

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ  
НОВОСИБИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ**

**Физический факультет**

**Кафедра общей физики физического факультета**

# **Радиологические инструменты: рентген, компьютерная томография**

**Проф. Ирина Георгиевна Пальчикова**

**Проф. Евгений Иванович Пальчиков**

Новосибирск, 2012

# Аннотация

## Радиологические инструменты: рентген, компьютерная томография

Мультимедийная презентация соответствует 3-ему разделу курса «Физические основы диагностики». Она освещает физико-технические основы рентгеновской радиологии, а именно: Устройство и принцип действия рентгеновских диагностических приборов. Тормозное и характеристическое излучение, особенности их спектров. Виды взаимодействия рентгеновского излучения с веществом. Количественная характеристика рентгеновского излучения. Проблемы, ограничивающие совершенство изображения, применение контрастирующих веществ. Нормы радиационной безопасности. Рентгеновская цифровая томография (компьютерная аксиальная томография КАТ). Отличия рентгеновского теневого метода диагностики и КАТ.

Мультимедийная презентация предназначена для студентов второго курса медицинского факультета и может быть так же рекомендована для студентов физического факультета в рамках образовательных программ направления подготовки «Медицинская физика» и «Радиационная медицина».

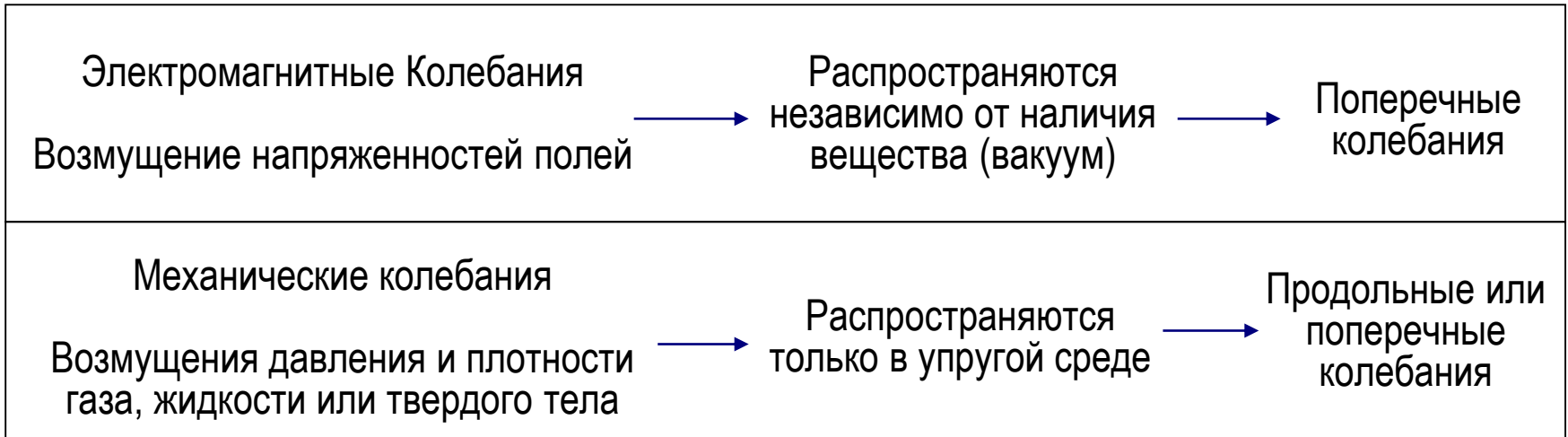
Мультимедийная презентация подготовлена в рамках реализации Программы развития НИУ-НГУ на 2009–2018 г. г.

Новосибирск, 2012

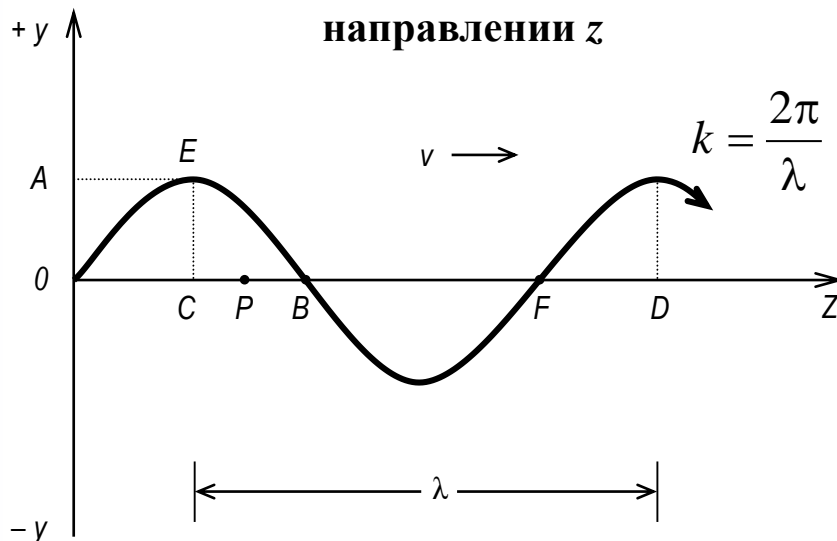


# Виды излучений

Волна – периодическое возмущение, которое перемещается в пространстве



**Бегущая волна, движущаяся в положительном направлении  $z$**



В точке  $O$  частицы водной среды совершают гармонические колебания. Следовательно, смещение частицы относительно точки  $O$  во времени  $t$  можно записать в таком виде:

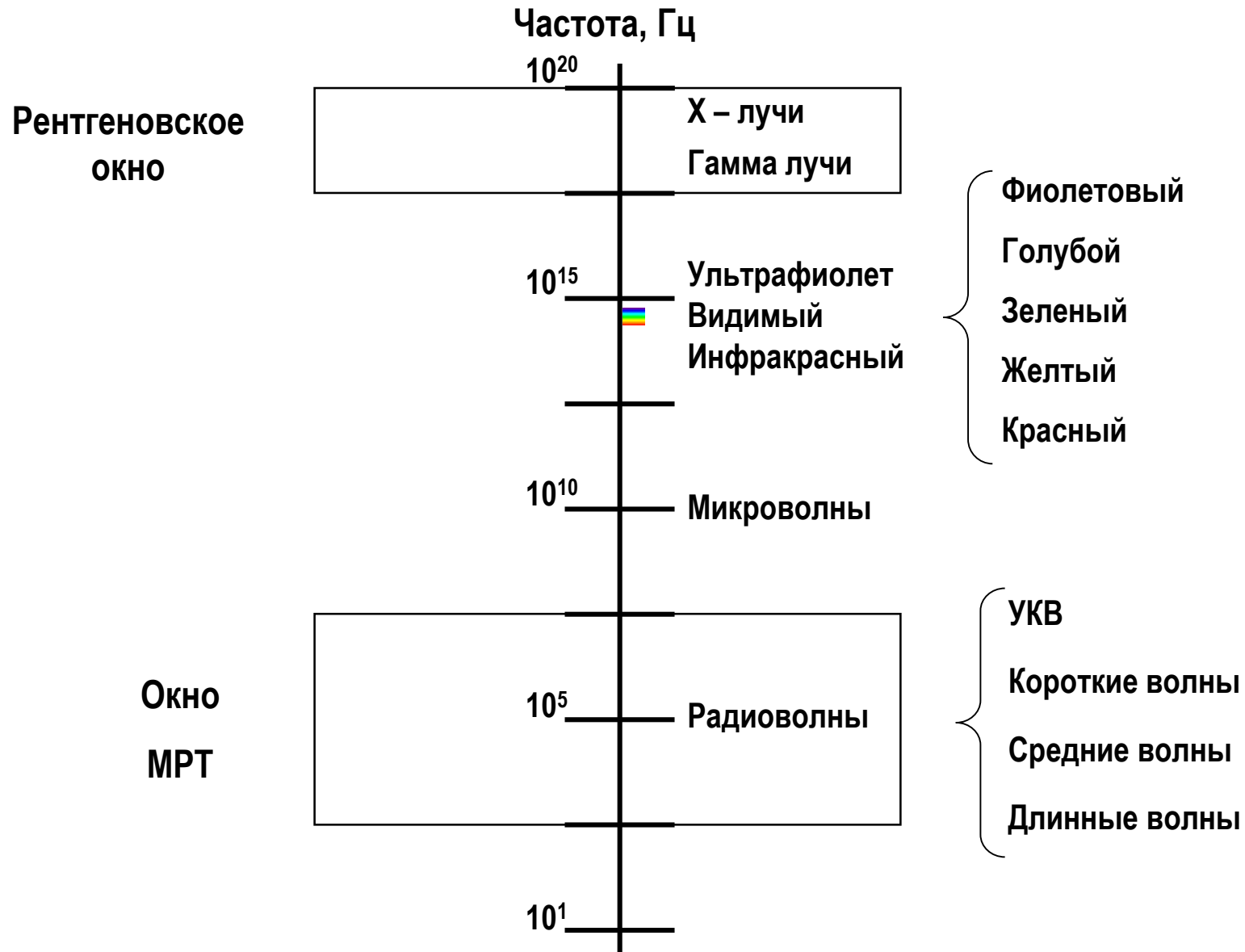
$$y = A \sin(\omega t - kz).$$

Параметры волны:

$$\text{скорость } \nu = \frac{\omega}{k} = \frac{\lambda}{T}$$

$O$  – источник волны,  $OA$  – смещение частицы (например)

# Шкала электромагнитного излучения

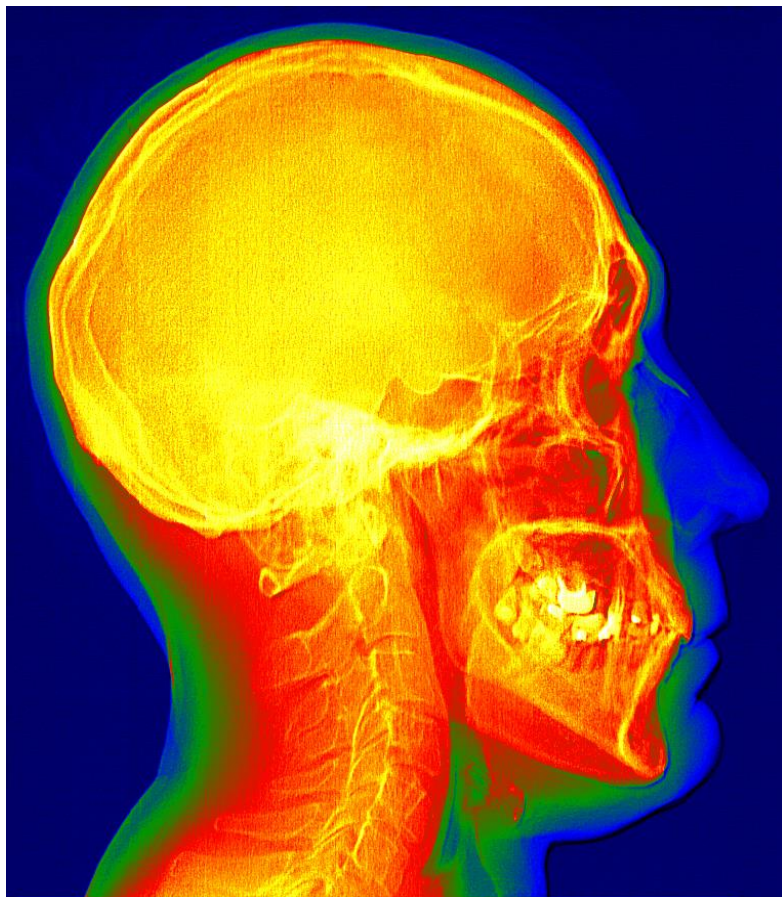


# Сравнение шкал излучений

Механический волновой спектр		Электромагнитный волновой спектр		
Частота (Гц)	Название спектрального диапазона	Длина волны (см)	Название спектрального диапазона	Частота (Гц)
$2 \times 10^1$	Аудио (слышимый)	$3 \times 10^4$	Радиоволны	$3.0 \times 10^8$
$2 \times 10^3$		$3 \times 10^2$		
$2 \times 10^4$	Ультразвуковой	$3 \times 10^0$	Микроволны	$3.0 \times 10^{11}$
$2 \times 10^7$		$3 \times 10^{-2}$		
$2 \times 10^9$	Гиперзвуковой	$3 \times 10^{-4}$	Инфракрасное излучение	$4.0 \times 10^{14}$
$2 \times 10^{11}$		$3 \times 10^{-6}$		
$2 \times 10^{13}$	Вибрация кристаллической решетки	$3 \times 10^{-8}$	Ультрафиолет	$7.5 \times 10^{14}$
		$3 \times 10^{-10}$		
			Рентгеновские лучи	$3.0 \times 10^{16}$
			Гамма-лучи	$3.0 \times 10^{19}$

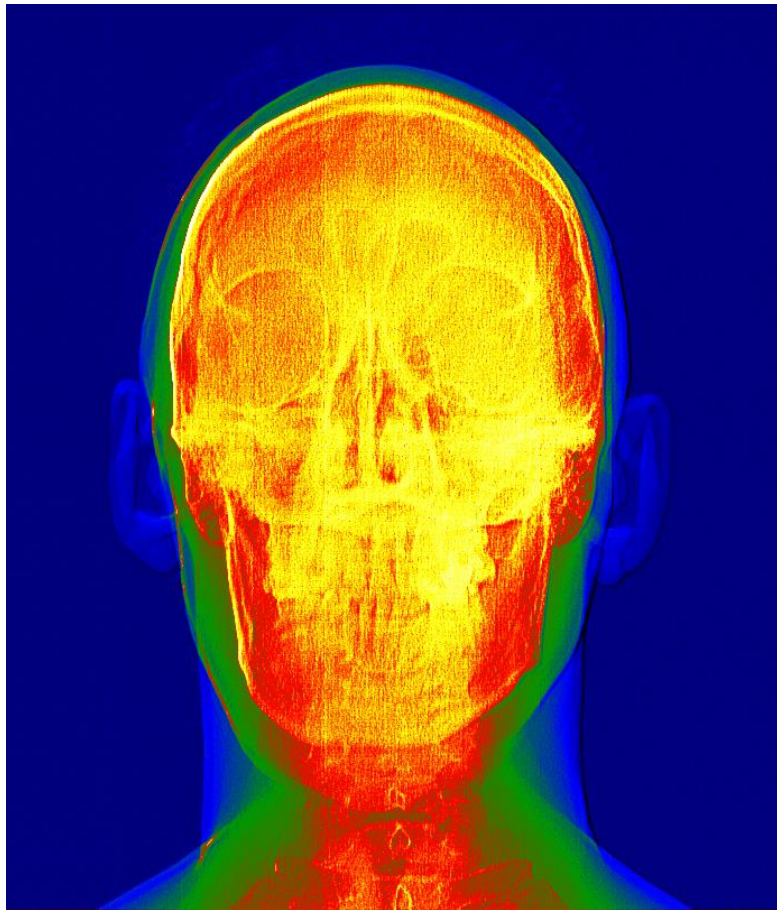
Механический и электромагнитный волновые спектры

# Инструменты, использующие излучения



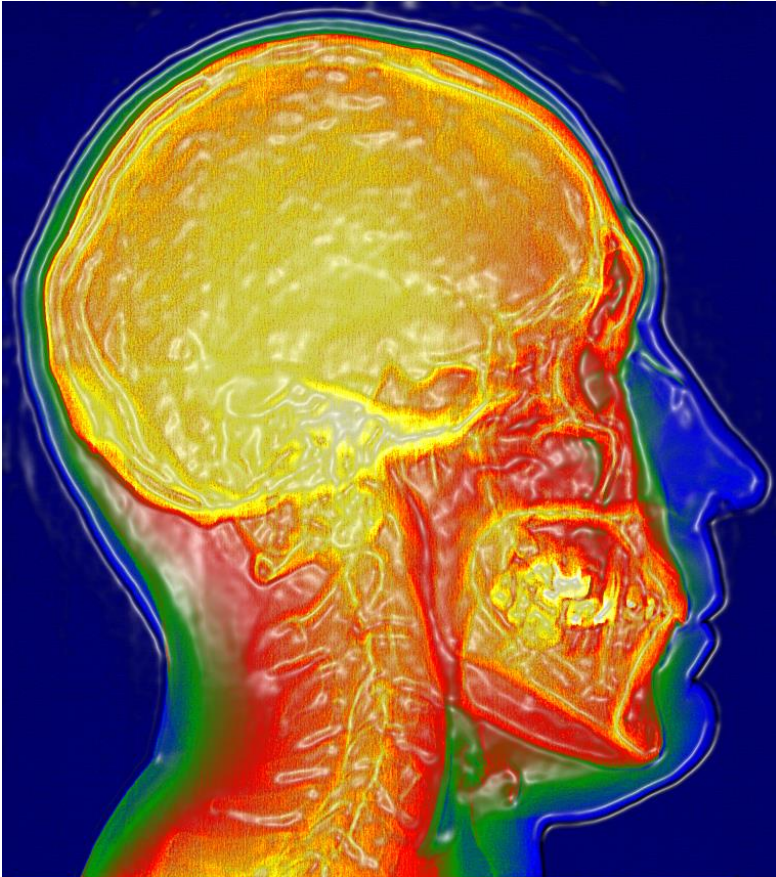
- Рентген
- Компьютерная томография
- Изотопное сканирование
- Магнитный резонанс
- Ультразвук
  
- Сечение – тонкий слой
- Проекция – всё тело

# Как выбрать решение



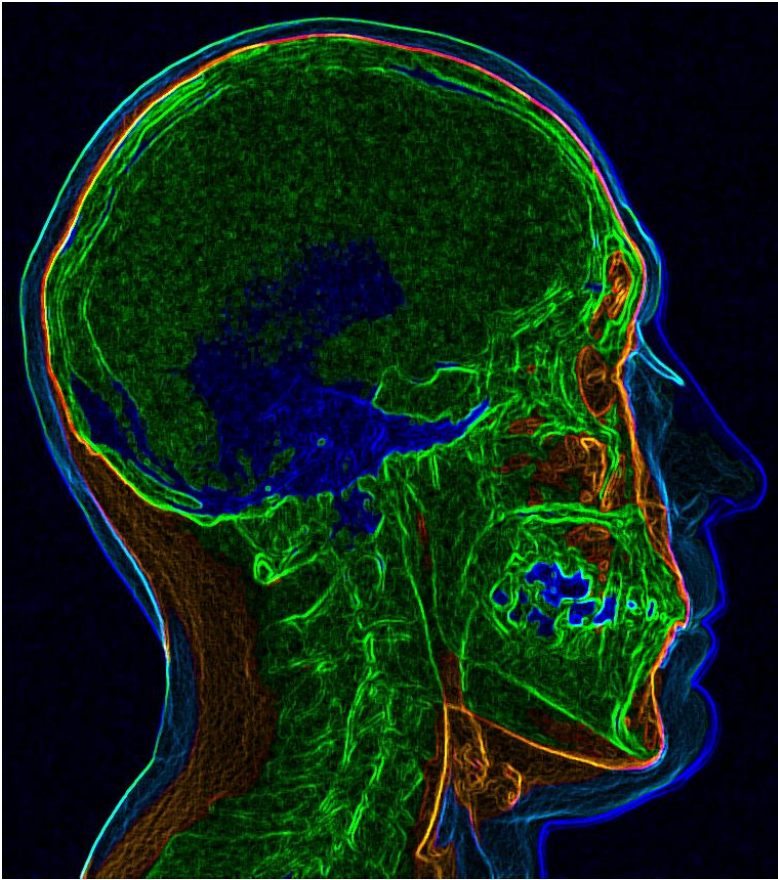
- **Стоимость**
- **Эффективность**
- **Риски**
- **Доступность**

# СТОИМОСТЬ



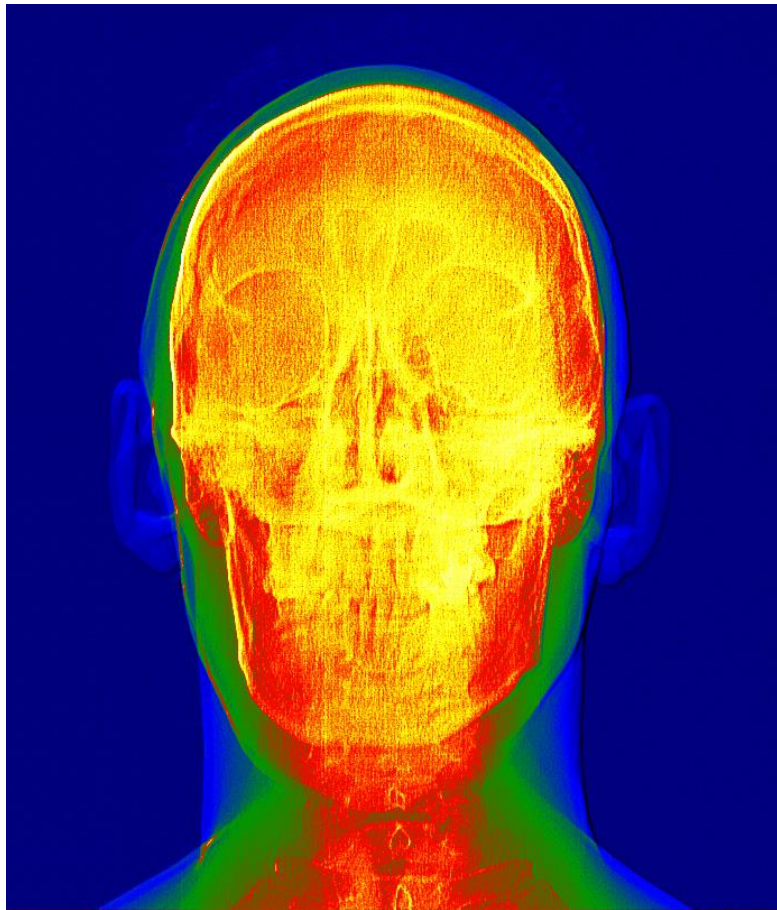
- Рентген (X-ray)
- Ультразвук (Ultrasound)
- Компьютерная томография (СТ)
- Магнито-резонансная томография (МРЕ)
- Изотопное сканирование (Ядерная медицина NM)
- Позитрон-эмиссионная томография (PET/FDG)

# Эффективность. Риски



- **Обследуемая ткань**
- **Требуемая детализация**
- **Экспозиция**
  - **Пациент: возраст/пол**
  - **Целевой орган**
  - **Преимущества/риски**

# Доступность



- Рентген X-ray
- Компьютерная томография СТ
- Ультразвук US
- Магнито-резонансная томография MRT
- Изотопное сканирование NM
- Позитрон-эмиссионная томография PET/FDG

# Рентгеновское излучение. X-ray

1895 г.

Вильгельм Конрад Рентген

Наблюдение флюоресценции,  
возникающей при работе катодолучевой  
трубки.

Квантовое электромагнитное излучение с  
длинами волн  $10^{-4}$  – 10 ангстрем и с  
энергией квантов от единиц  
килоэлектронвольт до сотен  
мегаэлектронвольт.



*Dr. W. C. Röntgen*

# Первая рентгенография



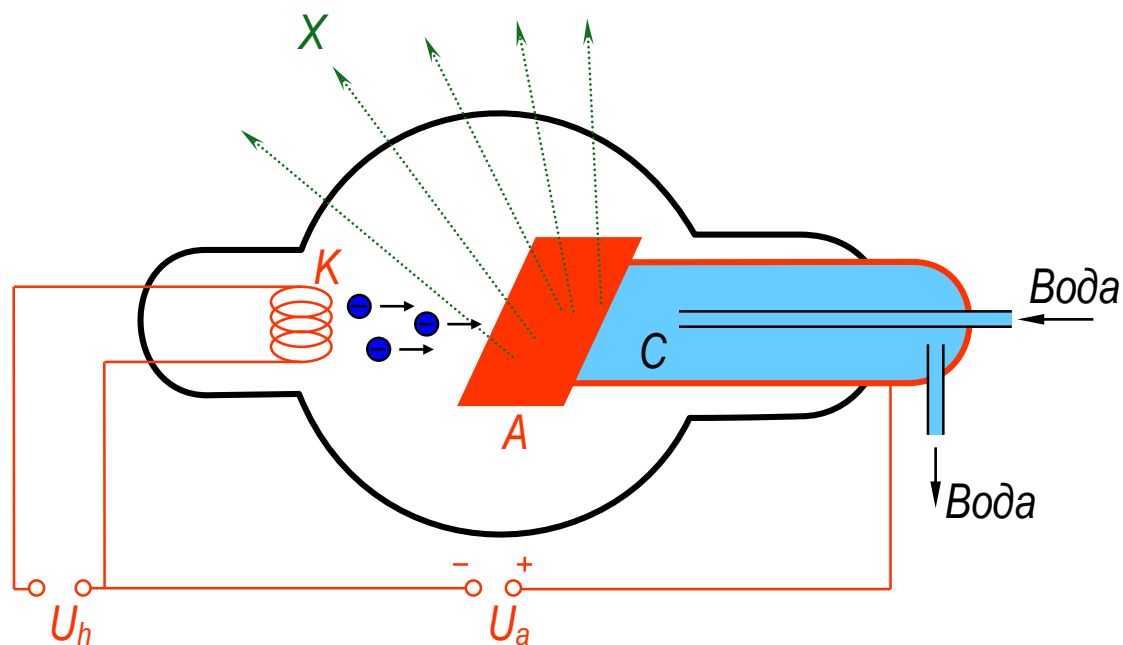
Рентгеновская фотография (рентгенограмма), сделанная  
В. К. Рентгеном

# Источник рентгеновского излучения

Рентгеновское излучение – это электромагнитные волны. Они возникают при значительном ускорении заряженных частиц (в основном электронов) либо же при **высокоэнергетичных** переходах в электронных оболочках атомов или молекул. Оба эффекта используются в рентгеновских трубках, в которых электроны, испущенные раскалённым катодом, ускоряются (при этом рентгеновские лучи не испускаются, т. к. ускорение слишком мало) и ударяются об анод, где они резко тормозятся (при этом испускаются рентгеновские лучи: т. н. тормозное излучение) и в то же время выбивают электроны из внутренних электронных оболочек атомов металла, из которого сделан анод. Пустые места в оболочках занимают другими электронами атома. При этом испускается рентгеновское излучение с определённой, характерной для материала анода, энергией (характеристическое излучение). Мягкий рентген характеризуется наименьшей энергией фотона и частотой излучения (и наибольшей длиной волны), а жёсткий рентген обладает наибольшей энергией фотона и частотой излучения (и наименьшей длиной волны).

# Схематическое изображение рентгеновской трубки

Рентгеновское излучение состоит из тормозного и характеристического излучений.



$X$  – рентгеновские лучи,  $K$  – катод,  $A$  – анод (иногда называемый антикатодом),  $C$  – теплоотвод,  $U_h$  – напряжение накала катода,  $U_a$  – ускоряющее напряжение.

# Тормозное излучение

Фотонное излучение с непрерывным энергетическим спектром, возникающее при изменении кинетической энергии заряженных частиц.

---

Интенсивность электромагнитного излучения определяется величиной вектора Умова – Пойтинга:

$$I = \frac{c}{4\pi} E H.$$

# Тормозное излучение

Существует высокочастотная граница (граничная частота) спектра излучения, на которой энергия фотонов (граничная энергия кванта) равна энергии бомбардирующих электронов.

Максимальная энергия рентгеновских квантов  $E_{\max}$  (в электронвольтах):

$$h\nu_0 = eU,$$

где  $h$  – постоянная Планка;  $e$  – заряд электрона;  $U$  – разность потенциалов ускоряющего поля.

# Тормозное излучение

Граничной частоте  $\nu_0$  соответствует коротковолновая граница спектра (граничная длина волны)

$$\lambda_0 = \frac{c}{\nu_0} = \frac{hc}{eU},$$

где  $c$  – скорость распространения электромагнитных волн (скорость света).

Связь между граничной частотой  $\nu_0$  и граничной длиной волны  $\lambda_0$  с напряжением на трубке ( $U$ ) следующая:

$$\nu_0 = 2,42 \cdot 10^{14} U; \quad (1)$$

$$\lambda_0 = 1,24 \cdot 10^{-6} \frac{1}{U}.$$

Длина волны – в метрах, напряжение – в вольтах. 1 мкм = 10000 ангстрем.

# Тормозное излучение

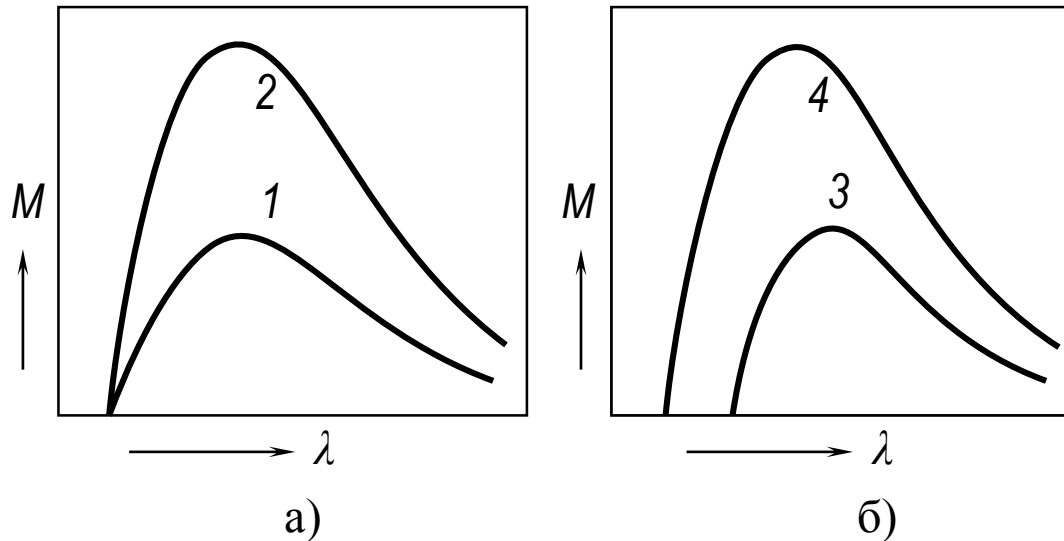
Распределение энергии в спектре тормозного рентгеновского излучения по частотам характеризуется спектральной плотностью излучения

$$I_{\lambda} = \frac{dI}{d\lambda} \quad \text{или} \quad I_{\nu} = \frac{dI}{d\nu},$$

$$I_{\nu} = \frac{dI}{d\nu} = CiZ(\nu_0 - \nu).$$

при анодном токе  $i$  с анода, вещество которого имеет атомный номер  $Z$ ,  $\nu_0$  – граничная частота в спектре, определяемая по формуле (1) на предыдущем слайде;  $C$  – константа.

# Распределение энергии в спектре тормозного излучения при изменении напряжения на трубке и тока через трубку



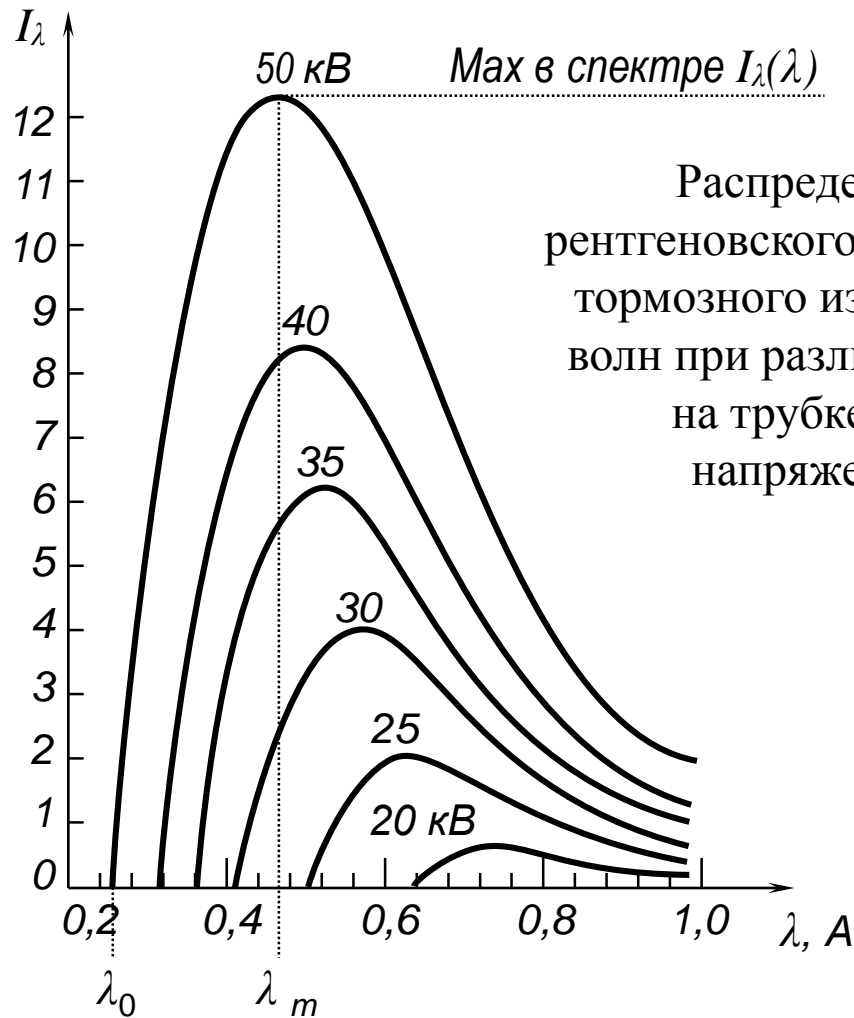
Зависимость интенсивности рентгеновского излучения от тока (а) и напряжения (б):

1 – малый ток; 2 – большой ток; 3 – низкое ускоряющее напряжение; 4 – высокое ускоряющее напряжение

а) При изменении тока форма спектра не меняется – меняется мощность излучения (график растягивается или сжимается по оси  $Y$ ).

б) При измерении напряжения одновременно меняются и амплитуда и форма спектра напряжения (максимум энергии в спектре и минимальная граничная длина).

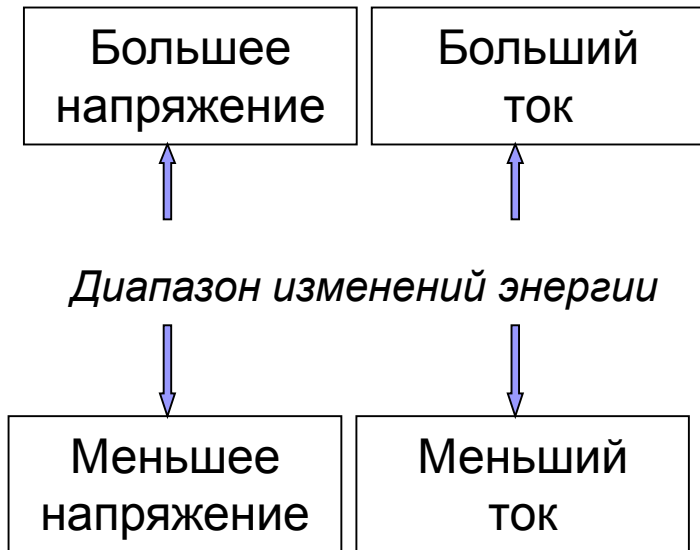
# Тормозное излучение. Распределение энергии в спектре



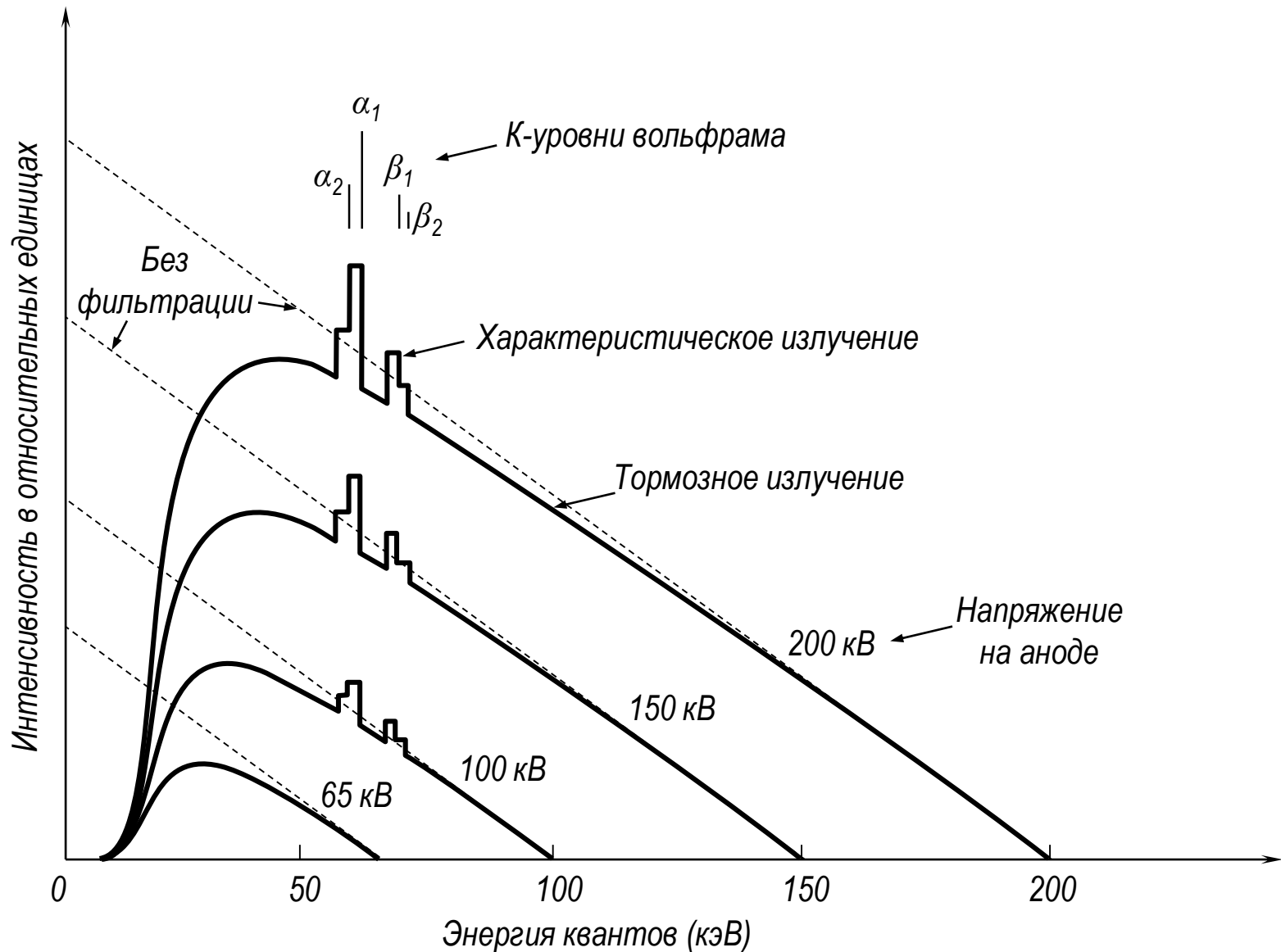
Распределение энергии рентгеновского излучения в спектре тормозного излучения по длинам волн при различных напряжениях на трубке и постоянном напряжении на аноде.

$$\lambda_m = \frac{3}{2} \lambda_0,$$

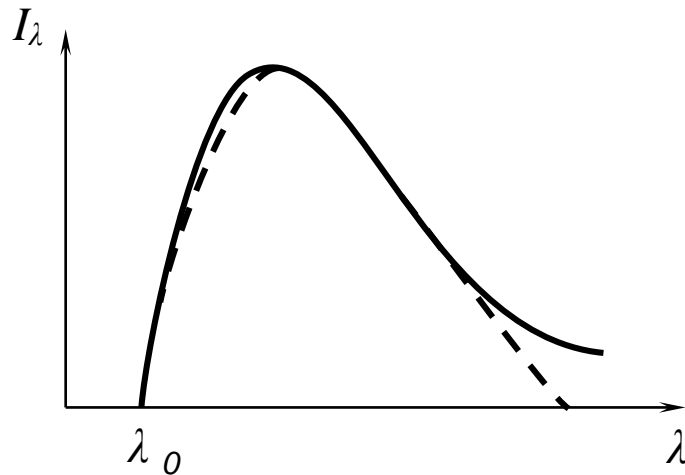
$\lambda_0$  – граничная длина волны.



