRT). Она является более сложной, поскольку использует весь объем проекционных данных и требует значительной мощности компьютера. Полученное изображение можно произвольно вращать на экране монитора для выбора оптимальных проекций. Программа SSD применяется в том случае, если плотность изучаемой структуры существенно отличается от плотности окружающих ее тканей. При исследовании груди это костные структуры грудной клетки (включая позвоночник), контрастированные сосуды средостения при КТ ангиографии, внутрилегочные сосуды и патологические образования (рис. 4.4), в том числе и без искусственного их контрастирования, трахея и крупные бронхи.

Выделение проекций интенсивности представляет собой программу, в которой в существующем объеме данных произвольно задаются направления (проекции), состоящие из совокупности условных прямых, вдоль которых все коэффициенты ослабления преобразуются в соответствии с определенной математической процедурой. Простейшей процедурой является усреднение ко-

эффициентов ослабления вдоль каждой прямой заданного направления. Однако такое преобразование не нашло широкого клинического применения.

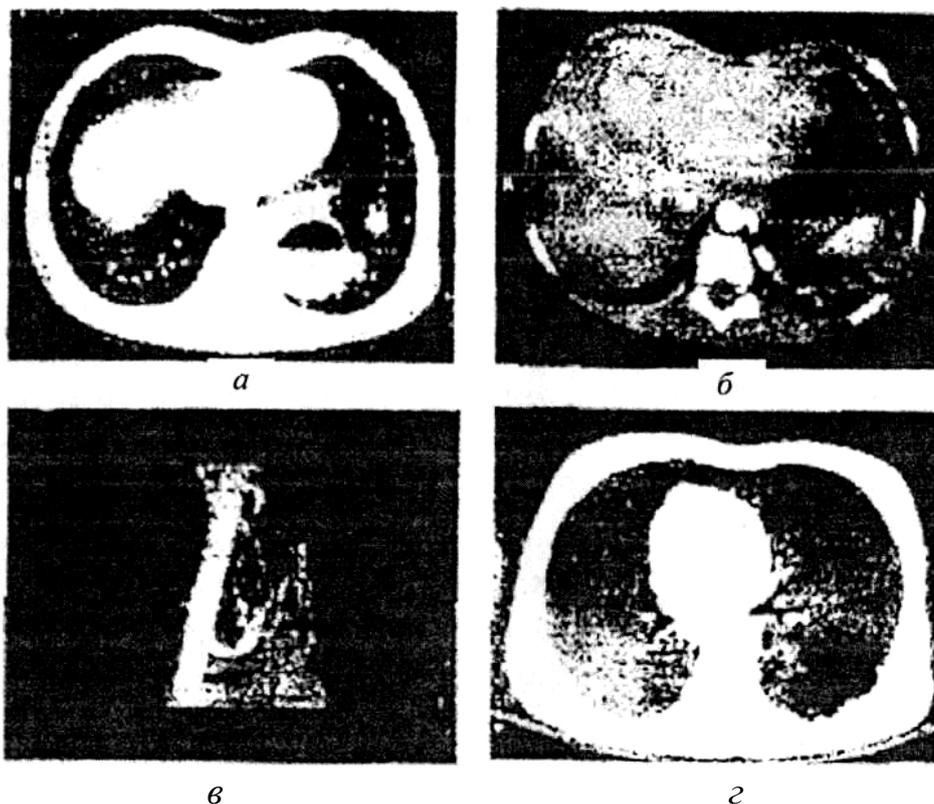
Значительно чаще используется программа проекции максимальной интенсивности (MIP), когда всем числовым значениям коэффициентов ослабления вдоль каждой прямой в заданной проекции присваивается значение максимального из них. Такая процедура использует весь объем данных, полученных при спиральном сканировании, поэтому является истинно трехмерным преобразованием. Однако конечное изображение оказывается фактически двухмерным, плоскостным и, в отличие от программ SSD и VRT, лишенным глубины. Программа MIP получила наибольшее распространение в ангиографических процедурах, поскольку конечное изображение оказывается весьма близким к обычной ангиографии. Именно программа MIP позволяет достаточно точно оценить диаметр контрастированных сосудов, их пространственное расположение, установить локализацию стенозов и обызвествлений.

Уникальной для легочной патологии является программа проекции минимальной интенсивности (mIP), с помощью которой все значения коэффициентов ослабления вдоль выбранного направления уменьшаются до минимальных значений. Эта программа имеет наибольшее значение при исследовании патологических процессов в трахее и крупных бронхах.

Общим недостатком данных программ является невозможность оценки изменений внутри просвета трубчатых структур, в частности тромбов в сосудах при использовании MIP или патологических образований в бронхах при построении mIP. Другой существенный недостаток - суперпозиция анатомических структур, что затрудняет интерпретацию изображения. Для устранения этого феномена производят предварительное редактирование аксиальных срезов, исключая из дальнейшего преобразования те структуры, которые могут накладываться на изучаемый объект.

При исследовании легочной ткани используется программа сложения тонких фрагментов(8T8) с последующим объемным преобразованием плотностей (рис. 4.5).

Эта программа позволяет получать двухмерные изображения, основанные на использовании объемного преобразования нескольких томографических слоев. Суть этой процедуры заключается в выполнении серии из 5-10 тонких (1-2 мм) томографических срезов, которые затем объединяются в один толстый блок с помощью программ MIP или mIP. В результате достигается существенно большая разрешающая способность, чем при использовании обычного среза толщиной 10 мм, но одновременно исследуется больший объем тканей, чем при выполнении одного тонкого среза. Программа STS MIP позволяет выявлять большее количество мелких очагов у больных с пневмокониозом, метастазами в легких, уверенно отличать очаги от мелких сосудов. Программа STS mIP имеет важное клиническое значение в диагностике начальных форм эмфиземы.



*Рис. 4.5. Объемное преобразование плотностей:*

*а, б- внутрислоевая секвестрация в левом легком. Исходные аксиальные срезы. Кистозная трансформация нижней доли левого легкого, в одной из крупных полостей деструкции определяется уровень жидкости (а); при КТ ангиографии (б) виден anomальный сосуд, отходящий от грудной аорты в сторону левого легкого; в - MIP; отчетливо видно пространственное расположение anomального сосуда и его ветвей в левом легком; г - mIP; кистозная трансформация легочной ткани, распространяется на всю нижнюю долю левого легкого выше полости деструкции*

Большой интерес вызывают программы для изучения анатомических структур, представляющих собой трубки, заполненные воздухом, кровью или любым другим содержимым. К ним относятся сосуды, трахея и бронхи, толстая и тонкая кишка, желудок. Программа для исследования бронхиального дерева получила название "виртуальная бронхоскопия". Её использование позволяет не только увидеть поперечное сечение трахеи и бронхов диаметром более 2 мм, но и совершить "движение" вдоль продольной оси бронхиального дерева по аналогии с бронхоскопией. Эта программа находит применение в диагностике стенозов трахеи и крупных бронхов.

#### 4.6. Артефакты

Истинные артефакты являются следствием неправильного функционирования оборудования и могут быть устранены соответствующим ремонтом КТ установки.

Линейные и кольцевидные артефакты обычно связаны с отклонением в функционировании детекторов. В аппаратах третьего и четвертого поколений

кольцевидные артефакты возникают при нерегулярной или неправильной калибровке. Разбалансировка детекторов приводит к тому, что искаженные математические данные исключаются компьютером из общего потока информации. Такие помехи хорошо распознаются и могут быть устранены своевременной калибровкой аппарата.

Другая группа артефактов обусловлена поведением пациента или особенностями анатомического строения исследуемой области.

Динамические артефакты обычно имеют вид полос или лучей звезды. При исследовании грудной полости они наблюдаются в области сердца, особенно в зоне расположения язычковых сегментов левого легкого, граничащих с левым желудочком. Такие зоны пониженной плотности нельзя принимать за воздухо-содержащие полости. Вариантом динамических артефактов является двухконтурность анатомических структур в зоне исследования, в частности междолевой плевры, стенок сегментарных бронхов. Такие изменения могут имитировать утолщение стенок бронхов и даже бронхоэктазы. Поэтому при исследовании легких необходимо выбирать минимально возможное время сканирования.

Наличие чрезвычайно плотных или низкоплотных структур также вызывает образование артефактов. В данном случае детекторы работают в условиях нелинейного ослабления рентгеновского излучения, и эти искажения не поглощаются алгоритмом реконструкции. Помехи такого рода дают скопления газа в полых органах, металлические инородные тела, некоторые виды дренажных трубок и внутрисосудистых катетеров, крупные обызвествления, неразведенное водорастворимое контрастное вещество и взвесь бария в полых органах, высокая концентрация контрастного вещества в верхней полой вене при КТ ангиографии. Устранение таких артефактов иногда возможно при использовании специальных сглаживающих фильтров.

Частичный объемный эффект наблюдается при КТ на границе двух разнородных тканей, особенно если их контуры не совпадают с плоскостью сканирования. Он возникает в результате усреднения коэффициентов ослабления разнородных тканей в векселях, расположенных на границе этих тканей. Примером таких артефактов является появление кажущегося уплотнения легочной ткани на границе с диафрагмой, дугой аорты, грудинно-ключичным сочленением. Эту картину не следует расценивать как патологические изменения, в частности как инфильтрацию или патологическое образование в легком, скопление жидкости в плевральной полости.

Артефакты, обусловленные увеличением жесткости излучения, связаны с тем, что кванты с низкой энергией задерживаются в большей степени, чем высокоэнергетическая составляющая излучения. Этот эффект наиболее выражен в плотных анатомических структурах, например костях. Возникающие артефакты выглядят как тени у внутренней поверхности ребер, напоминающие иногда воздушные полости. Измерение денситометрических показателей в этих участках оказывается некорректным.

## **5. ТЕХНИКА КТ ИССЛЕДОВАНИЯ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ**

КТ исследование органов дыхания включает несколько последовательных этапов: изучение данных клинического обследования больного; анализ результатов предшествующего рентгенологического исследования; определение цели и задач КТ; укладка больного и процедура сканирования; анализ результатов КТ; составление протокола исследования с описанием выявленных изменений; формулировка заключения.

План проведения КТ органов дыхания определяется не только конкретными задачами исследования, но и состоянием больного на момент его выполнения, а также техническими возможностями аппарата.

При КТ исследовании органов дыхания применяются специальные методики: прицельная реконструкция томограмм с применением специальных алгоритмов и изменением толщины томографического слоя; усиление изображения при внутривенном введении контрастного вещества; КТ ангиография; полипозиционное исследование; функциональное исследование. Необходимо учитывать, что проведение специальных методик требует дополнительных затрат времени, увеличивает лучевую нагрузку, нередко связано с введением контрастных веществ, поэтому их применение должно быть обоснованным и направлено на решение конкретной клинической задачи.

### **5.1. Стандартное исследование**

Стандартное исследование является обязательным для всех больных вне зависимости от характера выявленных или предполагаемых патологических изменений.

Следует иметь в виду, что при КТ могут быть выявлены патологические изменения, невидимые на обзорных рентгенограммах и томограммах. Чаше это наблюдается у больных диссеминированным туберкулезом или ин-фильтративным туберкулезом в фазе обсеменения, с метастазами злокачественных опухолей в легкие, бронхоэктазами. Поэтому искусственное ограничение области исследования только зоной изменений, видимых на рентгеновских снимках, может привести к грубым диагностическим ошибкам.

Искусственное ограничение зоны исследования возможно лишь при повторных КТ исследованиях, в которых решаются частные задачи: уточнение характера уже выявленных изменений, динамическое наблюдение, пункционная биопсия и другие.

КТ исследование начинают с выполнения обзорной цифровой рентгенограммы (топограммы, сканограммы), которая представляет собой обзорный снимок грудной полости в прямой проекции. Боковую проекцию обычно применяют при исследовании грудного отдела позвоночника. По характеру изображения цифровая рентгенограмма напоминает электро-рентгенограмму. Оценка состояния органов грудной полости по топограмме не

проводится, поскольку выдержка при ее выполнении составляет 3-5 с. Цифровая рентгенограмма предназначена для определения уровня первого поперечного среза или всей зоны предстоящего сканирования. По окончании исследования на ней отображается положение всех выполненных поперечных томограмм с указанием их порядкового номера.

