

## ГЛАВА 1. ПРИНЦИПЫ И МЕТОДЫ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ

### 1.1. Общие принципы визуализации медицинских изображений

По современным данным, с помощью лучевых методов исследования ставится 60 – 80% всех первичных диагнозов.

Наиболее широко для визуализации непрозрачных и недоступных прямому наблюдению анатомических органов и систем используются электромагнитные излучения. В настоящее время известны электромагнитные излучения с длиной волны от десяти миллиардных долей миллиметра до сотен километров.

Широкая область электромагнитного излучения (0,001–10 нм) принадлежит рентгеновским лучам. Рентгенодиагностика – распространенный вид медицинской интроскопии. В настоящее время в медицине с помощью рентгеновских лучей получают около 90% всех визуализируемых изображений. Электромагнитное ионизирующее излучение, создаваемое радиоактивными веществами, называется гамма-излучением. Радиоизотопная диагностика, которая основана на визуализации изображений, формируемых гамма-квантами радионуклидов, широко применяется при функциональных исследованиях, диагностике ряда заболеваний.

Большие возможности содержат в себе резонансные эффекты, наблюдаемые в веществе – ядерный магнитный резонанс.

Широкое применение в медицине нашло звуковидение – совокупность методов и средств для получения оптического изображения ультразвукового поля, возникающего в результате взаимодействия упругих акустических волн и объекта. По периодам волн от 1 мм до 10 км ультразвук совпадает с радиодиапазоном.

Любое изображение приобретает смысл в результате его анализа зрительной системой и последующей интерпретации на основе сведений о характере взаимодействия физического поля и изучаемого объекта (рис.1.1).

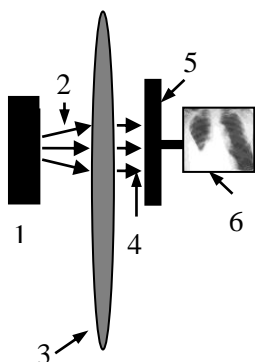


Рис. 1.1. Схема получения изображения в медицинской радиологии. 1 – генератор волновой энергии; 2 – излучение; 3 – объект; 4 – модулированное после взаимодействия с объектом излучение; 5 – детектор; 6 – изображение

Вактах визуализации и анализа полученного изображения участвуют исследуемый объект, который модулирует параметры визуализируемого

физического поля, система визуализации изображения и зрительный анализатор наблюдения (врача, оператора). Эта схема не соответствует радионуклидной визуализации, при которой источник гамма-излучения (радионуклиды) находится внутри тела человека.

Прошедшее отражение или испускаемое исследуемым объектом излучение промодулировано по одному или нескольким параметрам свойствами исследуемого объекта и содержит определенную информацию о нем. Пространственное распределение поля излучения объекта преобразуется устройством визуализации в аналогичное пространственное распределение светового потока, яркость или цвет которого изменяется от элемента к элементу изображения в зависимости от модулированных объектом параметров поля. Важно подчеркнуть, что при любом способе преобразования невидимого изображения в оптическое последнее не может содержать больше информации об объекте исследования, чем исходное изображение, сформированное в невидимом физическом поле. Входное и выходное изображения систем визуализации характеризуются следующими информативными параметрами: геометрическими размерами, детальностью, резкостью, подвижностью, контрастом, интенсивностью в белом (черном), отношением сигнал/шум и спектром (цветом) деталей изображения.

В лучевых изображениях в основном представлена морфологическая информация. Например, рентгеновский снимок грудной клетки дает в большинстве случаев информацию об анатомическом строении органов человека. Однако в части изображений содержится информация о физиологическом состоянии органов человека. Так, если пациент вдыхает воздух, содержащий нуклид  $^{133}\text{Xe}$ , то в этом случае вариации распределения нуклида в легких будут давать информацию о пространственных характеристиках воздушного потока в легких. Указанное распределение может быть визуализировано при помощи гамма-излучения, испускаемого ксеноном.

Как и любую систему передачи информации, систему лучевой диагностики можно представить в виде пространственно-временного фильтра, составленного из нескольких каскадов:

1. Каскада генерации излучения (рентгеновская трубка, радионуклид, пьезоэлектрический кристалл, источник радиоволн в магнитном поле).
2. Каскада модуляции, который представляется пространственно-временной неравномерностью исследуемого объекта.
3. Каскада детектирования (канала регистрации лучевого изображения).
4. Каскада преобразования в световое изображение и его диагностической оценки.

Представленным выше каскадам соответствуют процессы:

1. Генерация излучения.
2. Его взаимодействие с органами пациента.

3. Формирование лучевого изображения, преобразование последнего в световое.
4. Просмотр светового изображения и его профессиональная оценка.

Первые три процесса имеют физико-технический смысл, хотя некоторые из них связаны с физиологическими функциями органа или анатомической системой пациента; четвертый, помимо физических проблем, включает и физиологические, связанные со зрительным аппаратом лучевого диагноста. Пятый процесс – чисто профессиональный – заключается в том, чтобы из всего многообразия отображенных деталей в световом изображении выделить необходимые, руководствуясь опытом и знанием других клинических данных, поставить правильный диагноз.

В лучевой диагностике имеются аналоговые и цифровые изображения.

Аналоговые изображения несут информацию непрерывного характера, например, обычные рентгенограммы.

Цифровые изображения получают с помощью компьютера, они имеют ячеистую структуру (матрицу). Все цифровые технологии и методики на начальном этапе являются аналоговыми. Степень затемнения на рентгеновской пленке, интенсивность света на флюоресцентном экране, электрический ток в детекторах рентгеновского компьютерного томографа, радиодиагностического прибора, ультразвукового аппарата, приемной катушке магнитно-резонансного томографа – все это аналоговая ответная информация. При помощи специальных устройств (аналого-цифровых преобразователей) вышеуказанная аналоговая информация превращается в цифровую. Цифровое изображение формируется на дисплее, оно может трансформироваться в аналоговое изображение при помощи цифро-аналоговых преобразователей.

## **1.2.Рентгенологические методы исследования**

Рентгенология как наука берет свое начало от 8 ноября 1895 г., когда немецкий физик профессор Вильгельм Конрад Рентген открыл лучи, впоследствии названные его именем. Сам Рентген назвал их X-лучами. Это название сохранилось на его родине и в странах запада.

Основные свойства рентгеновских лучей:

1. Рентгеновские лучи, исходя из фокуса рентгеновской трубки, распространяются прямолинейно.
2. Они не отклоняются в электромагнитном поле.
3. Скорость распространения их равняется скорости света.
4. Рентгеновские лучи невидимы, но, поглощаясь некоторыми веществами, они заставляют их светиться. Это свечение называется флюоресценцией, оно лежит в основе рентгеноскопии.
5. Рентгеновские лучи обладают фотохимическим действием. На этом свойстве рентгеновских лучей основывается рентгенография

(общепринятый в настоящее время метод производства рентгеновских снимков).

6. Рентгеновское излучение обладает ионизирующим действием и придает воздуху способность проводить электрический ток. Ни видимые, ни тепловые, ни радиоволны не могут вызвать это явление. На основе этого свойства рентгеновское излучение, как и излучение радиоактивных веществ, называется ионизирующим излучением.
7. Важное свойство рентгеновских лучей – их проникающая способность, т.е. способность проходить через тело и предметы. Проникающая способность рентгеновских лучей зависит:
  - от качества лучей. Чем короче длина рентгеновских лучей (т.е., чем жестче рентгеновское излучение), тем глубже проникают эти лучи и, наоборот, чем длиннее волна лучей (чем мягче излучение), тем на меньшую глубину они проникают.
  - от объема исследуемого тела: чем толще объект, тем труднее рентгеновские лучи «пробивают» его. Проникающая способность рентгеновских лучей зависит от химического состава и строения исследуемого тела. Чем больше в веществе, подвергнутом действию рентгеновских лучей, атомов элементов с высоким атомным весом и порядковым номером (по таблице Менделеева), тем сильнее оно поглощает рентгеновское излучение и, наоборот, чем меньше атомный вес, тем прозрачнее вещество для этих лучей. Объяснение этого явления в том, что в электромагнитных излучениях с очень малой длиной волны, каковыми являются рентгеновские лучи, сосредоточена большая энергия.
8. Лучи Рентгена обладают активным биологическим действием. При этом критическими структурами являются ДНК и мембраны клетки.

Необходимо учитывать еще одно обстоятельство. Рентгеновские лучи подчиняются закону обратных квадратов, т.е. интенсивность рентгеновских лучей обратно пропорциональна квадрату расстояния.

Гамма-лучи обладают такими же свойствами, но эти виды излучений различаются по способу их получения: рентгеновское излучение получают на высоковольтных электрических установках, а гамма-излучение – вследствие распада ядер атомов.

Степень реализации свойств ионизирующих излучений определяется их дозой.

Доза – это величина энергии, поглощенной единицей массы или объема облучаемого вещества. Существует несколько разновидностей доз: доза в воздухе, на поверхности, в глубине облучаемого объекта. Доза, отнесенная к единице времени, называется мощностью дозы. Мощность дозы – это энергия, поглощенная в единице массы или объема облучаемого вещества за единицу времени.

Экспозиционная доза представляет собой дозу в свободном воздухе при отсутствии рассеивающих тел. Она определяется степенью ионизации воздуха и характеризует главным образом источник рентгеновского и  $\gamma$ -излучений. За единицу экспозиционной дозы рентгеновского и  $\gamma$ -излучений принимается кулон на килограмм (Кл/кг). Внесистемной единицей экспозиционной дозы рентгеновского и  $\gamma$ -излучений является рентген (Р). Рентген – это доза, при которой в 1 см<sup>3</sup> сухого воздуха возникают ионы, несущие заряд в одну электростатическую единицу электричества каждого знака. 1 Кл/кг = 3880 Р. Мощность экспозиционной дозы – экспозиционная доза, рассчитанная на единицу времени. В СИ она измеряется в амперах на килограмм (А/кг). Внесистемные единицы мощности экспозиционной дозы: рентген в секунду (Р/с), рентген в минуту (Р/мин) и рентген в час (Р/час). Между ними существуют следующие соотношения:

$$1 \text{ Р/с} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ А/кг}; 1 \text{ Р/мин} = 4,30 \times 10^{-6} \text{ А/кг}, 1 \text{ Р/час} = 7,17 \times 10^{-8} \text{ А/кг}.$$

Поглощенная доза – основной количественный показатель воздействия ионизирующих излучений на облучаемые ткани. Она характеризуется величиной энергии, поглощенной в единице массы облучаемого вещества. В СИ единица поглощенной дозы – джоуль на килограмм (Дж/кг). Эта величина получила название «грей» (Гр). Грей – единица поглощенной дозы, при которой массе облученного вещества в 1 кг передается энергия ионизирующего излучения 1 Дж. Внесистемной единицей поглощенной энергии излучения является рад (радиационная адсорбированная доза) – поглощенная энергия излучения, равная 100 эрг на 1 г облучаемого вещества. Доза, поглощенная за единицу времени, называется мощностью поглощенной дозы. 1 Гр = 100 рад.

Доза эквивалентная – поглощенная доза в органе или ткани, умноженная на соответствующий взвешивающий радиационный коэффициент (радиационный коэффициент) для данного вида излучения. Радиационный коэффициент используется для учета эффективности различных видов излучений. Понятие эквивалентной дозы применяют, чтобы оценить биологический эффект независимо от вида излучения. Единицей эквивалентной дозы в СИ является зиверт (Зв). Зиверт – эквивалентная доза любого излучения, поглощенная в 1 кг биологической ткани, создающая такой же биологический эффект, как и поглощенная доза в 1 Гр фотонного излучения. Внесистемная единица эквивалентной дозы – бэр (биологический эквивалент рентгена). 1 Зв = 100 бэр.

Доза эффективная – величина воздействия ионизирующего излучения, используемая как мера риска возникновения отдаленных последствий облучения организма человека и отдельных его органов с учетом их радиочувствительности. Она представляет собой сумму произведений эквивалентной дозы в органах и тканях на соответствующие взвешивающие коэффициенты. Взвешивающие коэффициенты для тканей и органов при расчете эффективной дозы – множители эквивалентной дозы в органах и

тканях, используемые в радиационной защите для учета различной чувствительности разных органов и тканей в возникновении стохастических эффектов радиации. Единица эффективной дозы – зиверт (Зв). Внесистемная единица – бэр.  $1 \text{ Зв} = 100 \text{ бэр}$ .

В соответствии с НРБ-2012 устанавливаются основные пределы доз излучения (табл. 1.1)

Таблица 1.1 – Основные пределы доз излучения

Нормируемые величины <sup>1</sup>	Пределы доз	
	Персонал	Население
Эффективная доза	20 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв в год	1 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 5 мЗв в год
Эквивалентная доза за год в хрусталике глаза <sup>2</sup>	150 мЗв	15 мЗв
коже <sup>3</sup>	500 мЗв	50 мЗв
кистях и стопах	500 мЗв	50 мЗв

Примечание:

1. Допускается одновременное облучение до указанных пределов по всем нормируемым величинам.
2. Относится к дозе на глубине 300 мг/см<sup>2</sup>.
3. Относится к среднему по площади в 1 см<sup>2</sup> значению в базальном слое кожи толщиной 5 мг/см<sup>2</sup> под покровным слоем толщиной 5 мг/см<sup>2</sup>. На ладонях толщина покровного слоя – 40 мг/см<sup>2</sup>. Указанным пределом допускается облучение всей кожи человека при условии, что в пределах усредненного облучения любого 1 см<sup>2</sup> площади кожи этот предел не будет превышен. Предел дозы при облучении кожи лица обеспечивает не превышение предела дозы на хрусталик от бета-частиц.

Существуют три основных принципа защиты от воздействия рентгеновских излучений.

### 1. Защита экранированием:

-стационарные средства: баритовая штукатурка стен кабинета, двери с листовым свинцовым покрытием, просвинцованное стекло в смотровых окнах;

-передвижные: защитные ширмы, также с листовым свинцовым покрытием;

-индивидуальные средства: фартуки, перчатки, колпаки и бахилы из просвинцованной резины для персонала и покрытие из просвинцованной резины для защиты наиболее чувствительных тканей пациента (перечислены выше) во время проведения различных методов рентгенодиагностики.

