Тема лекции:

Физические основы работы рентгеновских установок

План лекции

- Генерация рентгеновского излучения в современных установках.
- Биофизические аспекты действия рентгеновских лучей.
- Томография. Компьютерная томография

Определение

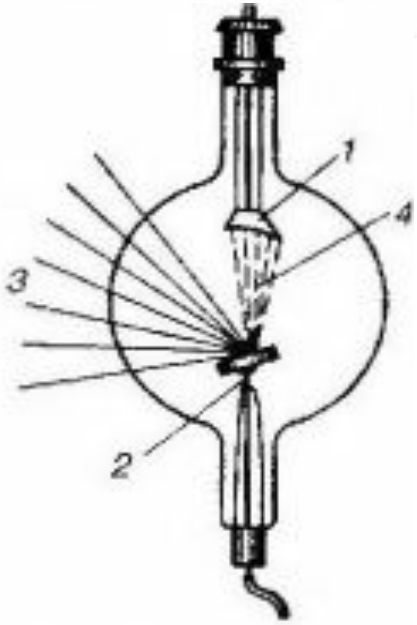
Ионизирующим излучением называют потоки частиц и электромагнитных квантов, взаимодействие которых со средой приводит к ионизации ее атомов и молекул. Ионизирующим излучением являются рентгеновское и γ-излучение, потоки α-частиц, электронов, позитронов, протонов, нейтронов.

Рентгеновское излучение

Рентгеновским излучением называют электромагнитные волны с длиной приблизительно от 80 до 10^{-5} нм. Наиболее длинноволновое рентгеновское излучение перекрывается коротковолновым ультрафиолетовым, коротковолновое — длинноволновым γ-излучением. По способу возбуждения рентгеновское излучение подразделяют на тормозное и характеристическое.

УСТРОЙСТВО РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ. ТОРМОЗНОЕ РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

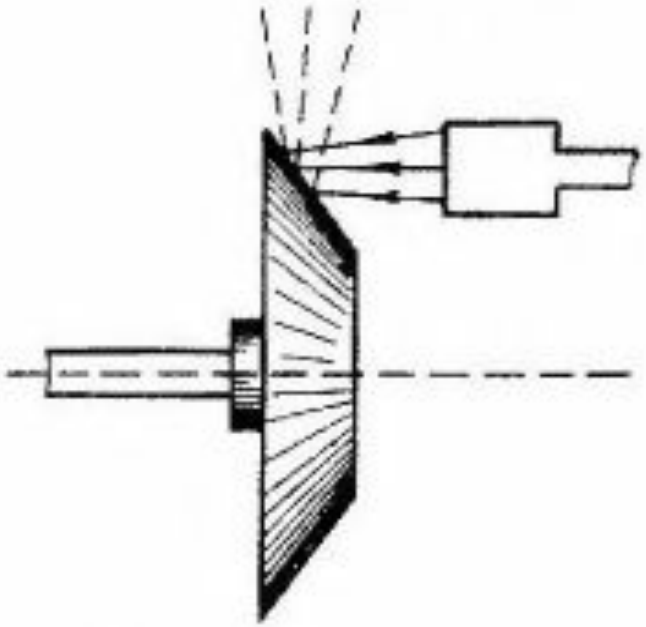
Наиболее распространенным источником рентгеновского излучения является рентгеновская трубка, которая представляет собой двухэлектродный ваккумный прибор (рис. 31.1). Подогревный катод *1* испускает электроны *4*. Анод *2*, называемый часто антикатодом, имеет наклонную поверхность, для того чтобы направить возникающее рентгеновское излучение *3* под углом к оси трубки. Анод изготовлен из хорошо теплопрово-дящего материала для отвода теплоты, образующейся при ударе электронов. Поверхность анода выполнена из тугоплавких материалов, имеющих большой порядковый номер атома в таблице Менделеева, например из вольфрама. В отдельных случаях анод специально охлаждают волой или маслом.



