

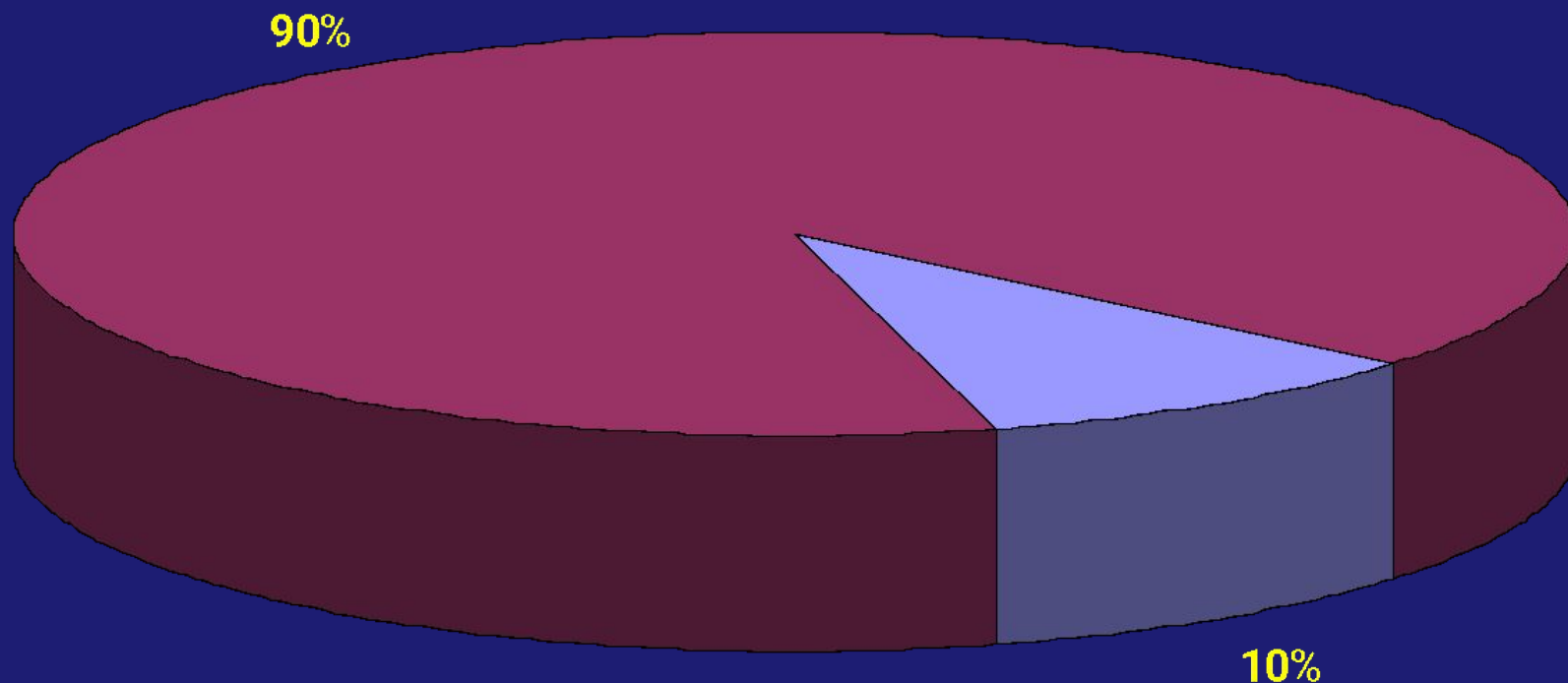
Современные виды томографии



Компьютерная томография

Комплексный мониторинг рынка томографических технологий Санкт-Петербурга

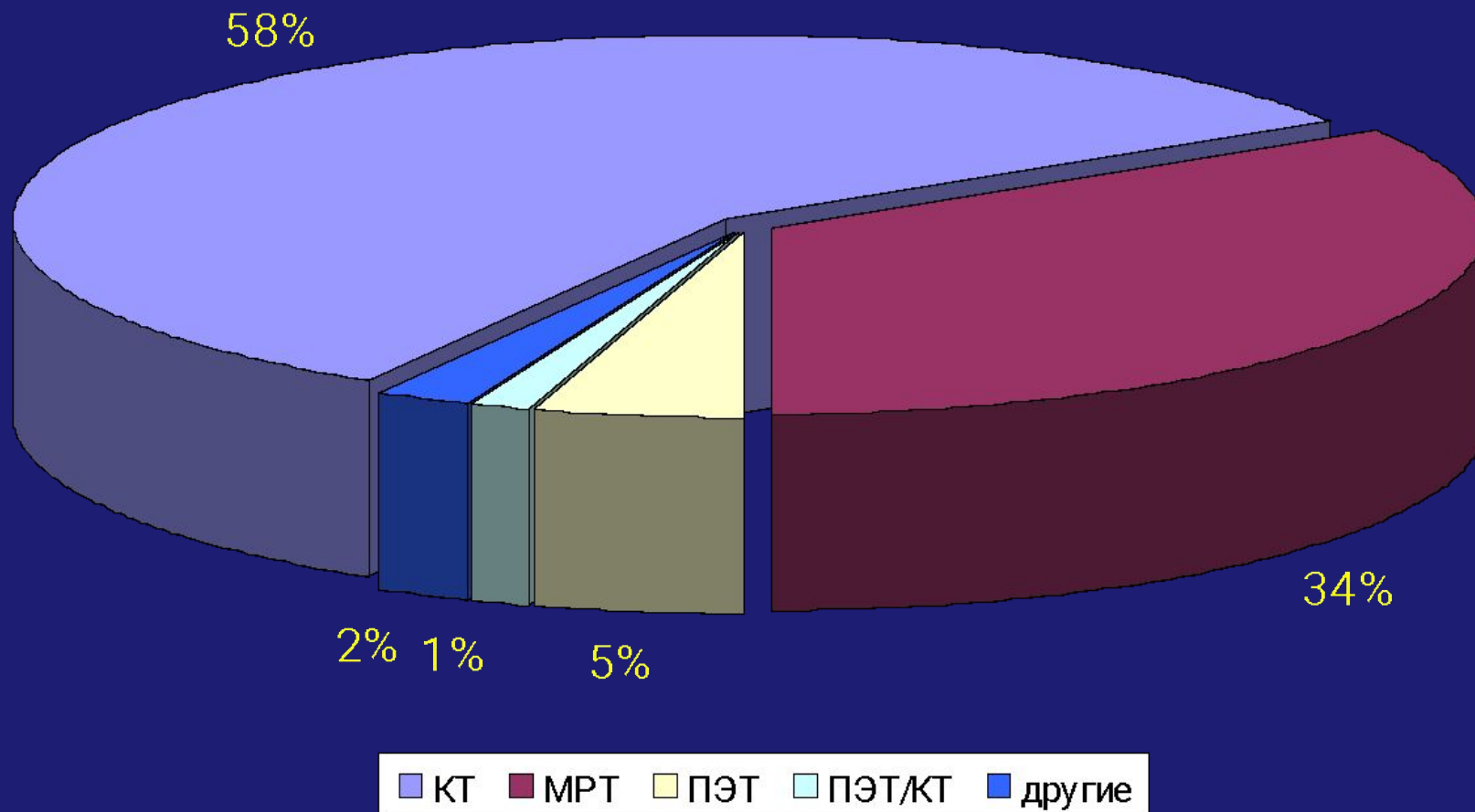
Оснащенность мед. учреждений Санкт-Петербурга томографами



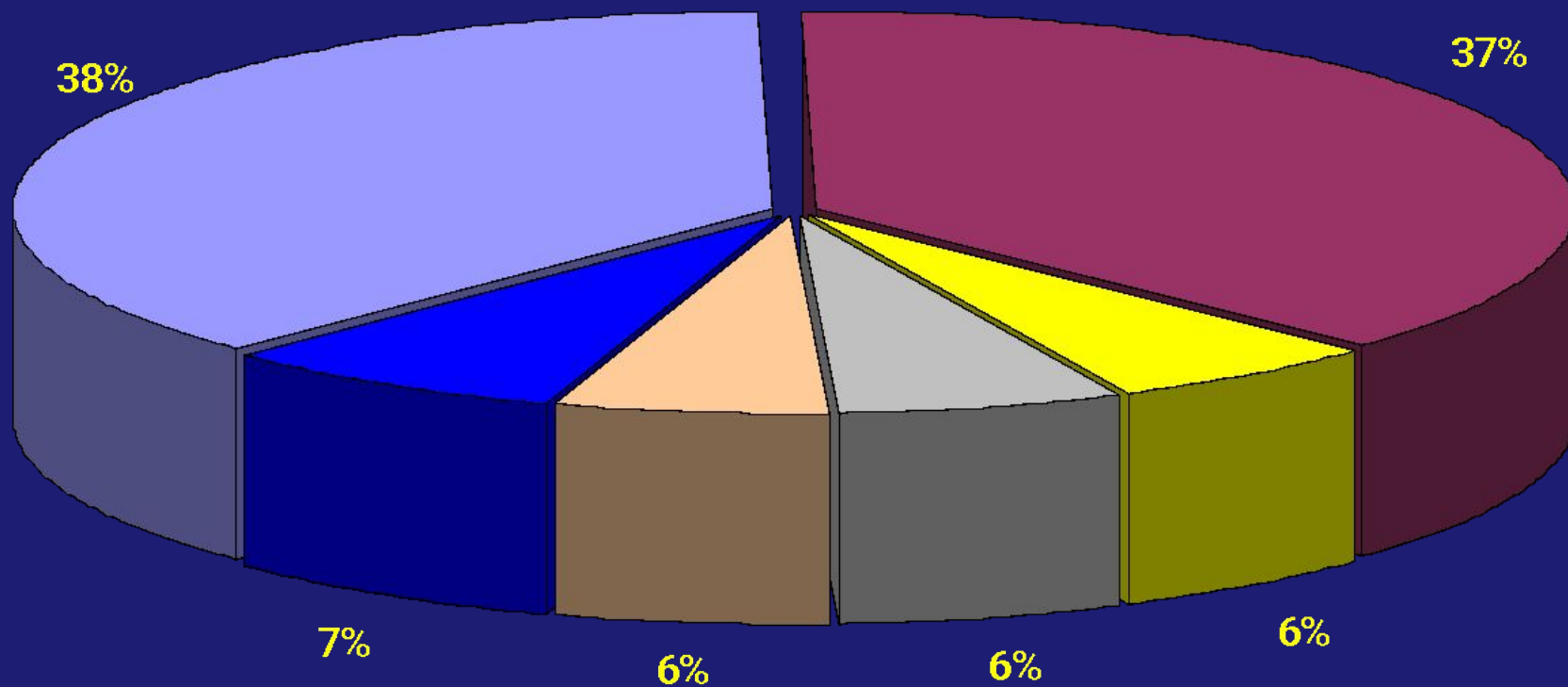
- мед. учреждения, оснащенные томографами
- мед. учреждения, не оснащенные томографами

Комплексный мониторинг рынка томографических технологий Санкт-Петербурга

Оснащенность томографами (на январь 2007 г.)



Производители томографов на рынке Санкт-Петербурга



■ General Electric ■ Siemens ■ Philips ■ Toshiba ■ другие зап.фирмы ■ отечественные фирмы

Томография (греч. $\tau\omicron\mu\eta$ часть, сечение + $\gamma\rho\alpha\phi\omega$ пишу) - метод, заключающийся в получении изображений отдельных слоев исследуемого объекта

Радиационная вычислительная томография
(рентгеновская компьютерная томография)

метод реконструкции с помощью компьютера поперечных сечений тела, полученных с использованием рентгеновского излучения

Недостатки рентгенографии

1. суперпозиция пространственных структур;
2. разность плотностей соседних участков должна быть более 2%.

Преимущества РКТ

1. нет теневых наложений;
2. высокая точность измерения геометрических соотношений;
3. лучшая контрастность изображений (позволяет измерять и фиксировать малые изменения в контрастности тканей).

Обусловлены:

- высокой коллимацией лучей (пучок параллельных лучей);
- луч проходит только через отображаемое сечение тела;
- специальные количественные датчики фиксируют малые изменения контрастности тканей;
- компьютер управляет большим объемом данных.

Недостатки РКТ

1. более низкое пространственное разрешение - способность воспроизводить детали на изображении;
2. высокое облучение;
3. обычно только поперечные изображения;
4. артефакты от металла и плотных костей.

Возникновение и развитие РКТ

1917 - Радон вывел математическое уравнение зависимости поглощения излучения от плотности вещества на некотором луче зрения

$$q(l, \theta) = \int_{L(l, \theta)} c(x, y) ds$$

где $q(l, \theta)$ – функция поглощения;

$L(l, \theta)$ - некоторый луч зрения;

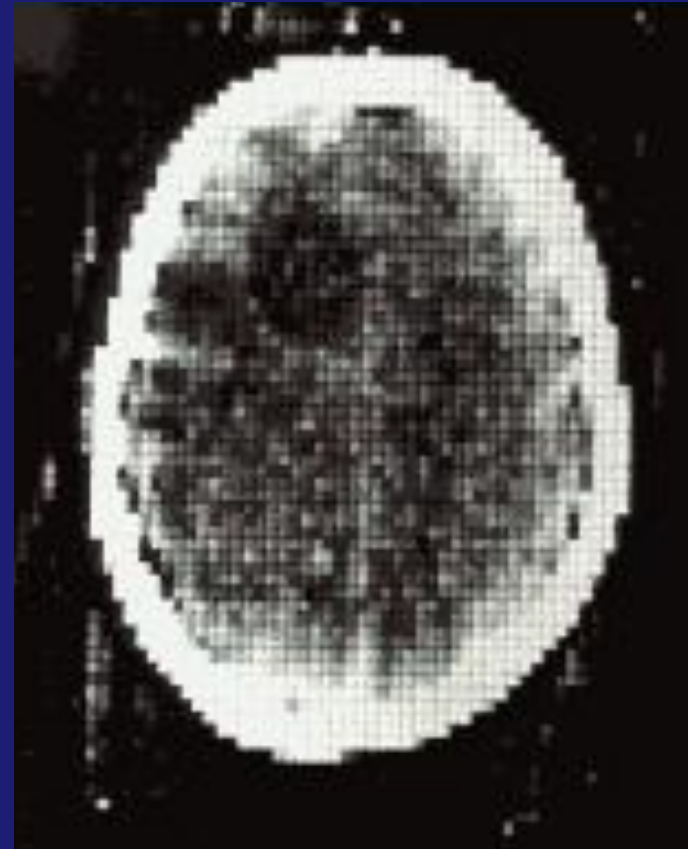
$c(x, y)$ - плотность вещества на луче зрения.