# Тормозное излучение. Распределение энергии в спектре



# Тормозное излучение. Распределение энергии в спектре

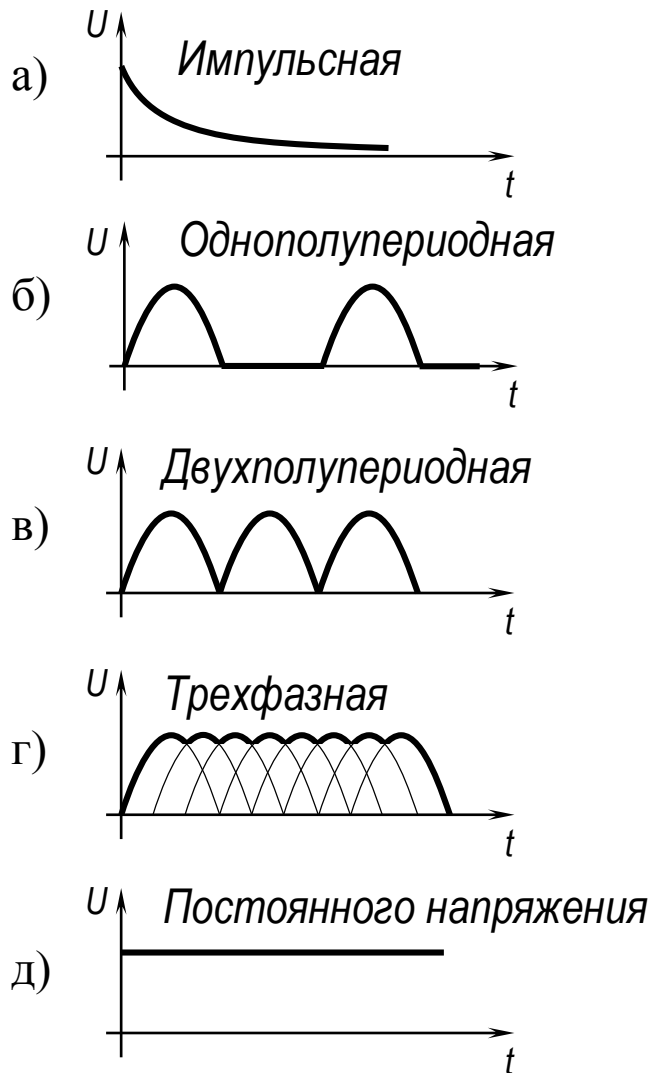


Непрерывный спектр излучения, выходящего из рентгеновской трубки, несколько отличается от теоретического: в длинноволновой части – вследствие поглощения излучения в веществе анода и стекле трубки, в коротковолновой – вследствие расхода энергии на возбуждение характеристического излучения вещества анода. Для практических расчетов указанные отклонения практического спектра от теоретического не имеют существенного значения.

# Напряжение на трубке и спектр

Вид зависимости  $U(t)$  на трубке при разных системах питания и ее влияние на спектр

## Система питания

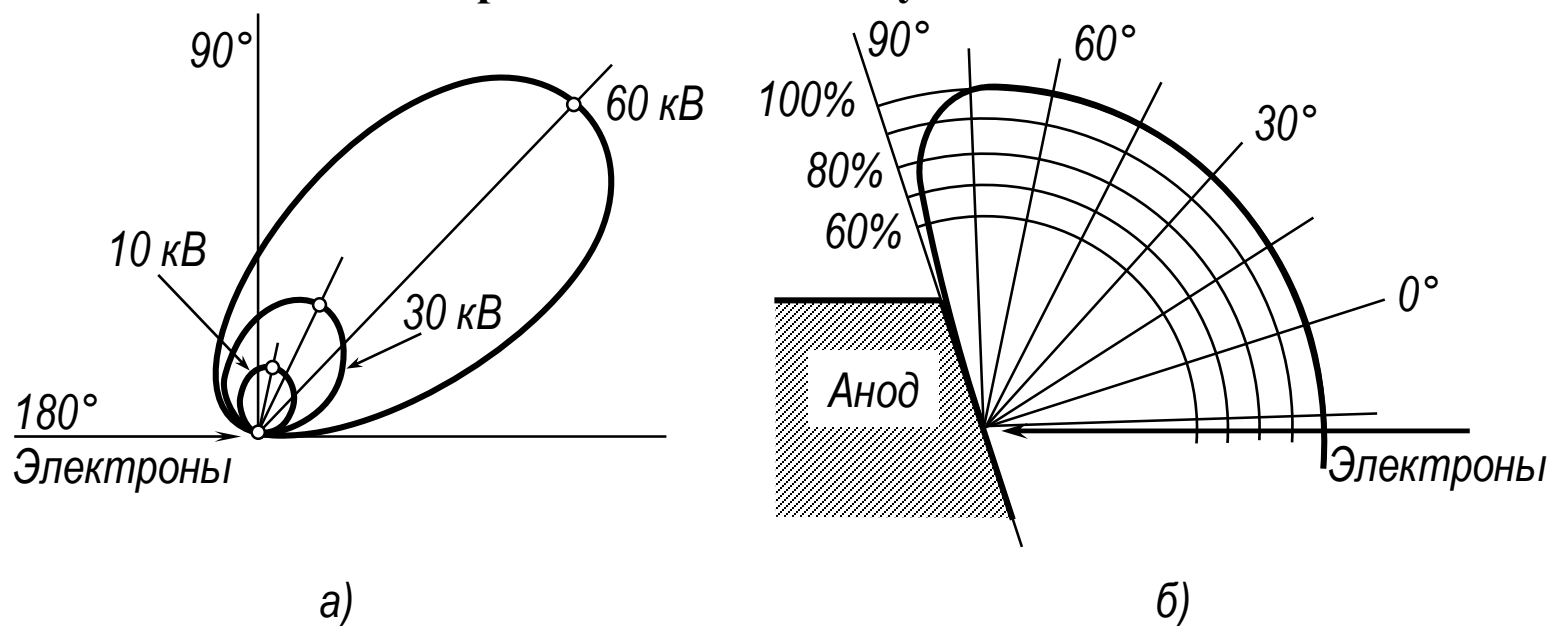


При изменении во времени напряжения  $U(t)$  и силы анодного тока распределение интенсивности в рентгеновском спектре  $I_\lambda(t)$  так же изменяется. При периодических изменениях напряжения и тока интенсивность излучения характеризуется средним за период значением спектральной плотности излучения. При синусоидально изменяющемся напряжении примерный вид (характер) кривых  $I_\lambda$  сохраняется, но общая интенсивность излучения уменьшается и оно становится менее проникающим, чем при постоянном напряжении генерирования.

Длина волны  $\lambda_m$ , соответствующая максимуму интенсивности в спектре, увеличивается по сравнению с питанием трубки постоянным напряжением, при этом энергия  $E_m$ , соответствующая максимуму интенсивности рентгеновских квантов в рентгеновском спектре, уменьшается.

# Азимутальное распределение ИНТЕНСИВНОСТИ

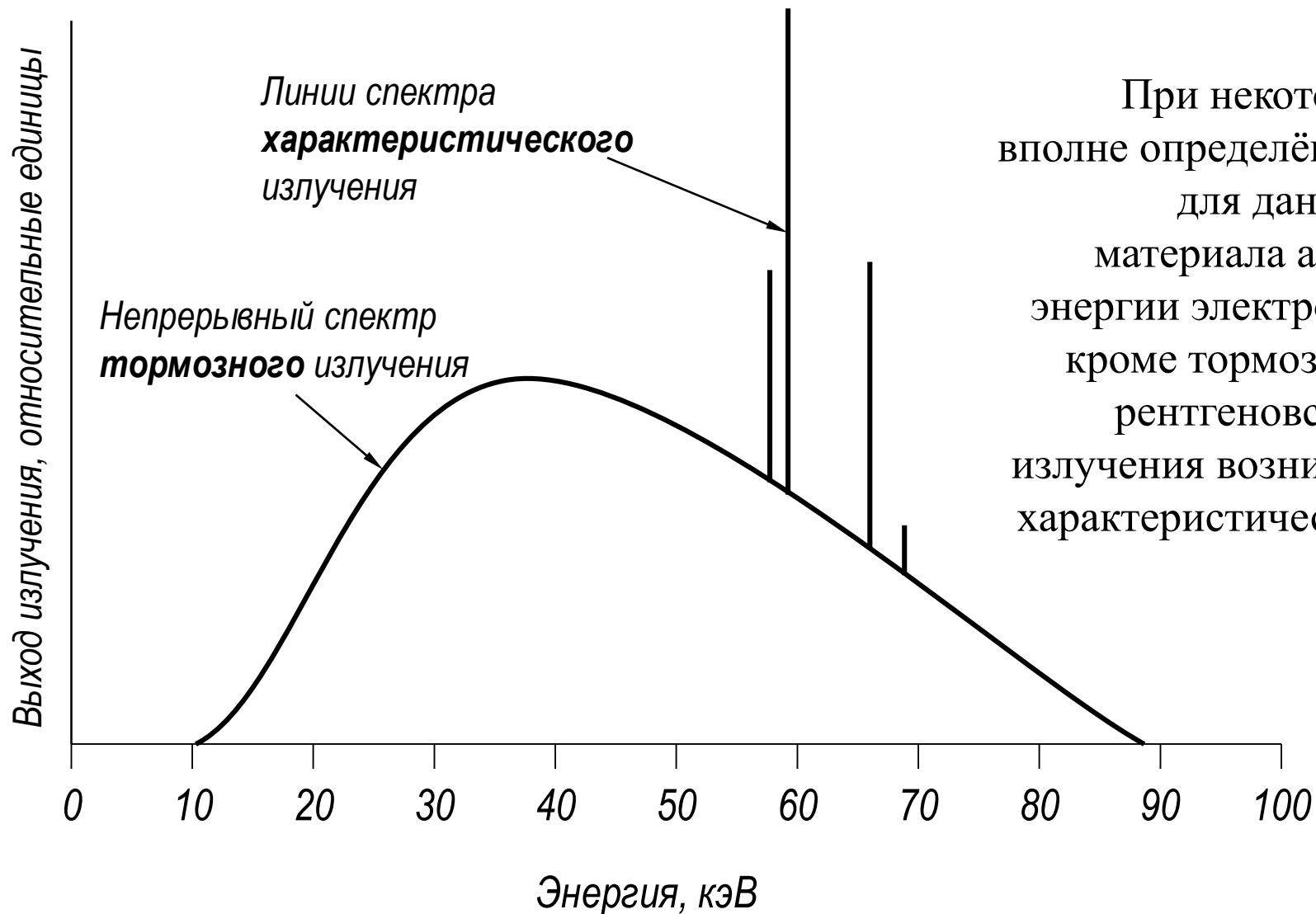
Пространственное (азимутальное) распределение интенсивности тормозного рентгеновского излучения



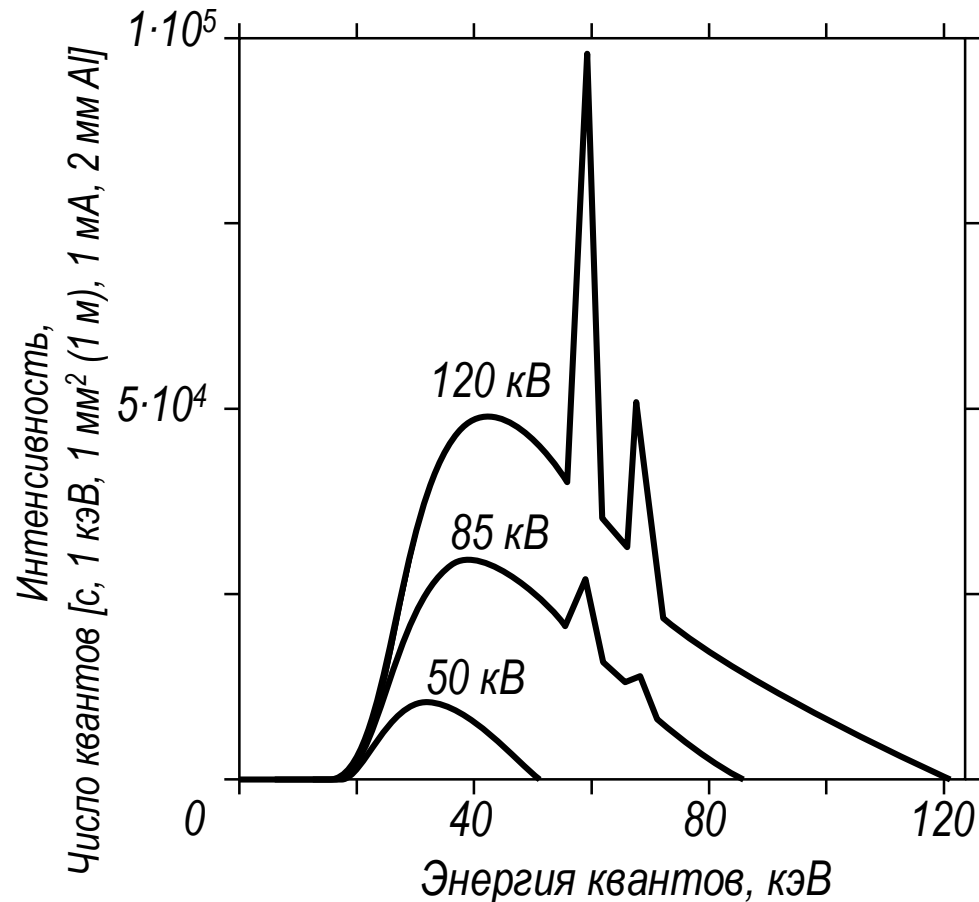
*а* – теоретическое для различных анодных напряжений; *б* – практическое для массивного вольфрамового анода при напряжении 100 кВ

Интенсивность тормозного рентгеновского излучения обратно пропорциональна квадрату расстояния  $R$  от анода до рассматриваемой точки и прямо пропорциональна квадрату синуса азимутального угла.

# Спектр рентгеновского излучения



# Характеристическое излучение и напряжение на трубке



Видно, что с увеличением ускоряющего напряжения возрастает интенсивность спектра и энергия рентгеновских квантов. Максимум спектра сдвигается в область высоких энергий. При напряжениях на трубке превышающих порог возбуждения характеристических линий  $K\alpha$  для W (67, 65 кэВ) на спектре появляются пики характеристических линий  $K\alpha$ . Излучение более «мягких» линий  $L$ -серии обычно поглощается стеклянным окном трубки. В случае бериллиевого окна оно может выходить наружу.

# Характеристическое излучение

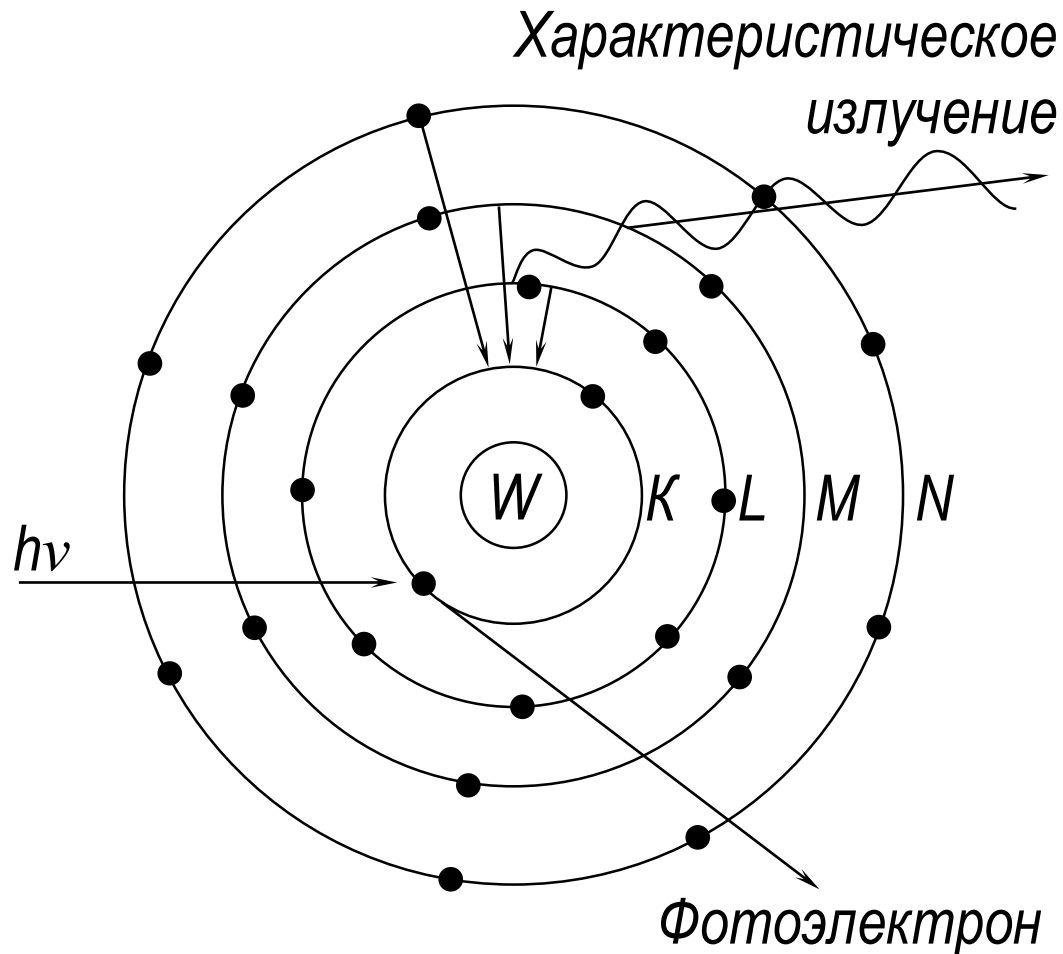


Схема возникновения фотоэлектрона и характеристического излучения при поглощении фотона рентгеновского излучения

# Соответствие атомных и молекулярных колебаний энергетическим уровням

Энергетические уровни – понятие квантовой механики.

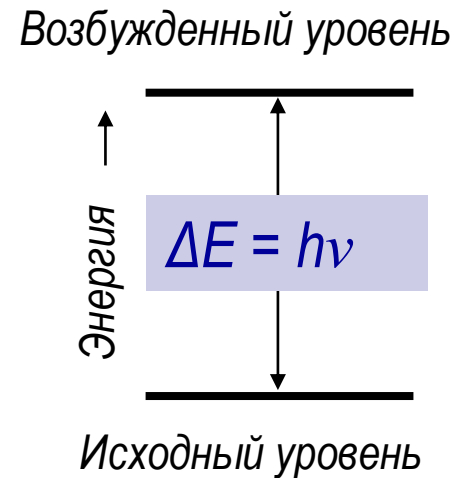
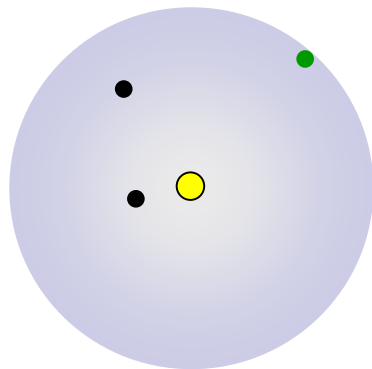
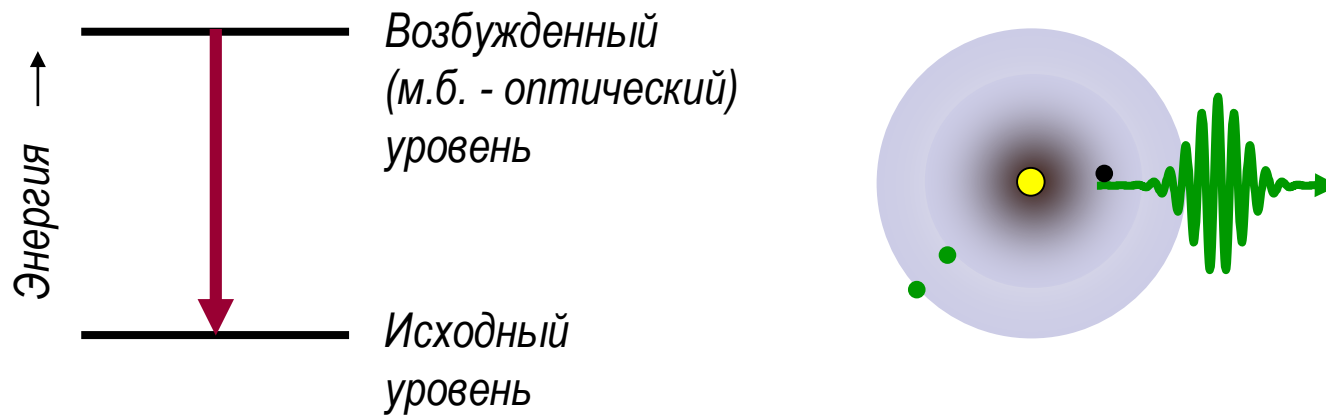


Иллюстрация возбужденного состояния в виде колебаний атома с частотой  $\nu$ .

Часть атомов вещества находится в возбужденном состоянии.

# Спонтанное излучение фотонов возбужденным атомом

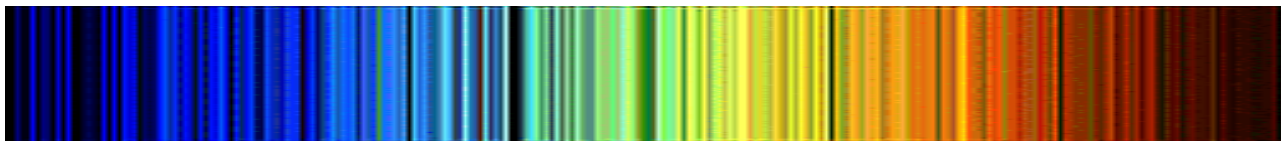
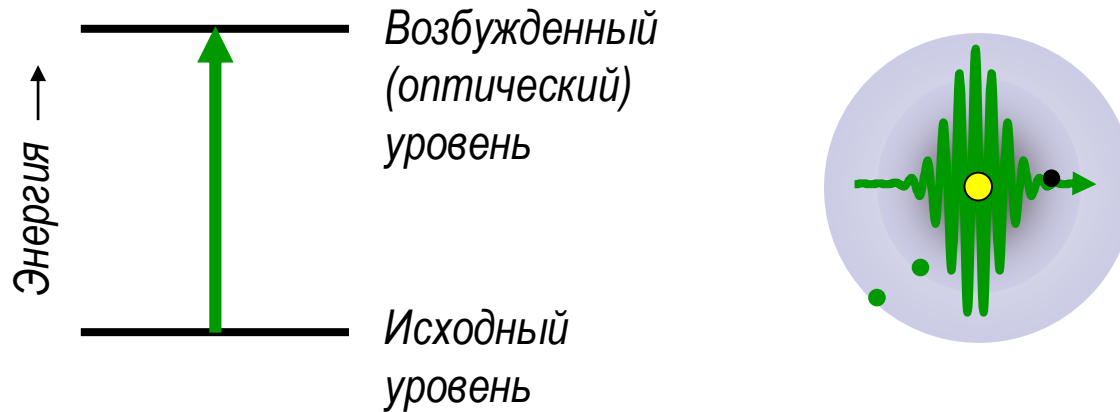
При переходе атома на нижний энергетический уровень он излучает фотон света.



Обычно молекулы сохраняют возбужденное состояние на несколько наносекунд.

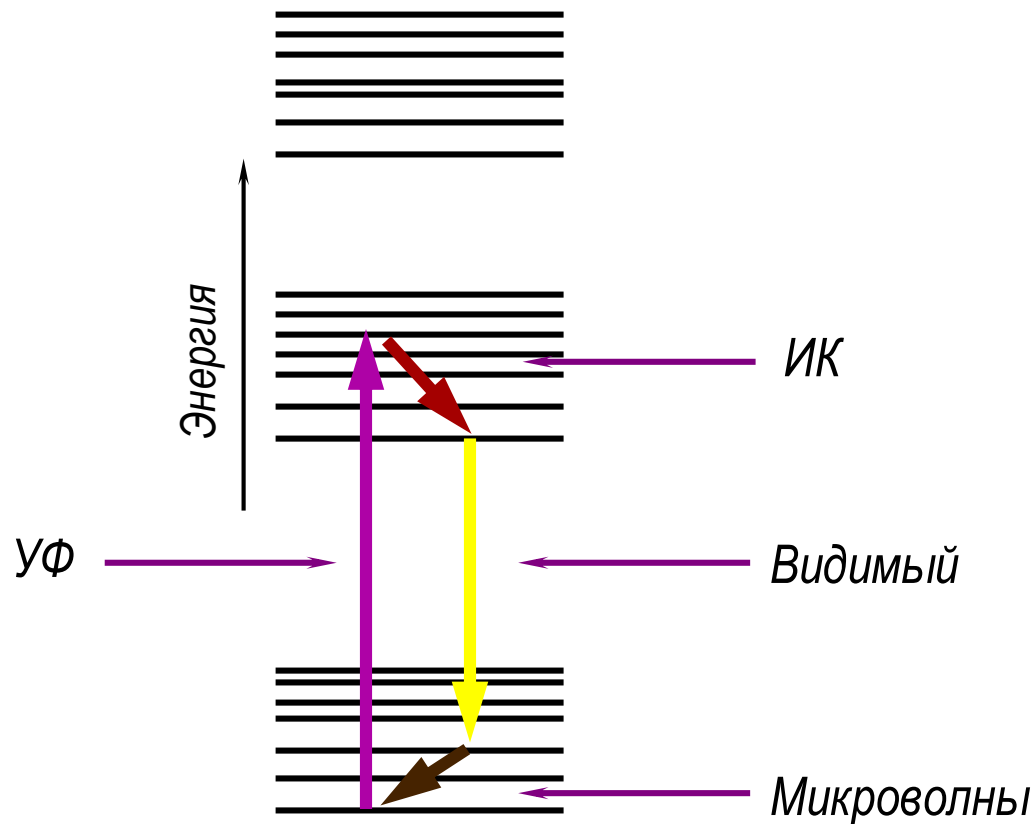
# Поглощение фотонов атомами и молекулами

## Иллюстрация процесса поглощения



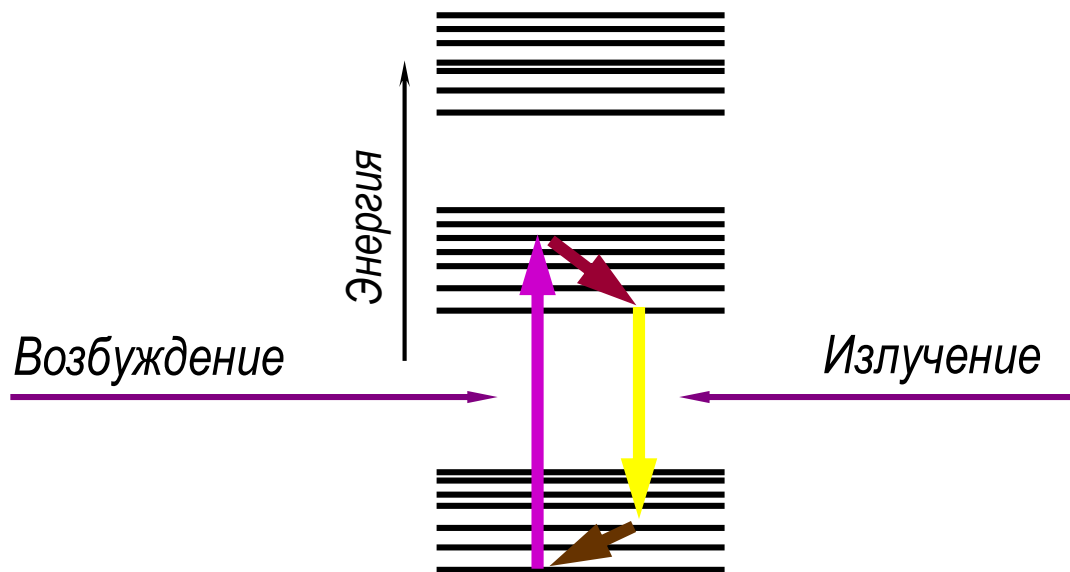
Характеристическое излучение имеет дискретный (линейчатый) спектр.

# Переход из возбужденного состояния может происходить в несколько этапов



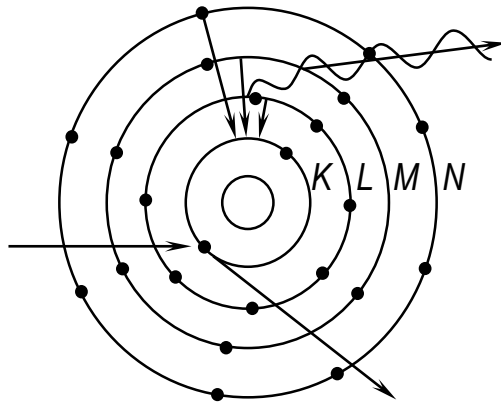
Свет, который испускается после поглощения, может быть другого цвета.

# Характеристическое излучение



Характеристическое излучение (по аналогии с оптическим) возникает при изменении энергетического состояния атомов. Если один из электронов внутренней оболочки ( $K$ ,  $L$ ,  $M$ ) атома выбит электроном или квантом тормозного рентгеновского излучения, то атом переходит в возбужденное состояние. Освободившееся место в оболочке заполняется электронами в внешних слоев с меньшей энергией связи. При этом атом переходит в нормальное состояние и испускает квант характеристического излучения с энергией, равной разности энергий на соответствующих уровнях.

# Характеристическое излучение



Наиболее глубокие уровни энергии в атоме образуют так называемый *K*-уровень, менее глубокие *L*-уровень, *M*-уровень, *N*-уровень. Возбуждение характеристического излучения с *K*-уровня образует *K*-серию, с *L*-уровня образует *L*-серию и т.д. Расположению электронов в атомах в каждой серии соответствуют отдельные линии серий  $K_{\alpha}$ ,  $K_{\beta}$ ,  $L_{\alpha}$  и др.

# Характеристическое излучение

Частота  $\nu_K$  наиболее интенсивной линии  $K$ -серии характеристического рентгеновского излучения связана с атомным номером  $Z$  вещества анода следующим соотношением (закон Мозели):

$$\nu_K = \frac{3}{4} R_{id} (Z - 1)^2,$$

где  $R_{id}$  – постоянная Ридберга.

Энергия электрона или кванта, возбуждающая атомы, должна превышать энергию связи электрона на соответствующем уровне.

# Характеристическое излучение

В отличие от непрерывного спектра тормозного рентгеновского излучения длины волн характеристического рентгеновского излучения имеют вполне определенные для данного материала анода значения и не зависят от способа возбуждения.

# Характеристическое излучение

Интенсивность линий данной серии характеристического излучения, испускаемого из данного анода зависит от силы анодного тока  $i$  и разности между напряжением, приложенным к рентгеновской трубке  $U$ , и потенциалом возбуждения  $U_{\text{в}}$  данной серии:

$$I = Ci(U - U_{\text{в}})^n,$$

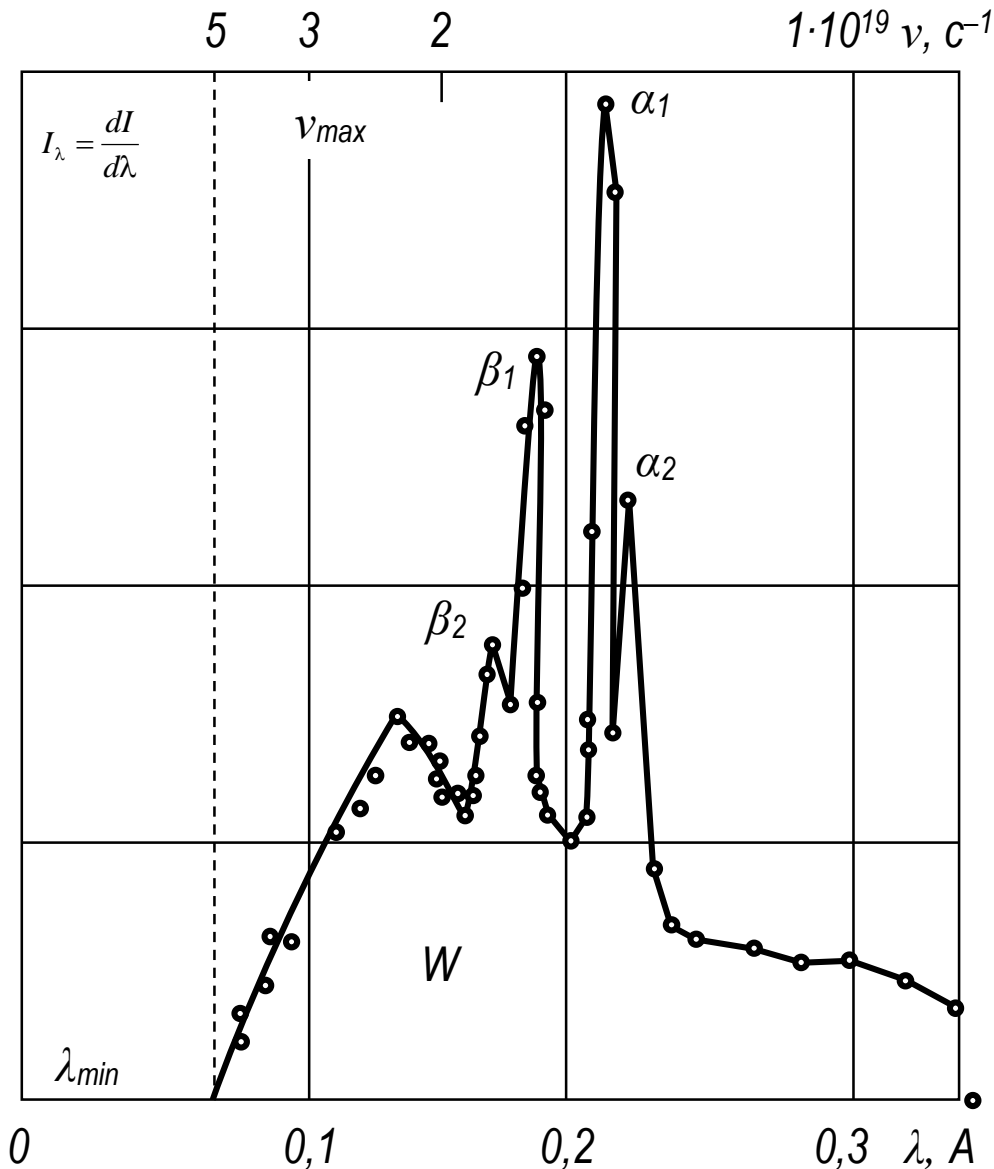
где  $C - \text{const}$ ,  $1,5 \leq n \leq 2,0$ .

Для анода, состоящего из вольфрама потенциалы возбуждения для  $K$ - и  $L$ -серий, соответственно, равны:

$$U_{\text{хар.возб.}} = 69,3 \text{ кВ}; \quad U_{\text{хар.возб.}} = 12,1 \text{ кВ.}$$

$K$ -серии   $L$ -серии

# Характеристическое излучение вольфрамового анода



## **K-серия вольфрамового анода.**

Характерная энергия – 69-70 кэВ

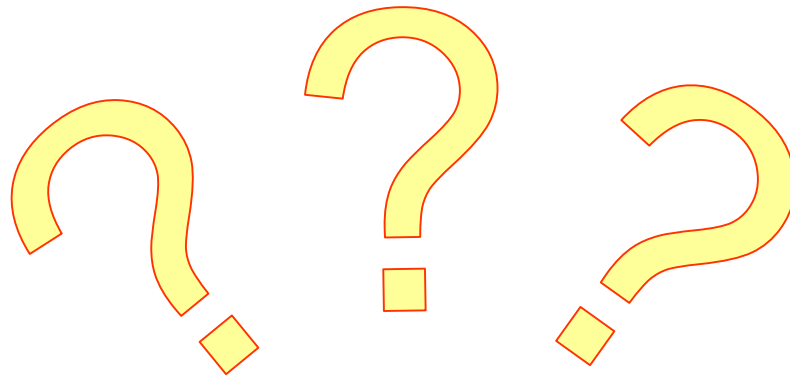
Характерные длины волн – 0,2 ангстрема, что гораздо меньше, чем расстояние 2-3 ангстрема между атомами в конденсированной среде (твердые, жидкие тела).

Характерный размер атома ~1 ангстрем.

Т.е. длина волны на порядок меньше характерных размеров неоднородностей в среде. Поэтому рентгеновские лучи проникают сквозь среды.

Столкновение с атомами решетки и выбивание электронов с глубоких уровней приводит к частичному поглощению и рассеянию рентгеновских лучей.

# Контрольный вопрос



Напряжение на источнике рентгеновского излучения при съёмке кистей рук – 40 кВ. Рассчитать численные значения длин волн  $\lambda_{min}$ ,  $\lambda_{\text{эффективное}}$  и энергии  $E_{max}$  и  $E_{\text{эффективное}}$ .

Будет ли характеристическое излучение и если «да», то какое? Анод – вольфрамовый.

# Ослабление интенсивности рентгеновского излучения веществом. Одномерный случай

$$\Delta I = -\mu I \Delta x \Rightarrow dI = -\mu I dx \Rightarrow I = I_0 \cdot e^{-\mu x},$$

$\mu$  – линейный коэффициент ослабления (зависит от  $\lambda$  и свойств среды), размерность  $\left[ \frac{1}{\text{см}} \right]$ .

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho},$$

$\mu_m$  – массовый коэффициент ослабления (не зависит от  $\rho$  среды), размерность  $\left[ \frac{\text{г}}{\text{см}^2} \right]$ .

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} = I_0 \cdot e^{-\mu_m \rho x}.$$

В общем случае (для монохроматического) излучения:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = a\lambda^3 + b,$$

где  $a, b$  – табличные значения.

Значительное ослабление дают свинцовые экраны.

# Качественная характеристика рентгеновского излучения

Основными величинами, характеризующими качество моноэнергетического рентгеновского излучения, являются энергия кванта, или фотона  $h\nu$  и длина волны излучения  $\lambda$ , связанные между собой соотношением

$$h\nu = h \frac{c}{\lambda}.$$

На практике качественный состав излучения определяют по его ослаблению при прохождении определенной толщины данного материала.

# Ослабление интенсивности рентгеновского излучения веществом

Первым слоем половинного ослабления  $\Delta_{1/2}$  называют такую толщину слоя данного вещества, которая ослабляет интенсивность падающего на него пучка излучения в 2 раза, т. е.

$$I = \frac{I_0}{2}.$$

Из-за широкого спектра излучения рентгеновской трубки закон экспоненциального поглощения выполняется частично. В первых тонких слоях объекта поглощается мягкая компонента излучения. Поэтому каждый следующий слой половинного ослабления по мере проникновения вглубь становится толще.

Начиная с некоторой толщины закон поглощения выходит на экспоненциальную зависимость. В этом случае говорят о квазимонохроматическом потоке излучения. Часто специально вводят между трубкой и объектом фильтр из алюминия такой толщины, чтобы поглощение в пациенте было близким к экспоненциальному. Одновременно это защищает кожный покров от бесполезной экспозиции мягким излучением.

# Слои половинного поглощения ( $\Delta^{1/2}$ )

**$U = 60$  кВ:**

$\Delta^{1/2} \text{ Al} = 1$ мм	$\Delta^{1/2} \text{ H}_2\text{O} = 10$ мм
$\Delta^{1/2} \text{ Al} = 1,75$ мм	$\Delta^{1/2} \text{ H}_2\text{O} = 15,3$ мм
$\Delta^{1/2} \text{ Al} = 2,7$ мм	$\Delta^{1/2} \text{ H}_2\text{O} = 20$ мм

При дальнейшем увеличении толщины проникновения величина  $\Delta^{1/2}$  стремится к асимптоте.