После определения уровня первой поперечной томограммы выполняют серию примыкающих томографических срезов от верхушек легких до задних отделов реберно-диафрагмальных синусов в положении больного на спине с заведенными за голову руками. Сканирование проводят на высоте обычного (нефорсированного) вдоха. Томограммы восстанавливают в стандартном алгоритме реконструкции, в ROI включается весь поперечный срез грудной полости.

Толщина томографического слоя и шаг стола при традиционной КТ обычно составляют 8-10 мм. Стандартное спиральное сканирование груди обычно проводится при толщине слоя 8-10 мм и шаге спирали 1,5. Это позволяет провести быстрое сканирование выбранной анатомической области при однократной задержке дыхания. Основным недостатком такой методики является негативное влияние частичного объемного эффекта. Небольшие патологические образования, стенозы и деформации трубчатых структур (bronхов, сосудов) размером менее 2-3 мм могут быть пропущены или неправильно интерпретированы. Для более детального изучения таких изменений толщину слоя необходимо уменьшить до 1-5 мм при сохранении неизменным шага спирали. Такая методика является обязательной и для дальнейшего построения двух- и трехмерных преобразований. Если задача заключается только в поиске самих изменений, например метастазов в легких или стеноза бронха, более рациональным является уменьшение не толщины слоя, а расстояния между томограммами, их частичное взаимное наложение. В обычной КТ это достигается уменьшением шага стола, в спиральной - уменьшением интервала реконструкции томограмм при сохранении величины шага спирали 1,5-2,0.

Напряжение генерирования рентгеновского излучения при исследовании груди должно быть максимально возможным для данной установки, обычно 120 или 140 кВ. Выбор такого напряжения генерирования обусловлен высокой естественной контрастностью легочной ткани. Увеличение напряжения способствует повышению пространственной разрешающей способности.

Сила тока (мА) в единицу времени (с), или экспозиция (мА-с), определяет соотношение сигнал/шум и дозу облучения. При обследовании груди увеличение экспозиции с целью уменьшения электронного шума необходимо при исследовании пациентов с избыточным весом или при прицельном сканировании наиболее плотных областей, таких как верхушки легких, расположенные в непосредственной близости от плечевых суставов. В то же время увеличение экспозиции приводит к возрастанию лучевой нагрузки на пациента. Поэтому в настоящее время широкое распространение получили методики низкодозной

спиральной КТ, когда экспозиция уменьшается от 150-300 до 40-80 мА·с. Основное применение эти исследования получили при скрининговом обследовании больных с предполагаемыми метастазами в легких.

Направление сканирования может иметь практическое значение только при спиральной КТ. Традиционно сканирование тела, в том числе груди, осуществляется в краниокаудальном направлении. Два основных фактора позволяют критически отнестись к такому сканированию. Во-первых, амплитуда дыхательных движений выражена в значительно большей степени в зоне базальных отделов легких, чем в области верхних долей. Если время краниокаудального сканирования превышает 20 с или у пациента выраженная дыхательная недостаточность, сканирование наддиафрагмальных отделов в конце цикла может привести к появлению значительных динамических артефактов из-за невозможности задержать дыхание на столь длительное время. При обратном направлении сканирования, от диафрагмы к верхней апертуре, эти артефакты могут быть полностью или частично устранены даже при преждевременном возобновлении дыхательных движений. Во-вторых, необходимо создание оптимальных условий для ангиографических процедур. Если контрастное вещество вводится через вены верхних конечностей, оно попадает в верхнюю полую вену практически неразбавленным. Плотность контрастированной крови в полую вену может достигать +700...+900 НУ. Это приводит к возникновению звездчатых и линейных артефактов, мешающих оценке как самого сосуда, так и окружающих его анатомических структур. При сканировании в каудокраниальном направлении количество и выраженность таких артефактов могут существенно уменьшаться.

После сканирования врач анализирует полученные изображения на экране монитора с использованием различных электронных окон. Первичный анализ изображений позволяет подтвердить (предположить) или исключить наличие патологических изменений в грудной полости. При отсутствии изменений исследование может быть закончено на этом этапе.

В случае выявления на стандартных компьютерных томограммах патологических изменений определяют их локализацию, проводят анатомический и денситометрический анализ. Если необходимо уточнить характер патологии, применяют специальные методики КТ исследования.

## **5.2. Высокоразрешающая КТ**

КТ с высоким разрешением имеет важнейшее значение в диагностике заболеваний органов дыхания и является обязательной процедурой при исследовании больных с диссеминированными процессами, эмфиземой и бронхоэктазами. При отсутствии спиральной КТ она также необходима для изучения округлых патологических образований и легочных инфильтратов, патологических изменений бронхов и плевры.

Высокоразрешающая КТ - это вид традиционной КТ, хотя в некоторых случаях аналогичные изображения можно получить и при спиральной КТ.

Методика высокоразрешающей КТ включает следующую последовательность действий:

- 1) уменьшение толщины томографического слоя до 1-2 мм;
- 2) прицельная реконструкция измененного участка легочной ткани с максимально возможным ограничением ROI;
- 3) реконструкция томограмм на основе использования алгоритма высокого разрешения.

Толщина томографического слоя при высокоразрешающей КТ обычно составляет 1-2 мм. Уменьшение толщины слоя направлено на повышение пространственного разрешения, поскольку приводит к уменьшению размеров вокселей в зоне интереса. На стандартных томограммах контуры небольших по размеру анатомических структур представляются нечеткими, расплывчатыми, что обусловлено влиянием частичного объемного эффекта. При уменьшении толщины среза контуры становятся более резкими. Особенно наглядно этот эффект проявляется при изучении элементов легочного рисунка, в частности мелких бронхов. На тонких срезах просветы таких бронхов становятся видимыми из-за увеличения контрастности изображения. Лишь при решении некоторых частных вопросов толщина слоя увеличивается до 5 мм. Примером может служить оценка долевого и сегментарного бронхов. В этих случаях задача заключается не только в повышении пространственного разрешения, но и в обязательном выполнении примыкающих срезов.

*Технические параметры при высокоразрешающей КТ легких*

Толщина среза (минимально возможная) .....	1-2 мм
Алгоритм реконструкции	высокоразрешающий (костный)
Прицельная реконструкция ROI	
при односторонних процессах .....	13-15 см
при двухсторонних процессах .....	23-25 см
Время сканирования (минимально возможное) .....	1,5-3 с
Физические параметры:	
для диагностики эмфиземы .....	140 кВ/170-240 мА, -850/900 HU
для изучения средостения .....	+35/500 HU
при плеврорегочных изменениях .....	-600/1500 HU

Прицельная реконструкция томограмм приводит к уменьшению размеров пикселей в зоне интереса. Результатом является повышение пространственного разрешения и увеличение количества мелких деталей в наблюдаемом изображении.

При односторонних патологических процессах ROI составляет 13-15 см. Это позволяет получить изображение всего измененного легкого, мягких тканей грудной клетки и средостения. Дальнейшее уменьшение зоны интереса не

приводит к улучшению качества изображения. Двухсторонние поражения легких определяют необходимость увеличения зоны интереса таким образом, чтобы на томограмме были видны оба легочных поля и прилежащие к ним части грудной клетки. Следует учитывать, что экранная функция увеличения не влияет на размеры пикселей в зоне интереса. Поэтому такое увеличение приводит лишь к уменьшению контрастности изображения и не повышает информативность исследования.

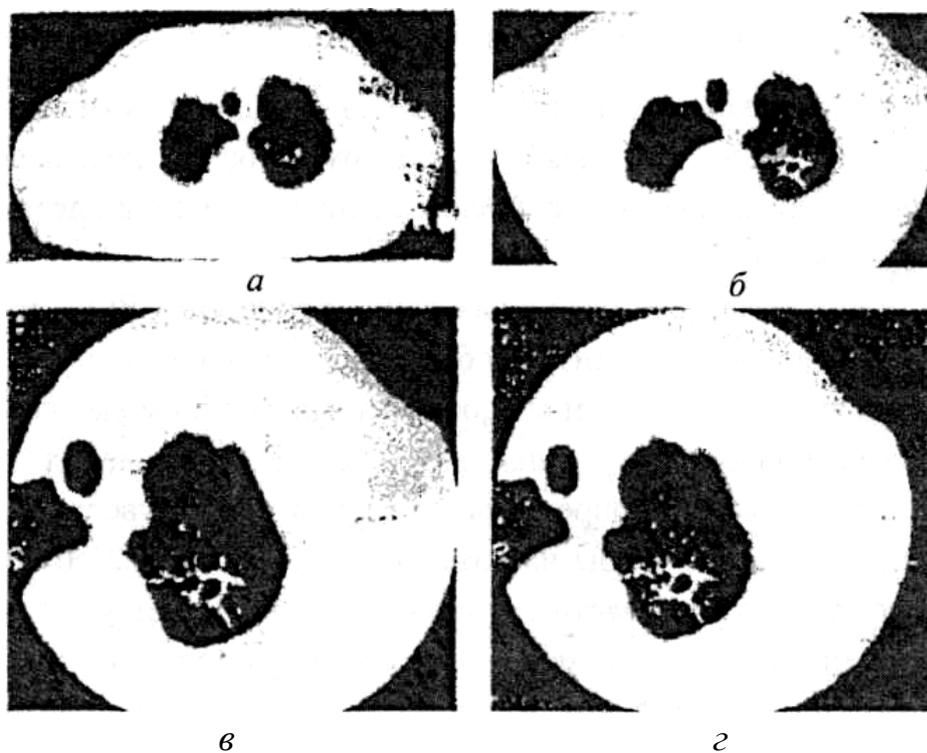
Высокоразрешающий, или костный, алгоритм предназначен для искусственного увеличения контрастности изображения. При этом контуры всех структур изучаемой области становятся более четкими, резкими, что и определяет повышение пространственного разрешения. Следует отметить, что этот эффект достигается за счет определенного искажения показателей плотности. Поэтому денситометрический анализ при использовании такого алгоритма не проводится.

Расстояние между срезами при использовании высокоразрешающей КТ выбирается произвольно, в зависимости от задач исследования и размеров патологически измененного участка. Основной задачей является необходимость получения 3-7 оптимальных томограмм высокого качества в зоне наибольших патологических изменений. Поэтому при исследовании небольших округлых образований расстояние между срезами может составлять 2-4 мм, а при изучении диссеминированных процессов или распространенной эмфиземы его целесообразно увеличить до 15-20 мм. Оценка состояния трахеи и крупных бронхов проводится при толщине слоя и шаге стола 5 мм.

Высокоразрешающая КТ длительное время была основной в диагностике большинства заболеваний органов дыхания (рис.5.1). С появлением спиральной КТ значение ее несколько уменьшилось, а показания к применению стали более ограниченными и конкретными.

В настоящее время высокоразрешающая КТ используется для диагностики диссеминированных процессов в легких, эмфиземы и бронхоэктазов. В этих случаях она не может быть заменена спиральной КТ. Это обусловлено тем, что диагностика перечисленных патологических процессов основана на использовании тонких (1-2 мм) томографических срезов, причем расстояние между ними может быть значительным и достигать 10-20 мм. При спиральной КТ выбор толщины слоя 1-2 мм означает, что смещение стола за один оборот трубки не может превышать 4 мм. Для изучения целого легкого или одной его доли потребуются десятки, если не сотни циклов вращения, что приведет к чрезмерному увеличению лучевой нагрузки и износу рентгеновской трубки. Таким способом можно исследовать лишь очень ограниченные по протяженности участки легочной ткани, в частности для построения объемных преобразований по типу STS MIP и STS mIP в дополнение к данным высокоразрешающей КТ. Однако большинство патологических процессов органов дыхания, в частности изменения трахеи и крупных бронхов, сосудов грудной по-

лости, а также округлые образования и легочные инфильтраты, средостение, плевру и грудную клетку целесообразно изучать с помощью спиральной КТ. При этом высокоразрешающая КТ может применяться для уточнения данных спирального сканирования.



