

Рентгеновское излучение: виды, физическая характеристика. Рентгеновская трубка, принцип работы. Блок-схема рентгеновского аппарата. Физические основы рентгеноскопии, рентгенографии.

1). История открытия.

В 1895г. немецкий физик Рентген, изучая прохождение тока через разряженный газ, открыл проникающее излучение, названное его именем. Открытие Рентгена одно из самых значительных в конце XIXв., сыграло огромную роль в становлении современных представлений о строении атома и вещества, способствовало зарождению и развитию многих областей науки, техники, медицины. В 1901г. была получена Нобелевская премия за открытие рентгеновских лучей. Это была первая Нобелевская премия по физике.

Рентгеновское излучение – это электромагнитные волны с $\lambda = 80 - 10^{-4}$ нм, в медицине применяется $\lambda = 1 - 6 \cdot 10^{-3}$ нм.

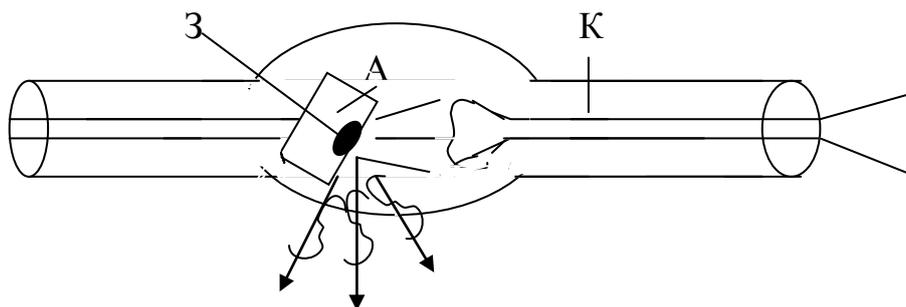
2). Свойства рентгеновских лучей.

1. Рентгеновское излучение обладает свойством электромагнитных волн (отражение, поглощение, дифракция и т. д.).
2. Рентгеновское излучение способно проходить через любые тела и непрозрачные для видимого света.
Степень ослабления зависит от структуры тела, следовательно, изучая картину просвечивания, можно получить информацию о строении.
3. Рентгеновское излучение вызывает почернение фотопленки и свечение некоторых веществ, следовательно, теньевую картину можно зафиксировать на пленке.
4. Рентгеновские лучи вызывают ионизацию воздуха.

Волновая природа рентгеновского излучения была установлена в опытах по дифракции 1912г. ученым Лауэ, т. к. вследствие малой λ , некоторые свойства трудно обнаружить.

3). Рентгеновская трубка – источник рентгеновского излучения.

Источником рентгеновского излучения является рентгеновская трубка.



$P=10^{-6} - 10^{-17}$ мм рт. ст.

К трубке приложено высокое напряжение, разгоняющее электроны до 10^5 ЭВ.

Катод в виде спирали, является источником электронов, катод используют прямого накала, в основном из чистого вольфрама. Требование к катоду – обеспечивать устойчивый ток эмиссии, иметь большой срок службы, не ухудшать вакуум.

Анод – металлический стержень, на скошенном торце которого имеется пластинка из металла с высоким атомным номером, называемая зеркальцем. (Вольфрам, хром, железо, молибден, серебро, медь).

Анод предназначен для торможения электронов и отвода возникающего при этом тепла, поэтому материал анода должен иметь высокую температуру плавления и хорошую теплопроводность.

4). Виды рентгеновского излучения:

- а) тормозное излучение
- б) характеристическое излучение

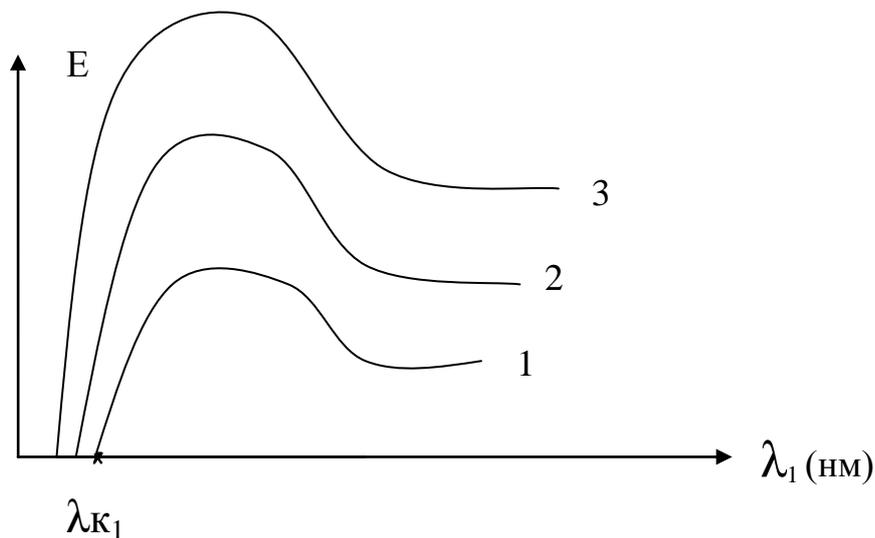
При бомбардировке поверхности мишени электронами достаточно большой энергии, одновременно возникает рентгеновское излучение двух видов: тормозное и характеристическое.