---

**$U = 80$  кВ:**

При  $U = 80$  кВ и слое Al в 20 мм имеем почти моноэнергетическое излучение. В этом пучке все последующие слои половинного поглощения имеют равную толщину в алюминии 7 мм. Именно такую ситуацию мы имеем на регистраторе излучения за пациентом, то есть грудная клетка эквивалентна  $\approx 20$  мм Al.

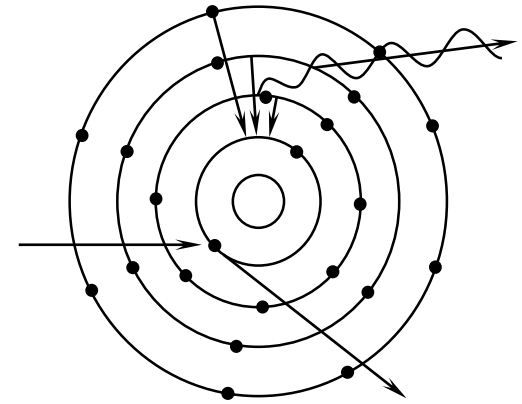
Интенсивность рентгеновского излучения за пациентом

$$I_{\text{за пациентом}} \approx K \cdot U^n \cdot i,$$

где  $U$  – напряжение,  $i$  – ток трубки. Обычно принимают  $n \approx 5$ .

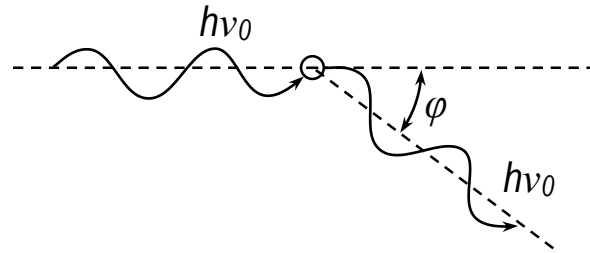
# Виды взаимодействия излучения с веществом

**Фотоэлектрическое поглощение рентгеновского излучения** происходит при взаимодействии фотонов рентгеновского излучения с атомами вещества, подвергнувшегося воздействию излучения. Фотоны рентгеновского излучения, попадая на атомы, выбивают электроны с внутренней оболочки атома. При этом первичный фотон полностью расходует свою энергию на преодоление энергии связи электрона в атоме и сообщение электрону кинетической энергии.



- Т.е. энергия фотона должна быть больше некоторого минимального значения. Если рассматривать вероятность акта поглощения в зависимости от энергии фотона, то при достижении определённой энергии вероятность резко возрастает до своего максимального значения. Для более высоких значений энергии вероятность непрерывно уменьшается. Из-за наличия такой зависимости говорят, что существует граница поглощения. Место выбитого при акте поглощения электрона занимает другой электрон, при этом испускается излучение с меньшей энергией фотона.

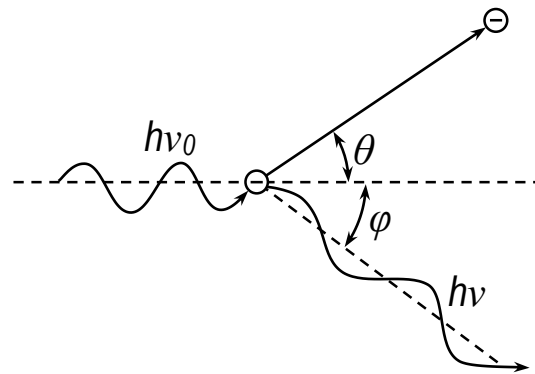
# Когерентное рассеяние рентгеновского излучения



**Когерентное рассеяние рентгеновского излучения** происходит на свободных или слабо связанных электронах и обусловлено тем, что под действием электрического поля электромагнитной волны электроны получают переменное ускорение, в результате которого они сами излучают электромагнитные волны с частотой, совпадающей с частотой первичного излучения. Таким образом, при классическом рассеянии изменяется направление распространения излучения при сохранении частоты колебаний или длины волны, т. е. происходит когерентное рассеяние.

# Некогерентное рассеяние рентгеновского излучения

**Некогерентное** или **комptonовское** **рассеяние** — происходит при взаимодействии фотонов рентгеновского излучения со свободными или слабо связанными электронами атома.

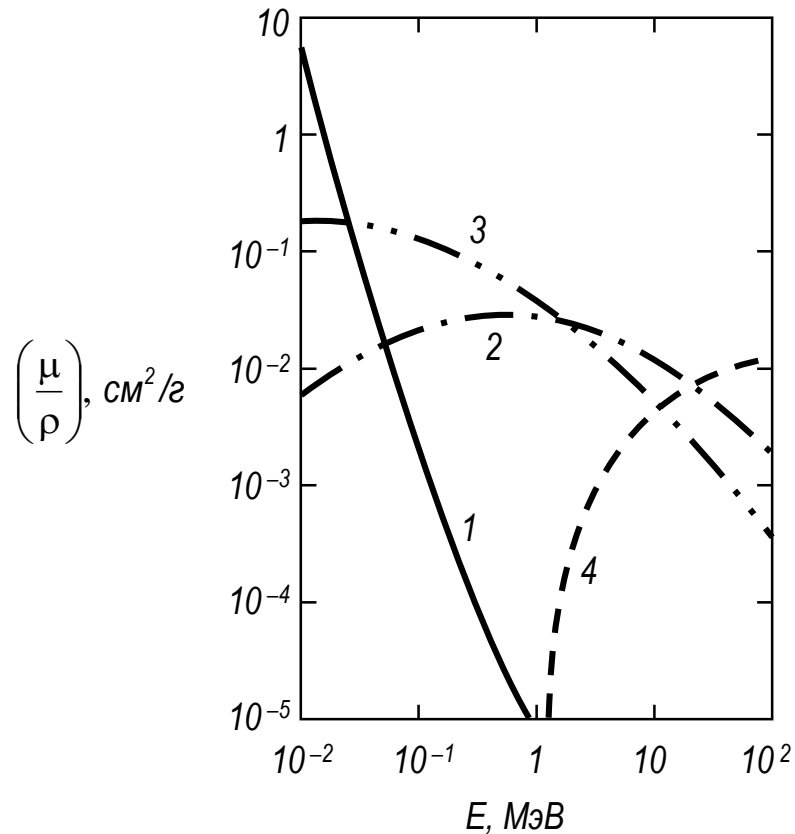


Фотон рентгеновского излучения  $h\nu_0$  часть своей энергии  $W$  передает электрону (электрон отдачи или комptonовский электрон), а остаток энергии  $h\nu$  сохраняется в виде рассеянного фотона с меньшей энергией ( $h\nu > h\nu_0$ ) или с большей длиной волны ( $\lambda > \lambda_0$ ).

## Рождение электрон-позитронных пар

Условие:  $U > 2 \text{ МВ}$ .

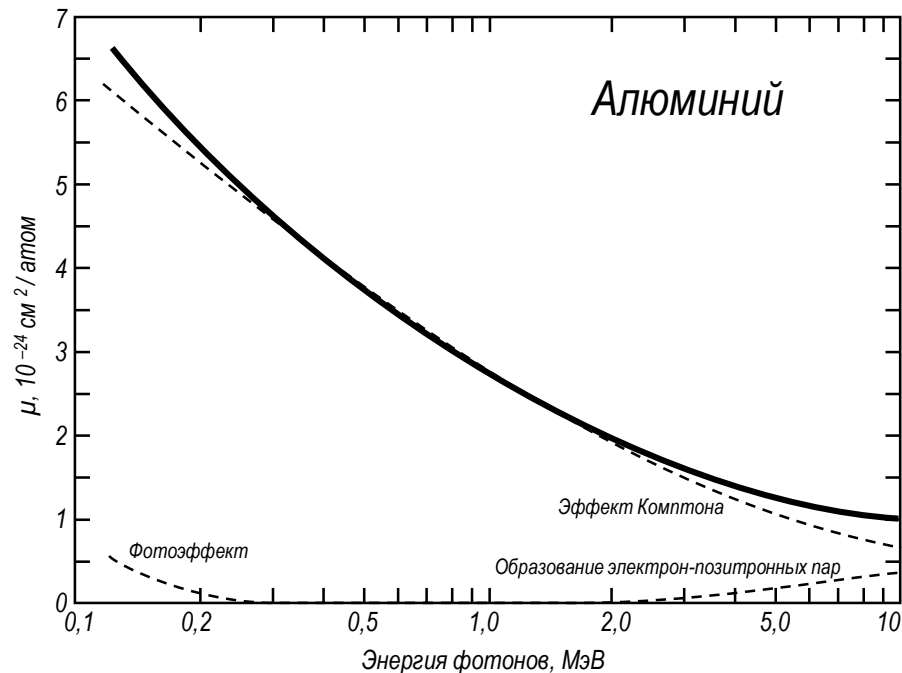
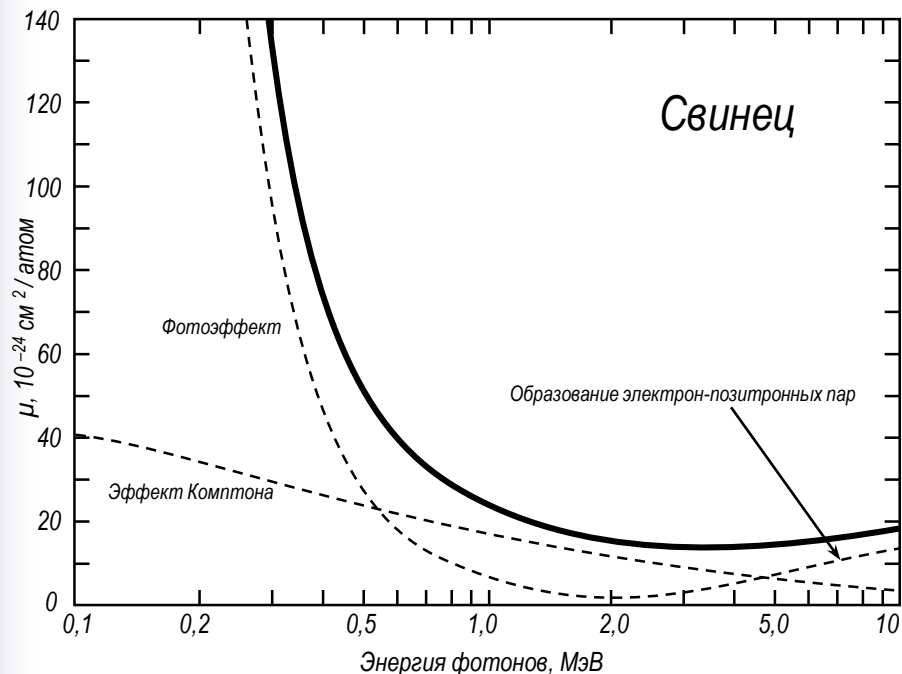
# Ослабление излучения в воде



Организм человека состоит в основном из воды. На рисунке приведена зависимость массового коэффициента ослабления гамма-излучения **в воде** от энергии квантов: 1 – фотоэффект; 2 и 3 – ионизационная и рассеивательная составляющие эффекта Комптона соответственно; 4 – эффект рождения пары электрон-позитрон.

# Преобладание различных механизмов ослабления излучения в веществе в зависимости от энергии квантов и типа вещества

## Коэффициенты ослабления в зависимости от энергии квантов



Зависимость коэффициентов ослабления излучения от энергии квантов для свинца и для алюминия. Свинец обычно применяется для защиты (экранирования) от излучения. Алюминий близок по плотности к материалам скелета человека.

# Количественная характеристика рентгеновского излучения



Поглощенная энергия излучения характеризуется поглощенной дозой излучения, мощностью поглощенной дозы излучения, экспозиционной дозой и мощностью экспозиционной дозы, интегральной поглощенной дозой и мощностью интегральной поглощенной дозы. Биологическое действие излучения количественно характеризуется эквивалентной дозой излучения.

# Поглощенная доза

**Поглощенная доза излучения  $D$**  (Дж/кг или рад) – отношение средней энергии  $dE$ , переданной ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме, к массе  $dm$  вещества в этом объеме:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}.$$

$$1 \frac{\text{Дж}}{\text{кг}} = 1 \text{ грэй} = 100 \text{ рад}.$$

# Мощность поглощенной дозы

Мощность поглощенной дозы  $P$  – отношение приращения поглощенной дозы излучения  $dD$  за интервал времени  $dt$  к этому интервалу:

$$P = \frac{dD}{dt}.$$

$$\left[ \frac{\text{Грэй}}{\text{сек}} \right], \left[ \frac{\text{Рад}}{\text{сек}} \right].$$

# Интегральная поглощенная доза

**Интегральная поглощенная доза  $D_{\text{инт}}$**  (Дж, г·рад, кг·рад) — количество энергии, переданной ионизирующим излучением данной массе облучаемого вещества. Если распределение поглощенных доз  $D$  равномерно по облучаемой массе  $m$  и по времени, то интегральная поглощенная доза

$$D_{\text{инт}} = Dm = Pmt.$$

# Интегральная поглощенная доза

Интегральная поглощенная доза (г·рад) рассчитывается по формуле Мейнорда:

$$D_{\text{инт}} = 1,44D_{\text{эксп}} g S \Delta'_{1/2} \left( 1 + 2,88 \frac{\Delta'_{1/2}}{f} \right),$$

где  $D_{\text{эксп}}$  – входная экспозиционная доза;  $g$  – коэффициент перехода от рентгенов к радам;  $S$  – площадь поля облучения на входе пучка в облучаемое тело, см<sup>2</sup>;  $t$  – время облучения, с;  $\Delta'_{1/2}$  – первый слой половинного ослабления в облучаемом веществе, см;  $f$  – фокусное расстояние, см.

## Мощность интегральной поглощенной дозы (Вт, г · рад, кг/с · рад/с)

$$P_{\text{инт}} = \frac{D_{\text{инт}}}{t};$$

$$P_{\text{инт}} = \frac{dD_{\text{инт}}}{dt}.$$

# Экспозиционная доза излучения

Практически наибольшее распространение в дозиметрии получила **экспозиционная доза излучения**.  $D_{\text{эксп}}$  — доза излучения, определяемая по ионизации воздуха в условиях электронного равновесия. Под электронным равновесием понимают такое состояние взаимодействия излучения со средой, при котором поглощенная энергия излучения в некотором объеме среды равна суммарной кинетической энергии ионизирующих частиц, образованных в том же объеме.

# Электронное равновесие

Электронное равновесие имеет место тогда, когда образованные под действием излучения в некотором объеме воздуха заряженные частицы расходуют полностью свою кинетическую энергию внутри данного объема. Если частица, образованная излучением, покидает данный объем, не израсходовав полностью свою кинетическую энергию, то она должна компенсироваться другой частицей, попадающей в данный объем извне или из стенок, окружающих данный объем.

# Экспозиционная доза излучения [Р]

Под **экспозиционной дозой рентгеновского излучения** (Кл/кг или Рентген) понимают отношение суммарного заряда  $dQ$  всех ионов одного знака, созданных в воздухе, когда все отрицательные и положительные электроны, освобожденные фотонами в элементарном объеме воздуха с массой  $dm$ , полностью остановились в воздухе, к массе воздуха в указанном объеме:

$$D_{\text{ЭКСП}} = \frac{dQ}{dm}.$$

# Экспозиционная доза излучения

При экспозиционной дозе в 1 Р в одном кубическом сантиметре воздуха при нормальных условиях (0° С и 760 мм рт. ст.) образуется заряд каждого знака, равный единице заряда в системе СГСЭ.

Количество энергии, поглощенной в 1 см<sup>3</sup> воздуха при экспозиционной дозе в 1 Р,  $W = 0,113$  эрг/см<sup>3</sup>. Соответственно энергия, поглощенная в 1 г воздуха,

$$W = \frac{0,113}{0,001293} = 87,7 \text{ эрг/г} = 87,7 \cdot 10^{-7} \text{ Дж/кг.}$$

$$1 \frac{\text{Дж}}{\text{кг}} = 10^2 \text{ бэр}$$

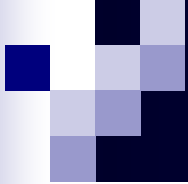
# Мощность экспозиционной дозы

**Мощность экспозиционной дозы (А/к, Р/с)** – отношение приращения экспозиционной дозы излучения  $dD_{\text{ЭКСП}}$  за интервал времени  $dt$ , к этому интервалу:

$$P_{\text{ЭКСП}} = \frac{dD_{\text{ЭКСП}}}{dt}.$$

# Относительная биологическая эффективность

Для количественной оценки биологического действия ионизирующих излучений различных видов и качества используют относительную биологическую эффективность (ОБЭ) и эквивалентную дозу  $D_{\text{ЭКВ}}$ . Относительная биологическая эффективность (ОБЭ) – отношение поглощенной дозе образцового излучения, вызывающего определенный биологический эффект, к поглощенной дозе рассматриваемого излучения, вызывающего тот же самый биологический эффект. В качестве образцового излучения обычно принимают рентгеновское излучение, генерируемое при напряжении 200 кВ.



# Относительная биологическая эффективность

Относительная биологическая эффективность видов зависит от многих факторов: мощности и величины дозы, вида и качества излучения, характера биологического объекта. Данные по определению величин ОБЭ для разных видов и качеств излучения послужили основанием для установления предельно допустимых уровней облучения людей с точки зрения радиационной безопасности. Соответствующие правила регламентируют значения ОБЭ разных видов излучений. Регламентированные значения ОБЭ, установленные для целей контроля степени радиационной опасности при хроническом облучении, называют **коэффициентом**, или **фактором**, качества ( $K$ ).

# Коэффициент качества

Коэффициент качества связан с потерей энергии заряженной частицы на единице длины пробега или линейной передачей энергии (ЛПЭ), т. е. отношением средней энергии  $\Delta W$ , локально переданной среде движущейся заряженной частицей с определенной энергией при перемещении ее на некоторое расстояние  $\Delta l$ , к этому расстоянию.

# Эквивалентная доза

Произведение величины поглощенной дозы  $D_{\text{погл}}$  данного вида излучения на его коэффициент качества  $K$  называется **эквивалентной дозой** (Дж/кг, бэр)

$$D_{\text{экв}} = KD_{\text{погл}} .$$

Так как ОБЭ (относительная биологическая эффективность) и коэффициент качества для рентгеновского излучения с напряжением до 200 кВ равны единице, эквивалентная доза рентгеновского излучения равна поглощенной дозе излучения ( $D_{\text{экв}} = D_{\text{погл}}$ ).

# Зиверт

**Зиверт** (обозначение: **Зв**, **Sv**) — единица измерения СИ эффективной и эквивалентной доз ионизирующего излучения (используется с 1979 г.). 1 зиверт — это количество энергии, поглощённое килограммом биологической ткани, равное по воздействию поглощённой дозе гамма-излучения в 1 Гр.

Через другие единицы измерения СИ зиверт выражается следующим образом:

$$1 \text{ Зв} = 1 \text{ Дж} / \text{кг} = 1 \text{ м}^2 / \text{с}^2$$

(для излучений с коэффициентом качества, равным 1,0).

Равенство зиверта и грея показывает, что эквивалентная доза и поглощённая доза имеют одинаковую *размерность*, но не означает, что эффективная доза *численно* равна поглощённой дозе.

# Основные дозиметрические величины и единицы

Величины	Основные единицы		Связь между единицами
	в СИ	внесистемные	
Поток энергии излучения $\Phi$	Вт	эрг/с	1 Вт = $10^7$ эрг/с 1 эрг = $10^{-7}$ Вт
Плотность потока энергии (интенсивность) $I$	Вт/м <sup>2</sup>	эрг/(с·см <sup>2</sup> )	1 Вт/м <sup>2</sup> = $10^3$ эрг/(с·см <sup>2</sup> ) 1 эрг/(с·см <sup>2</sup> ) = $10^{-3}$ Вт/м <sup>2</sup>
Поток частиц $\Phi_N$	1/с	–	–
Плотность потока частиц $I_N$	1/(с·м <sup>2</sup> )	1/(с·см <sup>2</sup> )	1/(с·м <sup>2</sup> ) = $10^{-4}$ 1/(с·см <sup>2</sup> ) 1/(с·см <sup>2</sup> ) = $10^4$ 1/(с·м <sup>2</sup> )
Поглощенная доза $D$	Дж/кг, Гр	рад	1 Дж/кг = $10^2$ рад 1 рад = $10^{-2}$ Дж/кг
Мощность поглощенной дозы $P$	Вт/кг, Гр/с	рад/с	1 Вт/кг = $10^2$ рад/с 1 рад/с = $10^{-2}$ Вт/кг
Интегральная поглощенная доза $D_{\text{инт}}$	Дж (Гр·кг)	г·рад	1 Дж = $10^5$ г·рад 1 г·рад = $10^{-5}$ Дж
Мощность интегральной поглощенной дозы $P_{\text{инт}}$	Вт	г·рад/с	1 Вт = $10^5$ г·рад/с 1 г·рад/с = $10^{-5}$ Вт
Экспозиционная доза $D_{\text{эксп}}$	Кл/кг	Р	1 Кл/кг = $3,8 \cdot 10^3$ Р 1 Р = $2,58 \cdot 10^{-4}$ Кл/кг
Мощность экспозиционной дозы $P_{\text{эксп}}$	А/кг	Р/с	1 А/кг = $3,8 \cdot 10^3$ Р/с 1 Р/с = $2,58 \cdot 10^{-4}$ А/кг
Эквивалентная доза $D_{\text{экв}}$	Дж/кг	бэр	1 Дж/кг = $10^2$ бэр 1 бэр = $10^{-2}$ Дж/кг

# Методы дозиметрии рентгеновского излучения

В дозиметрии рентгеновского излучения для количественной и качественной оценки излучения используют различные эффекты, вызываемые излучением в облучаемом веществе.

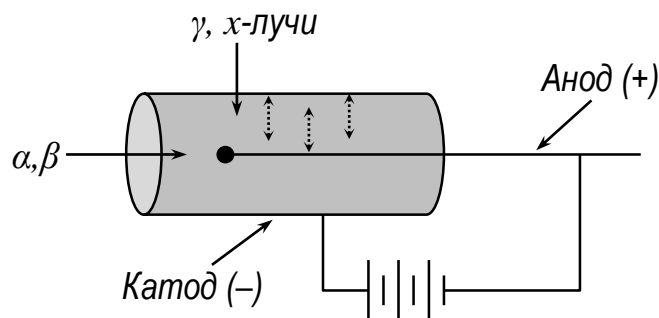
Существуют следующие методы дозиметрии:

- ионизационный,
- калориметрический,
- химический,
- фотографический,
- сцинтилляционный,
- люминесцентный,
- полупроводниковый.

Эти методы используются в различных приборах и установках для измерения ионизирующих излучений.

# Методы дозиметрии рентгеновского излучения.

## Ионизационный метод

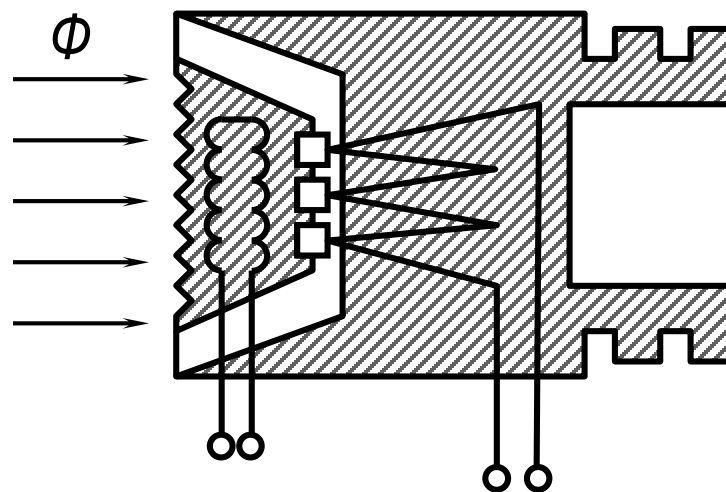


**Ионизационный метод** основан на способности рентгеновского излучения производить ионизацию в облучаемой среде. Ионизация создается главным образом электронами, освобожденными излучением при его взаимодействии с атомами облучаемого вещества. В качестве детектора излучения при ионизационных методах дозиметрии используется ионизационная камера, в простейшем случае состоящая из двух электродов, между которыми есть воздушный промежуток, где при облучении возникает ионизация. Если между электродами камеры приложено электрическое поле, то ток насыщения в ионизационной камере пропорционален мощности экспозиционной дозы, а полное количество электричества, образованное в камере за некоторое время, пропорционально экспозиционной дозе излучения за то же время.

# Методы дозиметрии рентгеновского излучения. Калориметрический метод

**Калориметрический метод** основан на измерении количества тепла, выделяемого в облучаемом веществе под действием излучения.

При полном поглощении рентгеновского излучения количество выделяемого тепла пропорционально поглощенной энергии излучения.



# Методы дозиметрии рентгеновского излучения.

## Химический метод



**Химический метод** основан на количественной оценке химических изменений, происходящих в облучаемом веществе под действием излучения. Выход радиационно-химических реакций оценивают числом молекул, атомов, ионов, претерпевающих изменения или образующих изменения или образующихся на 100 эВ энергии, поглощенной в химической дозиметрической системе.

# Методы дозиметрии рентгеновского излучения. Фотографический метод

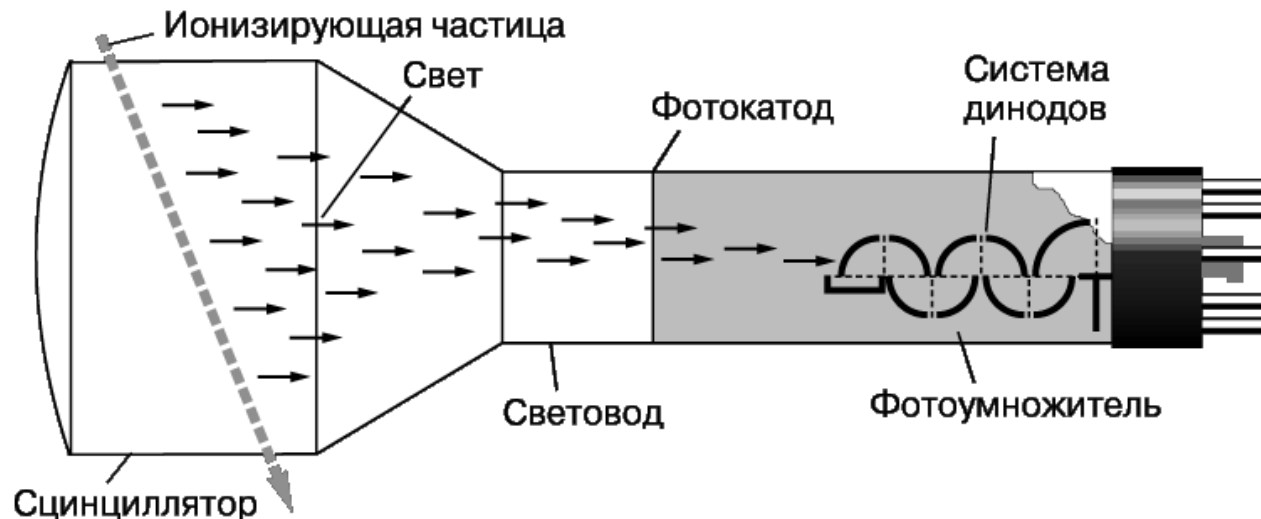
**Фотографический метод** основан на фотографическом действии рентгеновского излучения, т. е. на его способности вызывать почернение в облучаемых фотоматериалах. Фоточувствительный слой рентгеновской пленки состоит из бромистого или хлористого серебра, равномерно распределенного в желатине. Под действием рентгеновского излучения в центрах скрытого изображения происходит восстановление атомов металлического серебра, которое в процессе химического проявления вызывает почернение фоточувствительного слоя. В процессе закрепления остатки невосстановленного серебра выводятся из эмульсии, и она теряет чувствительность к излучению.



# Методы дозиметрии рентгеновского излучения.

## Сцинтилляционный метод

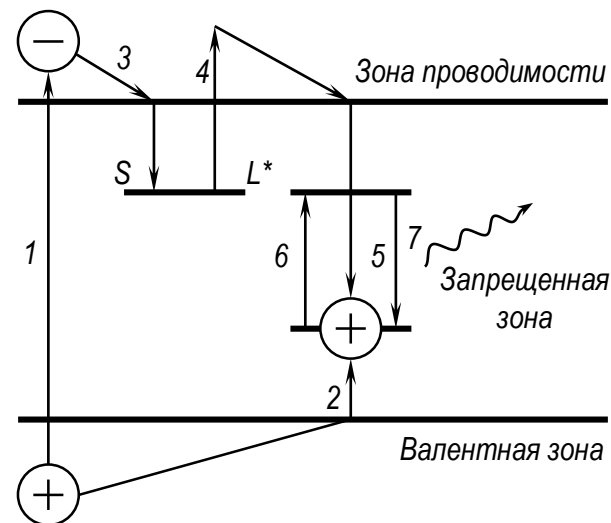
**Сцинтилляционный метод** основан на возникновении вспышек света (сцинтилляция) в некоторых веществах – сцинтилляторах – при поглощении ионизирующих излучений. Возникновение сцинтилляций связано с тем, что при взаимодействии электронов, образованных ионизирующим излучением, с веществом сцинтиллятора возбужденные и ионизированные атомы возвращаются в нормальное состояние с испусканием видимого света.



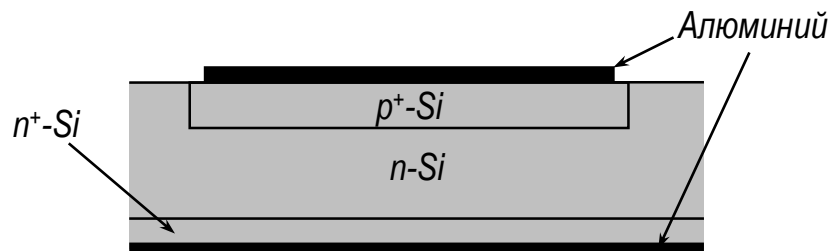
# Методы дозиметрии рентгеновского излучения.

## Люминесцентный метод

**Люминесцентный метод** основан на явлении, заключающемся в том, что под действием ионизирующего излучения образуются свободные электроны и дырки, которые локализуются в центрах захвата, благодаря чему происходит накопление поглощенной энергии. Для освобождения последней требуется воздействовать на люминофор либо светом определенного участка спектра (фотолюминесценция), либо теплом (термолюминесценция). Мерой энергии, поглощенной в люминофоре, может быть свечение люминофора, изменение оптической плотности или окраски, изменение интенсивности самостоятельной люминесценции (гашение). В качестве материалов для фотолюминесценции используются фосфатные стекла, активированные серебром, поликристаллические пластинки NaCl, активированные серебром, и др.

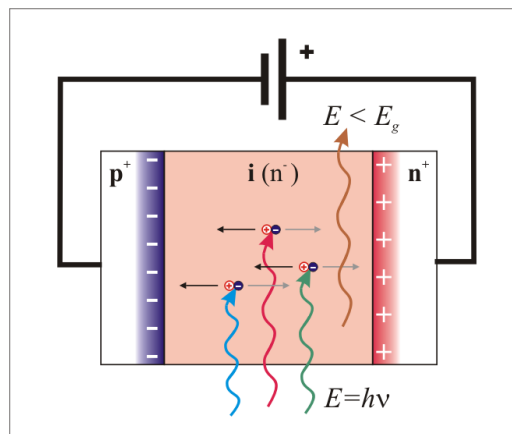


# Методы дозиметрии рентгеновского излучения. Полупроводниковый метод



**Полупроводниковый метод** при облучении в полупроводниковых детекторах возникает ток, по величине которого можно определить мощность дозы излучения, воздействовавшего на детектор. Механизм ионизации в полупроводниках под действием излучения аналогичен ионизации в ионизационных камерах. Освобожденные излучением электроны из валентной зоны или примесных уровней переходят в зону проводимости, и в цепи полупроводников детектора при подаче на него напряжения возникает ток, образованный свободными электронами в зоне проводимости и дырками в валентной зоне. При наличии в полупроводнике слоев с различной концентрацией электронов и дырок под действием излучения может возникать фото-ЭДС и полупроводник будет источником тока при облучения.

# Методы дозиметрии рентгеновского излучения. Полупроводниковый метод



Наиболее распространенными полупроводниками, используемыми в дозиметрии, являются монокристаллы сульфида кадмия, теллурид кадмия, кремний с  $p - n$  и  $p - i - n$ -переходами, арсенид галлия. Одно из наиболее важных преимуществ полупроводниковых детекторов перед ионизационными камерами — их относительно высокая чувствительность, обусловленная значительно (на три порядка) большим поглощением энергии излучения и меньшей работой образования пары ионов. Большая удельная чувствительность полупроводниковых детекторов позволяет создавать детекторы очень малых размеров, необходимых для оценки доз в малых объемах неравномерных дозных полей.

**Дозиметрическим прибором, или дозиметром, называется прибор для измерения ионизирующих излучений, измеряющий перенос и передачу энергии излучением.**

**Виды дозиметров различают в зависимости от используемых методов дозиметрии.**

# Приборы для измерения излучения

**Измеритель дозы** — дозиметр, измеряющий экспозиционную или поглощенную дозу ионизирующего излучения.

**Измеритель мощности дозы** — дозиметр, измеряющий мощность экспозиционной или поглощенной дозы ионизирующего излучения.

**Интенсиметр** — дозиметр, измеряющий интенсивность ионизирующего излучения.

**Универсальный прибор для измерения ионизирующих излучений** — прибор для одновременного или последовательного измерения нескольких величин, характеризующих различные виды и параметры ионизирующих излучений.

# Приборы для измерения излучения

В большинстве дозиметрических приборов имеются следующие основные части: приемная часть прибора, реагирующая на излучение, – детектор излучения; преобразующая и регистрирующая часть прибора, содержащая преобразователь, формирователь или усилитель сигнала и измеритель величины сигнала, его амплитуды или частоты; источник питания детектора излучения, преобразователя и усилителя.

# Внешний вид дозиметров. Профессиональный дозиметр рентгеновского и гамма-излучения



**Модель** ДКС-АТ1123

**Тип детектора** Сцинтилляционная пластмасса Ø30x15 мм

**Диапазон измерения амбиентного эквивалента дозы** 10 нЗв - 10 Зв

**Диапазон энергий** 15 кэВ - 10 МэВ

**Энергетическая зависимость чувствительности относительно  $^{137}\text{Cs}$ ,**  
в диапазоне:

15 кэВ - 60 кэВ	-	± 35 %
60 кэВ - 3 МэВ	-	± 25 %
3 МэВ - 10 МэВ	-	± 50 %

**Минимальная длительность кратковременного излучения** 30 мс

**Предел основной относительной погрешности измерения**  
- непрерывного и кратковременного излучения ± 15 %

*Дозиметр с выносным  
пультом управления*

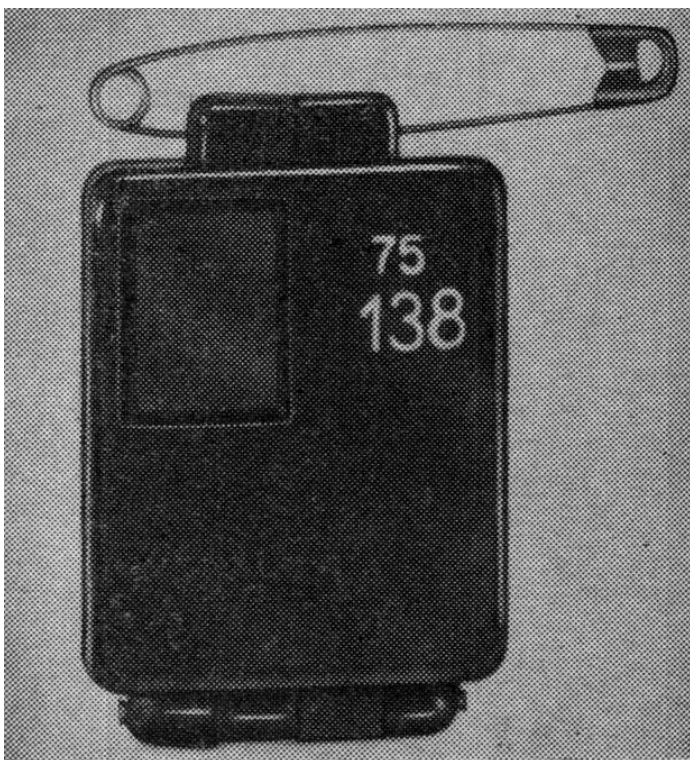


*Дозиметр с выносным  
пультом управления и  
внешним устройством  
сигнализации*



# Внешний вид дозиметров

**Индивидуальный пленочный дозиметр с набором поглотителей**



**Бытовой дозиметр со счетчиком Гейгера**



# Внешний вид дозиметров. Термолюминесцентные дозиметры



**Кассета термолюминесцентного дозиметра индивидуального ДТУ-02, ДТЛ-02**  
Термолюминесцентные дозиметры (кассета ДТУ-02 с двумя детекторами ДТГ-04) являются дозиметрами индивидуальными, определяющими дозовую нагрузку по гамма-излучению производственного персонала, работающего с различными источниками ионизирующего излучения на соответствующих подконтрольных объектах отраслей народного хозяйства.

## **Технические характеристики:**

Детекторы ДТГ-4.

Состав детектора кристаллический фтористый литий (LiF) активированный Mg, Ti.

Измеряемая величина индивидуальный эквивалент дозы гамма-излучения  $H_p(10)$ .

Диапазон измерения  $H_p(10)$  20,0 мкЗв – 10 Зв.

Диапазон энергий 0,015-3,0 МэВ.

Число циклов использования детектора – не менее 500.

# Внешний вид дозиметров

## Профессиональный микропроцессорный дозиметр ДКГ-PM1610

- Детектор дозиметра ДКГ-PM1610: Счетчик Гейгера-Мюллера.
- Диапазон индикации мощности дозы: 0,01 мкЗв/ч - 12,0 Зв/ч, Нp(10) непрерывного и импульсного фотонного излучения (длительность импульса не менее 1 мс).
- Предел допускаемой относительной погрешности мощности дозы (где Н - мощность дозы в мкЗв/ч):  $\pm(15+0,015/H +0,01H)\%$  (в диапазоне 0,1 мкЗв/ч - 10 Зв/ч, где Н- мощность дозы в мЗв/ч).
- Диапазон измерения дозы непрерывного фотонного излучения — 0,05 мкЗв - 10 Зв, импульсного фотонного излучения (длит. импульса не менее 1 мс) - 10 мкЗв – 10 Зв.
- Предел допускаемой основной относительной погрешности измерения дозы:  $\pm 20\%$ .
- Диапазон регистрируемых энергий: 20,0 кэВ - 10,0 МэВ.
- Энергетическая зависимость чувствительности дозиметра ДКГ-PM1610 относительно энергии 0,662 МэВ (Cs-137) во всем диапазоне:
  - ±60% от 20 кэВ до 33 кэВ,
  - ±40% от 33 кэВ до 48 кэВ,
  - ±30% от 48 кэВ до 3 МэВ,
  - ±50% от 3 МэВ до 10 МэВ.