1956-1958 - Тетельбаум, Коренблюм, Тютин разработали первую систему реконструкции рентгеновских медицинских изображений (СССР) .

1961 - нейрорентгенолог Ольдендорф предложил метод РКТ.

1963 - А. Кормак (США) показал выполнимость реконструкции изображения.

1972 - получена первая вполне качественная томограмма головного мозга человека (Г. Хаунсфилд).



1973 - инженер Г. Хаунсфилд (Великобритания) разработал первую на западе коммерческую систему (сканер головного мозга фирмы EMI).



Siretom CT system

1978 - разработан первый отечественный медицинский рентгеновский томограф СРТ-1000 под руководством И.Б. Рубашова (директор ВНИИКТ 1987-1998 гг).

1979 - серийно выпускаемые томографы установлены уже более чем в 2000 клиниках мира.

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



Г. Хаунсфильд



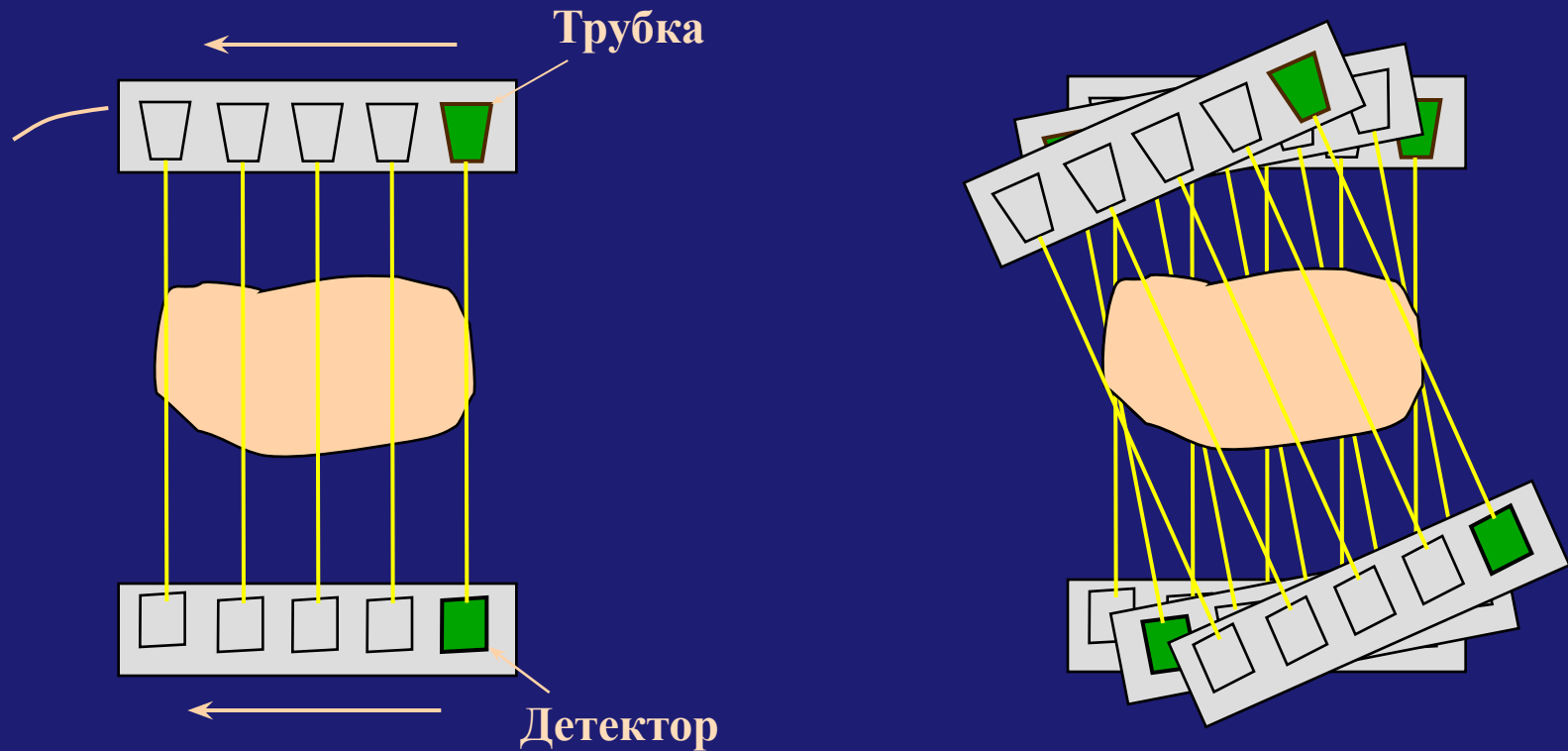
А. Кормак

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



А. Круг

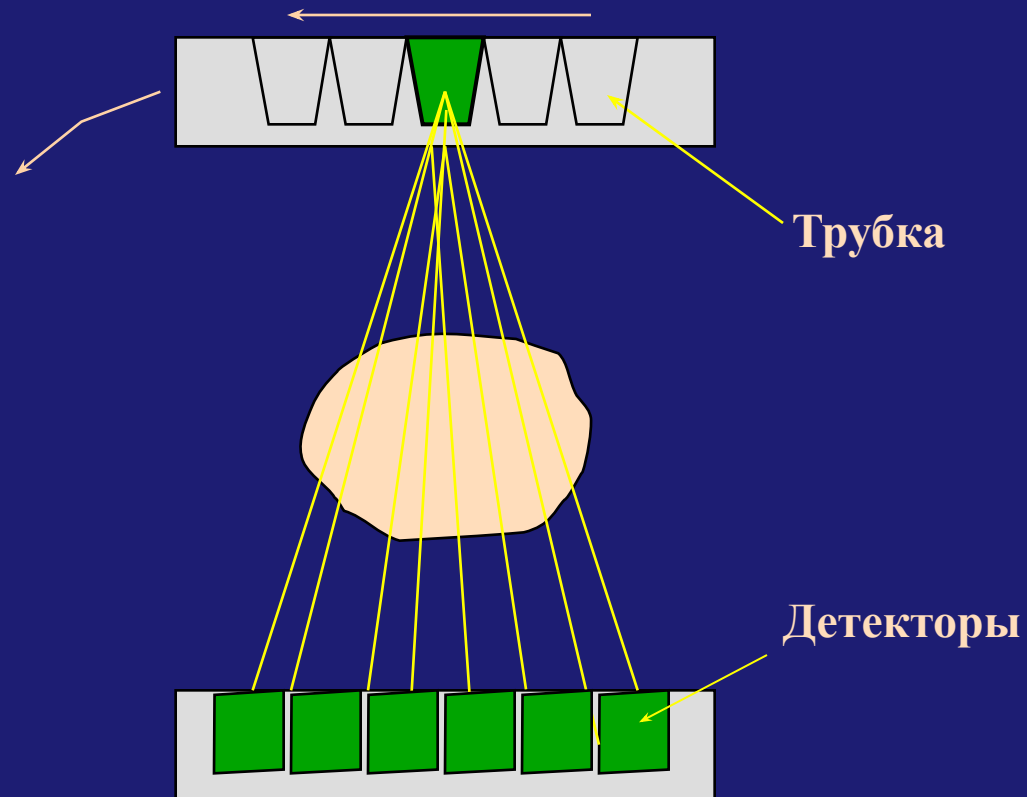
Сканер 1-го поколения



1973 г.

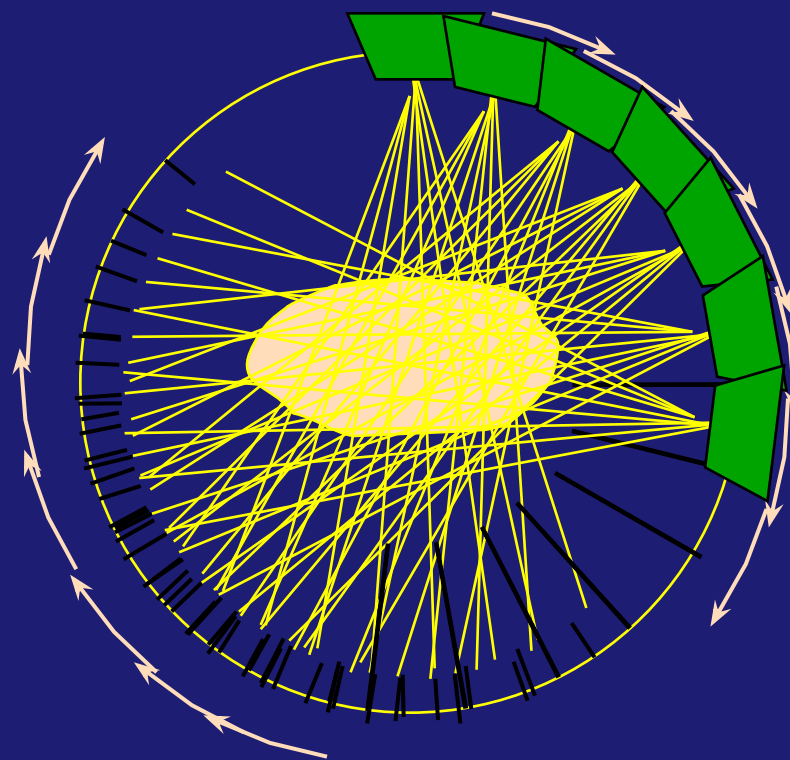
Общее время измерений (поворот на 1800)- 4,5 мин

Сканер 2-го поколения



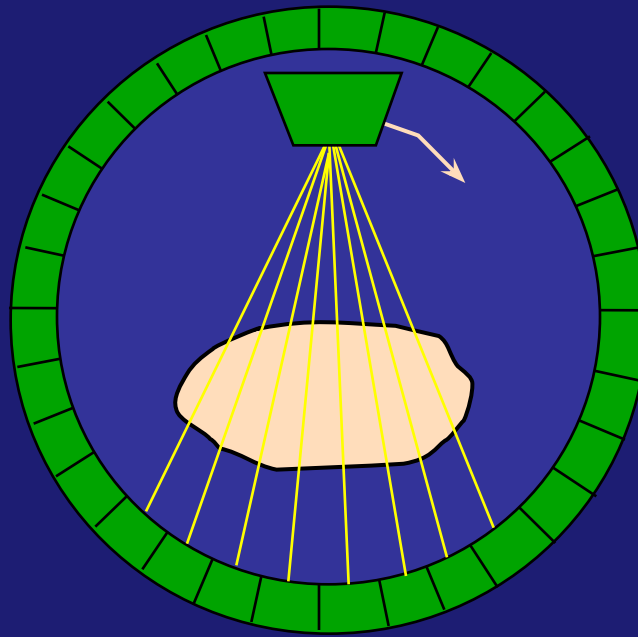
Общее время измерений - 20 с

Сканер 3-го поколения



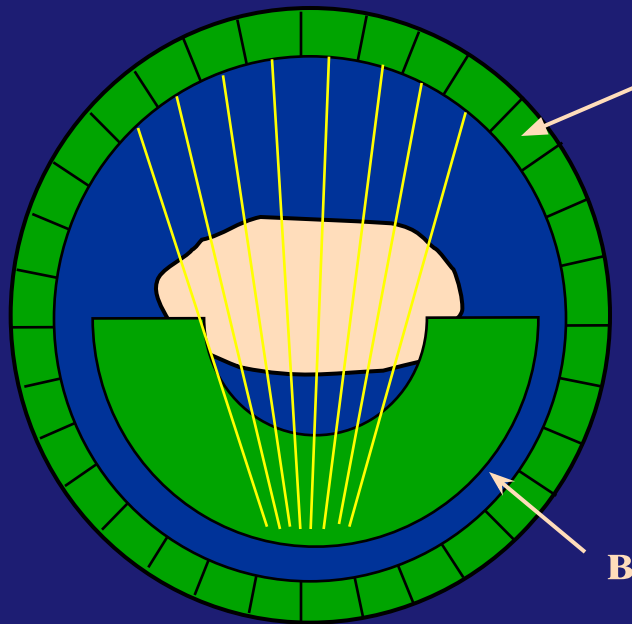
**Середина 1970-х гг.
около 700 детекторов
вращение на 360 градусов
время сканирования - 1-10 с**

Сканер 4-го поколения



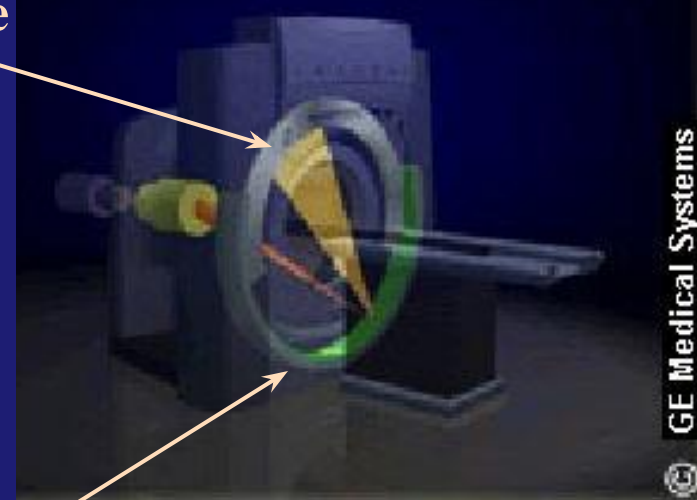
1088 люминисцентных датчиков
время сканирования - 1мс на каждую проекцию

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.