*Рис. 5.1. Высокорастворная КТ. Инфильтративный туберкулез верхней доли левого легкого:*

- а - исходный аксиальный срез на уровне верхушек легких: толщина слоя 10 мм, стандартный алгоритм реконструкции. Полость деструкции в инфильтрате не видна;*
- б - прицельная реконструкция зоны верхних долей обоих легких, толщина слоя 2 мм. В инфильтрате отчетливо видна каверна диаметром 1,5 см;*
- в - экранное увеличение не позволяет выявить новые диагностические симптомы;*
- г - ретроспективная реконструкция предыдущего среза, более четко видны интерстициальные изменения в прилежащей к инфильтрату легочной ткани*

### **5.3. Усиление изображения**

Разработана дополнительная методика проведения компьютерной томографии - методика усиления. Этот прием повышает поглощение рентгеновского излучения в связи с появлением контрастного раствора в сосудистой системе органа. При этом, с одной стороны, возрастает контрастность изображения, а, с другой, - выделяются сильно васкуляризированные образования (например, сосудистые опухоли, метастазы некоторых опухолей), а также бессосудистые или малососудистые участки (кисты, опухоли). При достаточной скорости и быстроте съемки можно добиться отображения на томограммах кровеносных сосудов органа.

Сущность методики усиления изображения заключается во внутривенном введении 40-60 мл водорастворимого контрастного вещества с помощью обычного или механического шприца с последующим выполнением поперечных срезов.

Принципиально различают две фазы распространения контрастного вещества: сосудистую и паренхиматозную. Сосудистая фаза связана с прохождением контрастного вещества через сосудистую сеть и длится несколько секунд. Увеличить продолжительность этой фазы можно с помощью методики КТ ангиографии. Паренхиматозная фаза обусловлена накоплением и выведением контрастного вещества в тканях организма. Степень накопления контрастного вещества в органах и тканях зависит от скорости и объема кровотока в них. Плотность паренхиматозных органов после внутривенного введения контрастного вещества повышается в среднем на 10-20 НУ. Кровоснабжение патологических образований обычно отличается от нормальных тканей. Участки некроза, гнойного расплавления лишены собственной сосудистой сети, поэтому их денситометрические показатели после введения контрастного вещества не изменяются. Патологические образования и стенки полостей, имеющие собственную сосудистую сеть, накапливают контрастное вещество в большей степени, чем окружающие их неизменные ткани, и приобретают более отчетливые контуры.

Эти закономерности справедливы для исследования большинства паренхиматозных органов за исключением легких. Через малый круг кровообращения протекает весь объем циркулирующей крови, при этом скорость кровотока достаточно велика. При введении небольшого количества контрастного вещества и длительном временном промежутке между началом введения и сканированием оценить характер изменения плотности патологического образования в легком не представляется возможным. Кроме того, в грудной полости располагаются наиболее крупные сосуды, скорость кровотока в которых весьма значительна. Поэтому для их оценки, а также изучения патологических образований в средостении, плевре и легочной ткани целесообразно применять методику КТ ангиографии. Обычная методика усиления изображения при исследовании груди практически не применяется.

#### **5.4. КТ ангиография**

КТ ангиография является одним из вариантов методики усиления изображения. Такое исследование предполагает быстрое внутривенное введение значительного объема водорастворимого контрастного вещества при одновременном сканировании выбранной области исследования.

Специальной подготовки больного к компьютерной томографии органов головы, шеи, груди и конечностей не требуется.

Необходимость контрастирования сосудов при КТ исследованиях различных анатомических областей возникает вследствие недостаточного контрастного разрешения метода. Различия в плотности крови, протекающей по сосудам, стенок сосудов и большинства мягкотканых структур, за исключением жировой клетчатки, незначительны. Без введения контрастного вещества (КВ) не представляется возможным отличить кровь в просвете сосуда от стенки сосуда, выявить сужение внутреннего просвета за счет тромбообразования, а также утолщение, расслоение или повреждение сосудистой стенки. При нативном КТ исследовании достаточно отчетливо видны лишь внешние контуры сосуда, причем в случае, если он окружен жировой или легочной тканью. Относительно редко крупные сосуды визуализируются и в паренхиматозных органах, денситометрические показатели которых значительно превышают плотность крови, например порталные вены в неизменной печени.

Изображение сосудов грудной полости при КТ существенно различается в зависимости от их топографии. Внутрилегочные сосуды, включая крупные артерии и вены малого круга кровообращения в корне легкого, окружены воздухомодержащей легочной тканью и поэтому в норме отчетливо видны без дополнительного контрастирования. Сосуды средостения и грудной клетки выявляются только в случае, если они окружены жировой клетчаткой. Как правило, прослойки жира в средостении недостаточно выражены у детей, подростков, лиц астенической конституции, что существенно затрудняет оценку сосудов. Еще большие трудности возникают при наличии мягкотканых образований в средостении, корне легкого или легочной ткани, в зоне расположения которых сосуды не визуализируются.

Очевидно, что детальная оценка сосудов у больных с новообразованиями грудной полости, аневризмами аорты, сосудистыми изменениями, тромбоэмболией легочной артерии, травмами груди имеет большое клиническое значение. Традиционно патологические изменения сосудов у этой категории больных оцениваются с помощью обычной ангиографии (аортографии, ангиопульмонографии, верхней или нижней каваграфии и т.п.) или магнитно-резонансной томографии. Большие потенциальные возможности ультразвукового исследования не могут быть реализованы при исследовании большинства сосудов грудной полости из-за наличия воздухомодержащей легочной ткани.

Попытки использовать КТ для оценки сосудистой патологии грудной полости предпринимались с середины 70-х годов. При этом использовали внутривенное капельное введение КВ в локтевую вену, во время которого выполняли 2-3 томографических среза в минуту. Повышение плотности крови оказывалось незначительным, что отрицательно влияло на информативность исследования. В конце 70-х годов стали применять введение болюса КВ в объеме 40-50 мл с последующей быстрой капельной инфузией 50-60 мл. Это

дало толчок к использованию автоматических инъекторов и разработке методики динамической КТ. В зарубежных странах такая методика контрастирования стала стандартной при исследовании больных с новообразованиями и лимфаденопатиями.

В конце 80-х годов усовершенствование КТ установок третьего и четвертого поколений привело к сокращению времени одного цикла сканирования до 2-3 с. Это позволило увеличить количество томограмм, получаемых в течение болюсного введения КВ, до 4-5 в 1 мин. Одновременно наблюдалась тенденция к увеличению объема вводимого КВ без снижения его концентрации. В настоящее время при исследовании груди на установках для обычной КТ используют 150-200 мл йодосодержащего КВ, концентрация йода в котором достигает 300-370 мг/мл.

Внедрение в клиническую практику технологии спиральной КТ существенно изменило методику исследования сосудов грудной полости (рис. 5.2). Общее время сканирования груди при спиральной КТ составляет 20-30 с в зависимости от толщины слоя, протяженности зоны исследования вдоль продольной оси и шага спирали. Это позволяет проводить сканирование во время однократной задержки дыхания, вводить меньший объем КВ и более точно контролировать его циркуляцию по сосудам. Отсутствие несоответствий между томографическими слоями, обусловленных дыхательными движениями пациента в процессе сканирования, уменьшение количества и выраженности динамических артефактов предоставляет широкие возможности для выполнения двухмерных многоплоскостных и трехмерных объемных преобразований, значительно повышающих информативность исследования.



*Рис. 5.2. Злокачественная лимфома с поражением лимфоузлов переднего средостения:  
а - нативное исследование томограммы груди на уровне главных бронхов.  
Опухоль переднего средостения неотличима от крупных сосудов средостения;  
б - КТ ангиография; удается определить взаимоотношения опухоли и крупных сосудов,  
а также прорастание опухоли в левую ветвь легочной артерии*

Успех исследования сосудов грудной полости зависит от правильно подобранных параметров сканирования и параметров введения КВ, в том числе его объема, концентрации, скорости введения, времени задержки сканирова-

ния. Правильный выбор перечисленных параметров является довольно сложной задачей, которая должна решаться врачом-рентгенологом при планировании каждого ангиографического исследования. Наличие в грудной полости сосудов как малого, так и большого круга кровообращения предъявляет особые требования к проведению КТ ангиографии этой анатомической области.

Первоначально всем больным проводят нативное исследование без введения КВ. После этого осуществляют первичный анализ патологических изменений и выбирают ROI для дальнейшего ангиографического исследования. В зависимости от задач исследования ее протяженность вдоль продольной оси тела (ось z) может составлять от 10 до 25 см. Сканирование выполняют в каудокраниальном направлении.

Результативность КТ ангиографии определяется технологией сканирования выбранной области и реконструкции томограмм, способом введения, а также объемом, концентрацией и скоростью введения КВ.

Технология сканирования предполагает определение протяженности зоны исследования, выбор толщины томографического слоя и величины смещения стола за один цикл вращения рентгеновской трубки. При этом первый параметр - протяженность зоны - зависит от объема патологически измененных органов и тканей, в то время как два последних - от характера патологического процесса. Диаметр сосудов в грудной полости, изучаемых в процессе ангиографии, колеблется в широких пределах (от 0,5 до 3 см). В связи с этим оптимальная толщина томографического слоя составляет 3 или 5 мм. Учитывая относительно небольшую толщину томографического слоя и значительную длину зоны исследования, смещение стола за один оборот рентгеновской трубки должно быть больше толщины слоя (соответственно 4,5 или 7 мм). Таким образом, шаг спирали, т.е. отношение смещения стола к толщине томографического слоя (pitch), составляет не менее 1,5. Это позволяет сократить общее время сканирования выбранной зоны до 20-25 с и выполнять его в течение однократной задержки дыхания. Уменьшение шага спирали до 1,0 (одинаковые смещение стола и толщина томографического слоя) приводит не столько к значимому улучшению качества изображения, сколько к увеличению времени сканирования.

Реконструкция томограмм предполагает выбор поля изображения (FOV), алгоритма реконструкции (reconstruction kernel), расстояния между томограммами (reconstruction increment). Поле изображения ограничивается областью патологических изменений и по возможности уменьшается до 13-15 см. Это приводит к уменьшению размеров пикселей и способствует повышению пространственной разрешающей способности. При КТ ангиографии применяют стандартные алгоритмы реконструкции (kernel 40-50), так как использование высокоразрешающих алгоритмов (kernel 60-90) ухудшает качество последующих объемных преобразований. Расстояние между томограммами выбирают таким образом, чтобы оно составляло не более 1/2 толщины томогра-

фического слоя. Это позволяет сохранить разрешающую способность вдоль продольной оси сканирования даже при значительном шаге спирали и уменьшить выраженность ступенчатых артефактов при построении многоплоскостных реформаций и объемных преобразований.

Вторая группа параметров КТ ангиографии определяет способ введения, объем и концентрацию КВ. Для успешного проведения ангиографического исследования необходим надежный доступ к периферической вене. В комплекте с ангиографическим шприцем имеется игла, с помощью которой может осуществляться пункция вены локтевого сгиба, кисти или голени. Однако быстрое введение контрастного вещества через иглу при ангиографических исследованиях нередко сопровождается осложнениями. Опыт первых исследований показал, что при смещении пациента в момент сканирования относительно неподвижного автоматического инъектора, а также при большой скорости введения (более 3,5 мл/с) игла нередко выходит из вены, что приводит к экстравазальному распространению КВ. Использование вместо иглы гибкого катетера для периферических вен при выполнении КТ ангиографии позволяет повысить надежность доступа в вену, а также увеличить скорость введения КВ. Катетер № 20 позволяет вводить КВ со скоростью 3-4 мл/с, при использовании более толстого катетера № 16 или № 18 скорость введения можно увеличить до 5-7 мл/с.

Для получения достаточной степени контрастного усиления сосудов на протяжении всего цикла спирального сканирования необходимо соблюдение следующего принципа: время сканирования и время введения КВ должны быть одинаковыми и смещены относительно друг друга по времени на величину задержки сканирования. Соблюдение этого принципа позволяет уменьшать дозу вводимого КВ до 100 мл при исследовании всех больных вне зависимости от характера патологических изменений.