# Внешний вид дозиметров. Войсковой индивидуальный конденсаторный дозиметр ДКП-50



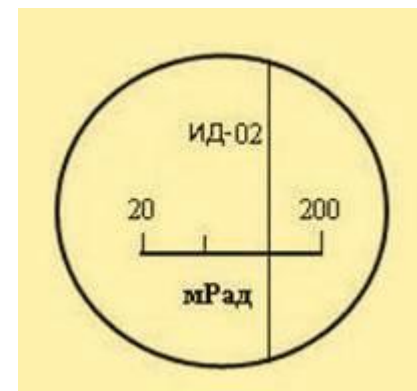
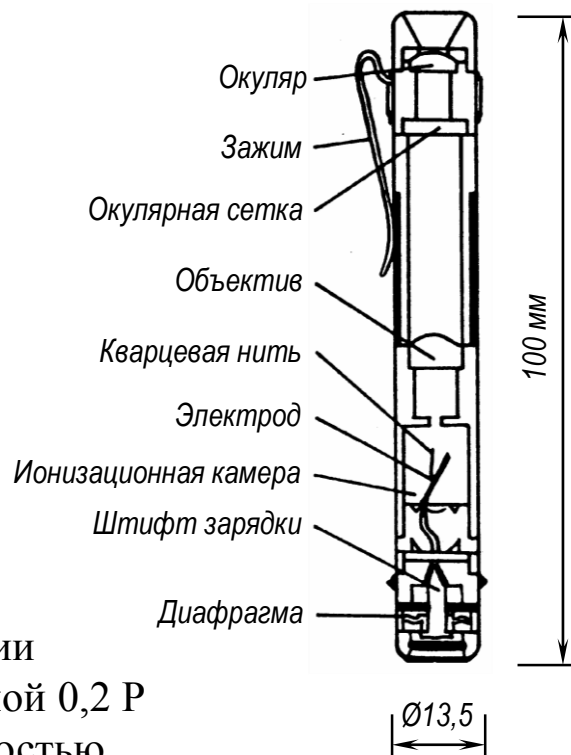
*Шкала – 50 Р (0,5 Зв)*



Комплект индивидуальных дозиметров состоит из набора индивидуальных дозиметров ДКП-50-А и зарядного устройства ЗД-6 предназначен для измерения экспозиционной дозы гамма-излучения в диапазоне 2-50 рентген. Индивидуальный дозиметр является прямопоказывающим дозиметром, показывающим интегральную дозу в радах или рентгенах.

# Внешний вид дозиметров. Войсковой индивидуальный конденсаторный дозиметр ДКП-50

Конструктивно дозиметр ДКП-50-А («карандаш») выполнен в виде авторучки и состоит из ионизационной камеры, электроскопа, конденсатора, микроскопа и контактной группы в дюралюминиевом корпусе. При воздействии ионизирующих излучений в объёме заряженной ионизационной камеры, стенки которой выполнены из эквивалентной токопроводящей пластмассы, возникает ток, уменьшающий потенциал камеры и связанного с ней конденсатора. При этом нить электроскопа, на которую подается потенциал конденсатора, отклоняется и ее отклонение измеряется с помощью микроскопа по шкале, отградуированной в рентгенах.



Существуют гражданские версии индивидуальных дозиметров со шкалой 0,2 Р со в 250 раз большей чувствительностью (ИД-02, ДК-02...)

# Защита от рентгеновского излучения



Защита от рентгеновского излучения необходима для обеспечения радиационной безопасности населения. Защита осуществляется специальными защитными устройствами, регламентацией времени пребывания в зоне облучения и расстояния до источников излучений. При осуществлении защиты уровни облучения должны быть снижены до величин, установленных в законодательном порядке соответствующими документами.

# Виды излучений, от которых необходимо защищаться

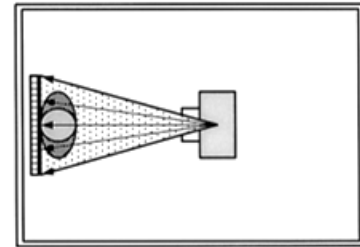
Необходима защита от следующих видов излучения:

- первичное излучение источника,
- излучение, преодолевшее защиту источника,
- рассеянное излучение от пациента.

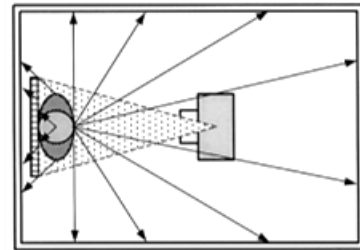
Методы:

- время,
- дистанция,
- экранирование.

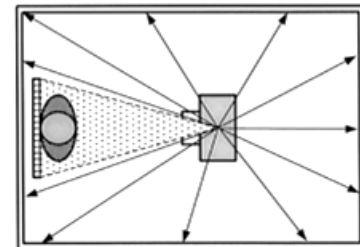
*Первичное излучение*



*Рассеянное излучение*



*Излучение, преодолевшее защиту аппарата*



# Защита от рентгеновского излучения



Основными законодательными документами, определяющими нормы и правила работ с ионизирующими излучениями, в России являются:

- нормативно-методический документ «Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009»,
- санитарно-эпидемиологические правила и нормы СанПиН 2.1.6.2523-09,
- основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ 99/2010),
- Федеральный закон: «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения»,
- ГОСТ 26140-84 «Система стандартов безопасности труда. Аппараты рентгеновские. Общие требования безопасности».

(НРБ) являются основным документом, регламентирующим работу с источниками излучений и защиту от ионизирующих излучений. Исходя из возможных последствий влияния ионизирующих излучений на организм установлены три категории облучаемых лиц: А – персонал, непосредственно работающий с рентгеновской аппаратурой, Б – сотрудники учреждения, рабочие помещения которых примыкают к рентгеновским кабинетам, В – население области, края, республики, страны.

# Радиочувствительность

В порядке убывания радиочувствительности устанавливаются три группы критических органов: I – все тело, гонады и красный костный мозг; II – мышцы, щитовидная железа, жировая ткань, печень, почки, селезенка, желудочно-кишечный тракт, легкие, хрусталик глаза и другие органы, за исключением тех, которые относятся к I и III группам; III – кожный покров, костная ткань, кисти, предплечья, лодыжки и стопы.

Для каждой категории облучаемых лиц устанавливаются три класса нормативов: основные дозовые пределы, допустимые уровни и контрольные уровни.

# Предельно допустимая доза

**Предельно допустимая доза (ПДД)** – наибольшее значение индивидуальной эквивалентной дозы за год, которое при равномерном воздействии в течение 50 лет не вызовет в состоянии здоровья персонала (категории А) неблагоприятных изменений, обнаруживаемых современными методами. **Предел дозы (ПД)** – предельная эквивалентная доза за год для ограниченной части населения (категория Б). Предел дозы устанавливается меньше ПДД для предотвращения необоснованного облучения этого контингента людей и контролируется по усредненной для критической группы дозе внешнего излучения и уровню радиоактивных выбросов и радиоактивного загрязнения объектов внешней среды.

# Дозовые пределы облучения

Нормируемые величины	Пределы доз	
	персонал (группа А)	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	150 мЗв	15 мЗв
коже	500 мЗв	50 мЗв
кистях и стопах	500 мЗв	50 мЗв

Эффективная доза для персонала не должна превышать за период трудовой деятельности (50 лет) – 1000 мЗв, а для населения за период жизни (70 лет) – 70 мЗв. Начало периодов вводится с 1 января 2000 года.

Для женщин в возрасте до 45 лет, работающих с источниками излучения, вводятся дополнительные ограничения: эквивалентная доза на поверхности нижней части области живота не должна превышать 1 мЗв в месяц, а поступление радионуклидов в организм за год не должно быть более 1/20 предела годового поступления для персонала. В этих условиях эквивалентная доза облучения плода за 2 месяца невыявленной беременности не превысит 1 мЗв.

**Основные пределы доз, как и все остальные допустимые уровни облучения персонала группы Б, равны 1/4 значений для персонала группы А.**

# Защита от излучения. Защита помещений

Размещение в жилых зданиях и детских учреждениях источников ионизирующих излучений, в том числе рентгенодиагностических и флюорографических аппаратов, кабинетов и отделений, запрещается.

В качестве материалов для защиты от рентгеновского излучения используют свинец или вещества, содержащие свинец. Баробетон. Свинцовая (просвинцованная) резина.

Расчёт необходимой защиты производится на основании плана помещения. Методы расчёта необходимой защиты основываются на паспортных данных применяемых материалов (свинцовый эквивалент (мм) для различных напряжений на трубке). Характерные значения толщины защиты из **свинца** лежат в пределах от 0,5 мм (для кратности ослабления 0,001) до 27 мм (для кратности ослабления 100 и напряжении на трубке 300 кВ). Т.к. свинец испаряется в воздухе и является токсичным, то поверхности должны быть покрашены. В настоящее время часто применяется защита, состоящая из слоев: сталь, свинец, сталь.

# Защита от излучения. Время пребывания

**Регламентирование времени пребывания в зоне облучения.** При отсутствии возможности снижения мощности дозы на рабочих местах лиц, работающих с ионизирующим излучением, с помощью защитных сооружений или индивидуальных средств защиты или путем увеличения расстояния до источника излучения необходимо сокращать время пребывания лиц в зоне облучения, исходя из требований и норм радиационной безопасности. Такие случаи могут быть при ремонтных и наладочных работах, а также при некоторых видах рентгенодиагностических исследований (хирург или анестезиолог при зондировании сердца и сосудов и др.) и при некоторых экспресс-видах рентгенодефектологических исследований.

# Защита от излучения. Расстояние

**Увеличение расстояния до источника излучения.** По мере удаления от источника излучения интенсивность излучения, а следовательно, и мощность дозы убывают обратно пропорционально квадрату расстояния от анода рентгеновской трубки до рассматриваемой точки. Если известен радиационный выход  $P_{\text{в}}$  рентгеновской трубки на заданном расстоянии  $R$  и предельно допустимая мощность дозы  $P$  п. д, то безопасное расстояние  $R_{\text{б}}$  (если пренебречь поглощением излучения воздухом) может быть определено из соотношения:

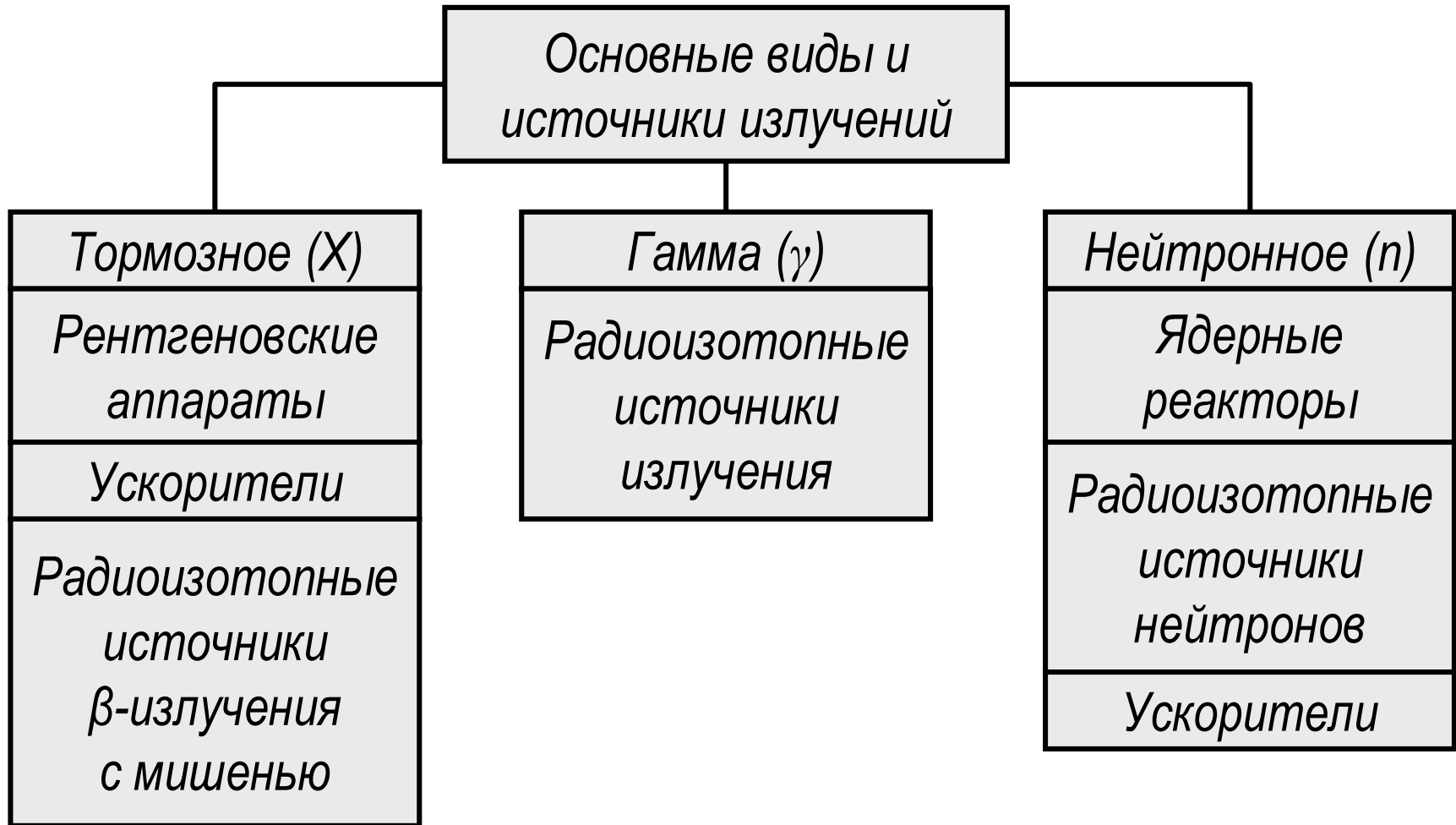
$$R_{\text{б}} = R \sqrt{\frac{P_{\text{в}}}{P_{\text{п.д.}}}}$$

# Радиационный контроль

## Основные элементы

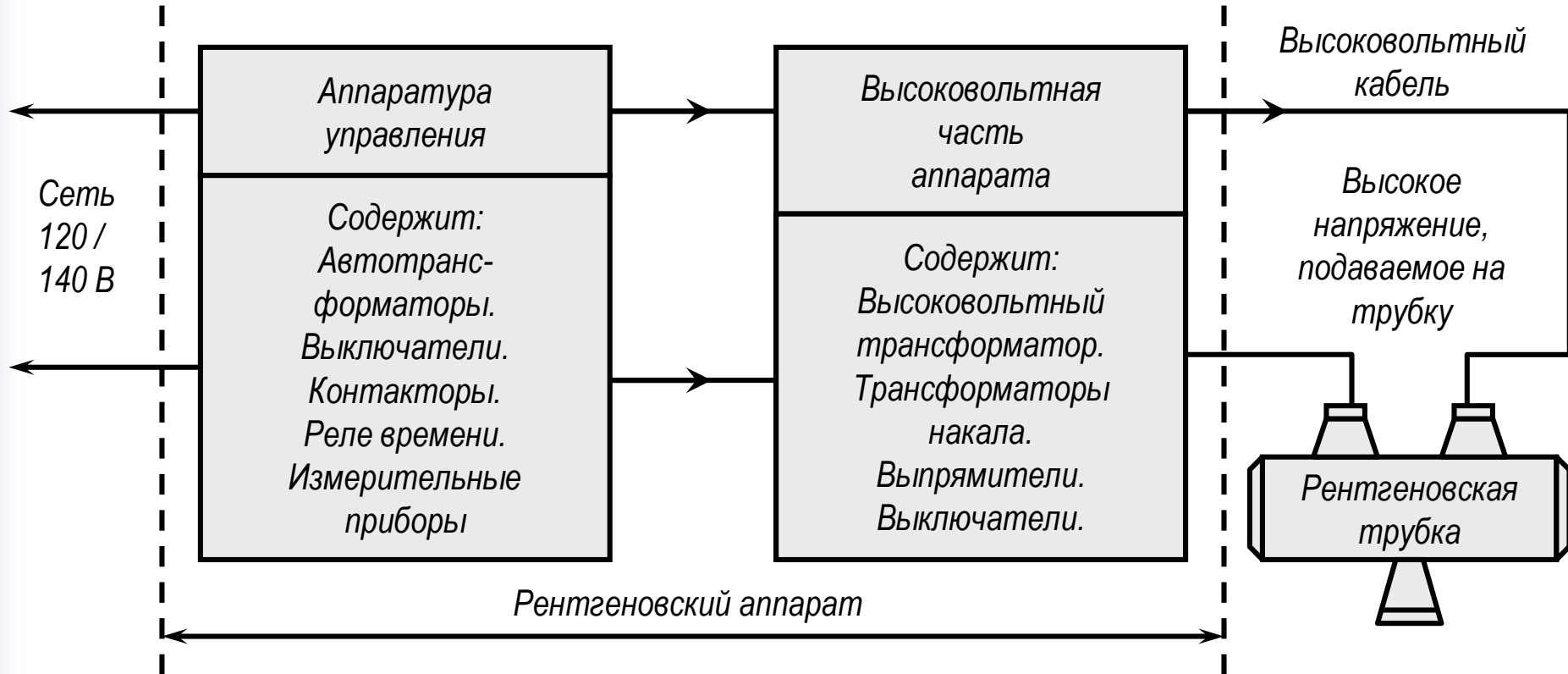
- Источник ионизирующего излучения.
- Контролируемый объект.
- Детектор, регистрирующий рентгенографическую информацию.

# Классификация источников ионизирующих излучений



# Рентгеновские аппараты

Блок-схема рентгеновской установки



Характерные величины:  $I_{\max} \sim 1,5 \text{ А}$ ;  $U_{\max} \sim 120 \text{ кВ}$

Виды аппаратов: Моноблочные, с выносной трубкой, непрерывные, импульсные, микрофокусные

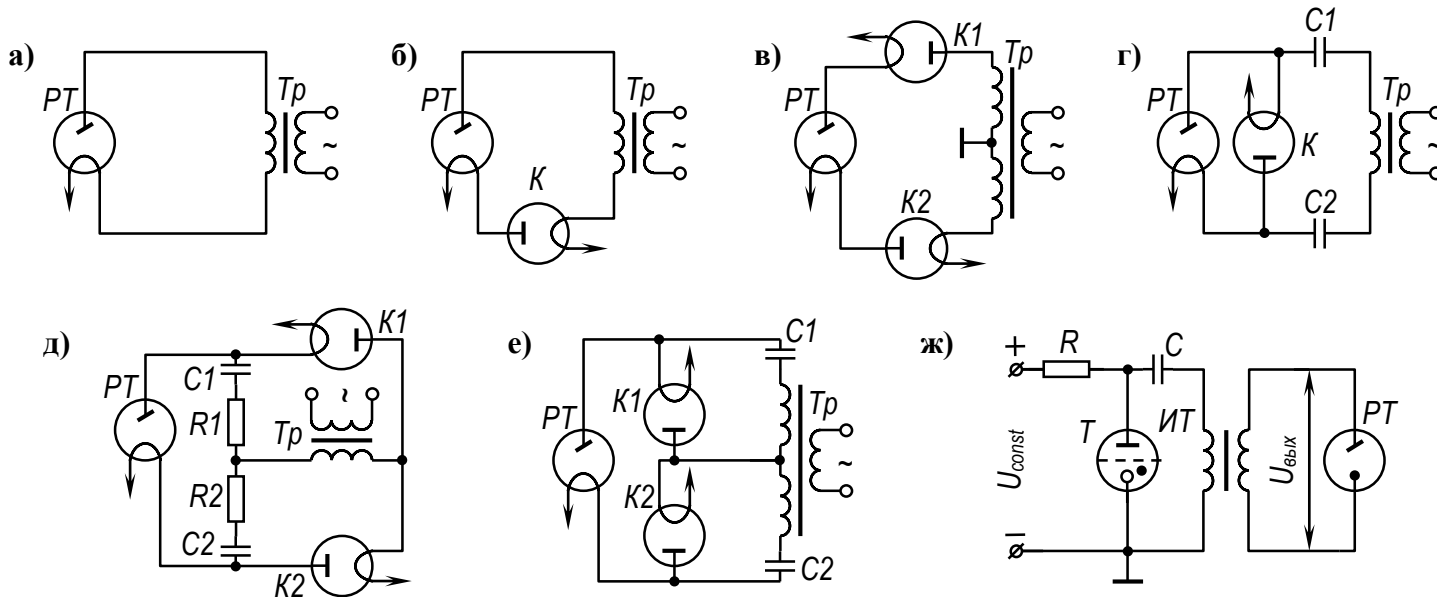
Обычно фокус от 0,5x0,5 мм до 2x2 мм. Иногда два режима.





# Типовые схемы рентгеновских аппаратов

## Типовые схемы рентгеновских аппаратов

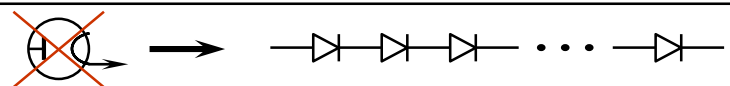


*PT – рентгеновская трубка; Tr – трансформатор; K – кенотрон; C – конденсатор; R – сопротивление; ИТ – импульсный трансформатор; Т – тиратрон.*

Рентгеновские аппараты разрабатывают по различным электрическим схемам питания трубки (а-ж). В связи с этим различают:

1. Аппараты без выпрямителей (а);
2. Полуволновые кенотронные аппараты, имеющие в схеме один или два кенотрона, включенные последовательно с трубкой (б-в);
3. Аппараты, работающие по схеме удваивания напряжения с одним кенотроном, где для повышения напряжения используются два конденсатора (г);
4. Аппараты, работающие по схемам удваивания напряжения с двумя кенотронами и двумя конденсаторами (д-е);
5. Импульсные рентгеновские аппараты. Трубка с холодным катодом. Схема генерирования импульсов анодного напряжения (ж).

**Примечание.** В современных схемах вместо кенотронов используются высоковольтные столбы полупроводниковых кремниевых диодов:



# Типы компоновки рентгеновских аппаратов



- Моноблочный. В таком аппарате в едином изоляционном контейнере находятся трубка и высоковольтный источник питания:
  - дентальный,
  - передвижной палатный,
  - портативный.
- С выносным излучателем – блок трубки вынесен на высоковольтных кабелях от источника питания:
  - кабинетный рентгеновский комплекс,
  - в сканирующих и томографических системах.

# Стационарные аппараты общей диагностики

**Стационарные аппараты для общей диагностики** нашли наиболее широкое распространение. Они предназначены для рутинных и некоторых специальных диагностических исследований. К рутинным методам относят просвечивание (рентгеноскопию), производство обзорных и специальных снимков (рентгенографию) при вертикальном, горизонтальном и наклонном положениях пациента. Под **обзорным** понимают одиночные снимки на крупноформатную рентгеновскую пленку, под **прицельными** – снимки с делением поверхности пленки на некоторое число самостоятельных полей по заложенной в аппарат и выбираемой рентгенологом программе.

К специальным методам рентгенодиагностики, осуществляемым на аппаратах общего назначения, можно отнести продольную горизонтальную **томографию**, просвечивание и снимки в **латеропозиции** (латероскопию и латерографию), телеснимки на горизонтальном столе снимков без и с увеличением масштаба изображения, а также снимки через отсеивающую рентгеновскую решетку в опорной стенке.

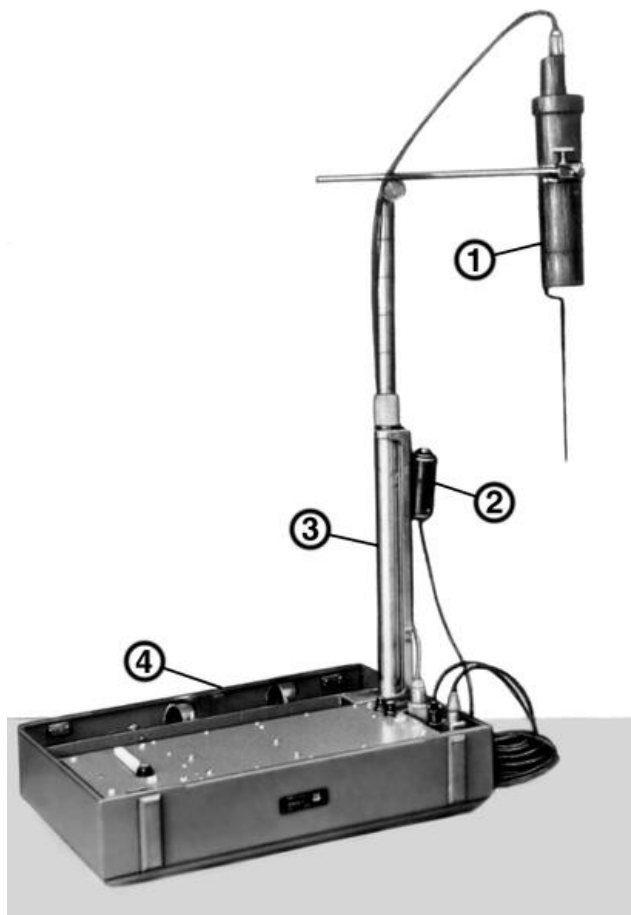


# АРД-2-125-К4

**Аппарат АРД-2-125-К4** – простейший из отечественных стационарных аппаратов. Особенности его: 1) наличие двух излучателей, один из которых установлен на поворотном столе-штативе, а другой – на отдельном вертикальном штативе; 2) использование упрощенного экраноснимочного устройства и подвижной отсеивающей решетки в опорной стенке. Максимально допустимая сила тока трубки 100 мА при напряжении 125 кВ и 150 мА при напряжениях ниже 100 кВ. Предусмотрена ступенчатая регулировка напряжения на трубке при помощи автотрансформатора с минимальной уставкой 40 кВ. Система уставок: кВ – мА – с. Реле времени обеспечивает установку выдержек в диапазоне 0,04 – 10 с.



# Импульсные портативные рентгеновские аппараты

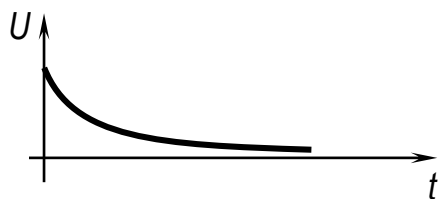


## Моноблочный импульсный переносной рентгенодиагностический аппарат «Дина-2»:

1 – излучатель; 2 – пульт управления; 3 – штатив; 4 – укладочный ящик.

В аппарате стоит импульсная рентгеновская трубка с холодным катодом работающая на принципе взрывной эмиссии электронов.

В качестве источника высокого напряжения используется портативный трансформатор Тесла



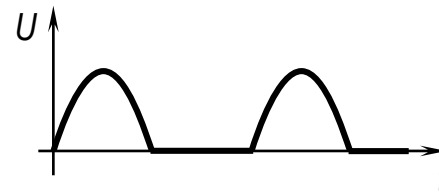
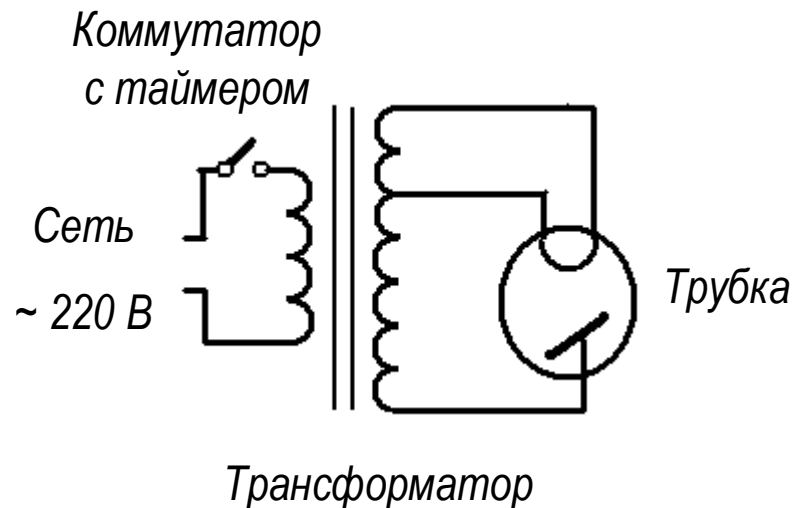
# Источники питания аппаратов

По форме анодного напряжения на трубке различают:

- 1) рентгеновскую аппаратуру с полуволновой (однополупериодной) безвентильной схемой питания рентгеновской трубки (портативные переносные рентгеновские аппараты с блок-трансформаторами);
- 2) с полуволновой (однополупериодной) схемой питания рентгеновской трубки с вентилем во вторичной цепи (передвижная и стационарная рентгеновская аппаратура для промышленного просвечивания);
- 3) с выпрямленным (постоянным) анодным напряжением трубки (передвижные кабельные рентгеновские аппараты);
- 4) с импульсным анодным напряжением рентгеновской трубки (переносные импульсные рентгеновские аппараты для выборочного рентгеновского контроля промышленных изделий в лабораторных или цеховых условиях).

В настоящее время все большее применение находят аппараты с электронными среднечастотными блоками питания, работающими на частоте от 400 Гц до 20 КГц. Блок питания получается меньшего размера, высокочастотное напряжение преобразуется в постоянное напряжение. Точность контроля напряжения на трубке повышается на несколько порядков.

# Простейший дентальный аппарат



По-видимому, это самый простой моноблочный аппарат по количеству деталей (см. схему справа)

# Высоковольтная изоляция

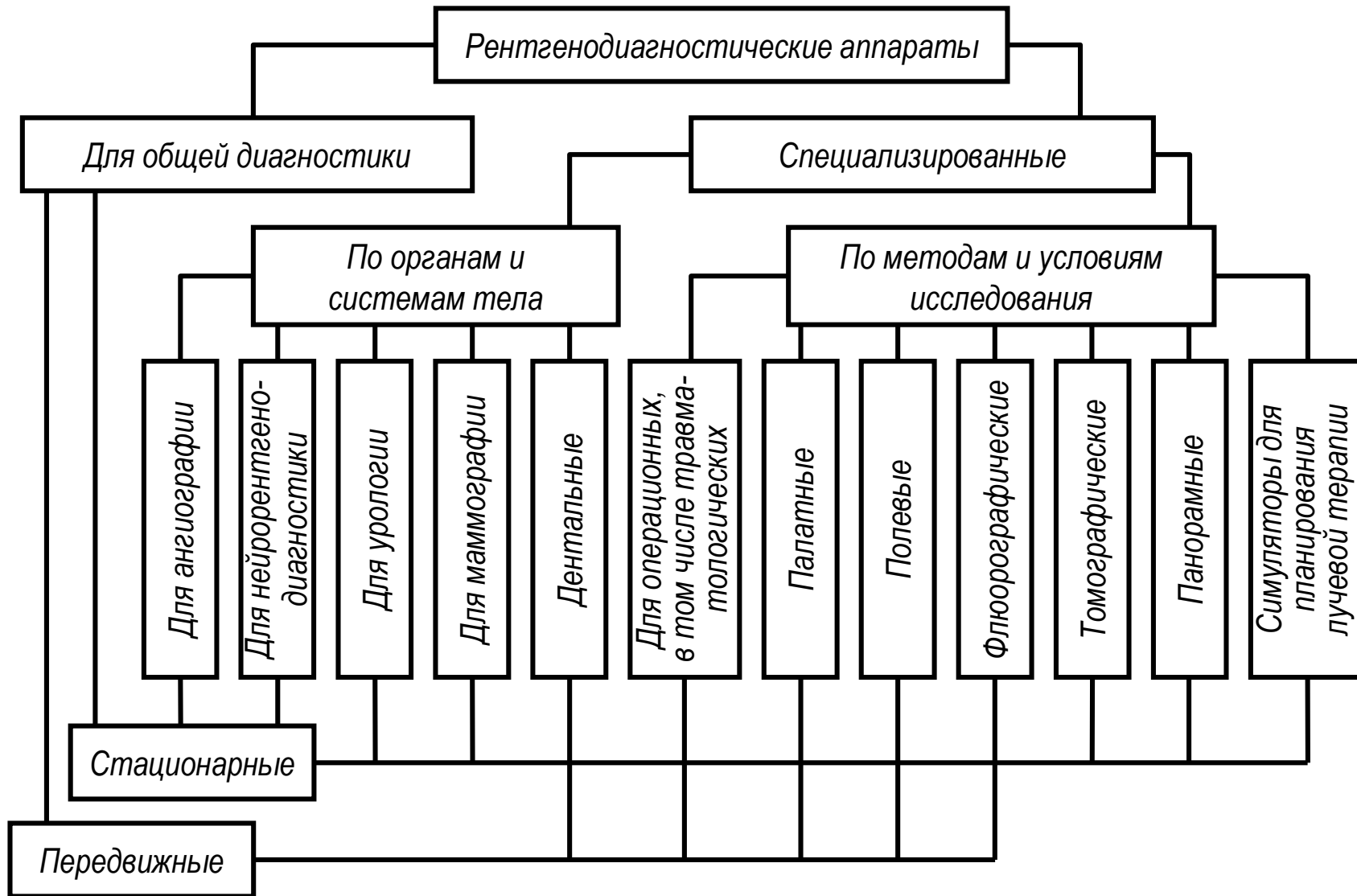
По виду высоковольтной электрической изоляции рентгеновской трубки в защитном кожухе или блок-трансформаторе (моноблоке) рентгеновская промышленная аппаратура подразделяется на рентгеновскую аппаратуру:

- 1) с масляной высоковольтной изоляцией (применяют трансформаторное масло, обработанное дополнительно на фильтр-прессе и в вакуумной камере, а также специальное синтетическое масло);
- 2) с высоковольтной газовой изоляцией под давлением (применяют фреон или шестифтористую серу под давлением 3 кгс/см<sup>2</sup>);
- 3) с воздушной высоковольтной изоляцией рентгеновской трубки в защитном кожухе.

Аппараты, в которых в качестве высоковольтной изоляции используется атмосферный воздух, встречаются редко.

По геометрии рабочего пучка рентгеновского излучения блок-трансформаторы и защитные кожухи с рентгеновскими трубками подразделяются на следующие основные типы: рентгеновские блок-трансформаторы(защитные кожухи) с направленным выходом рентгеновского излучения, например в форме конуса с углом при вершине 30-60; рентгеновские блок-трансформаторы (защитные кожухи) с панорамным (круговым) выходом рентгеновского излучения.

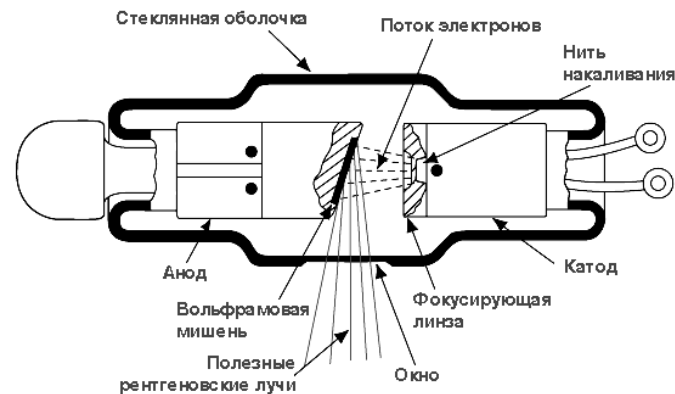
# Схема классификации РДА



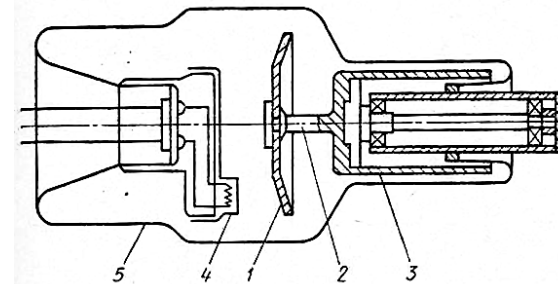
# Рентгеновский излучатель

Электрические свойства рентгеновской трубки характеризуются ускоряющим напряжением, анодным током и током накала. Вращающийся анод необходим для распределения тепла, возникающего при бомбардировке электронами.  $P \sim 10$  кВт.

- Трубка с неподвижным анодом (применяется для портативных аппаратов)

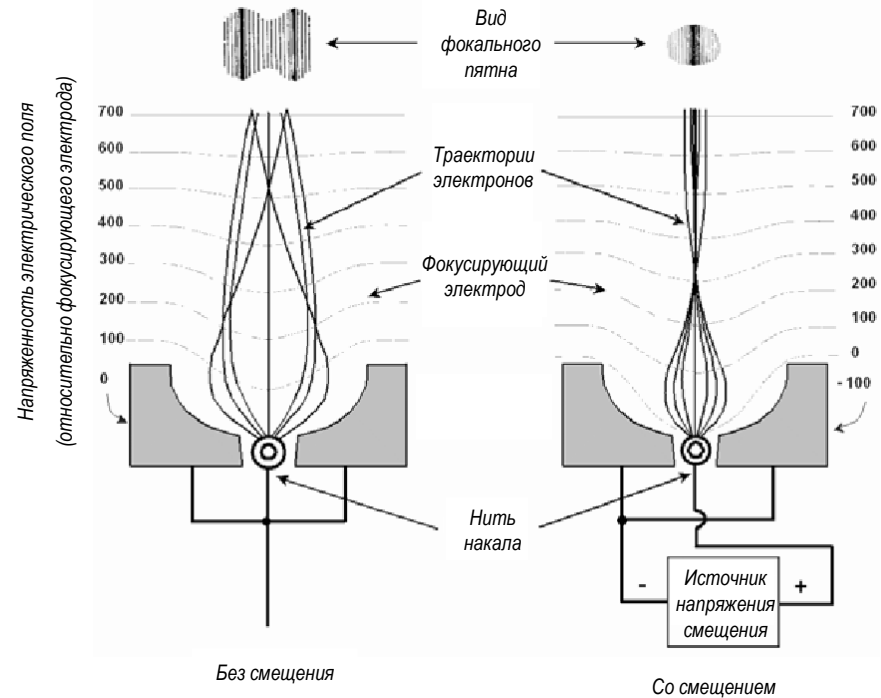
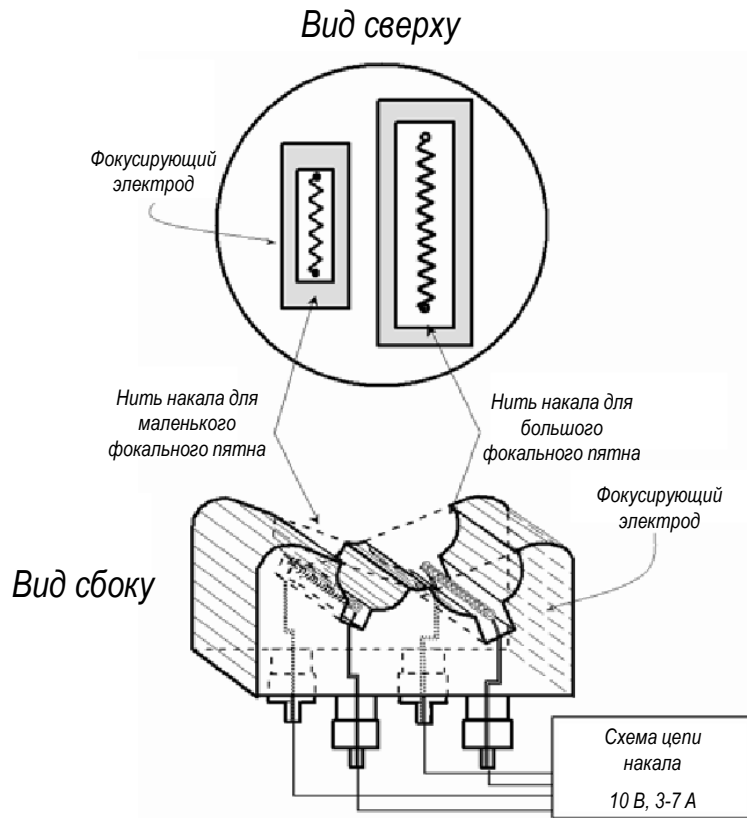


- Трубка с вращающимся анодом (применяется в многофункциональных аппаратах)



1 – вращающийся анод, 2 – молибденовая ось, 3 – ротор двигателя, 4 – катод, 5 – вакуумированная стеклянная колба.

# Катодный узел трубки и фокусировка электронного пучка



Обычно в трубке имеется два катодных узла – для нормального размера фокуса  $\approx 2-3$  мм и для острого фокуса – с размером  $\approx 0,4$  мм.