**2.Защита расстоянием** –расположение рабочих мест персонала с максимальным удалением их от источника излучения, максимально возможное расстояние между рентгеновской трубкой и кожей пациента (кожно-фокусное расстояние). Доказано, что с увеличением этого расстояния вдвое доза уменьшается вчетверо.

**3.Защита временем**, т.е. чем меньше время облучения, тем меньше доза. В связи с этим существует строгая регламентация рабочего дня рентгенолога и время проведения рентгенодиагностических процедур.

Так, при рентгенографии экспозиция длится в среднем до 1–3 сек., рентгеноскопия грудной клетки –5 мин., желудка – 10 мин. и т.д.

Термин «рентгеновский» следует применять в тех случаях, когда речь идет о технической стороне метода: рентгеновский аппарат, рентгеновские лучи и т.д. Если нужно отразить рентгенологию как науку, ее методы исследования, то используется термин «рентгенологический», например, рентгенологическое исследование органов.

Методы рентгенологического исследования делятся на основные и специальные, частные.

*Основные рентгенологические методы:* рентгенография, рентгеноскопия, компьютерная рентгеновская томография.

Рентгенографию и рентгеноскопию выполняют на рентгеновских аппаратах (рис. 1.2).



Рис. 1.2. Внешний вид современного рентгеновского аппарата

Их основными элементами являются питающее устройство, излучатель (рентгеновская трубка), устройства для формирования рентгеновского излучения и приемники излучения. Рентгеновский аппарат питается от городской сети переменным током. Питающее устройство повышает напряжение до 40–150 кВ и уменьшает пульсацию, в некоторых аппаратах

ток практически постоянный. От величины напряжения зависит качество рентгеновского излучения, в частности, его проникающая способность. С увеличением напряжения энергия излучения возрастает. При этом уменьшается длина волны и увеличивается проникающая способность получаемого излучения.

Рентгеновская трубка – это электровакуумный прибор, преобразующий электрическую энергию в энергию рентгеновского излучения. Важным элементом трубки являются катод и анод.

При подаче тока низкого напряжения на катод нить накала нагревается и начинает испускать свободные электроны (электронная эмиссия), образуя электронное облако вокруг нити. При включении высокого напряжения электроны, испускаемые катодом, ускоряются в электрическом поле между катодом и анодом, летят от катода к аноду и, ударяясь о поверхность анода, тормозятся, выделяя кванты рентгеновского излучения. Для уменьшения влияния рассеянного излучения на информативность рентгенограмм используют отсеивающие решетки.

Приемниками рентгеновского излучения являются рентгеновская пленка, флюоресцирующий экран, системы цифровой рентгенографии, а в КТ – дозиметрические детекторы.

Рентгенография – рентгенологическое исследование, при котором получают изображение исследуемого объекта, фиксированное на светочувствительном материале. При рентгенографии снимаемый объект должен находиться в тесном соприкосновении с кассетой, заряженной пленкой. Рентгеновское излучение, выходящее из трубки, направляют перпендикулярно на центр пленки через середину объекта (расстояние между фокусом и кожей больного в обычных условиях работы 60–100 см). Необходимым оснащением для рентгенографии являются кассеты с усиливающими экранами, отсеивающие решетки и специальная рентгеновская пленка. Для отсеивания мягких рентгеновских лучей, которые могут достигнуть пленки, а также вторичного излучения используются специальные подвижные решетки. Кассеты делаются из светонепроницаемого материала и по величине соответствуют стандартным размерам выпускаемой рентгеновской пленки (13 × 18 см, 18 × 24 см, 24 × 30 см, 30 × 40 см и др.).

Рентгеновская пленка покрывается обычно с двух сторон фотографической эмульсией. Эмульсия содержит кристаллы бромида серебра, которые ионизируются фотонами рентгеновских лучей и видимого света. Рентгеновская пленка находится в светонепроницаемой кассете вместе с рентгеновскими усиливающими экранами (РЭУ). РЭУ представляет собой плоскую основу, на которую наносят слой рентгенолюминофора. На рентгенографическую пленку действуют при рентгенографии не только рентгеновские лучи, но и свет от РЭУ. Усиливающие экраны предназначены для увеличения светового эффекта рентгеновых лучей на фотопленку. В

настоящее время широко применяются экраны с люминофорами, активированными редкоземельными элементами: бромидом окиси лантана и сульфитом окиси гадолиния. Хороший коэффициент полезного действия люминофора редкоземельных элементов способствует высокой светочувствительности экранов и обеспечивает высокое качество изображения. Существуют и специальные экраны – Gradual, которые могут выравнивать имеющиеся различия в толщине и (или) плотности объекта съемки. Использование усиливающих экранов сокращает в значительной степени время экспозиции при рентгенографии.

Почернение рентгеновской пленки происходит вследствие восстановления металлического серебра под действием рентгеновского излучения и света в ее эмульсионном слое. Количество ионов серебра зависит от числа действующих на пленку фотонов: чем больше их количество, тем больше число ионов серебра. Изменяющаяся плотность ионов серебра формирует скрытое внутри эмульсии изображение, которое становится видимым после специальной обработки проявителем. Обработка заснятых пленок проводится в фотолаборатории. Процесс обработки сводится к проявлению, закреплению, промывке пленки с последующим высушиванием. В процессе проявления пленки осаждается металлическое серебро черного цвета. Неионизированные кристаллы бромида серебра остаются неизменными и невидимыми. Фиксация удаляет кристаллы бромида серебра, оставляя металлическое серебро. После фиксации пленка нечувствительна к свету. Сушка пленок проводится в сушильных шкафах, что занимает не менее 15 мин., или происходит естественным путем, при этом снимок бывает готовым на следующий день. При использовании проявочных машин снимки получают сразу после исследования. Изображение на рентгеновской пленке обусловлено различной степенью почернения, вызванного изменениями плотности черных гранул серебра. Наиболее темные области на рентгеновской пленке соответствуют наиболее высокой интенсивности излучения, поэтому изображение называют негативным. Белые (светлые) участки на рентгенограммах называют темными (затемнения), а черные – светлыми (просветления) (рис. 1.3).

Преимущества рентгенографии:

1. Важное преимущество рентгенографии – высокое пространственное разрешение. По этому показателю с ней не может сравниться ни один метод визуализации.
2. Доза ионизирующего излучения ниже, чем при рентгеноскопии и рентгеновской компьютерной томографии.
3. Рентгенографию можно производить как в рентгеновском кабинете, так и непосредственно в операционной, перевязочной, гипсовальной или даже в палате (с помощью передвижных рентгеновских установок).
4. Рентгеновский снимок является документом, который может храниться длительное время. Его могут изучать многие специалисты.

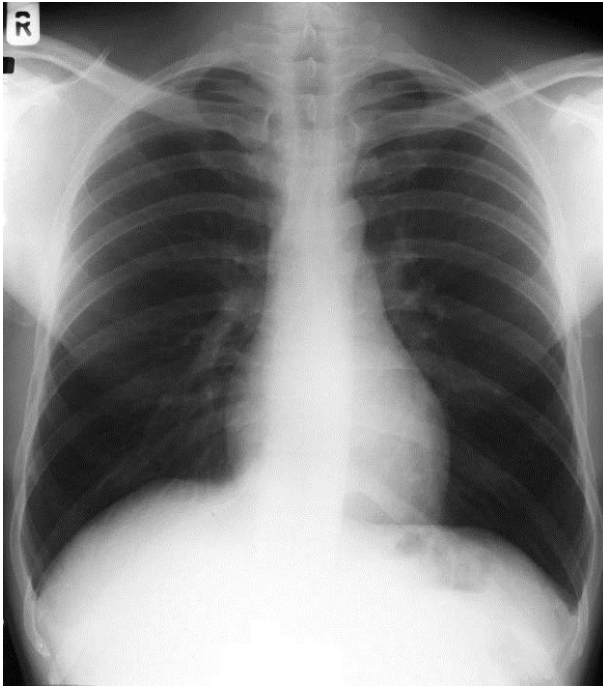


Рис. 1.3. Рентгенография грудной клетки в прямой проекции

Недостаток рентгенографии: исследование статическое, отсутствует возможность оценки движения объектов в процессе исследования.

Цифровая рентгенография включает в себя детекцию лучевой картины, обработку и запись изображения, представление изображения и просмотр, сохранение информации. При цифровой рентгенографии аналоговая информация преобразуется в цифровую форму при помощи аналогово-цифровых преобразователей, обратный процесс происходит при помощи цифро-аналоговых преобразователей. Для показа изображения цифровая матрица (числовые строки и колонки) трансформируется в матрицу видимых элементов изображения – пикселей. Пиксел – воспроизводимый системой формирования изображения минимальный элемент картины. Каждому пикселу, в соответствии со значением цифровой матрицы, присваивается один из оттенков серой шкалы. Число возможных оттенков серой шкалы в диапазоне между черным и белым часто определяется на бинарной основе, например, 10 битов =  $2^{10}$  или 1024 оттенка.

В настоящее время технически реализованы и уже получили клиническое применение четыре системы цифровой рентгенографии:

- цифровая рентгенография с экрана электронно-оптического преобразователя (ЭОП);
- цифровая люминесцентная рентгенография;
- сканирующая цифровая рентгенография;
- цифровая селеновая рентгенография.

Система цифровой рентгенографии с экрана ЭОП состоит из экрана ЭОП, телевизионного тракта и аналого-цифрового преобразователя. В качестве детектора изображения используется ЭОП. Телевизионная камера

превращает оптическое изображение на экране ЭОП в аналоговый видеосигнал, который далее при помощи аналого-цифрового преобразователя формируется в набор цифровых данных и передается в накопительное устройство. Затем эти данные компьютер переводит в видимое изображение на экране монитора. Изображение изучается на мониторе и может быть распечатано на пленке.

В цифровой люминесцентной рентгенографии люминесцентные запоминающие пластины после их экспонирования рентгеновским излучением сканируются специальным лазерным устройством, а возникающий в процессе лазерного сканирования световой пучок трансформируется в цифровой сигнал, воспроизводящий изображение на экране монитора, которое может распечатываться. Люминесцентные пластины встроены в кассеты, многократно используемые (от 10000 до 35000 раз) с любым рентгеновским аппаратом.

В сканирующей цифровой рентгенографии через все отделы исследуемого объекта последовательно пропускают движущийся узкий пучок рентгеновского излучения, которое затем регистрируется детектором и после оцифровки в аналого-цифровом преобразователе передается на экран монитора компьютера с возможной последующей распечаткой.

Цифровая селеновая рентгенография в качестве приемника рентгеновского излучения использует детектор, покрытый слоем селена. Формирующееся в селеновом слое после экспонирования скрытое изображение в виде участков с различными электрическими зарядами считывается с помощью сканирующих электродов и трансформируется в цифровой вид. Далее изображение можно рассматривать на экране монитора или распечатывать на пленку.

Преимущества цифровой рентгенографии:

- снижение дозовых нагрузок на пациентов и медицинский персонал;
- экономичность в эксплуатации (во время съемки сразу получают изображение, отпадает необходимость использования рентгеновской пленки, других расходных материалов);
- высокая производительность (около 120 изображений в час);
- цифровая обработка изображений улучшает качество снимка и тем самым повышает диагностическую информативность цифровой рентгенографии;
- дешевое цифровое архивирование;
- быстрый поиск рентгеновского изображения в памяти ЭВМ;
- воспроизведение изображения без потерь его качества;
- возможность объединения в единую сеть различного оборудования отделения лучевой диагностики;
- возможность интеграции в общую локальную сеть учреждения («электронная история болезни»);
- возможность организации удаленных консультаций («телемедицина»).

Качество изображения при использовании цифровых систем может быть охарактеризовано, как и при других лучевых методах, такими физическими параметрами, как пространственное разрешение и контраст. Контраст теневой – это разница оптических плотностей между соседними участками изображения. Пространственное разрешение – это минимальное расстояние между двумя объектами, при котором на изображении их еще можно разделить один от другого. Оцифровка и обработка изображения приводят к дополнительным диагностическим возможностям. Так, существенной отличительной особенностью цифровой рентгенографии является больший динамический диапазон. То есть, рентгеновские снимки с помощью цифрового детектора будут хорошего качества в большем диапазоне доз рентгеновского излучения, чем при обычной рентгенографии. Возможность свободной настройки контрастности изображения при цифровой обработке также является существенным различием между традиционной и цифровой рентгенографией. Передача контраста, таким образом, не ограничена выбором приемника изображения и параметров исследования и может дополнительно приспосабливаться к решению диагностических задач.

Рентгеноскопия – просвечивание органов и систем с применением рентгеновских лучей. Рентгеноскопия – анатомо-функциональный метод, который предоставляет возможность изучения нормальных и патологических процессов органов и систем, а также тканей по теневой картине флюоресцирующего экрана. Исследование выполняется в реальном масштабе времени, т.е. производство изображения и получение его исследователем совпадают во времени. При рентгеноскопии получают позитивное изображение. Видимые на экране светлые участки называют светлыми, а темные – темными.

Электронно-оптическое усиление (ЭОУ) основано на принципе преобразования рентгеновского изображения в электронное с последующим его превращением в усиленное световое. Рентгеновский ЭОП представляет собой вакуумную трубку (рис. 1.4). Рентгеновские лучи, несущие изображение от просвечиваемого объекта, попадают на входной люминесцентный экран, где их энергия преобразуется в световую энергию излучения входного люминесцентного экрана. Далее фотоны, испускаемые люминесцентным экраном, попадают на фотокатод, преобразующий световое излучение в поток электронов. Под воздействием постоянного электрического поля высокого напряжения (до 25 кВ) и в результате фокусировки электродами и анодом специальной формы энергия электронов возрастает в несколько тысяч раз, и они направляются на выходной люминесцентный экран. Яркость свечения выходного экрана усиливается до 7 тысяч раз, по сравнению с входным экраном. Изображение с выходного люминесцентного экрана при помощи телевизионной трубки передается на экран дисплея. Применение ЭОУ позволяет различать детали величиной 0,5

мм, т.е. в 5 раз более мелкие, чем при обычном рентгеноскопическом исследовании. При использовании этого метода может применяться рентгенокинематография, т.е. запись изображения на кино- или видеопленку и оцифровывание изображения при помощи аналого-цифрового преобразователя.