При исследовании груди задержка сканирования обычно составляет 7 с, но у пациентов старше 50 лет, а также при наличии порока сердца, сердечной недостаточности может увеличиваться до 13-18 с. Для определения индивидуальной задержки сканирования целесообразно использовать введение пробного болюса и проводить предварительное изучение его циркуляции по крупным сосудам. Это имеет важное значение и для определения индивидуальной чувствительности пациента к йодосодержащим контрастным веществам, особенно при наличии аллергических реакций в анамнезе.

Индивидуальное определение задержки сканирования с помощью тестового болюса показывает, что для каждой области исследования существует определенный диапазон ее значений. Истинная средняя задержка сканирования в пределах 95 %-го доверительного интервала составила: при исследовании сосудов малого круга кровообращения 6,5+1,5 с, грудной аорты и ее ветвей 12,3+3,8 с, брюшной аорты и ее ветвей 18,4+4,1 с.

Отклонение задержки сканирования наблюдается при плохой проходимости катетеризируемых вен, а также у пациентов с сердечной недостаточностью и аритмией, исследование которым выполнялось в большинстве случаев по поводу атеросклеротических аневризм аорты. Наоборот, при введении КВ через центральный венозный катетер, в частности у больных с тяжелыми травмами и ранениями груди, отмечается значительное снижение задержки сканирования (в среднем на 3,8+1,7 с).

Некоторые модели компьютерных томографов снабжены кардиосинхронизаторами. Они включают рентгеновский излучатель в точно заданные моменты сердечного цикла. Полученные в результате такого исследования поперечные срезы сердца позволяют визуально оценивать состояние сердца в систолу или диастолу, проводить расчет объемов камер сердца и фракции выброса, анализировать показатели общей и региональной сократительной функции миокарда.

Степень влияния различных факторов, в частности концентрации йода в КВ (мг/мл), скорости введения КВ (мл/с), на контрастное усиление в сосудах представлена в таблице 5.1.

Таблица 5.1

**Коэффициенты корреляции между концентрацией йода в КВ, скоростью введения КВ и плотностью крови**

Сосуд	Концентрация йода в КВ, мг/мл	Скорость введения, мл/с
Верхняя полая	0,98	0,13
Легочная артерия	0,89	0,88
Грудная аорта	0,74	0,55
Брюшная аорта	0,71	0,48

*Примечание.* Все коэффициенты корреляции значимы ( $p < 0,05$ ).

Корреляция между степенью контрастного усиления и такими параметрами, как объем вводимого КВ и время сканирования, отсутствует. Приведенные значения коэффициентов корреляции свидетельствуют, что повышение денситометрических показателей крови в аорте в большей степени зависит от концентрации йода в КВ, чем от скорости его введения, в легочной артерии - оба фактора имеют одинаково важное значение, в то время как в верхней полой вене контрастное усиление определяется только концентрацией йода в КВ.

При выборе оптимальной методики исследования следует учитывать также протяженность зоны сканирования, наличие и степень выраженности артефактов от контрастного вещества в брахиоцефальной вене на стороне введения и в верхней полой вене.

Линейные артефакты, обусловленные чрезмерно высокой концентрацией контрастного вещества в венозной крови, протекающей по полой вене, возни-

кают при значении чисел Хаунсфильда более +800...+1000 HU. Такие артефакты искажают изображение как собственно венозных сосудов, так и прилежащих к ним анатомических структур и патологических образований. Это затрудняет оценку состояния восходящей части и дуги грудной аорты при аневризматическом их расширении, ветвей легочной артерии при тромбоэмболии, новообразований средостения при определении распространенности опухолевого процесса. При КТ ангиографии груди сканирование следует проводить в каудокраниальном направлении и применять разведение КВ.

Неионное КВ с концентрацией йода более 300 мг/мл («Омнипак-350» или «Ультравист-370») разводят дистиллированной водой или физиологическим раствором в соотношении 1:2 и вводят в объеме 180 мл. При увеличении скорости введения КВ до 6-7 мл/с плотность крови в легочной артерии и аорте достигает +500 HU и +450 HU соответственно. Столь высокая степень усиления позволяет детально оценивать не только крупные сосуды средостения, но и более мелкие, сегментарные и субсегментарные ветви легочной артерии, что имеет важное значение в диагностике тромбоэмболических осложнений и сосудистых мальформаций легкого.

В целом показаниями к применению КТ ангиографии являются: наличие патологического образования в средостении или корне легкого; подозрение на увеличение лимфатических узлов корней легких или трудность оценки лимфатических узлов средостения при обычной КТ; тромбоэмболия крупных ветвей легочной артерии; аномалии развития легких с вовлечением сосудов.

В ряде случаев возникает необходимость оценить как сосуды грудной полости, так и паренхиматозную фазу контрастирования патологических образований, в частности изучить их структуру и степень накопления в них контрастного вещества. Для этого целесообразно выполнить повторные срезы через 30 с после окончания введения контрастного вещества. В дифференциальной диагностике округлых образований в легких широкое применение находит динамическая КТ ангиография. После введения 100 мл контрастного вещества со скоростью 2 мл/с повторные томографические срезы выполняют спустя 2, 4 и 6 мин. Это позволяет оценить динамику накопления контрастного вещества в патологическом образовании и на этом основании различить туберкулемы, доброкачественные и злокачественные опухоли.

У больных со злокачественными новообразованиями одновременно с исследованием груди проводят сканирование поддиафрагмального пространства с целью выявления метастазов в печени, почках, надпочечниках, лимфатических узлах и других анатомических структурах. Для этого до начала ангиографии определяют еще две зоны исследования для проведения двухфазной ангиографии печени - от верхнего края печени до нижнего конца почек. Сканирование первой из этих зон проводят сразу по окончании исследования груди, в артериальную фазу циркуляции болюса контрастного вещества по сосудам печени. Задержка сканирования составляет 25-30 с. Повторное ска-

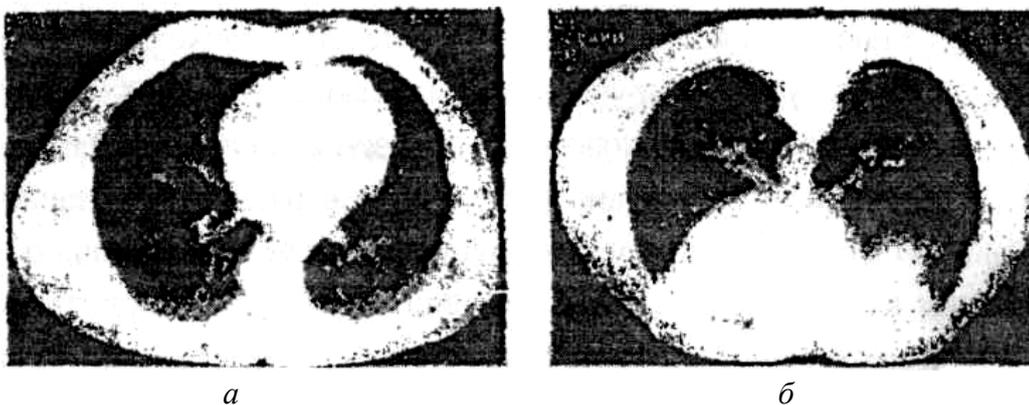
нирование осуществляют через 80 с от начала введения контрастного вещества, что позволяет оценить венозную фазу контрастирования. Толщина томографического слоя составляет 5-8 мм, шаг спирали - 1,5, инкремент реконструкции томограмм - 4-7 мм.

*Технические условия КТ ангиографии  
при исследовании сосудов средостения и легких:*

Технология сканирования ..... спиральная КТ  
Параметры сканирования:  
общее время ..... 15-25 с  
толщина слоя ..... до 5 мм  
шаг спирали ..... 1,5-2,0  
узкая интерполяция (slim interpolation).... 180°  
Параметры реконструкции:  
интервал реконструкции..... менее 1/2 толщины слоя  
алгоритм реконструкции (стандартный).. 40-50  
поле изображения (FOV) ..... 15-30 см  
Направление сканирования ..... каудокраниальное  
Способ введения..... внутривенно, с помощью шприца-инъектора,  
в вену локтевого сгиба, кисти, голени, стопы через  
гибкий катетер для внутривенных вливаний №  
18-20 или в верхнюю полую вену

**5.5. Полипозиционное исследование**

Полипозиционное исследование груди применяют относительно редко. Оно необходимо у части больных при локализации патологических изменений в задних отделах легких и при выявлении полостных образований в легких (рис. 5.3).



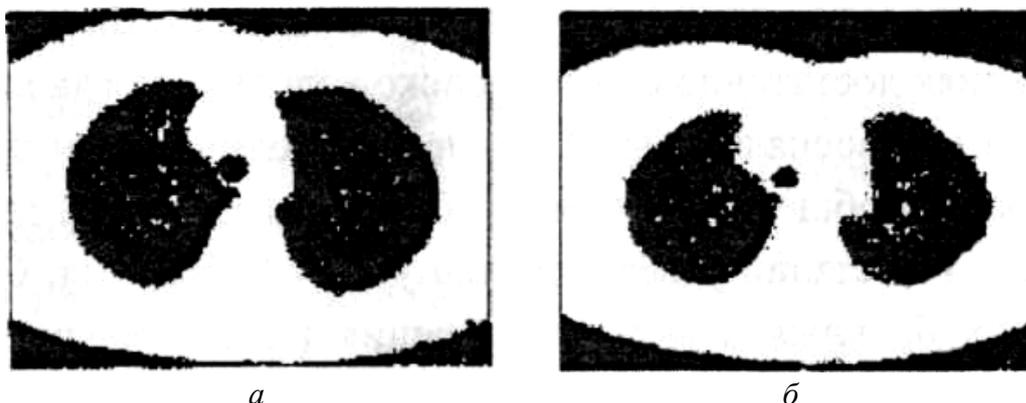
*Рис. 5.3. Полипозиционное исследование. Томограммы груди на уровне базальных сегментов легких. Физиологическая гиповентиляция низко расположенных участков легких, обусловленная гравитацией:  
а - в положении больного на спине вдоль задней части грудной клетки видна зона уплотнения легочной ткани;  
б - при исследовании в положении на животе воздушность легочной ткани восстановилась*

При стандартном исследовании в положении на спине задние бронхолегочные сегменты находятся в состоянии физиологической гиповентиляции. В результате оценить контуры патологических образований в этих отделах не всегда возможно. При дополнительном исследовании в положении на животе воздушность задних бронхолегочных сегментов восстанавливается, что позволяет изучить контуры патологических образований и состояние окружающей их легочной ткани.

При наличии воздухосодержащей полости деструкции в легком уплотненная задняя ее стенка у части больных может имитировать уровень жидкости. Для выявления или исключения жидкости в таких полостях необходимо изменить положение тела пациента. Это необходимо и при трудностях в разграничении свободных и осумкованных плевральных выпотов.

### 5.6. Функциональные исследования легких

Функциональные исследования основаны на сопоставлении характера анатомических изменений и денситометрических показателей легочной ткани при исследовании на вдохе и выдохе (рис. 5.4).



*Рис. 5.4. Функциональное КТ исследование бронхиальной астмы. Томограммы на уровне верхних долей легких:*

*а - при исследовании на вдохе патологические изменения в легких не видны;*

*б - при экспираторной КТ выявляются обширные зоны повышенной воздушности легочной ткани, обусловленные клапанной задержкой воздуха при прохождении его через мелкие бронхи*

При некоторых патологических процессах, например при тромбоэмболии легочной артерии, эмфиземе легких, обструктивных заболеваниях, эта методика имеет важное диагностическое значение и позволяет точнее определить зону патологических изменений. Обычно функциональные исследования легких выполняют в условиях высокоразрешающей КТ.