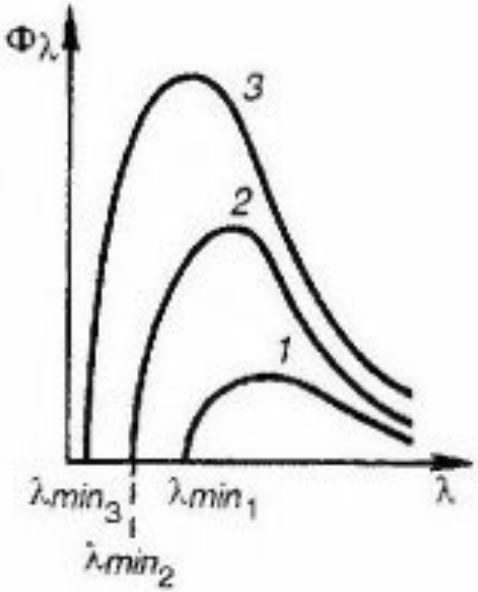
Для диагностических трубок важна точечность источника рентгеновских лучей, чего можно достигнуть, фокусируя электроны в одном месте антикатода. Поэтому конструктивно приходится учитывать две противоположные задачи: с одной стороны, электроны должны попадать на одно место анода, с другой стороны, чтобы не допустить перегрева, желательно распределение электронов по разным участкам анода. В качестве одного из интересных технических решений является рентгеновская трубка с вращающимся анодом (рис. 31.2).

В результате торможения электрона (или иной заряженной частицы) электростатическим полем атомного ядра и атомарных электронов вещества антикатода возникает *тормозное рентгеновское излучение*.

индукция и в соответствии с теорией Максвелла появляется электромагнитная волна.



При торможении электронов лишь часть энергии идет на создание фотона рентгеновского излучения, другая часть расходуется на нагревание анода. Так как соотношение между этими частями случайно, то при торможении большого количества электронов образуется непрерывный спектр рентгеновского излучения. В связи с этим тормозное излучение называют еще сплошным. На рис. 31.3 представлены зависимости потока рентгеновского излучения от длины волны λ (спектры) при разных напряжениях в рентгеновской трубке: $U_1 < U_2 < U_3$.



В каждом из спектров наиболее коротковолновое тормозное излучение λ_{min} возникает тогда, когда энергия, приобретенная электроном в ускоряющем поле, полностью переходит в энергию фотона:

$$eU = h\nu_{max} = hc / \lambda_{min}, \tag{31.1}$$

откуда

$$\lambda_{min} = hc / (eU). \tag{31.2}$$

Эту формулу можно преобразовать в более удобное для практических целей выражение:

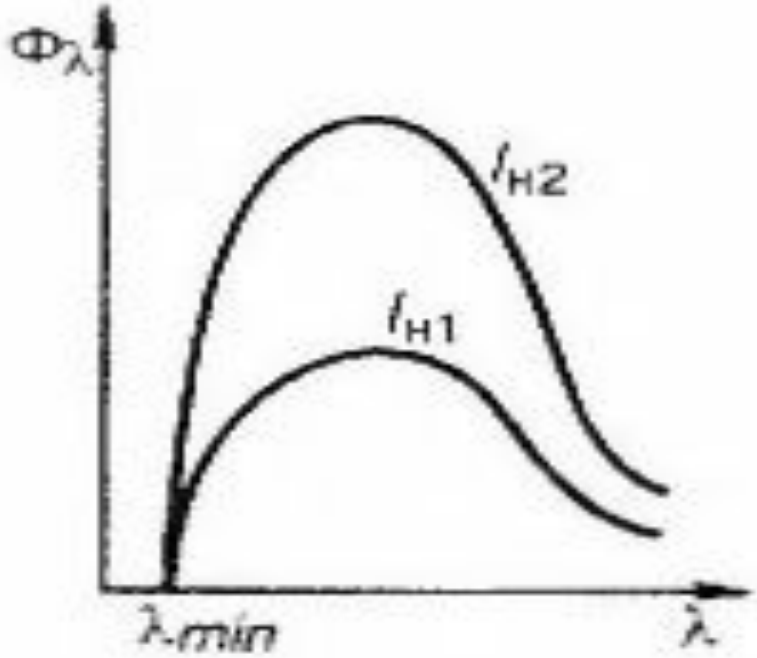
$$\lambda_{min} = 1{,}23 / U. \tag{31.3}$$

где λ_{min} — длина волны, 10^{-10} нм; U — напряжение, кВ. Формула (31.3) соответствует рис. 31.3.

Спектральный состав его не изменится. На рис. 31.4 показаны спектры тормозного рентгеновского излучения при одном напряжении, но при разной силе тока накала катода: $I_{н1} < I_{н2}$.

