

Рентгеновское излучение

Основы КТ

Введение в интроскопию
Берловская Е.Е.

Лучевая диагностика

- 1895 Вильгельм К.Рентген обнаружил и в 1896 опубликовал первое сообщение «О новом виде лучей»
- Начало 20 века – совершенствование «теневого» визуализации, развитие ренгеноскопии и рентгенографии
- 1959 невропатолог Олднэндорф (США) построил опытный образец медицинского рентгеновского томографа для исследований головного мозга
- 1973 первый коммерческий КТ
- 1979 нобелевская премия в области медицины математику А.МакКормаку (ЮАР) и инженеру Годфри Хаунсфилду

Табл. 1. Характеристики электромагнитных излучений.

- | Энергия, эВ | Длина волны, м | Частота, Гц | Источник излучения |
|-------------|-------------------------|-------------|-------------------------------|
| 10^9 | 10^{-16} | 10^{24} | Тормозное излучение |
| 10^5 | 10^{-12} | 10^{20} | Гамма излучение ядер |
| 10^3 | 10^{-10} | 10^{18} | Рентгеновское излучение |
| 10^{16} | Ультрафиолетовое | | 10^1 10^{-8}
излучение |
| 10^{-1} | 10^{-6} | 10^{14} | Видимый свет |
| 10^{-3} | 10^{-4} | 10^{12} | Инфракрасное излучение |
| 10^{10} | Микроволновое излучение | | |
| 10^{-7} | 1 | 10^8 | СВЧ |
| 10^{-9} | 10^2 | 10^6 | Радиоволны ВЧ |
| 10^{-11} | 10^4 | 10^4 | Радиоволны НЧ |

Рентгеновское излучение - невидимое электромагнитное излучение с длиной волны 10^{-3} – 100 нм; образуется в результате торможения движущихся электронов в веществе, а так же при некоторых переходах электронов в облачках атомов; способно проникать сквозь твердые тела. Энергетический диапазон от 100 эВ до 0,1 МэВ. Открыто В.Рентгеном в 1895 году .

Характеристическое рентгеновское излучение – электромагнитное излучение, испускаемое при переходах электронов с внешних электронных оболочек атома на внутренние (характеристический спектр).

Характеристический спектр – линейчатый рентгеновский спектр, возникающий при переходах электронов верхних оболочек атома на более близко расположенные к ядру K-, L-, M-, N – оболочки. Частоты линий характеристического спектра химических элементов подчиняется закону Мозели.

Закон Мозели – *линейная зависимость квадратного корня из частоты характеристического рентгеновского излучения от квадрата атомного номера химического элемента. Установлен экспериментально Г.Мозели в 1913 году.*
Закон Мозели – основа рентгеновского спектрального анализа.

Тормозное рентгеновское излучение с непрерывным энергетическим спектром - коротковолновое электромагнитное излучение. Диапазон частот, $3 \cdot 10^{16}$ – $3 \cdot 10^{19}$ Гц, диапазон длин волн 10^{-8} – 10^{-12} м. Образуется при уменьшении кинетической энергии (торможении, рассеянии) быстрых заряженных частиц, например, при торможении в кулоновском поле ускоренных электронов. Существенно для легких частиц электронов и позитронов. Спектр тормозного излучения непрерывен, максимальная энергия равна начальной энергии

Источники рентгеновского излучения

Источниками **рентгеновского излучения** является рентгеновская трубка, некоторые радиоактивные изотопы, ускорители (бетатрон) и накопители электронов (синхротронное излучение), лазеры и др.

Бетатрон – циклический ускоритель электронов, в котором электроны ускоряются вихревым электрическим полем, порожденным переменным магнитным полем. Обычно энергия электронов в бетатроне не выше 50 МэВ.

Линейный ускоритель - ускоритель заряженных частиц, в котором траектории частиц близки к прямой линии. Максимальная энергия электронов, полученная в линейном ускорителе, 20 ГэВ, протонов до 800 МэВ. В линейном ускорителе электронов электроны впрыскиваются в трубку ускорителя и разгоняются там с помощью электромагнитного поля высокой частоты. Может быть использован как источник рентгеновское излучения. С этой целью пучок электронов направляется на мишень, изготовленного из тяжелого тугоплавкого металла. В результате взаимодействия электрона с ядром атома мишени образуется фотон, а электрон отражается с меньшей энергией. Пучок фотонов, с энергией соответствующей рентгеновскому излучению, проходит через выравнивающий фильтр, лучу придается нужная форма с помощью коллиматора до попадания на больного.

Рентгеновская трубка - электровакуумный прибор для получения рентгеновских лучей.

Простейшая рентгеновская трубка состоит из стеклянного баллона с впаянными электродами - катодом и анодом (антикатодом). Электроны, испускаемые катодом, ускоряются сильным электрическим полем в пространстве между электродами и бомбардируют анод. При ударе электронов об анод их кинетическая энергия частично преобразуется в энергию рентгеновского излучения. Важным компонентом рентгеновской трубки является **электронная пушка** (электронный прожектор), устройство для создания направленного потока электронов; применяется в телевизионных трубках, рентгеновской аппаратуре, электронных микроскопах.

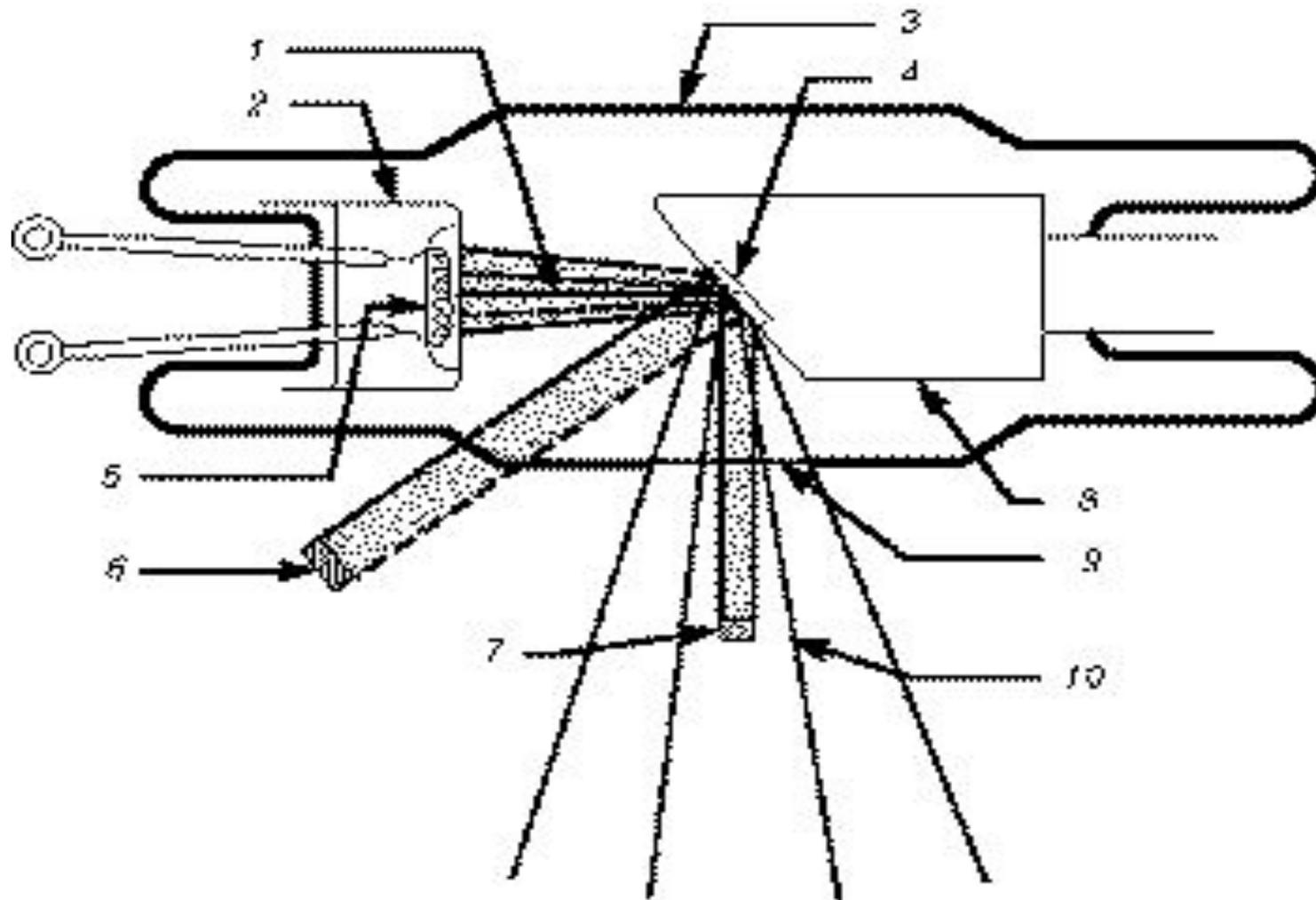
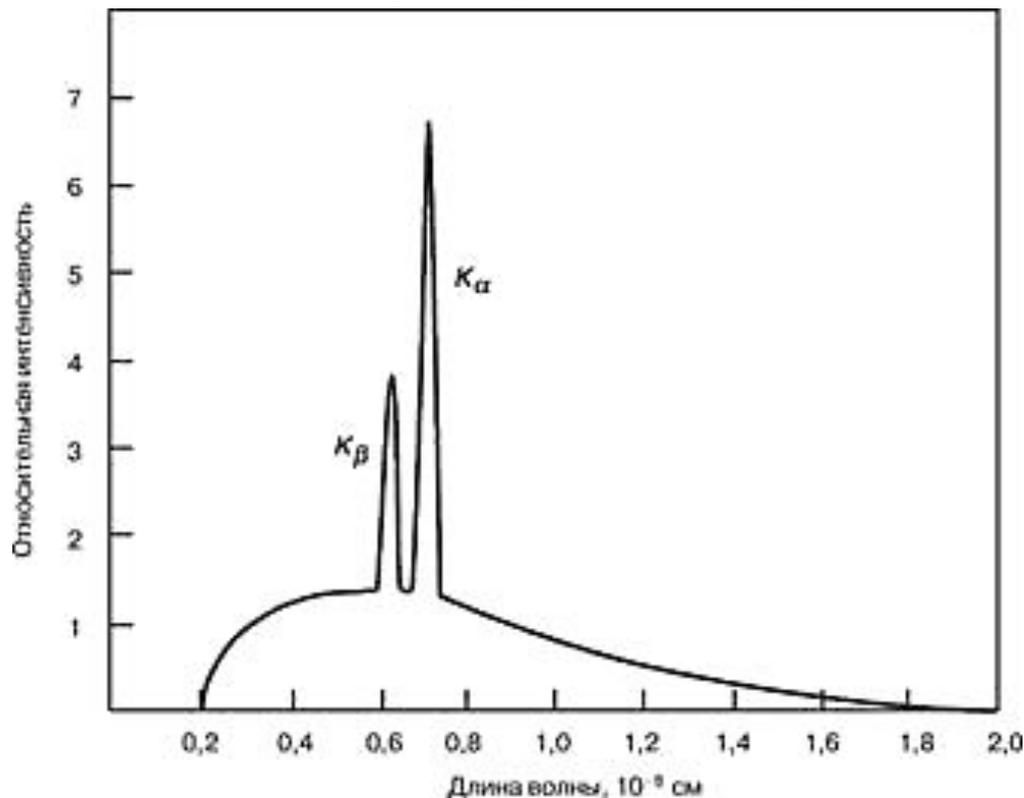