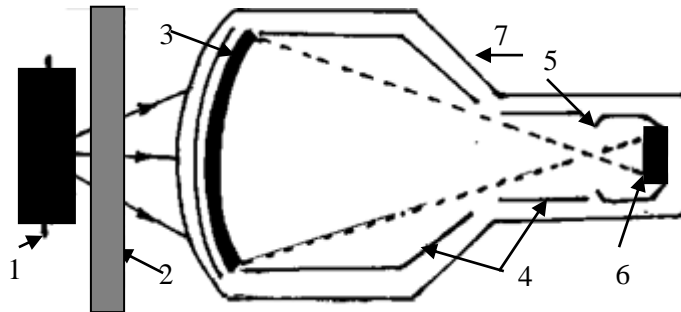


Рис. 1.4. Схема ЭОП. 1 – рентгеновская трубка; 2 – объект; 3 – входной люминесцентный экран; 4 – фокусирующие электроды; 5 – анод; 6 – выходной люминесцентный экран; 7 – внешняя оболочка. Пунктирными линиями обозначен поток электронов

#### Преимущества рентгеноскопии:

- позволяет исследовать пациентов в различных проекциях и позициях, в силу чего можно выбрать положение, при котором лучше выявляется патологическое образование;
- возможность изучения функционального состояния ряда внутренних органов: легких при различных фазах дыхания; пульсацию сердца с крупными сосудами, двигательную функцию пищеварительного канала;
- тесное контактирование врача-рентгенолога с пациентом, что позволяет дополнить рентгенологическое исследование клиническим (пальпация под визуальным контролем, целенаправленный анамнез) и т.д.;
- возможность выполнения манипуляций (биопсий, катетеризаций и др.) под контролем рентгеновского изображения.

#### Недостатки:

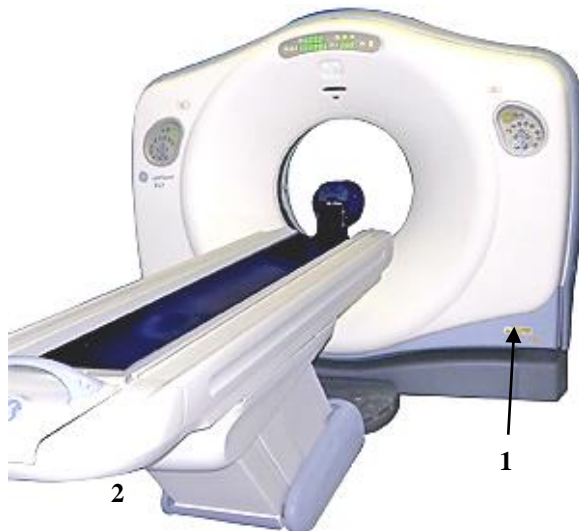
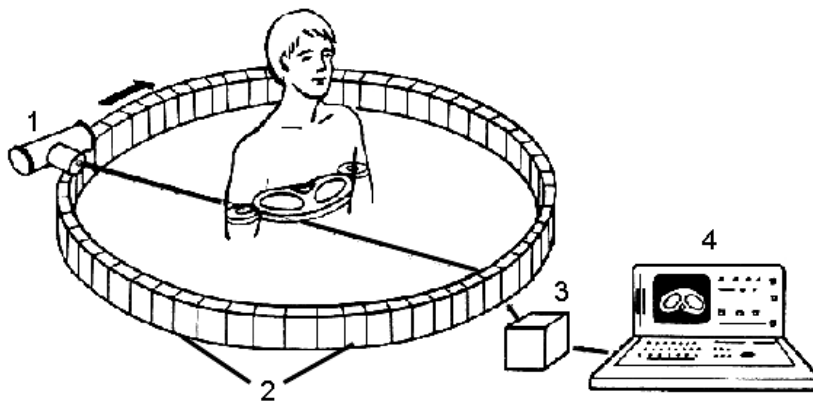
- сравнительно большая лучевая нагрузка на пациента и обслуживающий персонал;
- малая пропускная способность за рабочее время врача;
- ограниченные возможности глаза исследователя в выявлении мелких тенеобразований и тонких структур тканей; показания к рентгеноскопии ограничены.

Рентгеновская компьютерная томография (КТ). Создание рентгеновской компьютерной томографии явилось важнейшим событием в лучевой диагностике. Свидетельством этого является присуждение Нобелевской премии в 1979 г. известным ученым Кормаку (США) и Хаунсфилду (Англия) за создание и клиническое испытание КТ.

КТ позволяет изучить положение, форму, размеры и структуру различных органов, а также их соотношение с другими органами и тканями. Успехи, достигнутые с помощью КТ в диагностике различных заболеваний,

послужили стимулом быстрого технического совершенствования аппаратов и значительного увеличения их моделей.

В основе КТ лежит регистрация рентгеновского излучения чувствительными дозиметрическими детекторами и создание рентгеновского изображения органов и тканей с помощью ЭВМ. Принцип метода заключается в том, что после прохождения лучей через тело пациента они попадают не на экран, а на детекторы, в которых возникают электрические импульсы, передающиеся после усиления в ЭВМ, где по специальному алгоритму они реконструируются и создают изображение объекта, изучаемое на мониторе (рис. 1.5, 1.6).



Изображение органов и тканей на КТ, в отличие от традиционных рентгеновских снимков, получается в виде поперечных срезов (аксиальных сканов). На основе аксиальных сканов получают реконструкцию изображения в других плоскостях.

В практике рентгенологии в настоящее время используется, в основном, три типа компьютерных томографов: обычные шаговые, спиральные или винтовые, многосрезовые.

В обычных шаговых компьютерных томографах высокое напряжение к рентгеновской трубке подается по высоковольтным кабелям. Из-за этого трубка не может вращаться постоянно, а должна выполнять качающиеся движения: один оборот по часовой стрелке, остановка, один оборот против часовой стрелки, остановка и обратно. В результате каждого вращения получают одно изображение толщиной 1–10 мм за 1–5 сек.. В промежутке между срезами стол томографа с пациентом передвигается на установленную дистанцию в 2–10 мм, и измерения повторяются. При толщине среза 1–2 мм шаговые аппараты позволяют выполнять исследование в режиме «высокого разрешения». Но эти аппараты обладают рядом недостатков. Продолжительность сканирования относительно большая, и на изображениях могут появляться артефакты от движения и дыхания. Реконструкция изображения в проекциях, отличных от аксиальных, трудновыполнима или просто невозможна. Серьезные ограничения имеются при выполнении динамического сканирования и исследований с контрастным усилением. Кроме того, могут быть не выявлены малоразмерные образования между срезами при неравномерном дыхании пациента.

В спиральных (винтовых) компьютерных томографах постоянное вращение трубки совмещено с одновременным перемещением стола пациента. Таким образом, при исследовании получают информацию сразу от всего исследуемого объема тканей (целиком голова, грудная клетка), а не от отдельных срезов. При спиральной КТ возможна трехмерная реконструкция изображения (3D-режим) с высоким пространственным разрешением, в том числе виртуальная эндоскопия, позволяющая визуализировать внутреннюю поверхность бронхов, желудка, толстой кишки, гортани, придаточных пазух носа. В отличие от эндоскопии при помощи волоконной оптики, сужение просвета исследуемого объекта не является препятствием для виртуальной эндоскопии. Но в условиях последней цвет слизистой оболочки отличается от естественного, и невозможно выполнить биопсию (рис. 1.7).

В шаговых и спиральных томографах используют один или два ряда детекторов. Многосрезовые (мультidetекторные) компьютерные томографы снабжены 4, 8, 16, 32 и даже 128 рядами детекторов. В многосрезовых аппаратах значительно сокращается время сканирования и улучшается пространственная разрешающая способность в аксиальном направлении. На них можно получать информацию с использованием методики высокого разрешения. Значительно улучшается качество мультипланарных и объемных реконструкций. КТ обладает рядом преимуществ перед обычным рентгенологическим исследованием:

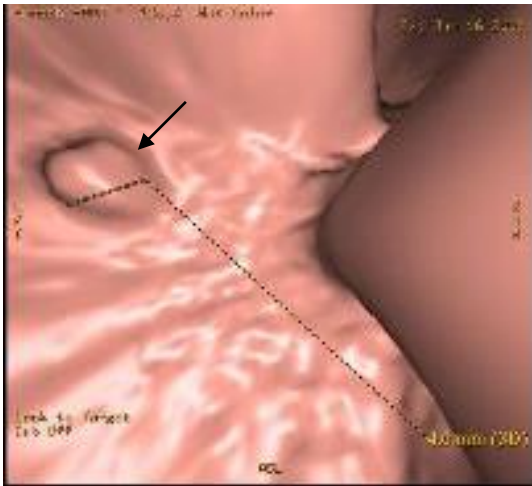


Рис. 1.7. Спиральная КТ толстой кишки (виртуальная колоноскопия). Дивертикул толстой кишки размером 4,6 мм (стрелка)

1. Прежде всего, высокой чувствительностью, что позволяет дифференцировать отдельные органы и ткани друг от друга по плотности в пределах до 0,5%; на обычных рентгенограммах этот показатель составляет 10–20% .
2. КТ позволяет получить изображение органов и патологических очагов только в плоскости исследуемого среза, что дает четкое изображение без наложения лежащих выше и ниже образований.
3. КТ дает возможность получить точную количественную информацию о размерах и плотности отдельных органов, тканей и патологических образований.
4. КТ позволяет судить не только о состоянии изучаемого органа, но и о взаимоотношении патологического процесса с окружающими органами и тканями, например, инвазию опухоли в соседние органы, наличие других патологических изменений.
5. КТ позволяет получить топограммы, т.е. продольное изображение исследуемой области наподобие рентгеновского снимка, путем смещения больного вдоль неподвижной трубки. Топограммы используются для установления протяженности патологического очага и определения количества срезов.
6. При спиральной КТ в условиях трехмерной реконструкции можно выполнить виртуальную эндоскопию.
7. КТ незаменима при планировании лучевой терапии (составление карт облучения и расчета доз).

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

Диагностика с помощью КТ основана на прямых рентгенологических признаках, т.е. определении точной локализации, формы, размеров отдельных органов и патологического очага и, что особенно важно, на

показателях плотности или абсорбции. Показатель абсорбции основан на степени поглощения или ослабления пучка рентгеновского излучения при прохождении через тело человека. Каждая ткань, в зависимости от плотности атомной массы, по-разному поглощает излучение, поэтому в настоящее время для каждой ткани и органа в норме разработан коэффициент абсорбции (КА), обозначаемый в единицах Хаунсфилда (HU). HU воды принимают за 0. кости, обладающие наибольшей плотностью, – за +1000, воздух, имеющий наименьшую плотность, – за –1000.

При КТ весь диапазон серой шкалы, в котором представлено изображение томограмм на экране видеомонитора, составляет от – 1024 (уровень черного цвета) до + 1024 HU (уровень белого цвета). Таким образом, при КТ «окно», то есть диапазон изменений HU (единиц Хаунсфилда) измеряется от – 1024 до + 1024 HU. Для визуального анализа информации в серой шкале необходимо ограничить «окно» шкалы соответственно изображению тканей с близкими показателями плотности. Последовательно изменяя величину «окна», можно изучить в оптимальных условиях визуализации разные по плотности участки объекта. Например, для оптимальной оценки легких уровень черного цвета выбирают близко к средней плотности легких (между – 600 и –900 HU). Под «окном» с шириной 800 с уровнем – 600 HU подразумевается, что плотности – 1000 HU видны как черные, а все плотности – 200 HU и выше – как белые. Если тоже изображение используется для оценки деталей костных структур грудной клетки, «окно» шириной 1000 и уровнем + 500 HU создаст полную серую шкалу в диапазоне между 0 и + 1000 HU. Изображение при КТ изучается на экране монитора, помещается в долговременную память компьютера или получается на твердом носителе – фотопленке. Светлые участки на компьютерной томограмме (при черно-белом изображении) называют «гиперденсивными», а темные – «гиподенсивными». Денсивность означает плотность исследуемой структуры. КТ обеспечивает высокую разрешающую способность участков тканей с различной плотностью (рис. 1.8, 1.9).

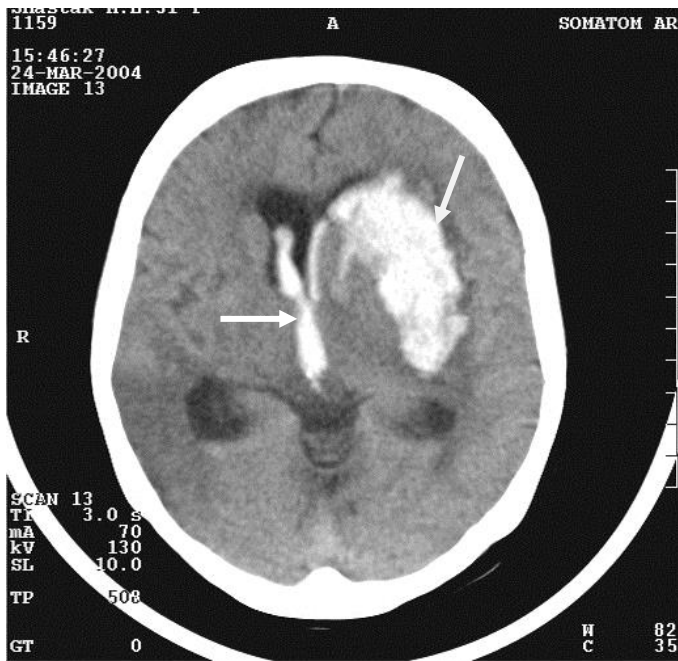


Рис. 1.8. КТ головного мозга. Кровоизлияние в левую гемисферу и желудочки головного мозга, образующее гиперденсивные зоны (стрелки)

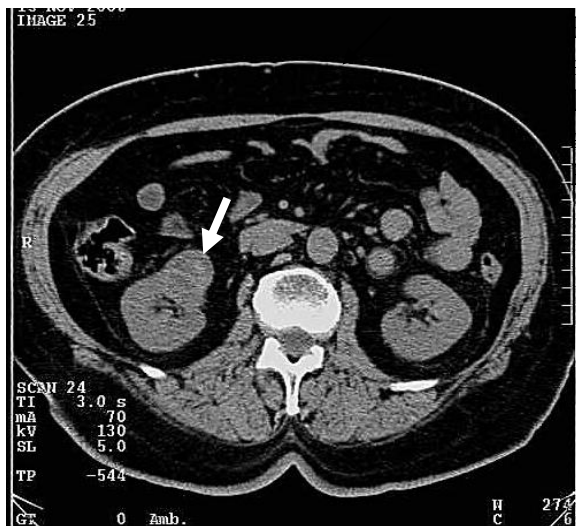


Рис. 1.9. КТ-скан в поперечной плоскости на уровне 2-го поясничного позвонка. Правая почка увеличена, ее контуры неровные (стрелка). Как правой почки

Минимальная величина опухоли или другого патологического очага, определяемого с помощью КТ, колеблется от 0,5 до 1 см при условии, что НУ пораженной ткани отличается от такового здоровой на 10–15 ед.

