



Лекция 2

Рентгеновская компьютерная томография (КТ).

В 1917 году австрийский математик И. Радон получил формулу обращения для отображения, сопоставляющего функции f на плоскости функцию R на множестве всех прямых на плоскости, равную интегралам от f вдоль всех прямых. Этот результат привел к большим последствиям, как в самой математике, так и в ее приложениях. Наиболее важным оказалось приложение преобразования Радона к томографии.

Ослабление рентгеновского излучения

В результате взаимодействия с веществом первичный пучок рентгеновского излучения ослабляется в соответствии с законом:

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu x}$$

где μ — линейный коэффициент ослабления,
 x — глубина проникновения,

Φ_0 — поток падающего на среду рентгеновского излучения,
 Φ — поток рентгеновского излучения после ослабления средой.

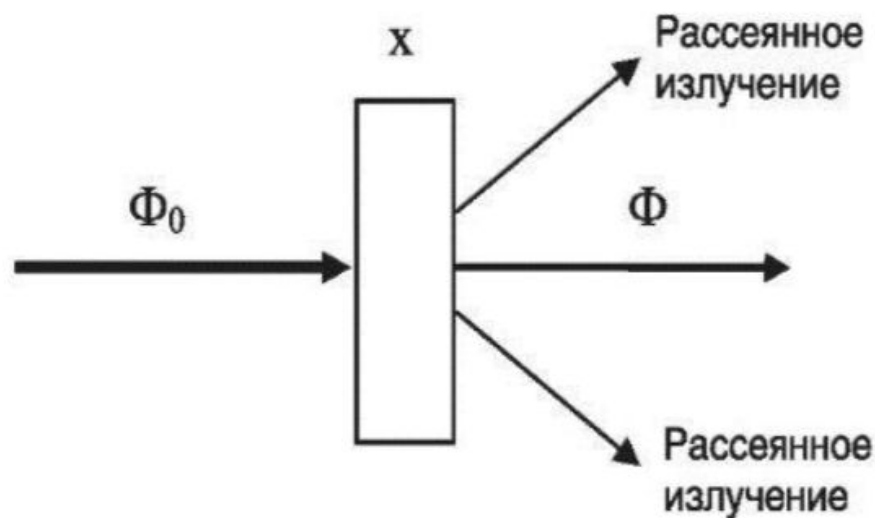
Линейный коэффициент ослабления:

$$\mu = \mu_k + \mu_{нк} + \mu_f$$

где μ_k - вклад когерентного рассеяния,

$\mu_{нк}$ - вклад некогерентного рассеяния,

μ_f — вклад фотоэффекта.



Ослабление рентгеновского излучения

Поток рентгеновского излучения ослабляется пропорционально числу атомов вещества, через которое этот поток проходит.

Если сжать вещество вдоль оси X в b раз (увеличить в b раз его плотность), то ослабление пучка не изменится, так как число атомов остается прежним. Следовательно, показатель степени в формуле не изменится:

$$\begin{aligned}\mu_1 x_1 &= \mu_2 x_2 = \mu_2 x_1 / b \\ x_2 &= x_1 / b,\end{aligned}$$

так как при сжатии толщина поглощающего слоя уменьшилась в b раз.

$$\mu_1 = \mu_2 / b,$$

линейный коэффициент ослабления μ зависит от плотности вещества.

Массовый коэффициентом ослабления μ_m , который равен отношению линейного коэффициента ослабления к плотности поглотителя, не зависит от плотности вещества:

$$\mu_m = \mu / \rho$$

Рентгенодиагностика

Рентгенодиагностика - метод получения изображений внутренних органов с использованием рентгеновских лучей.

Для диагностики используют фотоны с энергией порядка 60-120 кэВ.

При этой энергии **массовый коэффициент ослабления** в основном **определяется фотоэффектом** и может быть найден по формуле:

$$\mu_m = k\lambda^3 Z^3$$

где μ_m – массовый коэффициент ослабления;

λ – длина волны;

Z – атомный номер элемента вещества-поглотителя;

k – коэффициент пропорциональности.

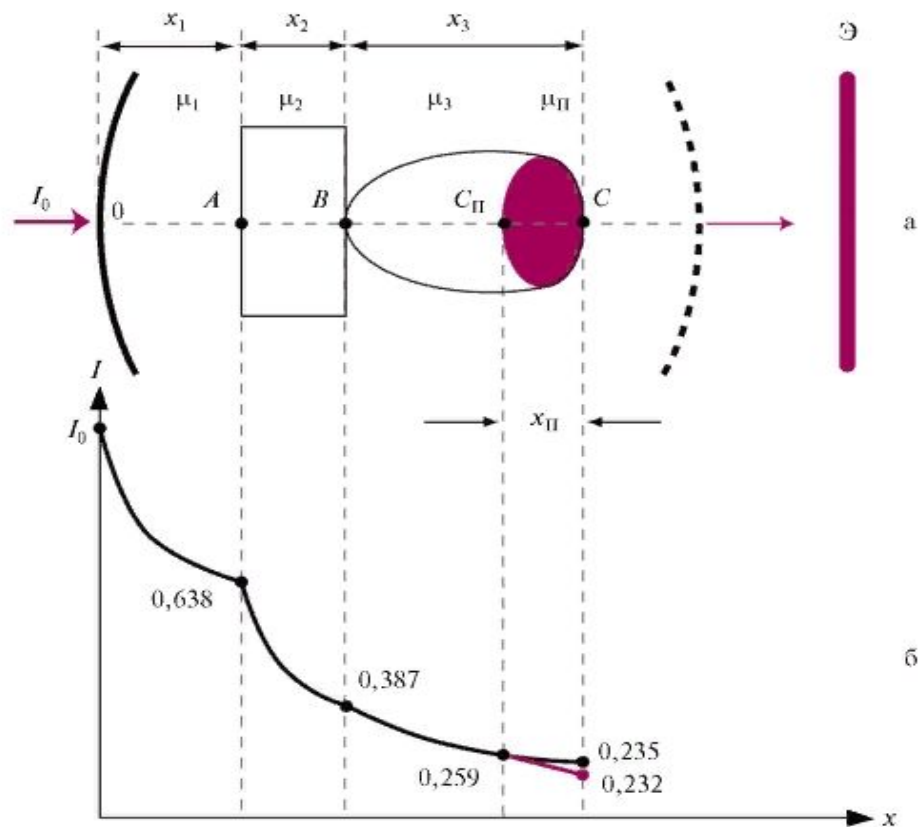


Рис. 1. Схема получения изображения при рентгеноскопии: а - схема расположения органов; б - график ослабления интенсивностей в каждом органе: черный - до появления очага, красный после его появления; I_0 - интенсивность источника рентгеновского излучения; μ_i - показатель линейного поглощения для данной структуры (органа); x - линейный размер органа; Э - экран (или пленка) рентгеновской установки, буквами показаны границы структур: C_{II} -C - патологический очаг. От точки C до экрана поглощение не учитывается.

Рентгеновский луч с начальной интенсивностью I_0 доходит до точки O , входит в ткань с показателем поглощения μ_1 и проходит в ней расстояние x_1 . Затем в точке A он попадает в орган μ_2 , проходит по нему расстояние x_2 и в точке B - выходит из него. Потом на его пути встретится орган μ_3 - расстояние x_3 и так далее.

$$I_A = I_0 e^{-\mu_1 x_1}.$$

$$I_B = I_A e^{-\mu_2 x_2} = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)}.$$

$$I_C = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)}.$$

Если предположить, что $\mu_1 = 0,15 \text{ см}^{-1}$ (ткань), $\mu_2 = 0,5 \text{ см}^{-1}$ (кость), $\mu_3 = 0,1 \text{ см}^{-1}$ (орган) и $x_1 = 3 \text{ см}$, $x_2 = 1 \text{ см}$ и $x_3 = 5 \text{ см}$, то значения интенсивностей в граничных точках составят: $I_A = 0,638$, $I_B = 0,387$, $I_C = 0,235$ от начальной интенсивности (рис. 1, б, черный график).

Предположим, что в третьем органе появляется патологический очаг размером 1 см, у которого значение μ_3 возрастет на 10% и станет равным 0,11 см⁻¹. Именно появление такого очага и интересует врачей. Тогда в третьем органе $\mu_3 = 0,1$ см⁻¹ на длине 4 см (от точки В до точки СП), а на оставшемся 1 см (от СП до С) $\mu_П = 0,11$ см⁻¹. Распределение интенсивностей рентгеновского излучения изменится следующим

$$I_A = 0,638, I_B = 0,387, I_{C_{II}} = 0,259 \text{ и } I_C = 0,232.$$

Очаг с увеличенным коэффициентом ослабления на 10% изменит интенсивность луча всего лишь на 0,9% от его конечного значения, а его вклад в общее изображение составит лишь 0,002. При изменении μ_3 в полтора раза (0,15 см⁻¹) изменения к конечной величине будут равны 4,7%, а общий вклад составит 0,01.

При изменении μ_3 на 100% (в 2 раза) вклад очага в изображение возрастет до 0,02, что уже позволит его регистрировать.

Термин "томография" произошел от двух греческих слов: τομοσ (томос) – сечение и γραφοσ (графос) – пишу и означает послойное исследование структуры объектов.

Существует несколько видов томографии: рентгеновская, электронно-лучевая, магнитно-резонансная, позитронно - эмиссионная, ультразвуковая, сейсмическая, оптическая томография и др. Но суть всех видов томографии одина: по набору «изображений» прошедшего сквозь тело излучения требуется восстановить внутреннюю структуру тела.

Метод компьютерной томографии в 1961 г. предложил американский нейрорентгенолог Вильям Ольдендорф, а в 1963 математик А. Кормак (США) провел лабораторные эксперименты по рентгеновской томографии и показал выполнимость реконструкции изображения. В 1973 инженер-исследователь Г. Хаунсфилд (Великобритания) разработал первую коммерческую систему – сканер головного мозга. В 1979 году Г. Хаунсфилду и А. Кормаку за выдающийся вклад в развитие компьютерной томографии была присуждена Нобелевская премия в области медицины.

1979 - Г. Хаунсфилду и А. Кормаку присуждена Нобелевская премия в области медицины за развитие компьютерной томографии.



Г. Хаунсфильд



А. Кормак



А. Клуз

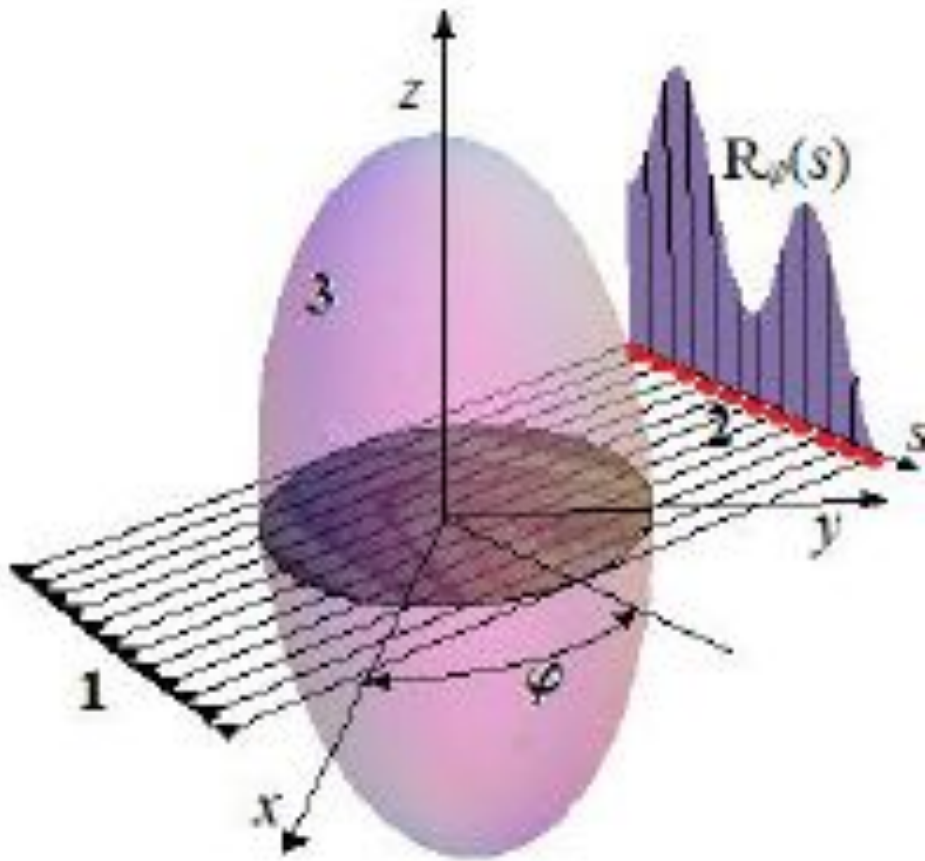
1982 - английский микробиолог А. Клуз удостоен Нобелевской премии по химии, за вклад в развитие экспериментальных и расчетных методов трехмерной РТ

Математическая постановка задачи компьютерной томографии

При исследовании внутренней структуры объекта его просвечивают излучением. Просвечивая тело с одного направления, получают плоское (двумерное) теневое изображение трехмерного тела.

Просвечивая тело с другого направления, получают другое теневое изображение тела и дополнительную информацию о его внутренней структуре. Просвечивая тело еще с одного направления, получают новую информацию и т.д. Имея большое количество проекционных снимков с различных направлений, можно с достаточной степенью точности восстановить внутреннюю структуру объекта, а точнее функцию плотности поглощения излучения

Задачей томографии является восстановление трехмерной функции $\mu(x, y, z)$ плотности поглощения излучения. В такой постановке задача весьма сложна и в классической томографии трехмерный объект представляют в виде набора тонких срезов. Внутри каждого среза плотность μ считают функцией только двух переменных. При исследовании систему источники-приемники устраивают таким образом, чтобы регистрировать только данные на лучах, лежащих в плоскости среза.



- Рис.2 Зондирование трехмерного объекта
- (1 – источники;
- 2 – детекторы;
- 3 – объект)
- Детекторы регистрируют данные и, полученная по ним функция R , зависит от одной переменной s (при фиксированном направлении зондирования,
- определяемом углом ϕ).

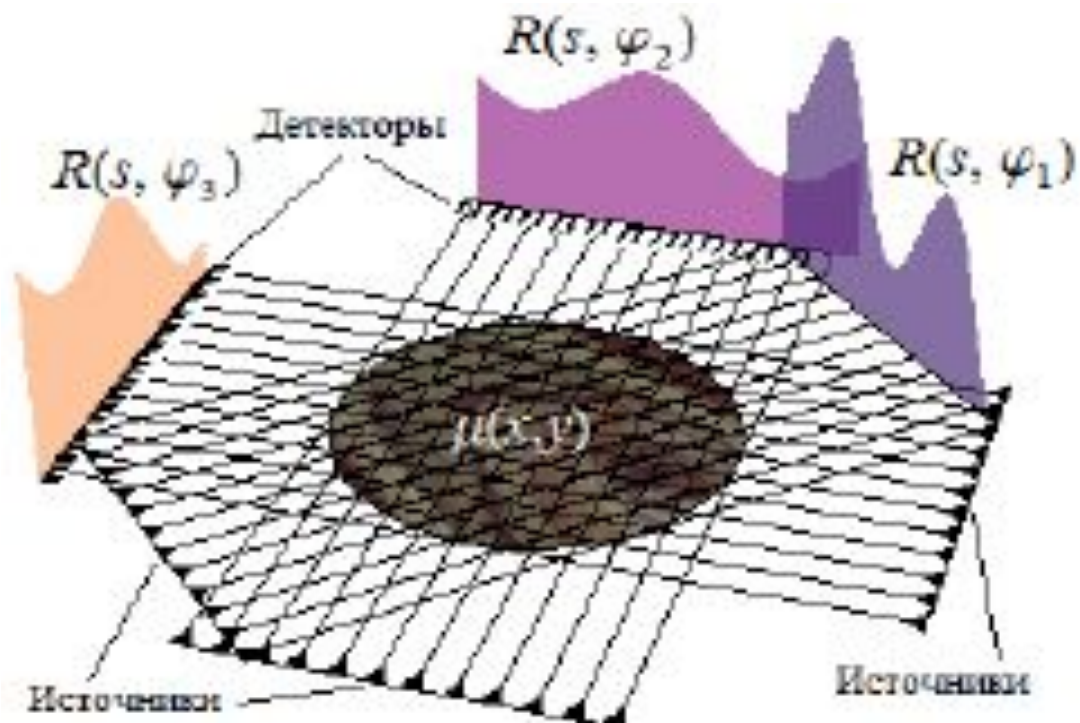


Рис.3 Схема получения проекций $R(s, \varphi)$ одного слоя.

Определив функцию $\mu(x, y)$ для одного слоя, систему «источники - детекторы» сдвигают в направлении оси z для получения информации о следующем близком слое и т.д. Затем, по двумерным функциям $\mu_{zi}(x, y)$ в сечениях z_i , где z – координата перпендикулярная сечению, получают трехмерную функцию плотности поглощения $\mu(x, y, z)$. При этом основные трудности возникают при исследовании отдельного слоя, т.е. при восстановлении функции $\mu_z(x, y)$.

Основу математического аппарата восстановления изображений составляют «преобразования Радона», в которые входит набор теорем. Это достаточно сложное математическое описание, представить которое в данной книге не представляется возможным и целесообразным. Суть теорем Радона в упрощенном виде можно свести к следующему: если возможно получить ряд проекций (отображений) исследуемого объекта (не наблюдаемого непосредственно), то, выполнив определенную последовательность математических преобразований, можно восстановить изображение истинного объекта. Точность восстановления объекта определяется количеством его отображений. Имея бесчисленное множество отображений, можно восстановить объект с любой заданной точностью. Из этого следует, что если бы мы смогли определить коэффициенты ослабления рентгеновского излучения в любой точке организма (независимо от расположения и свойств структур), то это позволило бы нам построить его изображение.

Рассмотрим следующую модель. Фрагменты изучаемых биологических структур (ткани и органы нашего организма) представлены четырьмя соседними квадратами 1, 2, 3 и 4. Квадраты одинаковы по размеру стороны их равны x . Каждый из квадратов имеет собственный, отличный от остальных коэффициент ослабления рентгеновского излучения. Обозначим их соответственно μ_1 , μ_2 , μ_3 и μ_4 (рис. 4).

Направим рентгеновские лучи интенсивности I_0 так, чтобы каждый проходил через два квадрата: I_1 - через квадраты 1 и 2, I_2 - через квадраты 3 и 4, I_3 - через 3 и 1 и наконец, I_4 - через 4 и 2. Такой подход моделирует прохождение рентгеновского луча по соседним участкам ткани с разными свойствами, соответственно с разными показателями ослабления μ_1 , μ_2 , μ_3 и μ_4 . Очевидно, что интенсивности входящих лучей одинаковы и равны I_0 .