Рис. 1 Рентгеновская трубка Кулиджа.

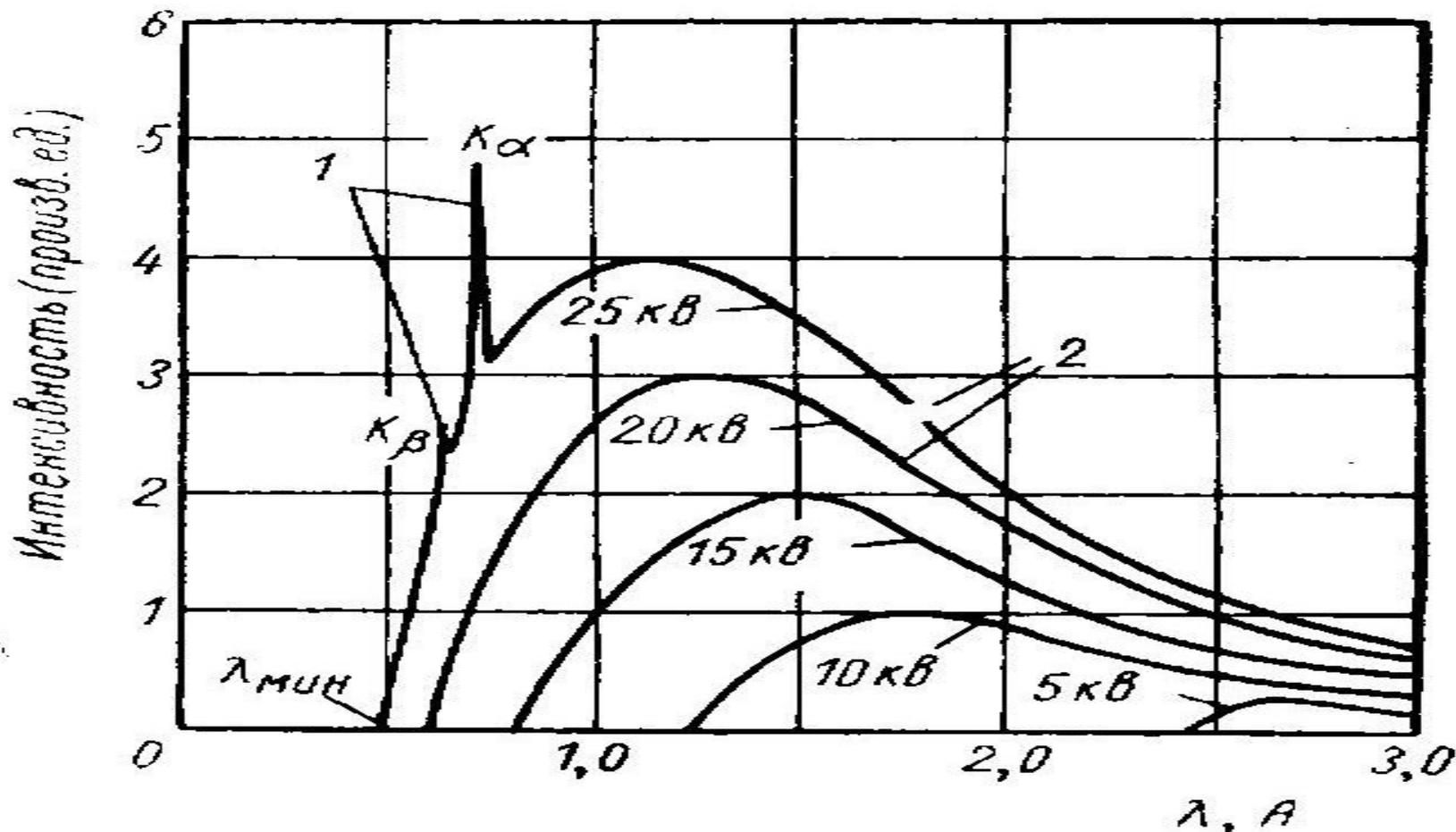
При бомбардировке электронами вольфрамовой антикатод испускает характеристическое рентгеновское излучение. Поперечное сечение рентгеновского пучка меньше реально облучаемой площади. 1 – электронный пучок; 2 – катод с фокусирующим электродом; 3 – стеклянная оболочка (трубка); 4 – вольфрамовая мишень (антикато́д); 5 – нить накала катода; 6 – реально облучаемая площадь; 7 – эффективное фокальное пятно; 8 – медный анод; 9 – окно; 10 – рассеянное рентгеновское излучение.

Типичный спектр излучения, испускаемого рентгеновской трубкой.



Когда налетающий электрон, обладающий достаточно большой энергией, соударяется с одним из связанных с атомом электронов, он выбивает этот электрон с его оболочки (обозначают K, L, M и т.д., начиная от ближайшей к ядру оболочки). Обычный рентгеновский спектр состоит из непрерывного спектра (континуума) и характеристических линий (острые пики). Линии K_{α} и K_{β} возникают вследствие взаимодействий ускоренных электронов с электронами внутренней K-оболочки. Опустевшее место занимает другой электрон с оболочки, которой соответствует большая энергия. Этот последний отдает избыток энергии, испуская рентгеновский фотон.

Спектр рентгеновских лучей молибдена для разных напряжений, приложенных к трубке.



$\lambda = 12,315 / V \text{ (кВ)}$ – коротковолновая граница

Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом

- Взаимодействие рентгеновского и гамма излучения с веществом происходит посредством трех основных процессов: фотоэлектрического поглощения (фотоэффекта), рассеяния и эффекта образования пар.
- В случае если величина передаваемого импульса при столкновении кванта с электроном мала, рассеяние фотонов на атомных электронах происходит без потери энергии (Рэлеевское или когерентное рассеяние).
- Для низких энергий основную роль играет фотопоглощение фотонов. Вероятность фотоэффекта быстро падает с ростом энергии фотона.
- При увеличении энергии рентгеновского излучения основным механизмом взаимодействия фотонов с веществом становится комптоновское рассеяние.

Рассеяние рентгеновского излучения

Различают два основных процесса рассеяния: **комptonовское** или некогерентное рассеяние (Комптон эффект) и когерентное (**Рэлеевское**) рассеяние:

При когерентном рассеянии $h\nu < \varphi_{св}$, взаимодействие происходит с электронами оболочки атома. Рассеивающий электрон начинает совершать колебательные движения с частотой кванта и излучает энергию в виде рассеянной волны $h\nu' = h\nu$. Энергия кванта при этом не изменяется, а изменяется только его направление. Движение электронов в атоме взаимосвязано, и излучение, рассеянное одним электроном, будет интерферировать с излучениями, рассеянными другими электронами того же атома, что применяется для исследования структуры вещества и т.п.