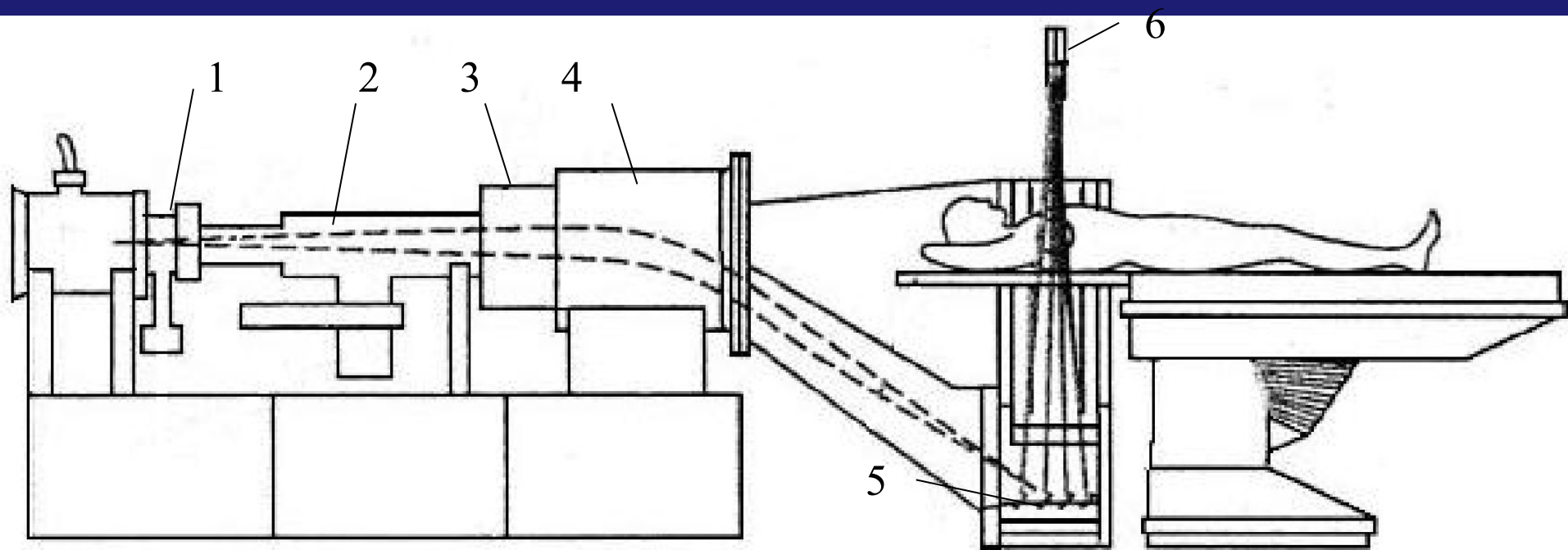
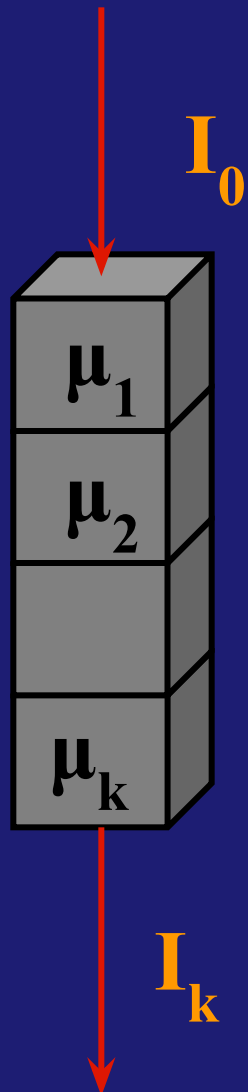


Схема электронно-лучевого томографа:

- 1 – электронная пушка;**
- 2 – поток электронов;**
- 3 – фокусирующая катушка;**
- 4 – направляющая катушка;**
- 5 – мишень;**
- 6 – детекторы**



$$\mu_k = \frac{1}{d} \ln\left(\frac{I_0}{I_k}\right)$$

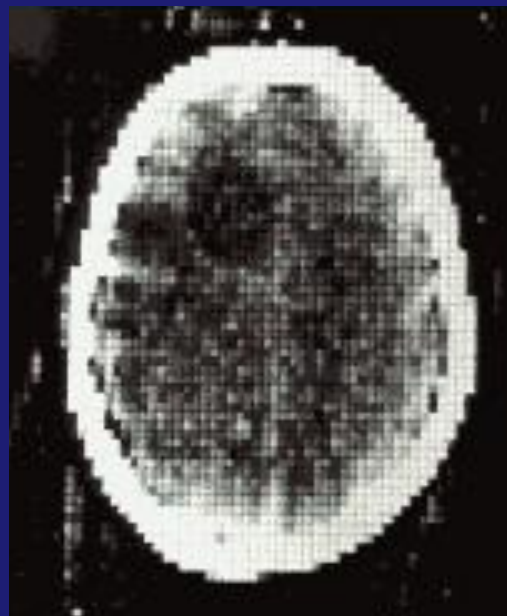
μ – коэффициент рассеивания
излучения вокселем;

d – толщина объекта;

I_0 – интенсивность испускаемых лучей;

I_k – интенсивность лучей,
регистрируемая датчиками.

$$\mu_{\Sigma} = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_k$$



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



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

Основные компоненты компьютерного томографа:

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

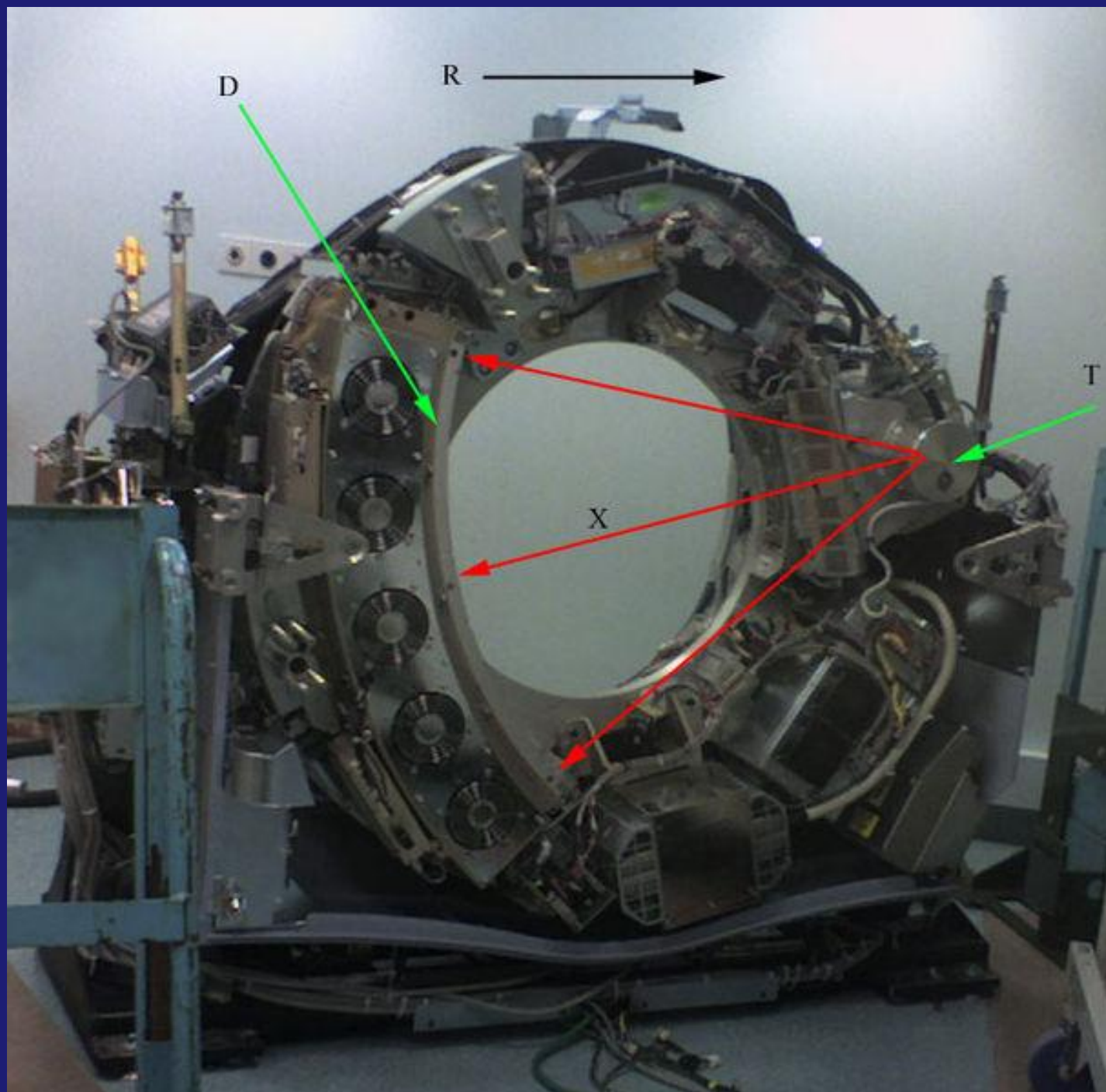


Схема помещений для компьютерного томографа

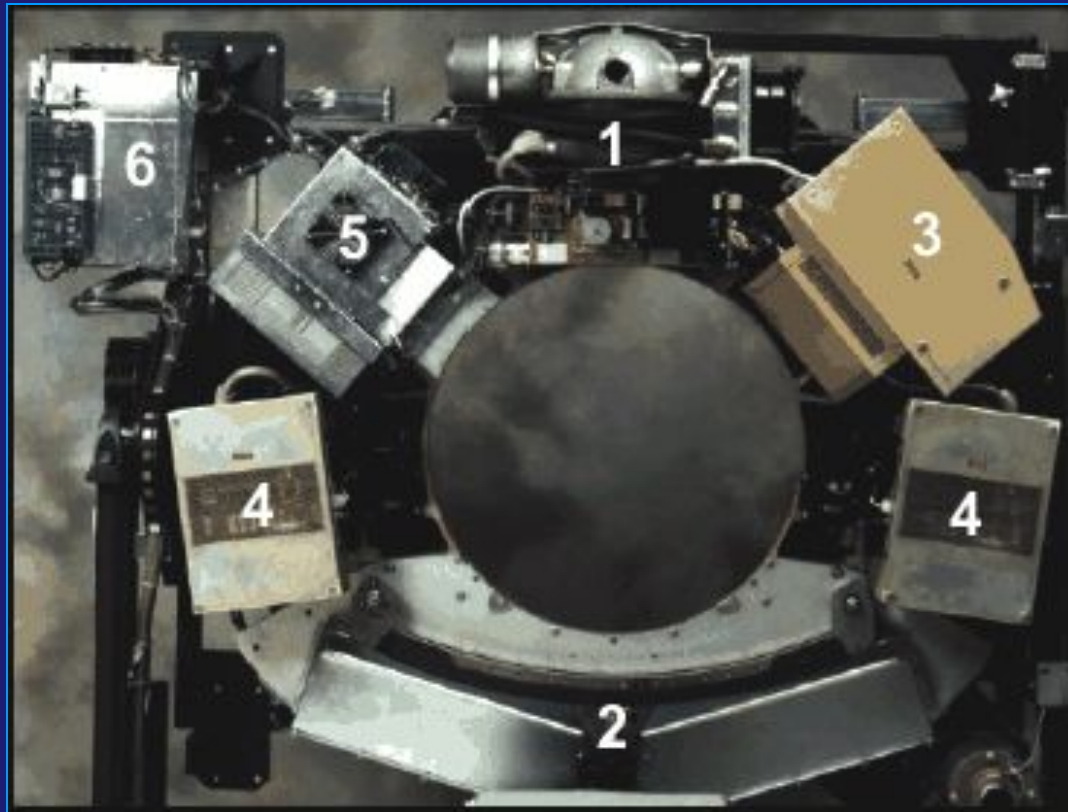
Гентри и стол пациента



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



Гентри



1 - трубка и коллиматор;

2- детекторы и система сбора данных;

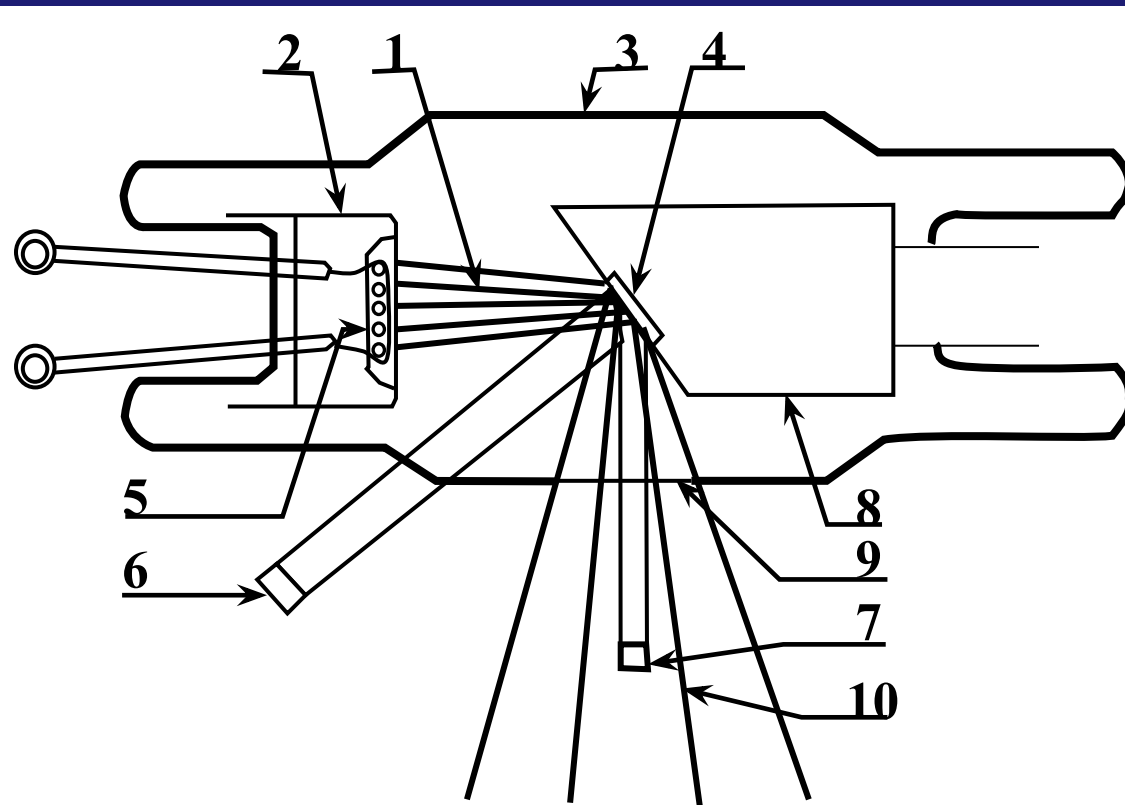
3 - контроллер трубки (контроллер движения ротора);

4 - генератор высоких частот;

5 - встроенный микрокомпьютер (регулирует кВ и мА);

6 - стационарный компьютер (обмен данными с консолью).