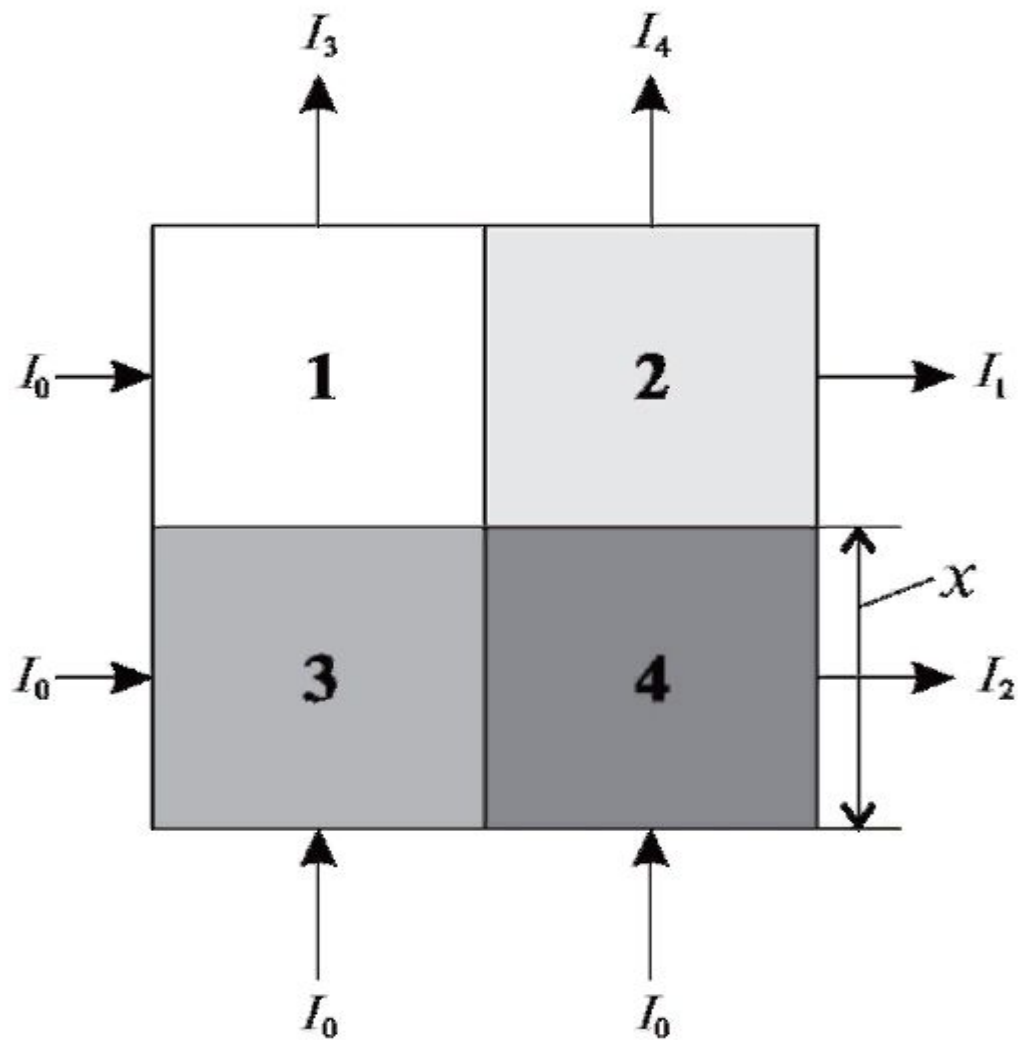


Рис 4. Схема модели восстановления изображений: I_0 - начальная интенсивность рентгеновского излучения; $I.$ - интенсивности выходящих лучей соответственно

$$- \ln I_1/I_0 = (\mu_1 + \mu_2) x; \quad (\text{а})$$

$$- \ln I_2/I_0 = (\mu_3 + \mu_4) x; \quad (\text{б})$$

$$- \ln I_3/I_0 = (\mu_3 + \mu_1) x; \quad (\text{в})$$

$$- \ln I_4/I_0 = (\mu_4 + \mu_2) x \quad (\text{г})$$

Таким образом, имеется система четырех уравнений с четырьмя неизвестными. Очевидно, что такая система может быть решена. Результатом решения будут вычисленные относительные значения коэффициентов μ_1 , μ_2 , μ_3 и μ_4 .

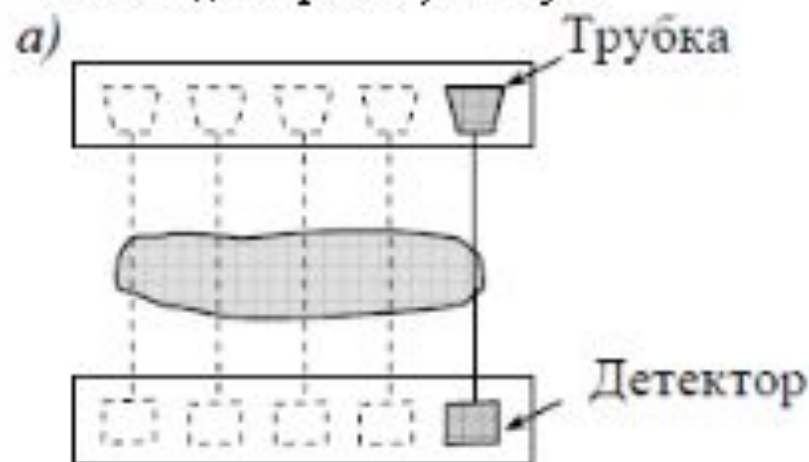
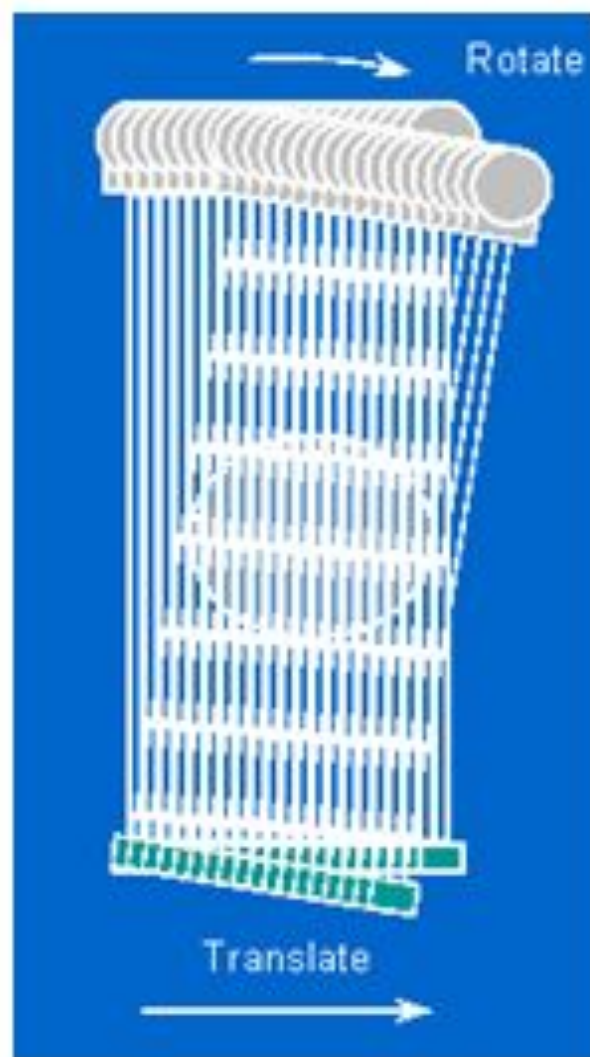
В томографах первых поколений реализовался похожий алгоритм. В них ставилась задача получения изображения слоя органа, т.е. решалась плоскостная задача. Поэтому в томографе строилась матрица 2048×2048 элементов (по нашей модели - квадратов) по осям x и y . Пациента располагали на специальном столе, который мог по команде врача ступенчато передвигаться по оси z относительно источника рентгеновского излучения и детекторов, расположенных в плоскости xy . Рентгеновский луч вначале ступенчато сканировал орган по оси y (по вертикали), а затем таким же образом по оси x (по горизонтали).

Всего получалось $4\ 194\ 304$ элементов, каждый из которых имел свое значение коэффициента μ . Следовательно, имелось такое же количество

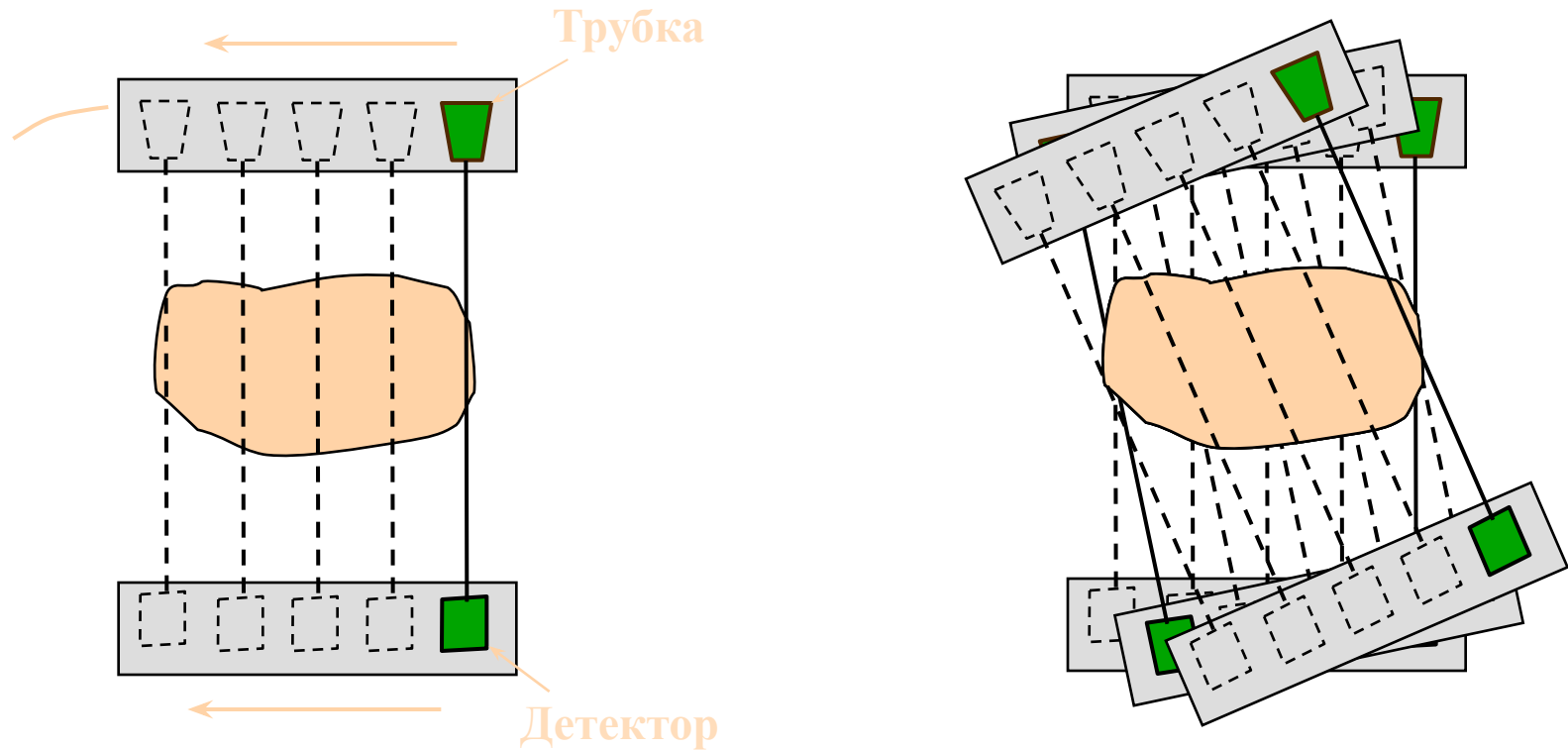
КТ системы первого поколения

- В томографах 1 поколения, появившихся в 1973 г., имелась одна остро направленная рентгеновская трубка и один детектор, которые синхронно передвигались вдоль рамы (рис. 2а). Измерения проводились в 160 положениях трубки, затем рама поворачивалась на угол 1° и измерения повторялись. Сами измерения длились около 4,5 минут, а обработка полученных данных и реконструкция изображения на специальном компьютере занимали 2,5 часа.
- Один детектор
- Сбор данных методом «перемещение – вращение»
 - Перемещение поперек пациента
 - Вращение вокруг пациента
- Очень медленно
 - Каждый срез – 4,5 минут

Схема системы сканирования рентгеновскими томографами



Томограф 1-го поколения



1973 г.

Общее время измерений (поворот на 180 градусов)- 4,5 мин

КТ системы второго поколения

Томографы 2 поколения (например, СТ-1010, ЕММ
Великобритания)

имели уже несколько детекторов, работающих
одновременно, а трубка излучала не
остронаправленный, а веерный пучок. Также как и
томограф 1

поколения он использовал параллельное
сканирование, но угол поворота
трубки увеличился до 30° . Общее время
измерений, необходимых для полу-
чения одного изображения, значительно
сократилось и составляло 20 секунд. Типичным
для данной схемы сканирования является то, что
она основана на учете только первичных фотонов
источника. Первый советский компьютерный
томограф СРТ-1000 относился к томографам 2
поколения. Пучок излучения в виде узкого веера
(10°)

Много детекторов

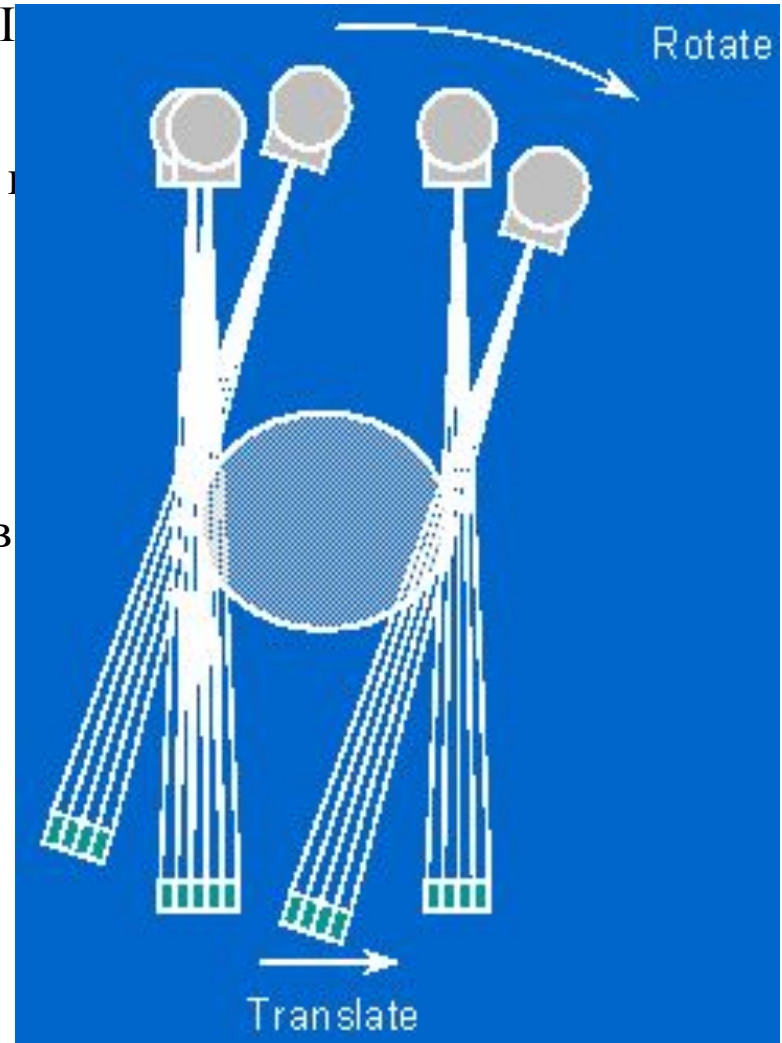
Много углов сбора данных для каждой позиции