## **6. СОВРЕМЕННЫЙ ПОДХОД К УЛУЧШЕНИЮ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА НА ПРИМЕРЕ ОТДЕЛЕНИЯ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ АРХАНГЕЛЬСКОГО ОБЛАСТНОГО КЛИНИЧЕСКОГО ОНКОЛОГИЧЕСКОГО ДИСПАНСЕРА**

Проблемы повышения уровня здоровья населения России, снижения его заболеваемости и увеличения продолжительности жизни в последние годы приобретают всё большее значение. Результаты эпидемиологических и статистических исследований последних двух десятилетий свидетельствуют о значительном увеличении числа случаев онкозаболеваний (рост заболеваний среди городского населения за последние 10 лет составил 15 %, сельского - 6%).

В городах Архангельской области уровень онкозаболеваний превышает среднероссийский (Архангельск - 346; РФ - 324), чему способствуют неблагоприятная экологическая обстановка, ухудшение условий жизни, плохое питание и т.д.

Известно, что успех лечения больных злокачественными новообразованиями во многом зависит от качества диагностики. Выявить опухоль на ранних стадиях достаточно сложно, поскольку она иногда маскируется под заболеваниями воспалительной природы, хроническими процессами, или долгое время вообще не проявляет себя. На сегодняшний день обнаружить опухоль в I-II стадии удаётся только у 41,4 % больных. Около 25 % онкологических больных к моменту лечения имеют генерализованную опухоль, несмотря на то что метастазы клинически не проявляются. Значительная (свыше 41 %) доля запущенности и смертности на первом году выявления патологии заставляет серьёзно задуматься о качестве диагностики онкозаболеваний.

Несомненно, огромное значение в ранней диагностике онкозаболеваний имеет уровень технической оснащённости лечебно-профилактических учреждений. Архангельский областной клинический онкологический диспансер (АОКОД) является важнейшим специализированным центром диагностики, лечения и профилактики онкологических заболеваний населения огромного экологически неблагоприятного Северо-Западного региона.

Особенности работы АОКОД обусловлены спецификой региона, структурой заболеваемости, а также количеством обслуживаемого населения (городского и сельского). Это приводит к необходимости расширения минимального перечня, определения оптимального количества и конкретного состава медицинского оборудования для реализации выбранных диагностических методик.

Известно, что медико-технические требования, предъявляемые к эталонному медицинскому прибору, должны быть основаны на усовершенствовании характеристик реальной модели, которая применяется на практике, т.е. эталон должен соответствовать реальному прибору, отвечающему потребностям ме-

дицинского специалиста, работающего на нем. Должны учитываться параметры, которые играют важную роль в наиболее качественном выполнении исследования с применением данного аппарата. Таким образом, модель эталона должна соответствовать не только техническим, конструктивным, но и медицинским требованиям.

По диагностическому аппарату, состоящему на балансе в отделении лучевой диагностики АОКОД, - рентгеновскому компьютерному томографу *SOMATOM CR* - была определена группа характеристик и параметров, отражающих модель эталона:

- 1) количество детекторов;
- 2) минимальная толщина сканируемого слоя (1мм);
- 3) минимальное время сканирования одного среза;
- 4) время реконструкции одного среза;
- 5) матрица изображений (512x512);
- 6) наличие набора инструментов для сбора биоптатов;
- 7) определение кровотока в органе;
- 8) возможность проведения исследования с применением методики внутреннего контрастирования;
- 9) наличие кардиосинхронизатора;
- 10) наличие специализированной базы данных для архивирования.

Для выделения значимости характеристик был применен метод шкалирования в диапазоне градации от 0 до 5:

- 0- отсутствие характеристики (отсутствие такого параметра исследования);
- 2- не оказывает никакого влияния (имеется в данной аппаратуре, но в области данного исследования в данной характеристике нет необходимости);
- 3- практически не важно (и имеется в наличии);
- 4- приемлемо (наличие этого параметра не играет какой-либо решающей роли);
- 5- необходимо (но имеющихся в наличии характеристик недостаточно);
- 6- важно (и имеется в наличии).

Диапазон градации характеристик реального аппарата имел те же значения.

С целью ранжирования данных параметров было проведено пространственное распределение характеристик (графическое изображение матриц характеристик) по кругу единого радиуса с центром в точке 0 (отсутствие характеристики). Отклонение от радиуса по приведенной шкале означало весовую степень конкретной характеристики медицинского прибора.

Характеристики откладывались по часовой стрелке с интервалом  $360/t$  (где  $t$  - число выбранных характеристик). Длина радиус-вектора определялась весовой степенью данной характеристики (от 0 до 5).

По результатам вышеизложенных вычислений построены контур качества данного эталона, а также графический образ для РКТ и проведено сравнение графического образа модели с эталоном этого прибора (рис. 6.1).

Для проведения сравнительного анализа соответствия соединяли вершины радиус-векторов, выделяя площади для формирования графических образов. Каждый образ выделялся определенным цветом. При наложении образцов определяли область несоответствия.

Из рисунка видно, что контур графического образа рентгеновского компьютерного томографа в целом повторяет очертания графического образа эталонной модели. Наиболее выраженный сектор области несоответствия объясняется неэффективным использованием персоналом отделения лучевой диагностики имеющегося в наличии кардиосинхронизатора.

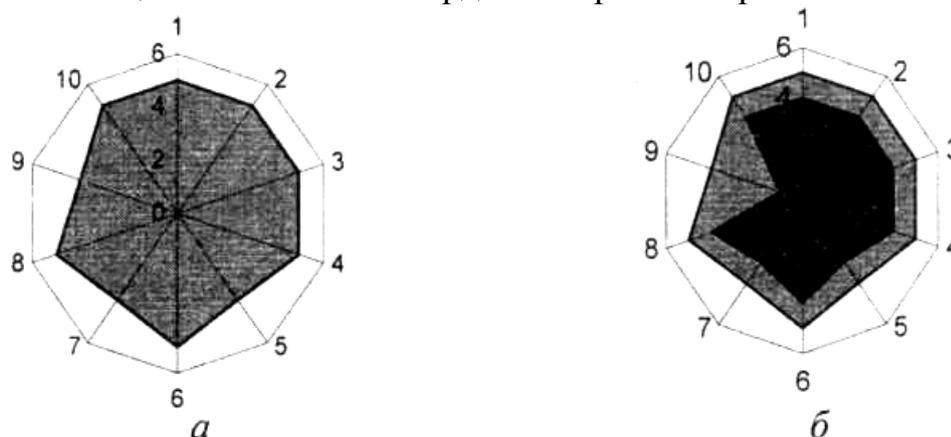


Рис. 6.1. Графические образы эталонной (а) и реальной (б) моделей рентгеновского компьютерного томографа (SOMATOM CR)

По полученным результатам можно сделать вывод, что рентгеновский компьютерный томограф SOMATOM CR имеет чувствительность ниже, чем у эталонной модели, что обусловлено в основном степенью износа прибора ввиду его достаточно длительного срока эксплуатации в данном отделении (10 лет).

Исходя из вышеизложенного, в перечень методов исследования, применяемых в отделении лучевой диагностики, рекомендовано включить спиральную рентгеновскую компьютерную томографию, которая обеспечивает максимально возможную разрешающую способность, позволяя выявлять минимальные изменения внутренних органов, невидимые при обычной рентгеновской компьютерной томографии. К существенным преимуществам спиральной компьютерной томографии следует отнести значительное ускорение времени исследования, что особенно важно при обследовании детей, пациентов с сердечной и дыхательной недостаточностью, интенсивными болями и ограниченным объёмом движений.

## 7. ФЛЮОРОГРАФИЯ

Флюорография - рентгенологический метод обследования широких контингентов населения с целью выявления патологических отклонений от «нормы» органов грудной клетки. Отличие флюорографии от обычной полноформатной рентгенографии заключается в том, что в целях снижения стоимости обследования изображение, получаемое на флюоресцирующем экране, при помощи оптики уменьшается до размеров 70x70 или 110x110 мм и проецируется на пленку. Однако у этого метода есть недостатки, главный из которых - увеличение из-за оптических потерь дозы излучения, получаемой обследуемым. Кроме того, диагностическая ценность флюорограммы значительно ниже, чем полноформатного снимка. Одним из путей преодоления этих недостатков можно назвать более широкое внедрение в рентгеновскую аппаратуру компьютерных технологий, что позволит: существенно снизить дозовую нагрузку на пациента, повысить диагностическую ценность за счет возможности обработки получаемых изображений, производить передачу результатов при помощи вычислительных сетей, а также обеспечить компактность, надежность хранения архива и доступность к нему. В настоящее время созданы рентгеновские аппараты, работающие на новых принципах с использованием устройств цифрового преобразования и усиления изображения.

Одним из наиболее важных элементов конструкции цифрового рентгенографического аппарата, во многом определяющим измерительные качества снимка, является приемник рентгеновского изображения. Несовершенство его конструкции приводит к нечеткости деталей изображения, называемой нерезкостью приемника. Величина этой нерезкости во многом зависит от типа рентгеновского детектора. В современных цифровых аппаратах в качестве детекторов используются: 1) рентгеновский электронно-оптический преобразователь с ТВ-камерой или ПЗС-матрицей; 2) цифровая флюорографическая камера, содержащая люминесцентный экран и светосильный объектив с ПЗС-матрицей; 3) экран с запоминающим люминофором; 4) газоразрядная сканирующая линейка; 5) полупроводниковая сканирующая линейка; 6) полномасштабная твердотельная матрица.

Цифровой флюорограф с рентгеновским электронно-оптическим преобразователем и ПЗС-матрицей ФСЦ-У-01 предназначен преимущественно для обследования легких. Принцип его действия основан на получении 4 фрагментов изображения органов грудной полости в импульсном режиме излучения, которые сшиваются в единый кадр на персональном компьютере по соответствующей программе. Пространственная разрешающая способность изображения, полученного на этом аппарате, составляет 1,3 пар линий/мм при числе элементов 1024x1024 и средней рабочей дозе в плоскости приемника 65 мкР.

Рентгеновский флюорограф с цифровой камерой «Ренекс-Флюоро» СП «Гелпик» (Москва) позволяет получить изображение с пространственным разрешением 1,4 пар линий/мм с числом элементов изображения 1200x1200 при дозе в плоскости приемника 0,6 мР. Той же фирмой создана цифровая флюорографическая камера с числом элементов изображения 2000x2000, которая имеет более высокую разрешающую способность (2,8 пар линий/мм в центре кадра и 2,5 пар линий/мм по краям).

Разрешающая способность цифровой рентгенографии на основе фотостимулированной люминесценции в значительной степени определяется размером пикселя запоминающей матрицы. В аппарате «Digiskan 2 T Plus» фирмы «Siemens» используется матрица 4К, которая позволяет получить снимок с пространственным разрешением 2,5 пар линий/мм при размере пикселя 0,2 мм и до 5-6 пар линий/мм при размере пикселя 0,1 мм.

Малодозовая цифровая рентгенографическая установка МЦРУ «Сибирь» сканирующего типа, оснащенная газоразрядным линейным детектором (многопроволочной пропорциональной камерой), обеспечивает получение цифрового рентгеновского изображения с разрешающей способностью 0,9-1,0 пар линий/мм при дозе в плоскости приемника 0,1-0,4 мР.

Цифровая рентгенографическая установка «Проскан-2000» оснащена полупроводниковым линейным детектором и работает в сканирующем режиме. Она позволяет получить цифровое изображение размером 1024x1024 пикселя с пространственным разрешением 1,6 пар линий/мм.

Полномасштабные твердотельные матрицы 400x400 мм из аморфного кремния в настоящее время выпускаются рядом зарубежных фирм: «General Electric», «Varian», «Canon», «Trixel». Имея число элементов изображения 2048x2048, они обеспечивают возможность получения цифрового рентгеновского снимка с пространственным разрешением 2,5 пар линий/мм при рабочей дозе 1,0 мР.