Механизмы возникновения различны, поэтому каждый из этих видов рассмотрим отдельно.

1. Тормозное

Падающие на мишень электроны испытывают внутри нее торможение в поле атомных ядер. **Торможение – процесс движения с отрицательным ускорением**, но ускоренно движущиеся заряды излучают в окружающее пространство

электромагнитные волны. Электроны теряют часть энергии в виде электромагнитного излучения. Оно и представляет собой тормозное рентгеновское излучение. Условия торможения для различных электронов различны, поэтому изучаемые фотоны имеют самую различную энергию, а следовательно и λ , и излучение имеет сплошной спектр.



Благодаря срезу, излучение имеет направление, перпендикулярное оси трубки. Только 2-3% электронов вызывают излучение, остальные электроны, взаимодействуя с металлом анода, передают энергию, и анод сильно нагревается.

Тормозное излучение имеет непрерывный спектр, ограниченный со стороны коротких волн. Существование коротковолновой границы, объясняется следующим: при торможении кинетическая энергия одного электрона может перейти полностью в энергию одного фотона.

$eu = h \nu_{\max}$ — фотон имеет максимально возможную энергию.

$$h \frac{c}{\lambda_{\min}} = eu$$

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eu} = \frac{12,4 \cdot 10^{-10} \text{ м}}{u} = \frac{12,4}{u} (\text{А}^{\circ})$$

$$[u] = \text{кВ}$$

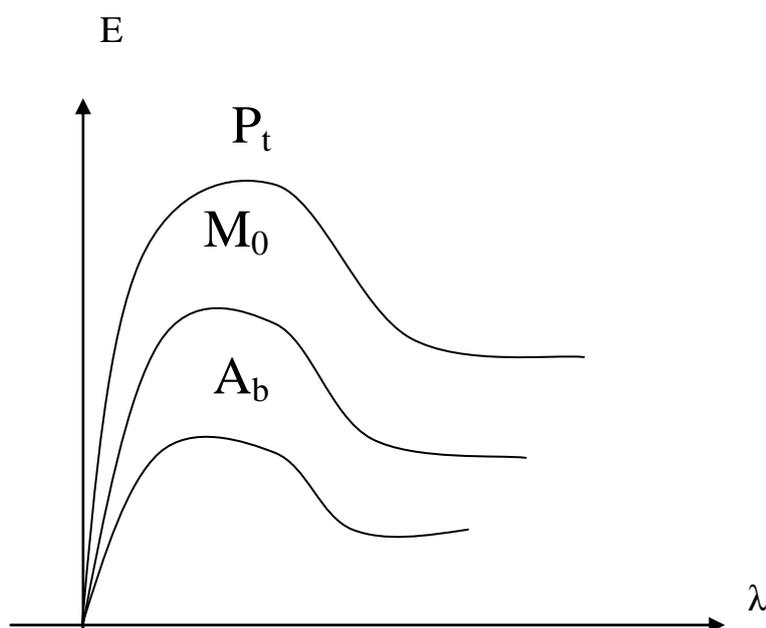
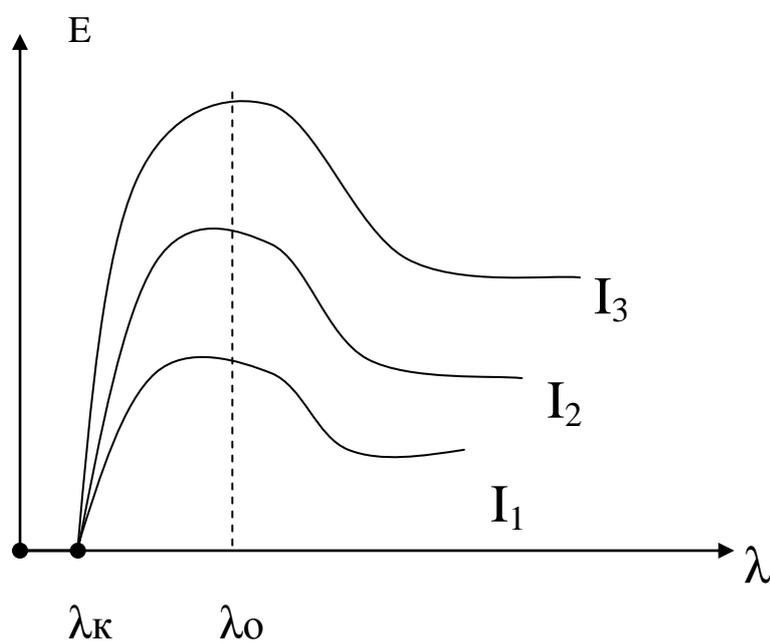
$$[\lambda] = \text{А}^{\circ}$$

Граничная $\lambda_{\text{к}}$ зависит от напряжения U . Спектральные кривые имеют максимум, который наблюдается при $\lambda_0 = \frac{3}{2} \lambda_{\text{к}}$.