Больше угол поворота

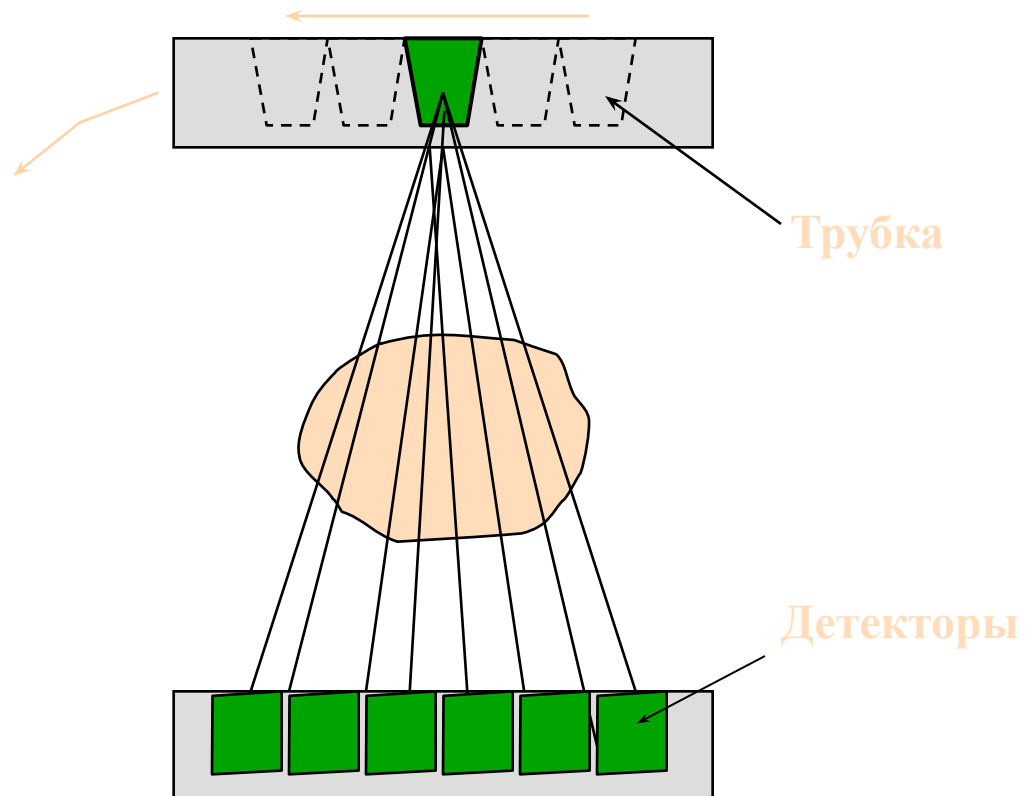
Все еще требуется смещение

Медленно

20 сек на срез



Томограф 2-го поколения



Общее время измерений - 20 с

Третье поколение КТ сканеров

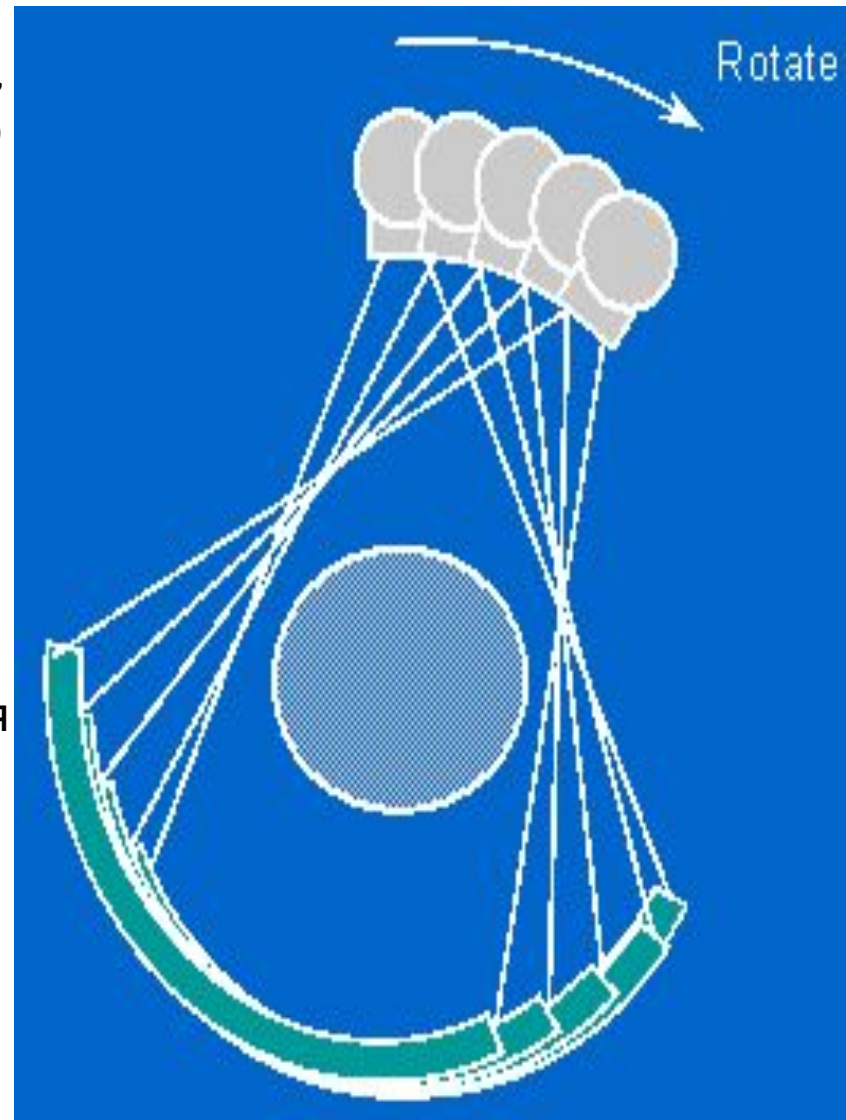
В томографах 3 поколения (середина 1970-х гг.) трубка излучала широкий веерный пучок лучей, направленный на множество детекторов (около 700), расположенных по дуге.

Усовершенствованная конструкция сделала возможным непрерывное вращение трубки и детекторов на 360° по часовой стрелке за счет использования кольца скольжения при подведении напряжения. Это позволило устранить стадию перемещения трубки и сократить время, необходимое для получения одного изображения до 10 секунд. Такие томографы позволили проводить исследования движущихся частей тела (легких и брюшной полости) и сделали возможным разработку спирального алгоритма сбора данных. Все современные медицинские компьютерные томографы относятся к 3 поколению.

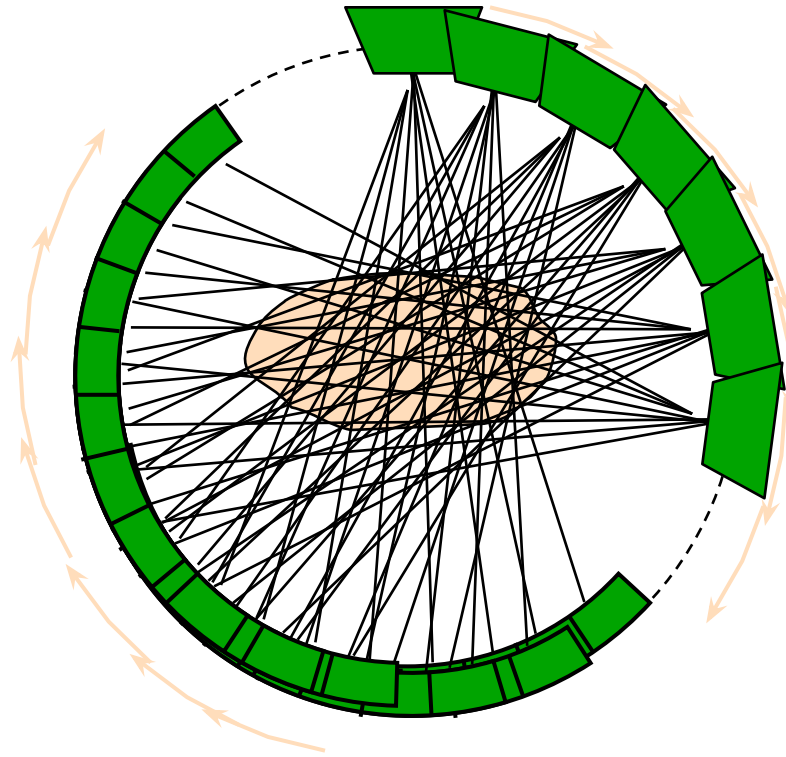
Пучок веерный Много детекторов (500-1000)

Только ротация (смещение больше не требуется)

Намного быстрее (Наибольшая скорость 0.5 сек



Томограф 3-го поколения



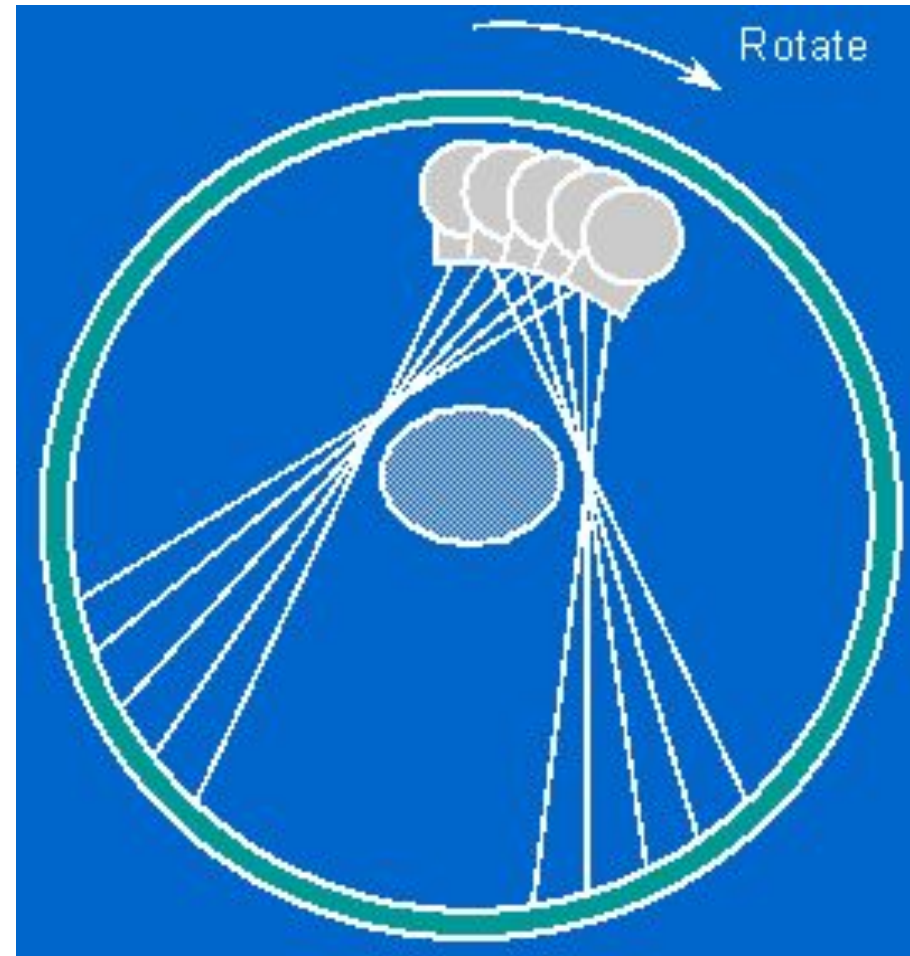
**Середина 1970-х гг.
около 700 детекторов
вращение на 360 градусов
время сканирования - 1-10 с**

Четвертое поколение КТ сканеров

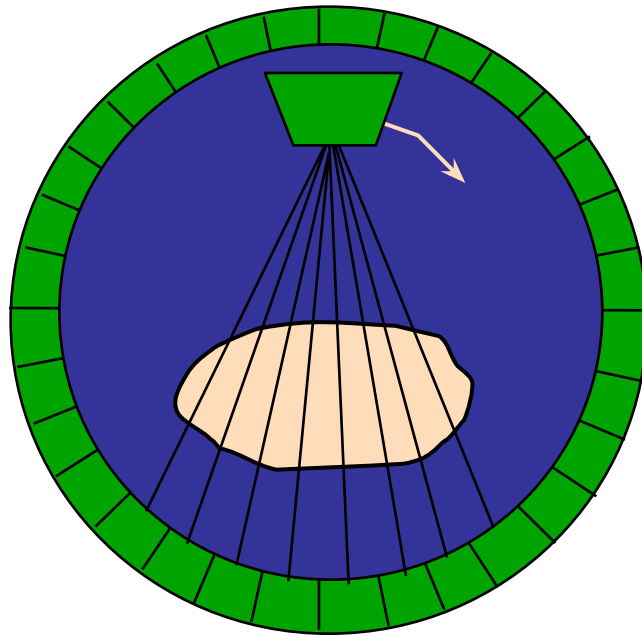
В томографах 4 поколения (Pfizer 0450, США) имелось сплошное неподвижное кольцо детекторов (1088 люминисцентных датчиков) и излучающая веерный пучок лучей рентгеновская трубка, вращающаяся вокруг пациента внутри кольца. Время сканирования для каждой проекции сократилось до 0,7 с, а качество изображения улучшилось. В данных томографах необходимо учитывать влияние эффекта рассеяния при переносе излучения, которое в зависимости от используемой энергии источника может быть рэлеевским или комптоновским. Веерный пучок детекторы расположены неподвижно по окружности гентри.

Вращается только трубка

Лишены проблемы кольцевидных артефактов, характерных для сканеров 3го поколения



Сканер 4-го поколения



1088 люминисцентных датчиков
время сканирования - 1мс на каждую проекцию

Таблица 1. Параметры КТ сканеров 3-го и 4-го поколений

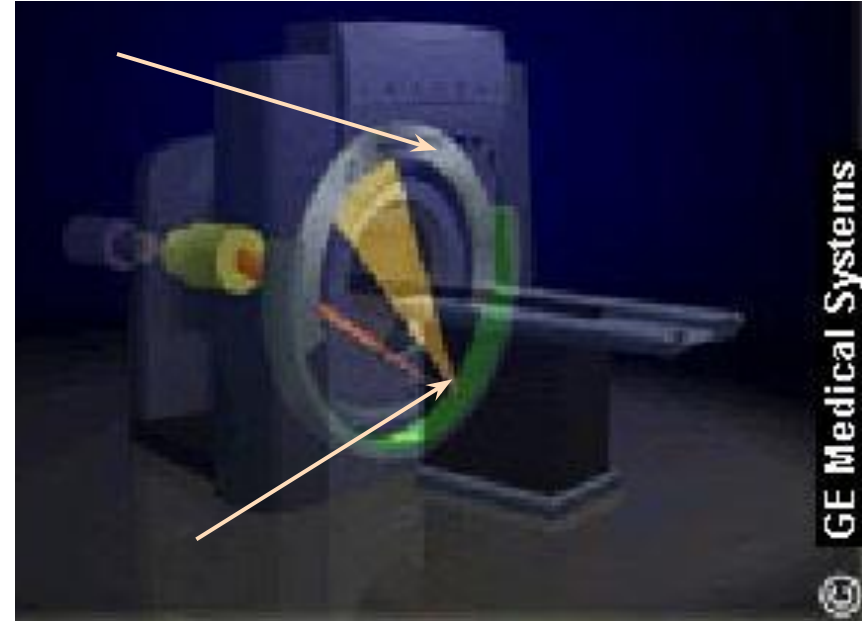
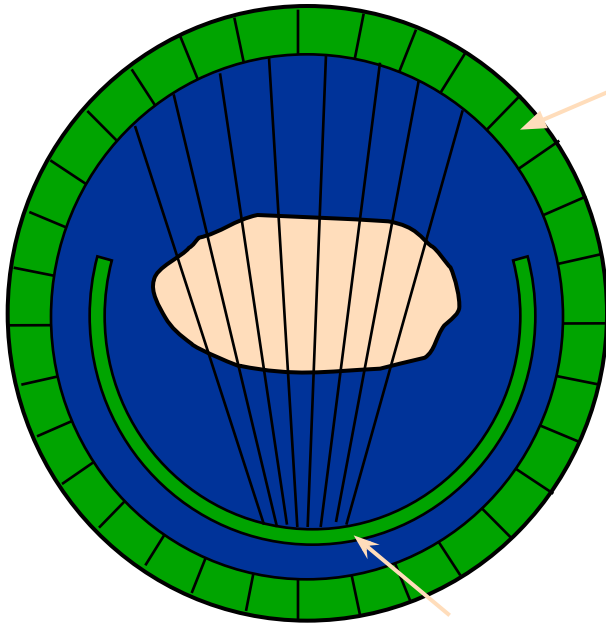
	3 поколение	4 поколение
Конфигурация	вращающаяся трубка, вращающиеся детекторы	вращающаяся трубка, неподвижные детекторы
время сбора данных (одна проекция)	до 10 с	1мс
число детекторов	500-700	1088
тип детекторов	камера ионизации ксенона	твердотельные (люминесцентные)
неисправность детектора	неправильная регистрация в каждой из проекций	потеряна одна проекция
влияние неустойчиво- сти трубки	большого эффекта нет	круговые артефакты на изображении

Пятое поколение КТ сканеров

В начале 1980-х появились электронно-лучевые томографы (томографы 5 поколения). В них поток электронов создается неподвижной электронно-лучевой пушкой, расположенной за томографом. Проходя сквозь вакуум, поток фокусируется и направляется электромагнитными катушками на вольфрамовую мишень в виде дуги окружности (около 210°), расположенную под столом пациента. Мишени расположены в четыре ряда, имеют большую массу и охлаждаются проточной водой, что решает проблемы теплоотвода. Напротив мишеней расположена неподвижная система быстродействующих твердотельных детекторов, расположенных в форме дуги 216° . Данные томографы используются при исследованиях сердца, т.к. позволяют получать изображение за 33 мс со скоростью 30 кадров/секунду, а число срезов не ограничено теплоемкостью трубки. Такие изображения не содержат артефактов от пульсации сердца, но имеют более низкое соотношение сигнал/шум.

Сканер 5-го поколения

*быстродействующие
твердотельные
детекторы*



вольфрамовые мишени

Начало 1980-х - электронно-лучевая КТ.

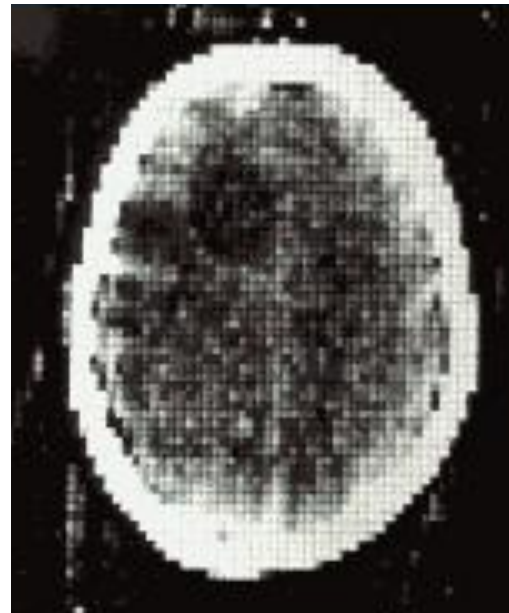
Достоинства: время исследования - 50-100 мс;

**число срезов не ограничено теплоемкостью
трубки;**

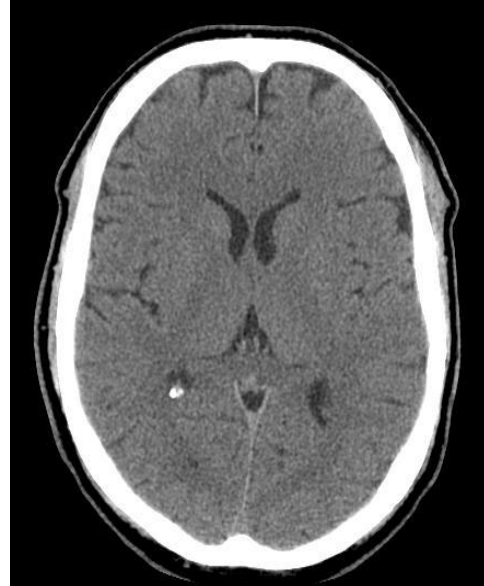
отсутствие артефактов движения.

Недостатки: более низкое соотношение С/Ш.

Применение: исследования сердца и сосудов.



**1972 г.
матрица 80x80
8 оттенков серого
4 минуты/оборот**



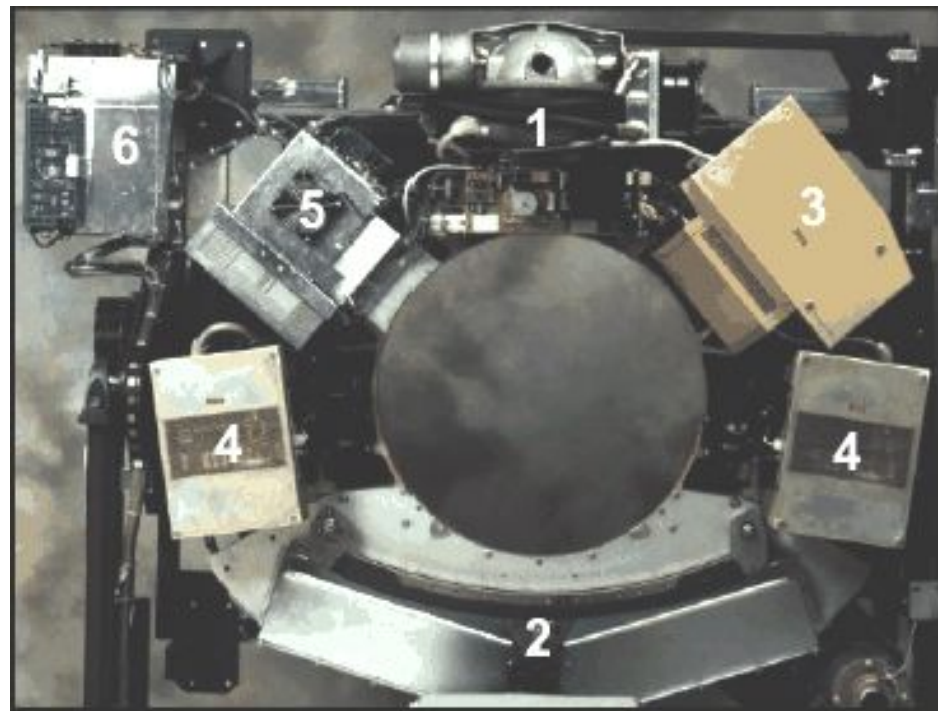
**2004 г.
матрица 512x512
1024 оттенка серого
0,5 с/оборот**

Конфигурация компьютерного томографа

В состав любого КТ-сканера входят следующие основные блоки

1. гентри со столом пациента и блоками управления;
2. высоковольтный генератор;
3. вычислительная система;
4. консоль оператора.