Техника и технология цифровой рентгенографии совершенствуются постоянно. При этом разработчики большое внимание уделяют повышению разрешающей способности цифрового снимка, стремясь довести ее до уровня клинической рентгенограммы, полученной на пленку в кассете с усиливающими экранами. Решить эту задачу пытаются путем уменьшения размеров пикселя матрицы и ослабления паразитных шумов в приемнике излучения. Уже созданы экспериментальные образцы твердотельных матриц формата 2К со сверхмалым размером пикселя - 50 мкм. Успешно эксплуатируются цифровые рентгеновские аппараты на основе фотостимулированной люминесценции с разрешающей способностью изображения 5-6 пар линий/мм.

Широкий динамический диапазон цифрового рентгеновского изображения и возможность его компьютерной обработки обуславливают некоторые особенности, которые отличают данное изображение от привычного флюорографического или полноформатного пленочного. Особенности циф-

рового рентгеновского изображения необходимо учитывать при диагностике легочной патологии.

**Очаговый туберкулез легких** надежно выявляется методом цифровой флюорографии. Особенно эффективно цифровой метод показал себя в диагностике «верхушечных» процессов. Очаги контрастно выглядят на фоне ребер, ключицы. Четко определяются неомогенность структуры очагов, включения в них. На цифровых снимках очаги выглядят как более крупные неомогенные, а на рентгенограммах при их сравнении как группа изолированных мелких очагов. Свежие инфильтративные очаги чаще всего имеют округлую форму средних размеров, умеренной интенсивности, с четкими контурами. В отличие от пленочной рентгенографии не наблюдается размытости контуров очагов, обусловленной зоной перифокального воспаления. Они, как правило, располагаются на неизменном легочном фоне. Очаги продуктивного характера также имеют четкие границы, полиморфны по размерам, интенсивности, чаще неправильной геометрической формы и расположены на фоне фиброзно-склеротических изменений легочной ткани.

В отличие от традиционной рентгенографии при цифровой флюорографии характер контуров очагов не может дать информацию о фазе туберкулезного процесса. В этих случаях приходится ориентироваться только на косвенные рентгенологические признаки неактивного процесса - выраженную склеротическую деформацию легочного рисунка и рубцово-склеротические изменения очагов. Увеличение размеров очагов, их слияние свидетельствуют об обострении туберкулезного процесса. На активность процесса указывает и инволютивное развитие очагов в динамике.

**Инфильтративный туберкулез** определяется в виде уплотнения легочной ткани неоднородной структуры, образующегося из сливающихся между собой очагов с достаточно очерченными границами. В отличие от пленочных флюорограмм и обзорных рентгенограмм на цифровом снимке плавного перехода к здоровой ткани не отмечается. Поэтому «облаковидные» инфильтраты на цифровом снимке не наблюдаются. При казеозной инфильтрации прослеживается выраженный полиморфизм изменений. Казеозные участки отображаются интенсивными, округлыми, хорошо очерченными тенями. Четко выявляется структура инфильтративных фокусов, состоящих из сливающихся различной интенсивности очагов. Участки распада отображаются в виде просветления с неровными четкими контурами. Симптом размытости внутренних контуров не характерен. Небольшое скопление жидкости в полостях характеризуется интенсивным по плотности утолщением нижней стенки.

**При гематогенной диссеминации** прозрачность легочных полей понижена за счет множества однотипных мелких очагов, симметрично расположенных с обеих сторон, усиления легочного рисунка. Как и на рентгенограммах, тень корня становится менее контрастной, прослеживаются преимущественно крупные артериобронхиальные стволы. Бронхогенный тип диссемина-

ции характеризуется более крупными очагами различной интенсивности с тенденцией к слиянию. В отличие от рентгенограмм контуры их четкие. При обеих формах диссеминации на цифровых снимках отчетливо дифференцируются деструктивные полости.

Картина **хронических форм туберкулеза** легких (кавернозный, фиброзно-кавернозный, цирротический туберкулез) на цифровых флюорограммах характеризуется фиброцирротическим уплотнением легочной ткани с определяющимися на этом фоне полостями, кавернами. Благодаря широкому оптическому диапазону на цифровом снимке лучше просматриваются полости сквозь толщу фиброзной ткани. Каверны отображаются как замкнутые полостные образования со стенками различной толщины, возможно с горизонтальным уровнем жидкости. Участки эмфиземы, не всегда определяющиеся на рентгенограммах, отчетливо визуализируются в виде светлых пятен.

**Туберкулома** легкого отображается как округлое образование с четкими контурами с включениями различной плотности. При активизации туберкулезного процесса в туберкуломе появляются распад, очаги отсевов в окружающей легочной ткани.

При **туберкулезе внутригрудных лимфоузлов** на цифровых снимках четко определяются полициклические контуры корней легких за счет инфильтрации бронхопульмональных лимфоузлов. Бронхоаденит бронхопульмональных лимфоузлов у детей проявляется также размытостью очертаний корней. Уплотнение внутригрудных лимфоузлов, выявление петрификатов при цифровой флюорографии, в отличие от пленочной, возможно в парааортальных, периферических лимфоузлах шеи, аксиллярной области. Благодаря возможности визуализации на цифровом снимке тканей различной плотности петрификаты в лимфоузлах различных групп определяются достаточно четко и надежно.

**Острая пневмония** с клиническими проявлениями диагностируется при наличии ограниченного или распространенного уплотнения легочной ткани. Структура уплотнения может быть неоднородной или гомогенной. На стороне поражения в большинстве случаев выявляется расширение корня легкого. Динамическое наблюдение при острой пневмонии с помощью цифровой флюорографии упрощено, так как возможно одновременное выведение на экран равнозначных по техническим параметрам предыдущих и последующих снимков.

**Хронический бронхит** определяется в виде усиленного, деформированного легочного рисунка. Просвет крупных, средних бронхов и измененных при хроническом процессе бронхиол в аксиальной проекции четко определяется в виде кольцевидной тени с четким, несколько утолщенным контуром рядом с тенью сосуда. Корни легких тяжистые, структурные.

**Центральный рак легкого** проявляется расширением корня легкого с бугристым контуром. При изменении яркости, контрастности изображения

можно увидеть уплотнение в просвете бронха. Гиповентиляция нижележащих отделов хорошо выявляется в сравнении с непораженным легким. Периферическое образование можно заподозрить при наличии округлого плотного участка диаметром от 0,3 см и более, расположенного в субкортикальных отделах, не имеющего рядом кольцевидной тени бронха. При увеличении размеров образования четко определяется дорожка к корню.

**Венозный застой** при сердечной патологии - корни легких расширены, легочный рисунок обогащен, усилен в прикорневых отделах, прослеживается ход венозных сосудов, изменена конфигурация сердечной тени вследствие расширения левых и правых границ сердца. Легче дифференцировать расширение корней вследствие изменения сосудистого компонента, так как хорошо виден просвет неизмененных бронхов.

**Плевральный выпот** на цифровом снимке виден как гомогенное интенсивное понижение прозрачности легочного поля с характерным косовосходящим верхним контуром, смещением органов средостения в противоположную сторону. Небольшое количество плевральной жидкости имеет меньшую оптическую плотность и отображается на цифровом снимке в виде малоинтенсивной однородной тени с косовосходящей верхней границей в заднем или боковом синусе. При адгезивном плеврите уплотнение плевры имеет интенсивный, а при кальцинации более интенсивный, чем при плеврите, но негомогенный характер. Через это уплотнение на цифровом изображении просматривается легочный рисунок, что может служить дифференциально-диагностическим признаком гидроторакса и адгезивных процессов. Междолевые плевриты выглядят как линзообразная интенсивная и гомогенная тень или как расширение междолевой щели в типичных местах по ходу междолевых щелей.

При наличии обзорной и боковой флюорограмм появляется возможность выявить сколиоз, остеохондроз, диспластический кифоз и др., оценить состояние грудного отдела позвоночника: высоту тел позвонков, высоту межпозвонковых дисков, состояние контуров позвонков, наличие краевых костных разрастаний и т.д.

Широкий динамический диапазон и высокая контрастная чувствительность цифровой флюорографии, а также возможность компьютерной обработки изображения позволяют надежно выявлять даже незначительные изменения в биологических тканях различной плотности, что существенно уменьшает вероятность пропуска патологии. Цифровая флюорография во многих случаях не менее информативна, чем традиционная рентгенография, и позволяет уменьшить количество дополнительных рентгенологических исследований пациентам, страдающим туберкулезом легких. Особенно важное значение имеет высокая выявляемость туберкулеза легких, которая в 2,9 раза выше, чем при обычной пленочной флюорографии. При этом стоимость выявления патологии у одного больного снижается в 3 раза.

## ВОПРОСЫ ДЛЯ КОНТРОЛЯ

1. В чем сущность метода компьютерной томографии?
2. Назовите основные преимущества спиральной компьютерной томографии.
3. Объясните, что такое динамическое сканирование и мультисканирование.
4. Что представляет собой электронная матрица томограммы?
5. Назовите основные параметры реконструкции томограмм, оказывающие непосредственное влияние на конечное изображение.
6. Что понимают под единицами Хаунсфильда?
7. Какова функция электронных окон?
8. Что представляет собой денситометрический анализ?
9. Что такое электронный «шум»?
10. Объясните, для чего предназначена многоплоскостная реформация.
11. Какой вид имеют динамические артефакты?
12. В чем суть методики высокоразрешающей компьютерной томографии?
13. В чем сущность методики усиления изображения?
14. Какими факторами определяется результативность компьютерной ангиографии?
15. В каких случаях можно использовать метод компьютерной ангиографии?

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА

**ОСВОЕНИЕ ПРИЕМОМ РАБОТЫ НА ЦИФРОВОМ МАЛОДОЗОВОМ  
БЕСПЛЕНОЧНОМ ФЛЮОРОГРАФЕ «РЕНЕКС-ФЛЮОРО»**

*Цель работы* - приобретение навыков работы на цифровом мало-дозовом беспленочном флюорографе (ФЦМБ) «Ренекс-Флюоро» (с питающим устройством УРСПас «Ренекс» и моноблоком мощностью 20/40 кВт).

Флюорограф предназначен для получения рентгеновских изображений грудной клетки в положении пациента стоя в прямой и боковой проекциях при пониженных дозах на пациента. Применение двух связанных по сети автоматизированных рабочих мест рентгенолаборанта и врача-рентгенолога позволяет одновременно вести прием больных и анализ уже существующих в базе данных снимков. Флюорограф имеет базу данных снимков и систему архивирования снимков на магнитооптические диски, включающих в себя:

- фамилию, имя, отчество пациента;
- возраст пациента;
- место работы пациента;
- дату и время проведения обследования (снимка);
- предварительный диагноз;
- вид снимка;
- значение эффективной дозы облучения пациента.

Флюорограф состоит из рентгеновского питающего устройства УРСПас «РЕНЕКС», штатива с приводом подъемника, тубуса с электронно-оптической системой регистрации, оптического детектора, автоматизированного рабочего места (АРМ) лаборанта и автоматизированного рабочего места (АРМ) врача-рентгенолога. Флюорограф и компьютеры АРМ работают от однофазной сети общего назначения номинальным напряжением 220 В. Потребляемая мощность не более 900 ВА. Устройство имеет счетчик снимков.

Флюорограф обеспечивает:

- готовность к работе после включения напряжения питания за время не более 5 мин;
- регулировку анодного напряжения в диапазоне от 40 до 125 кВ;
- регулировку количества электричества в диапазоне от 1 до 25 мА-с;
- контрастную чувствительность не хуже 1,5 % при дозе в плоскости приемника за фантомом из 20 мм А1 чистотой 99,99 при анодном напряжении 77 кВ не более 10 мкГр;
- пространственное разрешение в поперечном и продольном направлении не менее 1,4 пар линий/мм;
- режимы обработки изображения в диалоге оператор-ЭВМ: изменение яркости и контраста, масштабирование отдельных фрагментов изображения,

построение значений условных плотностей точек среза по произвольной прямой и в произвольной точке, режим «негатив», измерение расстояния в плоскости приемника с погрешностью не более 10 %. Основной архив обеспечивает сохранение не менее 2000 снимков, а сменные носители - не менее 300 снимков каждый. Время обработки (визуализации) изображения не более 10 с, время производства полноформатного снимка не более 20 с;

- режим автоматической съемки пациента.