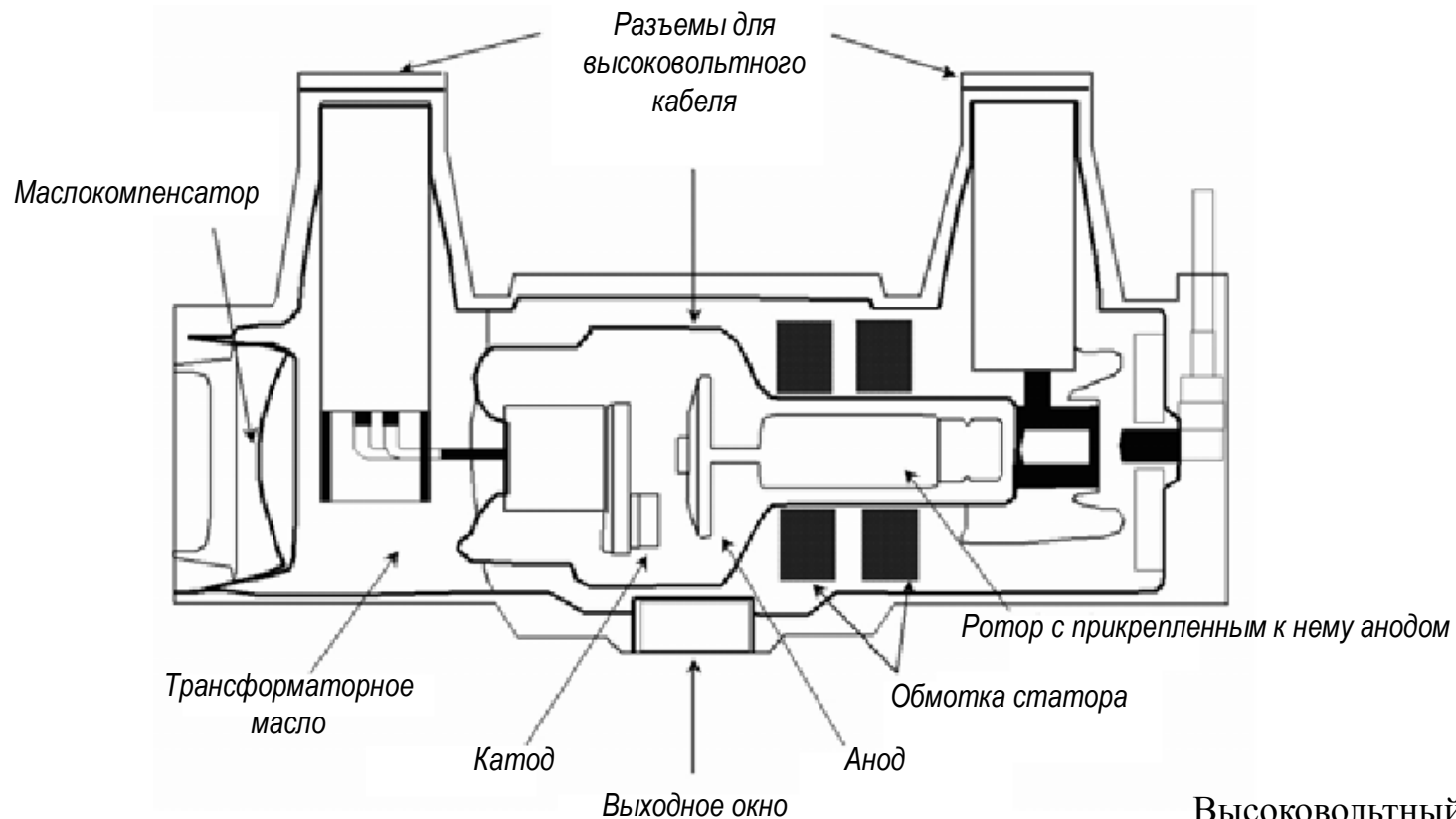
# Штативные устройства



Штативы необходимы для перемещения и фиксации в пространстве излучателя, пациента (объекта съемки) и детектора

На снимке показаны штативно-механические устройства: 1 – стол для снимков; 2 – стойка для снимков; 3 – потолочный штатив для излучателя.

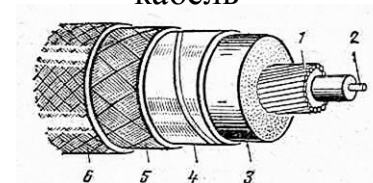
# Выносной блок излучателя и кабель



Ротор анода раскручивается вращающимся магнитным полем изолированного статора до 10-18 тыс. об/мин.

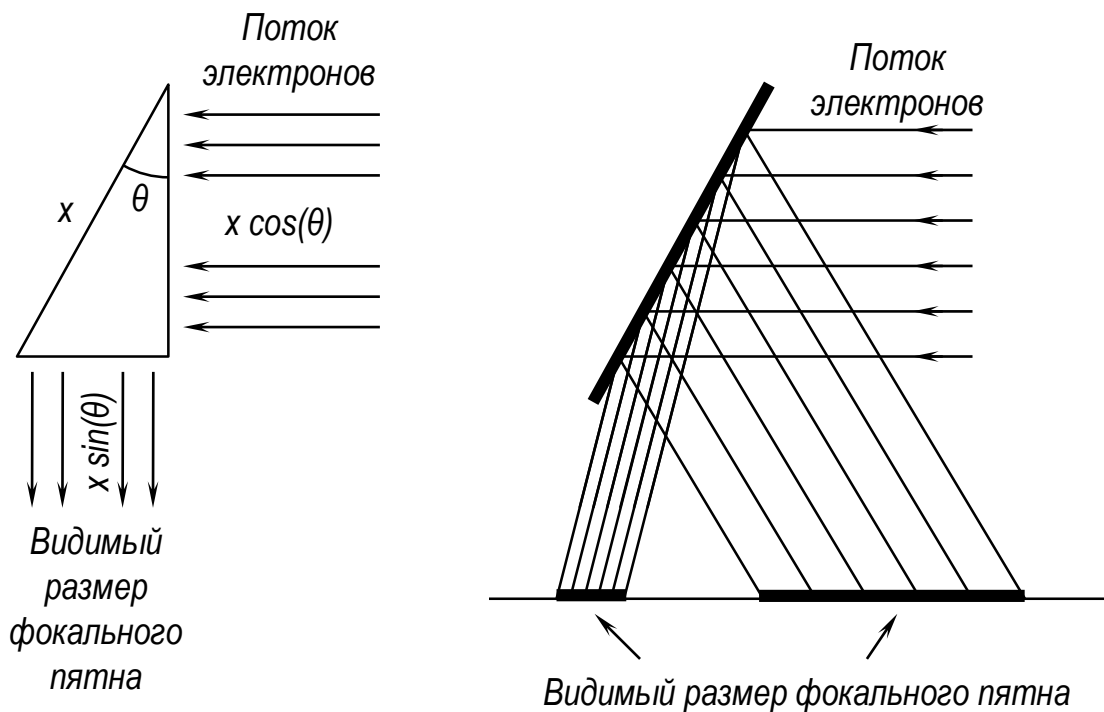
Ток накала на катод подается через коаксиальную центральную жилу кабеля.

## Высоковольтный рентгеновский кабель



1 и 2 – токопроводящие жилы; 3 – основная резиновая изоляция; 4 – противокоронный слой; 5 – металлическая защитная оболочка; 6 – внешняя оболочка.

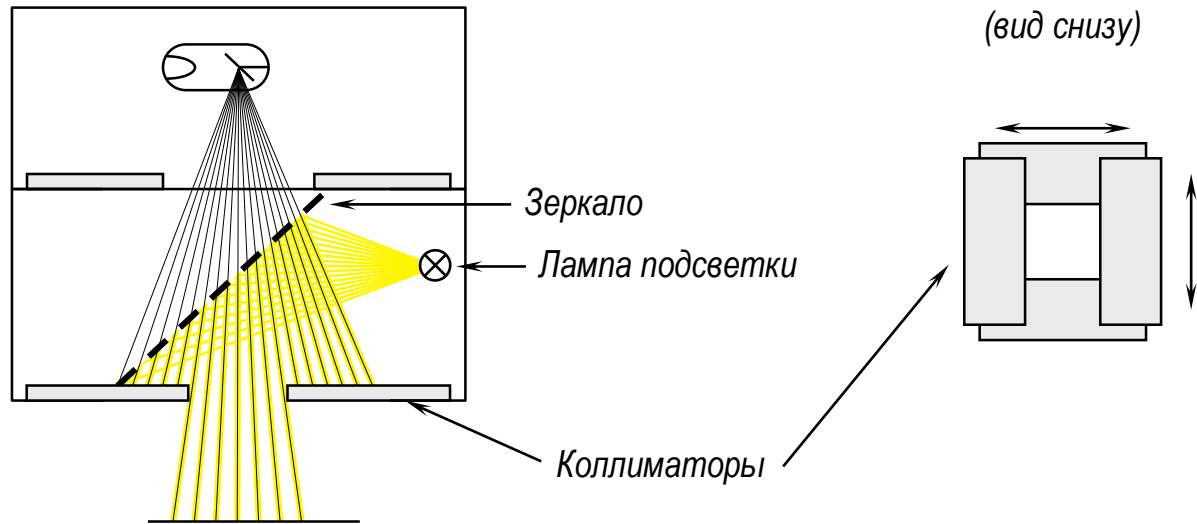
# Конфигурация анода. Зависимость формы и размера фокального пятна от угла скоса анода и от угла наблюдения



Видимый размер фокального пятна зависит от угла наклона анода и ширины пучка электронов. Также видимый размер пятна зависит от угла наблюдения: для разных участков снимка он может быть разным.

# Тубусы. Фильтры. Коллиматоры излучения и схемы прицеливания

Коллимация рентгеновского излучения



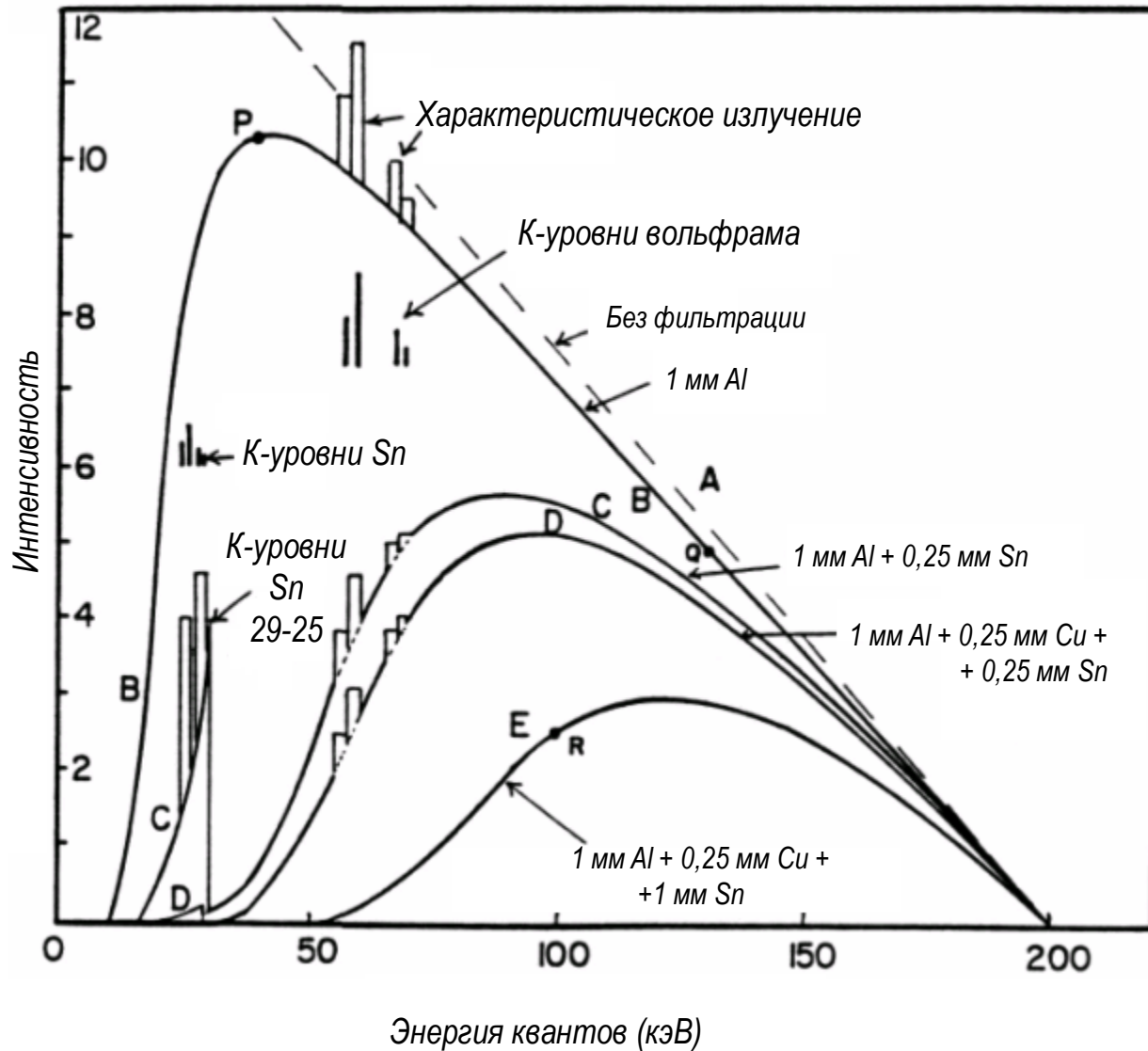
- Коллиматорами устанавливается размер и форма рентгеновского пучка.
- Шторки сдвигаются и раздвигаются симметрично относительно центра пучка.
- Разметка поля облучения производится при помощи дополнительной лампы через наклонное зеркало.
- Шторки снижают дозовую нагрузку на пациента, АЛАРА (англ. ALARA, сокр. As Low As Reasonably Achievable).
- Ограничение поля облучения ведет к снижению рассеянного излучения и улучшению контраста.

# Защита пациента от прямого и рассеянного излучения

- Коллиматоры
- Фильтры
- Фартуки
- Экраны



# Влияние различных комбинаций фильтров на спектр излучения при напряжении на трубке 200 кВ и вольфрамовом аноде



# Классификация методов радиационного контроля

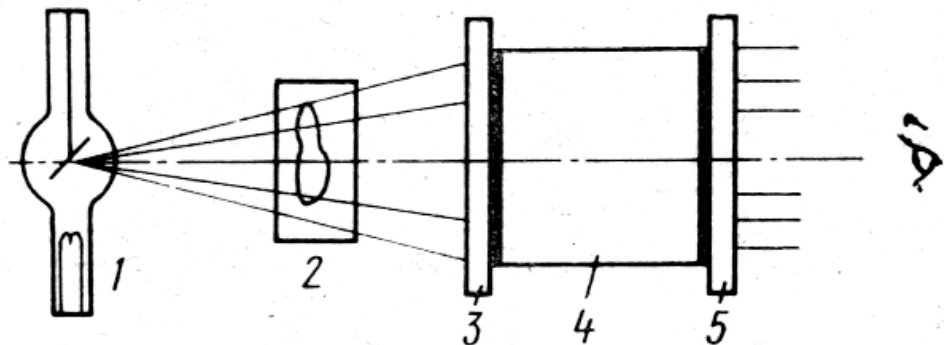


Возникновение рентгеновского изображения при фильтрации излучения просвечиваемым объектом является результатом взаимодействия лучей с веществом. Неодинаковые значения коэффициентов ослабления рентгеновского излучения и различная толщина поглотителя просвечиваемого объекта определяют возможность образования и визуализации рентгеновского изображения.

# Рентгеновизуальный контроль

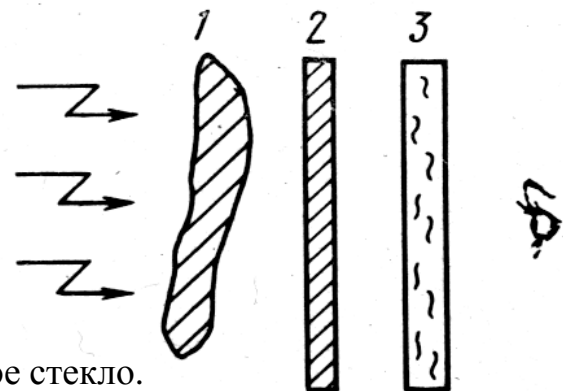
## Принципиальная схема рентгеновизуальной диагностической установки

Рентгеновское излучение от источника 1 проходит через исследуемый объект 2 и преобразуется на входном экране 3 в световой, электронный или потенциальный рельефы, соответствующие рентгеновскому изображению объекта. Полученный рельеф можно или непосредственно воспринимать, если он световой, или через систему электронно-оптического усиления и преобразование 4, которая переводит этот рельеф в усиленное изображение на выходном экране 5. Качество рентгенодиагностики определяется значениями пороговых контрастов в изображении просвечиваемого объекта.



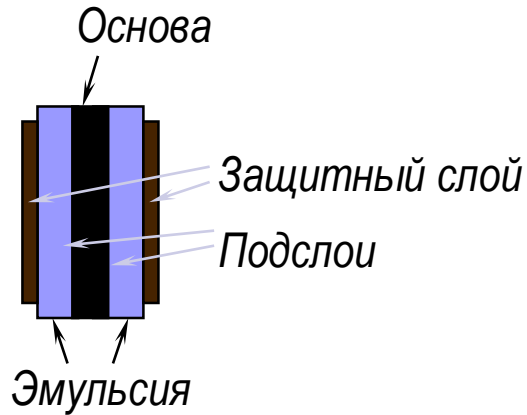
## Схема флюороскопического метода диагностики

Флюороскопический метод является самым простым и недорогим способом. Чувствительность флюороскопии определяется энергией и интенсивностью излучения, эффективностью его регистрации рентгеновским экраном. Применяются экраны на основе ZnS-CdS, CsI-TlJ, платиносинеродистого бария.

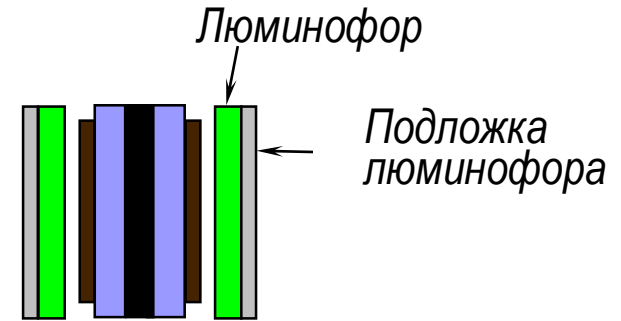


1 – просвечиваемый объект; 2 – рентгеновский экран; 3 – защитное стекло.

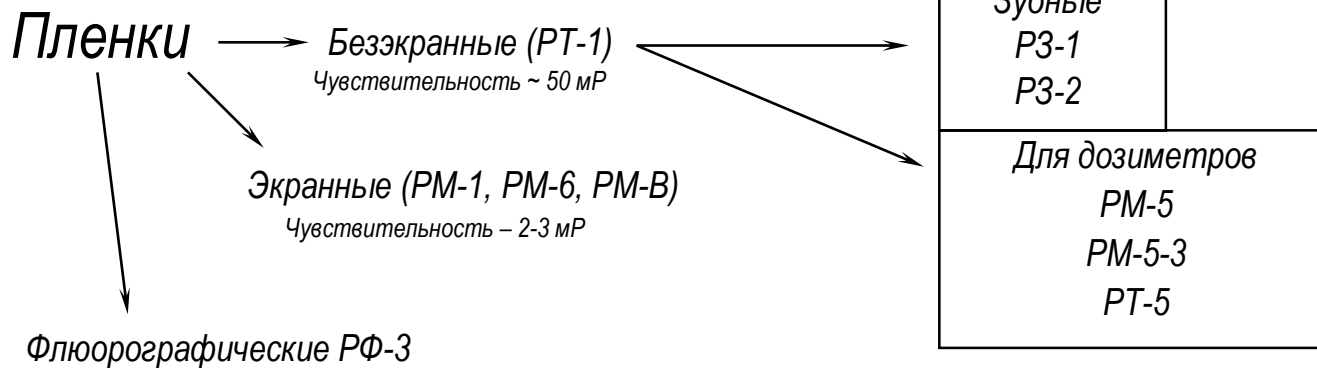
# Рентгенография



Конструкция рентгеновской пленки

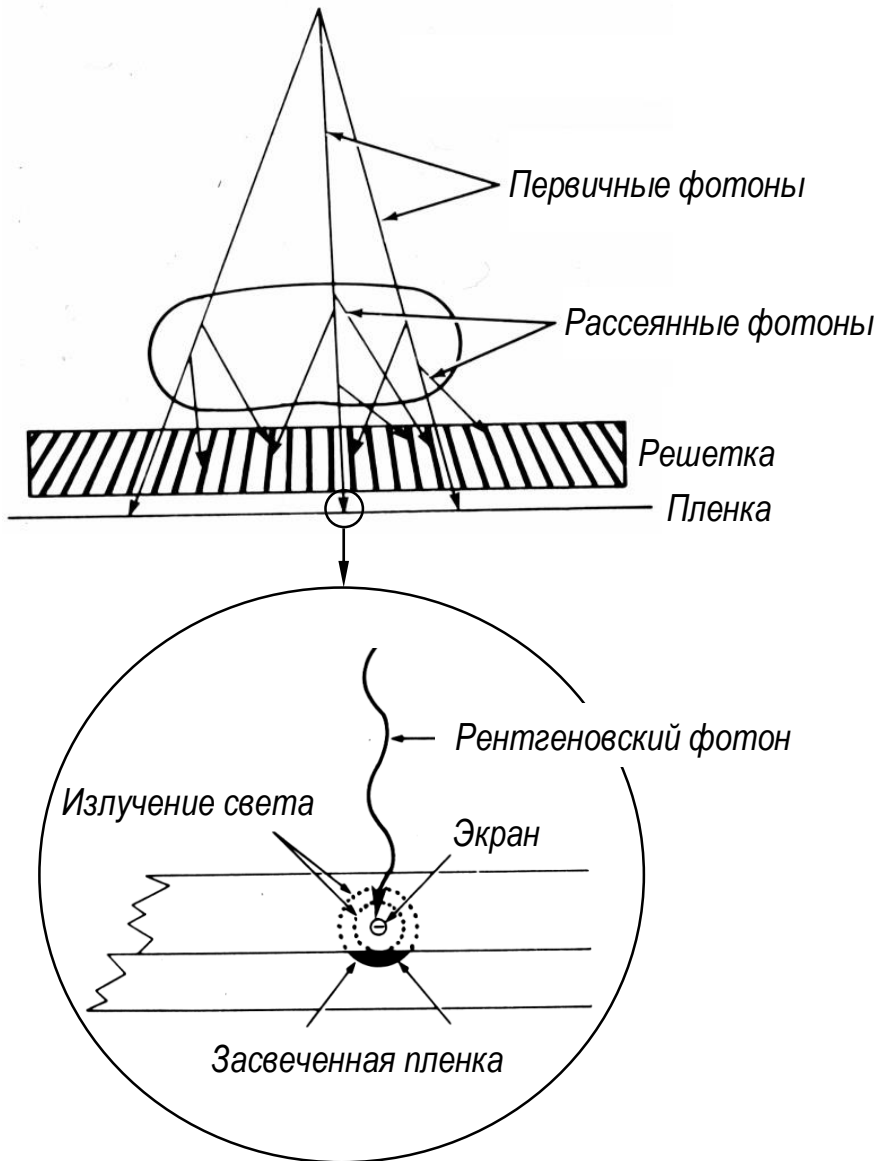


Рентгеновская пленка в кассете, зажатая между двумя усиливающими люминофорами



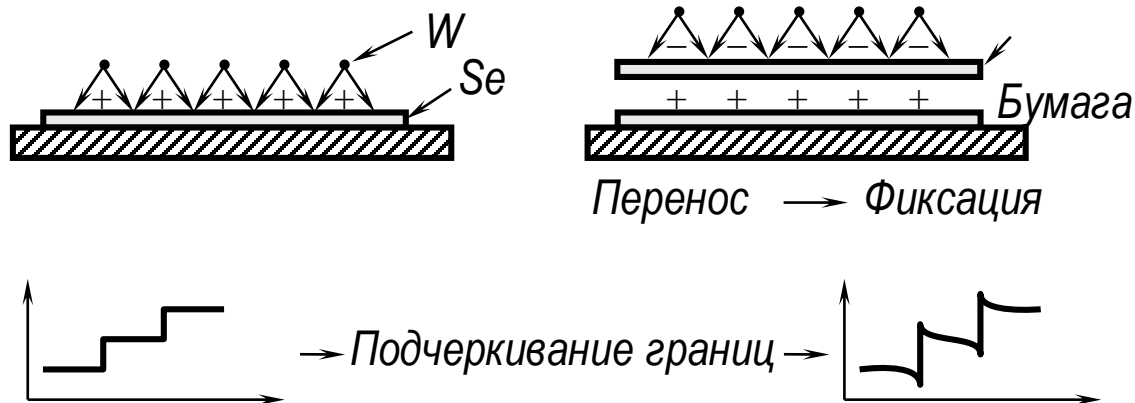
Коэффициент контрастности для всех рентгеновских пленок  $\gamma = 2-4$

# Рентгенография

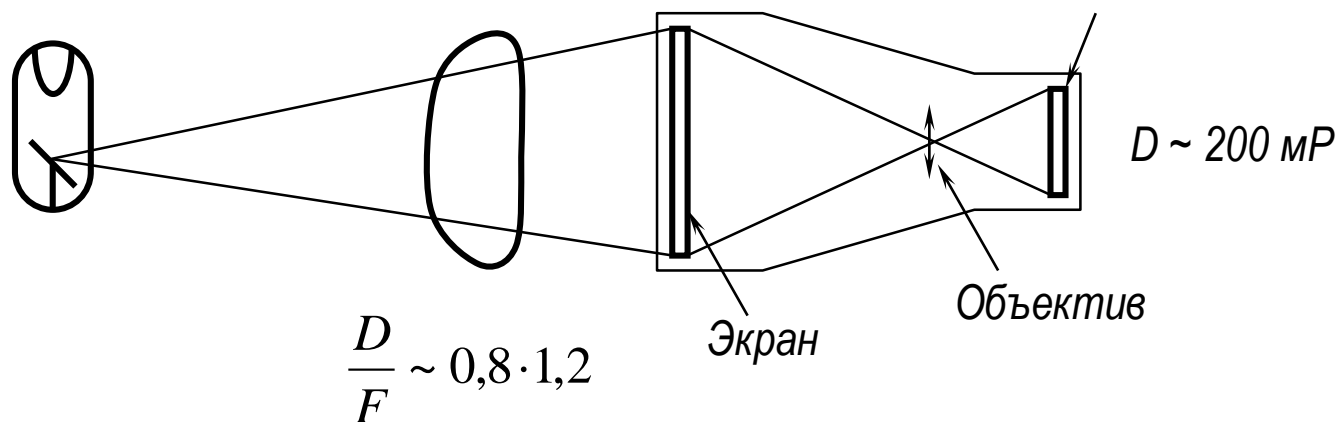


# Ксерография, флюорография

## Ксерография



## Флюорография



# Флюорографические и фотографические камеры

**Флюорографические и фотографические камеры.** Как известно, флюорографы представляют собой оптико-механические устройства для фотографирования рентгеновского изображения, возникающего на люминесцентном (флюорографическом) экране. Изображение объекта размерам  $O$  оказывается уменьшенным в  $K$  раз, так как:

$$K = \frac{O}{s} = \frac{F - f}{F} k,$$

где  $s$  – размер изображения объекта на флюорограмме;  $F$  – фокусное расстояние;  $f$  – расстояние объект – экран;  $k > 1$  – оптическое линейное увеличение во флюорографе.

Современные конструкции флюорографов имеют размер кадра флюорограмм 60 – 100 мм. Используется специальная сенсibiliзирoванная неперфорированная пленка шириной 70 и 100 мм. Основными элементами во флюорографе, помимо люминесцентного экрана, являются светосильный линзовой или зеркально-линзовой объектив и фотографическая камера. Пленкопротяжный тракт камеры содержит подающую и приемную кассеты, механизм перемещения пленки, механизм счетчика числа кадров.

В настоящее время такая схема не применяется. Доза в ней больше 200 мР.

# Флюорография. Яркость экрана

Основной недостаток флуороскопического контроля заключается в относительно малой яркости изображения. Чтобы получить удовлетворительное флуороскопическое изображение, яркость экрана необходимо увеличить до  $10^2$ – $10^3$  кд/м<sup>2</sup> при достаточном контрасте изображения. Эффективность регистрации флуороскопических экранов составляет около 30%.

Яркость может быть увеличена с помощью электронно-оптических преобразователей и усилителей яркости изображения, которые отличаются друг от друга только тем, что их фотокатоды чувствительны к различным областям спектра электромагнитных волн. Например, в усилителе фирмы «Филипс» на алюминиевой подложке с одной стороны нанесены экран и фотокатод. Возможны другие варианты подложек (например, тонкая слюдяная пластинка).

# Флюорография. Яркость экрана

Общим для всех вариантов является то, что разрешающая способность ограничивается только зернистостью и толщиной рентгеновского люминесцирующего экрана. Для того чтобы получить требуемое усиление изображения, необходимо первичное рентгеновское изображение представить в уменьшенном виде и затем рассматривать это уменьшенное изображение на экране через лупу или микроскоп.

Усиление яркость в рентгеновском усилителе изображения достигается, с одной стороны, увеличением светового потока с экрана благодаря соответствующему ускоряющему напряжению, а с другой стороны – путем электронно-оптического уменьшения. Оба способа дают достаточное усиление.

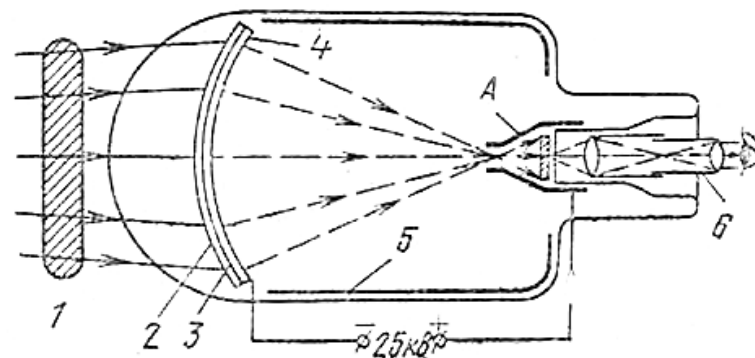
Усилитель рентгеновского изображения фирмы «Филипс» выполнен как диод, но его внутреннее металлическое покрытие имеет небольшой положительный регулируемый потенциал, что позволяет менять резкость изображения.

# Флюорография. Яркость экрана

Оптические свойства прибора определяются расстоянием между катодом и анодом и радиусами их кривизны. Рабочий диаметр катода 135 мм, а диаметр изображения 15 мм. Таким образом, электронно-оптическое уменьшение 9 : 1 при ускоряющем напряжении 25 кВ. диаметр усилителя изображения 175 мм, длина вместе с микроскопом 450 мм. Усилитель установлен в алюминиевом кожухе, покрытом слоем свинца. В качестве источника высокого напряжения использован высоковольтный блок питания от телевизионной аппаратуры. Общее усиление достигает 800 – 1200. Разрешающая способность 3 – 4 пары лин./мм получена благодаря тому, что толщина экрана меньше, чем у обычного рентгеновского экрана, разрешение которого не превышает 1,5 – 2 пар лин./мм. В качестве люминесцирующего экрана усилителя использован мелкозернистый желто-зеленый цинкосульфид – селенидный люминофор. С помощью усилителя рентгеновского изображения никогда не удастся получить изображение такого же качества, как при рентгенографии, но можно существенно снизить дозу облучения, требуемую при радиоскопии. Время адаптации глаза при работе с усилителем не превышает 1 мин.

## Схема усилителя рентгеновского изображения фирмы «Филипс»:

- 1 – объект;
- 2 – алюминиевая подложка;
- 3 – рентгеновский экран;
- 4 – фотокатод;
- 5 – металлическое покрытие;
- 6 – микроскоп.

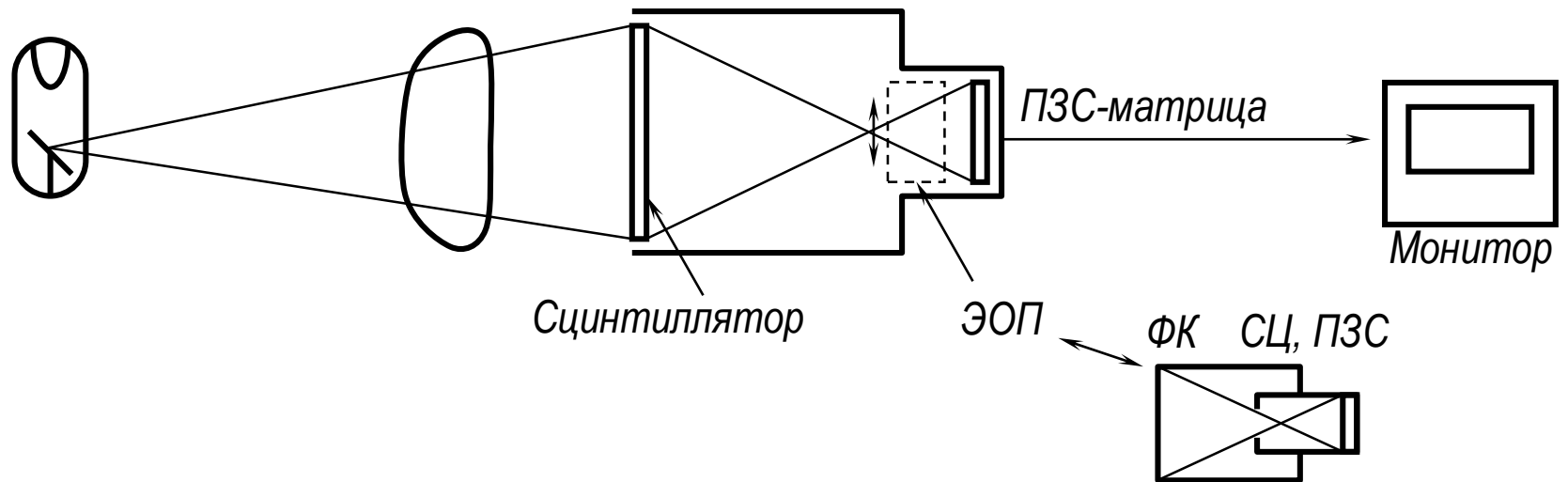
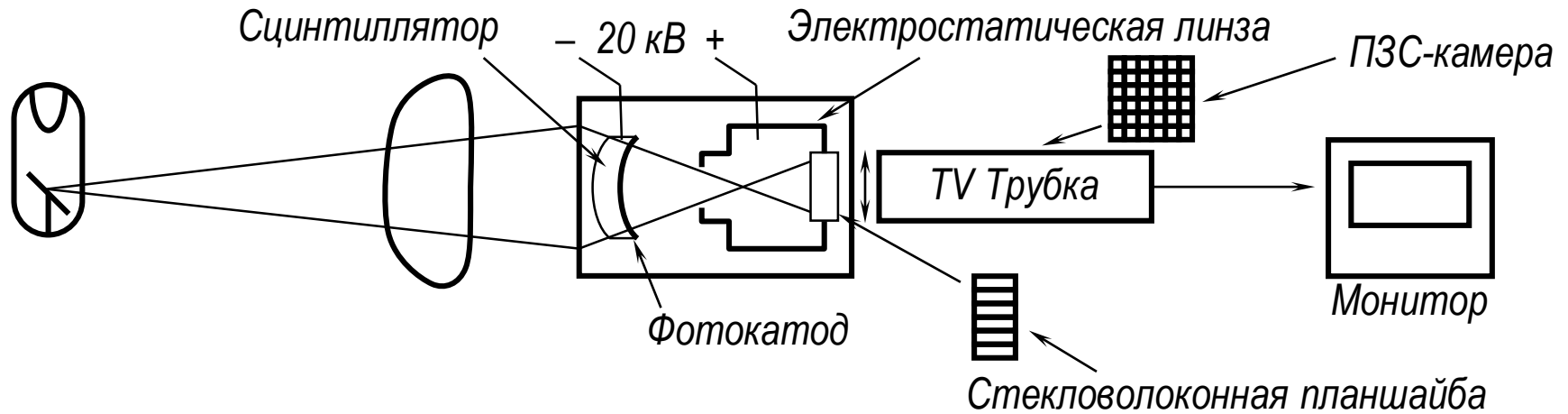


Зарубежные РЭОП имеют следующие основные характеристики: предельную разрешающую способность в центре 2,5 пары лин./мм, на краю – 2 пары лин./мм;

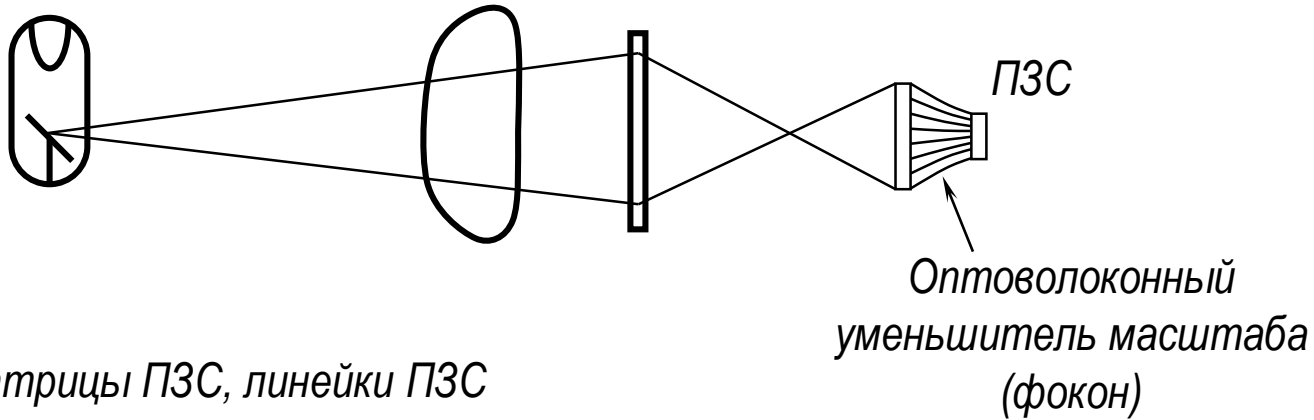
# РЭОП – рентгеновские электронно-оптические преобразователи



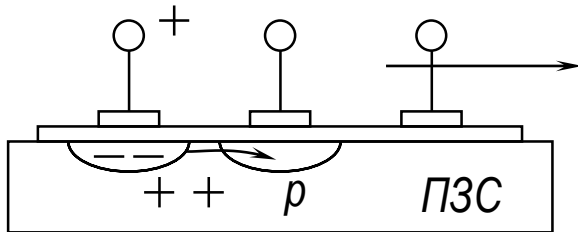
# Рентгенотелевизионные установки



# Рентгентелевизионные установки

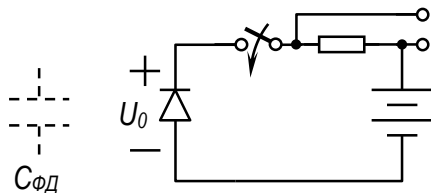


Матрицы ПЗС, линейки ПЗС



Обогащение  
Обеднение  
Инверсия  
Транспорт зарядов

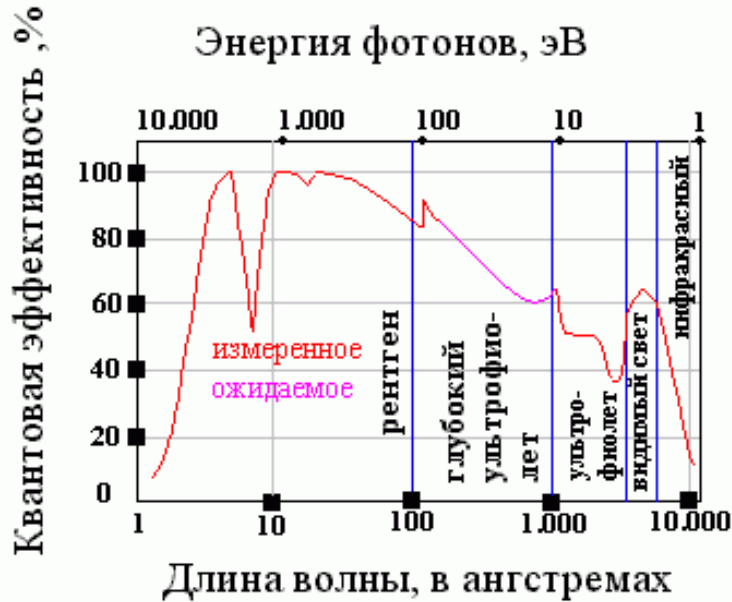
Линейки и матрицы фотодиодов



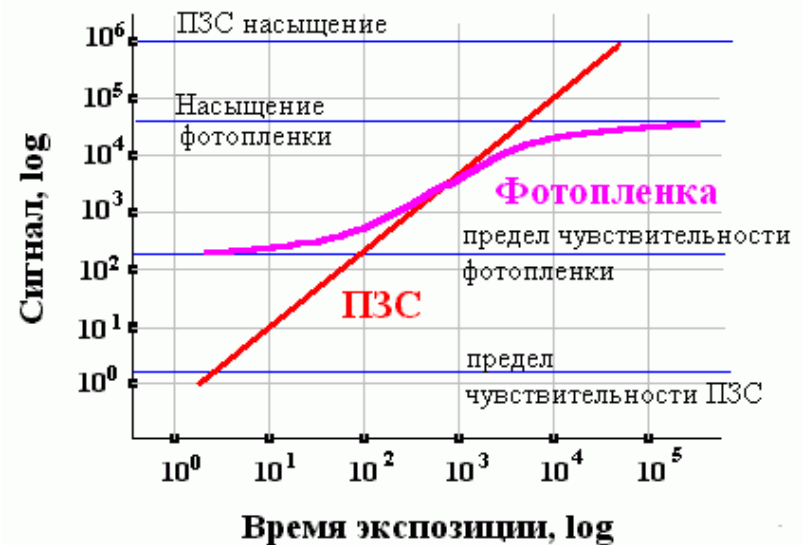
Измеренный заряд на подзарядку емкости диода пропорционален экспозиции

# Приборы с зарядовой связью ПЗС (CCD)

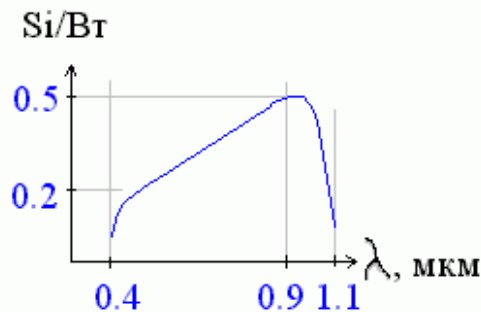
Приборы с зарядовой связью (ПЗС) относятся к классу твердотельных полупроводниковых приемников. Квантовая эффективность достигает 95-98%.