Поток рентгеновского излучения вычисляется по формуле:

$$\Phi = kIU^2Z, \qquad (31.4)$$



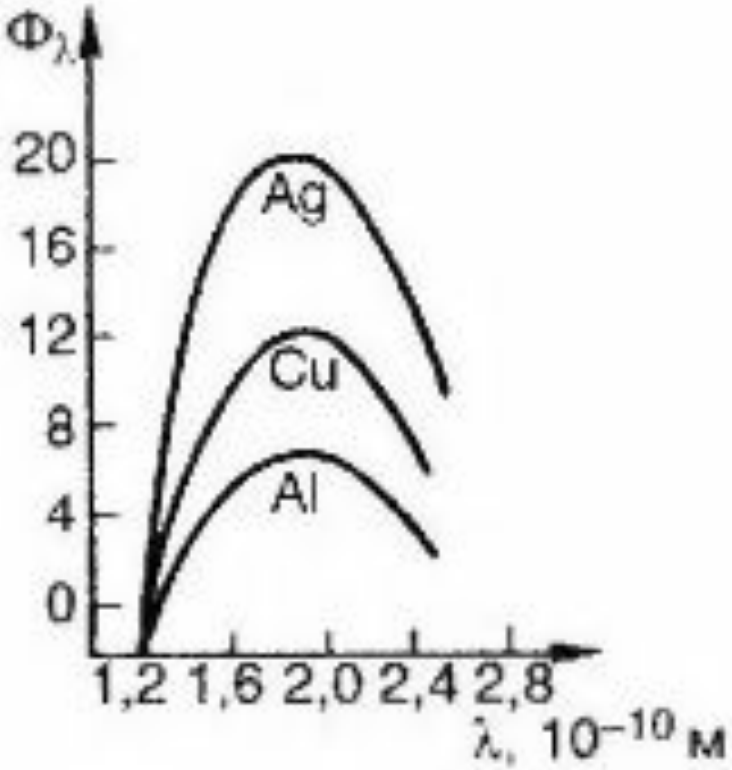
Коротковолновое рентгеновское излучение обычно обладает большей проникающей способностью, чем длинноволновое, и называется *жестким*, а длинноволновое — *мягким*.

Увеличивая напряжение на рентгеновской трубке, изменяют спектральный состав излучения, как это видно из рис. 31.3 и формулы (31.3), и увеличивают жесткость.

Поток рентгеновского излучения вычисляется по формуле:

$$\Phi = kIU^2Z, \qquad (31.4)$$

где U и I — напряжение и сила тока в рентгеновской трубке; Z — порядковый номер атома вещества анода; k — коэффициент пропорциональности. Спектры, полученные от разных антикатодов при одинаковых U и $I_н$, изображены на рис. 31.5.



ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОЕ РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ. АТОМНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ СПЕКТРЫ

Увеличивая напряжение на рентгеновской трубке, можно заметить на фоне сплошного спектра появление линейчатого, который соответствует *характеристическому рентгеновскому излучению* (рис. 31.6). Он возникает вследствие того, что ускоренные электроны проникают в глубь атома и из внутренних слоев выбивают электроны. На свободные места переходят электроны с верхних уровней (рис. 31.7), в результате высвечиваются фотоны характеристического излучения. Как видно из