Соединение между собой составных частей флюорографа показано на рис. П1. Схема подъемника приведена на рис. П2.

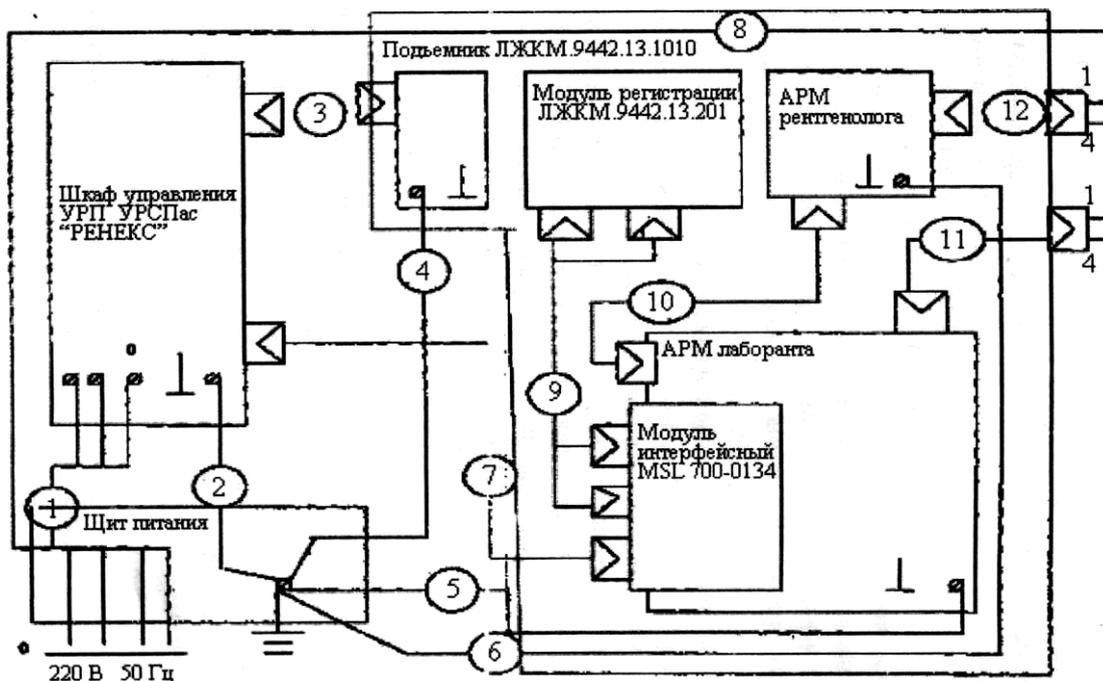


Рис. П1. Схема монтажная ФЦМБ «Ренекс-Флюоро»

Принцип работы показан на рис. П3. Рентгеновское излучение от излучателя 1 проходит через исследуемый объект (пациента) 2. Прошедшее излучение, содержащее в скрытом виде информацию об исследуемом объекте, попадает на высокоэффективный рентгеновский люминесцентный экран 3 на основе оксисульфида гадолиния. На выходной поверхности экрана формируется видимое изображение, которое при помощи сверхсветосильного объектива 5 через зеркало 4 проецирует плоскость экрана на плоскость сенсора 7 оптического детектора 6. Зеркало 4 служит для снижения продольного габарита тубуса, упрощения оптической юстировки и смещения объектива и оптического детектора из прямого рентгеновского пучка. Сенсор 7 представляет собой заказную ПЗС матрицу с числом фоточувствительных элементов (пикселей) более 1300000. В герметическом корпусе оптического детектора 6 находятся буферные схемы управления сенсором и предварительный усилитель. Сигналы управления поступают от интерфейсного модуля, установленного в

системном блоке АРМ рентгенолаборанта. Интерфейсный модуль содержит схемы управления матрицей, предварительной обработки сигнала, 16-разрядный АЦП и схемы сопряжения с шиной компьютера. Для обеспечения синхронной работы УРП и флюорографа интерфейсный модуль имеет порт с оптронной развязкой, подключаемый к УРП (рис. П4).

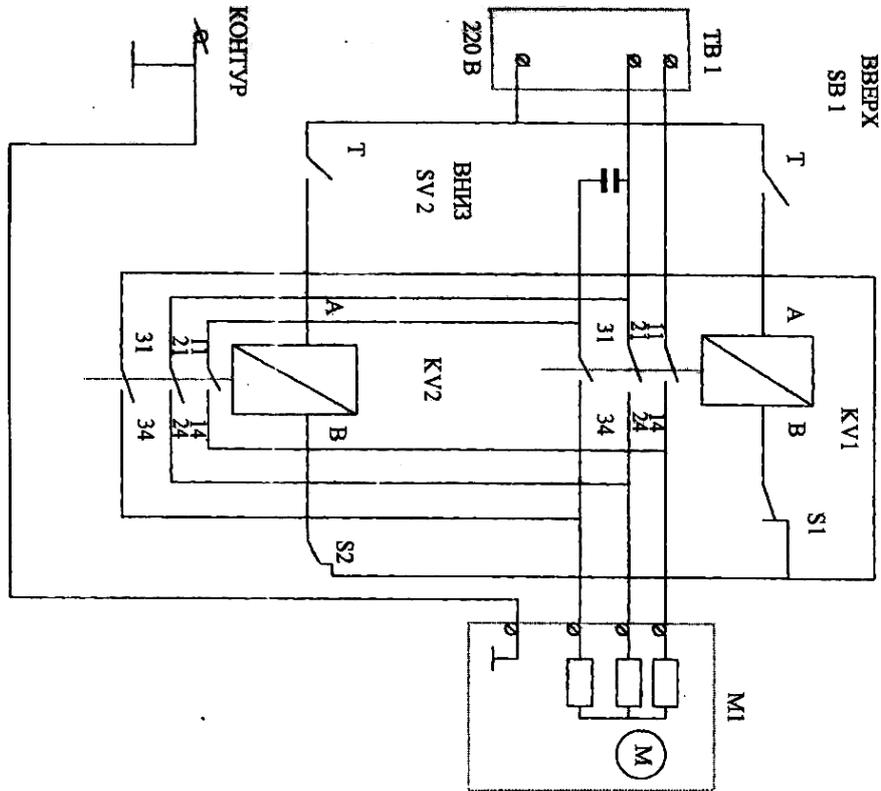


Рис. П2. Схема подъемника

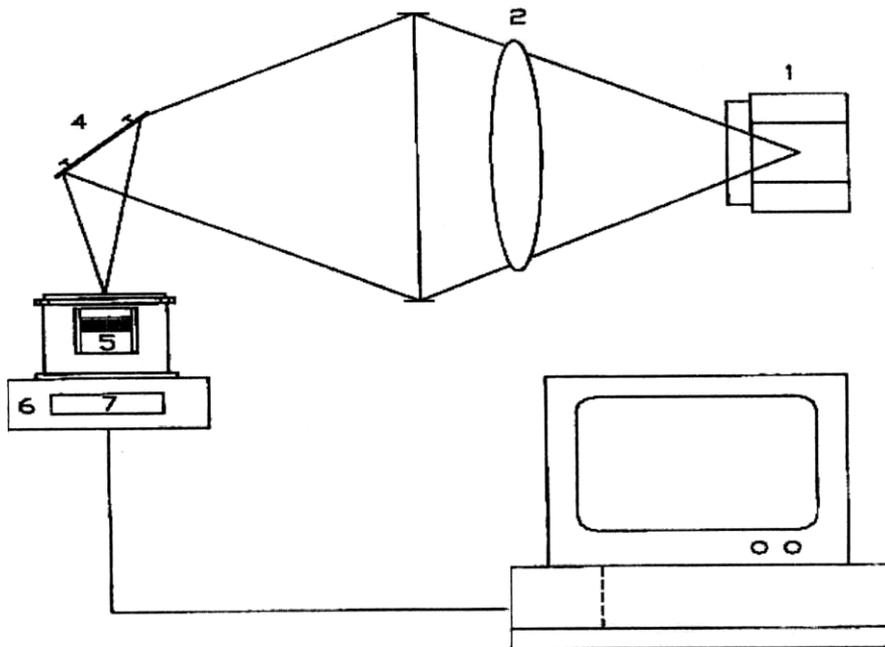


Рис. П3. Принцип работы ФЦМБ «Ренекс-Флюоро»

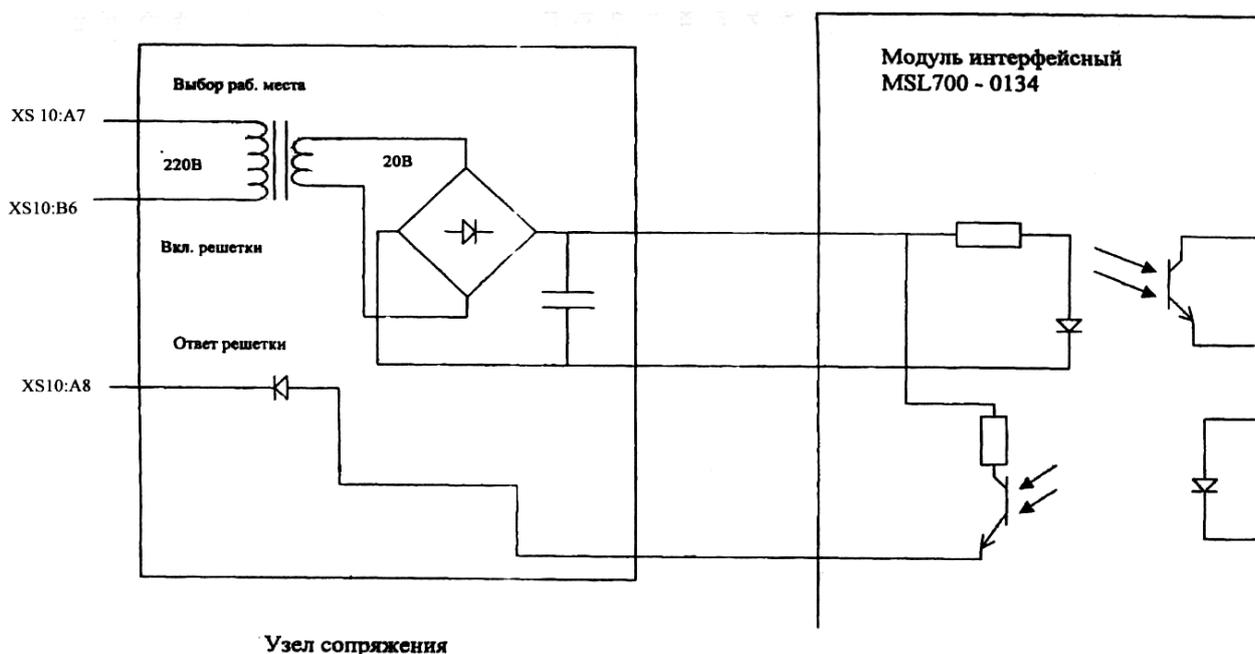


Рис. П4. Схема цепей синхронизации УРП и флюорографа

При нажатии кнопки «Снимок» УРП выдает сигнал включения решетки соответствующего рабочего места. Устройство сопряжения преобразует напряжение 220 В в 28 В, которое вызывает срабатывание входного оптрона интерфейсного модуля. В управляющей программе возникает прерывание, переводящее ее в режим снимка, после чего выдается сигнал «Ответ решетки». По этому сигналу УРП производит снимок и снимает сигнал включения решетки. При этом программа переводит систему в режим считывания. Приблизительно через 7 с оцифрованное изображение сохраняется в памяти АРМ лаборанта, где производится предварительная обработка: вычитание темного сигнала, коррекция коэффициентов усиления и автоматический подбор параметров яркости и контраста.

После этого изображение сохраняется на жестком диске и выводится на монитор.