При некогерентном рассеянии взаимодействие происходит с внешними слабо связанными электронами. Рассеянный квант $h\nu'$ характеризуется большей длиной волны и отклоняется от первоначального направления. Получивший энергию электрон отдачи (комptonовский электрон) начинает двигаться под углом к направлению движения кванта. Комptonовские электроны характеризуются непрерывным спектром.

$$h\nu = h\nu' + \frac{mv^2}{2} + \varphi_{св}$$

Так как каждый атом рассеивающего тела содержит Z электронов, то, принимая, что рассеяние отдельными электронами происходит независимо друг от друга, можно считать что общее рассеяние, производимое одним атомом, равно сумме рассеяния отдельных электронов, и атомный коэффициент рассеяния выразится формулой:

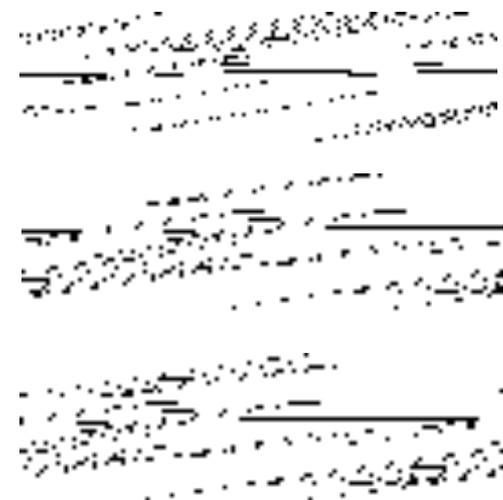
n – число атомов в единице объема.

для массового коэффициента рассеяния:

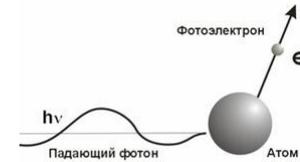
т.е. массовый коэффициент рассеяния не зависит ни от длины волны первичных лучей, ни от рода рассеивающего вещества, так как отношение Z к атомному весу A для всех элементов, кроме водорода, сохраняет почти постоянное значение $1/2$.

Согласно теории Комптона коэффициент рассеяния σ связан с классическим коэффициентом рассеяния σ_0 формулой:

коэффициент рассеяния σ следует рассматривать как сумму двух коэффициентов – так называемого электронного коэффициента отдачи σ_e , учитывающего передачу энергии электрону отдачи, и коэффициента истинного рассеяния σ_s :



Фотоэффект



При фотоэффекте, рентгеновский или гамма квант передает всю энергию электрону атома. Соответственно, если энергия кванта, больше, чем энергия связи электрона в атоме: $h\nu > \varphi_{св}$, электрон (фотоэлектрон) вылетает из атома: $h\nu = \frac{mv^2}{2} + \varphi_{св}$, а освободившиеся места в электронных оболочках в дальнейшем заполняются электронами с внешних оболочек. Переход электронов на более близкую к ядру оболочку сопровождается испусканием кванта характеристического излучения.

Вторичные процессы:

- а) рентгенолюминисценция (видимый спектр)
- б) появление вторичных электронов (ионизация)
- в) разрыв химических связей (мутагенный эффект)

Вообще можно различать следующие три случая вырывания электронов:

1. Вырывание электронов, слабо связанных с атомами (периферические электроны), т.е. ионизация в наружном слое. Эти фотоэлектроны обладают наибольшими энергиями, так как работа удаления их мала (несколько электронвольт).

2. Когда кванты рентгеновских лучей достаточно велики, они могут вырвать электроны из внутренних слоев атомов поглощающего вещества. Возникают фотоэлектроны, обладающие значительно меньшими энергиями, и одновременно возникает характеристическое рентгеновское излучение. Поглощение рентгеновских лучей и вырывание электронов этого рода происходит особенно сильно тогда, когда длина волны первичных лучей немного меньше длины волны характеристического излучения атомов поглощающего тела. С дальнейшим уменьшением длины волны падающих лучей поглощение и интенсивность вторичного характеристического излучения ослабевают.

3. Анализ распределения (числа) фотоэлектронов по скоростям показал, что относительное число фотоэлектронов второго рода слишком велико, того же порядка, как и число фотоэлектронов первого рода.

Это противоречие было разъяснено опытами Оже и др., которые фотографировали пути фотоэлектронов в камере Вильсона. Они обнаружили, что очень часто из одной точки (на фотографии) выходит несколько (два или четыре) фотоэлектрона, причем траектория (длина пробега) одного из них зависит, а траектории остальных не зависят от частоты падающего излучения и малы по сравнению с длиной пути первичных фотоэлектронов.

Появление парных траекторий Оже объяснил многократной ионизацией атомов. Теория сложного фотоэффекта подтверждается измерениями Оже и других не только качественно, но и количественно.

Оказывается, что сложный фотоэффект происходит очень часто, причем в атомах с малым атомным номером многократная ионизация наблюдается чаще, и переходы электронов из удаленных уровней на внутренний в большинстве случаев происходят без испускания рентгеновских лучей.

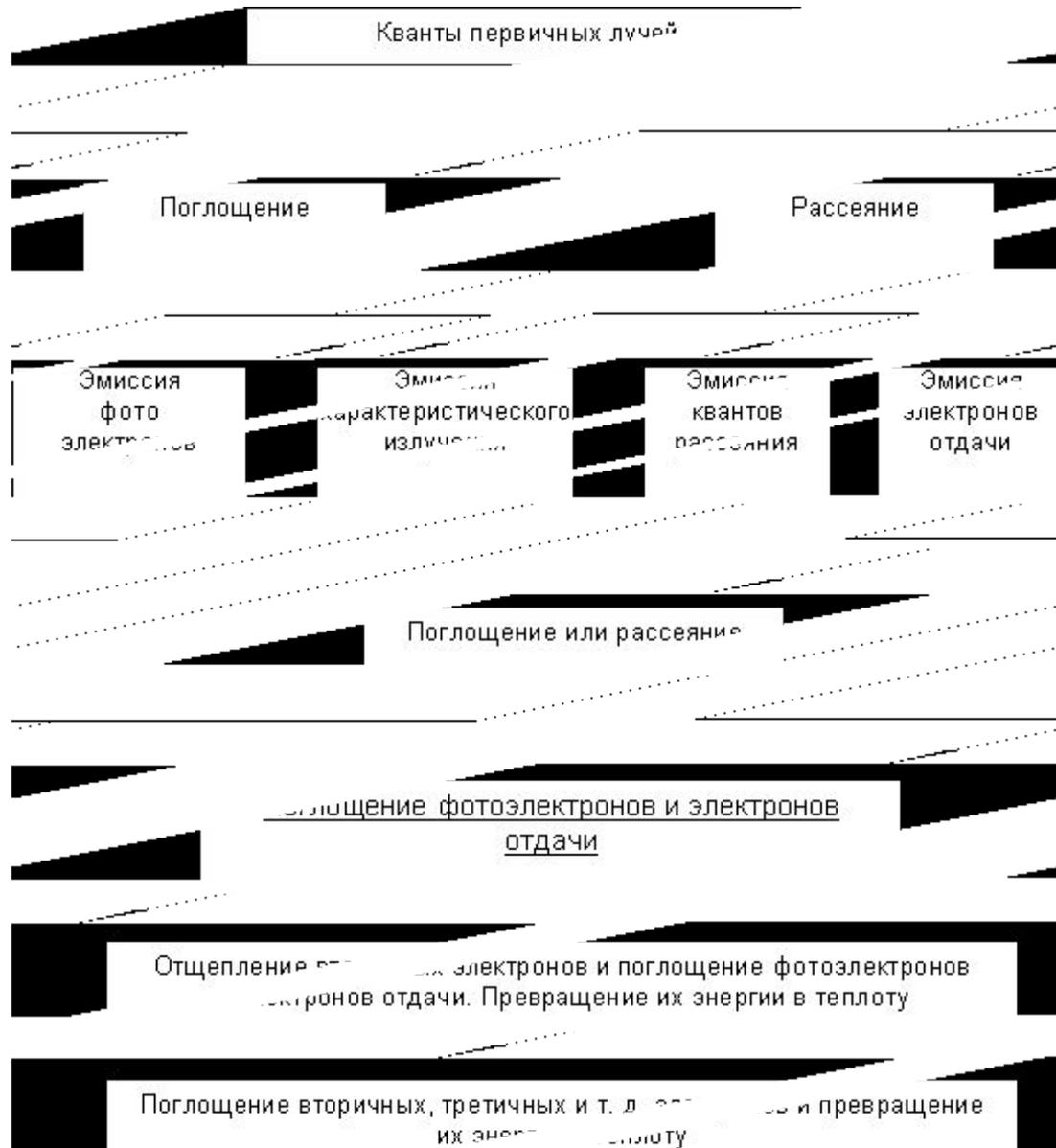
Образование пар

При взаимодействии с ядрами атомов квантов рентгеновского или гамма излучения достаточно высокой энергии (не менее 1, 02 Мэв) происходит процесс формирования электронно-позитронных пар: $h\nu = e^- + \beta^+$. Позитрон существует лишь очень короткий промежуток времени; вслед за образованием пары наблюдается явление аннигиляции, сопровождаемое излучением двух противоположно направленных квантов с энергией 0, 51 Мэв.