Недостатком КТ является увеличение лучевой нагрузки на пациентов. В настоящее время на КТ приходится 40% от коллективной дозы облучения, получаемой пациентами при рентгенодиагностических процедурах, тогда как КТ-исследование составляет лишь 4% от числа всех рентгенологических исследований.

Как в КТ, так и при рентгенологических исследованиях возникает необходимость применения для увеличения разрешающей способности методики “усиления изображения”. Контрастирование при КТ производится с водорастворимыми рентгеноконтрастными средствами.

Методика “усиления” осуществляется перфузионным или инфузионным введением контрастного вещества.

Показания к применению методики усиления при КТ:

- обнаружение объемных образований, так, например, на фоне усиленной тени паренхимы печени лучше выявляются кисты, опухоли, а более денсивны гемангиомы;
- уточненная диагностика патологических изменений головного мозга, средостения, малого таза.

*Методы рентгенологического исследования называются специальными, если используется искусственное контрастирование или специализированные рентгеновские аппараты, предназначенные для исследования одного определенного органа или области.* Органы и ткани человеческого организма становятся различимыми, если они поглощают рентгеновские лучи в различной степени. В физиологических условиях такая дифференциация возможна только при наличии естественной контрастности, которая обуславливается разницей в плотности (химическом составе этих органов), величине, положении. Хорошо выявляется костная структура на фоне мягких тканей, сердца и крупных сосудов на фоне воздушной легочной ткани, однако камеры сердца в условиях естественной контрастности невозможно выделить отдельно, как, например, и органы брюшной полости. Необходимость изучения рентгеновскими лучами органов и систем, имеющих одинаковую плотность, привело к созданию методики искусственного контрастирования. Сущность этой методики заключается во введении в исследуемый орган искусственных контрастных веществ, т.е. веществ, имеющих плотность, отличающуюся от плотности органа и окружающей его среды (рис. 1.10).

Рентгеноконтрастные средства (РКС) принято подразделять на вещества с высоким атомным весом (рентгено-позитивные контрастные вещества) и низким (рентгено-негативные контрастные вещества). Контрастные вещества должны быть безвредными.

Контрастные вещества, интенсивно поглощающие рентгеновские лучи (позитивные рентгеноконтрастные средства), – это:

1. Взвеси солей тяжелых металлов – сернокислый барий, применяемый для исследования ЖКТ (он не всасывается и выводится через естественные пути).
2. Водные растворы органических соединений йода – урографин, верографин, билигност, ангиографин и др., которые вводятся в сосудистое русло, с током крови попадают во все органы и дают, кроме контрастирования сосудистого русла, контрастирование других систем: мочевыделительной, желчного пузыря и т.д.
3. Масляные растворы органических соединений йода – йодолипол и др., которые вводятся в свищи и лимфатические сосуды.

Неионные водорастворимые йодсодержащие рентгеноконтрастные средства: ультравист, омнипак, имагопак, визипак характеризуются отсутствием в химической структуре ионных групп, низкой осмолярностью, что значительно уменьшает возможность патофизиологических реакций, и тем самым обуславливается низкое количество побочных эффектов. Неионные йодсодержащие рентгеноконтрастные средства обуславливают более низкое количество побочных эффектов, чем ионные высокоосмолярные РКС.



Рис. 1.10. Искусственное контрастирование мочевыделительных путей: экскреторная урография

Рентгенонегативные, или отрицательные контрастные вещества, – воздух, газы «не поглощают» рентгеновские лучи и поэтому хорошо оттеняют исследуемые органы и ткани, которые обладают большой плотностью.

Искусственное контрастирование по способу введения контрастных препаратов подразделяется на:

1. Введение контрастных веществ в полость исследуемых органов (самая большая группа). Сюда относятся исследования ЖКТ, бронхография, исследования свищей, все виды ангиографии.
2. Введение контрастных веществ вокруг исследуемых органов – ретропневмоперитонеум, пневморен, пневмомедиастинография.
3. Введение контрастных веществ в полость и вокруг исследуемых органов. К этой группе относится париетография. Париетография при заболеваниях органов ЖКТ заключается в получении снимков стенки исследуемого полого органа после введения газа вначале вокруг органа, а затем в полость этого органа.

4. Способ, в основе которого лежит специфическая способность некоторых органов концентрировать отдельные контрастные препараты и при этом оттенять их на фоне окружающих тканей. Сюда относятся выделительная урография, холецистография.

Побочное действие РКС. Реакции организма на введение РКС наблюдаются примерно в 10% случаев. По характеру и степени тяжести они делятся на 3 группы:

1. Осложнения, связанные с проявлением токсического действия на различные органы с функциональными и морфологическими их поражениями.
2. Нервно-сосудистая реакция сопровождается субъективными ощущениями (тошнота, ощущение жара, общая слабость). Объективные симптомы при этом – рвота, понижение артериального давления.
3. Индивидуальная непереносимость РКС с характерными симптомами:
  - 3.1. Со стороны центральной нервной системы – головные боли, головокружение, возбуждение, беспокойство, чувство страха, возникновение судорожных припадков, отек головного мозга.
  - 3.2. Кожные реакции – крапивница, экзема, зуд и др..
  - 3.3. Симптомы, связанные с нарушением деятельности сердечно-сосудистой системы – бледность кожных покровов, неприятные ощущения в области сердца, падение артериального давления, пароксизмальная тахи- или брадикардия, коллапс.
  - 3.4. Симптомы, связанные с нарушением дыхания – тахипноэ, диспноэ, приступ бронхиальной астмы, отек гортани, отек легких.

Реакции непереносимости РКС иногда носят необратимый характер и приводят к летальному исходу.

Механизмы развития системных реакций во всех случаях имеют сходный характер и обусловлены активацией системы комплемента под воздействием РКС, влиянием РКС на свертывающую систему крови, высвобождением гистамина и других биологически активных веществ, истинной иммунной реакцией или сочетанием этих процессов.

В легких случаях побочных реакций достаточно прекратить инъекцию РКС и все явления, как правило, проходят без терапии.

При развитии выраженных побочных реакций первичная неотложная помощь должна начинаться на месте производства исследования сотрудниками рентгеновского кабинета. Прежде всего, надо немедленно прекратить внутривенное введение рентгеноконтрастного препарата, вызвать врача, в обязанности которого входит оказание неотложной медицинской помощи, наладить надежный доступ к венозной системе, обеспечить проходимость дыхательных путей, для чего нужно повернуть голову больного на бок и фиксировать язык, а также обеспечить возможность проведения(при необходимости) ингаляции кислорода со скоростью 5 л/мин.

При появлении анафилактических симптомов необходимо провести следующие неотложные противошоковые мероприятия:

- ввести внутримышечно 0,5–1,0 мл 0,1% раствора адреналина гидрохлорида;

- при отсутствии клинического эффекта с сохранением выраженной гипотонии (ниже 70 мм рт. ст.) начать внутривенную инфузию со скоростью 10 мл/ч (15–20 капель в одну минуту) смеси из 5 мл 0,1% раствора адреналина гидрохлорида, разведенного в 400 мл 0,9% раствора натрия хлорида. При необходимости скорость инфузии может быть повышена до 85 мл/ч;

- при тяжелом состоянии пациента дополнительно внутривенно ввести один из препаратов глюкокортикоидов (метилпреднизолон 150 мг, дексаметазон 8–20 мг, гидрокортизона гемисукцинат 200–400 мг) и один из антигистаминных препаратов (димедрол 1% 2,0 мл, супрастин 2% 2,0 мл, тавегил 0,1% 2,0 мл). Введение пипольфена (дипразина) противопоказано в связи с возможностью развития гипотонии;

- при адреналинрезистентном бронхоспазме и приступе бронхиальной астмы внутривенно медленно ввести 10,0 мл 2,4% раствора эуфиллина. При отсутствии эффекта повторно ввести такую же дозу эуфиллина.

В случае клинической смерти осуществлять искусственное дыхание «рот в рот» и непрямой массаж сердца.

Все противошоковые мероприятия необходимо проводить максимально быстро до нормализации артериального давления и восстановления сознания больного.

При развитии умеренных вазоактивных побочных реакций без существенного нарушения дыхания и кровообращения, а также при кожных проявлениях неотложная помощь может быть ограничена введением только антигистаминных препаратов и глюкокортикоидов.

При отеке гортани, наряду с этими препаратами, следует внутривенно ввести 0,5 мл 0,1% раствора адреналина и 40–80 мг лазикса, а также обеспечить ингаляцию увлажненного кислорода. После осуществления обязательной противошоковой терапии, независимо от тяжести состояния, больной должен быть госпитализирован для продолжения интенсивной терапии и проведения восстановительного лечения.

В связи с возможностью развития побочных реакций все рентгенологические кабинеты, в которых проводятся внутрисосудистые рентгеноконтрастные исследования, должны иметь инструменты, приборы и медикаменты, необходимые для оказания неотложной медицинской помощи.

Для профилактики побочного действия РКС накануне проведения рентгеноконтрастного исследования применяют премедикацию антигистаминными и глюкокортикоидными препаратами, а также проводят один из тестов для прогнозирования повышенной чувствительности больного к РКС. Наиболее оптимальными тестами являются: определение высвобождения гистамина из базофилов периферической крови при

смешивании ее с РКС, содержания общего компонента в сыворотке крови больных, назначенных для проведения рентгеноконтрастного обследования; отбор больных для премедикации путем определения уровней сывороточных иммуноглобулинов.

Среди более редких осложнений могут иметь место «водное» отравление при ирригоскопии у детей с мегаколон и газовая (либо жировая) эмболия сосудов.

Признаком «водного» отравления, когда быстро всасывается через стенки кишки в кровеносное русло большое количество воды, и наступает дисбаланс электролитов и белков плазмы, могут быть тахикардия, цианоз, рвота, нарушение дыхания с остановкой сердца; может наступить смерть. Первая помощь при этом – внутривенное введение цельной крови или плазмы. Профилактикой осложнения является проведение ирригоскопии у детей взвесью бария в изотоническом растворе соли, вместо водной взвеси.

Признаки эмболии сосудов следующие: появление ощущения стеснения в груди, одышка, цианоз, урежение пульса и падение артериального давления, судороги, прекращение дыхания. При этом следует немедленно прекратить введение РКС, уложить больного в положение Тренделенбурга, приступить к искусственному дыханию и непрямому массажу сердца, ввести внутривенно раствор адреналина 0,1% 0,5 мл и вызвать реанимационную бригаду для возможной интубации трахеи, осуществления аппаратного искусственного дыхания и проведения дальнейших лечебных мероприятий.

Специальными методами являются маммография, выполняемая на особых рентгеновских аппаратах – маммографах, а также дентальная рентгенография.

*Частные рентгенологические методы.* Флюорография – способ массового поточного рентгенологического обследования, состоящий в фотографировании рентгеновского изображения с просвечивающего экрана на флюорографическую пленку фотоаппаратом. Размер пленки 110×110 мм, 100×100 мм, реже – 70×70мм. Исследование выполняют на специальном рентгеновском аппарате – флюорографе. В нем имеются флюоресцентный экран и механизм автоматического перемещения рулонной пленки. Фотографирование изображения производится при помощи фотокамеры на рулонную пленку (рис. 1.11). Метод применяется при массовом обследовании для распознавания туберкулеза легких. Попутно могут быть обнаружены и другие заболевания. Флюорография более экономична и производительна, чем рентгенография, но существенно уступает ей по информативности. Доза излучения при флюорографии больше, чем при рентгенографии.

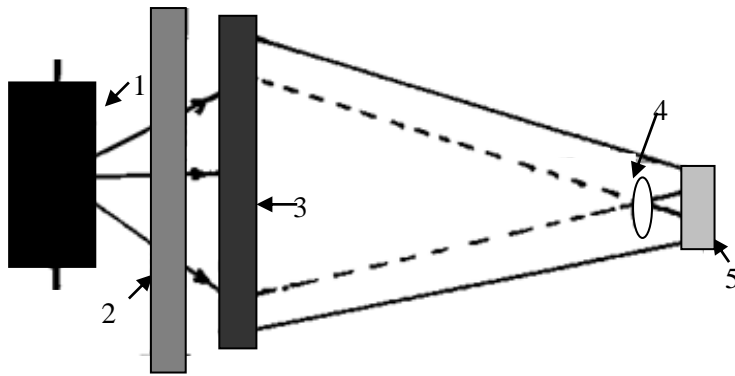


Рис. 1.11. Схема флюорографии. 1 – рентгеновская трубка; 2 – объект; 3 – люминесцентный экран; 4 – линзовая оптика; 5 – фотокамера

Линейная томография предназначена для устранения суммационного характера рентгеновского изображения. В томографах для линейной томографии приводится в движение в противоположных направлениях рентгеновская трубка и кассета с пленкой (рис 1.12).