При повышении напряжения энергия излучения каждой длины волны возрастает. Одновременно меняется и спектральный состав излучения – спектр смещается в сторону коротких длин волн, происходит увеличение жесткости излучения.

Энергия тормозного излучения зависит от силы тока (I) электронов, и атомного номера (Z) материала мишени.

Увеличение I , при $U, Z = \text{const}$ (1) и увеличение Z , при $I, U = \text{const}$ (2) приводит к пропорциональному росту энергии излучения по всем длинам волн. При этом спектральный состав не изменяется, λ_k и λ_0 равны const .



2. Характеристическое излучение

При постепенном повышении напряжения, на фоне непрерывного спектра можно наблюдать появление острых максимумов – длина волн. $\lambda_{K\alpha}$, $\lambda_{K\beta}$, соответствующие этим максимумы, не зависят от величины напряжения и определяются только материалами мишени (Z). С увеличением напряжения интенсивность пиков возрастает, но их положение в спектре не меняется. Следовательно, излучение, с указанными длинами волн, свойственно непосредственно материалу мишени и характеризует его, поэтому называется характеристическим.

Характеристическое излучение имеет линейчатый спектр, линии $K\alpha$ и $K\beta$ – часть спектра.

Закономерности в характеристических спектрах обусловлены строением электронных оболочек атомов. Характеристическое излучение возникает в результате взаимодействия ускоренных электронов с внутренними электронами атомов.

Если изобразить схематично энергетические уровни атома.

При достаточной энергии падающего электрона, могут быть выбиты электроны из любой оболочки атома мишени, например, K-слой. В результате будет происходить целый каскад переходов электронов между выше и ниже лежащими уровнями энергии. Они сопровождаются образованием фотонов.

При заполнении свободных мест на уровне K, возникает K-серия, на уровне L – L-серия и т. д. Вероятность различных переходов различна: чем больше вероятность перехода, тем выше яркость соответствующей линии.

Излучение каждой серии возникает тогда, когда ускоряющее напряжение достигает определенного значения, называемого потенциалом возбуждения.

Например: U_B K-серии	хром	–	$U=6$ кВ
	медь	–	$U=9$ кВ
	молибден	–	$U=20$ кВ

Характеристические спектры различных элементов являются сходными, поскольку внутренние электронные оболочки разных атомов имеют одинаковую структуру.

При увеличении атомного номера (Z), происходит смещение спектров в область высоких частот, т. е. коротких длин волн.

Впервые эта особенность была обнаружена английским ученым Мозли:

$$\sqrt{\nu} = A(Z-B)$$

3 – н Мозли.

Т.е. происходит увеличение жесткости рентгеновского излучения. Самой жесткой является К-серия, более мягкими являются L, М-серии.

Жесткое излучение $\lambda < 0,01$ нм

Мягкое излучение $\lambda > 0,01$ нм

Жесткость определяется ритмом работы трубки, чем больше U, тем жестче рентгеновские лучи, тем лучше вакуум.

5). Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом.

Малая длина волны рентгеновских лучей (большая ν) обуславливает высокую проникающую способность и своеобразные закономерности их поглощения. При попадании на вещество, оно частично отражается, но в основном проходит в глубь массы тела, где взаимодействуя с электронами атомов вещества, поглощается и рассеивается, частично может проходить насквозь.

При попадании внутрь вещества возможны следующие процессы: когерентное рассеяние, фотоэффект, комптон-эффект, вероятность которых зависит как от зарядов ядер, с которыми взаимодействуют, так и от энергии квантов.

Более жесткая часть излучения может проходить через вещество без взаимодействия.

6. Рентгенодиагностика.

В результате взаимодействия с веществом, первичный пучок рентгеновского излучения ослабляется. Вся поглощенная энергия превращается в теплоту, на химические реакции, свечение.

Этот процесс подчиняется закону Б у г е р а , согласно которому интенсивность I_d параллельного пучка монохроматического рентгеновского излучения, достигающего слоя на глубине d от поверхности однородного вещества, связана с интенсивностью I_0 излучения, падающего на поверхность, зависимостью $I_d = I_0 e^{-\mu d}$

Где μ называют коэффициентом ослабления. Он завис от природы вещества (главным образом, от плотности и атомного номера Z) и от длины волны (энергии фотонов) излучения. Коэффициент истинного поглощения зависит от природы вещества и длины волны излучения. Рассмотрим эту

зависимость несколько подробнее применительно к условиям использования излучения в медицине.

Как показывает опыт, излучение с одной и той же длиной волны поглощается тем сильнее, чем больше плотность и особенно чем выше атомный номер Z вещества. (Например, кость поглощает излучение значительно сильнее, чем мягкие ткани тела человека.) Принимают, что при $K = \text{const}$ коэффициент поглощения пропорционален плотности и четвертой степени атомного номера вещества.

