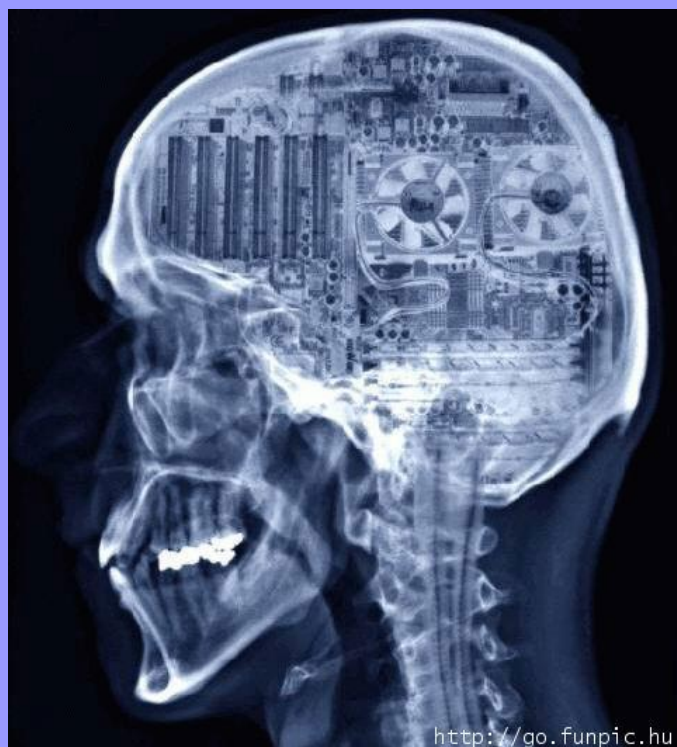


Рентгеновская компьютерная томография



<http://go.funpic.hu>

Содержание темы

- Принципы КТ сканирования
- Томографическое изображение
- Конструкция КТ сканера
- «Слип ринг» и спиральная КТ

Принципы КТ сканирования

- Что такое КТ сканер?
- Возможности КТ
- Клинические приложения
- Конструкция КТ сканера

Что такое КТ сканер?

- Рентгеновский компьютерный томограф способен создавать изображения поперечных срезов через тело пациента



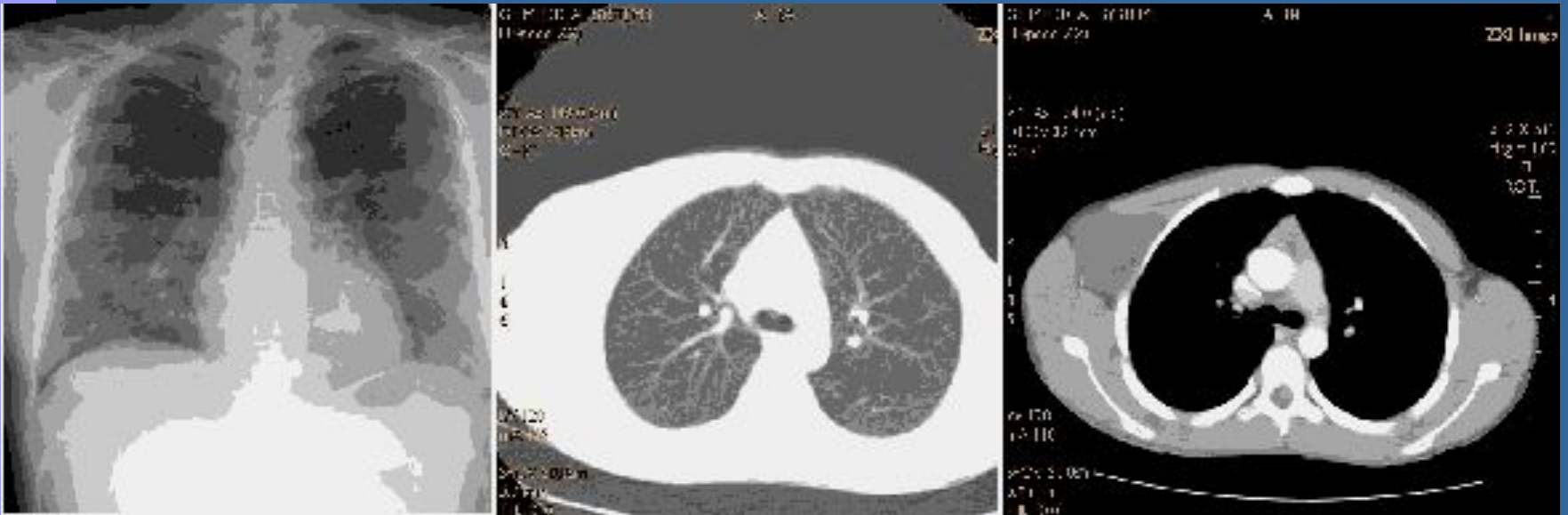
Что такое Что такое КТ сканер?