Сравнительная характеристика линейности зависимости чувствительности от времени экспозиции для фотопленки и ПЗС.



Чувствительность Si-фотодиода

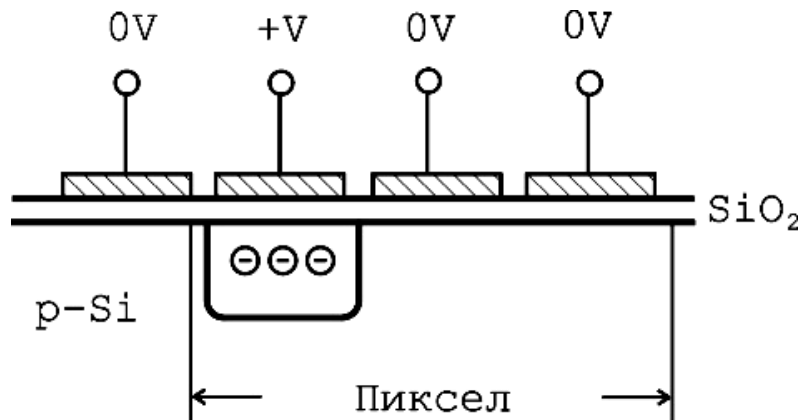


# Физические принципы работы ПЗС-матрицы

Упрощенно прибор с зарядовой связью можно рассматривать как матрицу близко расположенных МДП-конденсаторов. Структуры металл-диэлектрик-полупроводник (МДП-структуры) научились получать в конце 50-х годов.

Электрический сигнал в них представлен не током или напряжением, а зарядом. При соответствующей последовательности тактовых импульсов напряжения на электродах МДП-конденсаторов зарядовые пакеты можно переносить между соседними элементами прибора. Поэтому такие приборы и названы приборами с переносом заряда или с зарядовой связью.

# Физические принципы работы ПЗС-матрицы



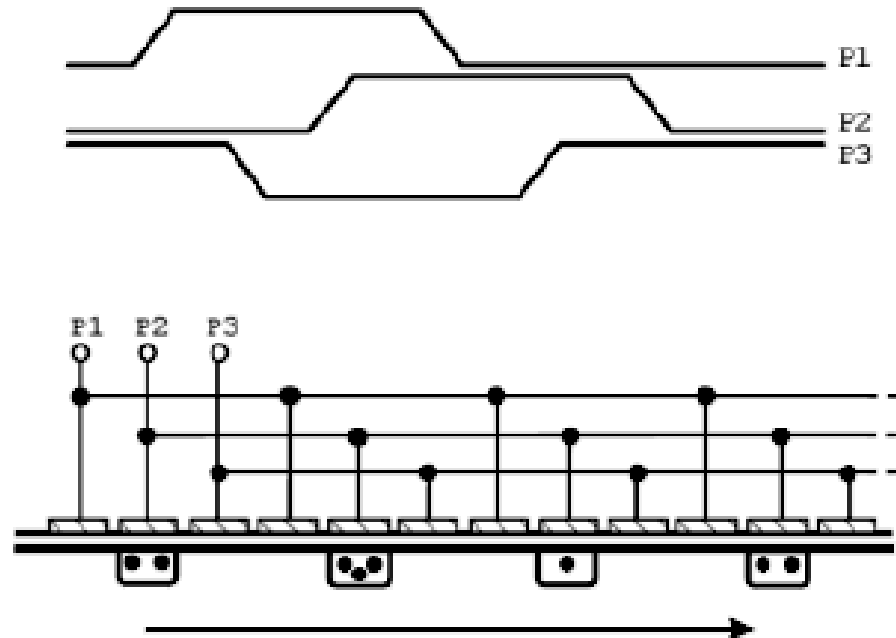
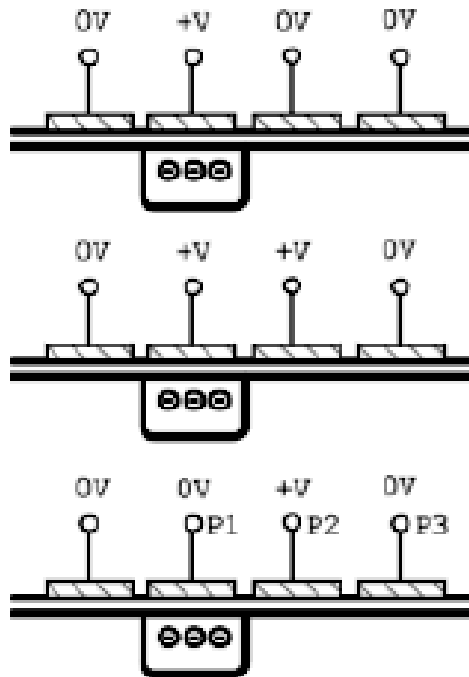
**Структура одного элемента**, линейного трехфазного ПЗС в режиме накопления. Структура состоит из слоя кремния р-типа (подложка), изолирующего слоя двуокиси кремния и набора пластин-электродов. Один из электродов смещен более положительно, чем остальные два, и именно под ним происходит накопление заряда.

Полупроводник р-типа, получают добавлением (легирование) к кристаллу кремния акцепторных примесей, например, атомов бора. Акцепторная примесь создает в кристалле полупроводника свободные положительно заряженные носители — дырки. Дырки в полупроводнике р-типа являются основными носителями заряда: свободных электронов там очень мало. Если теперь подать небольшой положительный потенциал на один из электродов ячейки трехфазного ПЗС, а два других электрода оставить под нулевым потенциалом относительно подложки, то под положительно смещенным электродом образуется область обедненная основными носителями — дырками. Они будут отеснены вглубь кристалла. На языке энергетических диаграмм это означает, что под электродом формируется потенциальная яма.

# Физические принципы работы ПЗС-матрицы

В основе работы ПЗС лежит явление внутреннего фотоэффекта. Когда, в кремнии поглощается фотон, то генерируется пара носителей заряда — электрон и дырка. Электростатическое поле в области пиксела “растаскивает” эту пару, вытесняя дырку в глубь кремния. Неосновные носители заряда, электроны, будут накапливаться в потенциальной яме под электродом, к которому подведен положительный потенциал. Здесь они могут храниться достаточно длительное время, поскольку дырок в обедненной области нет и электроны не рекомбинируют. Носители, сгенерированные за пределами обедненной области, медленно движутся — диффундируют и, обычно, рекомбинируют с решеткой прежде, чем попадут под действие градиента поля обедненной области. Носители, сгенерированные вблизи обедненной области, могут диффундировать в стороны и могут попасть под соседний электрод. В красном и инфракрасном диапазонах длин волн ПЗС имеют разрешение хуже, чем в видимом диапазоне, так как красные фотоны проникают глубже в кристалл кремния и зарядовый пакет размывается.

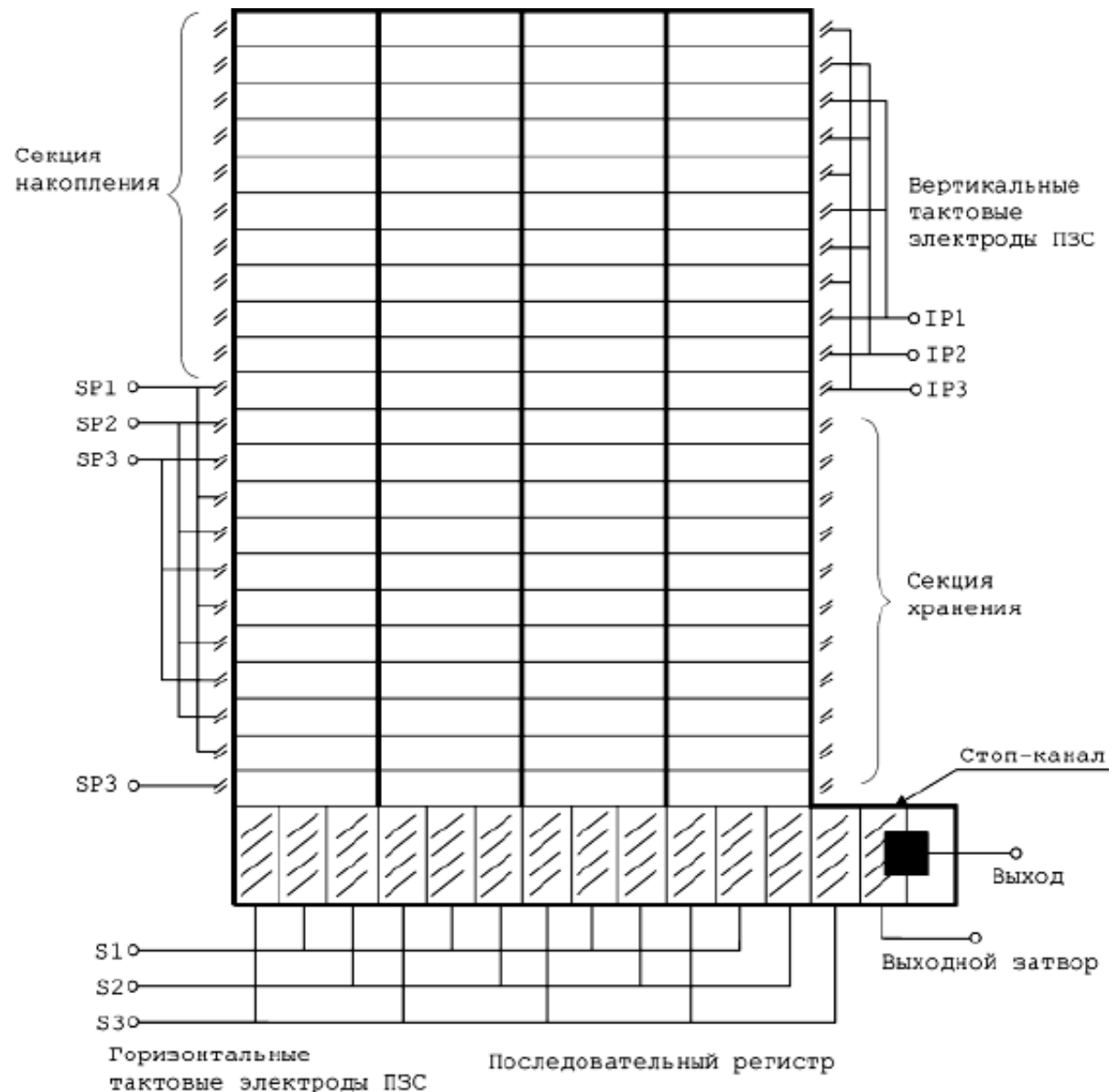
# Перенос заряда



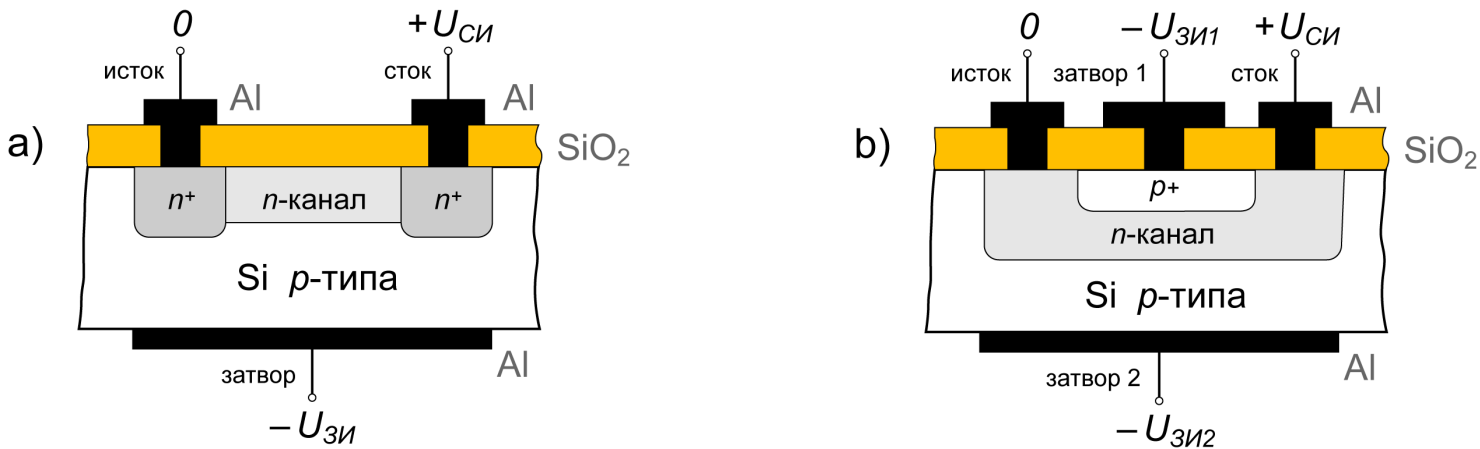
Заряд, накопленный под одним электродом, в любой момент может быть перенесен под соседний электрод, если его потенциал будет увеличен, в то время как потенциал первого электрода, будет уменьшен. Перенос в трехфазном ПЗС можно выполнить в одном из двух направлений (влево или вправо, по рисункам). Все зарядовые пакеты линейки пикселей будут переноситься в ту же сторону одновременно. Двумерный массив (матрицу) пикселей получают с помощью стоп-каналов, разделяющих электродную структуру ПЗС на столбцы. Стоп каналы — это узкие области, формируемые специальными технологическими приемами в приповерхностной области, которые препятствуют растеканию заряда под соседние столбцы.

# Структура ПЗС с кадровым переносом

Матрицы состоят из двух идентичных областей – области накопления и области хранения.



# Приёмники излучения КМОП (CMOS)



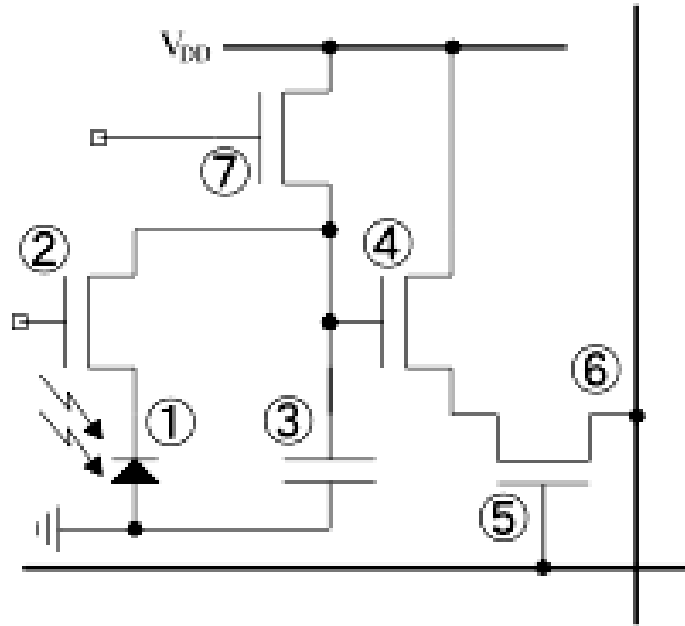
*В КМОП-матрицах используются полевые транзисторы с изолированным затвором с каналами разной проводимости.*

Комплементарные металл-окисел-полупроводниковые матричные фотоприемники.

Переворот в технологии КМОП-сенсоров произошел, когда в лабораториях NASA успешно реализовали Active Pixel Sensors (APS). APS добавляет к каждому пикселу транзисторный усилитель для считывания, что даёт возможность преобразовывать заряд в напряжение прямо в пикселе. Это обеспечивает также произвольный доступ к фотодетекторам наподобие реализованного в микросхемах оперативных запоминающих устройств.

В результате к 2008 году КМОП стали практически альтернативой ПЗС.

# Эквивалентная схема ячейки КМОП-матрицы

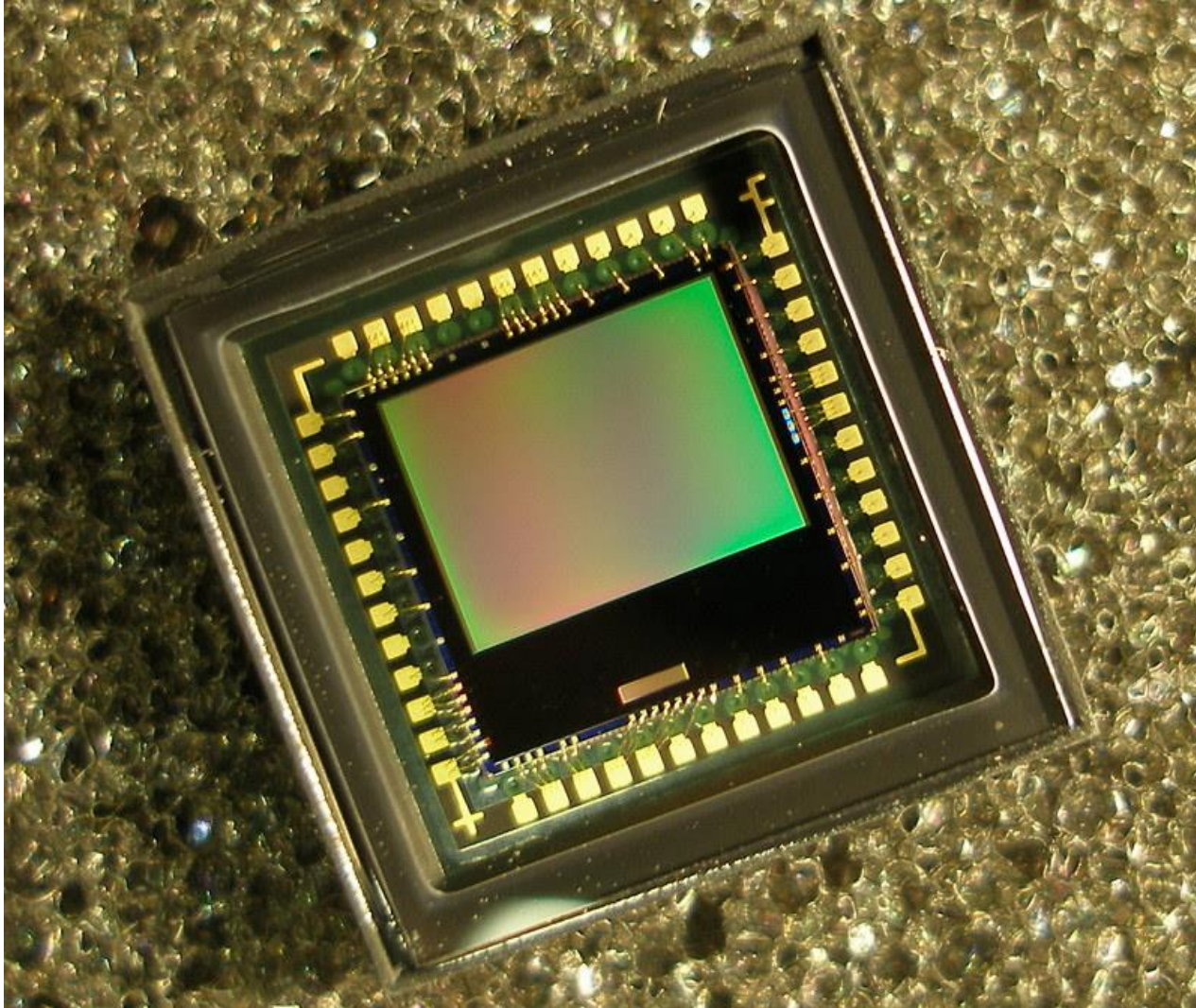


- 1 — светочувствительный элемент (диод);
- 2 — затвор;
- 3 — конденсатор, сохраняющий заряд с диода;
- 4 — усилитель;
- 5 — шина выбора строки;
- 6 — вертикальная шина, передающая сигнал процессору;
- 7 — сигнал сброса.

## Принцип работы

1. До съёмки подаётся сигнал сброса.
2. В процессе экспозиции происходит накопление заряда фотодиодом.
3. В процессе считывания происходит выборка значения напряжения на конденсаторе.

# Внешний вид КМОП-матрицы



# Камеры ПЗС

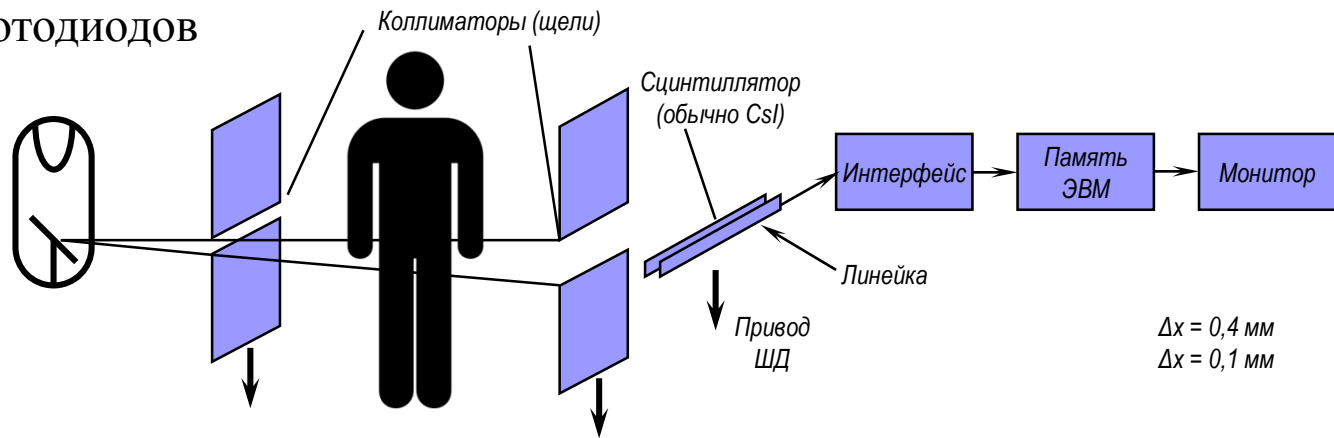
ПЗС-камера высокого разрешения  
ТН8740 (Thales)



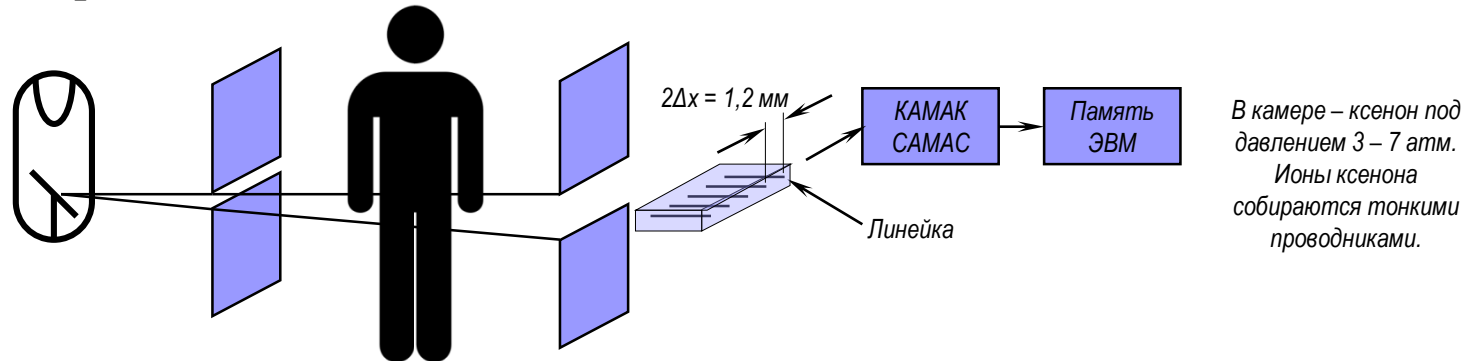
ПЗС-камера высокого разрешения  
ТН8730 (Thales)

# Сканирующие цифровые системы

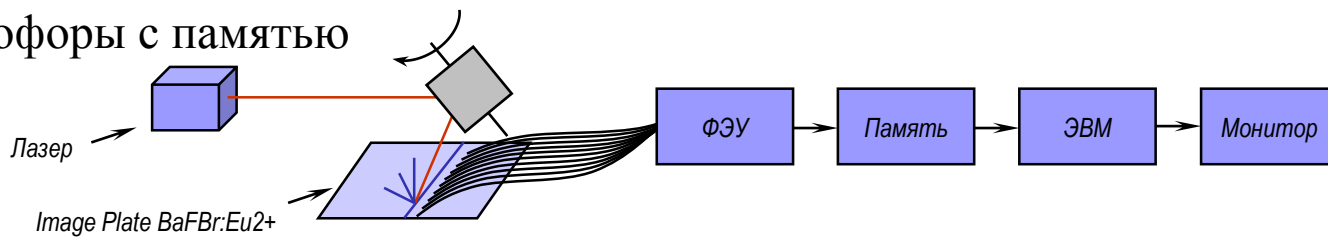
## 1. Линейки фотодиодов



## 2. Линейка пропорциональных камер



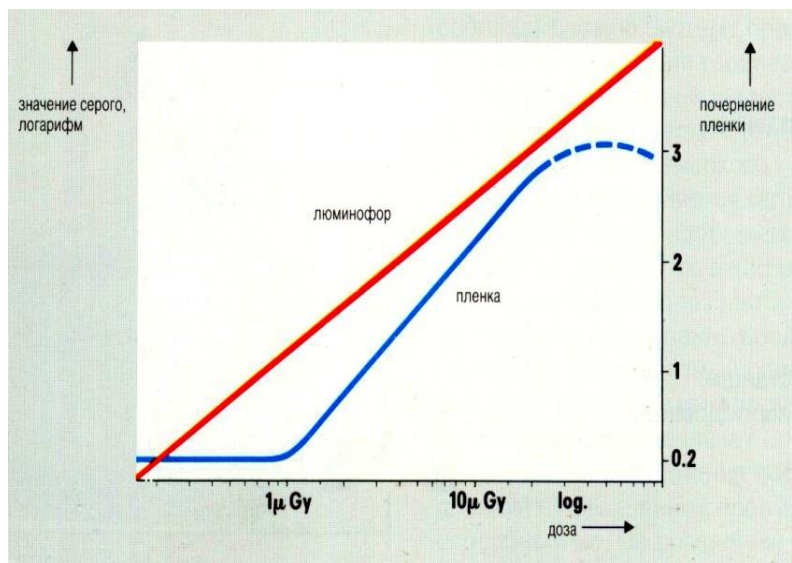
## 3. Люминофоры с памятью



# Люминофоры с памятью и стимулированным высвечиванием (фотохромные материалы) ImagePlate

## Характеристики регистратора

- Запоминающий люминофор (ImagePlate): BaFBr:Eu<sup>2+</sup>.
- Динамический диапазон получаемых изображений: 16 разрядов АЦП.
- Размеры: 132 × 132 мм.
- Затухание: 50% за неделю.
- Толщина запоминающего слоя: 80, 100 мкм, 500 мкм.
- Насыщение: 1γ-квант/мкм<sup>3</sup>.
- Длина волны стимулирующего излучения:  $\lambda = 630$  нм.
- Длина волны стимулированного излучения (ФСЛ):  $\lambda = 395$  нм,  $\Delta\lambda = 20$  нм.
- Затухание вспышки стимулированного излучения: 0,8 мкс.



Кривые значений логарифма серого от дозы излучения

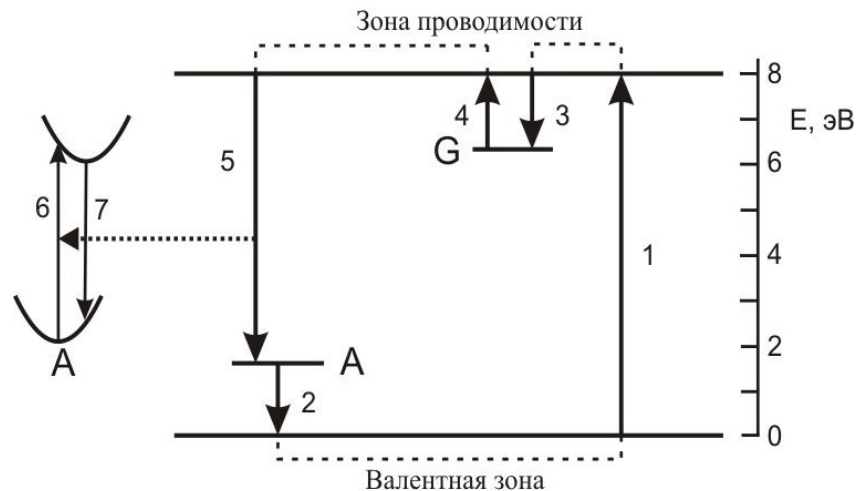
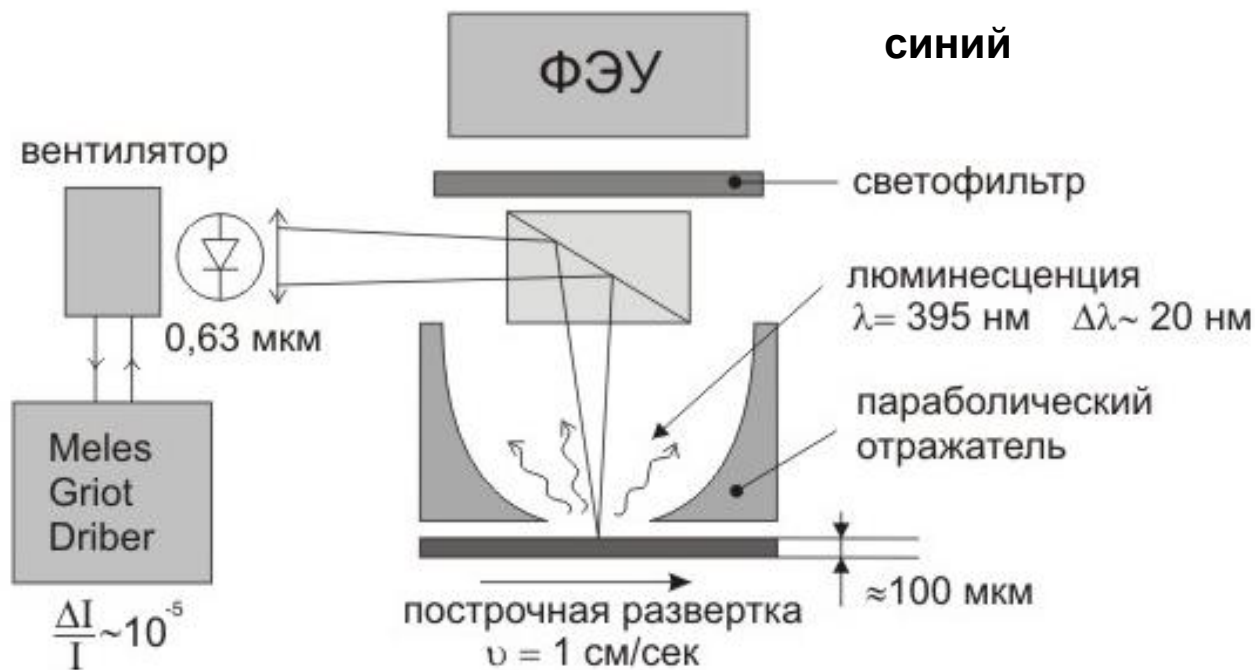


Схема эффекта запоминания. Процессы в регистраторе.

# Установка для считывания изображений с Image Plate (ИЯФ СО РАН)

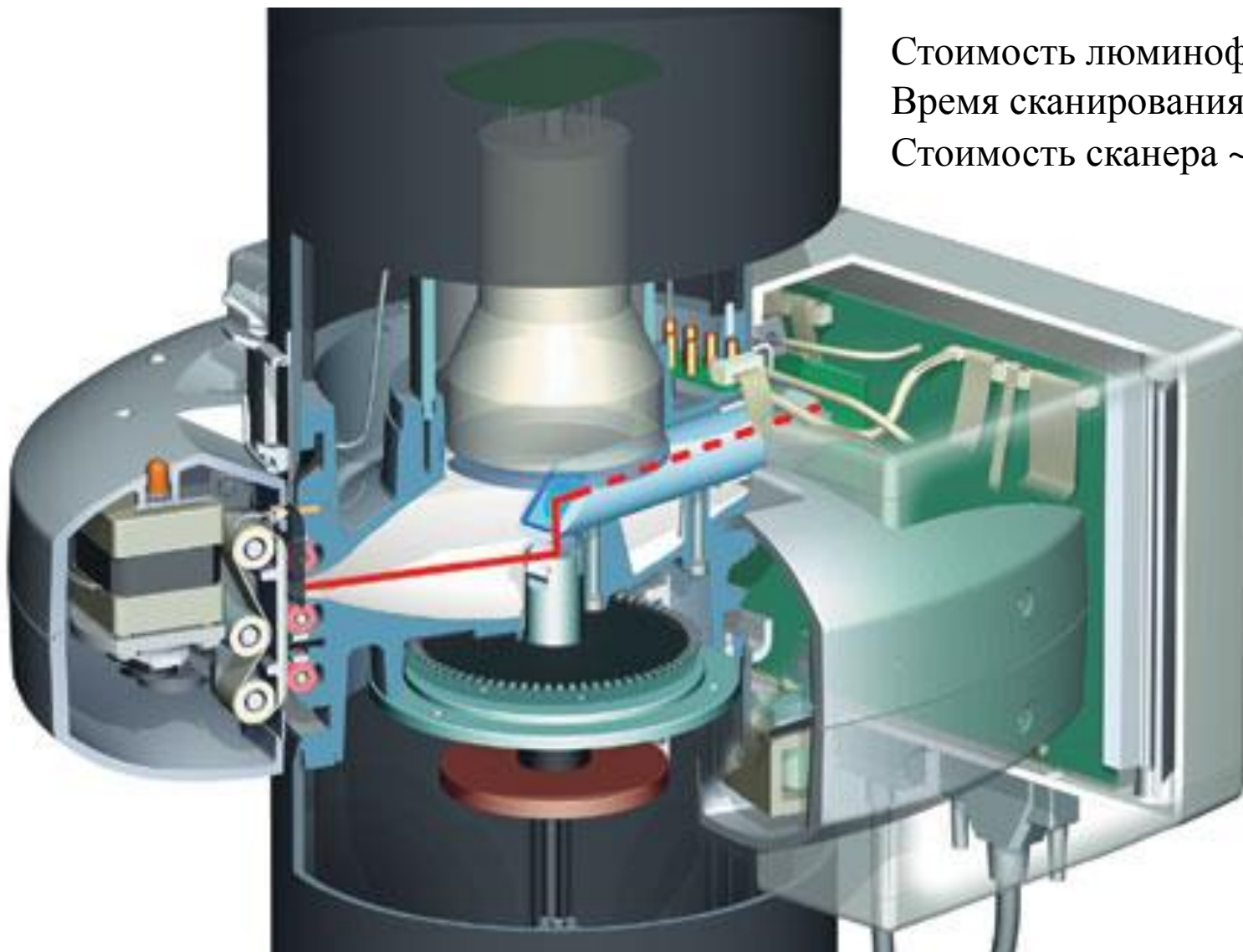
## Схема сканирующей установки



## Основные характеристики

- Время сканирования изображения: 12 – 13 часов. (Двухкоординатный винтовой сервопривод).
- Длина волны лазерного излучения: 630 нм.
- Стабилизация лазерного излучения:  $\Delta I/I = 10^{-5}$ .
- Светофильтр для сбора стимулированного излучения: СС-4.
- Минимальный шаг сканирования: 5 мкм.
- Стирание: лампа накаливания (100 Вт) со светофильтром ОС-14, от 30 минут.

# Сканер фирмы Duerr для ImagePlate



Стоимость люминофора ~ 600 €.

Время сканирования ~1 мин.

Стоимость сканера ~ 45000 €.

## Матрицы фотодиодов:

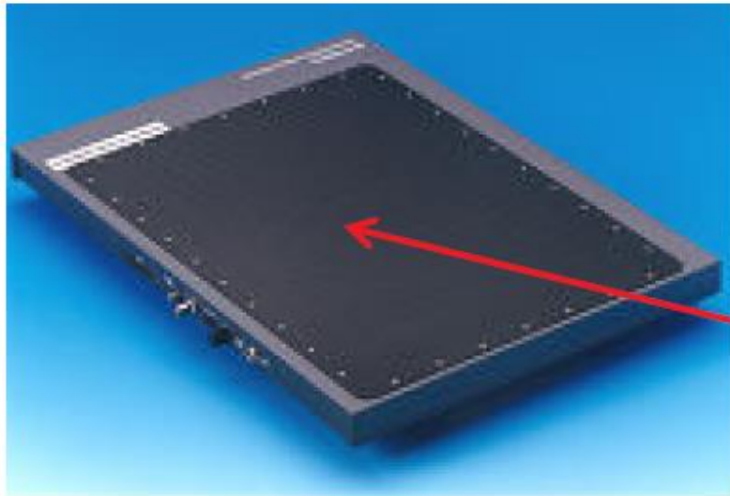
- 1) На аморфном кремнии + Люминофор + CMOS.
- 2) На поликристаллическом кремнии + Люминофор + CMOS.
- 3) На монокристаллическом кремнии + Люминофор + CMOS.