В однородном веществе излучение поглощается тем сильнее, чем больше его длина волны т. е. чем оно мягче. Принимают, что при $\rho = \text{const}$, $Z = \text{const}$ коэффициент поглощения μ пропорционален третьей степени длины волны.

Таким образом, для однородного вещества и монохроматического излучения зависимость коэффициента поглощения от природы вещества и длины волны излучения можно выразить формулой: $\mu = k\lambda^3 Z^4$

где k — коэффициент пропорциональности.

Если вещество состоит из различных элементов, то вычисляется эффективный атомный номер вещества, исходя из атомных номеров простых элементов и долей их содержания в сложном веществе. Например, для воздуха $Z = 7,64$, для воды 7,4, для мягких тканей тела $\sim 6,0$ и для кости 13,8.

Для тормозного излучения, которое дает рентгеновская трубка, обычно учитывают длину волны, на которую приходится максимум энергии E_m излучения.

В необходимых случаях спектр излучения можно «улучшить» путем его фильтрации. В качестве фильтра используют пластинку из лёгкого металла (алюминий, медь), которая ставится на пути лучей вблизи источника и поглощает мягкую (длинноволновую) часть спектра, пропуская более жесткое излучение.

Если на пути пучка рентгеновского излучения поместить неоднородное тело и перед ним — флуоресцирующий экран, то вследствие неравномерного поглощения излучения на экране образуется тень, по форме и интенсивности которой можно приблизительно судить о внутреннем строении тела. Таков принцип исследования строения тел путем *просвечивания* их с помощью рентгеновского излучения.

Тело человека состоит из тканей и органов, различно поглощающих рентгеновское излучение. Поэтому при просвечивании его на экране получается неоднородное теневое

изображение, которое дает картину формы и расположения тканей и внутренних органов. Во многих случаях при этом можно судить также об их нормальном или патологическом состоянии. Распознавание заболеваний при помощи просвечивания тела рентгеновским излучением называется *рентгенодиагностикой*.

Рентгенодиагностика использует два основных метода: рентгеноскопию (просвечивание) и рентгенографию (снимок). При просвечивании больного помещают в специальный штатив за которым расположена рентгеновская трубка. *T* и перед ней раздвижная свинцовая диафрагма *D*, ограничивающая ширину пучка излучения. Перед больным располагается флуоресцирующий экран *Э*, на котором наблюдается теневое (позитивное) изображение. Трубка вместе с экраном может перемещаться вдоль штатива (также и в перпендикулярном направлении), что позволяет врачу обследовать любые области организма.

Для получения контрастного изображения, на котором выявляется структура исследуемых тканей, необходимо в каждом отдельном случае подбирать соответствующую жесткость излучения так, чтобы оно проходило сквозь менее плотные ткани, но достаточно поглощалось более плотными тканями. В противном случае образуется только однородная тень — темная при слишком мягком и серая при слишком жестком излучении.

Картина, наблюдаемая на экране при рентгеноскопии грудной клетки, имеет теневое изображение, т.е. наиболее плотные, поглощающие излучение ткани (сердце, крупные сосуды и ребра) видны затемненными, слабо поглощающие ткани (например, легочные поля) — светлыми.

При рентгенографии объект исследования (в данном случае коленный сустав) помещается на кассете *K*, в которую вложена пленка со специальной, чувствительной к рентгеновскому излучению фотоэмульсией. Часто поверх пленки накладывается флуоресцирующий экран, свечение которого усиливает действие излучения на фотоэмульсию. Трубка *T* располагается над объектом. Снимок дает негативное изображение, т. е. обратное по контрасту с картиной, наблюдаемой на экране при просвечивании того же объекта. Преимуществом рентгенографии является значительно большая четкость изображения, позволяющая наблюдать детали, которые трудно рассмотреть при просвечиваний.

Рентгенодиагностическое исследование может производиться и для органов, которые сами по себе не дают контрастного теневого изображения (например, желудок, кишечник и др.). Эти органы предвари-

тельно наполняют веществом, хорошо поглощающим рентгеновское излучение.

Физические основы использования рентгеновского излучения в медицине

В медицине рентгеновское излучение применяется в диагностических целях и терапевтических целях.

Рентгенодиагностика — методы получения изображений внутренних органов с использованием рентгеновских лучей.

Физической основой этих методов является закон ослабления рентгеновского излучения в веществе. Однородный по сечению поток рентгеновского излучения после прохождения *неоднородной ткани* станет неоднородным. Эта неоднородность может быть зафиксирована на фотоплёнке, флуоресцирующем экране или с помощью матричного фотоприёмника. Например, массовые коэффициенты ослабления костной ткани — $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ — и мягких тканей — в основном H_2O — различаются в 68 раз (μm кости/ μm воды = 68). Плотность кости также выше плотности мягких тканей. Поэтому на рентгеновском снимке получается светлое изображение кости на более светлом фоне мягких тканей.