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



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

Детекторы

Детекторы измеряют ослабление интенсивности луча.

Люминисцентный детектор - используются люминесцентные кристаллы соединенные с трубкой фотоумножителя для преобразования вспышек света в электроны. Количество произведенного света прямо пропорционально энергии поглощенных лучей. Использовались в сканерах 1 и 2 поколений.

Недостатки: не могут быть близко расположены друг к другу; эффект послесвечения.

Газовые детекторы - камера ионизации, где в качестве газа используется ксенон или криптон. Ионизированный газ вызывает соединение электронов с вольфрамовыми пластинам, создающим электронные сигналы. Пластины расположены на расстоянии 1.5 мм. Ионизированный газ пропорционален излучению, падающему на камеру. Эффективность почти 100%, поскольку детекторы расположены близко друг к другу.

Основные компоненты компьютерного томографа:

1. гентри и стол пациента;
2. высоковольтный генератор;
3. вычислительная система;
4. консоль оператора.

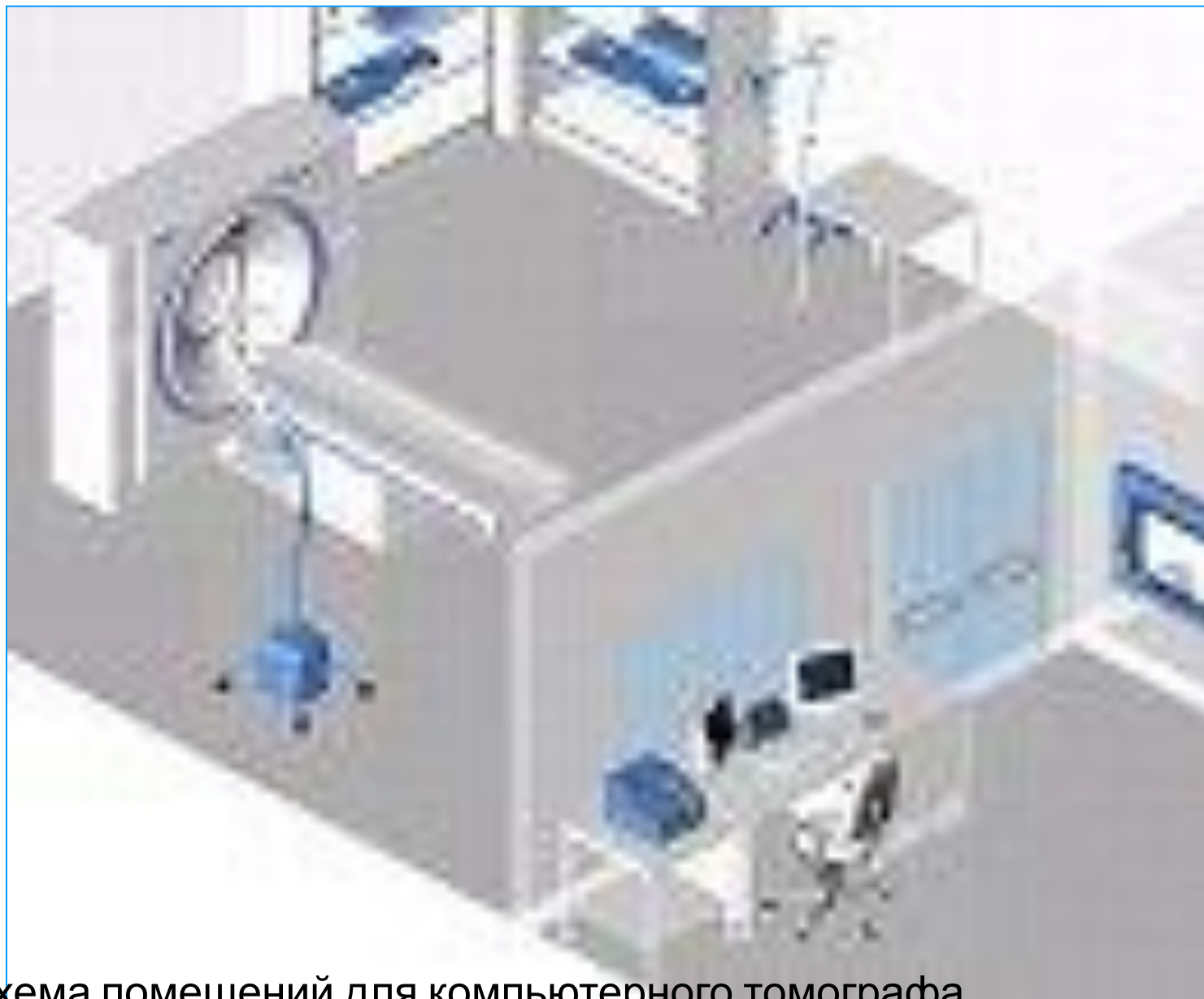
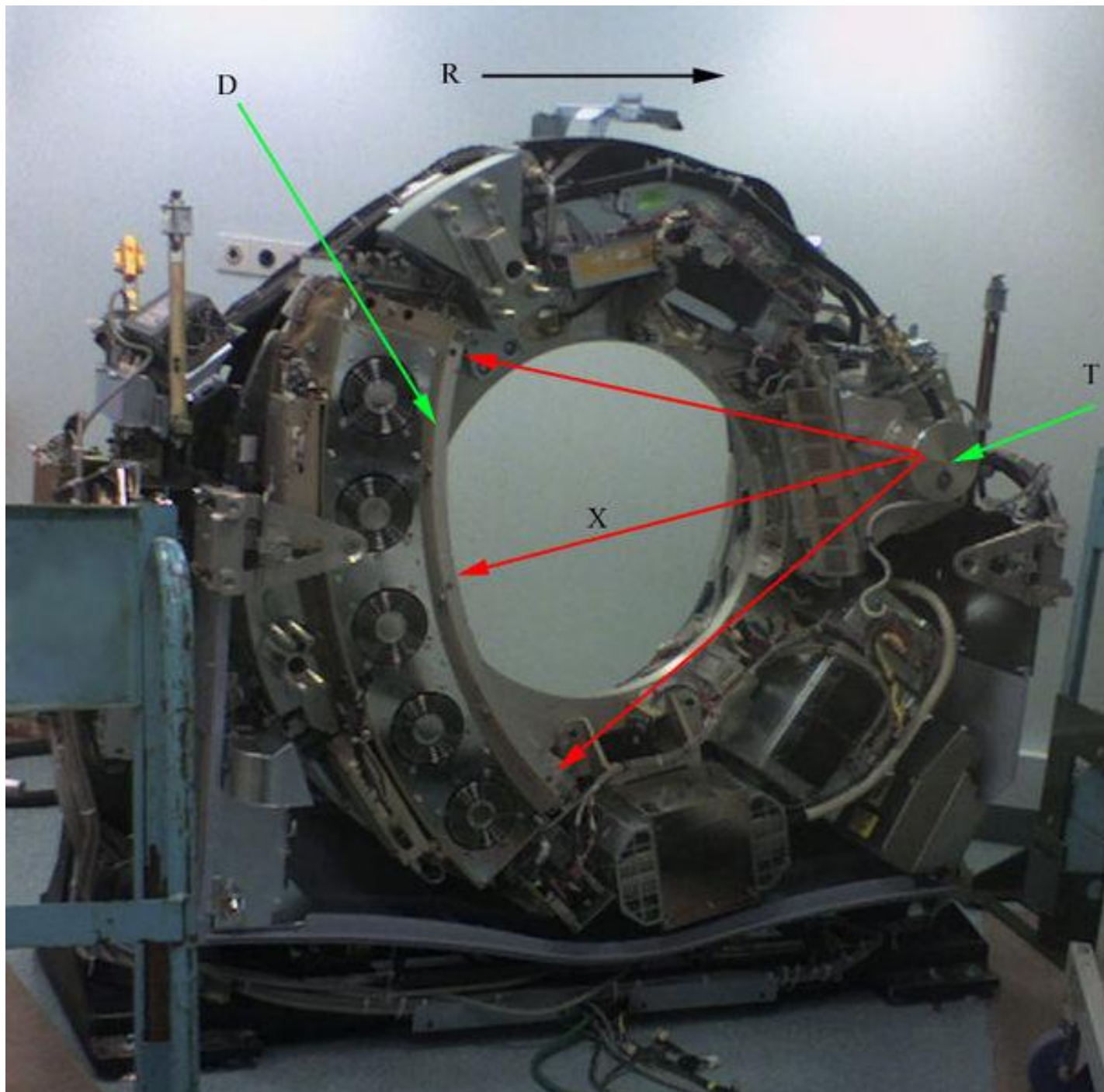


Схема помещений для компьютерного томографа



Гентри и стол пациента



- рентгеновская трубка;
- датчики;
- коллиматоры;
- фильтры;
- консоль стола и гентри;
- стол пациента.

Высоковольтный генератор

Обеспечивает рентгеновскую трубку необходимой энергией.

- корректирует методику для каждого конкретного случая, максимально уменьшая дозу облучения пациента и сохраняя необходимую мощность;
- позволяет приспособливать параметры сканирования к размерам тела пациента и протоколам исследования.



Вычислительная система



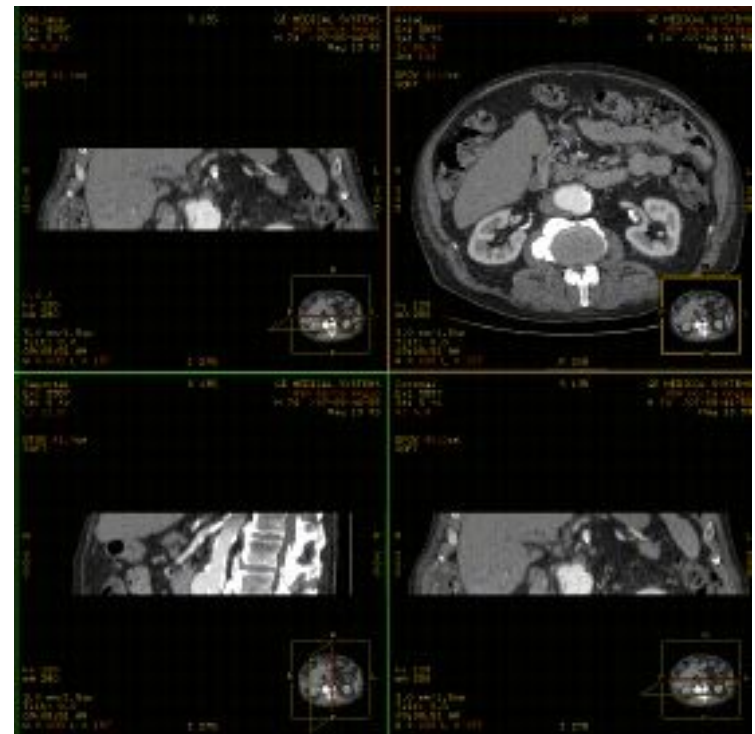
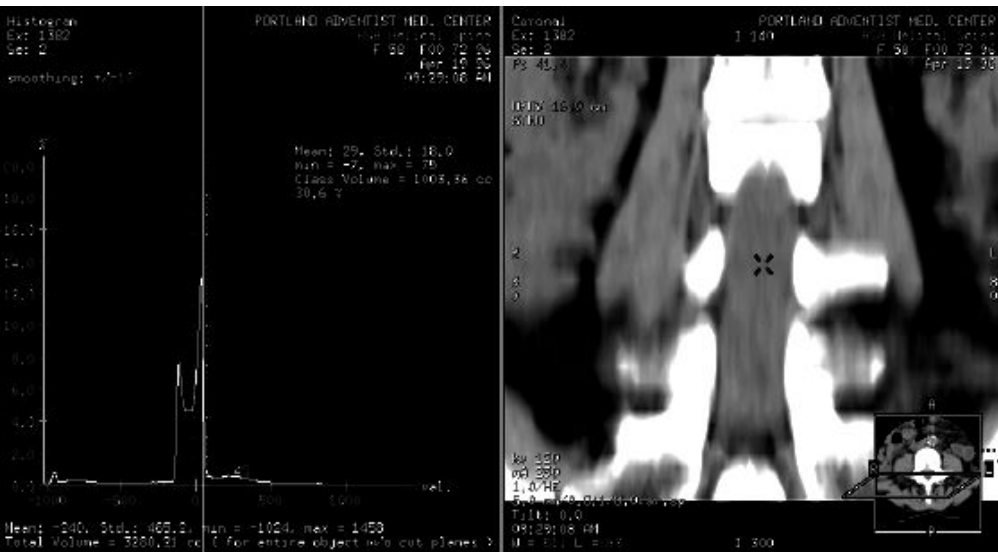
1/3 стоимости КТ-сканера Хранит цифровой сигнал в течение сканирования и реконструирует изображение после его окончания. Матрица изображения - 512x512 КТ-чисел или единиц Хаунсфилда. Компьютер осуществляет реконструкцию изображения, решая более 30 000 уравнений одновременно. В современных томографах программное обеспечение для обработки изображений во многом определяет их клиническую производительность и информативность регистрируемых данных и составляет 1/3 общей стоимости сканера. Компьютер получает сигнал в аналоговой форме и преобразовывает его в двоичный код, используя аналого-цифровой преобразователь. Цифровой сигнал хранится в течение сканирования что позволяет после его окончания реконструировать изображение в заданной плоскости.

Консоль оператора

Пульт управления отображением

используется для управления полученными данными и изображениями.

- функции отображения изображений (сетка, инверсия, аннотация, масштабирование, гистограммы контраста и сравнения с единицами Хаунсфилда, определение положения точек, измерение расстояний);
- реформатирование из сырых данных (используется для изменения DFOV, восстановления изображений, дифференциации тканей);
- контроль уровня и ширины окна.



Консоль оператора

Пульт управления сканированием

контролирует технические параметры:

- толщину среза;
- число срезов;
- угол наклона гентри;
- передвижение стола;
- запуск сканирования;
- регистрация пациента;
- FOV сканирования и отображения.



Технические факторы, влияющие на разрешение:

FOV сканирования - число детекторов, используемых для получения данных.

Поле обзора при отображении - определяет размер изображения на мониторе.

Толщина среза - уменьшает усреднение по объему.

Время сканирования- влияет на наличие артефактов движения на изображении.

Консоль стола пациента и гентри



Стол пациента

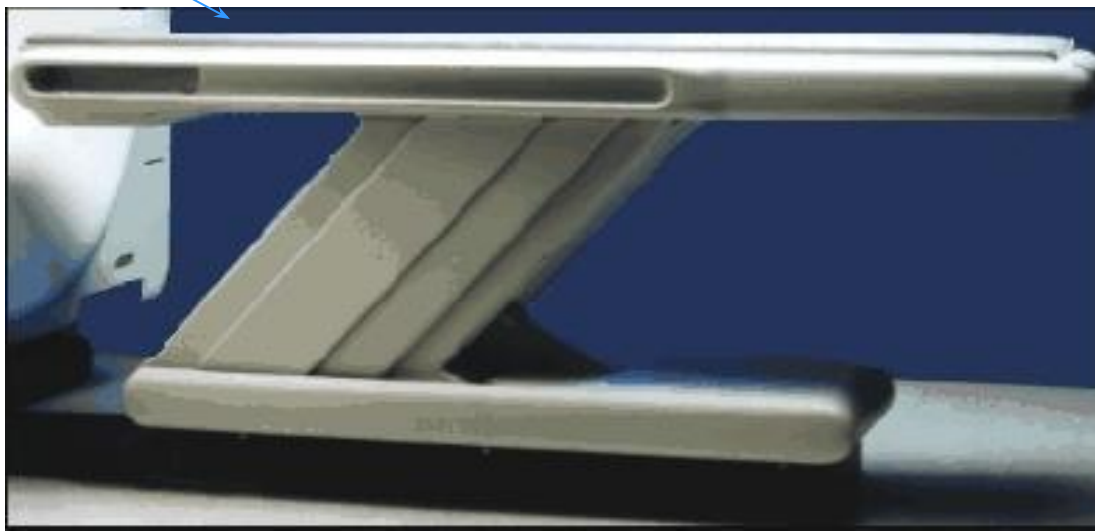


Схема рентгеновской трубки Кулиджа

Рентгеновское излучение создается рентгеновской трубкой, схема которой представлена на рис. 4. Источником электронов (катодом) служит вольфрамовая нить, нагреваемая током, под действием которого электроны "выкипают" с его поверхности. Затем они ускоряются разностью потенциалов в несколько десятков тысяч вольт и фокусируются на анод, сделанный из тугоплавкого материала с высоким атомным номером (например, вольфрама). При торможении быстрых электронов веществом анода (взаимодействии с его атомами) возникают электромагнитные волны в диапазоне длин волн от 10-14 до 10-7 м, называемые рентгеновским излучением, открытым в 1895 году немецким физиком Конрадом Вильгельмом Рентгеном. Выход рентгеновского излучения растет с атомным номером мишени. При этом 99% энергии электронов рассеивается в тепло, и лишь 1% освобождается в форме квантов.