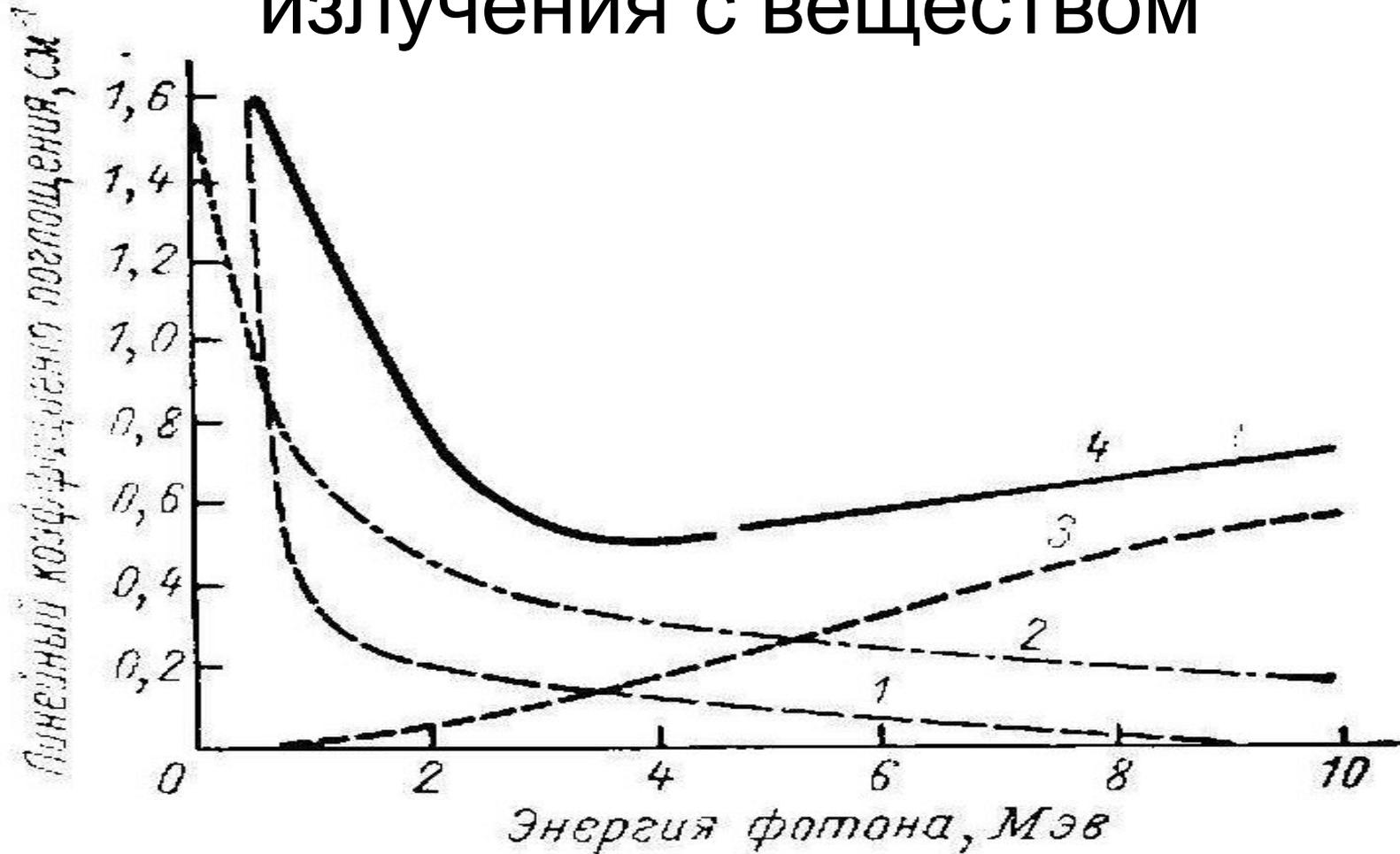
Суммарный коэффициент поглощения:

$$\mu = \mu_{\phi} + \mu_{\text{компт}} + \mu_p + \mu_{\text{пар}}$$

Полная цепь превращения энергии



Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом



1 – фотоэффект, 2 – Комптон-эффект, 3 – эффект образования пар, 4 – полный коэффициент.

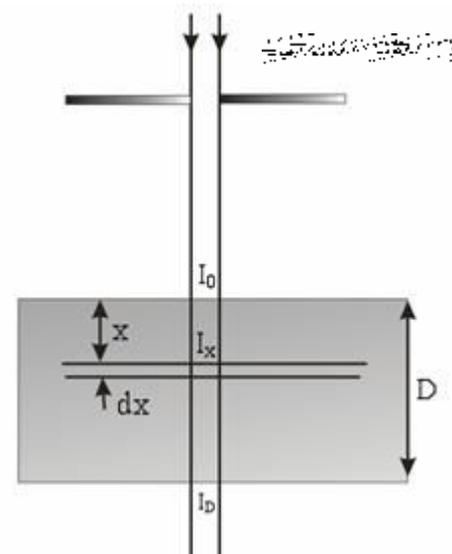
Коэффициент линейного ослабления

Эффект ослабления излучения (attenuation) возникает в результате прохождения излучения через среду и потерю энергии в результате взаимодействия с ней.

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

Величина коэффициента линейного ослабления μ зависит от начальной энергии фотона, химического состава и физической плотности вещества

Массовой коэффициент поглощения μ/ρ сильно зависит от длины волны лучей и номера вещества Z поглощающего тела.



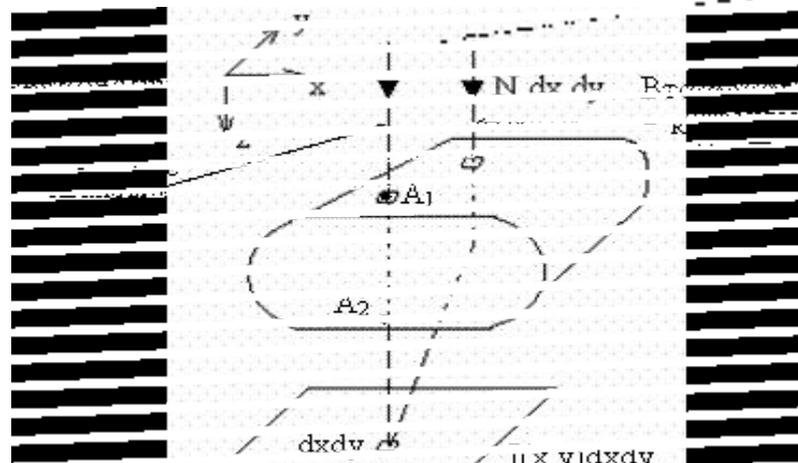
Кванты делятся на:

1. первичные В и Е, которые прошли через тело пациента, не взаимодействовав с ним

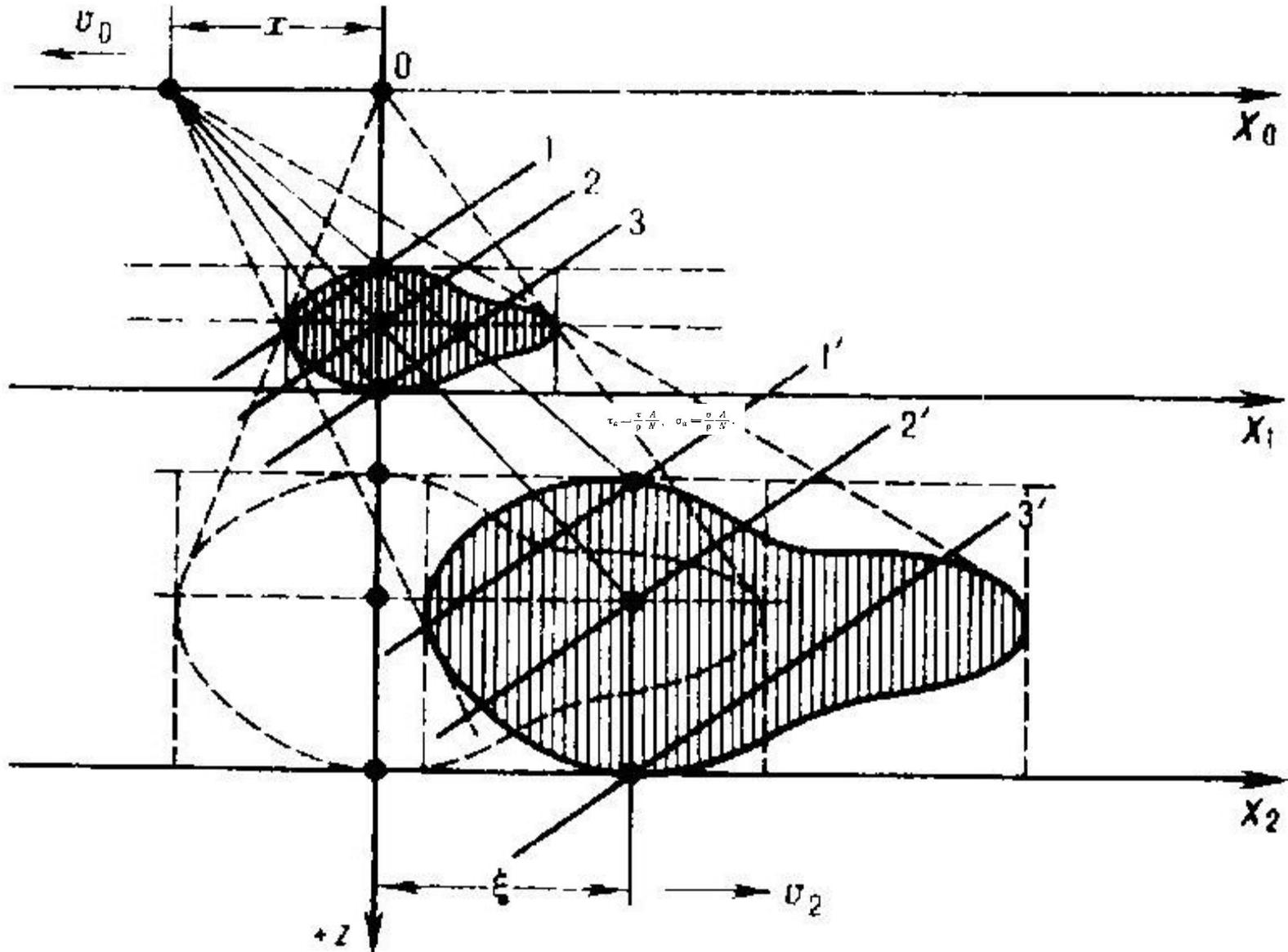
2. вторичные Д и С, которые взаимодействовали с телом, рассеялись и отклонились от направления первоначального распространения