Если исследуемый орган и окружающие его ткани имеют близкие коэффициенты ослабления, то применяют специальные *контрастные вещества*. Так, например, при рентгеноскопии желудка обследуемый принимает кашицеобразную массу сульфата бария (BaSO_4), у которого массовый коэффициент ослабления в 354 раза больше, чем у мягких тканей.

Для диагностики используют рентгеновское излучение с энергией фотонов 60 - 120 кэВ. В медицинской практике используют следующие методы рентгенодиагностики:

1. *Рентгеноскопия*. Изображение формируется на флуоресцирующем экране. Яркость изображения невелика, и его можно рассматривать только в затемнённом помещении. Врач должен быть защищён от облучения.

Достоинством рентгеноскопии является то, что она проводится в реальном режиме времени. Недостаток — большая лучевая нагрузка на больного и врача (по сравнению с другими методами).

Современный вариант рентгеноскопии — рентгенотелевидение — использует усилители рентгеновского изображения. Усилитель воспринимает слабое свечение рентгеновского экрана, усиливает его и передает на экран телевизора. В результате резко уменьшилась лучевая нагрузка на врача, повысилась яркость изображения, и появилась возможность видеозаписи результатов обследования.

2. *Рентгенография*. Изображение формируется на специальной плёнке, чувствительной к рентгеновскому излучению. Снимки производят в двух взаимно перпендикулярных проекциях (прямая и боковая). Изображение становится видимым после фото обработки. Готовый высушенный снимок рассматривают в проходящем свете. При этом удовлетворительно видны детали, контрастности которых отличаются на 1-2%.

В некоторых случаях перед обследованием пациенту вводится специальное *контрастное вещество*. Например, йодсодержащий раствор (внутривенно) при исследовании почек и мочевыводящих путей.

Достоинствами рентгенографии являются высокое разрешение, малое время облучения и практически полная безопасность для врача. К недостаткам относится статичность изображения (объект нельзя проследить в динамике).

3. *Флюорография*. При этом обследовании изображение, полученное на экране, фотографируется на чувствительную малоформатную пленку. Флюорография широко используется при массовом обследовании населения. Если на флюорограмме находят патологические изменения, то пациенту назначают более детальное обследование.

4. *Электрорентгенография*. Этот вид обследования отличается от обычной рентгенографии способом фиксации изображения. Вместо пленки используют *селеновую пластину*, которая электризуется под действием рентгеновских лучей. В результате возникает скрытое изображение из электрических зарядов, которое можно сделать видимым и перенести на бумагу.

5. *Ангиография*. Этот метод применяется при обследовании кровеносных сосудов. Через катетер в вену вводится контрастное вещество, после чего мощный рентгеновский аппарат выполняет серию снимков, следующих друг за другом через доли секунды.

6. *Рентгеновская компьютерная томография*. Этот вид рентгеновского обследования позволяет получить изображение плоского сечения тела толщиной несколько миллиметров. При этом заданное сечение многократно просвечивается под разными углами с фиксацией каждого отдельного изображения в памяти компьютера. Затем осуществляется компьютерная реконструкция, результатом которой является изображение сканируемого слоя.

Компьютерная томография позволяет различать элементы с перепадом плотности между ними до 1%. Обычная рентгенография позволяет уловить минимальную разницу по плотности между соседними участками в 10-20%.

Рентгенотерапия — использование рентгеновского излучения для уничтожения злокачественных образований.

Биологическое действие излучения заключается в нарушении жизнедеятельности особенно быстро размножающихся клеток. Очень жесткое рентгеновское излучение (с энергией фотонов примерно 10 МэВ) используется для разрушения раковых клеток, находящихся глубоко внутри тела. Для уменьшения повреждений здоровых окружающих тканей пучок вращается вокруг пациента таким образом, чтобы под его воздействием все время оставалась только поврежденная область.

Устройство рентгеновских аппаратов.

Питание рентгеновской трубки обеспечивается двумя источниками: источником высокого напряжения для анодной цепи и источником низкого напряжения (6—8 В) для цепи накала; каждый из них должен иметь возможность независимой регулировки. Путем изменения анодного напряжения регулируют жесткость излучения, а изменением накала — силу тока в анодной цепи и соответственно мощность излучения.

Питание анодной цепи рентгеновской трубки должно осуществляться постоянным или по крайней мере двухполупериодно выпрямленным

напряжением. Однако практически возможно питание трубки и переменным напряжением. В этом случае трубка служит одновременно и генератором рентгеновского излучения, и выпрямителем питающего напряжения. Это ухудшает условия работы трубки, но допускается для простоты устройства в аппаратах небольшой мощности. В этом случае трубка генерирует излучение только в течение тех полупериодов, когда полярность напряжения в анодной цепи совпадает с полярностью электродов, т. е. излучение имеет пульсирующий характер (50 имп/с). Возможность наблюдения изображения на экране при этом не нарушается, так как, во-первых, неравномерность излучения при такой частоте пульсации не воспринимается глазом и, во-вторых, она частично сглаживается послесвечением экрана.