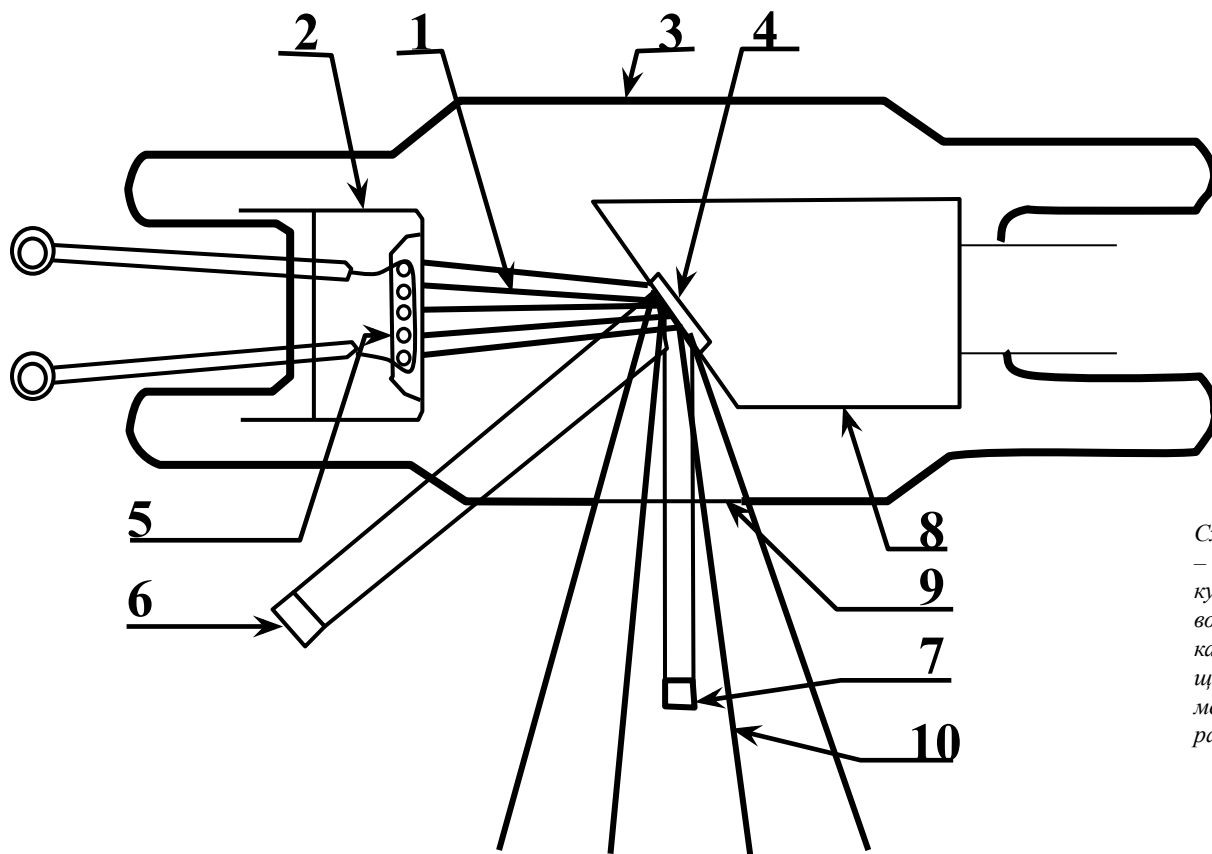


Схема рентгеновской трубки: 1 – пучок электронов; 2 – катод с фокусирующим электродом; 3 – стеклянный корпус; 4 – вольфрамовая мишень (антикатод); 5 – нить накала катода; 6 – реально облучаемая площадь; 7 – эффективное фокальное пятно; 8 – медный анод; 9 – окно; 10 – рассеянное рентгеновское излучение.

Современные рентгеновские трубки состоят из трех основных частей: стеклянного корпуса, обеспечивающего вакуум вокруг частей трубки, катода и анода. Анод должен быть сделан из материала, способного противостоят высоким температурам и имеющего высокий атомный номер (молибден, рений, вольфрам). В зависимости от способа охлаждения анода рентгеновские трубки бывают двух видов: стационарным или с вращающимся анодом.

Трубки со стационарным анодом использовались в первых сканерах; в них анод охлаждался маслом. Их недостатком было большое фокальное пятно, что давало высокое облучение пациента и низкое разрешение изображения. Трубки с вращающимся анодом имеют малое фокальное пятно и большее разрешение и могут создавать пульсирующий или непрерывный пучок лучей. Анод в них вращается со скоростью 3600-10000 об/мин и охлаждается воздухом. Рентгеновские трубки в современных КТ-системах имеют мощность 20-60 кВт при напряжении 80-140 кВ. При максимальных значения мощности во избежание перегрева трубки такие системы могут работать ограниченное время; эти ограничения определяются свойствами анода и генератора. Современные системы с несколькими рядами детекторов и эффективным использованием ресурса трубки практически сняли эти ограничения. Сила тока на трубке также может устанавливаться в пределах от 10 мА до 440 мА, что позволяет добиться оптимального соотношения между качеством изображения (уровнем шума) и дозой облучения пациента. В компьютерном томографе рентгеновская трубка совместно с системой коллимирования создает узкий веерообразный пучок лучей, угол расхождения которого составляет 30°–50°.

Ослабление рентгеновского луча при прохождении через объект регистрируется детекторами, преобразующими регистрируемое рентгеновское излучение в электрические сигналы. Затем эти аналоговые сигналы усиливаются электронными модулями и преобразуются в цифровые импульсы. Некоторые материалы оказываются очень эффективными для преобразования рентгеновского излучения. Например, Siemens использует UFC-детекторы (сверхбыстрые керамические детекторы), которые благодаря хорошим свойствам материала дают превосходное качество изображения. Чаще в КТ используются два типа детекторов – люминесцентные и газовые.

Основными параметрами детекторов, используемых в КТ

1. **Эффективность** -насколько хорошо детекторы могут обнаруживать фотоны);
 - эффективность фиксирования - насколько хорошо детектор может регистрировать фотоны, зависит от размера и расстояния между ними.
 - эффективность преобразования - % фотонов, падающих на детектор, который вызывает сигнал в детекторе;
2. **Стабильность** -динамическая устойчивость детекторов и недостаток движения;
3. **Время ответа** (мкс) - время на обнаружение события, восстановление и обнаружение следующего события .
4. **Динамический диапазон** - отношение наибольшего сигнала, способного быть измеренным, к наименьшему сигналу, способного быть измеренным.

В современных томографах внутренняя схема коммутации на полевых транзисторах позволяет динамически выбирать режим работы детекторов. Форма пучку рентгеновских лучей придается с помощью специальных диафрагм, называемых коллиматорами, которые бывают двух видов. Коллиматоры источника расположены непосредственно перед источником излучения (рентгеновской трубкой); они создают пучок более параллельных лучей и позволяют снизить дозу воздействия на пациента.

Коллиматоры детекторов расположены непосредственно перед детекторами и служат для снижения излучения рассеивания и сокращения артефактов изображений. Эти коллиматоры служат для определения толщины среза (ограничения области, рассматриваемой датчиками) и качества профиля среза.

Фильтры обеспечивают равномерное распределение фотонов поперек рентгеновского луча и уменьшают суммарную дозу облучения, удаляя более мягкое излучение. Обычно они сделаны из алюминия, графита или тефлона.

Коллиматоры (коллимирующая система)

необходимы для сокращения дозы воздействия на пациента и увеличения качества изображения путем сокращения рассеивания излучения.

Коллиматор на трубке создает пучок более параллельных лучей. Дизайн влияет на размер фокального пятна.

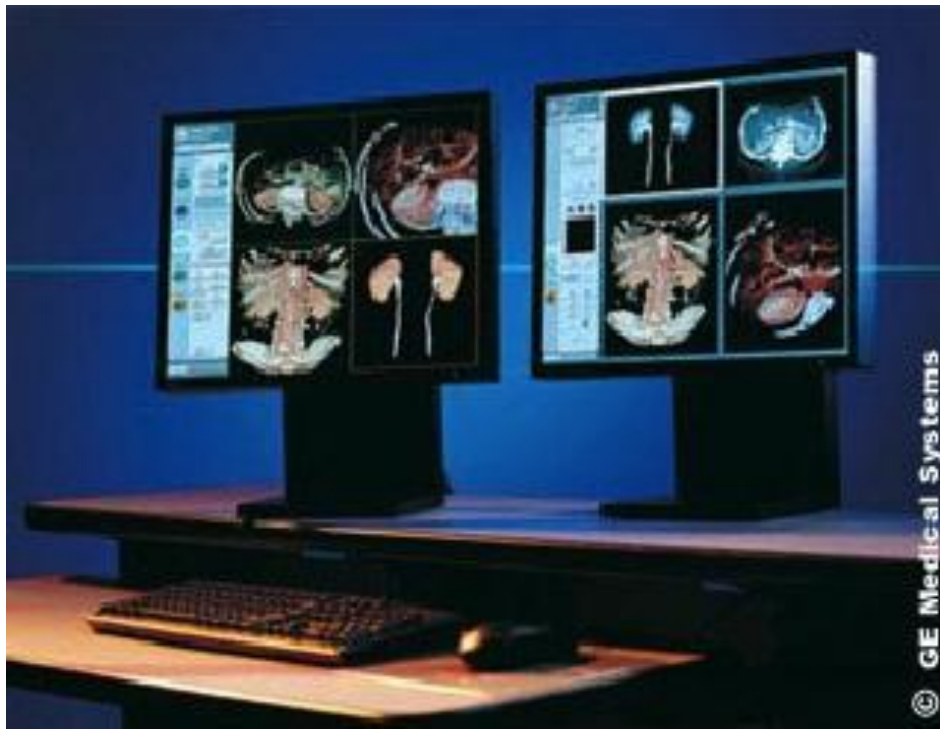
Коллиматор перед датчиком ограничивает область, рассматриваемую датчиком. Уменьшает излучение рассеивания на датчик. Ширина апертуры помогает определять толщину среза.

Фильтры

обеспечивают равномерное распределение фотонов поперек рентгеновского луча. Уменьшает суммарную дозу облучения, удаляя более мягкое излучение.

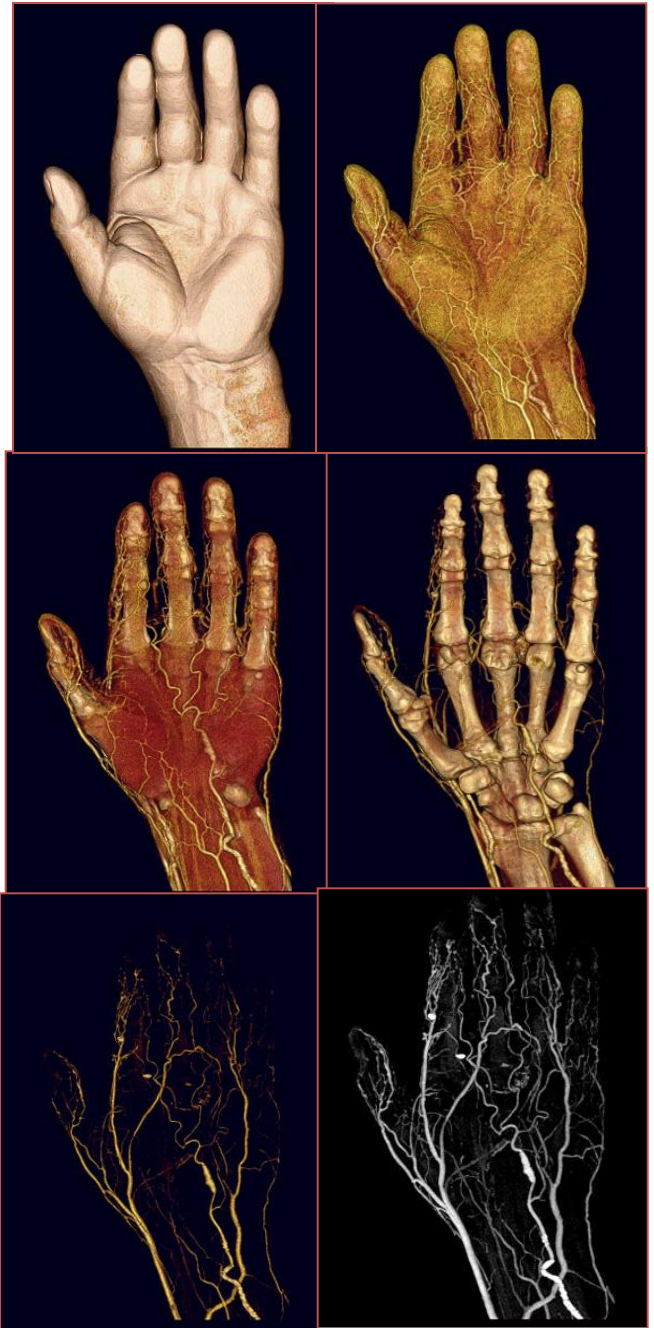
Обычно фильтры сделаны из алюминия, графита или тефлона. Может быть в форме клина, изогнутого или плоского.

Рабочая станция



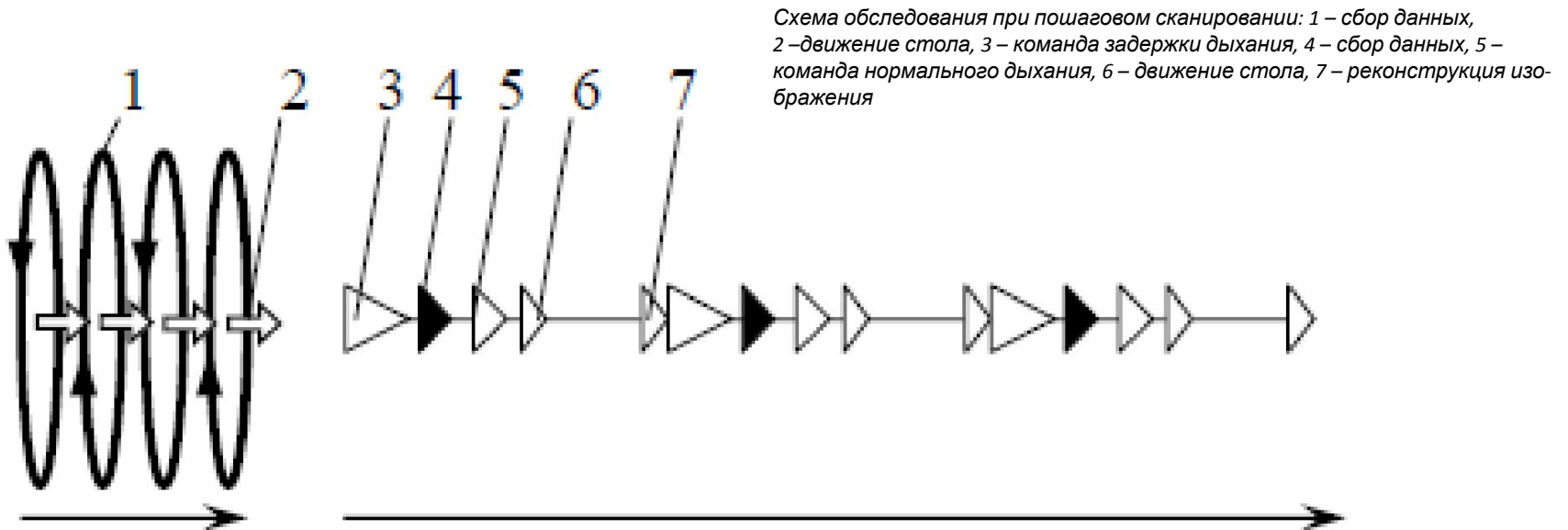
- выполнение 3D-реконструкций в различных режимах;
- функции обработки изображений;
- архивация данных;

Toshiba Medicals



Существует два способа сбора данных в компьютерной томографии: пошаговое и спиральное сканирование.

Самым простым способом сбора данных является **пошаговая КТ**, для которого можно выделить две основные стадии: накопление данных и позиционирование пациента. На стадии накопления данных (1с или менее) пациент остается неподвижным и рентгеновская трубка вращается относительно пациента для накопления полного набора проекций в предварительно определенном месте сканирования. На стадии позиционирования пациента (более 1с) данные не накапливаются, а пациент перемещается в следующее положение сбора данных. Изображение реконструируют по полному набору данных.



Движение пациента во время сбора данных при различных положениях трубки вызывает артефакты изображений и ограничивает области диагностического применения.

Более сложным является **винтовое (спиральное) сканирование**, которое стало возможным благодаря появлению конструкции гентри с кольцом скольжения, позволяющим трубке и детекторам вращаться непрерывно. Первой идею спирального сканирования запатентовала японская фирма TOSHIBA в 1986 г. В 1989 группа ученых под руководством Т. Katakura выполнила первое клиническое исследование на спиральном КТ. Достоинство спиральной КТ заключается в непрерывном накоплении данных, осуществляемом одновременно с движением пациента через раму

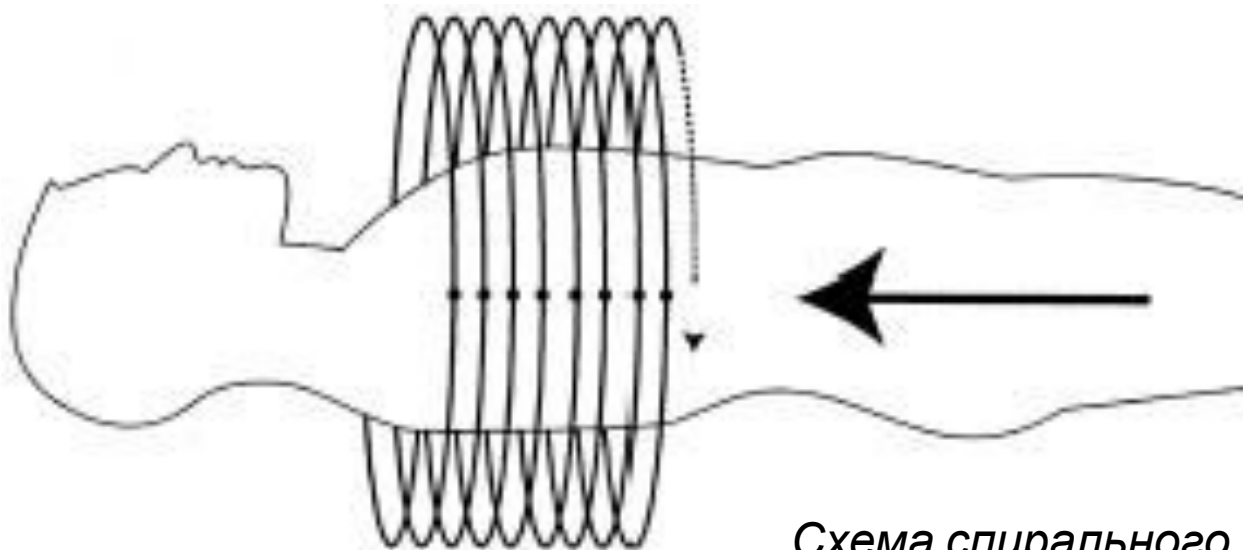


Схема спирального сканирования

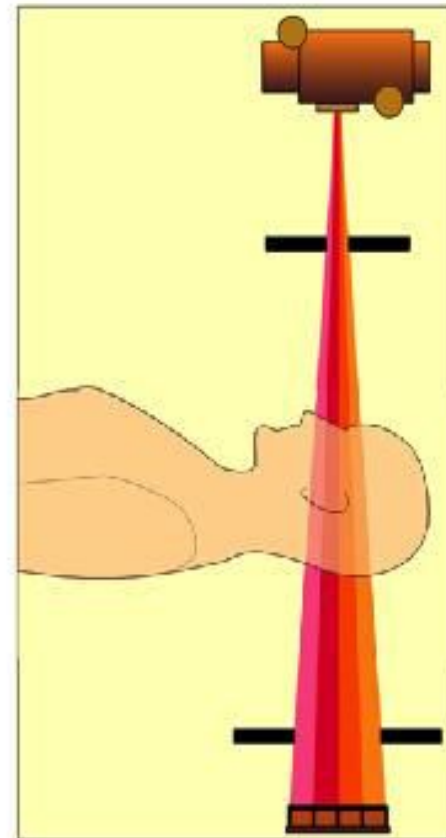
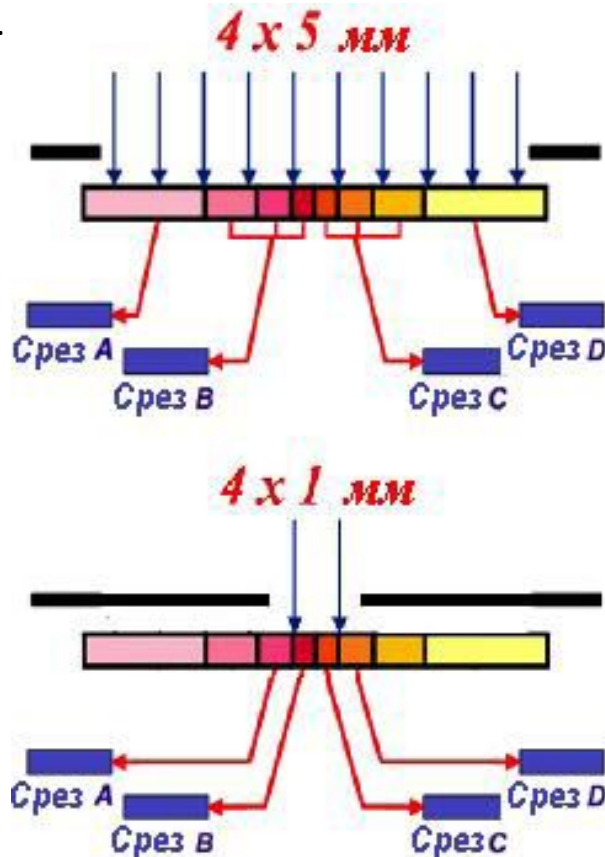
Расстояние перемещения пациента за оборот рамы соответствует скорости движения стола. Поскольку данные накапливаются непрерывно, рабочий цикл в спиральной КТ близок к 100%, а отображение изображаемого объема происходит быстрее. Обычно при реконструкции изображений в спиральной КТ используются алгоритмы интерполяции, которые позволяют выделить из общего набора данные, необходимые для построения изображения отдельного среза при каждом положении стола. Различают **два алгоритма реконструкции**: 360° - и 180° -линейные интерполяции.