Схема рентгеновской трубки Кулиджа



Катод - вольфрамовая нить, нагреваемая током, источник e^- . Электроны ускоряются разностью потенциалов и фокусируются на **анод**, сделанный из тугоплавкого материала с высоким атомным номером (вольфрам). Выход R^- излучения растет с атомным номером.

99% энергии электронов рассеивается в тепло, 1% освобождается в форме квантов.

1 – электронный пучок; 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.

Виды : 1) со стационарным анодом - охлаждение маслом, большое фокальное пятно (низкое разрешение, большое облучение);
2) с вращающимся анодом - охлаждение воздухом, малое фокальное пятно.

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.

Параметры детекторов

- 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.

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, изогнутый или плоский.

Консоль стола пациента 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 приспособлять 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

$$H = \frac{\mu_{\text{материала}} - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{воды}}} \cdot 1000$$

где H - единицы Хаунсфилда;

μ - коэффициент линейного ослабления;

Единицы Хаунсфилда для различных тканей

Кость (среднее знач.)	1000	Серое вещество мозга	20-40
Кровь (свернувшаяся)	55-75	Кровь	13-18
Селезенка	50-70	Спинально-мозговая жидкость	15
Печень	40-70	Опухоль	5-35
Поджелудочная железа	40-60	Желчный пузырь	5-30
Почка	40-60	Вода	0
Аорта	35-50	Орбиты	-25
Мышцы	35-50	Жир	-100
Белое вещество мозга	-36-46	Легкие	-150-400
Мозжечок	30	Воздух	-1000

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.

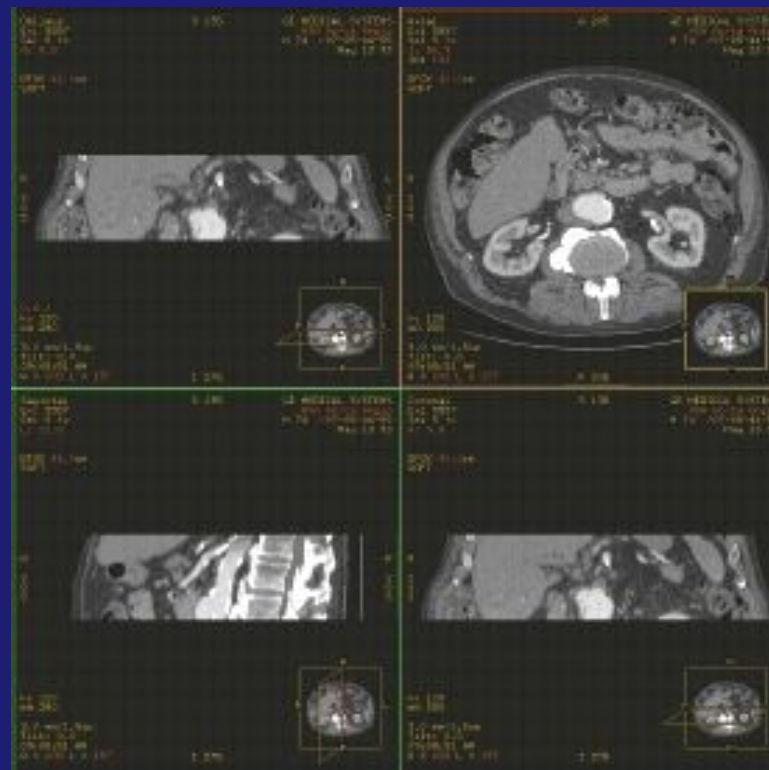
Время сканирования- влияет на наличие артефактов движения на изображении.

Консоль оператора

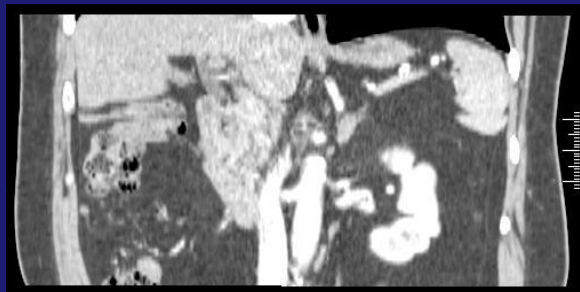
Пульт управления отображением

используется для управления полученными данными и изображениями.

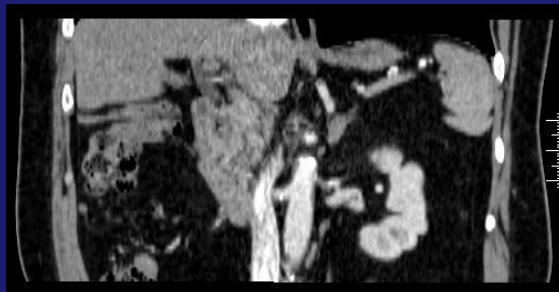
- функции отображения изображений (сетка, инверсия, аннотация, масштабирование, гистограммы контраста и сравнения с единицами Хаунсфилда, определение положения точек, измерение расстояний);
- реформатирование из сырых данных (используется для изменения DFOV, восстановления изображений, дифференциации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



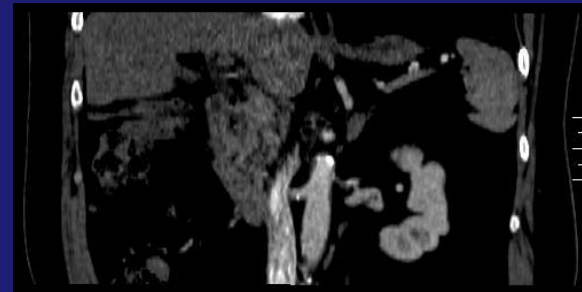
Уровень окна (window level) - середина диапазона отображаемых КТ-чисел. Чем выше уровень окна, тем более темный кадр.



W=350: L=-50



W=350: L=50

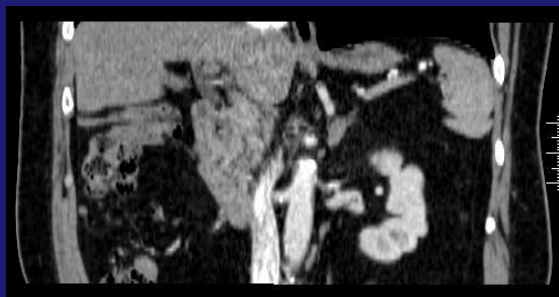


W=350: L=150

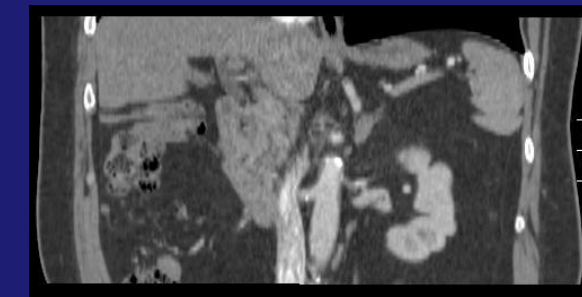
Ширина окна (window width)- увеличивает или уменьшает диапазон серой шкалы. Чем меньше ширина окна тем больше контрастность (меньше оттенков серого).



W=150: L=50



W=350: L=50



W=550: L=50

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.

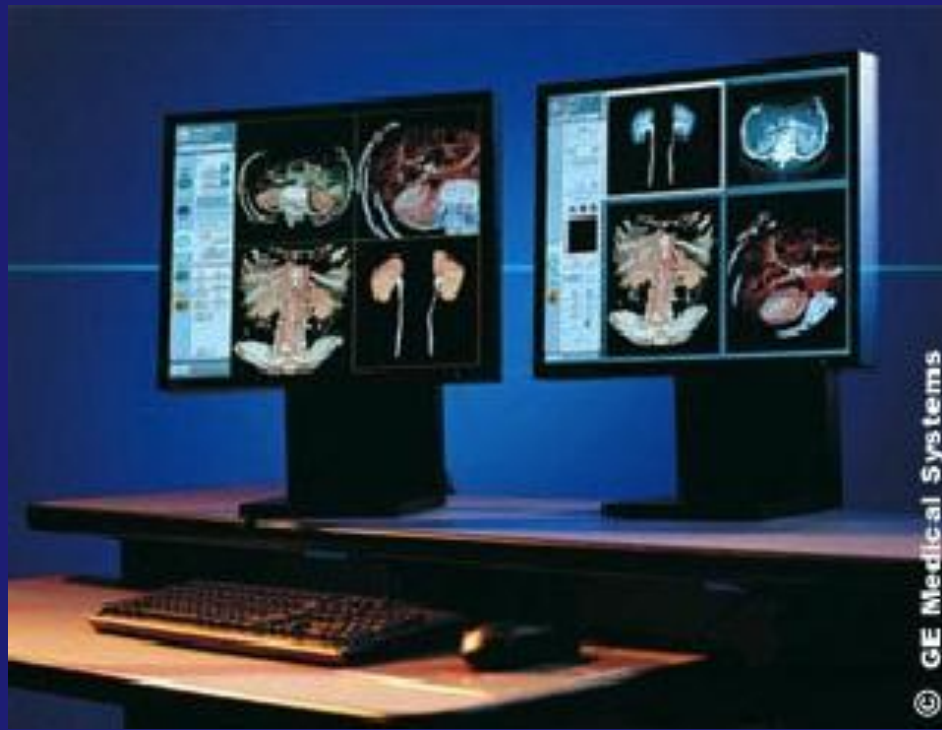
3. Шум и пространственная однородность - различные КТ-числа вокруг среднего значения ткани с однородной плотностью. Вызывается недостатками прохождения фотонов через ткань.

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

Рабочая станция



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

Toshiba Medicals



Пошаговая КТ

1. накопление данных (<1с);
2. перемещение пациента в следующую точку (>1с);

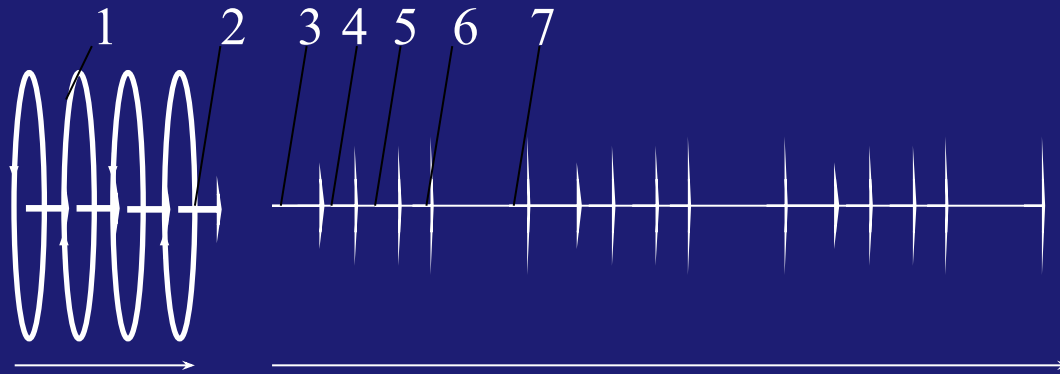


Схема обследования: 1 – сбор данных, 2 – прерывистое движение стола, 3 – команда задержки дыхания, 4 – сбор данных, 5 – команда нормального дыхания, 6 – движение стола, 7 – реконструкция изображения.

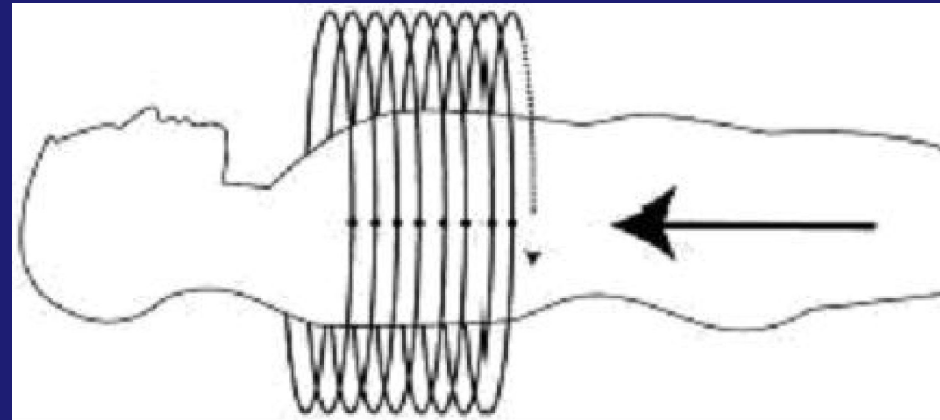
Конфигурации пошагового сканирования:

1. Вращающийся пучок лучей используется для облучения множества многоканальных датчиков. И источник, и датчики смонтированы на коромысле, вращающемся вокруг пациента.
2. Большое количество датчиков установлено на неподвижном кольце. Внутри или вне этого кольца находится рентгеновская трубка, которая непрерывно вращается вокруг пациента.