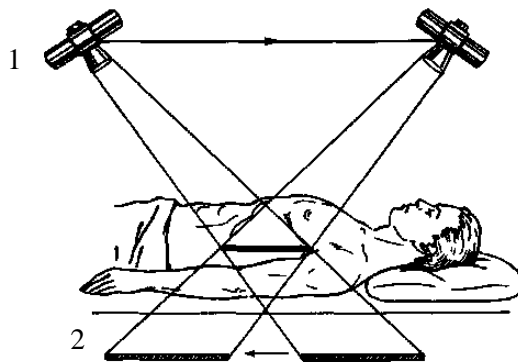


Рис. 1.12. Линейная томография (схема). 1 – рентгеновская трубка; 2 – кассета с рентгеновской пленкой

Во время перемещения трубки и кассеты в противоположных направлениях образуется ось движения трубки – слой, который остается как бы фиксированным, и на томографическом снимке детали этого слоя отображаются в виде тени с довольно резкими очертаниями, а ткани выше и ниже слоя оси движения получаются размазанными и не выявляются на снимке указанного слоя (рис. 1.13).

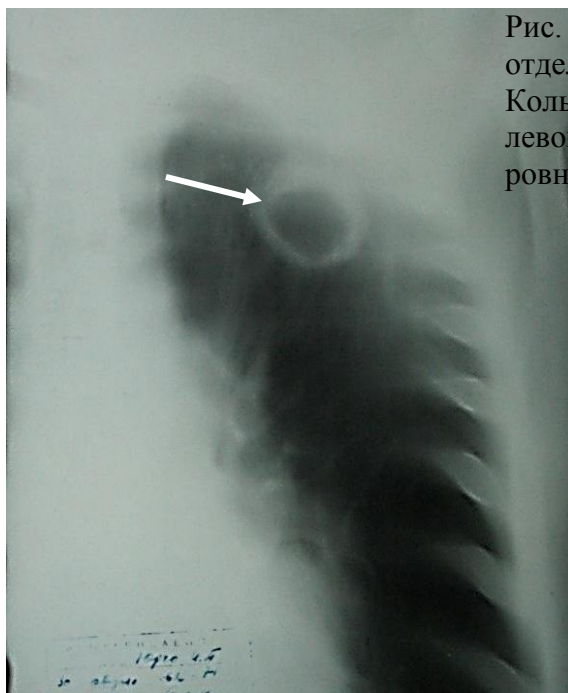


Рис. 1.13. Прямая проекция. Передние и задние отделы ребер не визуализируются. Кольцевидная тень в проекции верхней доли левого легкого с равномерно толстыми, ровными стенками, без жидкости (стрелка)

Линейные томограммы можно выполнять в сагиттальной, фронтальной и промежуточной плоскостях, что недостижимо при шаговой КТ.

*Рентгенодиагностика* – лечебно-диагностические процедуры. Имеются в виду сочетанные рентгеноэндоскопические процедуры с лечебным вмешательством (интервенционная радиология).

Интервенционно-радиологические вмешательства в настоящее время включают: а) транскатетерные вмешательства на сердце, аорте, артериях и венах: реканализация сосудов, разобщение врожденных и приобретенных артериовенозных соустьев, тромбэктомии, эндопротезирование, установка стентов и фильтров, эмболизация сосудов, закрытие дефектов межпредсердной и межжелудочковой перегородок, селективное введение лекарств в различные отделы сосудистой системы; б) чрескожное дренирование, пломбировка и склерозирование полостей различной локализации и происхождения, а также дренирование, дилатация, стентирование и эндопротезирование протоков разных органов (печени, поджелудочной железы, слюнной железы, слезноносового канала и пр.); в) дилатация, эндопротезирование, стентирование трахеи, бронхов, пищевода, кишки, дилатация кишечных стриктур; г) пренатальные инвазивные процедуры, лучевые вмешательства на плоде под контролем ультразвука, реканализация и стентирование маточных труб; д) удаление инородных тел и конкрементов различной природы и разной локализации. В качестве навигационного (направляющего) исследования, помимо рентгенологического, применяют ультразвуковой метод, а ультразвуковые аппараты снабжают специальными пункционными датчиками. Виды интервенционных вмешательств постоянно расширяются.

В конечном итоге, предметом изучения в рентгенологии является *тенивое изображение*. Особенности теневого рентгеновского изображения являются:

1. Изображение, складывающееся из многих темных и светлых участков – соответственно областям неодинакового ослабления рентгеновых лучей в разных частях объекта.
2. Размеры рентгеновского изображения всегда увеличены (кроме КТ), по сравнению с изучаемым объектом, и тем больше, чем дальше объект находится от пленки, и чем меньше фокусное расстояние (отстояние пленки от фокуса рентгеновской трубки) (рис. 1.14).
3. Когда объект и пленка не в параллельных плоскостях, изображение искажается (рис. 1.15).
4. Изображение суммационное (кроме томографии) (рис. 1.16).
5. Негативное изображение при рентгенографии и КТ.

Каждая ткань и патологические образования, выявляемые при лучевом

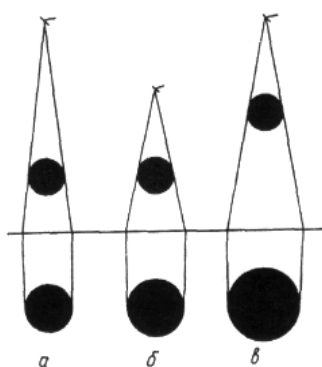


Рис. 1.14. Зависимость размеров рентгеновского изображения (а, б, в) от расстояния между рентгеновской трубкой, объектом и приемником рентгеновского изображения (экран, пленка)

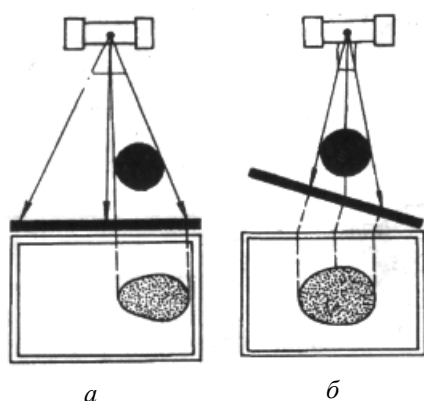


Рис. 1.15. Изменение формы объекта в зависимости от направления рентгеновского излучения (а) и положения приемника рентгеновского излучения (б)

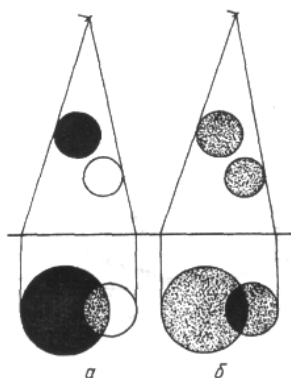


Рис.1.16. Суммационный характер рентгеновского изображения при рентгенографии и рентгеноскопии. Субтракция (а) и суперпозиция (б) теней рентгеновского изображения

исследовании, характеризуются строго определенными признаками: числом, положением, формой, размером, интенсивностью, структурой, характером контуров, наличием или отсутствием подвижности, динамикой во времени.

### 1.3. Методы радионуклидной диагностики

Радионуклидная диагностика (ядерная медицина) – применение с диагностической целью меченых радиоактивными нуклидами веществ для исследования функционального и морфологического состояния организма.

Для радионуклидной диагностики используют радиофармацевтические препараты (РФП) и различные типы радиодиагностических приборов.

*РФП называется химическое соединение, содержащее в своей молекуле определенный радиоактивный нуклид, которое разрешено для введения человеку с диагностической или лечебной целью.*

В большинстве случаев в качестве индикаторов применяют физиологически активные или, как принято говорить, тропные к тем или иным органам (физиологическим системам) неорганические или органические соединения, белковые тела (в том числе, антигены, антитела, гормоны), в ряде случаев форменные элементы крови. В типичном варианте меченый индикатор вводится в кровеносное русло, и с этого момента начинается процесс собственно радионуклидного диагностического исследования.

Все этапы транспорта индикатора могут быть представлены в систематизированном виде:

1. Введение в кровеносное русло порции раствора индикатора.
2. Механический его транспорт по венозному руслу и к сердцу.
3. Постепенное размешивание препарата в камерах сердца и в кровеносном русле, а в ряде случаев и связывание с белками плазмы.
4. Проникновение физиологически активного соединения сквозь гематотканевые барьеры.
5. Прохождение из межклеточного вещества в тропные для данного индикатора клетки.
6. Концентрирование препарата, реакции его с нейтрализующими соединениями или белками-кондукторами и т.д., а в ряде случаев даже

инкорпорирование в специализированных клетках или включение в синтезируемые в организме соединения (аминокислоты, белки и т.д.).

7. Активный выход препарата из клеток в протоки экскретирующих систем или в межуточное вещество, затем вновь в кровяное русло или в лимфатические капилляры.
8. Выведение препарата из организма через выделительные системы.

Очевидно, что первый, второй, третий и восьмой этапы (первая группа) должны быть отнесены к этапам биомеханического транспорта препарата. Четвертый, пятый, шестой и седьмой этап (вторая группа) должны быть отнесены к этапам биохимического или метаболического характера. Разумеется, что последовательность эта условна.

Кроме того, при энтеральном, ингаляционном или интравенозном введении появляется некоторое дополнительное количество этапов транспорта. Наоборот, количество этапов транспорта резко уменьшается, если в качестве индикатора используются физиологически инертное высокомолекулярное соединение или меченые элементы крови, длительное время не покидающие кровяное русло и циркулирующие в нем.

Радионуклидная диагностика строится на применении таких меченых соединений, поведение которых в организме отражает особенности состояния его органов и функциональных систем. При этом, благодаря высочайшей чувствительности радиодиагностических приборов, РФП вводится в индикаторных количествах, не влияя на физиологические и морфологические показатели, а только отражает их состояние.

Требованиями, предъявляемыми к РФП, являются:

1. Малая токсичность.
2. Испускание частиц, или фотонов, которые можно зарегистрировать.
3. Диагностический смысл.
4. РФП должны иметь достаточную радиохимическую чистоту, то есть определенную долю радионуклида, находящегося в РФП в необходимой химической форме. Радионуклидные примеси могут создавать нежелательно высокие дозы облучения организма больного, снижать точность и искажать результаты исследования.
5. Оптимальная объемная активность (содержание радионуклида в 1 мл препарата устанавливается с учетом метода применения и срока хранения РФП).
6. Оптимальная удельная активность (содержание радионуклида на единицу массы основного вещества) определяется возможным влиянием последнего на биологическое поведение препарата и его фармакологическими (токсическими) свойствами.

Важным требованием к РФП является минимальная лучевая нагрузка при его введении. Активность радионуклида в организме уменьшается вследствие распада ядер атомов, то есть физического процесса, и выведения его из организма – биологического процесса. Время распада половины

атомов радионуклида называют физическим периодом полураспада ( $T_{1/2}$  физ.). Время, за которое активность введенного в организм РФП снижается наполовину за счет его выведения, именуют периодом биологического полувыведения ( $T_{1/2}$  биол.). Время, в течение которого активность введенного в организм радионуклида снижается вдвое за счет распада и выведения, называется эффективным периодом полувыведения ( $T_{1/2}$  эфф.).

Для регистрации радиоактивного нуклида, находящегося в организме человека, необходимо, чтобы его излучение обладало достаточным уровнем энергии гамма-квантов и большая его часть проникала наружу с минимальным рассеиванием в тканях. В этом плане целесообразны излучатели с энергией гамма-квантов от 30 до 140 кэВ (наиболее часто применяется  $^{99m}\text{Tc}$ , образующий  $\gamma$ -излучение с энергией 140 кэВ).

Каждый РФП подвергается экспериментальным и клиническим испытаниям, утверждается Министерством здравоохранения. Осуществляется контроль РФП за их химической, радиохимической и радионуклидной частотой, а также за стерильностью и апиrogenностью.

Все радиодиагностические методики делятся на группы, характеризующиеся идентичным способом получения информации, ее первичной обработкой и использованием одинаковой приборной техники. Эти методики исследования делятся на методики *in vivo* (в целом организме) и методики *in vitro* (в биологических пробах). При исследованиях *in vitro* РФП в организм не вводятся. Выполнение любого радиодиагностического исследования осуществляется с помощью радиоэлектронных приборов, специально предназначенных для этих целей. В большинстве приборов для радионуклидной диагностики используются сцинтилляционные детекторы. Каждый такой детектор имеет два основных элемента – сцинтиллятор и фотоэлектронный умножитель. В сцинтилляторе при полном или частичном поглощении энергии падающих на него гамма-квантов или бета-частиц возникают световые вспышки (сцинтилляции) очень низкой интенсивности. Чтобы зарегистрировать такие вспышки, необходимо специальное устройство – фотоэлектронный умножитель. В фотоэлектронном умножителе световая энергия вспышек превращается в поток электронов, который лавинообразно усиливается (рис. 1.17).

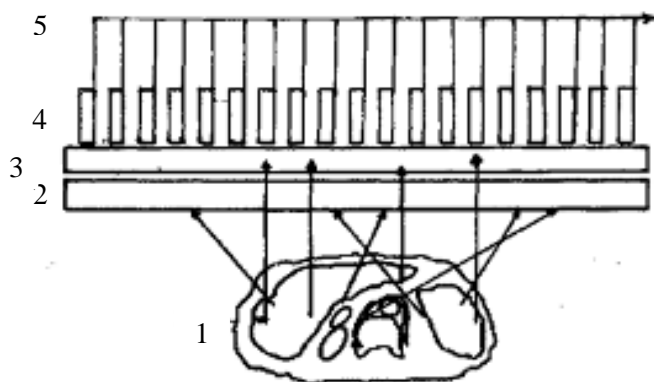


Рис. 1.17. Схема сцинтилляционного детектора. 1 – пациент; 2 – коллиматор; 3 – сцинтиллятор (монокристалл NaI, активированного TI); 4 – фотоэлектронный умножитель; 5 – поток электронов

Полученный электрический импульс после специальных преобразований регистрируется. Весь комплекс радиодиагностических приборов целесообразно классифицировать по медико-функциональному назначению.