В алгоритме 360° интерполяции используется 360° -периодичность сбора данных, поскольку данные, полученные при повороте на 360° , будут идентичны при условии отсутствия движения пациента, постоянных шумах и других ошибках. Он использует два набора данных, полученных при повороте на 360° , для оценки одного набора проекций в заданном положении. Алгоритм 180° интерполяции (или алгоритм экстраполяции), использует 180° -периодичность сбора данных, считая два измерения вдоль одной и той же дорожки, но в противоположных направлениях (поворот на 180°) одинаковыми при условии отсутствия движения пациента, изменения шумов и других ошибок. Для получения изображения каждого среза используется два набора данных. В последнее десятилетие активно разрабатываются многосрезовые КТ-сканеры, позволяющие сделать следующий шаг для повышения скорости исследования. В этих томографах детекторы расположены в несколько рядов, что позволяет одновременно получать несколько срезов с различным положением по оси z .

Первые многослойные КТ появились в 1992 году и позволили наглядно оценить следующие преимущества:

- более высокое пространственное разрешение по оси Z;
- более высокую скорость исследования;
- получение изображения большего объема при заданных параметрах;
- рациональное использование ресурса трубки.

Использование N-рядов детекторов позволяет разделить исходный рентгеновский пучок на N пучков (апертура каждого ряда детекторов равна $1/N$ полной коллимации пучка). В многослойной КТ системе разрешение по оси Z (толщину среза) определяет коллимация ряда детекторов (рис. 10). В многослойной томографии пучок лучей не только расширяется в плоскости рамы, но и отклоняется от нее. Эта геометрия называется конусным пучком и приводит к специальным алгоритмам реконструкции.



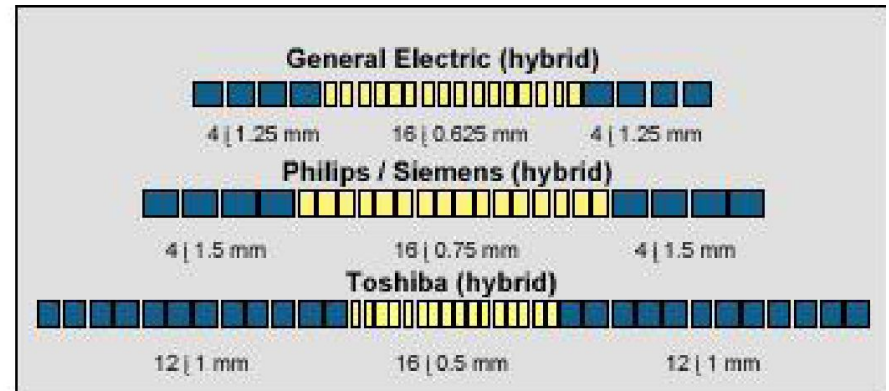
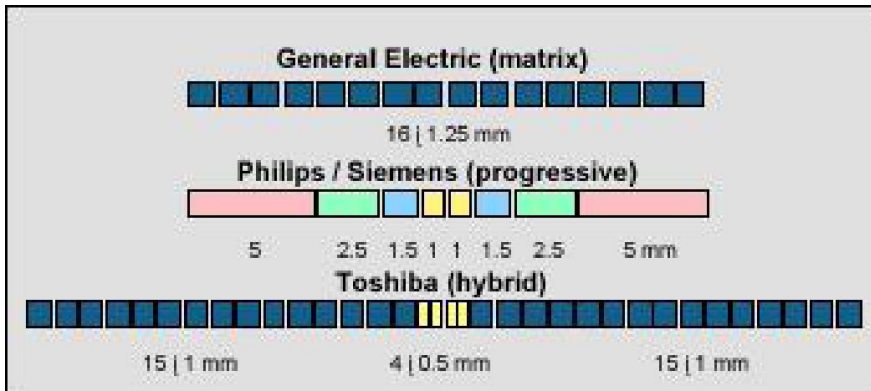
Поскольку сканер имеет относительно небольшое количество рядов детекторов и, соответственно, относительно малую конусность луча, для реконструкции изображения можно использовать алгоритмы, разработанные для пучка параллельных лучей.

Толщина среза при многослойном сканировании выбирается комбинацией смежных рядов детекторов с помощью коллимирующей системы. Следует отметить, что можно реконструировать срез с толщиной большей, чем установленная в процессе сканирования, но не наоборот.

Существует несколько конструкций 4-срезовых КТ, отличающихся числом рядов детекторов, их размером и общей шириной матрицы. Универсальная конструкция матрицы, применяемая в томографах GE, позволила использовать те же детекторы и в 8-срезовом томографе, разработанном в 2001 году с большим числом перегородок. Конструкция была

усовершенствована фирмами Philips и Siemens, сокративших число перегородок между рядами и таким образом улучшивших геометрическую эффективность матрицы. Гибридная конструкция, разработанная фирмой Toshiba, была единственной, позволяющей получать данные с толщиной среза менее 1 мм, однако требовала большего числа перегородок. Toshiba предложила 4-срезовое сканирование с общей шириной 32 мм.

Расположение детекторов в 4-срезовом (а) и 16-срезовом (б) КТ



В 16-срезовых томографах все производители использовали гибридную матрицу, позволяющую получать данные в 16-срезовом режиме с толщиной среза менее 1 мм. Модели отличаются размером детектора и общей шириной матрицы, а каждый производитель утверждает, что разработал оптимальную конструкцию. Вопрос об оптимальности конструкции зависит от всех учитываемых параметров (разрешения по оси z , исследуемого объема, дозы) и является результатом компромиссного решения. Это становится очевидным в кардио-исследованиях, самых требовательных в КТ.

При спиральном сканировании необходимо указать шаг спирали p или питч (pitch). Численно питч равен отношению перемещения s стола за время полного поворота рамы, к толщине D отдельного среза и позволяет оценить число смежных срезов, получаемых при перемещении стола за один поворот рамы:

$$p = \frac{N \cdot s(\text{мм})}{D(\text{мм})}$$

В многослойной спиральной КТ для уменьшения избыточных измерений и улучшения эффективности z -выборки полного набора данных важно правильно выбрать питч, поскольку данные вдоль выбранной траектории могут быть неоднократно измерены различными рядами детекторов.

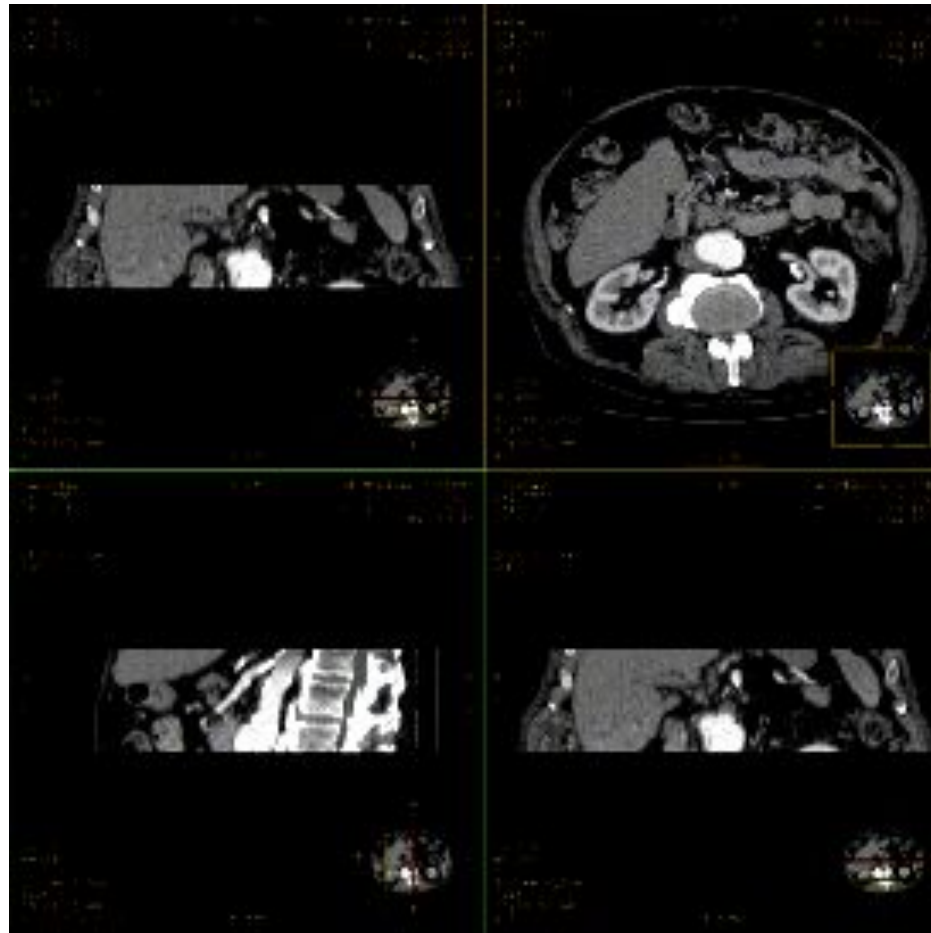
В однослойном спиральном сканировании, луч описывает вокруг пациента спираль, каждая точка которой представляет набор проекций луча. Как сказано выше, данные о проекции представлены с периодичностью 180° , т.о. два измерения вдоль одной дорожке в противоположных направлениях были бы идентичны при постоянных внешних факторах. Шаг по оси Z при 360° интерполяции равен s или pD , в то время как при 180° интерполяции он равен $s / 2$ или $(p / 2)D$. Это объясняет, почему 180° -интерполяции дает лучшее качество изображения, чем 360° -интерполяции. Кроме того, изменение скорости стола вытянет или сожмет обе спирали, но не изменит однородность ее структуры. При многослойном спиральном сканировании для каждого ряда детекторов будет создан набор проекций. Питч выбирается таким, чтобы дополнительная проекция одного ряда не накладывалась на исходную или дополнительную проекцию другого ряда.

Многослойная спиральная реконструкция состоит из следующих шагов:

1. оценки набора данных для заданного положения среза;
2. реконструкция среза по полученным данным с использованием алгоритма пошаговой реконструкции.

Оценка полученных вдоль выбранной траектории данных получена средневзвешенной интерполяцией данных от всех рядов детекторов, находящихся на этой траектории, при пренебрежимо малом сдвиге положения среза, вызванном перемещением стола. Вклад коэффициента усреднения тем больше, чем ближе z-положение измерения к положению среза.

Некоторые компьютерные алгоритмы
Multi planar volume reformatting (MPR)



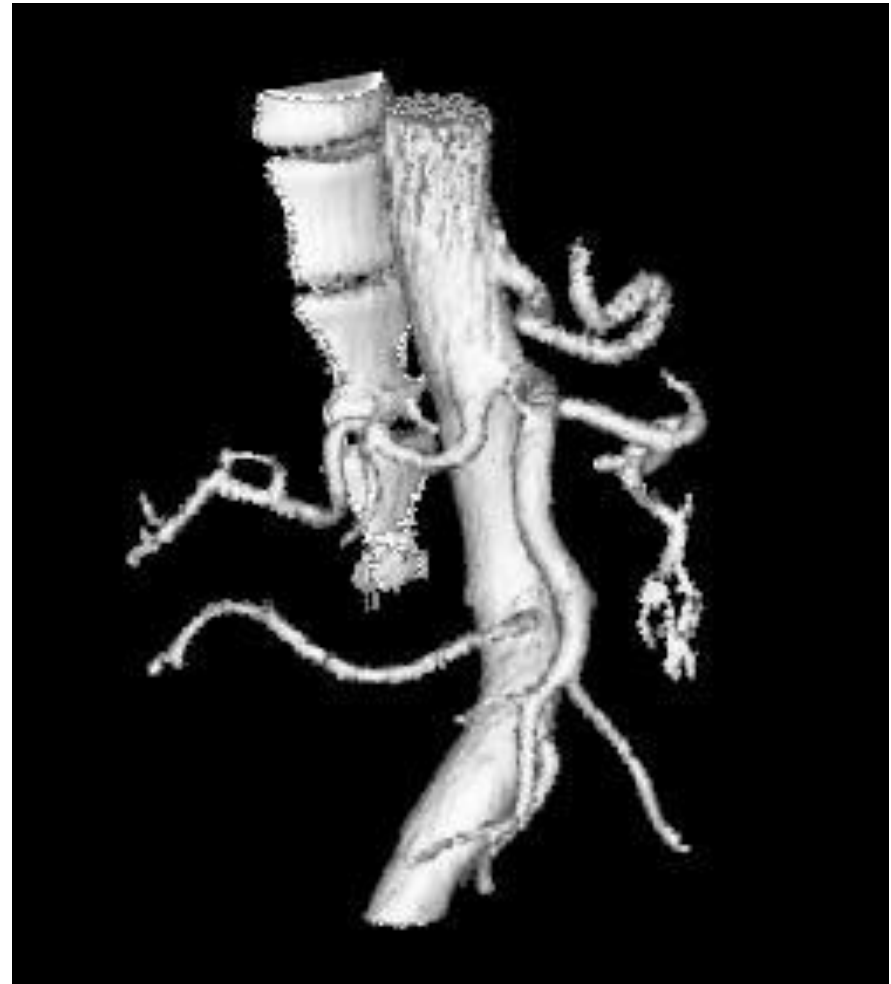
Отображение элементов с заданной локализацией (расчет произвольного сечения объекта).

Некоторые компьютерные алгоритмы *Maximum intensity projection (MIP)*



Алгоритм отбирает примерно 10% самых ярких элементов, что снижает шум на результирующем изображении.