Спиральная КТ

1986 - японская фирма TOSHIBA первой запатентовала идею спирального (винтового) сканирования.

1989 - Т. Katakura и др. выполнили первое клиническое исследование на спиральном КТ.



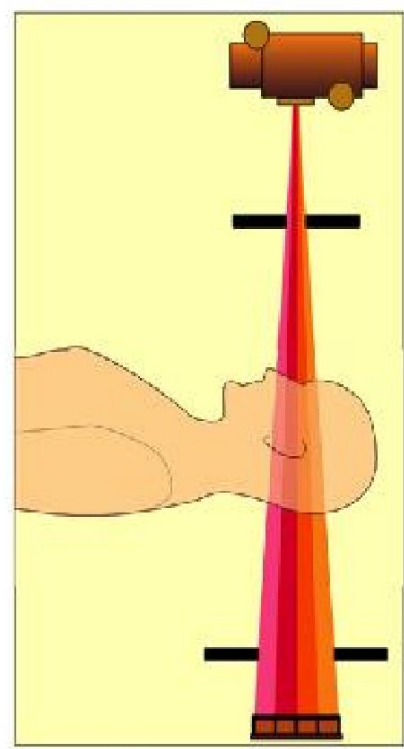
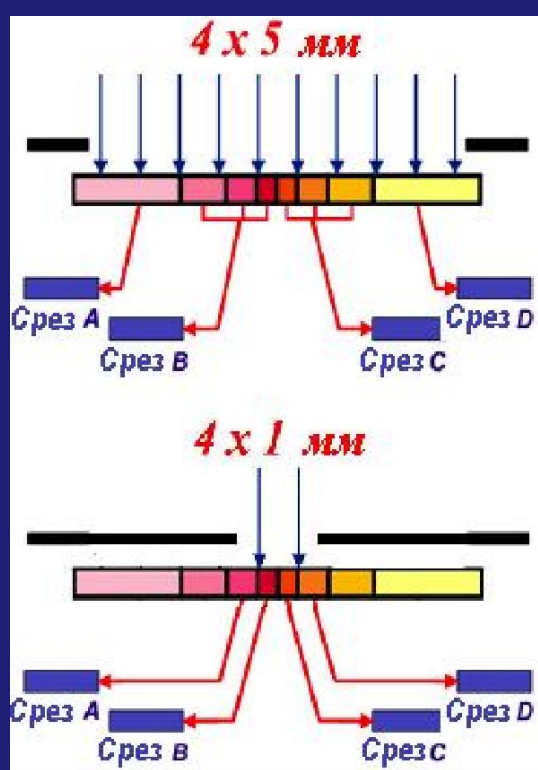
Трубка непрерывно движется вокруг исследуемой зоны при параллельном равномерном движении стола с пациентом в продольном направлении. Траектория движения рентгеновской трубки к продольной оси исследуемого объекта имеет форму спирали. Расстояние перемещения пациента за поворот рамы соответствует скорости стола.

Преимущества: 1. сокращение времени исследования;
2. более четкие изображения, меньше артефакты движения.

3. снижение времени облучения;

4. реконструкция в любой плоскости;

5. исследование на одной задержке дыхания.



General Electric (matrix)



Philips / Siemens (progressive)



Toshiba (hybrid)



General Electric (hybrid)



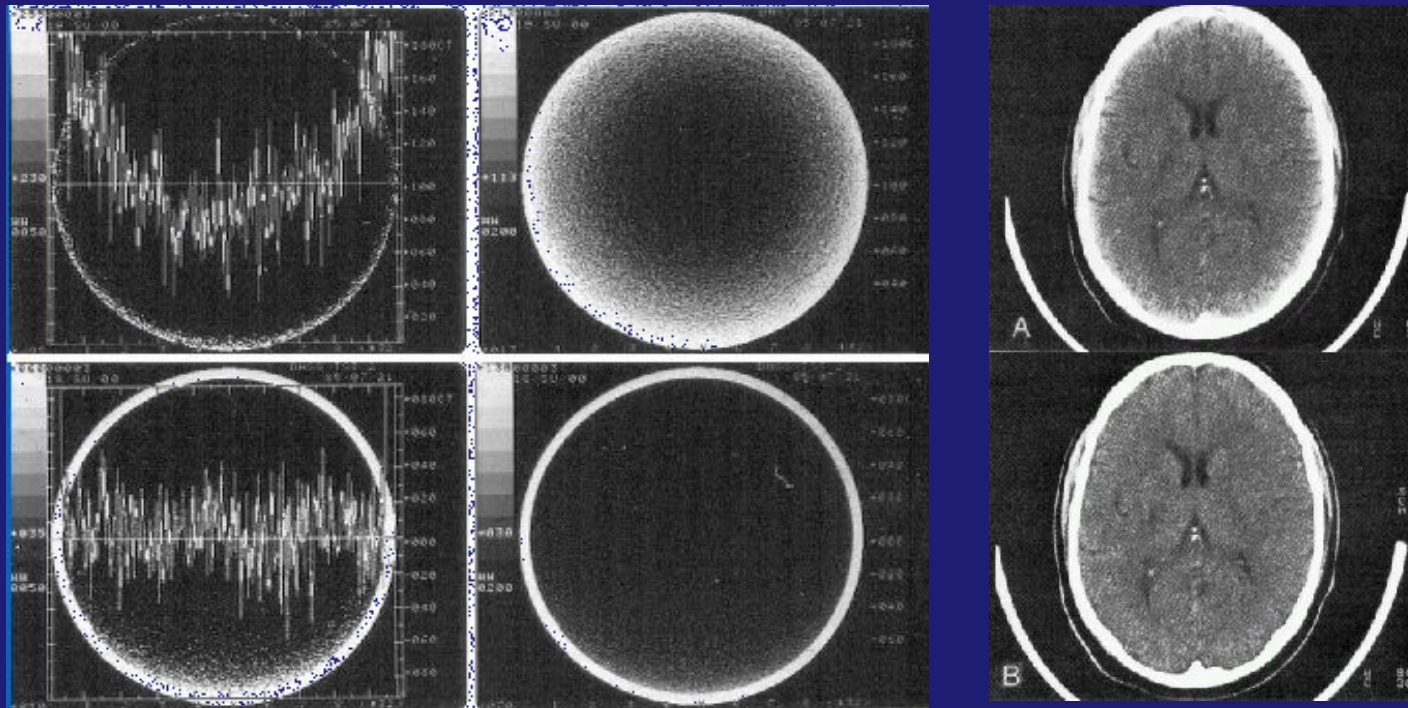
Philips / Siemens (hybrid)



Toshiba (hybrid)



Артефакты увеличения жесткости излучения

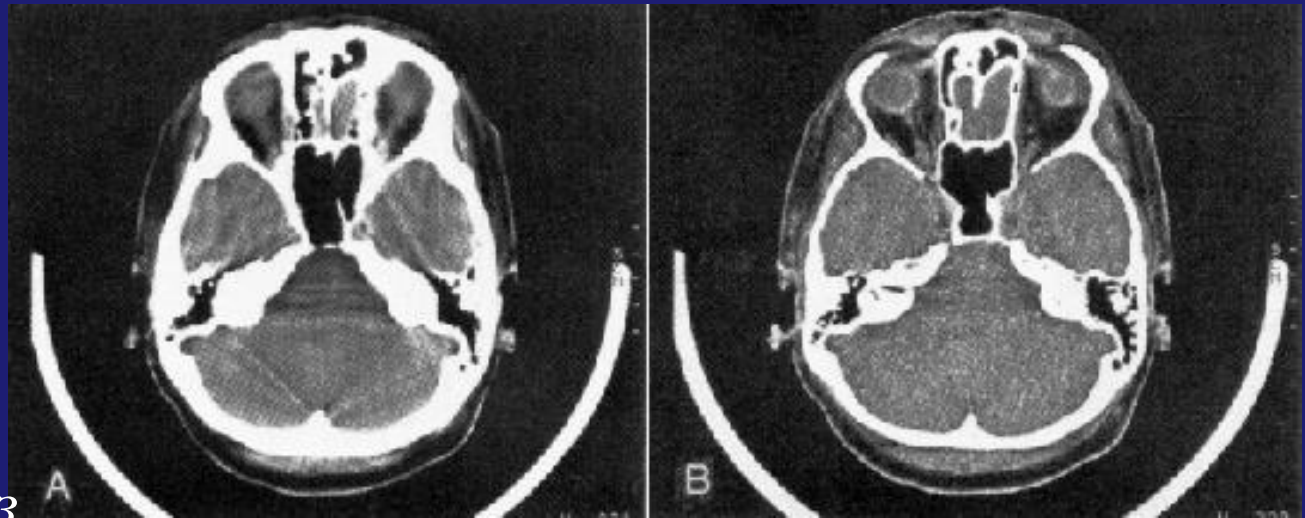
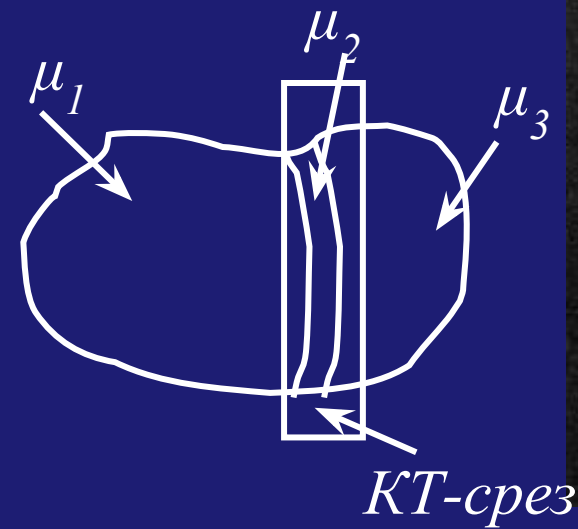


Проявляется в виде темных зон или вспышек вблизи толстых костей.

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

Устранение: предварительная обработка данных или последующая обработка восстановленного изображения.

Эффект частичного объема



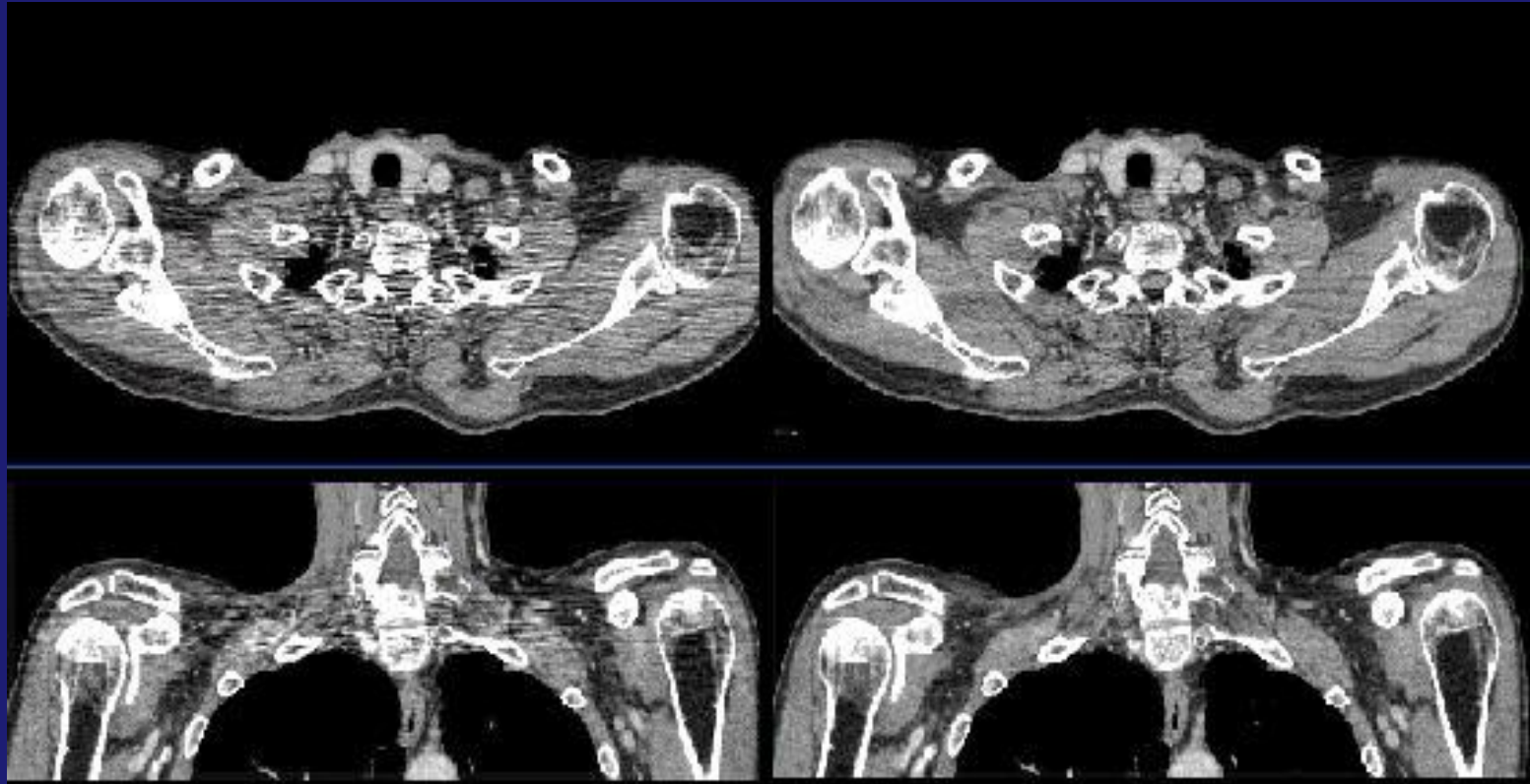
Толстый срез

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

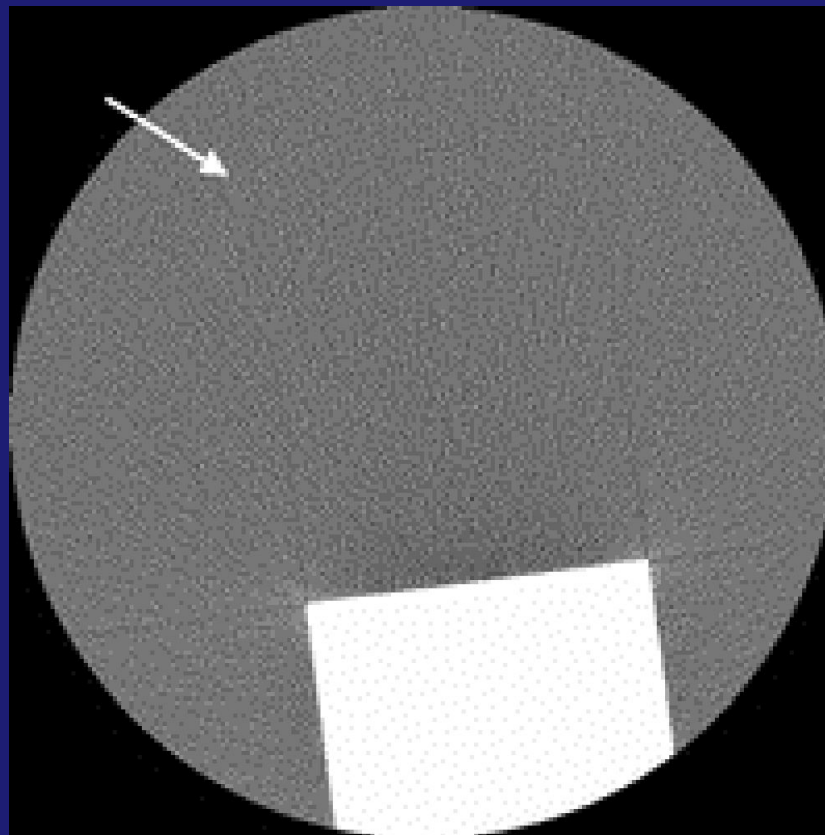


Представлены на изображении как полосы по одному из направлений.