*В первую группу входят приборы (радиометры),* при помощи которых производится радиометрия – определение накопления  $\gamma$ - и  $\beta$ -излучающих препаратов в органе, установки для определения содержания радиоактивного вещества в биологических пробах и счетчики излучения всего тела человека (СИЧ), позволяющие измерять общую радиоактивность в организме человека.

*Вторую группу составляют приборы, называемые хронографами,* или радиографами, используемые для исследования временных характеристик накопления радиоактивного препарата в органах человека.

*Третья группа приборов предназначена для исследования пространственных характеристик распределения РФП в организме пациента* и представлена следующими разновидностями: приборами с подвижным детектором, обеспечивающими получение гамма-топографической картины распределения радиоактивных индикаторов в исследуемом органе методом механического перемещения детектора (сканирования); установками с неподвижным детектором – гамма-камерами (сцинтиграфия). Гамма-камера представляет собой основной радиодиагностический прибор, позволяющий визуализировать распределение индикатора в органах человека. Выделяют статическую сцинтиграфию (рис. 1.18), когда исследуется распределение и накопление РФП в исследуемом объекте, и динамическую сцинтиграфию (рис. 1.19), при которой исследуются распределение РФП и временные характеристики накопления и выведения РФП в исследуемом объекте. Участки с повышенным накоплением РФП на сцинтиграммах называют «горячими», а участки с пониженным накоплением – «холодными».

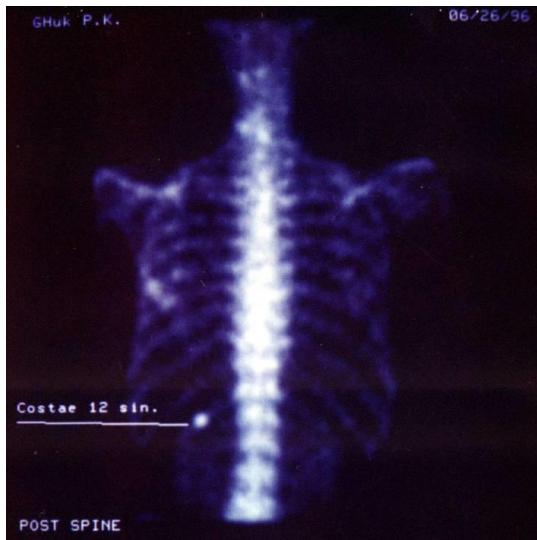


Рис. 1.18. Статическая сцинтиграфия скелета с  $^{99m}\text{Tc}$  – технефором. Метастаз рака в 12 ребро слева

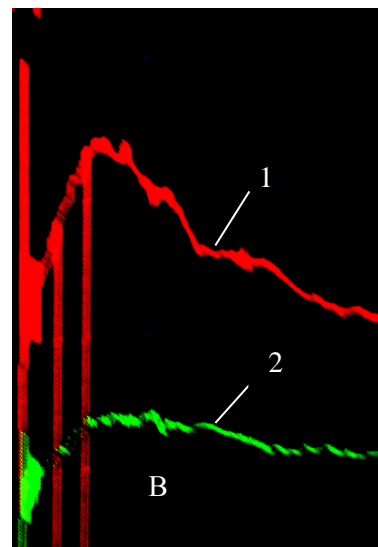
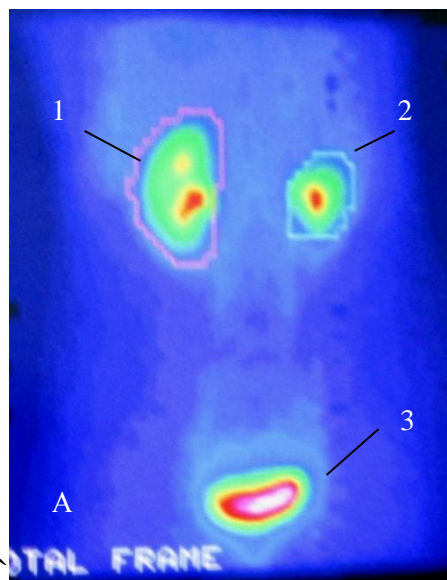


Рис. 1.19. Динамическая нефросцинтиграфия с  $^{99m}\text{Tc}$ -ДТПА (исследование гломерулярной фильтрации с диэтилентриаминопентаацетатом) А) распределение РФП в почках, отражающее гломерулярную фильтрацию: 1 – левая почка, 2 – правая почка, 3 – мочевого пузыря. Отмечается резкое уменьшение правой почки в размере; В) гистограмма: кривая, отражающая уровень фильтрации в левой почке (1) и в правой почке (2). Гипоплазия правой почки с гипофункцией

*Четвертая группа приборов: гамма-томографы.* В отличие от обычных гамма-камер, детектор вращается вокруг тела пациента, что позволяет изучать накопление индикатора в поперечной, сагиттальной, фронтальной плоскостях и получить трехмерную картину содержания индикатора в исследуемом объекте. Название этого метода – однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ).

*Пятая группа приборов связана с двухфотонной позитронной эмиссионной компьютерной томографией (ПЭТ):* в этих приборах гамма-

кванты регистрируются при помощи коллимированно расположенных детекторов гамма-камеры.

Особенностью ПЭТ является использование метаболически активных субстанций (чаще всего глюкозы), которые метятся позитронными радионуклидами (обычно  $^{18}\text{F}$ ), результатом чего является РФП – флюородезоксиглюкоза (18-ФДГ). Вследствие гиперметаболизма, характерного для злокачественных опухолей, 18-ФДГ очень активно включается в опухолевые клетки. После эмиссии из ядра атома позитрон вступает во взаимодействие с электроном. Позитрон, соединяясь с электроном, образует массу обеих частиц, которая превращается в 2 гамма-кванта, разлетающихся в строго противоположные стороны (аннигиляция). Гамма-квант, попадая на кристалл детектора, вызывает вспышку (сцинтилляцию), ФЭУ переводит сумму вспышки в цифровой вид, который выводится на экран дисплея. Регистрация распределения 18-ФДГ ведется по фотонному излучению, возникающему вследствие аннигиляции позитронов. В результате получают более точные данные о распространенности опухолевого процесса, чем при использовании других методов лучевой диагностики. ПЭТ имеет колоссальные потенциальные возможности по изучению метаболических процессов различных заболеваний.

Для изготовления РФП при ПЭТ необходимы специальные условия:

- наличие циклотрона, в котором вырабатываются радионуклиды для РФП (рис. 1.20),
- радиохимическая лаборатория,
- специалисты: физики, радиохимики.

Синтез РФП в лаборатории осуществляется индивидуально для каждого исследуемого.

Для диагностики различных органов и тканей используются различные изотопы. Чаще всего используют такие изотопы, как  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$  и  $^{15}\text{O}$  (период полураспада у них составляет 109, 20, 10 и 2 мин., соответственно).

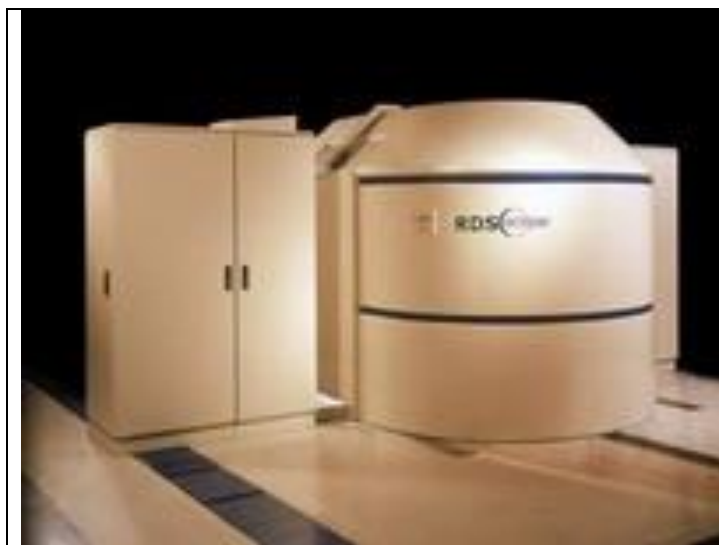


Рис. 1.20. Циклический ускоритель для получения излучающих позитроны радионуклидов

Возможности ПЭТ - можно изучать метаболические процессы, происходящие в клетках мозга, миокарда, точно различать опухолевую ткань и метастазы в любом месте организма.

Основные показания к ПЭТ:

- Все онкологические заболевания и подозрения на них, при невозможности их идентификации путем, при котором на пациента оказывается меньшая лучевая нагрузка.
- Деменция (вследствие болезни Альцгеймера, Пика, Паркинсона, сосудистые деменции – дифференциальная диагностика с выявлением причины приобретенного слабоумия).
- Сосудистые заболевания головного мозга (ишемический, геморрагический инсульт, определение степени повреждения мозговой ткани, выраженности стенозов сонных артерий).
- Травмы тканей головного мозга.
- Заболевания сердечно-сосудистой системы: ИБС, кардиомиопатии, врожденные пороки сердца (ПЭТ позволяет изучить микроциркуляцию и определить жизнеспособность сердечной мышцы, что очень важно при решении вопроса о хирургическом лечении).

В 2015 году в Беларуси на базе РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Александрова заработал центр позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ). Белорусский центр ПЭТ – это одно большое здание площадью более 2,5 тысячи квадратных метров. В ноябре 2014 года в Минск был завезен циклотрон Eclipse бельгийской фирмы SiemensAG. Здесь появилась радиохимическая лаборатория, в которой сотрудники центра проводят синтез, фасовку и контроль качества РФП. В диагностическом отделении установили 3 сканирующих томографа.

Основные преимущества и недостатки радионуклидных методов исследования представлены в таблице 1.2.

Таблица 1.2 –Преимущества и недостатки радионуклидных методов исследования

Преимущества радионуклидной диагностики	Недостатки радионуклидной диагностики
Одновременное исследование структуры и функции	Ионизирующее излучение
Физиологичность исследований	Ограничение диагностической визуализации из-за недостаточного пространственного разрешения
Более высокая чувствительность диагностики патологических процессов в связи с возможностью регистрации метаболических	Одномоментно исследуется только один орган или система

изменений	
Неинвазивность	Ограничение доступа

С точки зрения клинической значимости, радионуклидные исследования можно разделить на 4 группы:

1. Полностью обеспечивающие установление диагноза заболевания.
2. Определяющие нарушения функции исследуемого органа или системы, на основании которых разрабатывается план дальнейшего обследования.
3. Устанавливающие особенности анатомо-топографических положений внутренних органов.
4. Дающие возможность получить дополнительно прогностическую информацию в комплексе клинико-инструментального обследования с целью более полного диагностического заключения.

К первой группе относят комплекс радионуклидных исследований йодного обмена, позволяющий в большинстве случаев установить диагноз заболеваний щитовидной железы; скинтиграфическое исследование скелета с пирофосфатом для распознавания МТС злокачественных опухолей; переломов костей, обусловленных суммацией микротравм.

Ко второй группе относят исследования функций почек и гепатобилиарной системы, результаты которых определяют необходимость и показания к выполнению других исследований. Таким образом, радионуклидные исследования мочевой и гепатобилиарной систем являются начальными у больных с заболеваниями этих органов.

К третьей группе относят скинтиграфию ряда органов (почек, печени, щитовидной железы, селезенки и др.), поскольку она является надежным способом определения их анатомо-топографического состояния.

К четвертой группе относят исследования легких, сердечно-сосудистой системы, лимфатической системы, головного мозга. В этих случаях удастся не только подтвердить наличие патологического процесса, но и установить его биологическую активность, а также степень и распространенность поражения.

*Радиоиммунный анализ (РИА).* Принципиальной основой методик радионуклидных исследований *in vitro* является конкурентное связывание искомых (немеченых и идентичных искусственно меченых) веществ или соединений со специфически связывающими системами. При этом РФП в организм человека не вводятся, используются биосубстраты (кровь, моча).

Специфическая связывающая система (именуемая «биндер», т.е. связывающий) вступает в равноправное взаимодействие как с исследуемым веществом (именуемым «лигандом», т.е. связываемым), так и с его аналогом, меченым радиоактивным нуклидом, связываясь с ними в количествах, пропорциональных их исходным концентрациям. Таким образом, чем больше содержание исследуемого вещества в данной пробе, тем меньшая часть его меченого аналога свяжется со специфической связывающей

системой, и тем большая часть остается несвязанной. Чаще всего комплекс лиганд + биндер выпадает в осадок, а несвязанная часть меченого аналога остается в надосадочной жидкости. Наиболее часто лигандом служит антиген, а биндером – антитело.

При этом количество искомого вещества в различных пробах варьирует, а количество меченого аналога и специфической связывающей системы постоянно. Кроме того, обычно меченого лиганда больше, чем биндера.

Отделив комплекс меченый лиганд+биндер от несвязавшегося лиганда, можно измерить связавшуюся величину активности, которая обратно пропорциональна содержанию искомого вещества. Одновременно в тех же условиях проводится серия анализов известных концентраций искомого вещества (так называемые стандартные разведения), которые позволяют построить калибровочную кривую, отражающую изменения связанной активности в зависимости от концентрации немеченого лиганда (искомого вещества).

В настоящее время методики РИА разработаны для более чем 400 соединений различной химической природы и применяются в следующих областях медицины:

1. В эндокринологии для диагностики сахарного диабета, патологии гипоталамо-надпочечниковой и тиреоидной систем, выявления механизмов других эндокринно-обменных нарушений.
2. В онкологии для ранней диагностики злокачественных опухолей и контроля за эффективностью лечения путем определения концентрации альфа-фетопротеина, раково-эмбрионального антигена, а также более специфических туморальных маркеров.
3. В кардиологии для диагностики инфаркта миокарда путем определения концентрации миоглобина, контроля лечения препаратами дигоксин, дигитоксин.
4. В педиатрии для определения причин нарушения развития у детей и подростков (определение соматотропного гормона, тиреотропного гормона гипофиза).
5. В акушерстве и гинекологии для контроля за развитием плода путем определения концентрации эстрола, прогестерона, в диагностике гинекологических заболеваний и выявления причин бесплодия женщин (определение лютеинизирующего и фолликулостимулирующего гормонов).
6. В аллергологии для определения концентрации иммуноглобулинов Е и специфических антигенов.
7. В токсикологии для измерения концентрации в крови лекарственных веществ и токсинов.