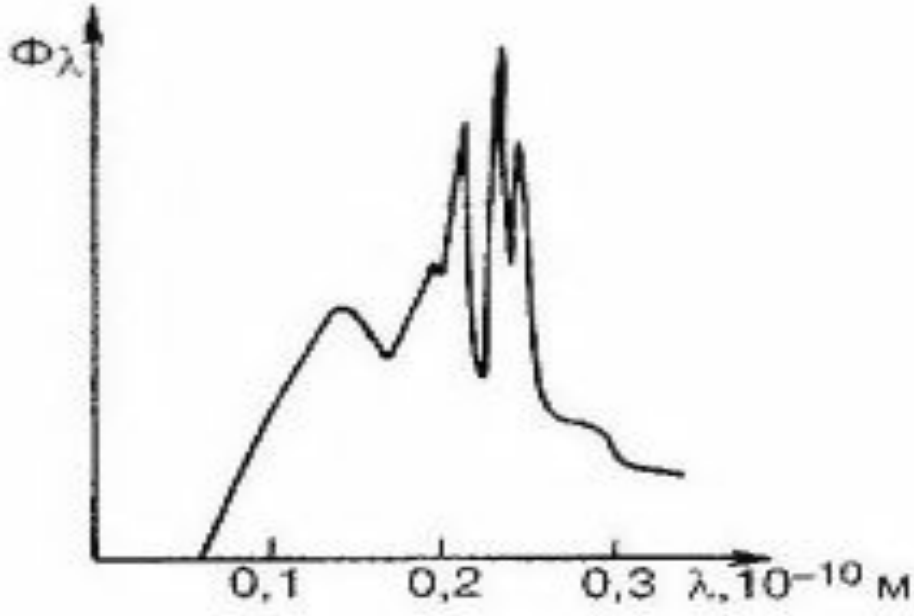


Рис. 31.6

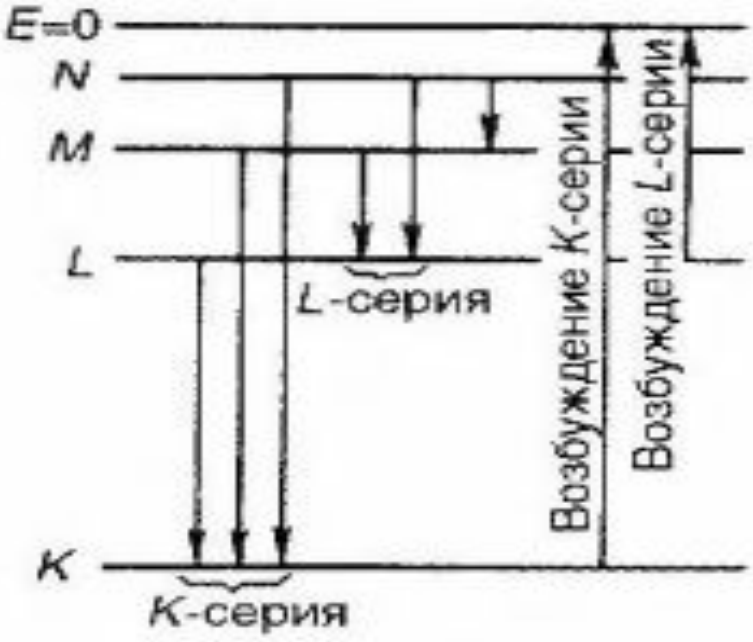


Рис. 31.7

рисунка, характеристическое рентгеновское излучение состоит из серий *K*, *L*, *M* и т.д., наименование которых и послужило для обозначения электронных слоев. Так как при излучении *K*-серии освобождаются места в более высоких слоях, то одновременно испускаются и линии других серий.

В отличие от оптических спектров характеристические рентгеновские спектры разных атомов однотипны. На рис. 31.8 показаны спектры различных элементов. Однотипность этих спектров обусловлена тем, что внутренние слои у разных атомов одинаковы и отличаются лишь энергетически, так как силовое воздействие со стороны ядра увеличивается по мере возрастания порядкового номера элемента. Это обстоятельство приводит к тому, что характеристические спектры сдвигаются в сторону больших частот с увеличением заряда ядра. Такая закономерность видна из рис. 31.8 и известна как ***закон Мозли***:

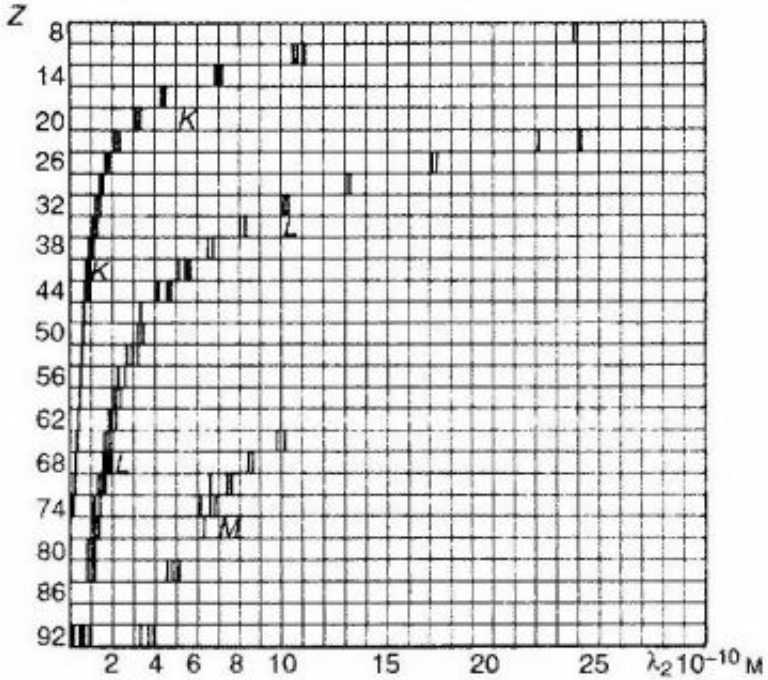


Рис. 31.8

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ

Регистрация и использование рентгеновского излучения, а также воздействие его на биологические объекты определяются первичными процессами взаимодействия рентгеновского фотона с электронами атомов и молекул вещества.

В зависимости от соотношения энергии $h\nu$ фотона и энергии ионизации[1] $A_и$ имеют место три главных процесса.

Когерентное (классическое) рассеяние

Рассеяние длинноволнового рентгеновского излучения происходит в основном без изменения длины волны, и его называют *когерентным*. Оно возникает, если энергия фотона меньше энергии ионизации: $h\nu < A_и$.

Так как в этом случае энергия фотона рентгеновского излучения и атома не изменяется, то когерентное рассеяние само по себе не вызывает биологического действия. Однако при создании защиты от рентгеновского излучения следует учитывать возможность изменения направления первичного пучка. Этот вид взаимодействия имеет значение для рентгеноструктурного анализа

Некогерентное рассеяние (эффект Комптона)

В 1922 г. А.Х. Комптон, наблюдая рассеяние жестких рентгеновских лучей, обнаружил уменьшение проникающей способности рассеянного пучка по сравнению с падающим. Это означало, что длина волны рассеянного рентгеновского излучения больше, чем падающего. Рассеяние рентгеновского излучения с изменением длины волны называют *некогерентным*, а само явление — *эффектом Комптона*. Он возникает, если энергия фотона рентгеновского излучения больше энергии ионизации: $h\nu > A_и$.

Это явление обусловлено тем, что при взаимодействии с атомом энергия $h\nu$ фотона расходуется на образование нового рассеянного фотона рентгеновского излучения с энергией $h\nu'$, на отрыв электрона от атома (энергия ионизации $A_и$) и сообщение электрону кинетической энергии $E_к$:

$$h\nu = h\nu' + A_и + E_к. \qquad (31.6)$$

[1] Здесь под энергией ионизации понимают энергию, необходимую для удаления внутренних электронов за пределы атома или молекулы.

Так как во многих случаях $h\nu >> A_и$ и эффект Комптона происходит на свободных электронах, то можно записать приближенно:

$$h\nu = h\nu' + E_к. \qquad (31.7)$$

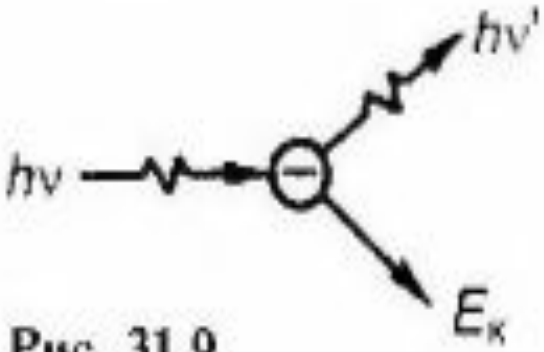


Рис. 31.9

Существенно, что в этом явлении (рис. 31.9) наряду с вторичным рентгеновским излучением (энергия $h\nu'$ фотона) появляются электроны отдачи (кинетическая энергия $E_к$ электрона). Атомы или молекулы при этом становятся ионами.

Фотоэффект

При фотоэффекте рентгеновское излучение поглощается атомом, в результате чего вылетает электрон, а атом ионизируется (фотоионизация).

Три основных процесса взаимодействия, рассмотренные выше, являются первичными, они приводят к последующим вторичным, третичным и т.д. явлениям. Так, например, ионизированные атомы могут излучать характеристический спектр, возбужденные атомы могут стать источниками видимого света (рентгенолюминесценция) и т.п.