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

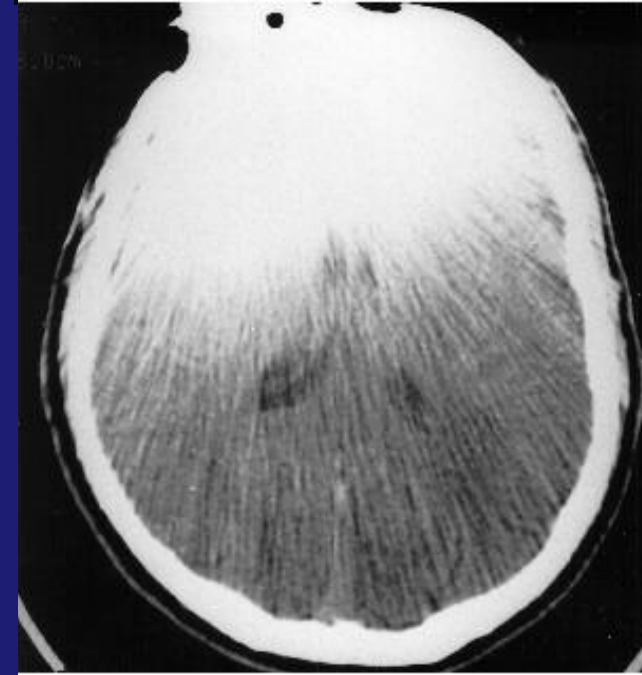
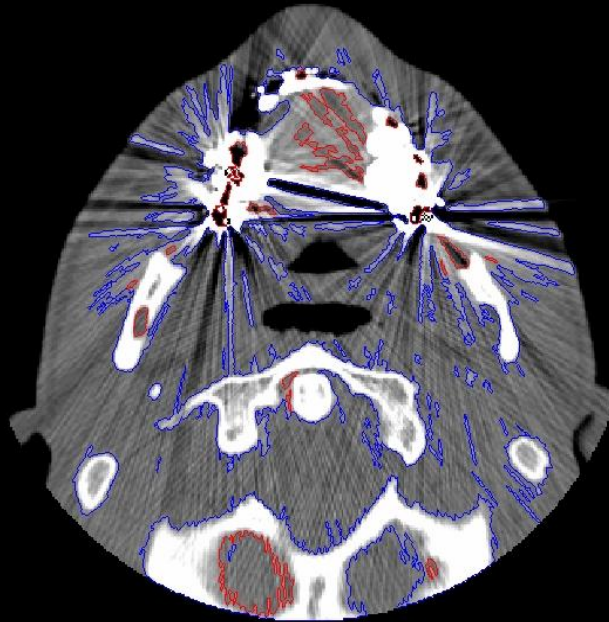


Проявление: тонкие полосы, отходящие от края плотной структуры.

Причины возникновения: большой интервал между проекциями.

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

Артефакты от металла

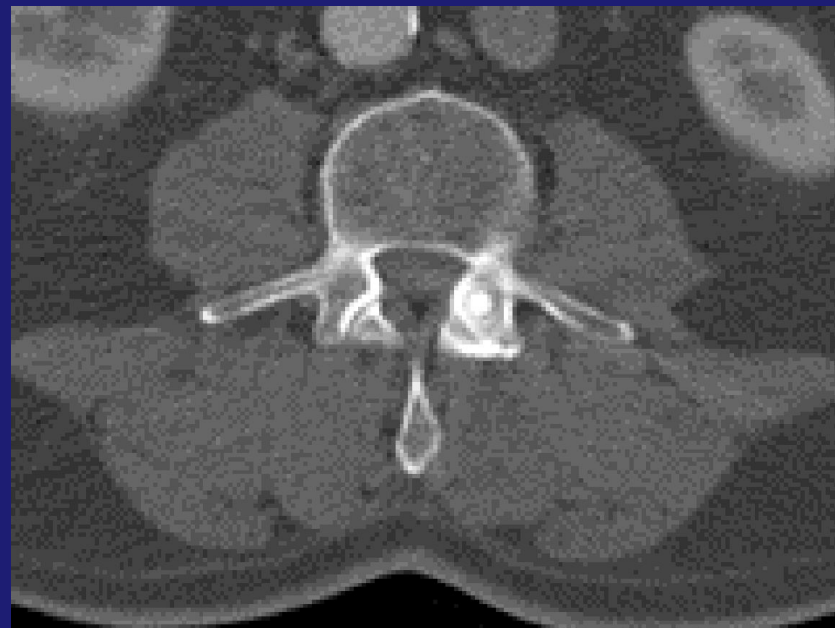
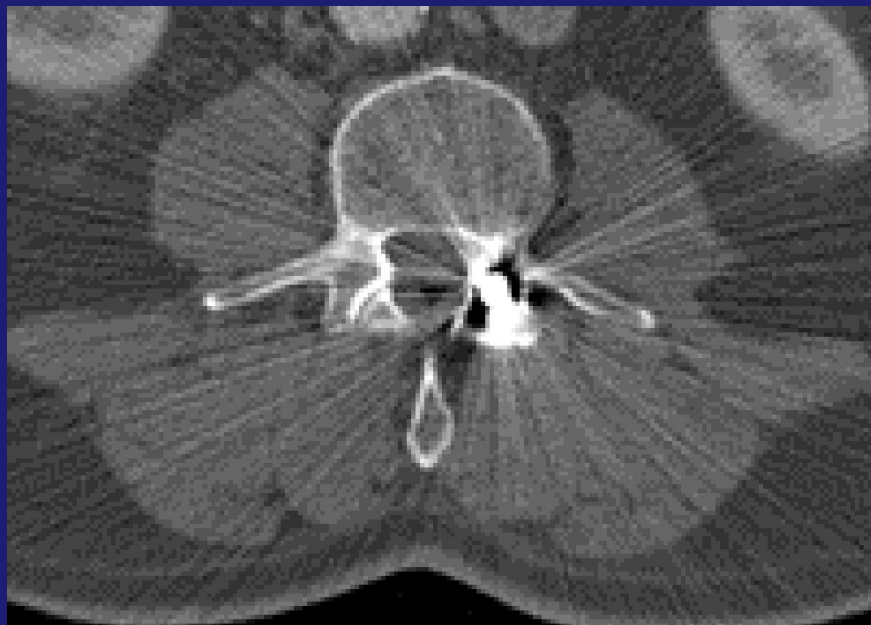


Проявление: полосы или «звезды» на изображении.

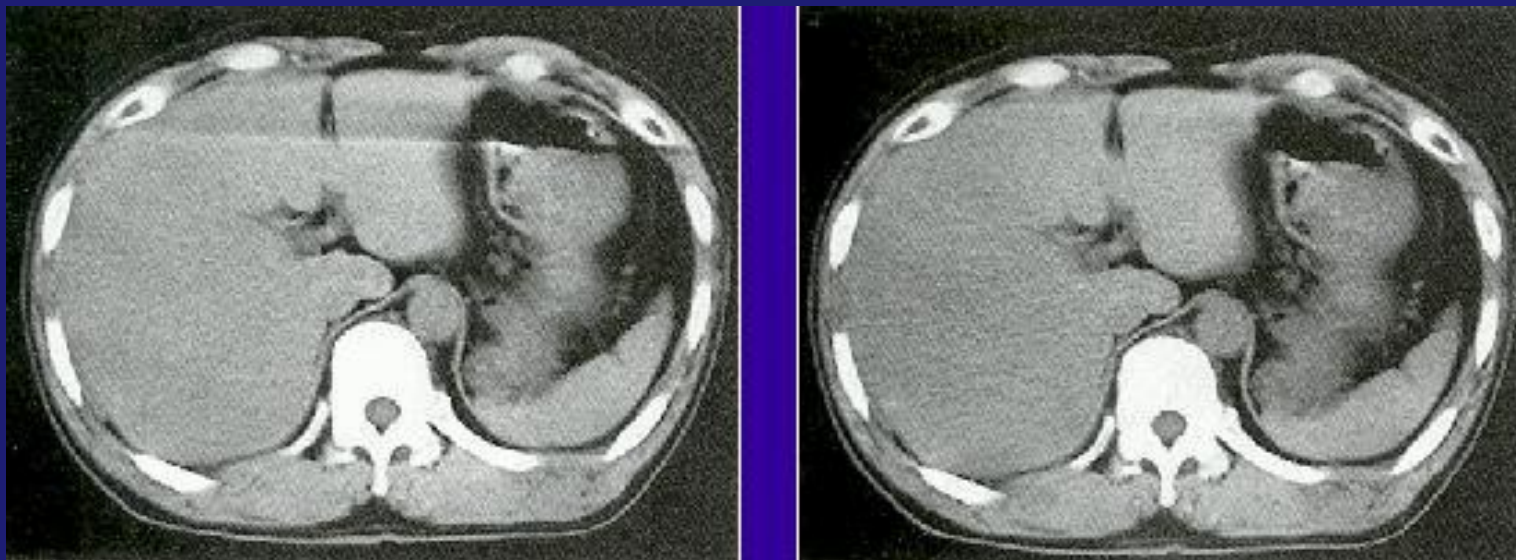
Причины возникновения: ослабление луча.

Устранение: использование специального ПО.

Артефакты от металла



Артефакты движения

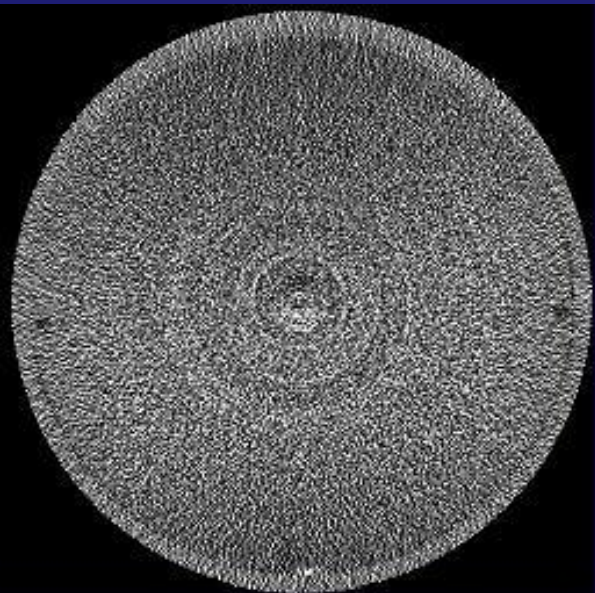


Проявление: полосы на изображении

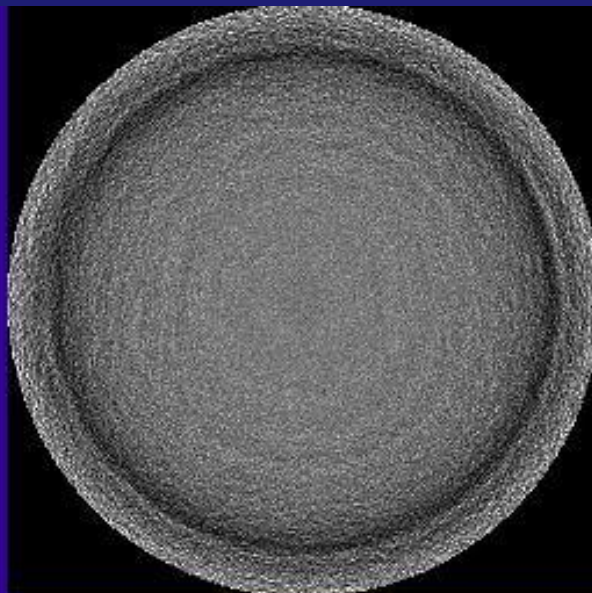
Устранение: - применение специализированного ПО;

- уменьшение времени сканирования;
- усреднение по нескольким проекциям;
- устранение движений.