Широкое применение радионуклидных методов диагностики в различных областях клинической медицины, ее высокая информативность сделали радиоизотопные исследования необходимым звеном.

#### **1.4. Методы ультразвукового исследования**

Получение ультразвуковых изображений внутренних органов (структур) биологических объектов основано на применении звукового поля, формируемого в средах, обладающих упругостью (жидкость, твердое тело). Для исследования биологических объектов используются продольные акустические волны ультразвукового диапазона частот (1–15 МГц), при распространении которых направления колебаний частиц среды и движение волны совпадают. Продольные ультразвуковые волны в средах распространения характеризуются вектором скорости, коэффициентом затухания и коэффициентом отражения волн от границ сред, обладающих различным акустическим сопротивлением – импедансом. Все эти характеристики в зависимости от способа их регистрации могут быть использованы для формирования теневых, эхолокационных и других видов ультразвуковых изображений. Основой диагностического применения ультразвука служит феномен отражения ультразвуковой энергии на границе сред (тканей) с различным акустическим сопротивлением.

Распространение и отражение ультразвука – два основных принципа, на которых основано действие всей диагностической ультразвуковой аппаратуры.

Основой генерирования и регистрации ультразвуковых колебаний является прямой и обратный пьезоэлектрический эффект. Для получения ультразвуковых колебаний используют обратный пьезоэлектрический эффект, сущность которого заключается в том, что при создании электрических зарядов на поверхности граней кристалла последний начинает сжиматься и растягиваться. Возникают колебания, частота которых зависит от частоты смены знака потенциала на гранях кристалла. Большим преимуществом пьезоэлектрических преобразователей является то, что источник ультразвука может служить одновременно и его приемником. При этом в действие вступает прямой пьезоэлектрический эффект, когда при деформации пьезокристалла воспринимаемым ультразвуковым сигналом на его гранях образуются разноименные электрические потенциалы, которые могут быть зарегистрированы. Для получения ультразвуковых колебаний чаще всего используется кристалл титаната циркония.

Частота ультразвукового сигнала при отражении его от движущегося объекта изменяется пропорционально скорости движения лоцируемого объекта вдоль оси распространения сигнала – это явление называется эффектом Доплера. При движении объекта в сторону датчика, генерирующего ультразвуковые импульсы, частота отраженного сигнала увеличивается, и, наоборот, при отражении сигнала от удаляющегося объекта

частота отраженного сигнала уменьшается. Измеряя частоту отраженного сигнала и зная частоту посланного сигнала, можно по сдвигу частоты ( $\Delta f$ ) определить скорость движения исследуемого объекта в направлении, параллельном ходу ультразвукового луча. При движении объекта под углом по отношению к лучу для определения скорости вносится соответствующая поправка на величину угла.

Ультразвуковые изображения несут информацию о незначительных изменениях параметров сред (порядка 1–2%) и позволяют визуализировать структурно-топографические взаимоотношения внутренних органов и мягких тканей. Сильное отражение ультразвуковых колебаний (почти 100%) от границ раздела мягкая ткань–воздух или мягкая ткань–кость ограничивает применение ультразвуковых исследований (УЗИ) для исследования легких, желудочно-кишечного тракта, головного мозга. Амплитуда эхосигналов несет информацию о процессах поглощения рассеяния и обратного отражения ультразвуковых зондирующих импульсов в исследуемой среде. Путем измерения этих величин, являющихся параметрами эхоизображения, могут быть определены:

- глубина залегания неоднородности;
- направление на нее;
- линейные размеры и расстояния между несколькими неоднородностями;
- при соответствующем конструктивном обеспечении возможны измерения, связанные с перемещением отдельных структур объектов относительно направления ультразвукового зондирования.

Простейшим видом отображения информации в ультразвуковой эхоскопии является продольная *A-эхограмма*, получаемая зондированием среды при неизменном направлении ультразвукового луча. В этом случае эхосигналы представляются в одномерном виде, как амплитудные отметки на оси времени. При неизменном направлении ультразвукового луча может быть получен еще один тип эхоизображения – *M-эхограмма*, характеризующая перемещение лоцируемых структур во времени. Такой тип эхограммы может быть сформирован при многократном ультразвуковом зондировании подвижной среды. Данный тип эхоизображения позволяет фиксировать изменения во времени глубины залегания биологических структур, находящихся на трассе распространения ультразвука вдоль луча при их движении, и получил широкое распространение при движении структур сердца.

Ценность метода резко повышается при применении *двухмерного ультразвукового B-сканирования*. Такие эхограммы называются еще эхотомограммами и характеризуются двумерным распределением амплитуды эхосигналов. Принцип ультразвукового сканирования заключается в перемещении датчика в направлении, перпендикулярном линии распространения ультразвукового луча. Отраженные импульсы регистрируются на экране в виде светящихся точек. Поскольку датчик

находится в постоянном движении, а экран имеет длительное послесвечение, отраженные импульсы сливаются, формируя изображение сечения обследуемого органа (рис. 1.21).

Получить дополнительную информацию о деталях обследуемой структуры позволяет сложное ультразвуковое сканирование, что достигается приданием датчику двух родов движения: основного и дополнительного.

Например, линейное движение датчика может сопровождаться покачиванием его на определенный угол вокруг своей оси (секторальное сканирование).

*Трехмерный (3D) режим* – синтезирование объемного изображения, получаемого методом электронного или механического сканирования в двух и более плоскостях (рис. 1.22).

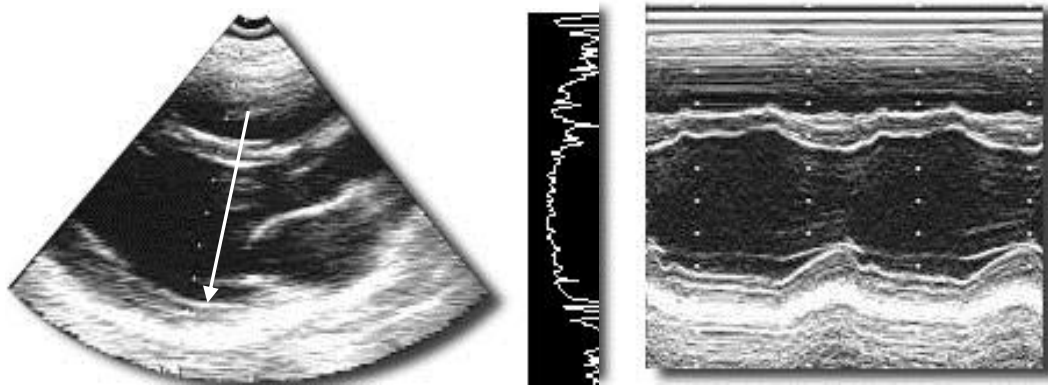


Рис. 1.21. Схема одномерных и двухмерного режимов на примере исследования сократительной функции базальных отделов левого желудочка.

Слева направо: двухмерное ультразвуковое В-сканирование (стрелкой отображен маркер направления УЗ пучка для одномерных исследований); А-режим в виде вертикального графика эхогенности внутрисердечных структур; М-режим позволяет оценить характер движения стенок сердца во времени (на протяжении всего сердечного цикла)



Рис. 1.22. Объемное изображение плода

*Допплеровские режимы* позволяют регистрировать основные параметры кровотока (скорость, направление и ламинарность). Регистрация результатов доплерографии представляет собой развертку скорости потока крови во времени. Кровоток, направленный от датчика, регистрируется ниже изолинии, а направленный в сторону датчика – выше нее (рис. 1.23).

Постоянный доплеровский режим отображает временной график изменения скорости кровотока на всем протяжении ультразвукового пучка. Широко используется для исследования кровотока в периферических сосудах.

Импульсный доплеровский режим отображает временной график изменения скорости кровотока в заданном контрольном объеме.

Цветовой доплеровский режим одновременно регистрирует кровоток в 64–256 контрольных объемах с последующей цветовой кодировкой основных параметров (направление – цвет, скорость – интенсивность цвета, ламинарность – однородность цвета). В отличие от предыдущих доплеровских режимов, цветовой режим позволяет дать только качественную оценку нормальных и патологических потоков крови в выбранном сечении. Энергетический доплеровский режим основан на принципе цветового режима, для повышения чувствительности которого к низкоскоростным потокам используется доплеровский сигнал высокой мощности.

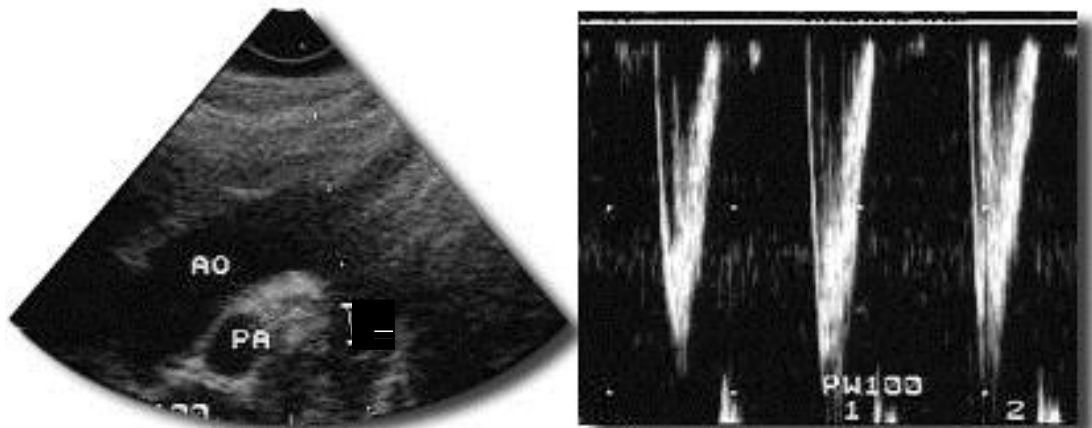


Рис. 1.23. Слева – двухмерное изображение сердца с меткой контрольного объема (в виде знака=), установленной на уровне нисходящего отдела аорты (АО). Справа – график трансаортального кровотока, отображающий направление (от датчика), скорость (величина амплитуды) и ламинарность (зашумленность) потока

*Энергетический режим* позволяет регистрировать низкоскоростные структуры без дифференциации их скорости, направления и ламинарности потока.

В современных ультразвуковых сканерах возможны комбинации двух и более режимов одновременно.

*Эластография* (соноэластография) – метод ультразвуковых исследований, в основе которого лежит дифференциальная диагностика злокачественных новообразований на основании изменения их плотности и жесткости. Соноэластография позволяет проводить оценку тканевой жесткости в режиме реального времени при помощи мягкого давления, осуществляемого стандартным ультразвуковым датчиком. Эластичность ткани определяется и отображается определенными цветами на экране В-

режима. Компьютеризированная цветовая шкала: степень жесткости соответствует определенному цвету (синий цвет – жесткие структуры, красный и зеленый – мягкие ткани). Эластография на сдвиговой волне – новый метод эхографии, основанный на использовании сдвиговых волн с колебаниями частиц в плоскости, поперечной к направлению распространения волны. Сдвиговые волны можно получить с помощью радиационного давления сфокусированной ультразвуковой волны в заданных точках на нужной глубине, от которых они будут распространяться в поперечном к оси ультразвукового пучка направлении со скоростью, определяемой сдвиговой упругостью ткани. Измерив скорости во всем диапазоне исследуемых глубин, можно сопоставить количественные показатели сдвиговой упругости тканей и создать их двухмерное серошкальное или цветное изображение. Метод не требует компрессии тканей датчиком, что обеспечивает хорошую воспроизводимость результатов, объективность и более качественную визуализацию.

*Ультразвуковые контрастные средства.* Ультразвуковые контрастные средства могут быть представлены как эхогенные субстанции, которые вводятся в сосуд или орган для того, чтобы повысить его эхогенность, т.е. способность отражать ультразвуковую энергию. Такие средства могут вводиться внутривенно. Ультразвуковые средства должны обладать низкой токсичностью и способностью к быстрому выделению. Наиболее известные ультразвуковые контрастные средства:

1. Микропузырьки газа в оболочке из альбумина («Альбунекс»).
2. Микропузырьки газа, внедренные в галактозу («Эховист») или заключенные в галактозу, и жирные кислоты («Левовист»).
3. Фторуглеродные соединения, при температуре тела человека из жидкой формы переходят в газообразную, образуя микропузырьки газа («Эхоген»).

В то время как «Эховист» захватывается легкими и используется только для исследования сердца и магистральных вен, некоторые другие ультразвуковые контрастные средства проходят через капилляры легких и другие капилляры, и поэтому могут применяться для визуализации большего числа органов.

Полезность ультразвуковых контрастных средств состоит в том, что они способны улучшать контрастное разрешение между нормальной и пораженной тканью, помогают выявлять опухоли и сосуды в них. Прочие возможные преимущества состоят в улучшении визуализации стенозов сосудов, например, увеличении способности выявлять зоны инфаркта и ишемии.

При интерпретации сонограмм важным показателем является эхогенность. Плотные структуры (конкременты) полностью отражают ультразвуковые волны, поэтому они эхопозитивны (гиперэхогенны). Жидкость однородна и свободно пропускает ультразвуковые волны, поэтому

она эхонегативна (рис. 1.24). Таким образом, светлые участки на сонограмме являются гиперэхогенными, а темные – гипоэхогенными, что связано с интенсивностью эхосигналов.

Тестовым органом, имеющим среднюю эхогенность, является нормальная печень.

Ультразвуковые методы позволили более точно решать вопросы диагностики значительного числа заболеваний сердечно-сосудистой, пищеварительной, мочеполовой систем. С помощью этих методов получают ценные сведения в акушерстве и гинекологии, онкологии, неврологии и нейрохирургии, офтальмологии.