## Матрицы с фотополупроводником:

На селене (фотополупроводнике) + CMOS.

# Плоские панели

*Плоская панель FS 35 на основе аморфного кремния*



*Рабочая  
область*

## **Основные характеристики:**

Рабочая область – 284 мм x 284 мм.  
Количество пикселей – 2240 x 3200.  
Размер пикселя – 127 мкм x 127 мкм.  
Разрядность выходного сигнала – 14 бит.  
Время считывания изображения – 1,5 сек.  
Сцинтиллятор –  $Gd_2O_2S$ .  
Регистрируемое излучение 40-150 кэВ.  
Стоимость – 30000-50000 €.

Это самый совершенный приемник в настоящее время. Минимальная доза, наилучшее пространственное разрешение, цифровой выход, отсутствуют геометрические искажения, возможна киносъемка.

# Рентгеноскопия (X-ray)

## Преимущества

- Доступность.
- Стоимость.
- Накопленный опыт.

## Недостатки

- Ионизирующее излучение.
- Недостаточная детализация мягких тканей.
- Необходимость в парентеральном введении контрастирующих веществ.
- Наблюдение 2-D проекций, в отличие от томографического изображения.

# Общие рекомендации

Процесс распознавания рентгенограммы костей должен быть активным, т.е. разглядывайте кортикальные границы, обращайтесь внимание на правильность положения костей вглядывайтесь, чтобы обнаружить типичные признаки картины переломов. Привычка искать аномалии – более ценное приобретение, чем пассивный взгляд на рентген. Часто рентгенограмма конечностей выглядит нормальной. Тогда аномалии мягких тканей могут стать непрямыми, но весомыми признаками ушибов, которые помогут поставить диагноз в случаях, когда ушибы костей неразличимы, особенно в локтях.

Обращайте внимание на мягкие ткани! Делайте по крайней мере 2 рентгеновские проекции области ушиба. Нельзя избегать дополнительных проекций в случаях затрудненного диагноза или в местах со сложной анатомией.

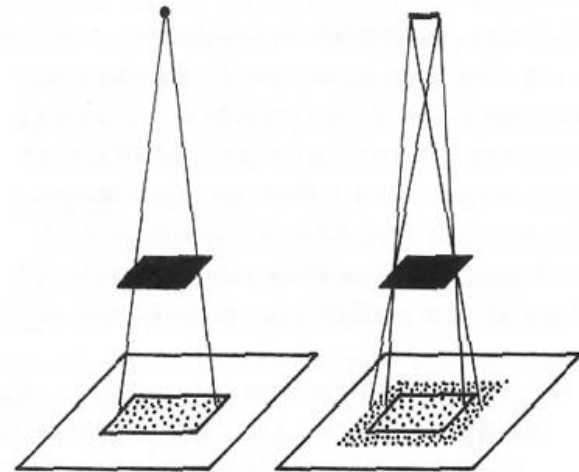
# Примеры, когда без рентгеновского снимка не видно, что именно сломано



# Несовершенство изображений

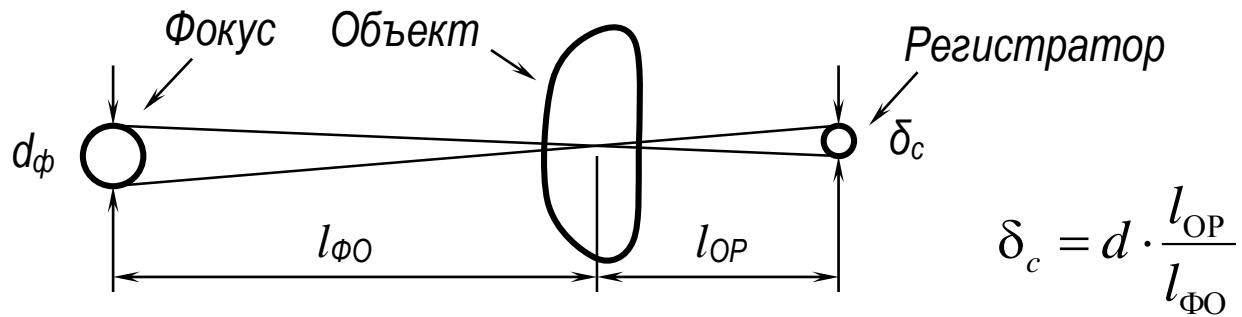
## Проблемы, ограничивающие совершенство изображения

- Геометрическая (тенева) нерезкость изображения.
- Рассеянное излучение.

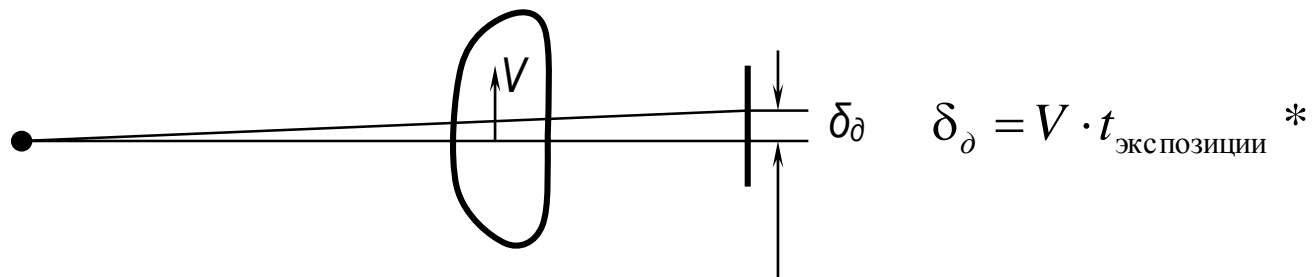


# Нерезкость

## 1. Статическая



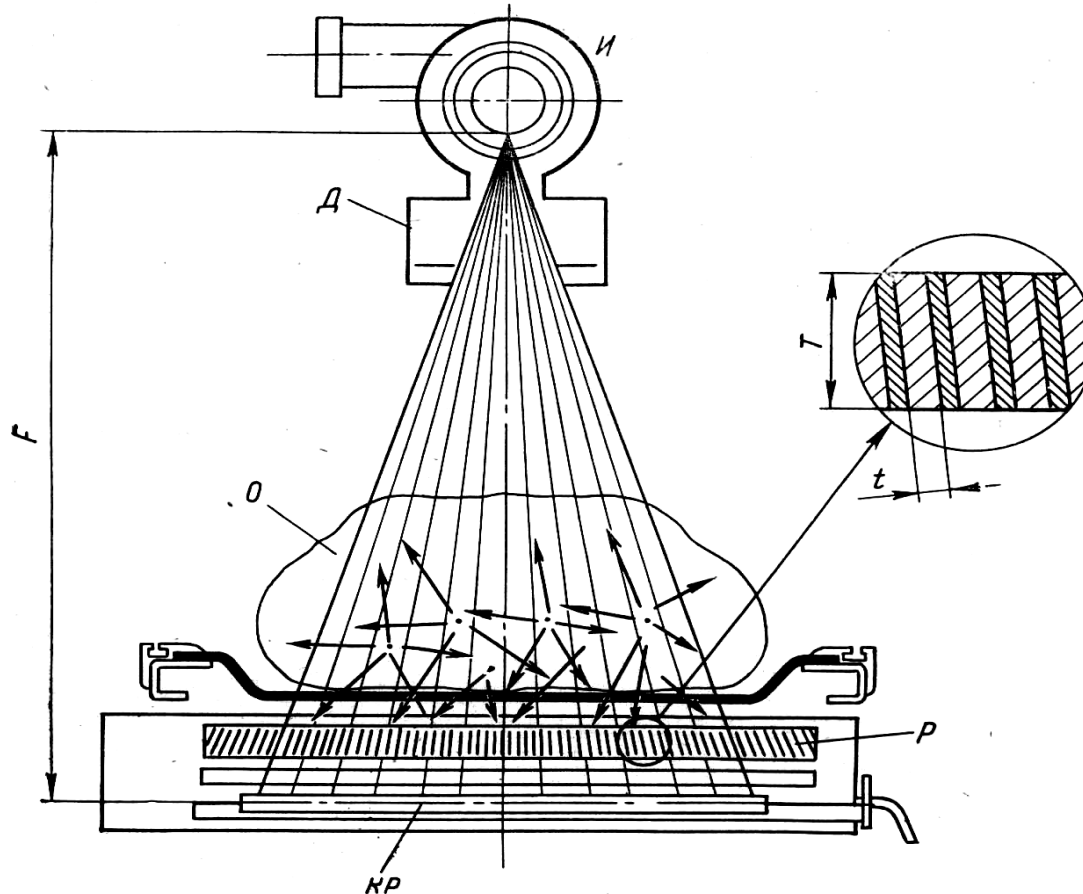
## 2. Динамическая



\* – Более подробное выражение дает худший результат

# Ослабление рассеянного излучения

## Работа рентгеновского отсеивающего раstra



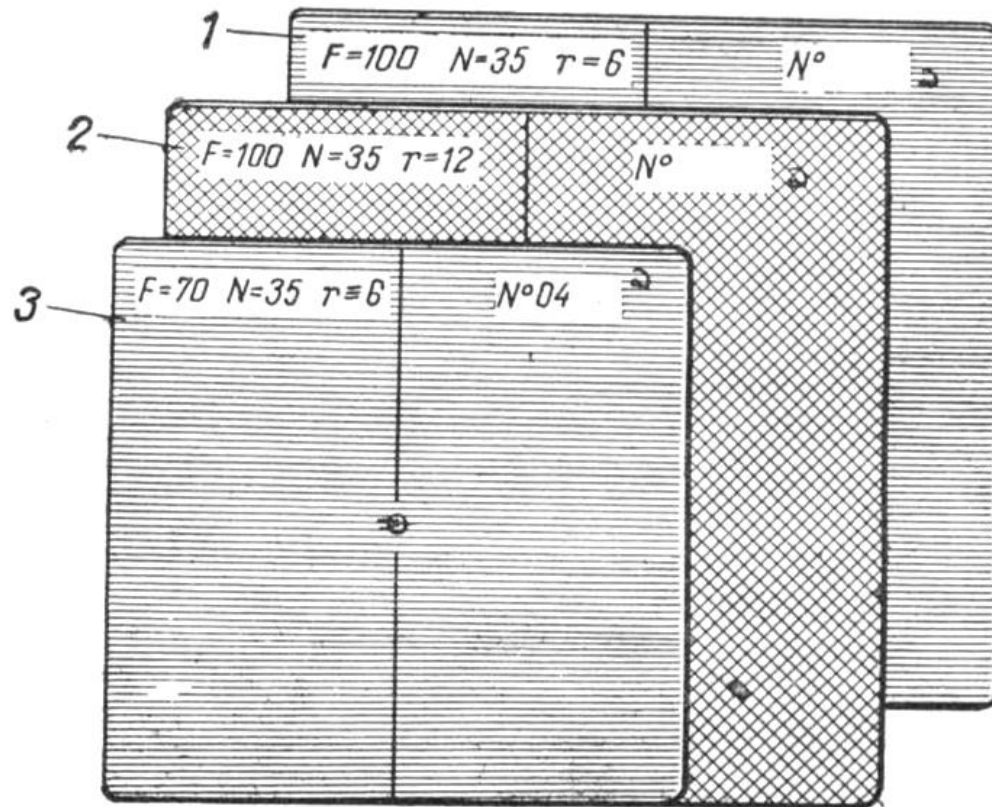
Стрелками показаны направления рассеянного излучения, задерживаемого растром.

*И* – излучатель; *Д* – диафрагма; *О* – объект; *Р* – растр.

*КР* – рентгенографическая кассета, *T* – толщина раstra, *p* – отношение раstra.

# Растры

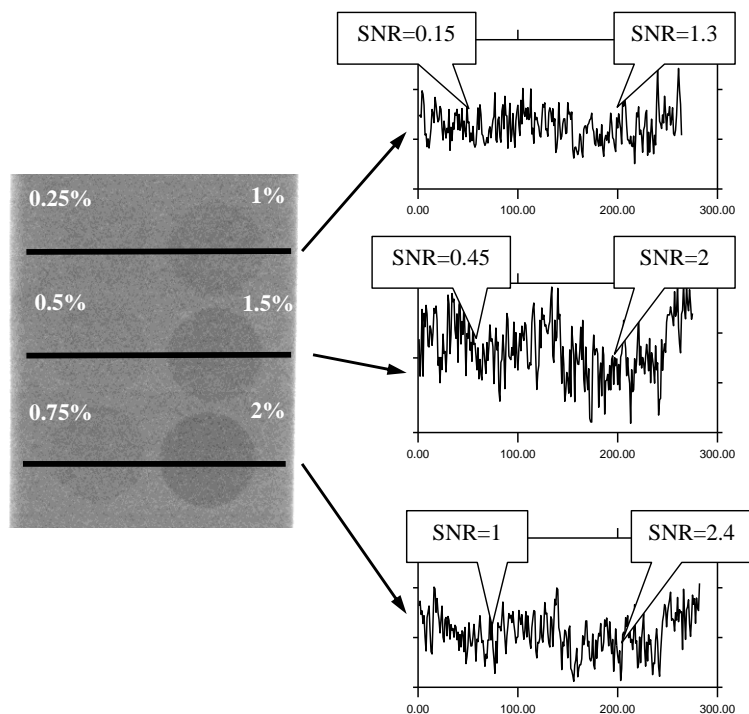
Отсеивающие растры российского производства с 35 ламелями на 1 см



- 1 – растр с отношением 6 и фокусным расстоянием 1 м;
- 2 – растр с отношением 12 и фокусным расстоянием 1 м;
- 3 – растр с отношением 6 и фокусным расстоянием 0,7 м.

# Отношение сигнал/шум на изображении. Связь SNR с качеством регистрируемого изображения

Изображение теста контрастной чувствительности и различные соотношения полезного сигнала к шуму в изображении. Снимок получен на цифровом флюорографе «КАРС» производства предприятия «МЕДТЕХ» с использованием метода сканирующей рентгенографии.



Качество информации, получаемой из регистрируемого сигнала, можно количественно оценить с помощью отношения величины сигнала к уровню шума (SNR – Signal to Noise Ratio). Для источника квантов отношение сигнал-шум равно:

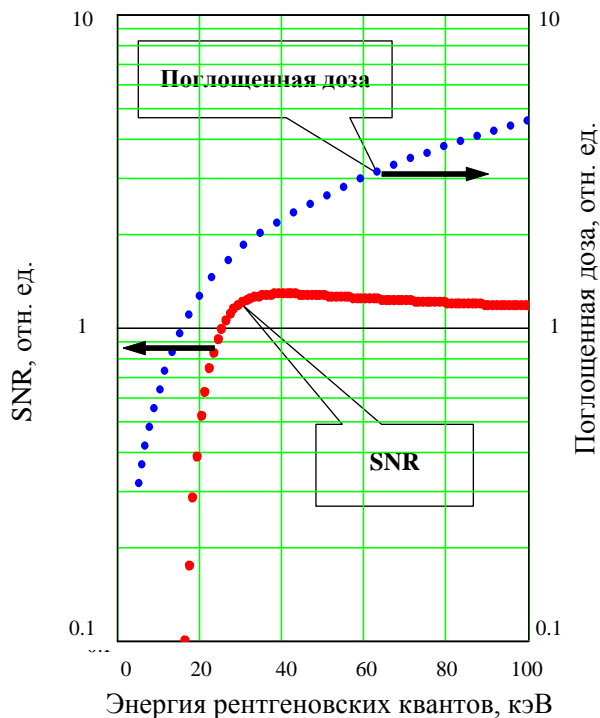
$$SNR = \frac{\text{Сигнал}}{\text{Шум}} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N}$$

На рисунке приведено рентгенографическое изображение тестового объекта контраста плотности и уровень сигнала на детекторе вдоль проведенной линии. Тестовый объект представляет собой подложку из алюминиевой пластины толщиной 20 мм. На поверхности пластины располагаются алюминиевые диски различной толщины. Толщины дисков в процентном отношении от толщины пластины указаны на рентгеновском снимке около изображений дисков. Как видно из рисунка, изображение диска достоверно различимо при  $SNR = 1$ . Из квантовой природы рентгеновского излучения следует также, что для улучшения качества изображения в  $n$  раз необходимо увеличить количество зондирующих рентгеновских квантов в  $n^2$  раз. Это означает, что для улучшения качества рентгеновского снимка в 2 раза, необходимо увеличивать дозу облучения пациента в 4 раза.

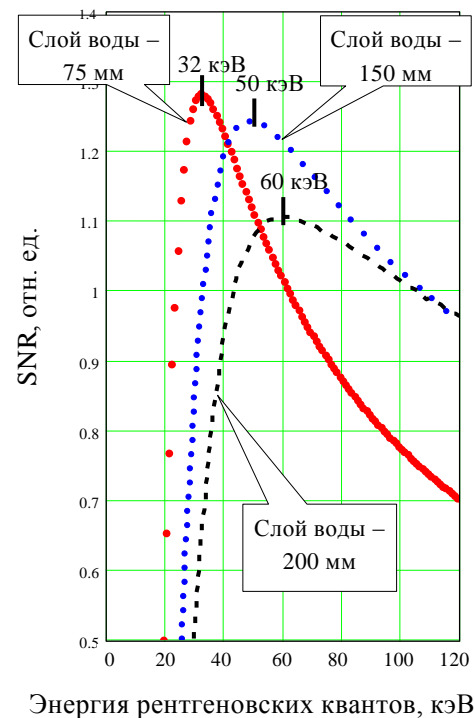
# Энергии квантов, оптимальные для съемки различных органов

Рентгеновские кванты с энергией менее 25 кэВ наносят неоправданный радиационный вред организму и не участвуют в создании рентгенографической информации. Для уменьшения количества квантов с энергией менее 25 кэВ в спектре трубки необходимо применять способы отсечки с помощью фильтров (стандартный фильтр – слой алюминия толщиной 2 мм).

Кроме того, для каждого вида обследования есть оптимальная величина энергии квантов. Например, для самого массового вида обследований, рентгенографии (флюорографии) лёгких в прямой проекции, оптимальная энергия квантов составляет 32 кэВ.



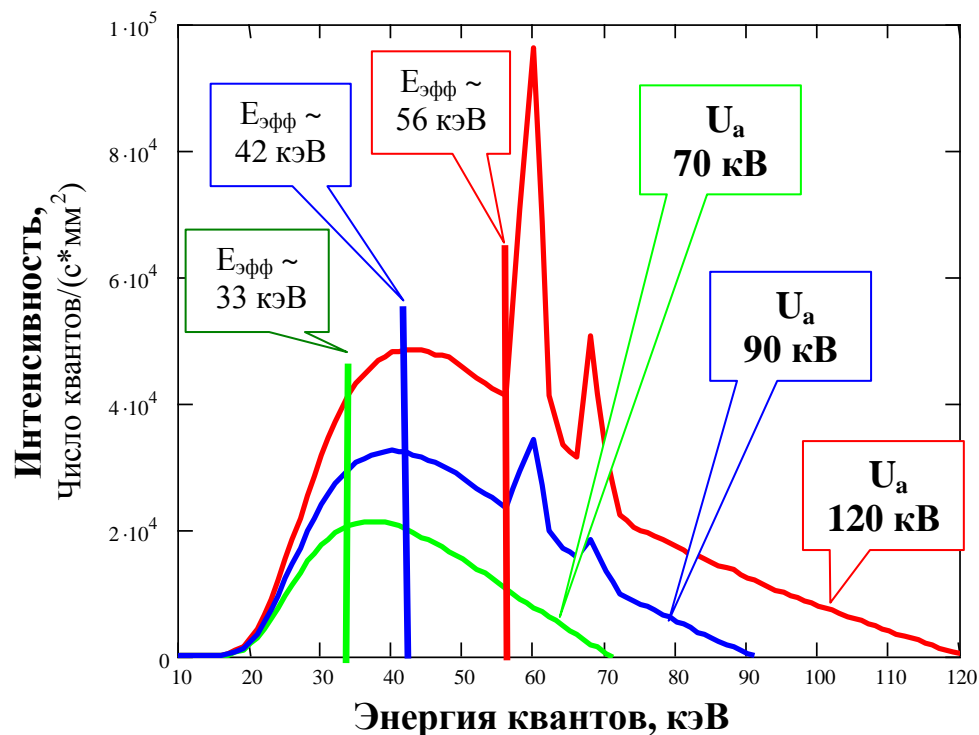
Поглощенная в фантоме 75мм воды доза и SNR в зависимости от энергии рентгеновских квантов.



Зависимости SNR от E при адекватном качестве и фиксированной дозе (2 мкЗв) на каждой энергии.

# Напряжения на аноде и соответствующие им эффективные энергии квантов

При высоких энергиях квантов наблюдается снижение контрастной чувствительности. Например, при рентгеновском обследовании органов грудной клетки человека **рентгеновские кванты с энергией более 60 кэВ наносят неоправданный вред организму**. Анодное напряжение, при котором эффективная энергия спектра рентгеновской трубки для съемки грудной клетки оптимальна, согласно формуле Раевского, составляет  $U(\text{кВ}) = 2,14 \cdot 32 \approx 70 \text{ кВ}$ .



*Спектры излучения рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом при различных ускоряющих напряжениях на трубке. Ток трубки 1 мА. Представленные спектры рассчитаны с помощью компьютерной программы, адаптированной для расчета спектров медицинских рентгеновских трубок.*

Примеры рентгеновских снимков.  
Панорамный томографический снимок на пленку



Примеры рентгеновских снимков. Бариевый контраст  $BaSO_4$



Требует парентрального  
введения.

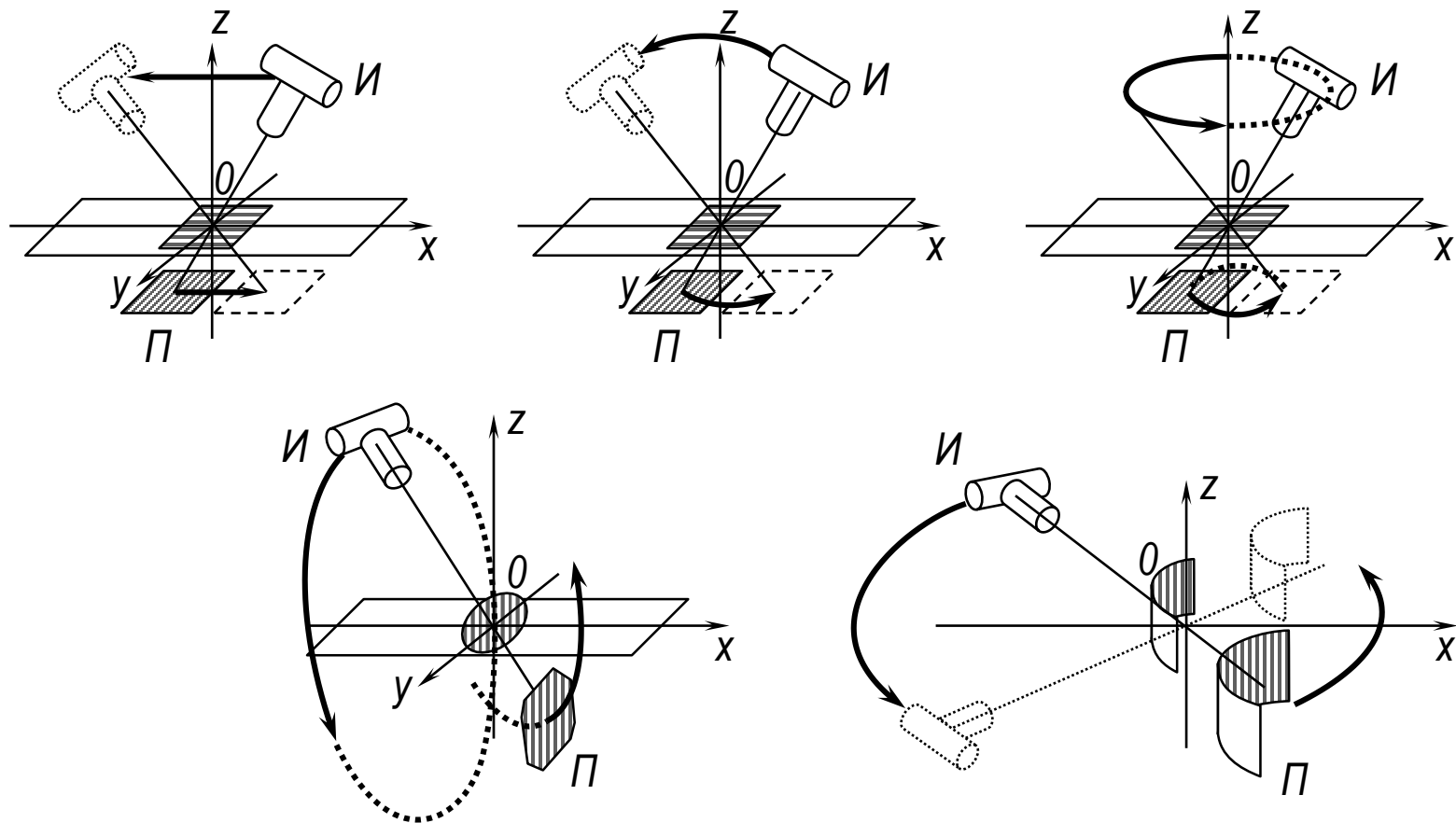
Примеры рентгеновских снимков.  
Контрастирование йодом (органические соединения йода)



Увеличение поглощения крови. Контрастирование кровеносных сосудов.  
Выделение почек на снимке.

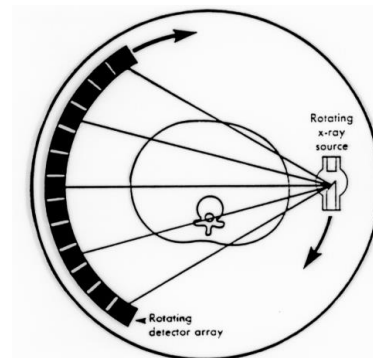
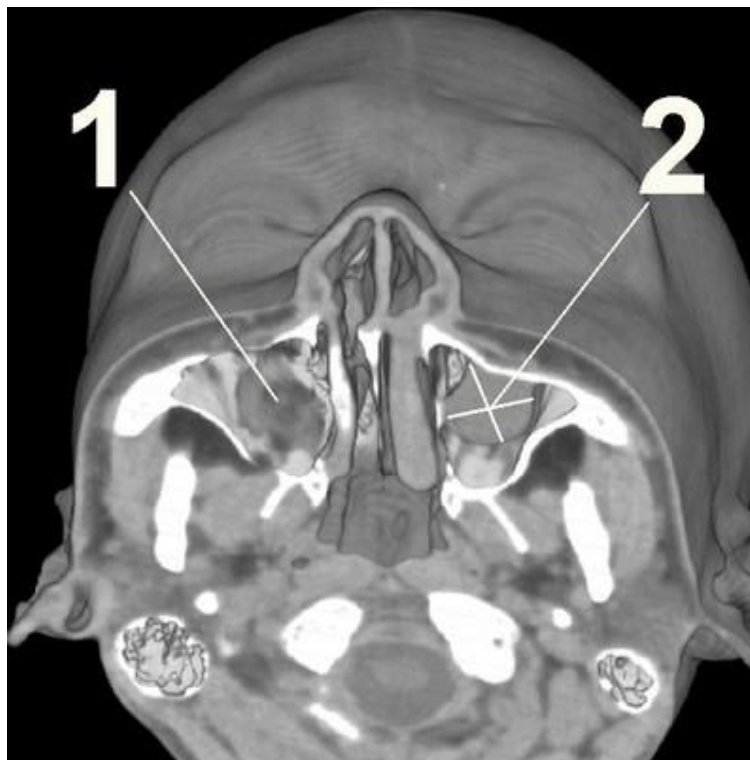
# Ламинография

Наиболее распространенные типы траекторий движения излучателя И и приемника П (пленки) относительно выделяемого слоя О в современных томографах



Плёночная томография (ламинография) – выделение одного слоя внутри объекта – изображение без проведения расчётов.

# Рентгеновские вычислительные томографы



Рентгеновская денситометрическая вычислительная томография или компьютерная томография (КТ).

Зарубежные термины: компьютерная аксиальная томография КАТ, компьютеризированная трансверсальная томография, компьютерная денситография, томосинтез, рентгеновское компьютеризованное сканирование и т. д. – новое направление в рентгенодиагностической технике.

# Компьютерная рентгеновская томография



**Фотоны высокой энергии**

**Ионизирующее излучение**

**Детекторы экспозиции**



## Достоинства

- Доступность.
- Улучшение контраста мягких тканей.
- Вне конкуренции при исследовании костных тканей.
- Выявляет травму, онкологию, инсульт.
- Возрастает воспроизводимость измерений.
- Томографические изображения.

## Недостатки

- Стоимость.
- Злоупотребления.
- Ионизирующее излучение.
- Аллергии к инъекциям контрастирующих веществ / проблемы с почками / = травма.
- Специфические инфекции / опухоли = отек.
- Противопоказанием является клаустрофобия.

# Компьютерная рентгеновская томография

Принцип действия рентгеновского томографа основан на оригинальном принципе получения изображений, заключающемся в послойном поперечном сканировании объекта (в частности, человеческого тела) коллимированным рентгеновским пучком; измерении излучения за объектом детекторами с линейной характеристикой; синтезе полутонового изображения по совокупности измерительных данных, относящихся к просканированному слою, и в построении этого изображения на экране.

# Компьютерная рентгеновская томография

В ходе измерения интенсивности излучения, прошедшего сквозь объект при движении сканирующего устройства, в памяти ЭВМ накапливается массив данных, по которым вычисляются коэффициенты ослабления излучения или значения плотности материала, вещества, ткани во всех элементарных ячейках слоя. По рассчитанным коэффициентам ослабления на экране и формируется двумерное полутоновое изображение исследуемого сечения объекта.

# Отличие методов

**Традиционный рентгеновский теневой метод** основан преобразовании потока излучения за исследуемым объектом в видимое изображение на флюоресцирующем экране, рентгеновской пленке или другим носителе.

Томографическое изображение не связано непосредственно с принятым излучением, а является результатом точных измерений и вычислений, использующих данные, относящиеся только к выбранному слою.

# Особенности томографического изображения

1) Изображение данного анатомического сечения не имеет теней или помех от структур, неоднородностей и деталей, содержащихся в других слоях объекта, и не зависит от порядка следования тканей с различной плотностью (так, изображение мягких тканей мозга не искажается из-за костной оболочки черепа).

# Особенности томографического изображения

2) Результаты исследования представляются в количественной форме в виде распределения величины линейного коэффициента ослабления излучения по воспроизводимому сечению. Таким образом, субъективная (на глаз) оценка изображения замена точными объективными данными, которые можно использовать для дальнейшего анализа.

# Особенности томографического изображения

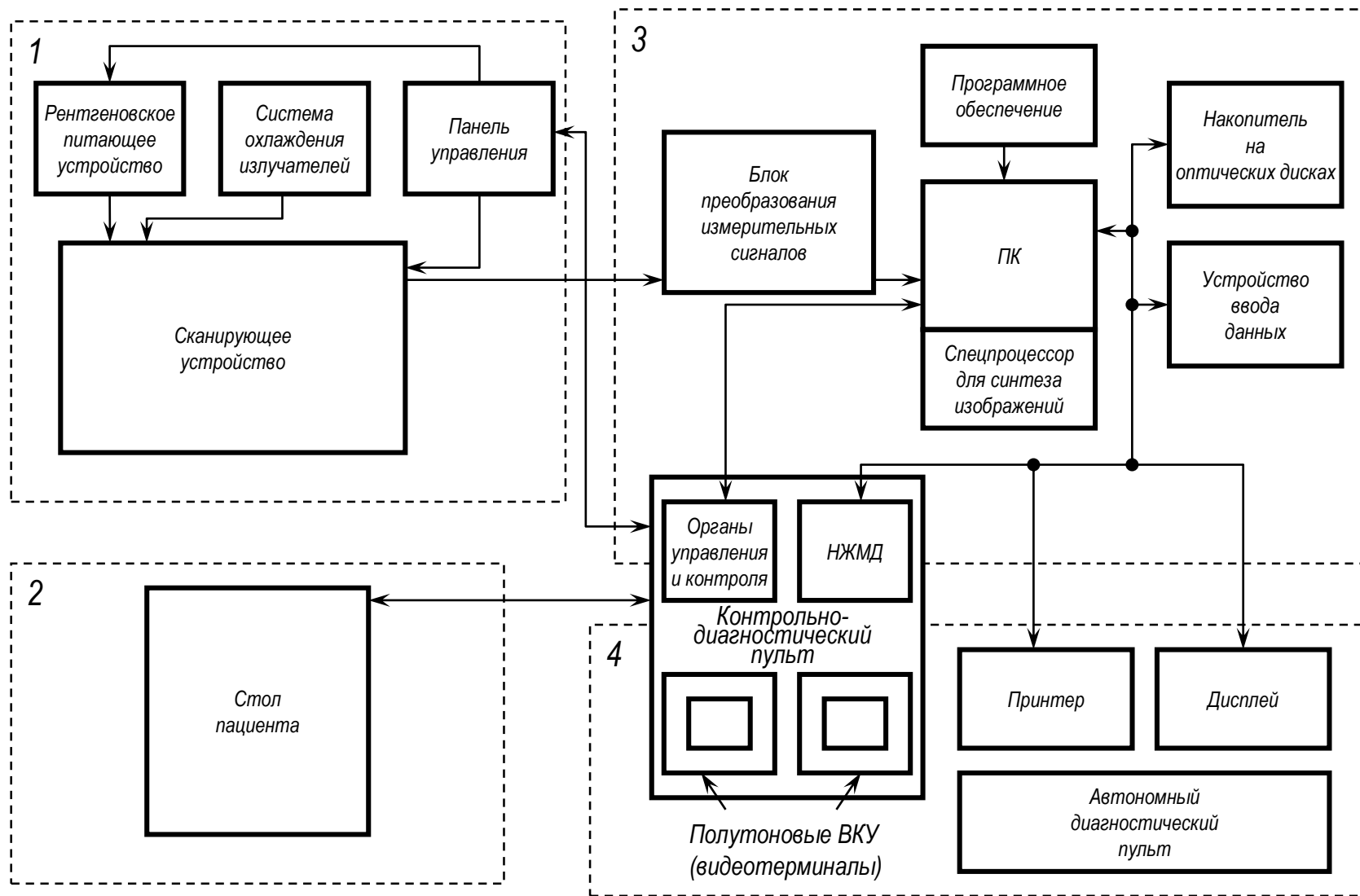
3) Высокая точность измерений и вычислений позволяет при анализе изображений различать вещества или ткани, весьма мало отличающиеся друг от друга по плотности.

По плотности объем информации, содержащейся в томограмме, при прочих равных условиях, примерно в 100 раз больше, чем в обычной рентгенограмме.

# Основные действия при получении томографического изображения

- 1) формирование коллимированного пучка рентгеновского излучения;
- 2) сканирование объекта этим пучком, осуществляемое движением устройства «излучатель – детекторы» или только излучателя относительно неподвижного объекта;
- 3) измерение излучения за объектом линейными детекторами с последующим усилением, логарифмированием и преобразованием результатов примерно  $10^5$  измерений в цифровую форму;
- 4) машинный синтез изображения по совокупности измерительных данных, относящихся к выбранному слою;
- 5) построение синтезированного изображения.

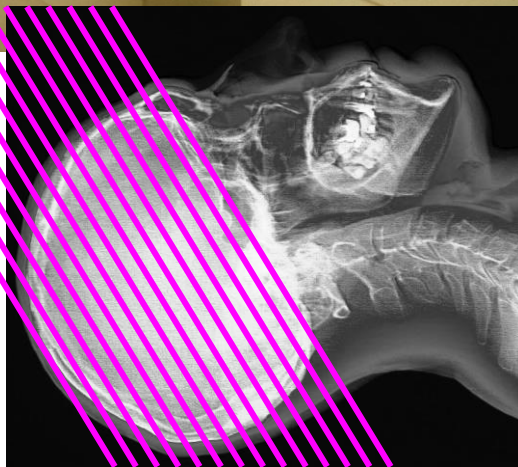
# Типовая структурная схема томографа



# Общий вид

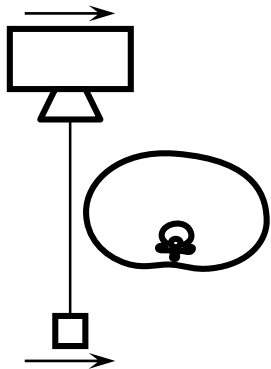


Для того, чтобы выполнить томографию головы пациент помещается на томографический стол в положении лёжа на спине и рентгеновская трубка вращается вокруг пациента внутри арки. Для того, чтобы предотвратить вредное облучение глаза и особенно хрусталика, томография головы выполняется под углом, параллельным основанию черепа. Толщина слоя может варьироваться, но в основном, она составляет от 5 до 10 мм для рутинной томографии головы. Внутривенный контраст обычно не используется, но может быть полезен для оценки опухолей, инфекций мозга, и в некоторых случаях – инсульта.