Круговые артефакты



**Фантом,
заполненный водой**



Воздух

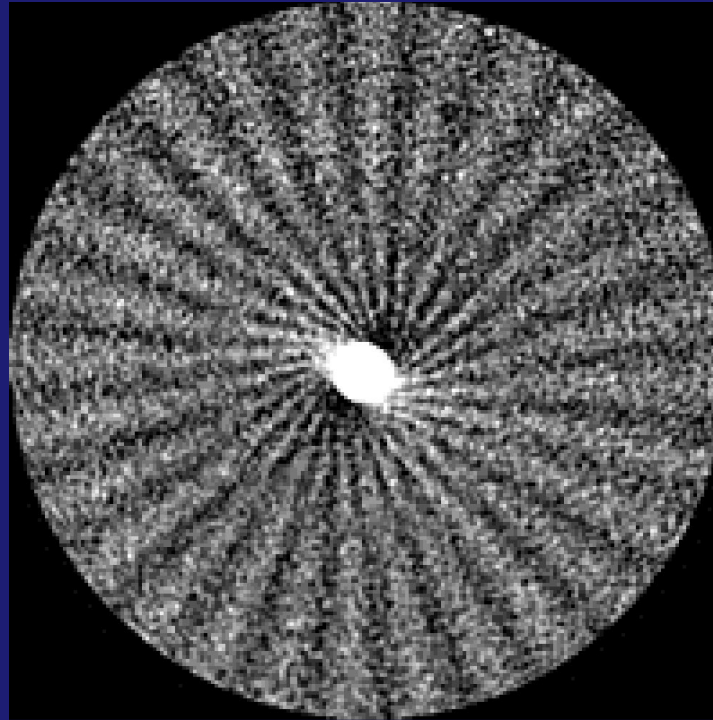


Головной мозг

Причина возникновения: нарушение работы детекторов.

Устранение: калибровка КТ-сканера.

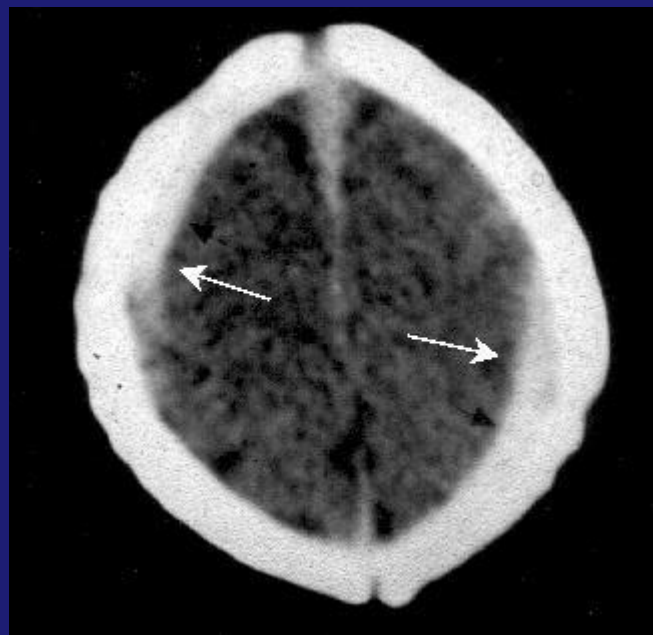
Артефакты при спиральном сканировании



Причина возникновения: плоскость реконструкции пересекают несколько рядов детекторов.

Устранение: уменьшения шага спирали

Артефакты при спиральном сканировании

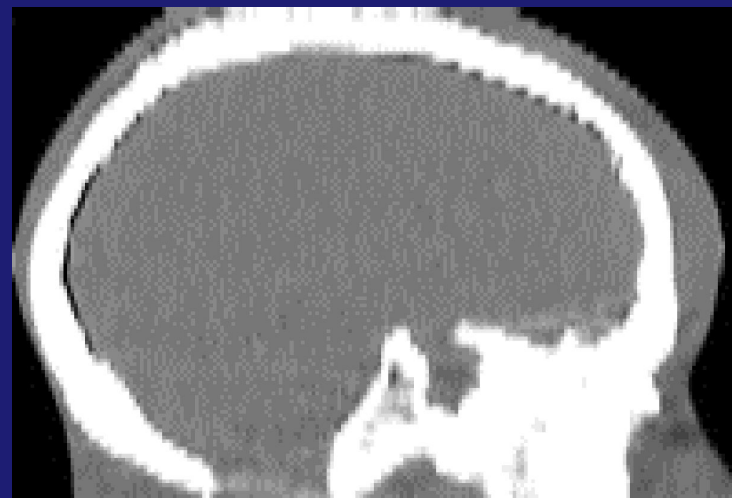
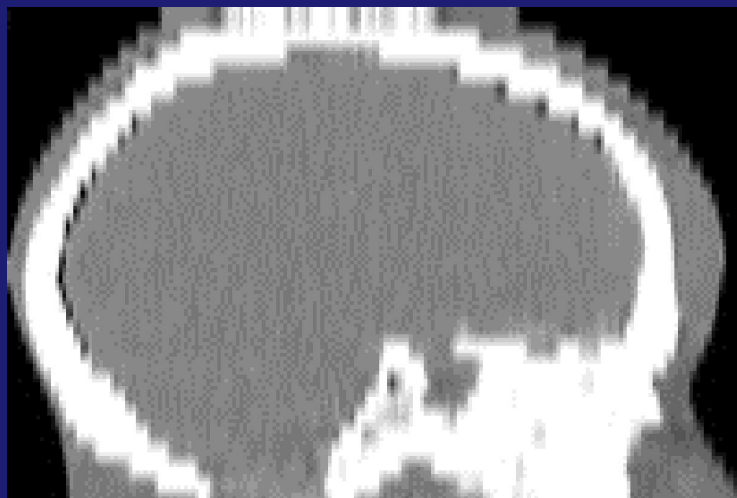


Причина: интерполяция, результат изменения структур по оси Z, большой pitch.

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.

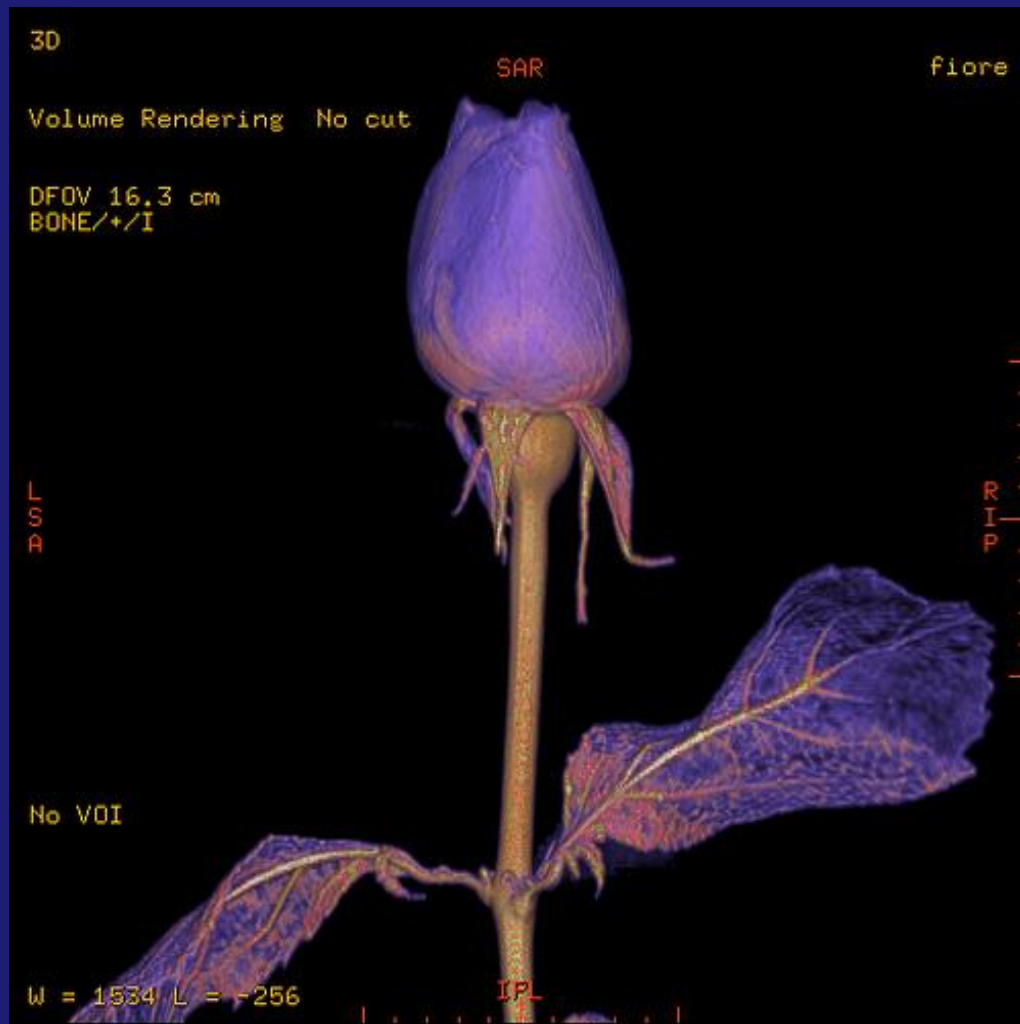
Защита от радиации

Чем выше качество изображения, тем выше доза излучения.

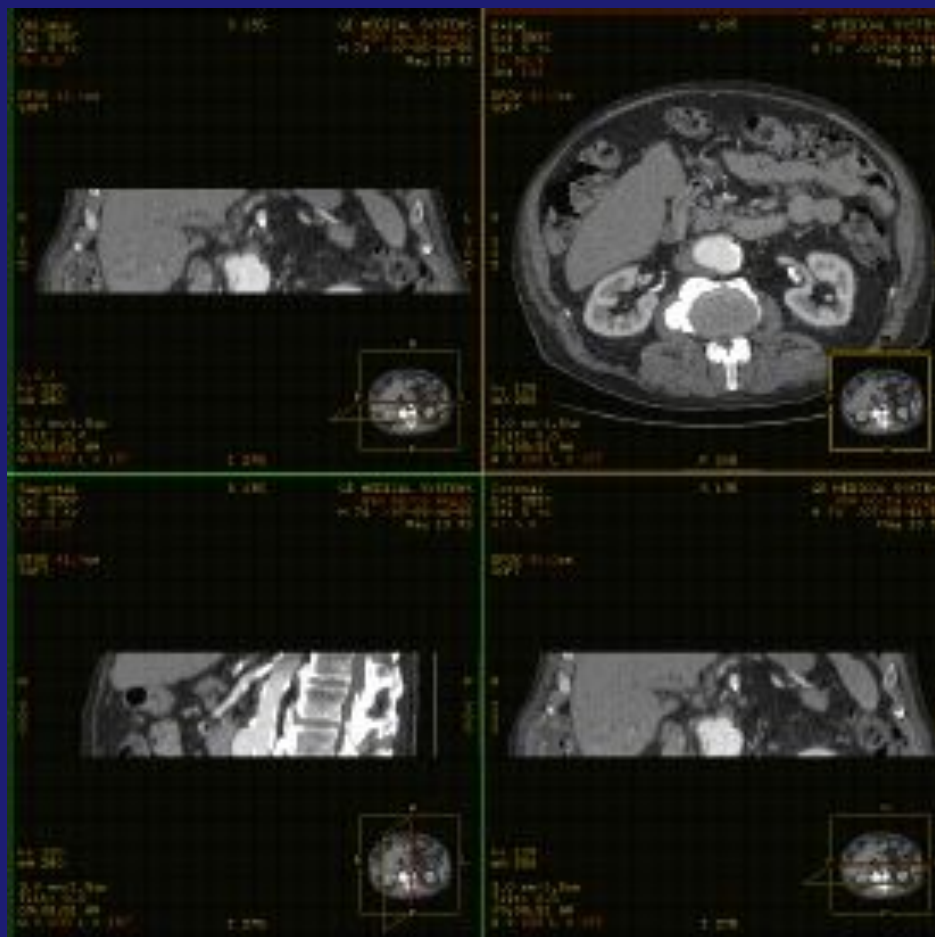
Факторы, увеличивающие дозу воздействия на пациента:

- тонкие срезы;
- нарушение центрации пучка;
- множественные сканы на одном уровне;
- смежные срезы;
- сканы с высоким разрешением;
- старые сканеры с неэффективными детекторами.