Рис. 1.24. Эхограмма двумерная печени и желчного пузыря. На фоне анэхогенной желчи виден гиперэхогенный камень в желчном пузыре (стрелка)

**Вредность.** Огромное достоинство УЗИ – отсутствие повреждений тканей при используемых в диагностике мощностях УЗ-энергии и тем самым отсутствие противопоказаний к его применению. Это особенно важно в детском возрасте и у беременных женщин. Однако не следует считать УЗИ абсолютно безопасным. УЗ-воздействие не вызывает ионизации в тканях, но может при определенных условиях повреждать их. К тепловому действию ультразвука наиболее чувствительны быстро делящиеся клетки. Поэтому вводятся ограничения для доплерографических исследований плода в I и III триместрах беременности (при этой технике УЗИ больше энергетическое воздействие на ткани). Рекомендуется воздерживаться также от УЗИ плода без медицинских показаний.

### 1.5. Магнитно-резонансная томография

Важнейшее значение в современной лучевой диагностике приобрела магнитно-резонансная томография (МРТ). МРТ дает ценную диагностическую информацию о физических и химических параметрах, позволяющих судить о природе и морфологическом строении исследуемых органов и тканей. К тому же, изображение можно получать в любой плоскости. Основными компонентами МР-томографа являются силовой магнит, радиопередатчик, приемная радиочастотная катушка и

компьютер(рис. 1.25). Большинство магнитов имеют магнитное поле, параллельное длинной оси тела человека. Сила магнитного поля измеряется в теслах (Тл). Для клинической МРТ используются поля силой 0,02–3 Тл. Когда пациента помещают в сильное магнитное поле, все маленькие протонные магниты тела (ядра водорода) разворачиваются в направлении внешнего поля (подобно компасной стрелке, ориентирующейся на магнитное поле Земли). Помимо этого, магнитные оси каждого протона начинают вращаться (прецессировать) вокруг направления внешнего магнитного поля. При пропускании через тело пациента радиоволн, имеющих равную частоту с частотой вращения протонов (Ларморовская частота), магнитное поле радиоволн заставляет магнитные моменты всех протонов вращаться по часовой стрелке. Это явление называют магнитным резонансом. Под резонансом понимают синхронные колебания, и для изменения ориентации магнитного вектора протонов магнитные поля протонов и радиоволн должны резонировать, т.е. иметь одинаковую частоту. В тканях пациента создается суммарный магнитный момент: ткани намагничиваются, и их магнетизм ориентируется точно параллельно внешнему магнитному полю.

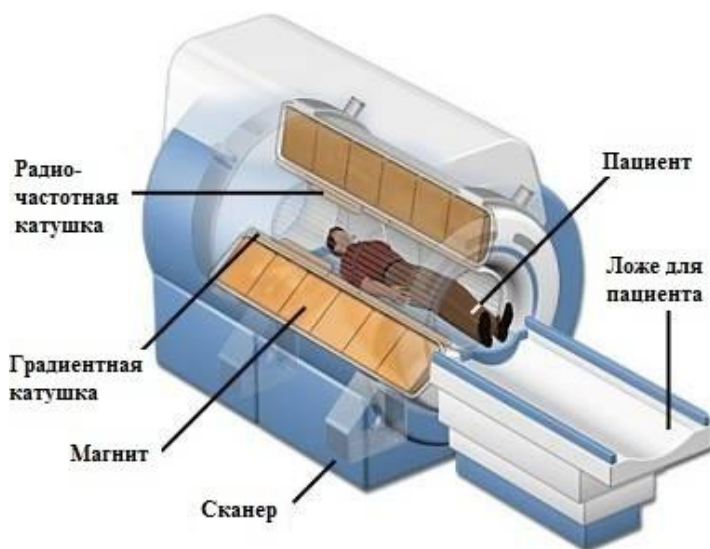


Рис. 1.25. Схема устройства магнитно-резонансного томографа

Магнетизм пропорционален числу протонов в единице объема ткани. Огромное число протонов (ядер водорода), содержащихся в большинстве тканей, обуславливает тот факт, что магнитный момент достаточно велик для того, чтобы индуцировать электрический ток в расположенной вне пациента принимающей катушке. Этот индуцированный электрический ток «МР сигнал» используется для реконструкции изображения.

В таблице 1.3 продемонстрирована зависимость МР-сигнала от исследуемой ткани.

Таблица 1.3 – Зависимость МР сигнала от исследуемой ткани

Объект исследования	Пример	Интенсивность	
		T1- взвешенный сигнал	T2- взвешенный сигнал
Газ	Газ в легких, придаточных пазухах носа, желудке и кишечнике	Отсутствует	Отсутствует
Ткани, содержащие минералы в большом количестве	Компактное вещество кости, участки обызвествления	Отсутствует	Отсутствует
Слабо минерализированные ткани	Губчатое вещество кости	Средний или близкий к высокому	Низкий
Коллагеновые ткани	Связки, сухожилия, хрящи, соединительная ткань	Низкий	Низкий
Жир	Жировая ткань	Высокой интенсивности	Высокой интенсивности
Паренхиматозные органы, содержащие связанную воду	Печень, поджелудочная железа, надпочечники, мышцы, гиалиновые хрящи	Низкий	Низкий или близкий к среднему
Паренхиматозные органы, содержащие свободную жидкость	Щитовидная железа, селезенка, почки, предстательная железа, яичники, половой член	Низкий	Высокий
Полые органы, содержащие жидкость	Желчный пузырь, мочевой пузырь, простые кисты	Низкий	Высокий
Ткани с низким содержанием белка	Спинномозговая жидкость, моча, отеки	Низкий	Высокий
Ткани с высоким содержанием белка	Синовиальная жидкость, пульпозное ядро межпозвоночного диска, сложные кисты, абсцессы	Средний	Высокий
Кровь	Кровь в сосудах	Отсутствует	Отсутствует

Дополнительное радиочастотное поле действует в виде импульса, поворачивающего протон в продольной и поперечной плоскостях. Когда радиочастотный импульс заканчивается, протон возвращается в исходное

положение (наступает его релаксация), что сопровождается излучением определенной порции энергии. В промежутке между передачей импульсов протоны подвергаются двум различным процессам релаксации T1 и T2. T2релаксация – потеря магнетизма, T1 релаксация – время восстановления магнетизма. Чем короче T1, тем быстрее восстанавливается магнетизм. Светлые участки на МР томограммах связаны с регистрацией интенсивного МР сигнала (гиперинтенсивны), а темные – низко интенсивного (гипоинтенсивны) (рис. 1.24).

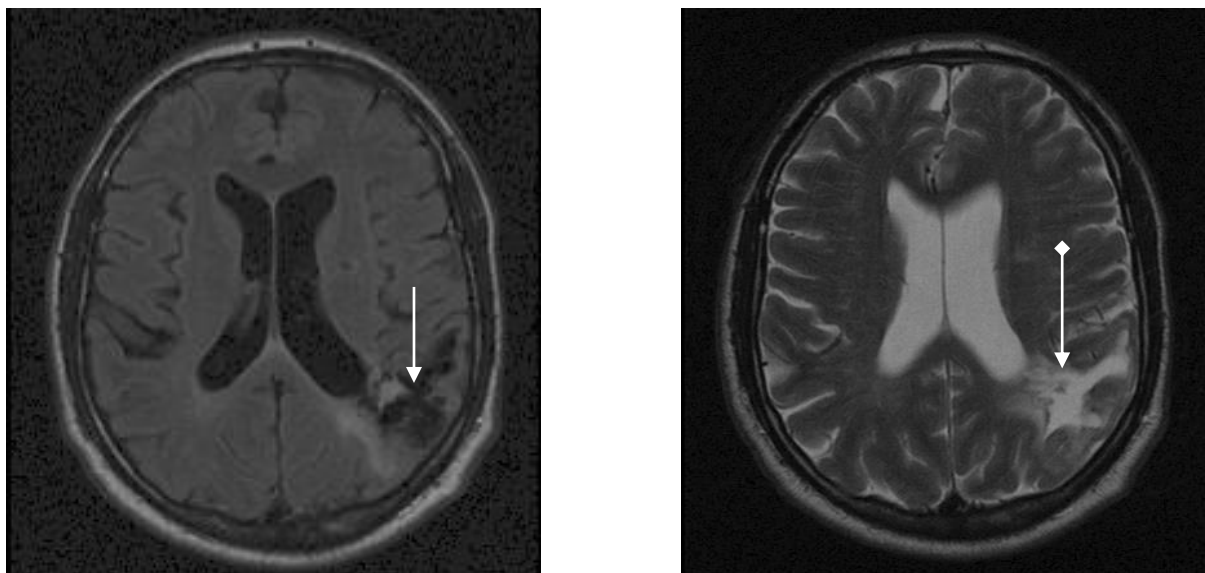


Рис. 1.26.МРТ головного мозга. На T1-взвешенном изображении (T1-ВИ)(слева)виден низко-интенсивный сигнал (черного цвета) в левой гемисфере (стрелка). НаT2-взвешенном изображении (справа)– высокоинтенсивный сигнал (стрелка с ромбом). Кистозное образование после ишемического инсульта

К специальным методам МРТ относится магнитно-резонансная ангиография (МРА), контрастное усиление, гидрография, жироподавление, МР-диффузия, МР-перфузия, кинематическое исследование суставов, МР-спектроскопия.

МРА. Это трехмерная реконструкция сосудов на основе изображений, полученных в специальном режиме «градиентное эхо». МРА основана на отличии сигнала подвижной ткани (крови) от окружающих неподвижных тканей. Возможно использование внутрисосудистых контрастных средств. При МРА текущая кровь гиперинтенсивна.

Контрастные средства для МРТ. Контрастное разрешение на МР-изображении может быть существенно улучшено различными контрастными средствами. В зависимости от магнитных свойств МР-контрастные средства подразделяются на парамагнитные и супермагнитные.

Парамагнитные контрастные средства. Парамагнитными свойствами обладают атомы с одним или несколькими неспаренными электронами. Это

магнитные ионы гадолиния, хрома, никеля, железа, а также марганца. Наиболее широкое клиническое применение получили соединения гадолиния.

Контрастирующий эффект гадолиния обусловлен укорочением времени релаксации T1 и T2. В низких дозах преобладает воздействие на T1, увеличивающее интенсивность сигнала. В высоких дозах преобладает воздействие на T2 со снижением интенсивности сигнала. Наиболее широкое распространение имеют парамагнитные внеклеточные МР-контрастные средства:

- магневист (гадопентат димеглюмина);
- дотарем (гадотерат меглюмина);
- омнискан (гадодиамид);
- проханс (гадотеридол).

Суперпарамагнитные контрастные средства. Суперпарамагнитный оксид железа – магнетит. Его доминирующим воздействием является укорочение релаксации T2. С увеличением дозы происходит снижение интенсивности сигнала.

Так же как в компьютерной томографии пероральные контрастные средства используются при исследованиях органов брюшной полости, чтобы дифференцировать кишечник и нормальные или патологические ткани.

Магнетит ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ) применяется при исследованиях желудочно-кишечного тракта. Это суперпарамагнитное вещество с преимущественным действием на T2 релаксацию. Действует как негативное контрастное средство, т.е. снижает интенсивность сигнала.

МР-гидрография. Включает методы визуализации только жидкости, которая гиперинтенсивна по отношению к окружающим тканям: МР-холангиография, МР-урография, МР-ликворография.

МРТ с жироподавлением. За счет подавления сигнала от жира другие ткани видны более контрастно.

МР-диффузия. Данный метод отражает движение молекул воды внутри клеток. При острой фазе инсульта происходит ограничение движения молекул воды внутри клетки и во внеклеточном пространстве. При ишемическом инсульте происходит снижение измеряемого коэффициента диффузии (ИКД).

МР-перфузия. После введения контрастного вещества исследуется его прохождение через микроциркуляторное русло. Позволяет получить дополнительную информацию о состоянии головного мозга, миокарда.

Кинематическое исследование суставов проводится на МРТ аппаратах с открытым контуром. Исследуется подвижность суставов и участие в этом процессе структур ОДА.

МР-спектроскопия. Позволяет оценивать биохимические характеристики тканей путем образования спектра из ядер водорода и фосфора. Водородная спектроскопия помогает получать дополнительную диагностическую информацию для дифференциальной диагностики заболеваний головного мозга. Фосфорная спектроскопия может генерировать спектр,

демонстрирующий относительные концентрации двух высокоэнергетических фосфатов: аденозинтрифосфата (АТФ) и фосфокреатина (ФК), что используется при диагностике заболеваний миокарда.

Очень высокая информативность МРТ обусловлена рядом ее достоинств:

1. Особенно высокий тканевой контраст, основанный не на плотности, а на нескольких параметрах, зависящих от ряда физико-химических свойств тканей, и визуализация, благодаря этому, изменений, которые не дифференцируются при УЗИ и КТ.
2. Возможность управлять контрастом, ставя его в зависимость то от одного, то от другого параметра. Варьируя контраст, можно выделить одни ткани и детали, и подавить изображение других. За счет этого МРТ, например, впервые позволила визуализировать без контрастирования все мягкотканые структуры суставов.
3. Отсутствие артефактов от костей, нередко перекрывающих мягкотканые контрасты при КТ, что позволяет без помех визуализировать поражение спинного и базальных отделов головного мозга.
4. Мультипланарность – возможность изображений в любой плоскости.
5. МРТ имеет и функциональные применения, например, изображение регургитации при клапанных пороках сердца в режиме кино или динамики движений в суставах.
6. МРТ отображает кровоток без искусственного контрастирования. Специальные ангиопрограммы с двумерным или трехмерным сбором данных позволяют получить изображение кровотока с отличным контрастом.

Недостатки МРТ:

1. Плохо отображаются обызвествления.
2. Длительное время изображения вместе с артефактами от дыхательных и других движений ограничивают применение МРТ в диагностике заболеваний грудной и брюшной полостей.

Вредность. При МРТ нет ионизирующего излучения и радиационной вредности. Для подавляющего большинства пациентов метод не представляет опасности.

МРТ противопоказана:

1. Пациентам с установленным водителем ритма или с внутриглазничными, внутричерепными и внутрипозвоночными ферромагнитными инородными телами и с сосудистыми клипсами из ферромагнитных материалов (абсолютное противопоказание).
2. Реанимационным больным из-за воздействия магнитных полей МР-томографа на системы жизнеобеспечения.
3. Пациентам с клаустрофобией (составляют примерно 1%), хотя она нередко купируется седативными средствами.
4. Женщинам в первом триместре беременности.