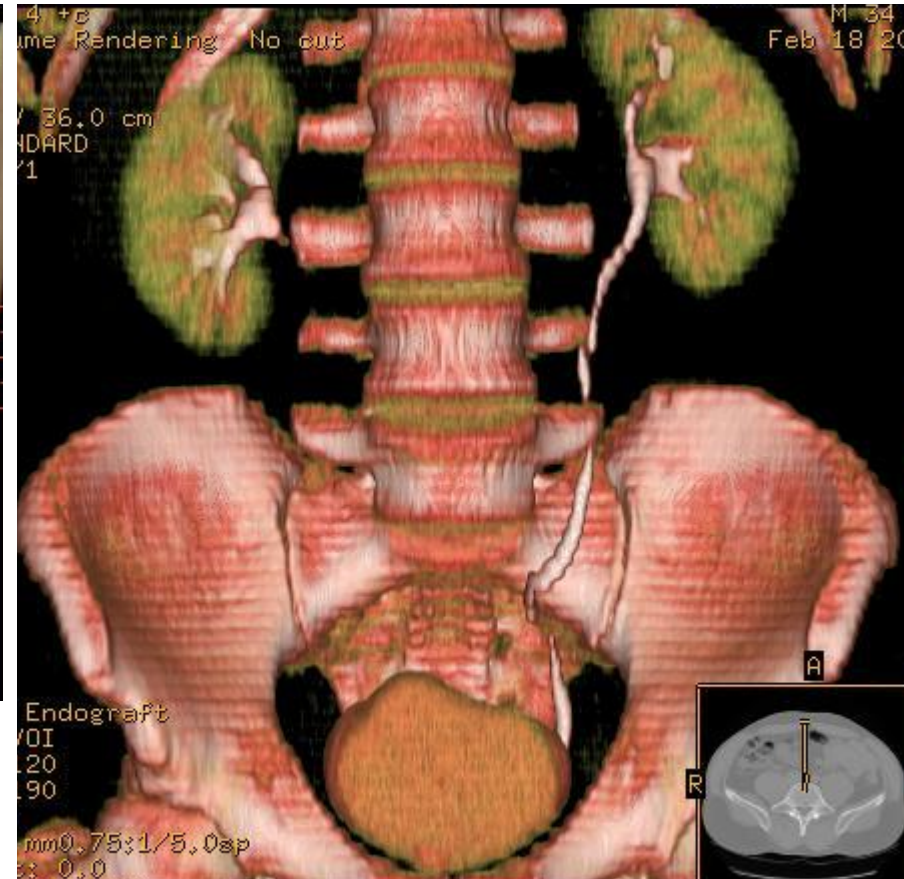
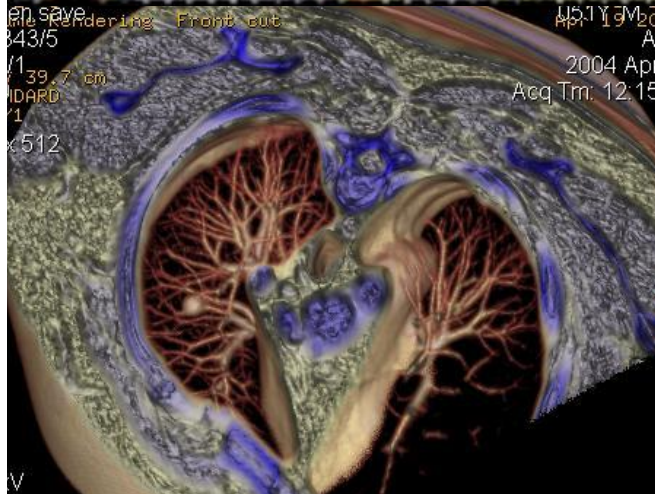
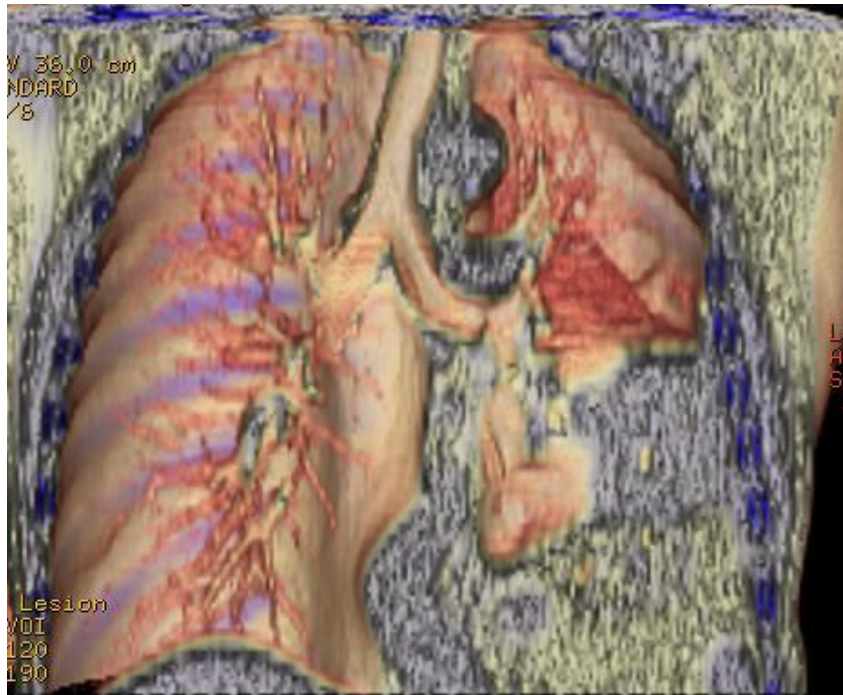
Shaded surface display (SSD)



Отбор по интенсивности граничных элементов. Модификация оттенков серого цвета в соответствии с глубиной тени и учетом положения источника света.

Некоторые компьютерные алгоритмы

Interactive volume rendering (IVR/VR)



Цвет, яркость и прозрачность пикселей присваиваются с учетом локализации и интенсивности сигнала.

Некоторые компьютерные алгоритмы

Для конкретного числа рядов детекторов и заданного диапазона питчей могут быть разработаны специальные **алгоритмы спиральной интерполяции**, эффективно реализуемые и правильно обрабатывающие набор избыточных данных. Реконструкция изображений с различной толщиной среза привела к появлению нового **алгоритма спиральной реконструкции**, названного **алгоритмом z-фильтрации** или **алгоритмом реконструкции с переменной толщиной среза**. Он содержит параметры разрешения реконструируемого изображения по оси Z для контроля толщины среза и устранения шумов и артефактов. Данный алгоритм основан на линейной интерполяции, путём формирования среза, состоящего из отдельных срезов, реконструированных с помощью алгоритма линейной интерполяцией, и позволяет создавать из отдельного КТ сканирования наборы изображений, представляющих срезы с различной толщиной, уровнем шума и артефактами, в зависимости от конкретных прикладных задач.

Современные многосрезовые КТ-сканеры имеют до 64 рядов детекторов и обеспечивают высокое изотропное разрешение изображений, позволяя реконструировать полученные данные в произвольных плоскостях и повысить информационную составляющую проведенного исследования. Например, томограф Somatom Sensation 64-slice (Siemens) позволяет проводить исследования с изотропным разрешением 0,24 мм. При этом время одного оборота трубки составляет 0,33 с, а скорость движения стола – 87 мм/с. Подобная система Brilliance-64, производства Philips, делает возможным получение 64 срезов, толщиной 0,625 мм. При этом изотропное разрешение составляет 0,34 мм, а один оборот трубки занимает 0,4 с. Подобные системы позволяют проводить исследование с высокой разрешающей способностью и наиболее часто используются в кардиологии, пульмонологии, исследованиях сосудистой системы.



Качество изображения

1. Пространственное разрешение - способность видеть маленький плотный объект в области с различной плотностью (степень пятнистости изображения). Зависит от коллимации, размеров датчика, пиксела, фокального пятна.

2. Контрастность (контрастное разрешение) - способность показывать маленькие изменения контрастности тканей больших объектов. Ограничено шумом, который дает гранулированное проявление.

3. Шум и пространственная однородность - различные КТ-числа вокруг среднего значения ткани с однородной плотностью. Вызывается недостатками прохождения фотонов через ткань.

Виды: квантовый - ограничение фотонов, достигающих датчиков;

электронный - электрическое взаимодействие в самой системе;

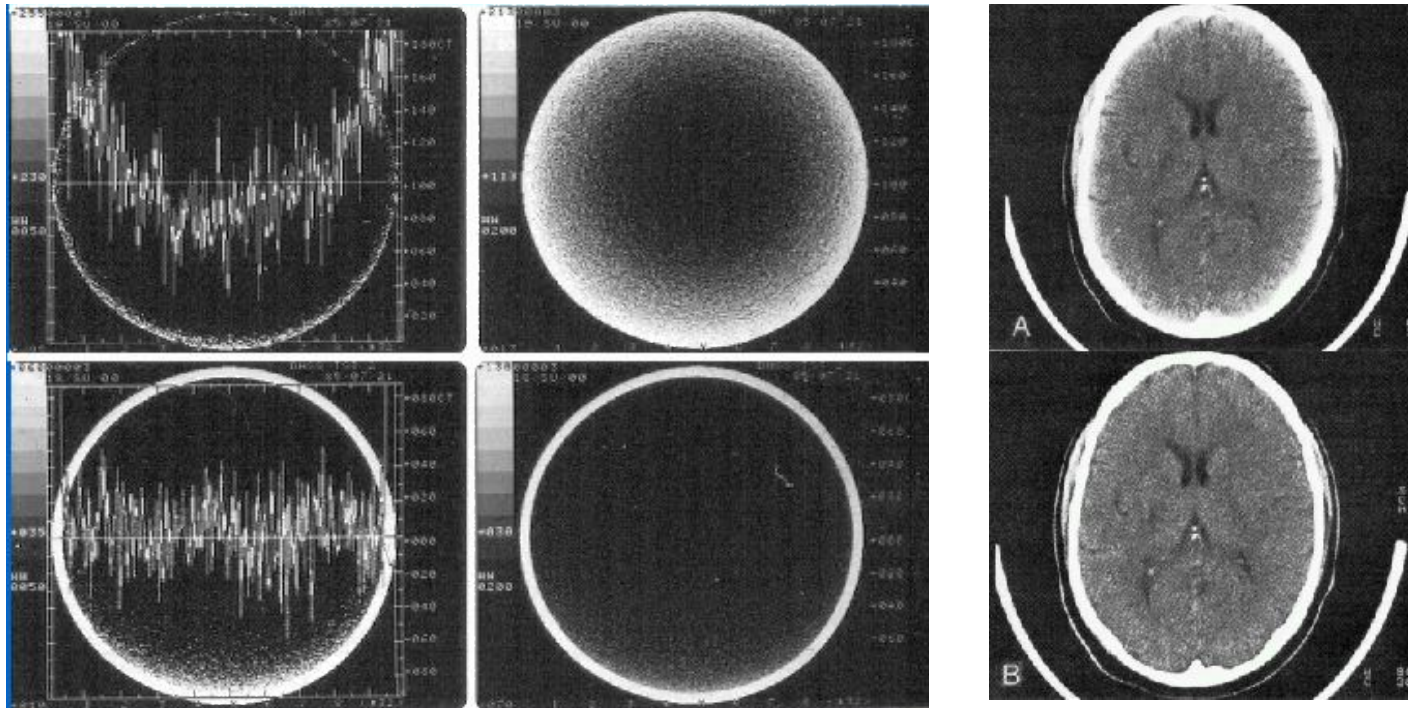
вычислительный - математические приближения, усреднения;

лучевой - вызван рассеиванием излучения.

4. Линейность - относится к последовательности КТ-чисел для той же самой ткани через какое-то время. Из-за дрейфа КТ-чисел, сканеры надо часто калибровать.

5. Артефакты

Артефакты увеличения жесткости излучения

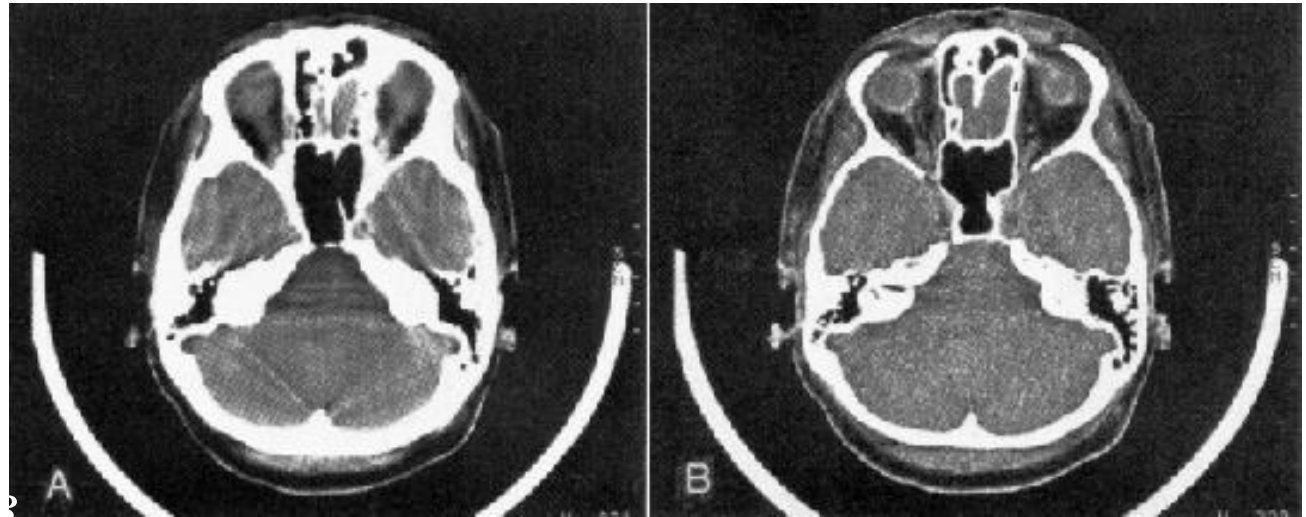


Проявляется в виде темных зон или вспышек вблизи толстых костей.

Причина возникновения: из-за более высокого коэффициента ослабления в биологическом материале увеличивается значение энергии при прохождении через объект, т.е. поглощается слишком много фотонов с низкой энергией.

Устранение: предварительная обработка данных или последующая обработка восстановленного изображения.

Эффект частичного объема



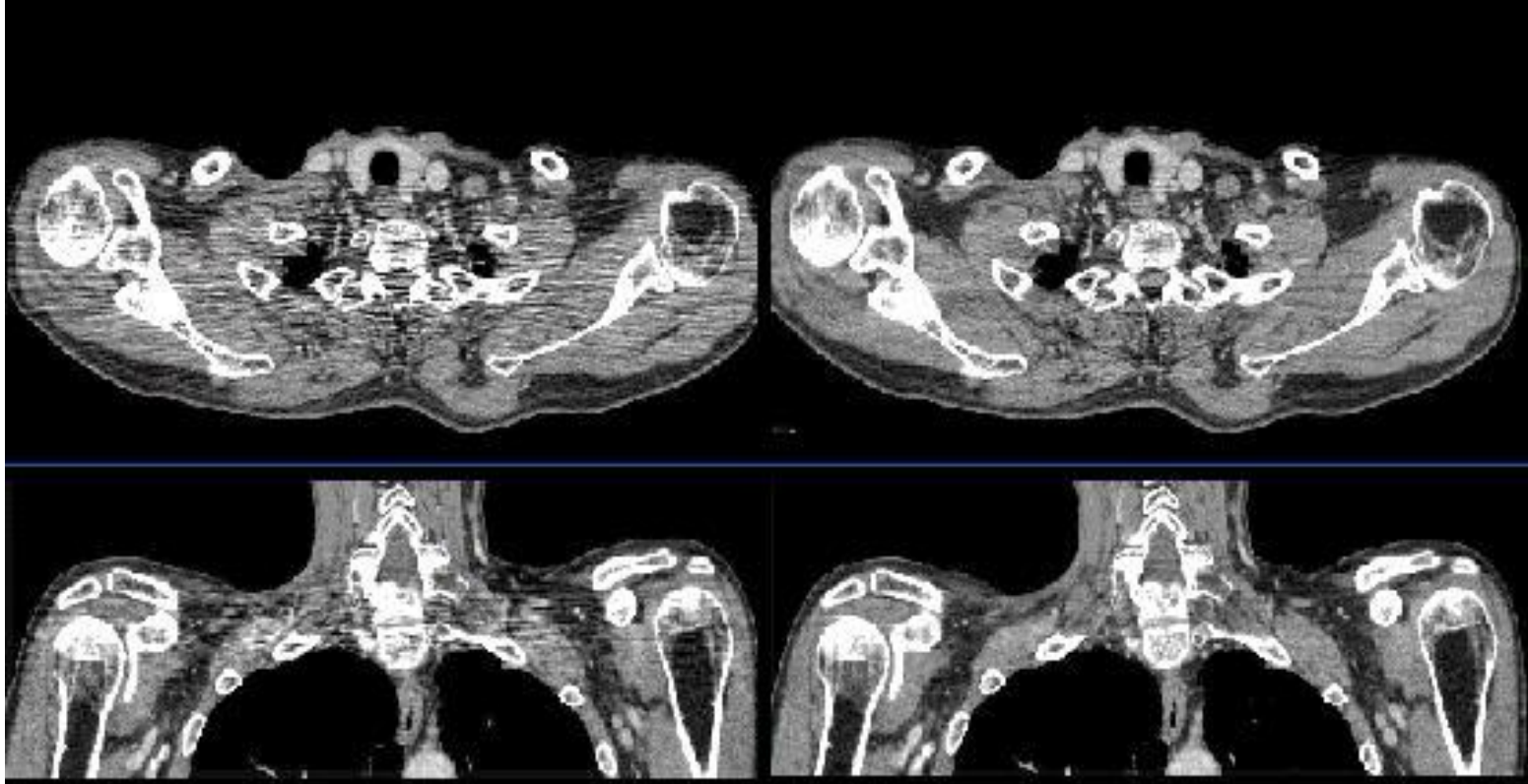
Толстый срез

Тонкий срез

Причина возникновения: усреднение КТ-чисел, когда несколько различных структур присутствуют в одном срезе (когда объект частично проецируется на сканируемый срез).

Устранение: сканирование более тонкими срезами.

Артефакты рассеивания

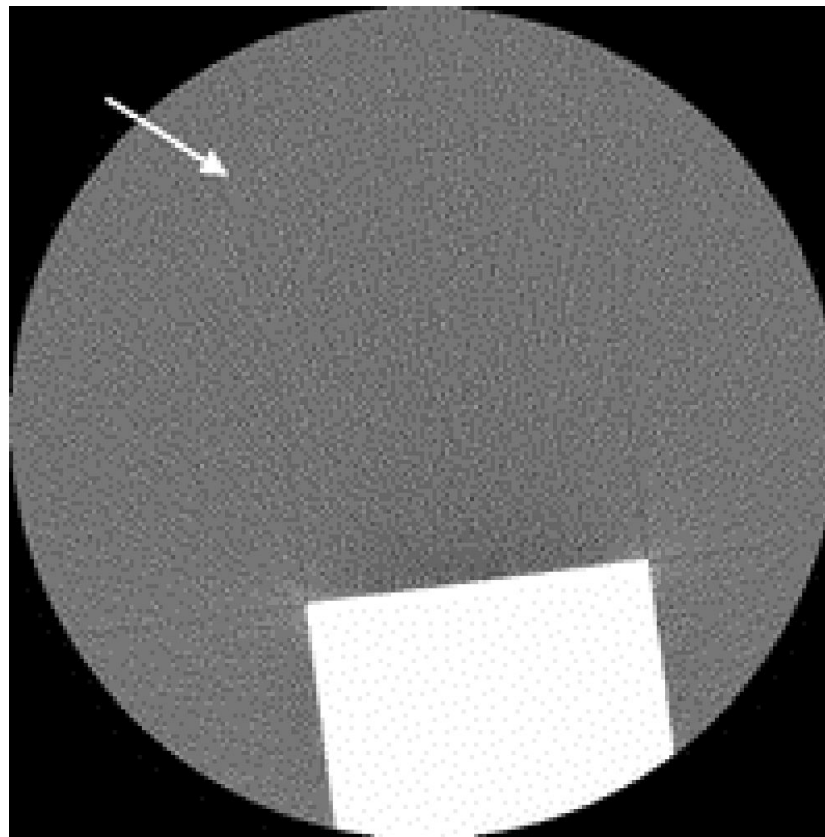


Представлены на изображении как полосы по одному из направлений.

Причины возникновения: рассеиваемый фотон проходит не параллельно рентгеновскому лучу, к которому он принадлежит.

Устранение: использование точно коллимированных датчиков, т.е. датчиков, которые обнаруживают только фотоны, идущие из одного источника.