Очевидно, что вторичные кванты С и Д не несут полезной информации и их надо фильтровать. Для этого вводится устройство, называемое сеткой – свинцовые ячейки, на которых задерживаются рассеянные кванты. Первичные тоже задерживаются, но если не задерживать вторичные кванты, то получится серое изображение. Нас интересуют только первичные кванты, которые несут информацию о вероятности того, что квант проходит через тело пациента без взаимодействия. Рассмотрим простую математическую модель процесса получения рентгенографического изображения

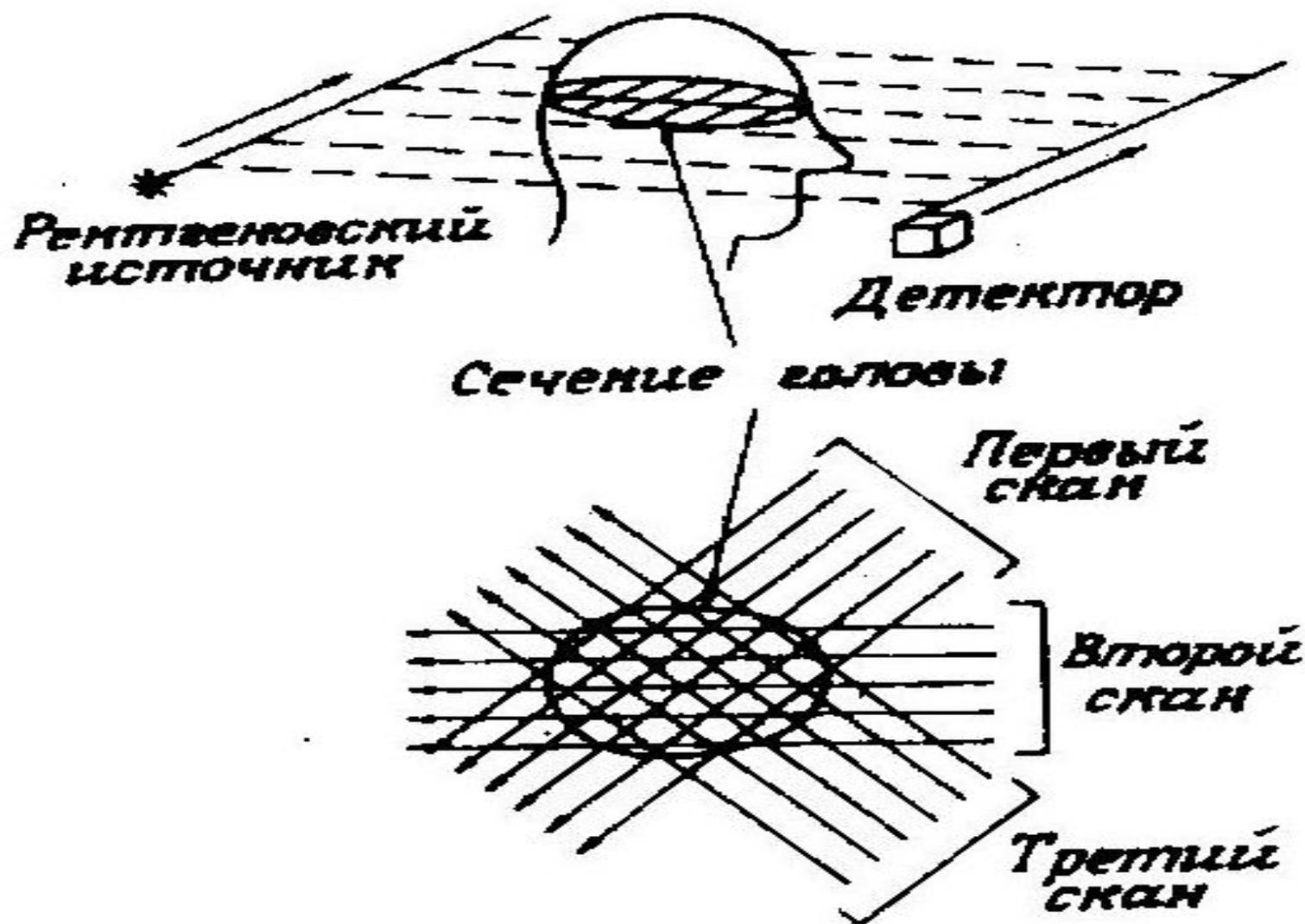
ξ – коэффициент поглощения энергии прибора регистратором (зависит от E и от угла прихода кванта θ), S – функция, характеризующая рассеивающие свойства вещества ; Ω – вариация угла рассеяния;



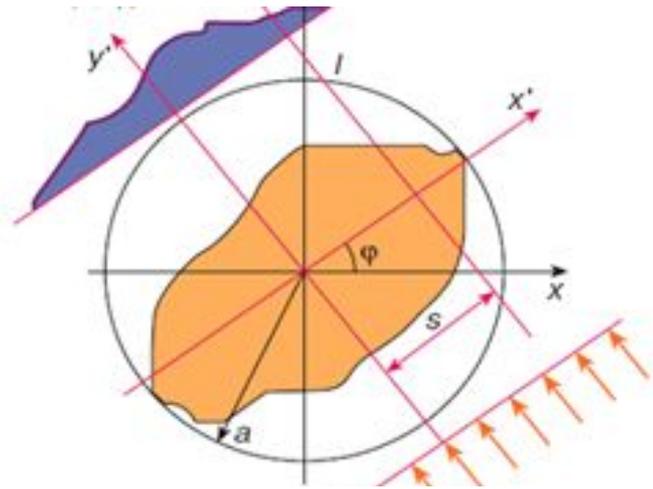
Многослойная регистрация объемного томографического изображения.



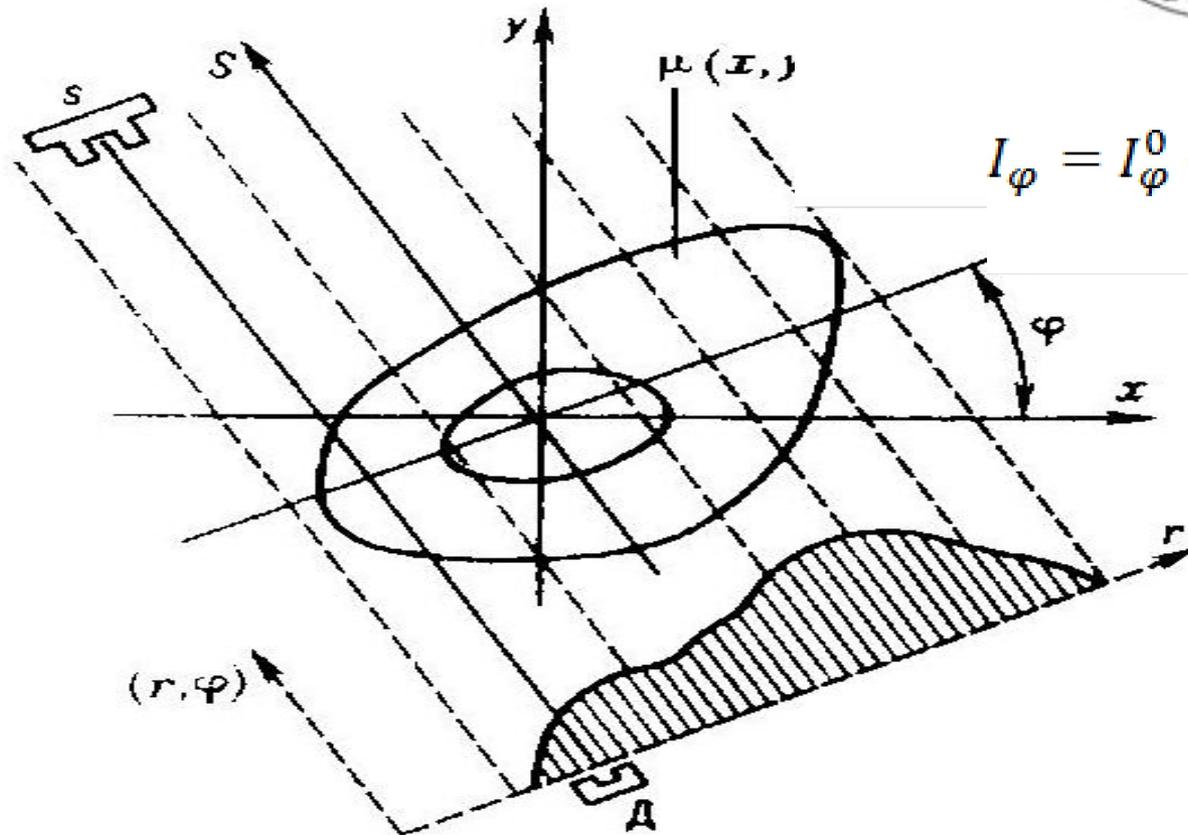
Рентгеновская трансмиссионная компьютерная томография