РКТ

Научно-технический прогресс способствовал разработке и внедрению в медицинскую практику новых высокоинформативных методов инструментального исследования, поднявших на новую качественную ступень диагностику различных заболеваний. На основе достижений физики, электроники и математики были разработаны и созданы установки для компьютерной томографии, эмиссионной и позитронной томографии, магнитного резонанса и усовершенствованных аппаратов ультразвуковой диагностики.

Среди лучевых методов диагностики особое место занимает рентгеновская компьютерная томография, которая на современном этапе развития получила широкое применение в медицинской практике и стала неотъемлемой частью диагностического исследования многих органов и систем при изучении их патологических изменений.

Особо важное значение она приобрела в неврологии, исследовании заболеваний внутренних органов в онкологии, кардиологии, травматологии и других областях.

Точное распознавание, определение характера многих заболеваний, особенно на ранних стадиях патологического процесса, оценка эффективности лечения, а также планирование лучевой терапии стали возможными в настоящее время на основе компьютерной томографии. Чувствительность и точность компьютерной томографии в диагностике заболеваний внутренних органов, особенно злокачественных опухолей, превышают возможности других инструментальных методов исследования и составляют 85—90%. С помощью КТ получают поперечные срезы любого отдела тела человека, позволяющие судить о топографии органов, локализации, характере и протяженности очага заболевания, их взаимосвязи с окружающими тканями и, таким образом, иметь трехмерную

ориентацию патологического процесса. Динамические исследования с контрастированием позволяют судить о функциональном состоянии органа.

Становление и развитие рентгеновской компьютерной томографии (КТ) связано с фундаментальными исследованиями по математической реконструкции объекта из набора множественных проекций.

В 1963 г. А. Cormak в университете Тафта (США) разработал математический метод реконструкции головного мозга с помощью источника рентгеновского излучения.

Аналогичные исследования, независимо от А. Cormak, проводились G. N. Hounsfield (1967—1971) в лаборатории фирмы «EMI». На основании этих разработок в 1970 г. был сконструирован первый рентгеновский компьютерный томограф для исследования головного мозга. Клинические испытания компьютерного томографа, проведенные в госпитале Atkinson Motley совместно с нейрорентгенологом J.A. Ambrose (1961), показали возможность не только получения изображения головного мозга, но и определения опухолевого очага и его взаимоотношения с окружающими участками мозга.

Создание компьютерных томографов явилось крупным достижением науки и техники, свидетельством чему служит присуждение Нобелевской премии 1979 г. по медицине и биологии ученым Cormak A. (США) и Hounsfield G. (Великобритания) за разработку и конструирование рентгеновского компьютерного томографа.

В нашей стране первый компьютерный томограф для исследования головы был разработан в НИИ кабельной промышленности Минэлектротехпрома СССР (1985) совместно с НИИ неврологии АМН СССР.

Быстрое техническое совершенствование компьютерных томографов значительно повысило эффективность и разрешающую способность метода в диагностике различных заболеваний и сократило время сканирования пациентов. В течение 4 — 6 лет крупными фирмами США («Picker», «General Electric»), Франции («CZR»), Англии («EMI», Medical), ФРГ («Siemens»), Японии («Hitachi») были созданы и поступили в серийное производство три поколения рентгеновских компьютерных томографов. Если компьютерные томографы I поколения имели только один детектор и время сканирования одного среза толщиной 20—30 мм составляло 5—6 мин, то томографы II поколения были оснащены 16—60 детекторами и время сканирования одного среза сократилось до 2—3 мин.

Качественный скачок претерпели компьютеры III и IV поколений. При наличии от 512 до 1400 детекторов и ЭВМ большой емкости время сканирования одного среза (2—8 мм) уменьшилось до 2—5 с, что практически позволило исследовать все органы и ткани организма.

Новым достижением в конструкции компьютерных томографов явилось создание «спиральной» КТ, что позволяет на основе непрерывной ротации рентгеновской трубки и движения стола добиться увеличения скорости исследования, повышения разрешающей способности и улучшения качества изображения.

В настоящее время крупные фирмы США («Picker», «General Electric») и Германии («Siemens» и «Philips Medical Systems») начали серийное производство спиральных КТ. Компьютеры этого класса позволяют проводить непрерывное объемное сканирование в пределах 30—40 см анатомического пространства при задержке дыхания, что обеспечивает четкое дифференцирование минимального патологического очага (опухоли, метастазы и др.), определение состояния печеночных протоков с оптимальным использованием контрастного вещества.

Проведение с помощью спирального КТ ангиографии с внутривенным введением контрастного вещества и возможность получения трехмерного изображения сосудов открывают широкие возможности изучения патологии сосудистой системы (аневризмы аорты, стеноз почечных артерий, сосудистые анастомозы, наличие внутрисосудистых бляшек и состояния кровообращения

УСТРОЙСТВО КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Устройство и общие принципы работ компьютерного томографа.