На рис. 31.10 приводится схема возможных процессов, возникающих при попадании рентгеновского излучения в вещество. Может происходить несколько десятков процессов, подобных изображенному, прежде чем энергия рентгеновского фотона перейдет в энергию молекулярно-теплового движения. В итоге произойдут изменения молекулярного состава вещества.

Процессы, представленные схемой рис. 31.10, лежат в основе явлений, наблюдаемых при действии рентгеновского излучения на вещество.

В результате многих процессов первичный пучок рентгеновского излучения ослабляется в соответствии с законом (29.3).

Запишем его в виде:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \tag{31.8}$$

где μ — *линейный коэффициент ослабления*. Его можно представить состоящим из трех слагаемых, соответствующих когерентному рассеянию $\mu_к$, некогерентному $\mu_{нк}$ и фотоэффекту $\mu_ф$:

$$\mu = \mu_к + \mu_{нк} + \mu_ф. \tag{31.9}$$

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИМЕНЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В МЕДИЦИНЕ

Одно из наиболее важных медицинских применений рентгеновского излучения — просвечивание внутренних органов с диагностической целью (***рентгенодиагностика***).

Для диагностики используют фотоны с энергией порядка 60–120 кэВ. При этой энергии массовый коэффициент ослабления в основном определяется фотоэффектом. Его значение обратно пропорционально третьей степени энергии фотона (пропорционально λ^3), в чем проявляется большая проникающая способность жесткого излучения, и пропорционально третьей степени атомного номера вещества-поглотителя:

$$\mu_m = k\lambda^3 Z^3, \qquad (31.12)$$

где k — коэффициент пропорциональности.

Поглощение рентгеновских лучей почти не зависит от того, в каком соединении атом представлен в веществе, поэтому можно легко сравнить по формуле (31.12) массовые коэффициенты ослабления $\mu_{mк}$ кости $Ca_3(PO_4)_2$ и $\mu_{mв}$ мягкой ткани или воды H_2O. Атомные номера Ca, P, O и H соответственно равны 20, 15, 8 и 1. Подставив эти числа в (31.12), получим:

$$\frac{\mu_{mк}}{\mu_{mв}} = \frac{3 \cdot 20^3 + 2 \cdot 15^3 + 8 \cdot 8^3}{2 \cdot 1^3 + 8^3} = 68.$$

Существенное различие поглощения рентгеновского излучения разными тканями позволяет в теневой проекции видеть изображения внутренних органов тела человека.

Рентгенодиагностику используют в двух вариантах: ***рентгеноскопия*** — изображение рассматривают на рентгенолюминесцирующем экране, ***рентгенография*** — изображение фиксируется на фотопленке.

Если исследуемый орган и окружающие ткани примерно одинаково ослабляют рентгеновское излучение, то применяют специальные контрастные вещества. Так, например, наполнив желудок и кишечник кашеобразной массой сульфата бария, можно видеть их теневое изображение.

Яркость изображения на экране и время экспозиции на фотопленке зависят от интенсивности рентгеновского излучения. Если его используют для диагностики, то интенсивность не может быть большой, чтобы не вызвать нежелательных биологических последствий. Поэтому имеется ряд технических приспособлений, улучшающих изображение при малых интенсивностях рентгеновского излучения. В качестве примера такого приспособления можно указать электронно-оптические преобразователи

При массовом обследовании населения широко используется вариант рентгенографии — флюорография, при которой на чувствительной малоформатной пленке фиксируется изображение с большого рентгенолюминесцирующего экрана. При съемке используют линзу большой светосилы, готовые снимки рассматривают на специальном увеличителе.