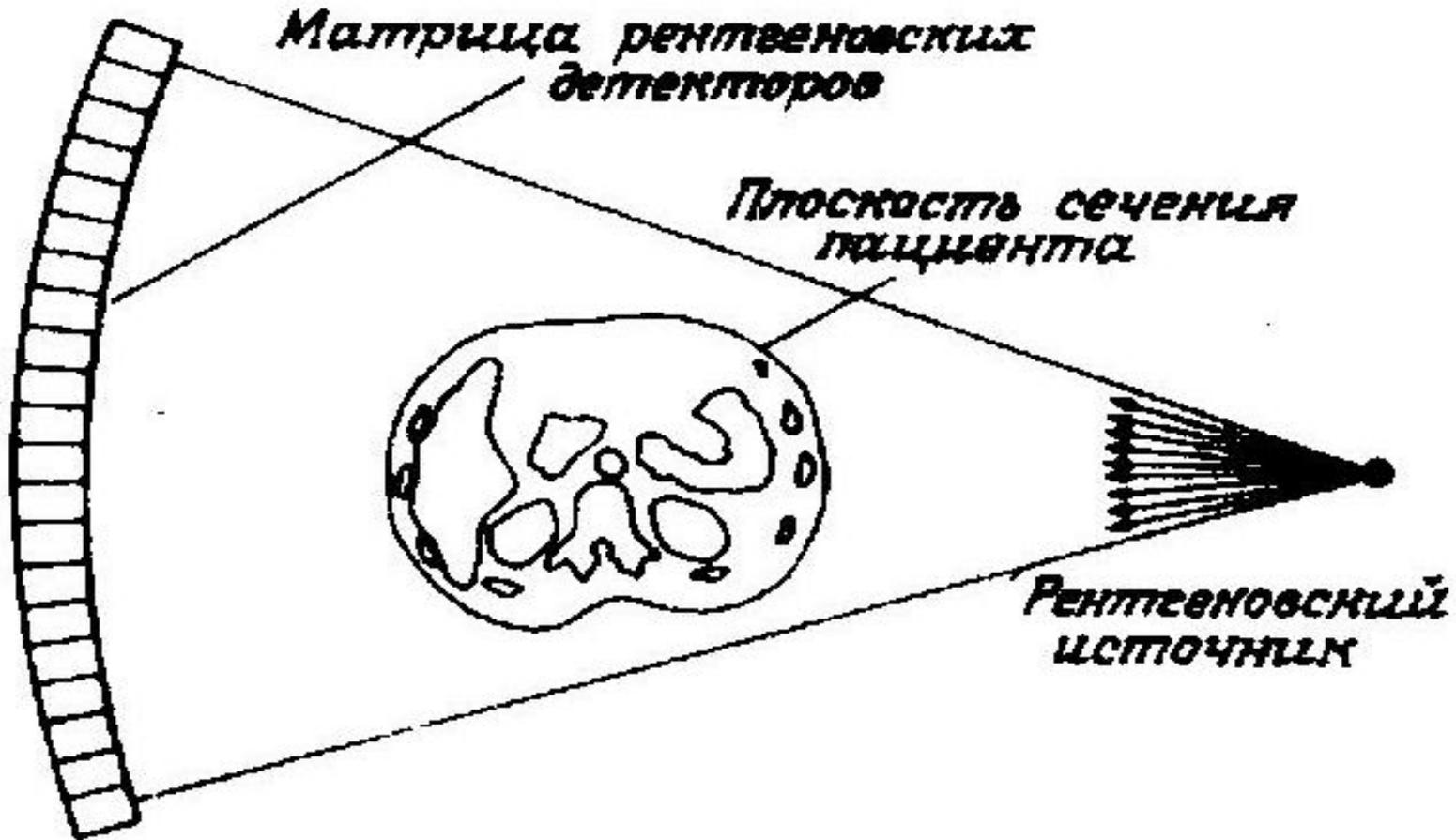
$$\rho(r, \varphi) = \int_{r, \varphi} \mu(x, y) ds$$



$$I_\varphi = I_\varphi^0 \exp \left(- \int_{AB} \mu(x, y) dy \right)$$



В системах второго и последующих поколений сбор данных ведется с применением веерного источника рентгеновских излучений.



Томография компьютерная - направление в диагностической рентгенологии, предназначенное для обследования мягких тканей тела. Например, с помощью компьютерной томографии можно выявить патологические изменения головного мозга (опухоль, абсцесс, гематома) непосредственно через кости черепа. Компьютерная томография состоит в регистрации срезов человеческого тела с помощью рентгеновского сканера (компьютерного томографа); эта запись затем объединяется с помощью компьютера для получения единого изображения в поперечном сечении.

Компьютерная томография высокого разрешения (КТВР) – вариант компьютерной томографии, с улучшенным пространственным разрешением. Применяется в основном при визуализации паренхимы легких. В методе используются тонкие срезы (1-2 мм) и высоко-пространственно-частотный алгоритм. Иногда называется тонкосрезовой компьютерной томографией.

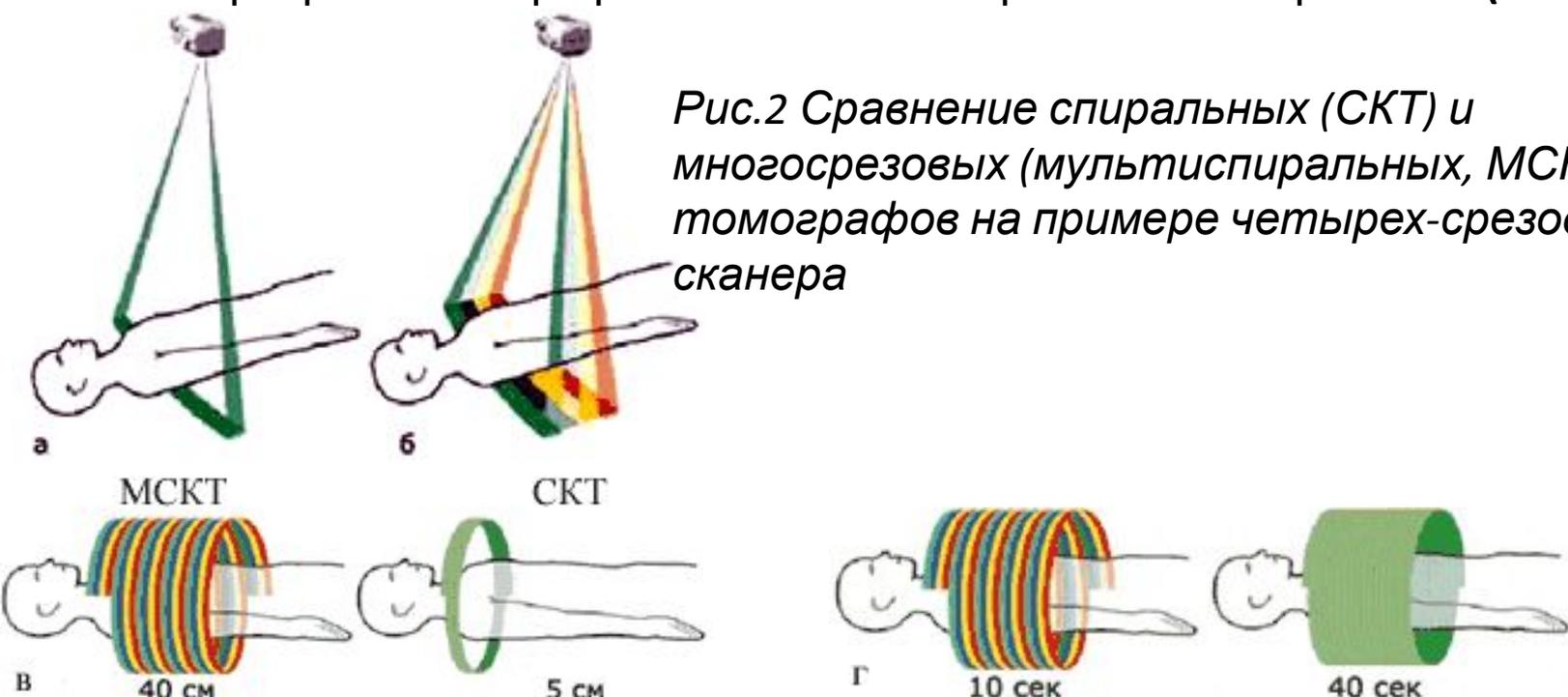
Низкодозная компьютерная томография высокого разрешения – использует меньшие токи, чем обычная КТВР. При этом несколько уменьшается разрешающая способность и диагностическая точность методики, но вариант лучше подходит для скрининга или повторных исследований.

Важнейшим достоинством компьютерная томография является возможность работы в динамическом режиме, снимая последовательные «кадры» развития процесса движения жидкости (крови, лимфы, мочи), биения сердца, движения грудной клетки при дыхании) для исследования.

Рентгеновские томографы высокого разрешения бывают двух типов: спиральные (СКТ) и многосрезовые (мультиспиральные, МСКТ).