Примерное расположение флюорографа показано на рис. П4. РПУ должно работать от однофазной электрической сети общего назначения или генераторного устройства с номинальным напряжением 220 В с отклонениями, не связанными с работой РПУ, от -10 до +10 % и частотой 50 Гц. Потребляемая мощность должна быть не более 900 Вт. РПУ должно присоединяться к электрической сети при помощи сетевого кабеля с электрической вилкой с заземлением. Время готовности РПУ к работе - не более 5 мин после включения питания. РПУ должно иметь индикацию регулируемых величин, режимов и других манипуляций в виде мнемонических знаков, шкал, подсветок, световых и цифровых индикаторов.

Основными особенностями флюорографа являются:

- возможность использования высокого напряжения (до 150 кВ);
- уменьшенные пульсации анодного напряжения;
- уменьшенная длительность фронтов нарастания и спада анодного напряжения;
- отсутствие влияния нестабильности сетевого напряжения на воспроизводимость установленных режимов;
- возможность использования РПУ для проведения рентгенодиагностических исследований в режимах двухпараметровой съемки (кВ, мА-с);
- наличие микропроцессорного управления, которое позволяет: автоматизировать процесс юстировки РПУ, включая автоматическое построение тепловой модели; обеспечить высокую точность рабочих параметров (анодный ток, анодное напряжение, экспозиция) за счет индивидуальной юстировки и программного обеспечения; автоматизировать поиск неисправностей и обеспечить защиту в случае аварийных ситуаций за счет контроля более 40 параметров; обеспечить защиту рентгеновской трубки от перегрузок на базе её математической тепловой модели.

Порядок выполнения любого рентгенологического исследования однотипен - это подготовка к работе рентгеновского кабинета или установка защитной кабины в помещении, предназначенном для рентгенографии пациентов, собственно исследование и его окончание.

*Подготовка к работе рентгенодиагностического аппарата:*

- включить аппарат в сеть поворотом ключа и нажатием верхней левой клавиши на пульте управления. Обратит внимание на появление на индикаторной панели пульта управления надписи «HELPIС» и исполнение начальной мелодии. Во время исполнения мелодии аппарат автоматически оценивает внешние и внутренние неисправности и выдает на индикаторной панели их код. В соответствии с кодом предпринимаются меры устранения неисправности;
- включить в сеть компьютеры АРМ лаборанта и врача- рентгенолога. На экране появится заставка программы выполнения флюорографии;
- по окончании мелодии на индикаторной панели высвечиваются данные режима;
- выполнить снимок тест-объекта толщиной 1 мм меди или 20 мм алюминия в режиме съемки легких среднего по комплектации человека.

*Рентгенография пациентов (съемка):*

- уточнить автоматически установленные значения «кВ», «мА-с» и «с». При появлении на индикаторной панели надписи «ERROR» (аварийная ситуация) выключить аппарат и включить его снова;
- проконтролировать загорание зеленой лампочки на пульте (аппарат готов к съемке). Пациенту дается команда не дышать (при съемке легких) и не двигаться. Нажатием двух кнопок съемки производится снимок. В случае

прерывистого свечения сигнальной лампочки выждать время стандартного перерыва между снимками для охлаждения трубки;

- после съемки считать с индикаторной панели значения полученной пациентом эквивалентной дозы (в микрозивертах) и записать их в учетный лист;

- в соответствии с задачами исследования выполнить остальные требующиеся для пациента снимки, изменив укладку и режимы. При моргающей сигнальной лампочке выждать время перерыва между снимками.

*Окончание работы:*

- поставить штативы аппарата в исходное положение;
- отключить аппарат клавишей выключения, вынуть из пульта ключ, отключить аппарат от сети;

- отключить компьютеры.

Рассчитанные значения эффективных доз на пациента в соответствии с методикой "Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях" с учетом радиационного выхода рентгеновского излучателя отражаются по окончании съемки на индикаторной панели пульта управления флюорографа. Эти значения эффективной дозы записываются в медицинскую карту пациента.

Программа «RenexFluoro M» предназначена для управления флюорографом с целью получения и обработки цифровых рентгеновских снимков, а также для ведения баз данных пациентов, включающих сведения о пациентах и их снимки.

Программа «RenexFluoro M» поддерживает поиск пациента по фамилии, дате снимка и т.д. Настоящая версия «RenexFluoro M» работает под управлением Windows NT 4 и использует современные методы управления памятью и многозадачность (многопоточность) для того, чтобы повысить скорость и удобство обработки изображений.

*Контрольные вопросы:*

1. Для чего предназначен флюорограф ФЦМБ?
2. Назовите составные части флюорографа.
3. Что обеспечивает флюорограф?
4. Назовите основные особенности флюорографа.

## Библиографический список

1. Аккредитация медицинских учреждений / В.В. Стожаров, В.В. Мотайленко, И.В. Кренина и др. – М.: Междунар. центр финансово-эконом. развития, 1999. – 128 с.
2. Белова, К.Б. Малодозовая цифровая рентгенография. / К.Б. Белова, В.М. Китаев. – Орел: Труд, 2001. – 159 с.
3. Бердяков, Г.И. Особенности построения и применения цифровых рентгеновских аппаратов для исследования легких / Г.И. Бердяков, Г.М. Ртищева, А.Н. Кокуев // Медицинская техника. – 1998. – № 5. – С.35.
4. Блинов, Н.Н. Рентгенодиагностическая аппаратура в стоматологии (обзор) / Н.Н. Блинов, М.Б. Губенко, П.М. Уткин // Медицинская техника. – 2000. – № 5. – С.40-44.
5. Блинов, К.Н. Обоснование параметров базовой модели питающего устройства аппаратов для общей рентгенодиагностики / К.Н. Блинов // Медицинская техника. – 2000. – №5. – С. 6-10.
6. Блинов, Н.Н. Цифровая камера ЦФК-1 для флюорографии и рентгенографии / Н.Н. Блинов, А.А. Борисов, Ю.А. Вейп // Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С.30-31.
7. Блинов, Н.Н. Экономическая целесообразность цифровой флюорографии / Н.Н. Блинов, М.Б. Губенко, П.М. Уткин // Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С.41-44.
8. Блинов, Н.Н. Современные возможности традиционной флюорографии / Н.Н. Блинов, Ф.Г. Горелик // Медицинская техника. – 1999. – №4. – С.30-34.
9. Блинов, К.Н. Особенности цифровых электронно-оптических систем для рентгенодиагностики / К.Н. Блинов, Э.Б. Козловский, С.И. Лузин. // Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С. 24-26.
10. Блинов, К.Н. Анализ перспектив использования рентгенодиагностического передвижного аппарата типа «С-дуга» / К.Н. Блинов, А.И. Мазуров // Медицинская техника. – 2000. – № 5. – С.19-23.
11. Блинов, Н.Н. Медицинская рентгенотехника на пороге XXI века / Н.Н. Блинов, А.И. Мазуров // Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С. 3-6.
12. Блинов, Н.Н. Современная роль рентгеновской техники в медицинской интроскопии / Н.Н. Блинов, А.И. Мазуров // Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С. 3-5.
13. Варшавский, Ю.В. Некоторые итоги производства рентгенодиагностических аппаратов на российских предприятиях в рамках международных контактов / Ю.В. Варшавский, А.И. Макидонский // Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С.31-33.
14. Вейл, Ю.А. Усилители рентгеновского изображения с цифровым выходом / Ю.А. Вейл, А.И. Мазуров, М.Б. Элинсон // Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С. 10-16.

15. Вейл, Ю.А. Хирургические рентгеновские аппараты серии РТС—612 / Ю.А. Вейл, А.И. Мазуров, М.Б. Элинсон // Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С.8-10.
16. Горелик, Ф.Г. Рентгенографические приемники изображения в стоматологии / Ф.Г. Горелик // Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С.17-19.
17. Иванов, С.Л. Портативные микрофокусные рентгеновские аппараты для медицинской диагностики / С.Л. Иванов, Н.Н. Потрохов // Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С.6-8.
18. Мишкынис, А.Б. Измерительные и дешифровочные возможности цифрового рентгеновского изображения / А.Б. Мишкынис, А.Н. Черный, Н.Г. Багаева, Е.Ю. Ильичева // Медицинская техника. – 2002. – №2. – С. 20-24.
19. Кантер, Б.М. Методы и средства малодозовой цифровой флюорографии / Б.М. Картер // Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С. 10-13.
20. Кравчук, А.С. Основы компьютерной томографии: пособие для студ. вузов / А.С. Кравчук. – М.: Дрофа, 2001. – 240 с.
21. Михайлов, А.Н. Средства и методы современной рентгенографии. / А.Н. Михайлов. – Минск: ГИОРД, 2000. – 242 с.
22. Онкология 2001: сб. науч. тр., посвящ. 55-летию онкол. службы Арханг. обл. / науч. ред. Т.П. Березовская. – Архангельск, 2001. – 70 с.
23. Пахарьков, Г.Н. Принципы и методы обеспечения качества медико-технического оснащения здравоохранения: учеб. пособие. / Г.Н. Пахарьков, Е.П. Попечителей. – СПб.: ЛЭТИ, 2003. – 120 с.
24. Ставицкий, Р.В. Аппаратное определение эффективной дозы при рентгенологических исследованиях / Р.В. Ставицкий, Т.В. Жанина, А.И. Мурашов // Медицинская техника. – 1999. – № 4. – С.34-35.
25. Тюрин, И.Е. Компьютерная томография при туберкулезе органов дыхания / И.Е. Тюрин, А.С. Нейгишадт, В.М. Черемсин. – СПб.: Корона Принт, 1998. – 240 с.
26. Чикирдин, Э.Г. Отечественная медицинская рентгенотехника с уверенностью вступает в 2000 г. / Э.Г. Чикирдин // Медицинская техника. – 2000. – № 5. – С. 3-6.
27. Чикирдин, Э.Г. Развитие технической базы лучевой диагностики / Э.Г. Чикирдин // Медицинская техника. – 1998. – № 1. – С. 43-46.

## Оглавление

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И ОБОЗНАЧЕНИЙ .....	3
1. ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ .....	3
2. ТЕХНОЛОГИИ СКАНИРОВАНИЯ.....	5
2.1. Типы КТ установок.....	7
2.2. Традиционная КТ .....	8
2.3. Спиральная КТ .....	9
2.4. Проекционные данные.....	11
2.5. Электронная матрица.....	12
3. ТЕХНОЛОГИЯ РЕКОНСТРУКЦИИ ТОМОГРАММ.....	14
3.1. Алгоритмы формирования томографического слоя .....	14
3.2. Интервал реконструкции .....	16
3.3. Алгоритмы реконструкции.....	17
3.4. Поле изображения.....	18
4. АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЯ.....	20
4.1. Шкала Хаунсфильда .....	20
4.2. Электронные окна .....	21
4.3. Структурный анализ .....	23
4.4. Денситометрический анализ .....	25
4.5. Преобразования томограмм .....	27
4.6. Артефакты .....	32
5. ТЕХНИКА КТ ИССЛЕДОВАНИЯ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ.....	34
5.1. Стандартное исследование .....	34
5.2. Высокоразрешающая КТ .....	36
5.3. Усиление изображения .....	39
5.4. КТ ангиография.....	40
5.5. Полипозиционное исследование.....	47
5.6. Функциональные исследования легких .....	48
6. СОВРЕМЕННЫЙ ПОДХОД К УЛУЧШЕНИЮ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА НА ПРИМЕРЕ ОТДЕЛЕНИЯ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ АРХАНГЕЛЬСКОГО ОБЛАСТНОГО КЛИНИЧЕСКОГО ОНКОЛОГИЧЕСКОГО ДИСПАНСЕРА.....	48
7. ФЛЮОРОГРАФИЯ .....	51
ВОПРОСЫ ДЛЯ КОНТРОЛЯ.....	57
ПРИЛОЖЕНИЕ: лабораторная работа.....	58
Библиографический список .....	64



Учебное издание

Сергей Владиславович Барин  
Александр Григорьевич Кузьмин

**Применение рентгеновской компьютерной  
томографии для исследования органов  
грудной полости человека**

Учебное пособие

Редактор – Л.А. Перерукова

---

Подписано в печать 15.05.2014. Формат 60 × 90/16

Бумага писчая. Печать офсетная.

Усл.-п.л. 4,2. Тираж      экз. Заказ №

---

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