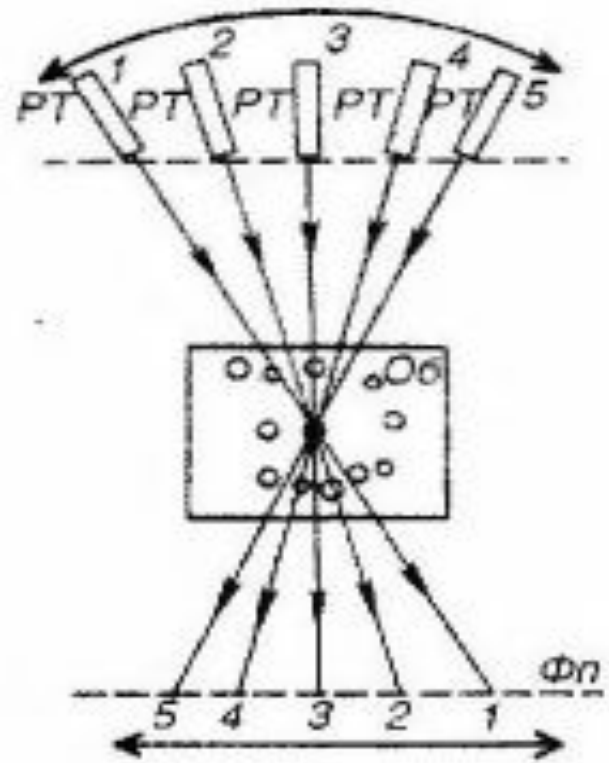
Интересным и перспективным вариантом рентгенографии является метод, называемый ***рентгеновской томографией***, и его «машинный вариант» — ***компьютерная томография***.

Рассмотрим этот вопрос.

Первая Нобелевская премия была присуждена К.Рентгену (1901) в 1979 г. Нобелевская премия была присуждена Г. Хаунсфилду и Мак-Кормаку за разработку компьютерного рентгеновского томографа.

С лечебной целью рентгеновское излучение применяют главным образом для уничтожения злокачественных образований (***рентгенотерапия***).

Обычная рентгенограмма охватывает большой участок тела, причем различные органы и ткани затеняют друг друга. Можно избежать этого, если периодически совместно (рис. 31.11) в противофазе перемещать рентгеновскую трубку *РТ* и фотопленку *Фп* относительно объекта *Об* исследования. В теле имеется ряд непрозрачных для рентгеновских лучей включений, они показаны кружочками на рисунке. Как видно, рентгеновские лучи при любом положении рентгеновской трубки (*1*, *2* и т.д.) проходят че-



рез одну и ту же точку ооъекта, являющуюся центром, относительно которого совершается периодическое движение *РТ* и *Фп*. Эта точка, точнее небольшое непрозрачное включение, показана темным кружком. Его теневое изображение перемещается вместе с *Фп*, занимая последовательно положения *1*, *2* и т.д. Остальные включения в теле (кости, уплотнения и др.) создают на *Фп* некоторый общий фон, так как рентгеновские лучи не постоянно затеняются ими. Изменяя положение центра качания, можно получить послойное рентгеновское изображение тела. Отсюда и название — ***томография*** (послойная запись).

Первая вполне качественная томограмма головного мозга человека получена в 1972 году (рис. 1) [2].