Мультиспиральные обычно бывают четырех-срезовыми (Рис. 2). Многосрезовый сканер на рисунке 2б позволяет сканировать объект четырьмя спиралями за один оборот трубки. С учетом того, что полный оборот на многосрезовом сканере осуществляется в 2 раза быстрее, чем на обычном спиральном (0,5 и 1 сек. соответственно), достигаются следующие преимущества мультиспирального сканирования: в 8 раз больше объем (протяженность поля сканирования) при равных времени сканирования и разрешении (имеется ввиду толщина среза) (Рис. 2б); в 4 раза быстрее сканирование при равных объеме и разрешении (Рис. 2в); в 4 раза больше разрешение при равных объеме и времени сканирования (Рис. 2г).

Рис.2 Сравнение спиральных (СКТ) и многосрезовых (мультиспиральных, МСКТ) томографов на примере четырех-срезового сканера



Доза излучения. Основы дозиметрии.

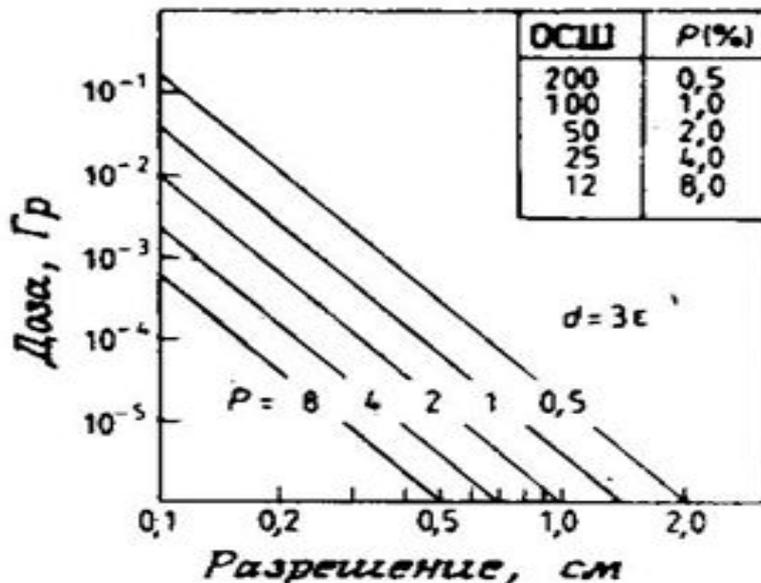
Радиоактивное излучение оказывает значительное воздействие на живую ткань. Для определения силы воздействия были введены следующие понятия:

поглощенная доза излучения D (отношение поглощенной энергии W к массе облучаемого вещества m), единица СИ $[D] = \text{Гр} = \text{Дж/кг}$

мощность дозы \dot{D} (отношение поглощенной дозы ко времени t),
 $[\dot{D}] = \text{Гр/с} = \text{Вт/кг}$

эквивалент дозы $1\text{Р} = 2,58 * 10^{-4} \text{ Кл/кг} = 8,77 \text{ мДж/кг}$

Максимально допустимая эквивалентная доза - 5 бэр в год.



В таблице приведена связь разрешения и дозы получаемого облучения. $\text{ОСШ} = \mu / \Delta \mu$, где μ — отдельный элемент изображения.

экспозиционная доза J (отношение заряда Q , образовавшегося вследствие ионизации под действием излучения к массе ионизованного воздуха)

Ионизационная постоянная равна мощности дозы, создаваемой источником рентгеновского или γ -излучения активностью 1 Бк на расстоянии 1 м.

Безопасная мощность дозы (безопасный фон) 12-14 мкР/час. При мощности дозы 30-50 мкР/час, получаемой длительно, в организме возникают болезненные явления. При терапевтическом облучении онкологических больных дают суммарную поглощенную дозу – 40-70 Гр, в зависимости от вида опухоли.

При дозе 100Р человек не теряет трудоспособность, организм постепенно восстанавливается. Доза 500 Р однократно приводит к смерти.

Биологическая доза – это энергия излучения, поглощенная единицей массы тела организма и оцениваемая по биологическому действию излучения.

Размерность Дж/кг = 1 Зв (Зиверт)=100 бэр.

Бэр – энергия ионизирующего излучения по своему биологическому действию эквивалентная 1 раду рентгеновского и гамма излучения.

Переход от поглощенной дозы к биологической осуществляется с помощью коэффициентов K - относительной биологической эффективности, имеющих различное значение для различных видов излучения. Например, для рентгеновского, и гамма -излучений $K = 1$ бэр/рад.

Генетически значимая эквивалентная доза

До недавнего времени, оценивая среднюю дозу, получаемую населением при рентгенологических обследованиях, ограничивались стремлением определить тот уровень облучения, который может привести к генетическим последствиям. Его называют генетически значимой эквивалентной дозой или ГЗД.

Величина ГЗД определяется двумя факторами:

- 1) вероятностью того, что пациент впоследствии будет иметь детей (это в значительной мере определяется его возрастом);
- 2) дозой облучения половых желез, поскольку самый большой "вклад" в генетически значимую дозу вносят обследования таза и нижней части спины, бедер, мочевого пузыря и мочевыводящих путей.

По оценкам, ГЗД в Великобритании в 1977 году составила примерно 120 мкЗв, в Австралии в 1970 году ~ 150 мкЗв, столько же в Японии в 1974 и 1979 годах и около 230 мкЗв в СССР в конце 70-х годов*.

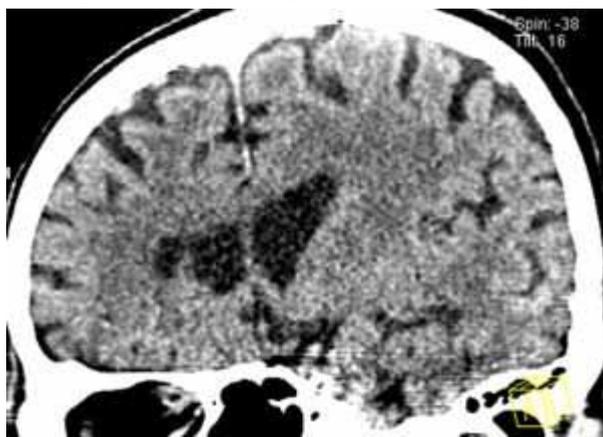
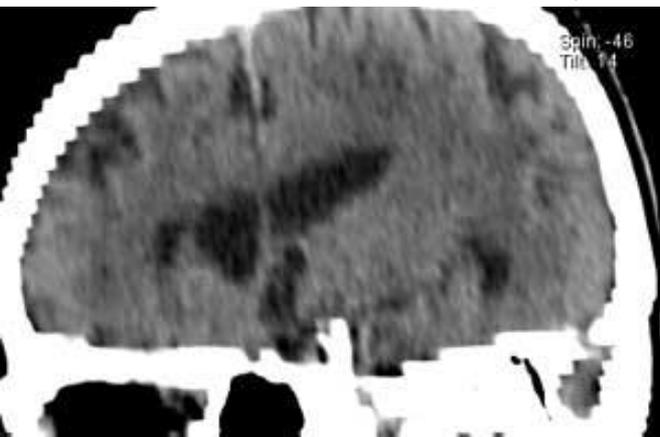
В последние годы, дозы, получаемые при обследовании стали заметно снижаться. Связано с внедрением трубок, работающих в импульсном режиме. Так, при частоте импульсов 2 в секунду получаемая пациентом доза облучения составляет пятую часть от обычной, снижение лучевой нагрузки достигает 80%.

*И.Н.Бекман РАДИОХИМИЯ



Многосрезовой компьютерный томограф PRESTO с субсекундным сканированием. Сканирующее устройство, включая гентри, генератор, рентгеновскую трубку 5,0 МНУ, блок твердотельных детекторов 4x896, позволяющий получать 4 среза за 1 оборот; 100 секунд непрерывного сканирования. Минимальная толщина среза: 0.75 мм

Качество получаемого изображения и разрешающая способность метода (например, многосрезовой компьютерной томографии) зависит от правильности выбора таких параметров, как коллимация, напряжение, сила тока и др. Например, изображение, снятое при напряжении 80 кВ более зашумленное, чем снятое при 140 кВ. Учитывая, что с повышением кВ повышается проникающая способность излучения, при диагностике полных пациентов следует использовать более жесткое излучение. Поскольку, зашумленность изображения с ростом силы тока уменьшается, при исследовании объектов с высокой плотностью (плечевой пояс, металлоостеосинтез) целесообразно использовать большие токи. При исследовании мягких тканей можно уменьшить ток, и, следовательно, снизить дозу. На **рис.3** представлены изображения снятые при неудачном (слева) и правильном (справа) выборе параметров

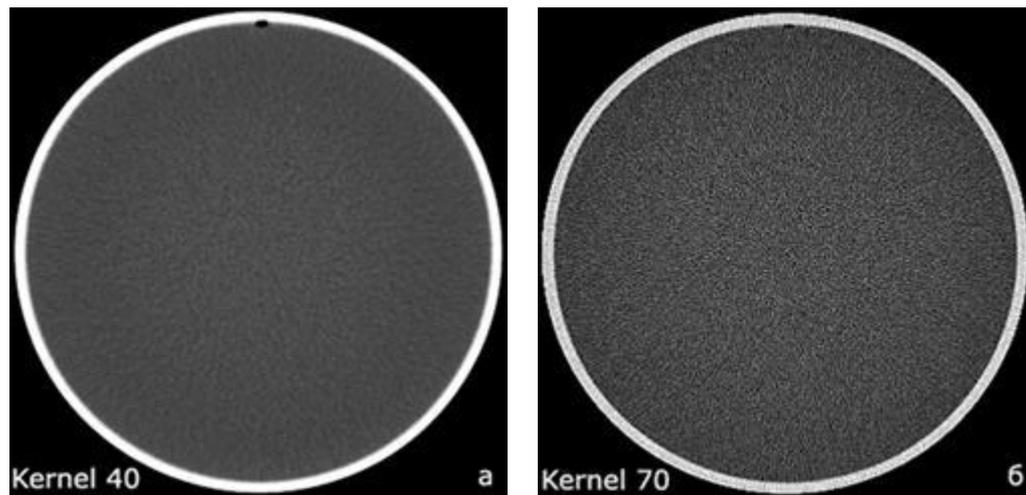


Не менее важен и выбор параметров и режимов цифровой обработки изображений. Прежде всего, необходимо правильно выбрать контрастность изображения (параметр контрастности называется кернелем).