Алгоритмы обработки данных

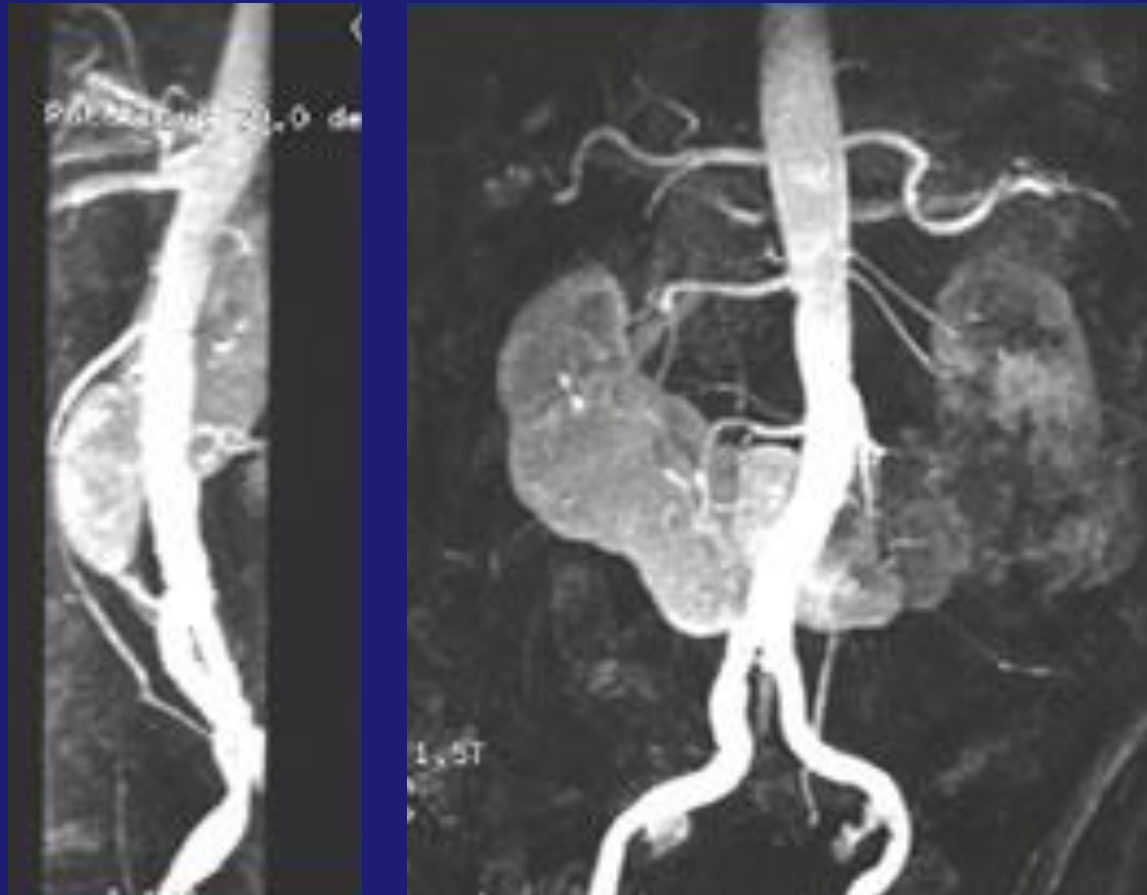


Multi planar volume reformatting (MPR)



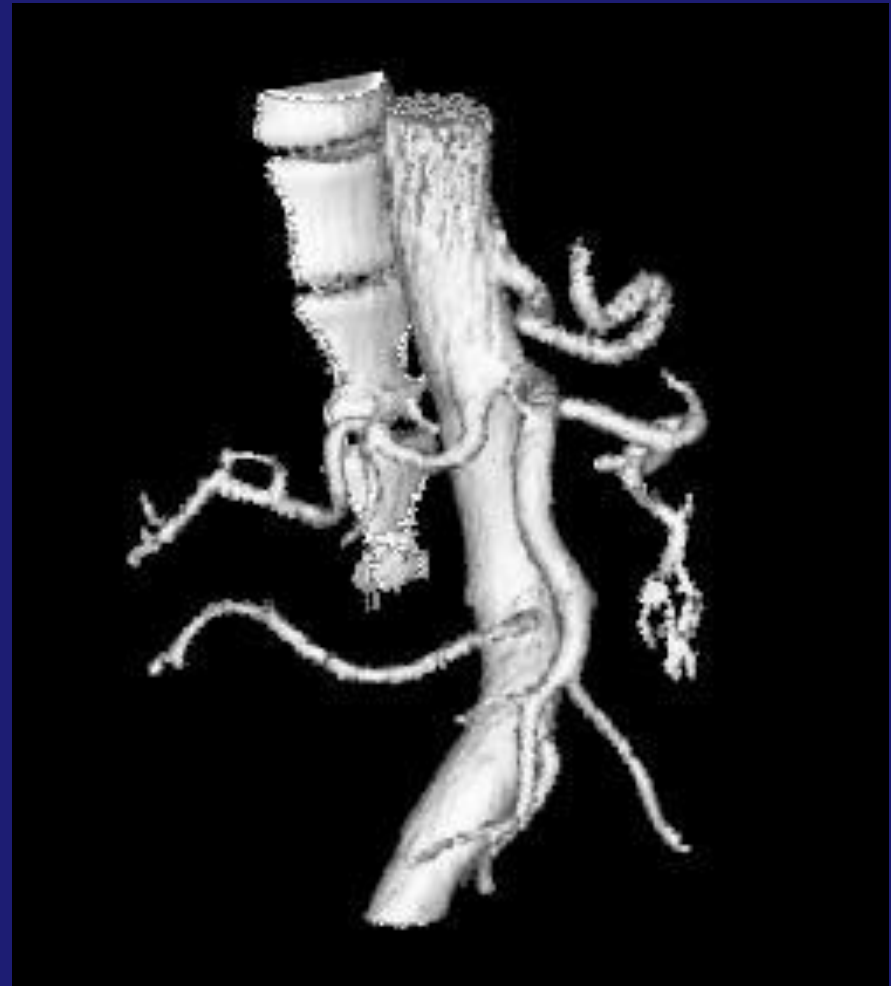
Отображение элементов с заданной локализацией (расчет произвольного сечения объекта).

Maximum intensity projection (MIP)



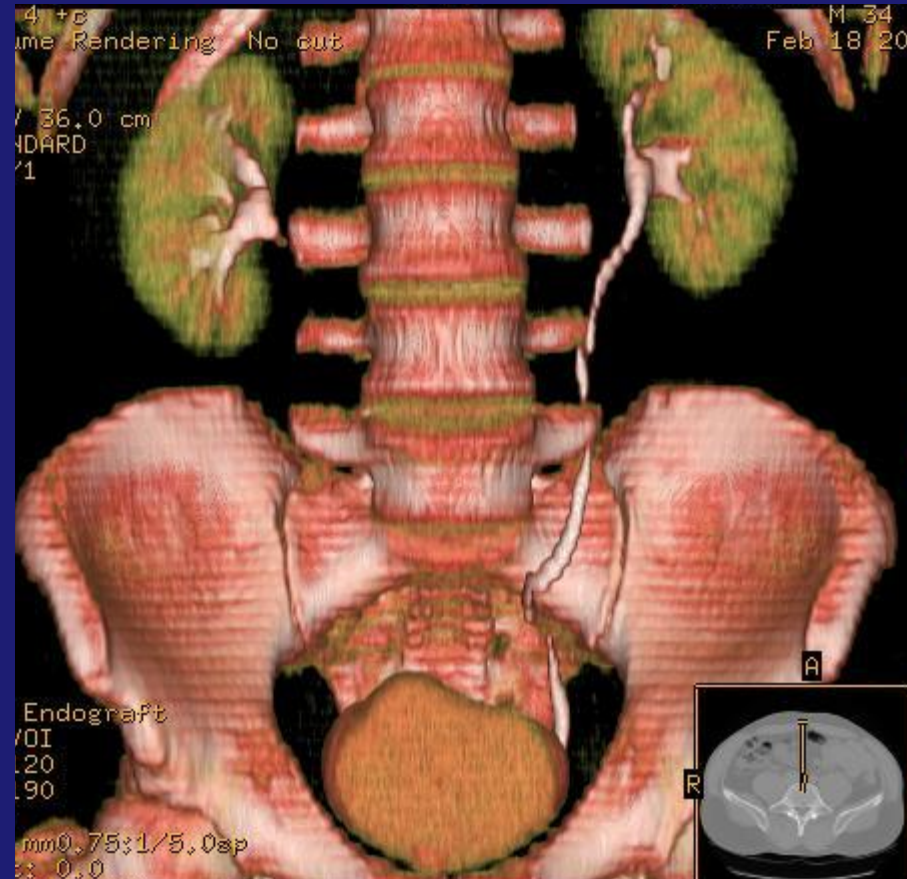
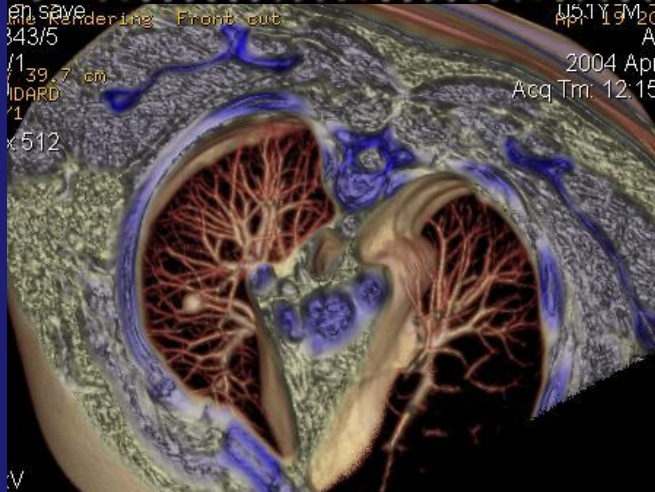
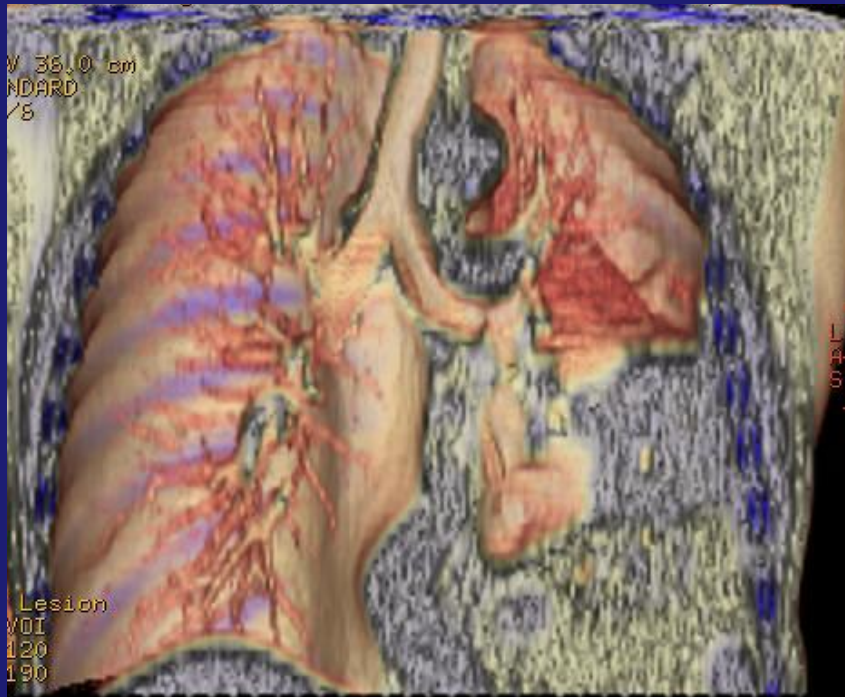
Алгоритм отбирает примерно 10% самых ярких элементов, что снижает шум на результирующем изображении.

Shaded surface display (SSD)



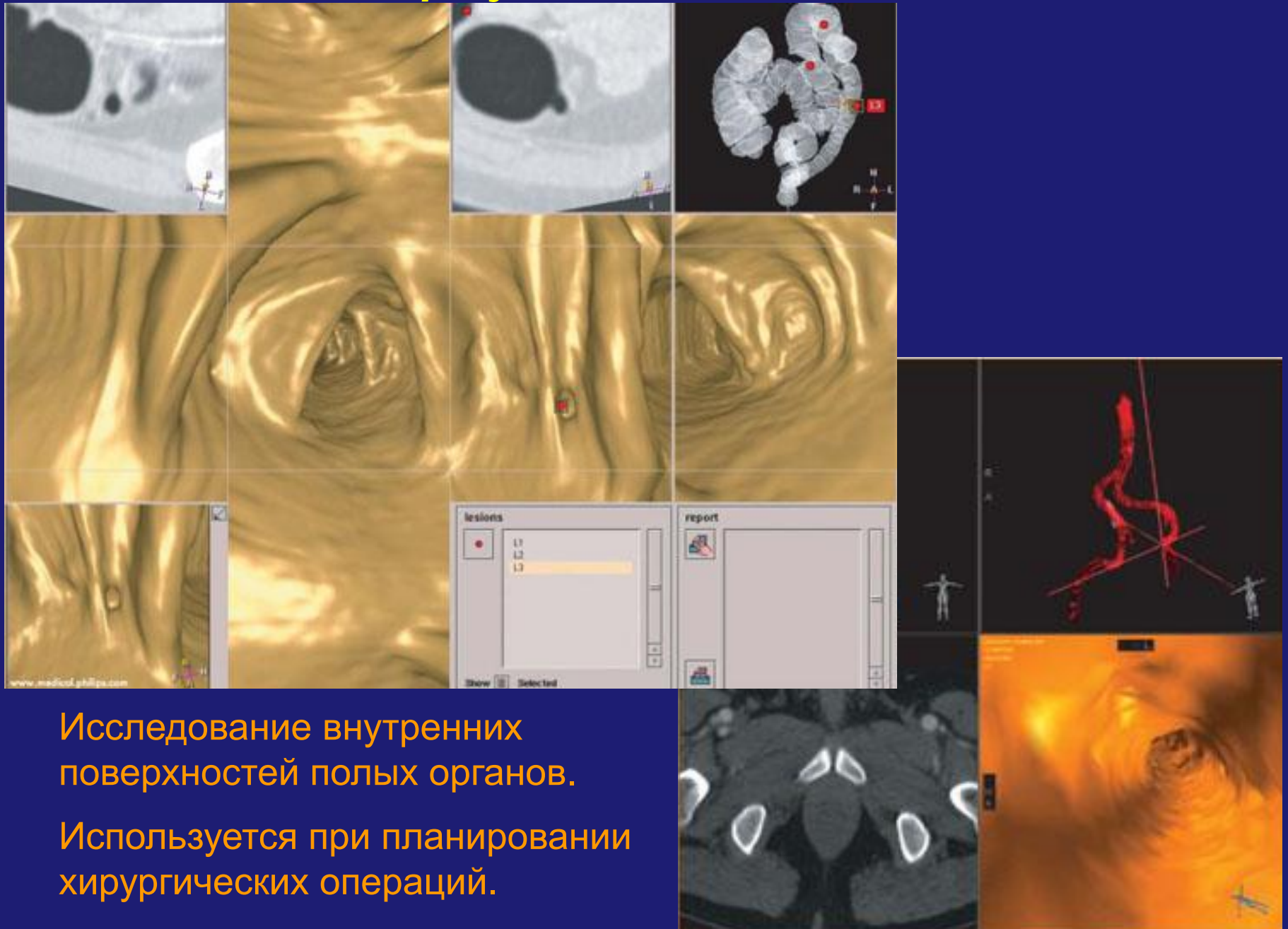
Отбор по интенсивности граничных элементов. Модификация оттенков серого цвета в соответствии с глубиной тени и учетом положения источника света.

Interactive volume rendering (IVR/VR)



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

Виртуальная эндоскопия



Исследование внутренних поверхностей полых органов.

Используется при планировании хирургических операций.