Современные рентгеновские компьютерные томографы производства различных фирм конструктивно мало отличаются друг от друга и состоят из 4 основных частей:

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

Сканирующая система («Гентри») включает рентгеновскую трубку и детекторную систему. В аппаратах III поколения рентгеновская трубка и детекторы расположены на одной раме. Детек-

торная система состоит из 256—512 полупроводниковых элементов или ксеноновых детекторов.

При сканировании пациента комплекс «Рентгеновская трубка— детекторы» совершает вращение вокруг пациента на 360° в один цикл. При вращении комплекса рентгеновская трубка через 1° , $0,5^\circ$ и $0,25^\circ$ дает импульсное излучение в виде веерообразного пучка, проходящего через объект, при этом осуществляется регистрация ослабленного излучения детекторной системой.

Внутри сканирующей системы имеется отверстие диаметром 50—70 см, в пути которого пациент при сканировании движется на транспортере стола.

Сканирующая система при необходимости может наклоняться вперед или назад на $\pm 20^\circ$ — 25° .

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

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

Рентгеновская система состоит из трубки и генератора. Рентгеновская трубка мощностью 30—50 кВт работает в импульсном режиме с частотой импульсов 50 Гц при напряжении 100—130 кВ, силе тока 150—200 мА. Трубка имеет двойное охлаждение, сама трубка охлаждается маслом, масло в свою очередь может охлаждаться водой или вентилятором. Кроме того, вращающийся анод трубки для защиты от перегрева с обратной стороны покрыт графитом. Поглощение мягкого компонента рентгеновского излучения осуществляется фильтрацией, в трубке имеется коллиматор для ограничения потока излучения.

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

Пульт управления является важным звеном компьютерного томографа, он непосредственно связан со сканирующей системой и ЭВМ. В состав пульта входят: два видеомонитора, один из которых текстовый, другой предназначен для получения изображения срезов; клавиатура для выбора технических параметров сканирования исследуемой области головы или тела (толщина срезов и их количество, скорость сканирования, шаг томографирования, ко-

личество снимков и использование «двойного окна»). Кроме того, с помощью клавиатуры осуществляются ввод и вызов программы из ЭВМ и диалог оператора (врача, техника) с ЭВМ, введение данных пациента (толщина срезов, шаг томограммы, изменение масштаба изображения, трансформация аксиальных срезов в сагиттальные или коронарные, а также вычитание и сложение полученных срезов). С помощью экрана и светового пера осуществляются измерения плотности зон интереса, расстояния между ними для оценки размера органа или патологического очага и составления гистограмм.

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

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

ЭВМ — компьютерная система — в большинстве томографов III поколения представлена ЭВМ ПДП-11/04, 24, 34, 44 и 84, или специальными компьютерами, разработанными отдельными фирмами. Функция ЭВМ заключается в обработке предварительной информации, поступившей из детекторов, ее реконструкции и получении изображения органа, оценке выявленных данных по стандартным программам, автоматическом управлении процессом сканирования пациента (хранение и выдача томографических данных). Информация, поступившая в ЭВМ, записывается на магнитный носитель (большой диск) для хранения и обработки, а также фотографируется с помощью приставки «мультиспот» на рентгеновскую пленку, информация с ЭВМ может сниматься на термобумагу.

Размещение компьютерных томографов. Кабинеты для проведения исследований на компьютерных томографах могут входить в состав рентгеновского отделения или функционировать самостоятельно. Для удобного размещения компьютерного томографа по нормам рентгеновских кабинетов требуется не менее 3—4 комнат, в которых размещаются: 1) сканирующая установка с ге-

нератором; 2) пульт управления с ЭВМ, соединенный защитным смотровым окном и дверью с комнатой, где находится сканирующая установка; 3) фотолаборатория с проявочным автоматом. Кроме того, необходимы помещения для архива, кабинета врача и регистратуры. Обязательными условиями нормальной работы компьютерного томографа являются автономное электропитание и стабильная температура; в комнатах, где размещены ЭВМ и сканирующая система, температура не должна превышать 18—20 °С.

Общая характеристика компьютерной томографии. Компьютерная томография обладает рядом преимуществ перед обычным рентгенологическим исследованием: а) прежде всего высокой чувствительностью, что позволяет дифференцировать отдельные органы и ткани друг от друга по плотности в пределах 1—2%, а на томографах III и IV поколения — до 0,5%; на обычных рентгенограммах этот показатель составляет 10—20%; б) в отличие от обычной томографии, где на так называемом трансмиссионном изображении органа (обычный рентгеновский снимок) суммарно переданы все структуры оказавшихся на пути лучей, компьютерная томография позволяет получить изображение органов и патологических очагов только в плоскости исследуемого среза, что дает четкое изображение без наложения выше и ниже лежащих образований; в) КТ дает возможность получить точную количественную информацию о размерах и плотности отдельных органов, тканей и патологических образований, что позволяет делать важные выводы относительно характера поражения; г) КТ позволяет судить не только о состоянии изучаемого органа, но и о взаимоотношении патологического процесса с окружающими органами и тканями, например инвазии опухоли в соседние органы, наличие других патологических изменений; д) КТ позволяет получить томограммы, т. е. продольное изображение исследуемой области наподобие рентгеновского снимка путем перемещения больного вдоль неподвижной трубки. Томограммы используются для установления протяженности патологического очага и определения количества срезов.