Влияние величины кернеля на контрастность изображения иллюстрирует **рис.4**. При кернеле 40 (**Рис.4а**) изображение более «гладкое», при кернеле 70 (**Рис.4б**) изображение более «острое». С повышением кернеля повышается контрастная разрешающая способность. Следовательно, для визуализации мягких тканей, характеризующихся низкой контрастностью, рекомендуется более низкий кернель (20-40).

Для визуализации высококонтрастных тканей (кости, легочная ткань) необходим более высокий кернель (40-70), обеспечивающий высокое разрешение.

Рис. 4. Влияние алгоритма реконструкции на качество изображения.



При реконструкции неоднородной среды существенное значение имеет ширина полосы сканирования (инкремент или интервал реконструкции) и степень перекрытия полос. **Рис.5** демонстрирует влияние величины инкремента на качество реконструкции (в данном случае – на обнаружение патологического очага, размеры которого сравнимы с толщиной среза). Толщина аксиальных срезов, из которых построены обе реконструкции, одинакова и равна 5 мм.

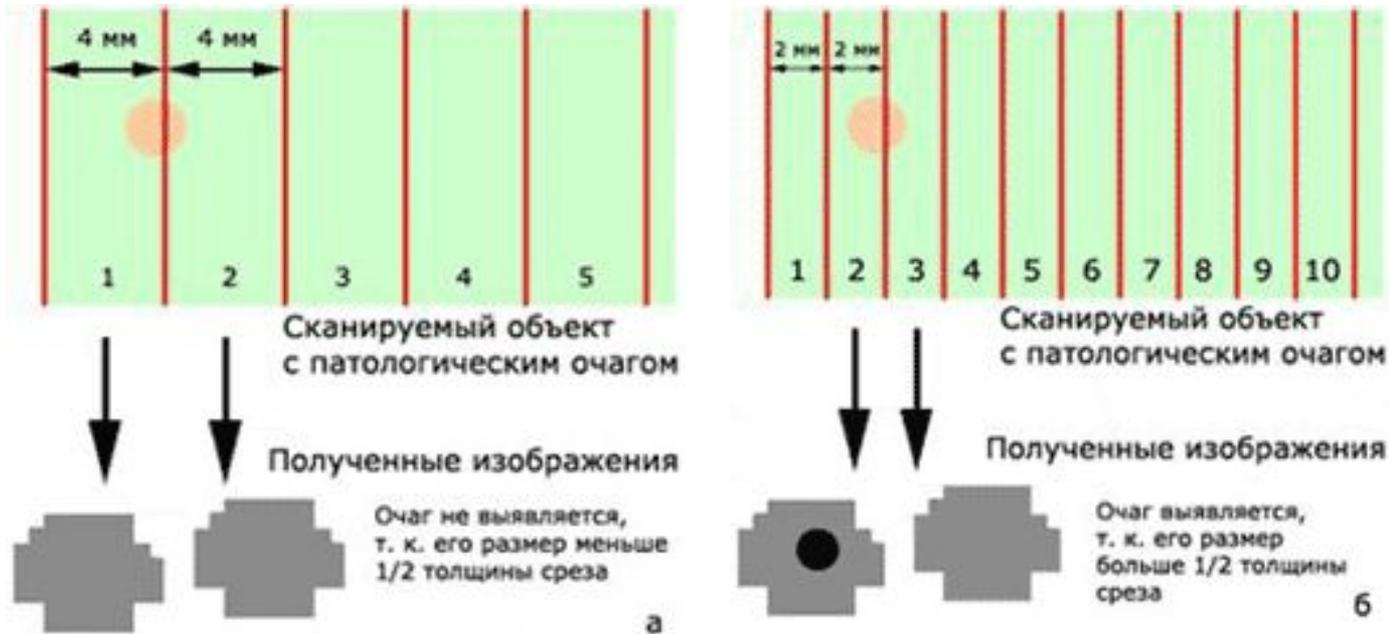


Рис. 5. Влияние толщины среза на выявление мелких очагов. Схематическое объяснение. При толщине среза 4 мм очаг диаметром 1,8 мм не выявляется из-за эффекта усреднения. (б) При толщине среза 2 мм очаг выявляется.

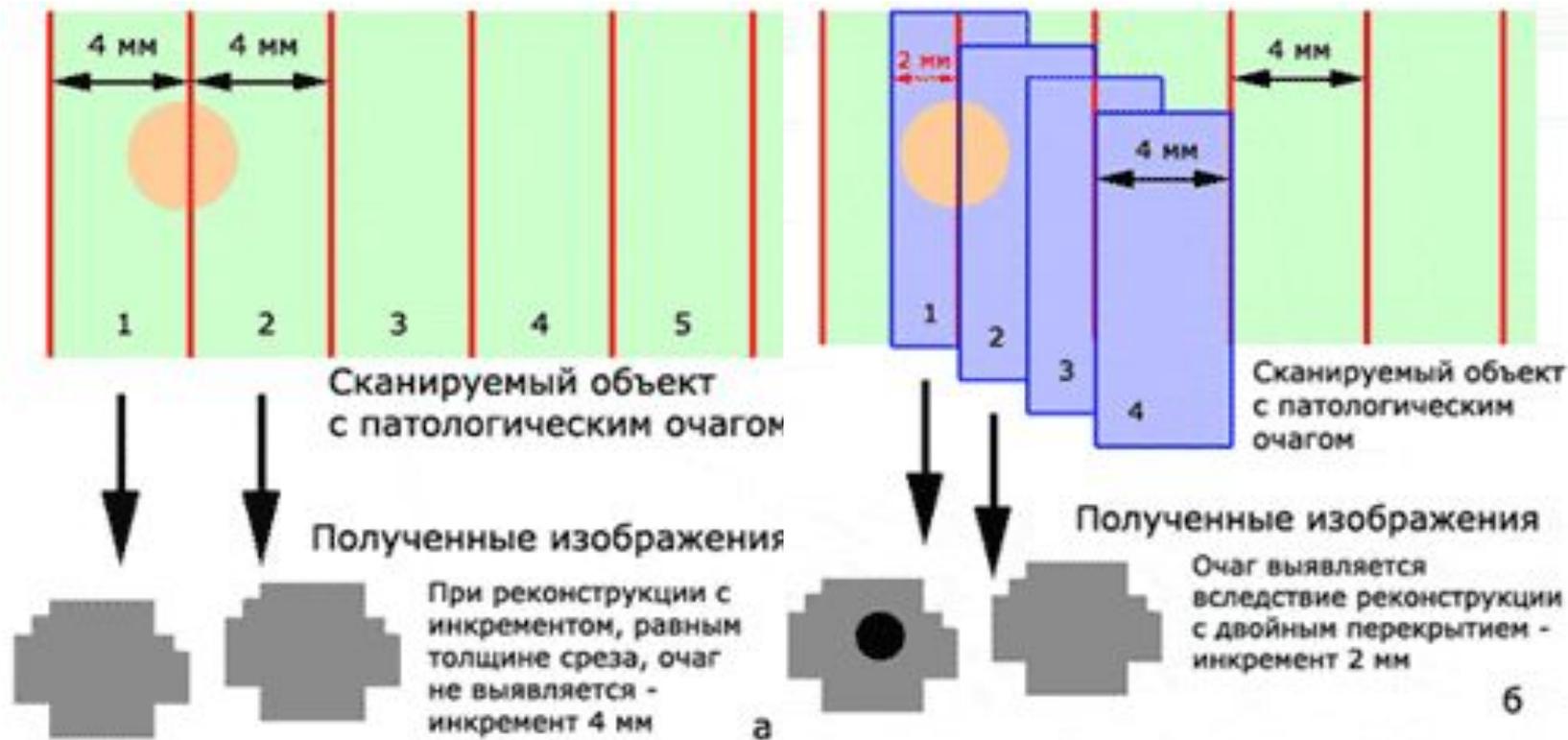


Рис.6. Влияние интервала реконструкции на выявление мелких очагов.

Схематическое объяснение. (а) При интервале реконструкции, равном толщине среза (4 мм), очаг диаметром 2,2 мм не выявляется. (б) При реконструкции с двойным перекрытием (интервал реконструкции 2 мм) очаг выявляется.