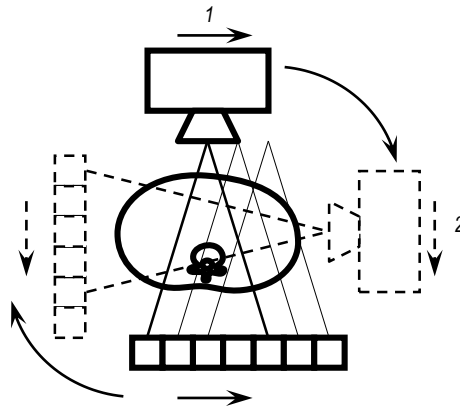


# Принципы сканирования

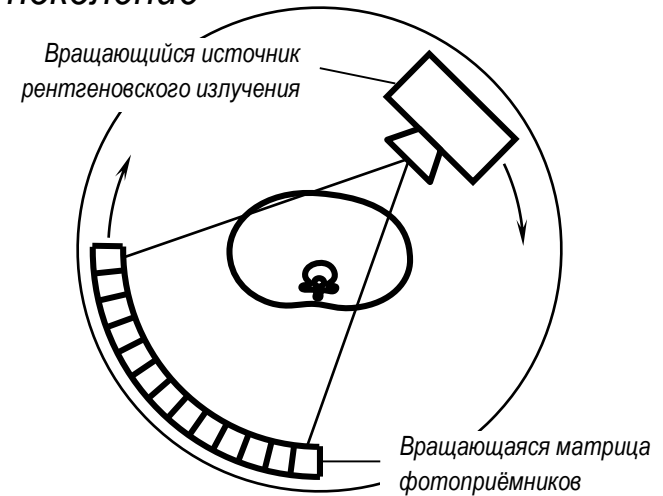
I поколение



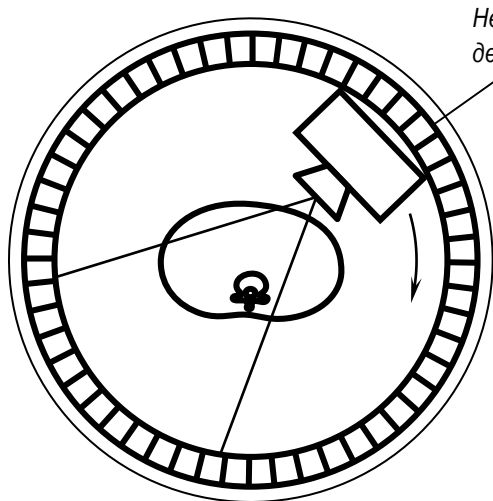
II поколение



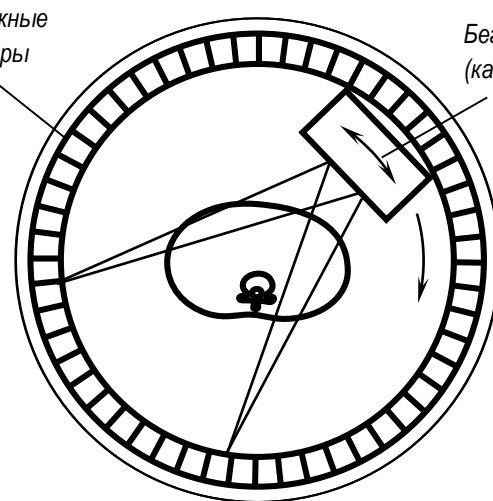
III поколение



IV поколение



V поколение



Неподвижные детекторы

Бегающий фокус (как в ЭЛТ)

Требование к источнику:

$$\Delta U_{\text{трубки}} < 0,1\% - 0,5\%$$

$$\Delta I_{\text{трубки}} < 0,5\% - 1\%$$

Приемники:

- Сцинтилляторы + ФД
- Линейки ФД

# Принципы сканирования

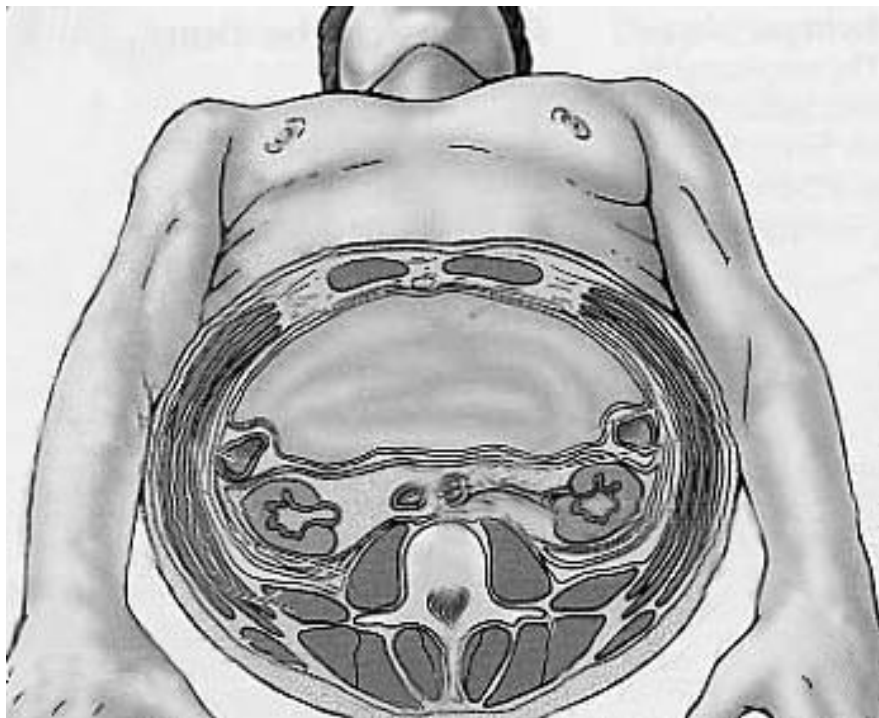
Системы четвертого поколения отличаются от систем третьего использованием еще большего числа (500 – 1000) неподвижных детекторов, расставленных по окружности, и непрерывного излучения, также полностью охватывающего объект. Длительность цикла сканирования уменьшается до 2,5 с.

На восстановление изображения затрачивается дополнительное время (до 1,5 – 2 минут).

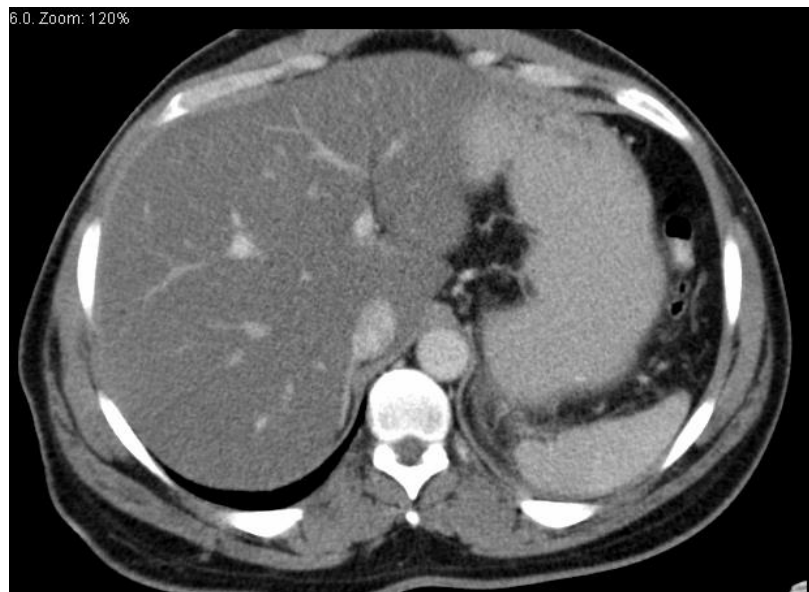
Во всех установках для общей диагностики и в некоторых нейрологических томографах предусмотрена возможность отклонения рамы сканирующего устройства на 10 – 20 в любую сторону от вертикали и получения томограмм слоев, расположенных наклонно к продольной оси тела пациента. Толщина исследуемого слоя в различных томографах устанавливается в пределах 3 – 13 мм.

# Пример изображения

*Расположение проекции*



*Полученный снимок*



# Воспроизведение изображения

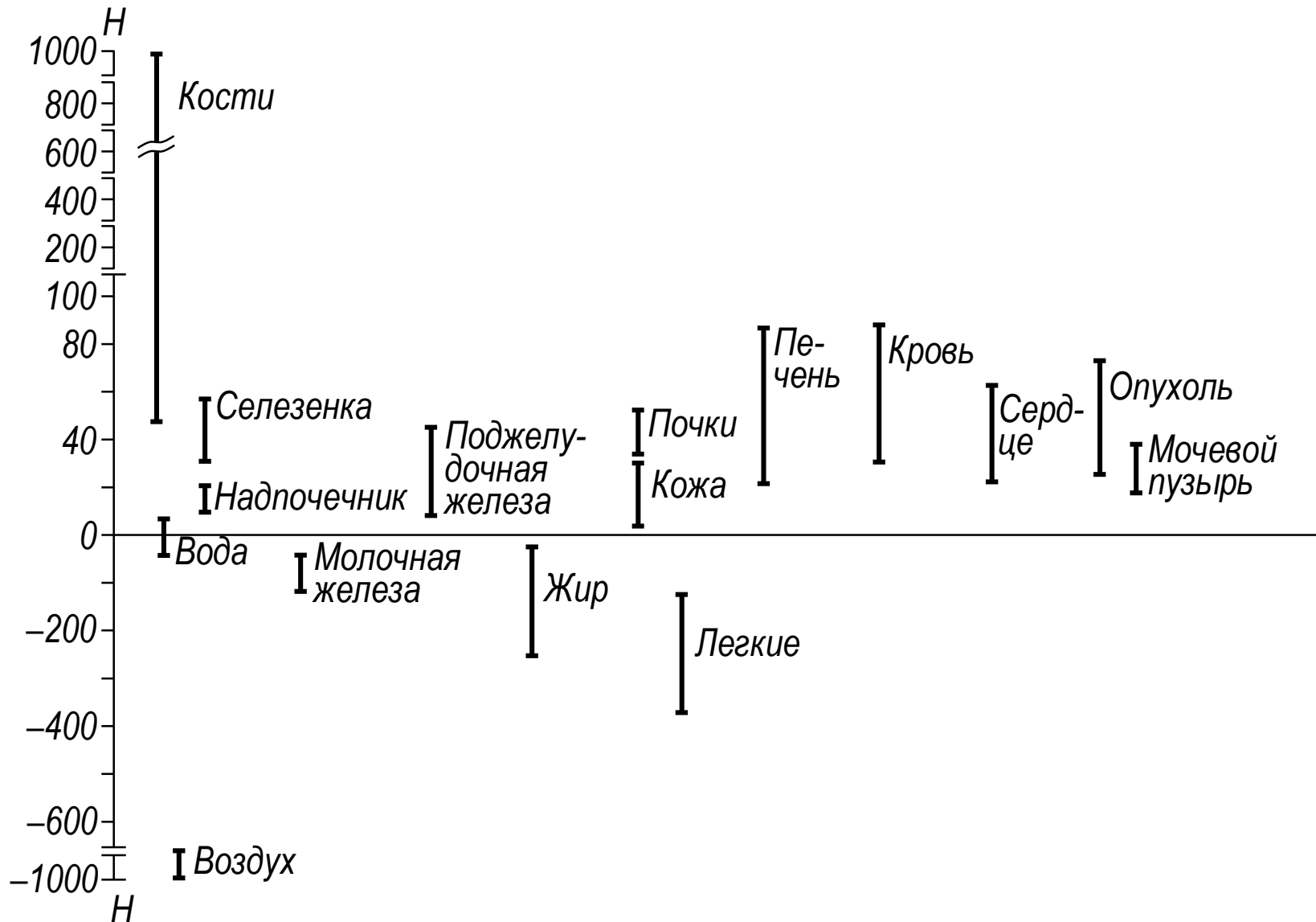
Изображение, полученное с помощью ЭВМ-томографа, обладает чрезвычайно высокой чувствительностью по плотности. Для оценки способности томографа передавать малые изменения коэффициента ослабления  $\mu$  вводится специальная величина  $H$ , называемая иногда «хуансфилдом», по имени одного из создателей первого ЭВМ-томографа.

$$1 H = 0,001 \mu_a = 0,1 \% \mu_v,$$

где  $\mu_v$  – коэффициент ослабления воды.

Таким образом, каждое единичное значения  $H$  эквивалентно 0,1 % коэффициента ослабления воды. Если принять  $\mu$  воды за ноль, то  $\mu$  воздуха составляет примерно – 1000 ед.,  $\mu$  наиболее плотных костей примерно +1000 ед. Ослабление всех органов и тканей организма находится в этих пределах.

# Плотности различных органов и тканей тела в единицах Хаунсфилда



# Диапазон яркости

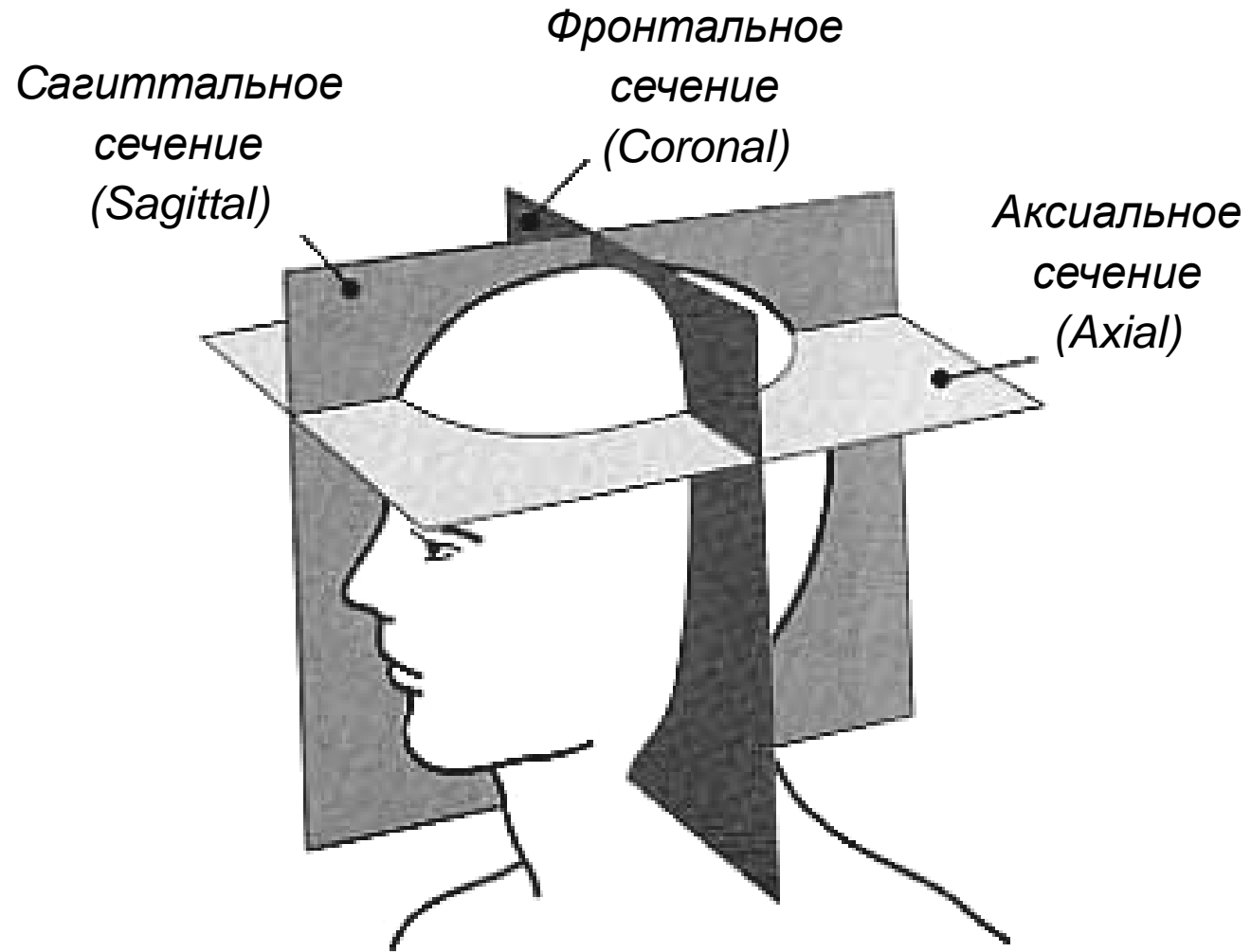
Разрешение по плотности современных томографов для всего тела составляет 4 – 5 ед., для черепа – до 2 ед. Диапазон передаваемых градаций составляет для всего тела до  $\pm 1000$  ед., для черепа – до  $\pm 500$  ед. Столь большое количество градаций не может быть воспроизведено одновременно на экране современного дисплея, поэтому автономный пульт оператора содержит органы управления, позволяющие выбрать так называемую область интереса, т.е. смещать среднее значение яркости от нулевого значения в зависимости от вида исследуемого органа. Предусматривается также возможность выбирать «ширину окна», т. е. пределы воспроизводимых на экране дисплея плотностей. Естественно, если пределы выбраны так, что диапазон плотностей превышает возможности дисплея, изображение будет воспроизведено с меньшей чувствительностью. Для удобства количественной оценки яркости отдельных участков в единицах поглощения справа на экране дисплея обычно воспроизводятся в виде узкой полоски изображение оптического клина и цифровое его значение в единицах плотности.

# Работа с БД

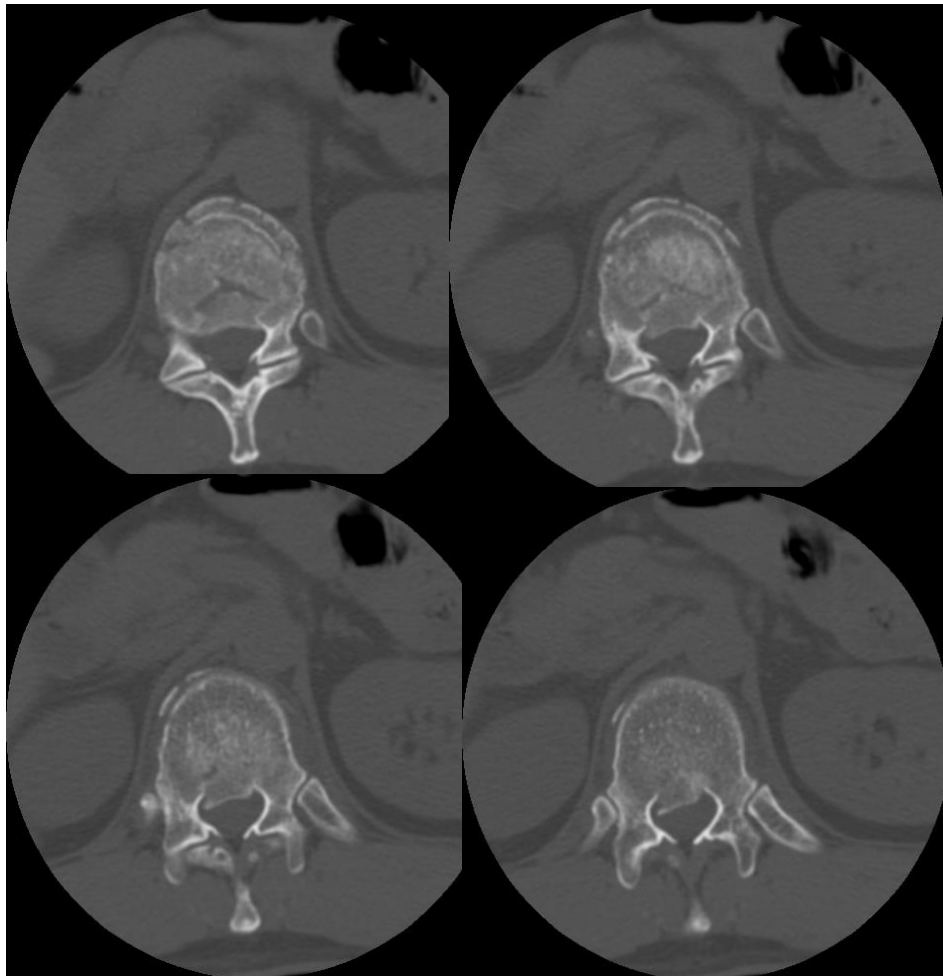
Одновременно изображение на дисплее содержит буквенную и цифровую информацию о дате, месте, номере исследования, толщине, выделяемого слоя, о пациенте и т. п.

Некоторые пульты управления снабжаются дополнительным дисплеем, содержащим цифровую и буквенную информацию для диалога с машиной.

# Стандартные наименования сечений



# Примеры изображений снимков в различных сечениях



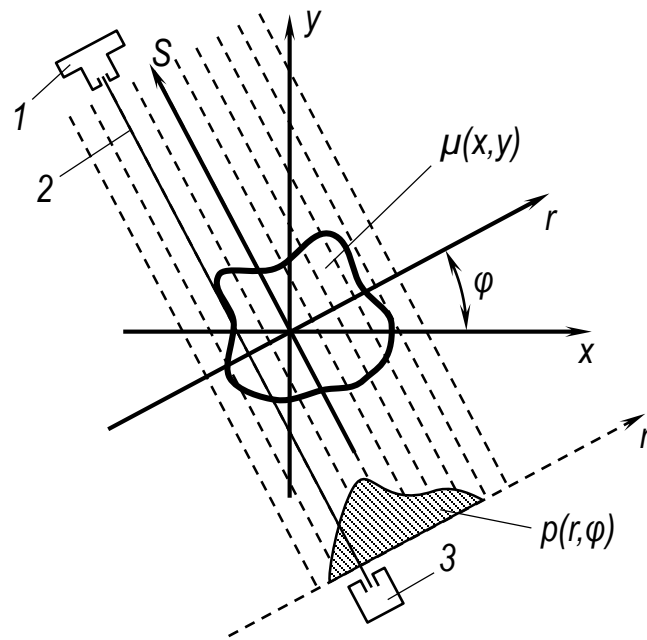
# Методы реконструкции изображения

Задача рентгенодиагностики – это восстановление структуры сложного трехмерного объекта по его двумерным теневым проекциям. Обычный рентгеновский снимок и представляет собой запись одной такой двумерной проекции в расходящемся пучке рентгеновских лучей.

Информация об элементах внутренней структуры может быть восстановлена только по пространственной структуре интенсивности излучения, прошедшего сквозь объект.

# Система координат

Система координат при реконструкции двумерного распределения  $\mu(x,y)$  по известным линейным проекциям  $\rho(r,\varphi)$ .



Рассматривается лишь случай проекций на прямые линии и считается, что точность экспериментального определения величины проекций не ограничена.

1 – источник рентгеновского излучения;  
2 – коллимированный луч; 3 – детектор.

# Методы реконструкции изображения

Если предположить, что рентгеновский источник  $A$  точечный и каждый луч монохроматичен и идеально сколимирован так, что его поперечные размеры исчезающе малы (в масштабе структуры объекта), то интенсивность рентгеновского излучения в каждой точке  $B$  на рентгенограмме

$$I(B) = I_0(B) \cdot \exp\left[-\int_A^B \mu(x, y, z) dl\right], \quad (2)$$

где  $\mu(x, y, z)$  – линейный коэффициент ослабления рентгеновских лучей;  $I_0(B)$  – интенсивность излучения в точке  $B$  в отсутствие объекта. Интеграл вычисляется вдоль прямой линии от точки  $A$  к точке  $B$ .

# Методы реконструкции изображения

Интенсивность проекции зависит как от распределения интенсивности падающего рентгеновского излучения  $I_0(B)$ , (что вообще не является характеристикой объекта), так и от результата последовательного взаимодействия рентгеновского луча со всеми структурными элементами вдоль прямой  $AB$ . Такой характер взаимодействия не только приводит к наложению структур объекта вдоль луча, но и к невозможности осуществить глубинную дискриминацию, так как показатель степени в (2) линеен относительно распределения  $\mu(x,y,z)$  и не зависит от очередности соответствующих участков тела.

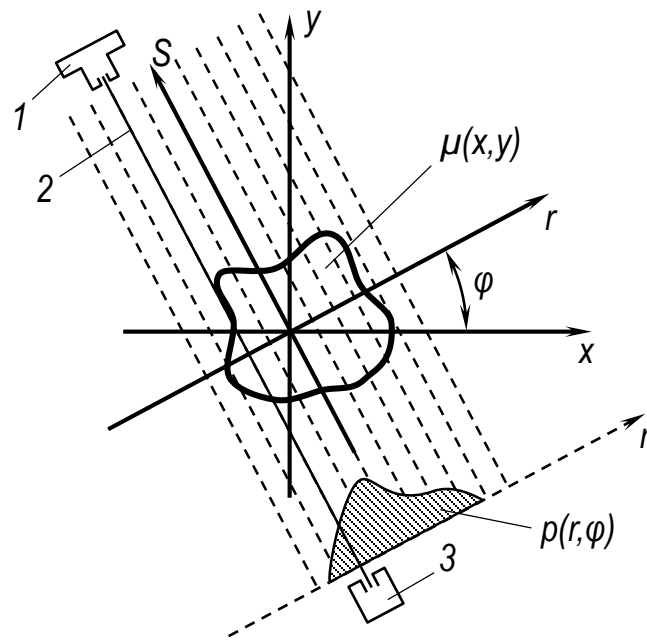
# Основа эффективности метода вычислительной томографии

Восстановить структуру распределения линейного коэффициента ослабления  $\mu$  вдоль направления луча по проекциям возможно именно в силу линейности показателя экспоненты относительно распределения  $\mu$  вдоль направления луча.

В вычислительной томографии принимается, что все лучи располагаются в плоскости, совпадающей с плоскостью исследуемого сечения тела человека, что понижает размерность задачи. И она сводится к восстановлению двумерного распределения  $\mu(x,y)$  в плоскости сечения по известным одномерным проекциям. Объёмное распределение можно получить как совокупность соседних сечений.

# Система координат

Система координат при реконструкции двумерного распределения  $\mu(x,y)$  по известным линейным проекциям  $\rho(r,\varphi)$ .



Рассматривается лишь случай проекций на прямые линии и считается, что точность экспериментального определения величины проекций не ограничена.

1 – источник рентгеновского излучения;  
2 – коллимированный луч; 3 – детектор.

# Нормализованная величина линейной проекции

$$I(B) = I_0(B) \cdot \exp \left[ - \int_A^B \mu(x, y, z) dl \right], \quad (2)$$

$$p(r, \varphi) = \ln \frac{I_0(r, \varphi)}{I(r, \varphi)} = \int_{r, \varphi} \mu(x, y) ds, \quad (3)$$

где координата каждого отдельного луча в проекции определяется как

$$r = x \cos \varphi + y \sin \varphi.$$

Таким образом, задача реконструкции изображения в вычислительной томографии сводится к решению интегрального уравнения (3) с нахождением  $\mu(x, y)$  по измеренным (заданным) значениям  $p(r, \varphi)$ . Для физически реализуемых распределений  $\mu(x, y)$ , при наложении некоторых дополнительных ограничений, такое решение будет единственным и корректным (в смысле воздействия ошибок экспериментальных данных).

# Алгебраический метод реконструкции изображения $\mu(x, y)$

Алгебраический метод реконструкции изображения  $\mu(x, y)$  ищут в виде квадратной матрицы из  $n$  строк элементарных ячеек с постоянной в пределах ячейки рентгеновской плотностью  $\mu$ .

В соответствии с этим допущением основное уравнение (3) принимает вид:

$$p_j = \sum_{i=1}^N \alpha_{ij} \mu_i,$$

где  $\alpha_{ij}$  – весовой коэффициент, отражающий вклад  $i$ -й ячейки в  $j$ -ю лучевую сумму;  $N$  – общее число ячеек в изображении (для круглого объекта  $N \approx \pi \frac{n^2}{4}$ ).

# Аналитический метод реконструкции изображения $\mu(x, y)$

**Двумерная реконструкция Фурье.** Искомому распределению  $\mu(x, y)$  в пространстве изображения  $(x, y)$  можно поставить в соответствии его двумерный пространственный спектр  $M(K_x, K_y)$  в пространстве спектров (пространственных частот  $K_x, K_y$ ) спектральная плотность которого определяется прямым преобразованием Фурье:

$$M(K_x, K_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \times \\ \times \exp[-2\pi j(xK_x + yK_y)] dx dy. \quad (4)$$

# Аналитический метод реконструкции изображения $\mu(x, y)$

Таким образом, при решении задач реконструкции можно найти решение в пространстве спектров  $M(K_x, K_y)$ , а затем путем обратного преобразования Фурье определить искомое распределение

$$\mu(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} M(K_x, K_y) \times \\ \times \exp[2\pi j(xK_x + yK_y)] dK_x dK_y. \quad (5)$$

# Аналитический метод реконструкции изображения $\mu(x, y)$

Переходя к системе координат  $(r, s)$  с углом наклона

$$\varphi = \operatorname{arctg} K_y / K_x, \quad (6)$$

из (4) имеем

$$M(K_x, K_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \times \\ \times \exp(-2\pi j K r) dr ds, \quad (7)$$

где  $K = \sqrt{K_x^2 + K_y^2}$ .

# Аналитический метод реконструкции изображения $\mu(x, y)$

Изменяя порядок интегрирования в (7), получим

$$M(K_x, K_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left[ \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) ds \right] \times \\ \times \exp(-2\pi jKr) dr, \quad (8)$$

$$p(r, \varphi) = \ln \frac{I_0(r, \varphi)}{I(r, \varphi)} = \int_{r, \varphi} \mu(x, y) ds, \quad (3)$$

где выражение в квадратных скобках согласно (3) есть линейная проекция  $p(r, \varphi)$ , измеренная в пространстве изображений под углом  $\varphi$  (6) к системе координат объекта.

# Аналитический метод реконструкции изображения $\mu(x, y)$

Тогда из (8)

$$M(K_x, K_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(r, \varphi) \times \\ \times \exp(-2\pi jKr) dr = P(K, \varphi), \quad (9)$$

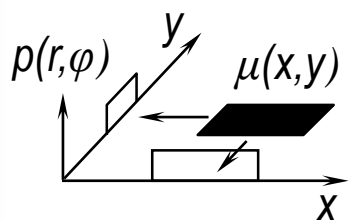
где  $P(K, \varphi)$  – одномерное преобразование Фурье от линейной проекции  $p(r, \varphi)$  по переменной  $r$ ,

$$\varphi = \operatorname{arctg} K_y / K_x \text{ и } K = \sqrt{K_x^2 + K_y^2}.$$

# Алгоритм реконструкции

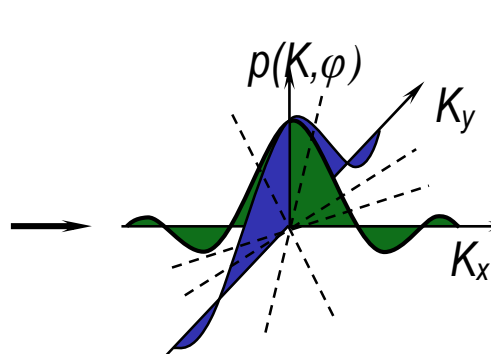
## Двумерная реконструкция Фурье

Измерение



(3)

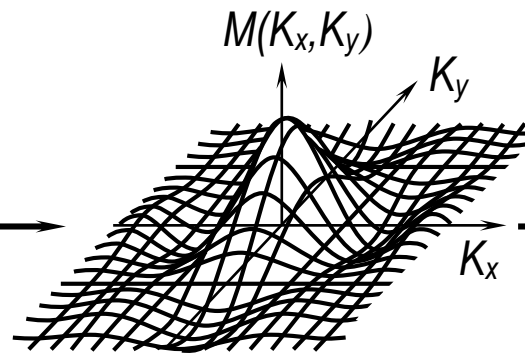
Расчёт  
преобразования  
Фурье



(9)

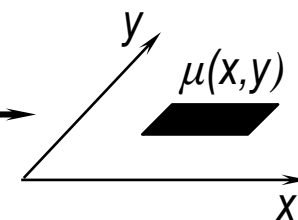
(6)

Интер-  
поляция



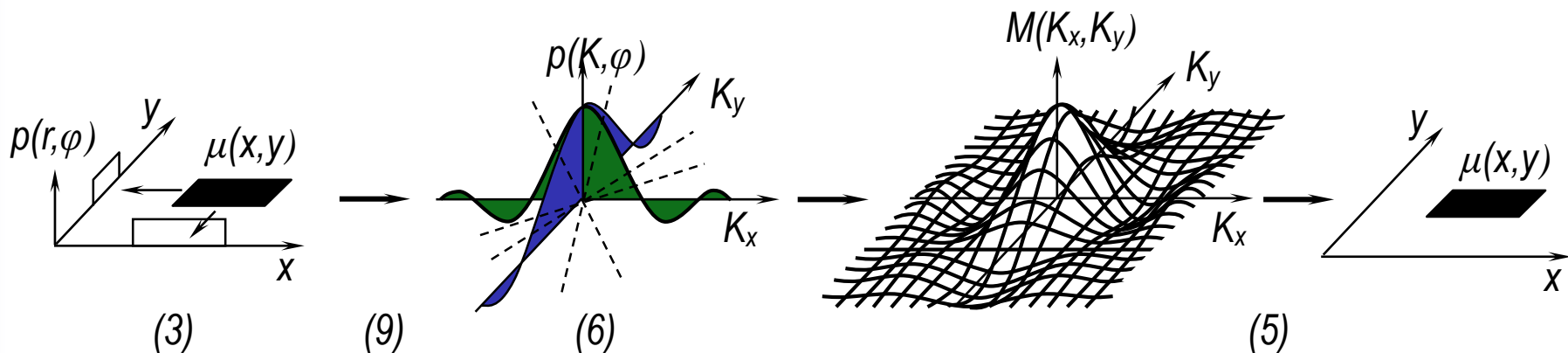
(5)

Расчёт обратного  
преобразования  
Фурье



# Алгоритм реконструкции

На первом этапе необходимо измерить линейные проекции  $p(r, \varphi)$  согласно (3) для совокупности углов  $\varphi$ , лежащих в интервале  $180^\circ$  (от  $+\pi/2$  до  $-\pi/2$ ). Затем рассчитать одномерный спектр  $P(K, \varphi)$  каждой из проекции согласно (9) и присвоить полученные значения соответствующим точкам двумерного пространственного спектра  $M(K_x, K_y)$ , где  $K_x = K \cos \varphi$ ,  $K_y = K \sin \varphi$ . После этого необходимо провести интерполяционный расчет всего массива необходимых значений  $M(K_x, K_y)$  на ортогональной матрице аргументов. Завершает это алгоритм расчет обратного двумерного преобразования Фурье по (5), в результате которого удастся восстановить точное значение искомой двумерной структуры тканей тела в плоскости томографического сечения  $\mu(x, y)$ .



**Статистические ограничения.** Связаны с квантовой природой излучения и большой энергией фотонов этого диапазона. Среднее число квантов, регистрируемых любым идеальным рентгеновским приёмником в единицу времени, является случайной величиной со среднеквадратичным отклонением, равным корню квадратному из среднего числа зарегистрированных квантов.

# Статистические ограничения

Ограничения метрологических характеристик вычислительных томографов

$$p = \ln \frac{I_0}{I(r, \varphi)} = \ln \frac{N_0}{N},$$

где  $N_0$  – число фотонов на входе (без тела),  $N$  – число фотонов за телом.

Среднеквадратичная погрешность Пуассоновского распределения

$$\sigma(N) = \sqrt{N},$$

среднеквадратичная погрешность измерений

$$\sigma(p) = \frac{dP}{dN} \cdot \sigma(N) = \frac{\sigma(N)}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}}.$$

Число квантов связано с поглощенной дозой излучения  $D$  (энергия, поглощенная в единичном объеме / масса объема).

Среднеквадратичная ошибка  $\sim 1\%$ , если доза  $D \sim 2,5$  рад.

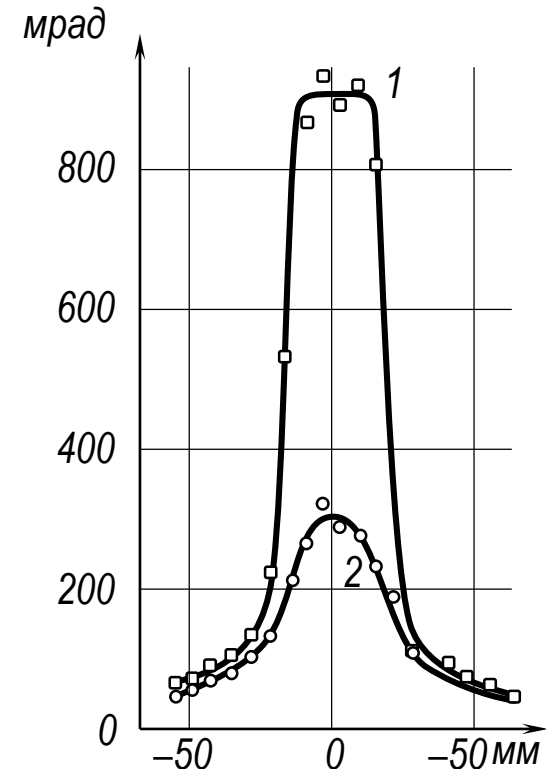
# Статистические ограничения

В связи с этим снижение относительной погрешности измерений сопровождается значительным повышением среднего числа регистрируемых квантов, а следовательно, интенсивности излучения и времени измерений. В то же время при рентгенологическом обследовании живого организма энергия рентгеновского излучения, падающего на тело пациента, должна быть строго определена на биологически безопасном уровне, что ограничивает предельные метрологические характеристики любого рентгенодиагностического метода.

# Лучевая нагрузка

**Лучевая нагрузка при вычислительной томографии.** Лучевая нагрузка на пациента является одной из важнейших характеристик вычислительной томографии прежде всего в связи с опасностью вредного воздействия на живой организм (эта проблема традиционна для рентгенодиагностики) и с тем, что величина дозы непосредственно определяет предельные метрологические, а следовательно, диагностические возможности вычислительной томографии. Вопрос о допустимости той или иной лучевой нагрузки решается дифференцированно в зависимости от назначения, масштаба применения и диагностических возможностей конкретных устройств. Важное значение при этом имеет не только абсолютная величина поглощенной дозы, но и объем биологической ткани, подвергающейся облучению, биологические особенности облучаемой части тела, пол, возраст пациента и т. д.

Распределение поглощенной дозы вдоль оси тела пациента



1 – на расстоянии 2 см от поверхности;  
2 – на глубине 10 см

# Доза облучения

Доза облучения, которую получает пациент (в радах) =

$$= \frac{\text{Число проекций} \times \text{энергия рент. пучка на входе в тело}}{\text{Масса элементарного объёма}}$$

Для увеличения точности измерения рентгеновской плотности в 2 раза необходимо увеличить лучевую нагрузку на пациента в 4 раза или снизить в 1,6 раза пространственное разрешение.

Для увеличения пространственного разрешения в 2 раза необходимо повысить дозу в 8 раз или уменьшить разрешение по плотности в 2,8 раза.

# Точность расчётов, основанных на выборочных значениях

Ниже среднеквадратичная погрешность измерений обозначается через  $\sigma$ ,  
 $\Delta l$  – ширина ячейки в расчете матрицы,  $L$  – диаметр объекта:

$$\sigma^2(\mu) = \frac{1}{\Delta l \cdot L \cdot N}, \quad \leftarrow \text{берем из расчетной дозы}$$

$$\sigma^2(\mu) = \frac{\sigma^2(\mu)}{\mu^2} = \frac{0,13 \cdot 10^{-6} \beta \cdot E \cdot \gamma(E) \exp(\mu L)}{\mu \Delta l^3 t \cdot D}.$$

$$\rho = 1 \text{ г/см}^3.$$

# Визуальная оценка качества

Существует еще один менее строгий подход к оценке качества томограмм – визуальная оценка качества. Значительный диагностический эффект вычислительной томографии связан с визуальной оценкой восстановленных яркостных изображений. Задачи обнаружения патологий на фоне сложной структуры томограммы, их классификация решаются сегодня человеком на основании зрительного восприятия. Такая оценка сопряжена с совокупностью психофизиологических явлений, в большей части не описываемых линейными преобразованиями. Объективные точностные оценки не всегда могут соответствовать пропорциональную изменению психофизиологического восприятия качества изображения. Поэтому задача воспроизведения качественного изображения томограмм отлична от задачи физически точного воспроизведения с заданной погрешностью и относится к разряду задач оптимального преобразования применительно к субъективному критерию верности.



# Погрешности

## **Аппаратурные погрешности вычислительной томографии и методы их компенсации**

В вычислительной томографии можно выделить четыре группы погрешностей:

- получение исходных данных,
- состояния объекта контроля,
- реконструкции,
- визуализации и представления выходной информации.

# Клинические применения традиционной рентгенодиагностики

Традиционная рентгенодиагностика позволяет воспроизвести прежде всего костный скелет человека.

Диагностика пищеварительного тракта или сосудистой системы требует методик применения контрастных веществ (что может представлять риск для здоровья пациента).

**Пример.** Для традиционного рентгеновского снимка характерны время экспозиции от 0,2 с до 1 мс, пространственное разрешение 5–10 периодов на 1 мм и общее число элементов изображения  $10^7 - 10^8$ .

## **Задача диагностики мягких тканей.**

Позволяет в десятки и даже сотни раз повысить точность определения пространственного распределения плотности тканей внутри живого организма (по сравнению с классической рентгенографией).

Обнаруживаются небольшие поражения на ранней стадии развития.

# Разрешение рентгеновской томографии

При клинической диагностике средним значением пространственного разрешения вычислительной томографии следует считать 1,5 мм, очень высоким 0,7 – 0,5 мм и предельно достижимым 0,35 – 0,2 мм. У всех современных томографов продольное разрешение существенно хуже поперечного и обычно соответствует толщине слоя 10 (8) мм. Разрешение по плотности тканей живого организма у лучших систем вычислительных томографов доведено до 0,5 и даже 0,2% (0,1%).

## Основная литература к дисциплине «Физические основы диагностики»

1. Календер В., Основы рентгеновской компьютерной и магнитно-резонансной томографии. Москва: Техносфера, 2004.
2. Технические средства рентгенодиагностики. / Под ред. И.А. Переслегина - М.: Медицина, 1981, 376 с.
3. Приборы с зарядовой связью: Пер. с англ. / Под ред. Д.Ф. Барба. - М.: Мир, 1982. - 240 с.
4. Боровский А.И., Щукин Г.А. Рентгеновские трубки и малогабаритные микрофокусные излучатели для медицины, промышленности и научных исследований. // Электронная промышленность. -1991. - № 5. - С. 86-94.