Данные КТ могут быть использованы для проведения диагностической пункции, и, что особенно важно, она может с успехом применяться не только для выявления патологических изменений, но и для оценки эффективности лечения, в частности противоопухолевой терапии, а также определения рецидивов и сопутствующих осложнений. Диагностика с помощью КТ основана на прямых рентгенологических симптомах, т. е. определении точной локализации, формы, размеров отдельных органов и патологиче-

ского очага, и, что особенно существенно, 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) по шкале Хаунсфильда (рис. 2). Согласно этой шкале, КА воды принят за «0», кости, обладающие наибольшей плотностью,— за + 1000, воздух, имеющий наименьшую плотность,— за — 1000. Исходя из этого, для каждого органа выбран средний показатель КА. Весь диапазон шкалы, в котором представлено изображение томограмм на экране видеомонитора, составляет от — 1024 до + 1024, но может варьировать при помощи так называемой регулировки «окна» вплоть до 0. Разрешающая способность КТ зависит от ряда факторов: локализации, формы, величины и плотности патологического очага; хорошо выявляются опухоли и другие патологические изменения в органах с естественной контрастностью — голова и шея, легкие, кости, а также органы, окруженные жировой клетчаткой. Не представляет трудности диагностика кистозных образований, инородных тел, камней, обызвествленных участков. Минимальная величина опухоли или другого патологического очага, определяемая с помощью КТ, колеблется от 0,5 до 1 см при условии, что КА пораженной ткани отличается от КА здоровой ткани на 10—15 НУ.

Для увеличения разрешающей способности КТ была предложена методика «усиления» изображения. Она основана на внутривенном введении рентгеноконтрастных препаратов, в результате которого происходит повышение денситометрической разницы между здоровой тканью и патологическим образованием вследствие их различного кровенаполнения. Увеличение контрастности может быть осуществлено введением в полостные органы газа. Методику «усиления» используют для дифференциальной диагностики злокачественных и доброкачественных образований, когда разница в их плотности отсутствует или незначительна, что не позволяет отграничить патологический очаг от здоровой ткани. Контрастирование также используется при динамических исследованиях для оценки характера и степени функциональных нарушений отдельных органов и систем. Наиболее часто «усиление» используют для выявления опухоли и метастазов в печени, почках и неорганных образованиях, где эффективность методики достигает 25—30%. Использование «усиления» необходимо для диагностики гемангиом в связи со специфичностью контрастирования ткани

опухоли, что позволяет практически исключить необходимость ангиографического исследования. Методика «усиления» дает хорошие результаты также при диагностике патологических образований в головном мозге, средостении и органах малого таза. Методика «усиления» осуществляется перфузионным или инфузионным введением контрастного вещества, иногда контрастные препараты вводятся в близлежащие органы для создания искусственной контрастности, способствующей дифференциации патологических образований и соседних участков неповрежденной ткани и органов. При использовании методики перфузионного контрастирования препарат с концентрацией йода 60—70% вводится одномоментно из расчета 0,8—1,0 мл/кг массы тела в течение 10—20 с. Сканирование проводится до и после «усиления». Оптимальное время сканирования 10—20 с после введения препарата. При инфузионном «усилении» компьютерная томография проводится в течение капельного введения 100—200 мл 30% раствора верографина. Оптимальное время сканирования — 8—10 мин. При диагностических исследованиях отдельных органов, крупных сосудов и сердца используется болюсное внутривенное введение 30—40 мл 60% раствора верографина или урографина в локтевую вену в течение 10—12 с с помощью автоматического инъектора с одновременным сканированием. Для сканирования сердца применяется приставка «сериокард», специальная программа позволяет проводить динамическое исследование сердца синхронно с ЭКГ. Для динамического исследования сердца и крупных сосудов используется последовательное сканирование на разных уровнях томографирования с получением на каждом из них 2—3 срезов со скоростью 7 скенов в 1 мин. После достижения пика контрастирования и компьютерной обработки (сложения скенов) получают информацию о состоянии органов средостения. Для компьютерной ангиографии печени и других органов брюшной полости и малого таза используется болюсное внутривенное введение 20—30 мл 50% раствора урографина со скоростью 5—7 мл/с. Более детальное описание методики «усиления» приводится в главах, посвященных исследованию отдельных органов и систем.

С помощью КТ не всегда удается установить природу патологического образования, однако совокупность компьютернотомографических признаков и данных других инструментальных методов диагностики (радионуклидной, ангиографической, ультразвуковой) в сочетании с клинической картиной представляет возможность судить о природе такого образования.