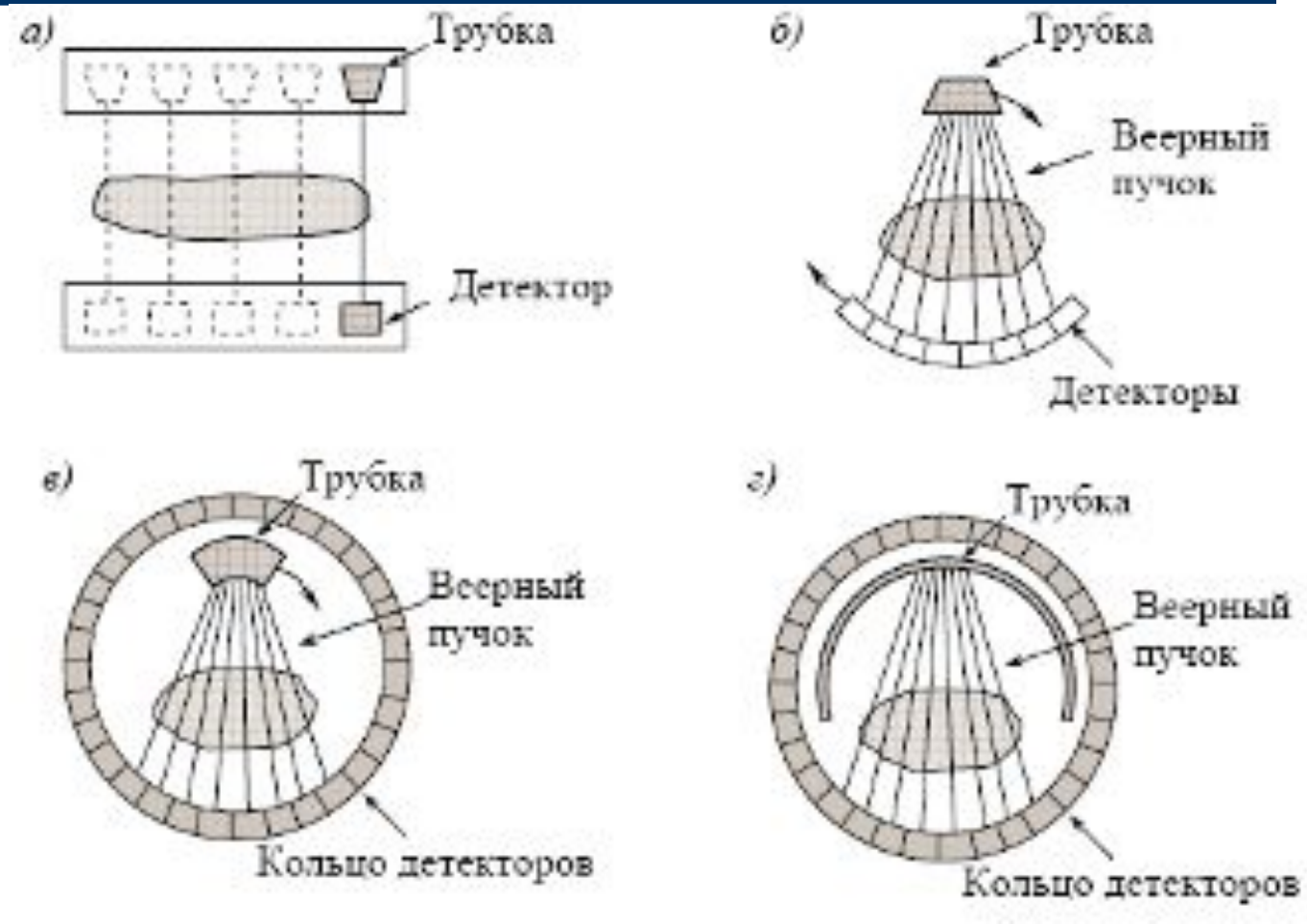
Рисунок 1 – Первый КТ сканер и первая томограмма головного мозга

Конструкция компьютерного томографа за годы его существования претерпела значительные изменения. Прогресс КТ томографов напрямую связан с увеличением количества детекторов, то есть с увеличением числа одновременно собираемых проекций.

- В целом можно выделить пять поколений КТ-сканеров. В томографах первого поколения, появившихся в 1973 г., имелась одна направленная рентгеновская трубка и один детектор, которые синхронно передвигались вдоль рамы (рис. 2а). Измерения проводились в 160 положениях трубки, затем рама поворачивалась на угол 10 и измерения повторялись.

Сами измерения длились около 4,5 минут, а обработка полученных данных и реконструкция изображения на специальном компьютере занимали 2,5 часа.

Схематическое изображение рентгеновских томографов



Конфигурация компьютерного томографа

В состав любого КТ – сканера входят следующие основные блоки :

- 1. Гентри со столом пациента и блоками управления; гентри — подвижная, как правило кольцевая, часть томографического аппарата, содержащая сканирующее оборудование. Система многопольного ротационного облучения лежащего пациента.
- 2. Высоковольтный генератор;
- 3. Вычислительная система;
- 4. Консоль оператора.

Внешний вид компьютерного томографа 5-го поколения

3 – Гентри КТ-сканера:
1 – трубка и коллиматоры,
2 – детекторы,
3 – контроллер трубки,
4 – ВЧ генератор,
5 – встроенный микрокомпьютер,
6 – стационарный компьютер

Внутри гентри (рис. 3) расположены блоки, обеспечивающие сбор данных: рентгеновская трубка и коллиматоры, детекторы и система сбора данных, контроллер трубки (контроллер движения ротора), генератор высоких частот, встроенный микрокомпьютер (регулирующий напряжение и ток на трубке), компьютер, обеспечивающий обмен данными с консолью.

БЛАГОДАРЮ ЗА ВНИМАНИЕ!