Артефакт подвыборки

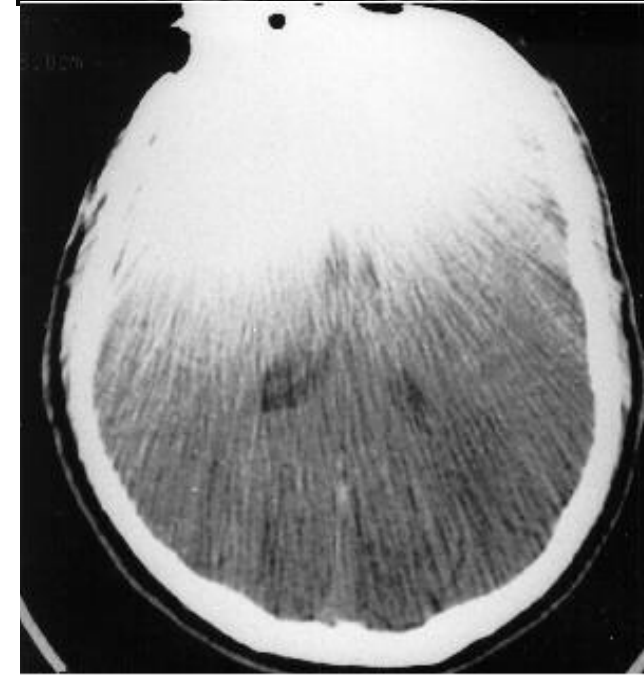
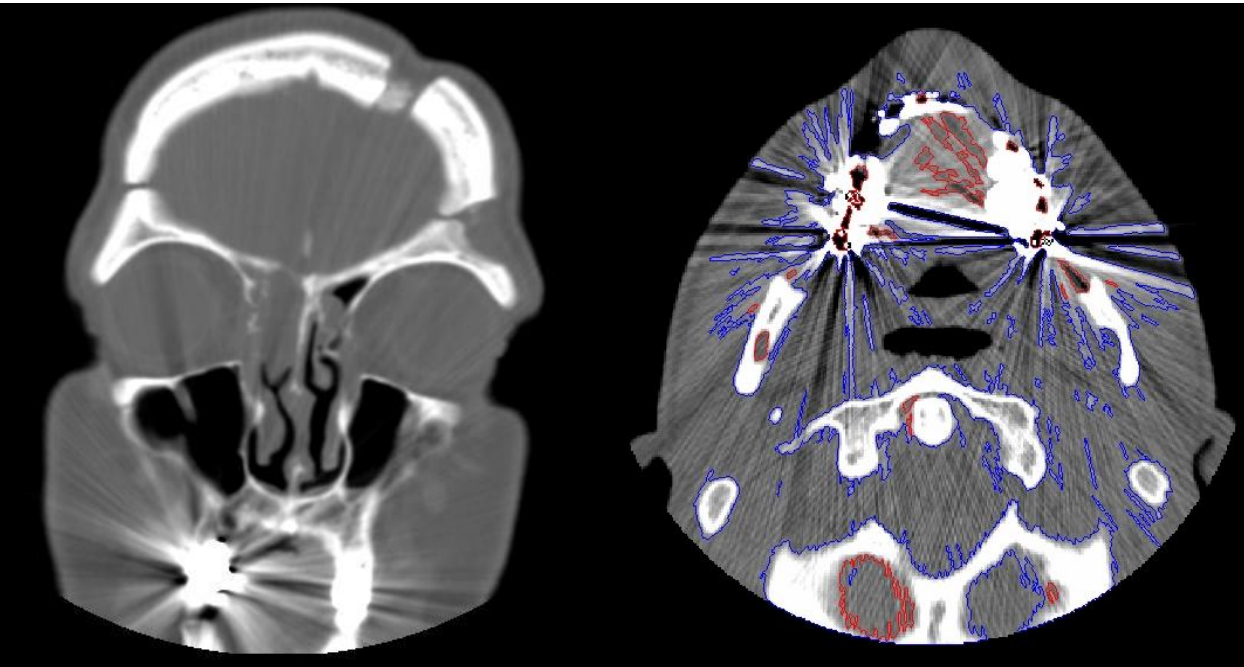


Проявление: тонкие полосы, отходящие от края плотной структуры.

Причины возникновения: большой интервал между проекциями.

Устранение: увеличение числа проекций, использование специализированных методов повышения разрешения.

Артефакты от металла

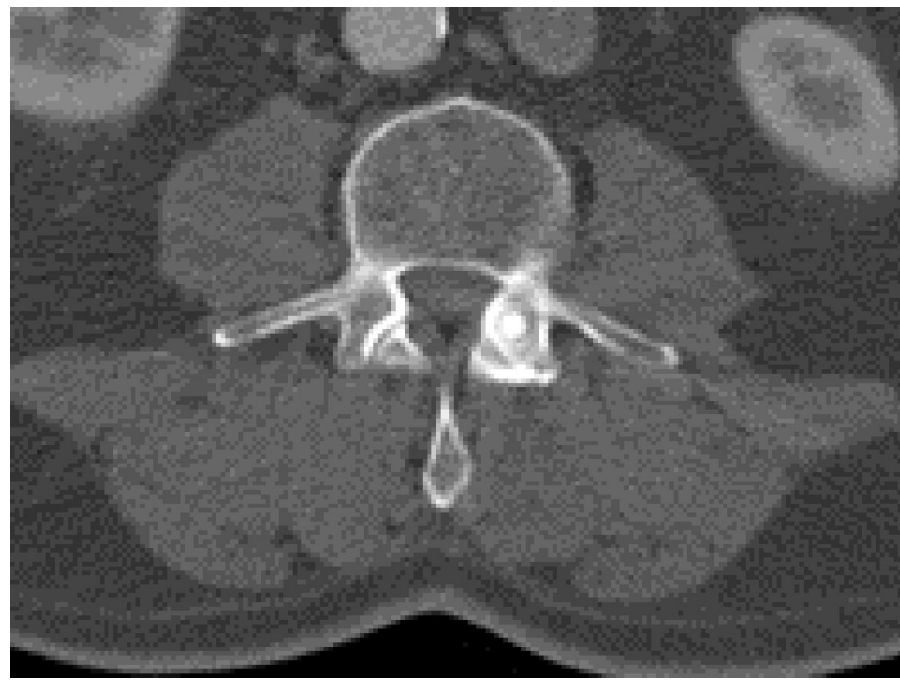
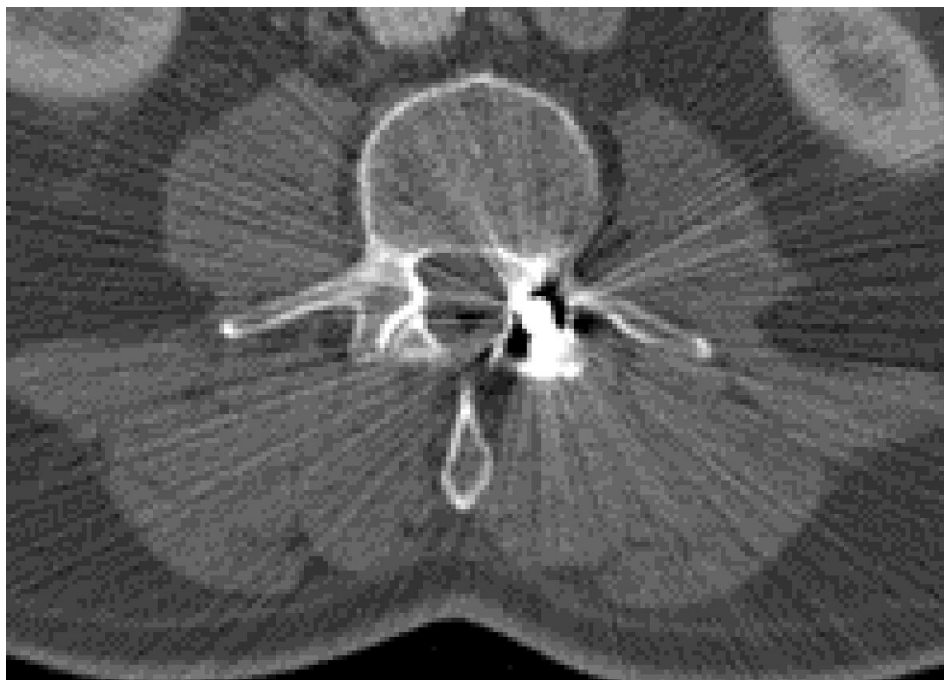


Проявление: полосы или «звезды» на изображении.

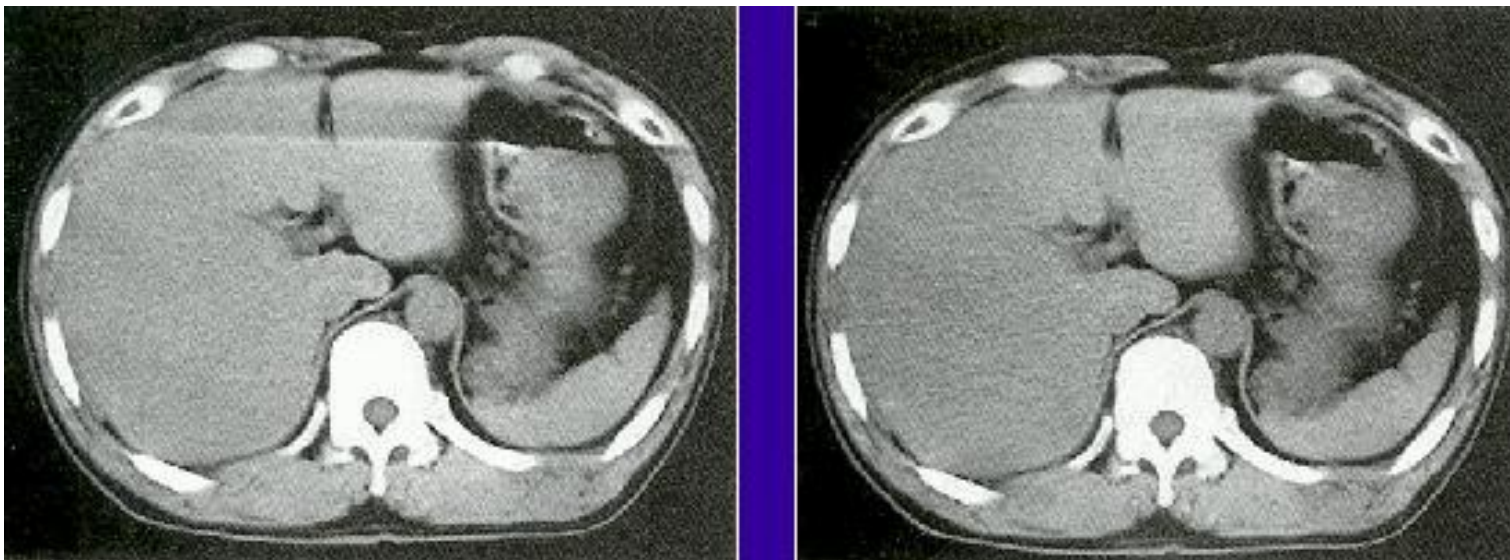
Причины возникновения: ослабление луча.

Устранение: использование специального ПО.

Артефакты от металла



Артефакты движения



Проявление: полосы на изображении

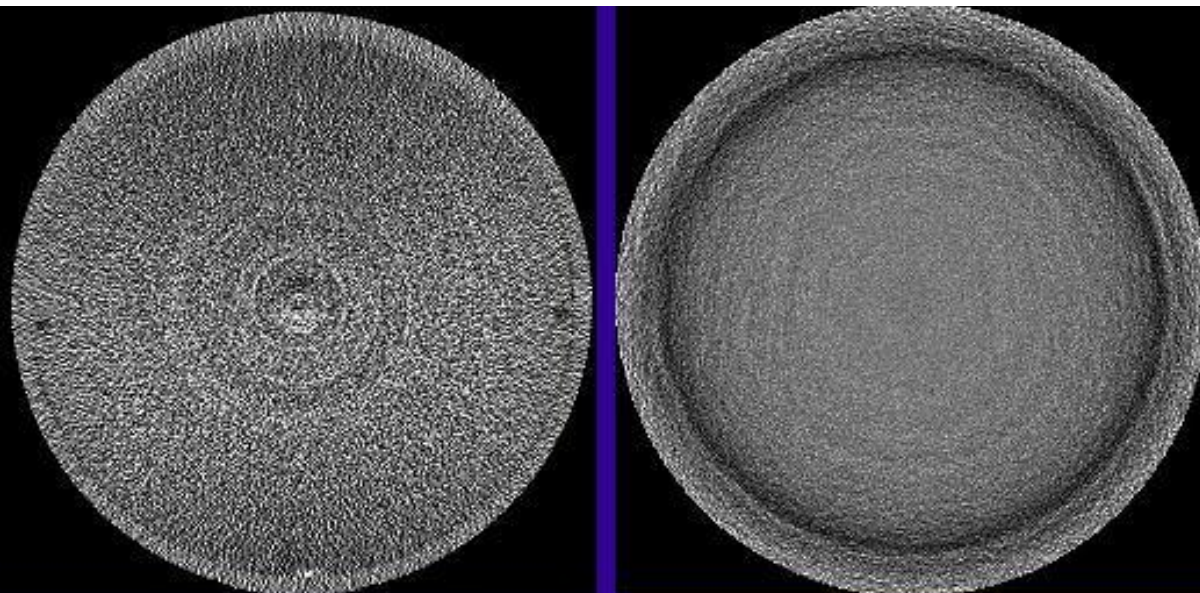
Устранение: - применение специализированного ПО;

- уменьшение времени сканирования;

- усреднение по нескольким проекциям;

- устранение движений.

Круговые артефакты



**Фантом,
заполненный водой**

Воздух

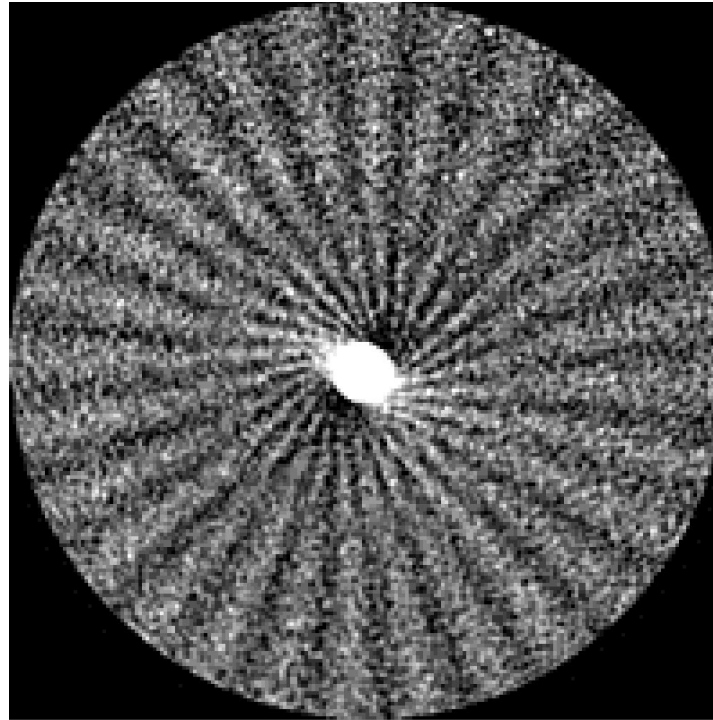


Головной мозг

Причина возникновения: нарушение работы детекторов.

Устранение: калибровка КТ-сканера.

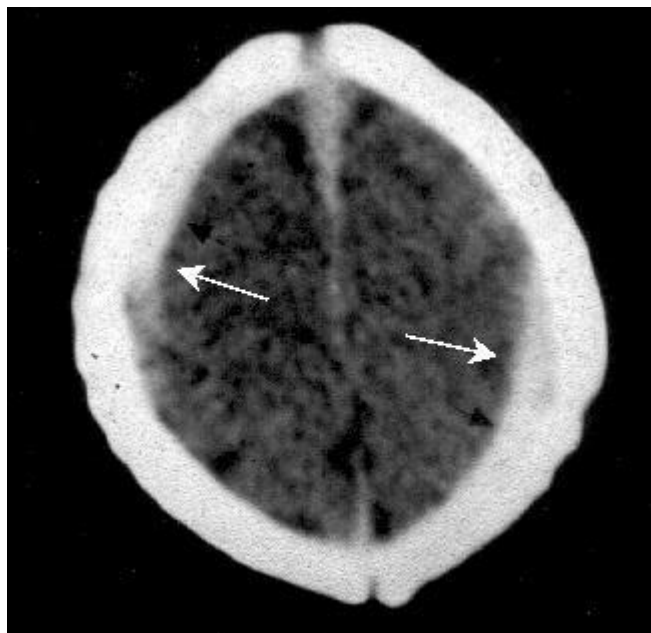
Артефакты при спиральном сканировании



Причина возникновения: плоскость реконструкции пересекают несколько рядов детекторов.

Устранение: уменьшения шага спирали

Артефакты при спиральном сканировании

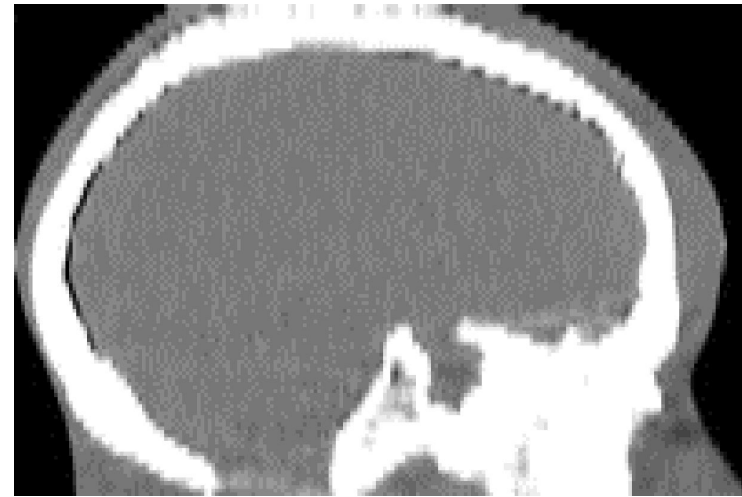
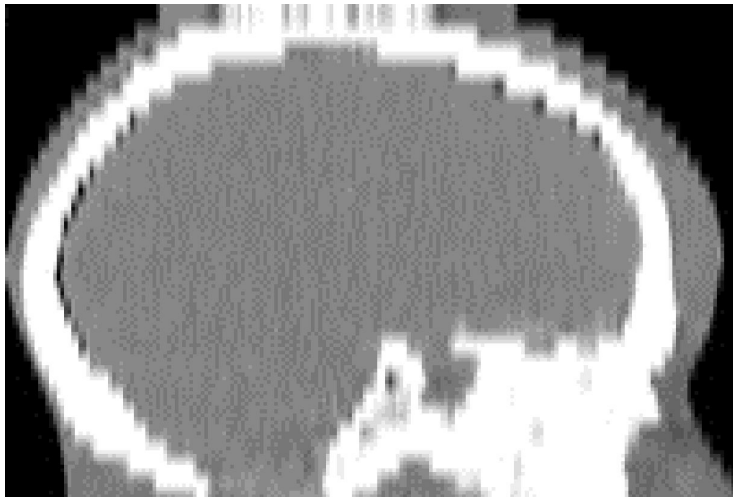


Причина: интерполяция, результат изменения структур по оси Z, большой pitch.

Устранение: - уменьшения изменений по оси Z

- предпочтителен меньший pitch (pitch=1);
- предпочтительнее 180°-интерполяция;
- уменьшение толщины среза.

Артефакт “Зебры”



Причина: неоднородность шума.

Устранение: сканирование тонкими срезами.