- Это гентри в форме баранки и стол,двигающий пациента



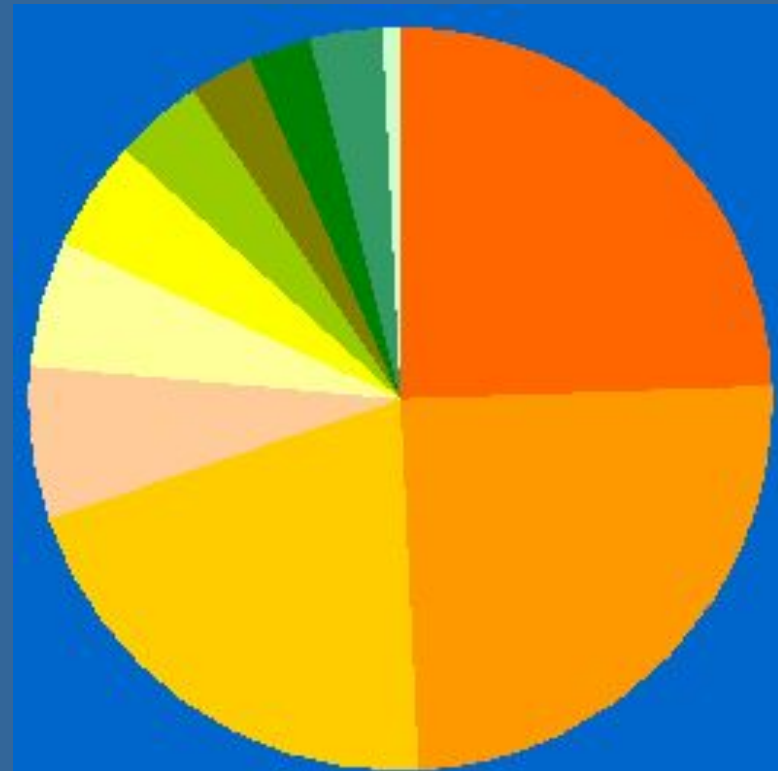
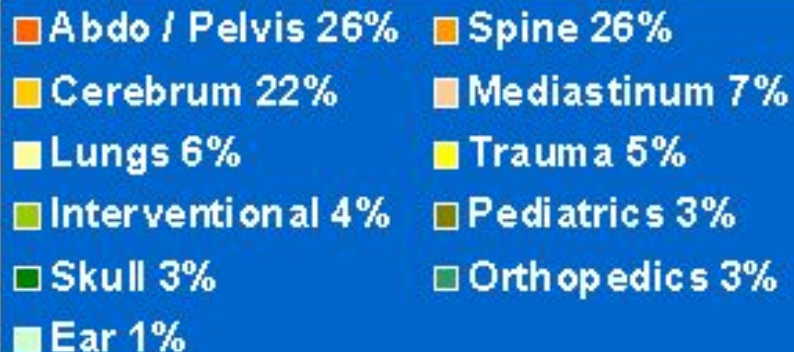
Возможности КТ

- Способность к дифференциации внутренних структур
- Повышенная контрастность
 - Окружающие структуры не снижают контраст
 - Цифровое изображение, возможность просмотра в нескольких окнах

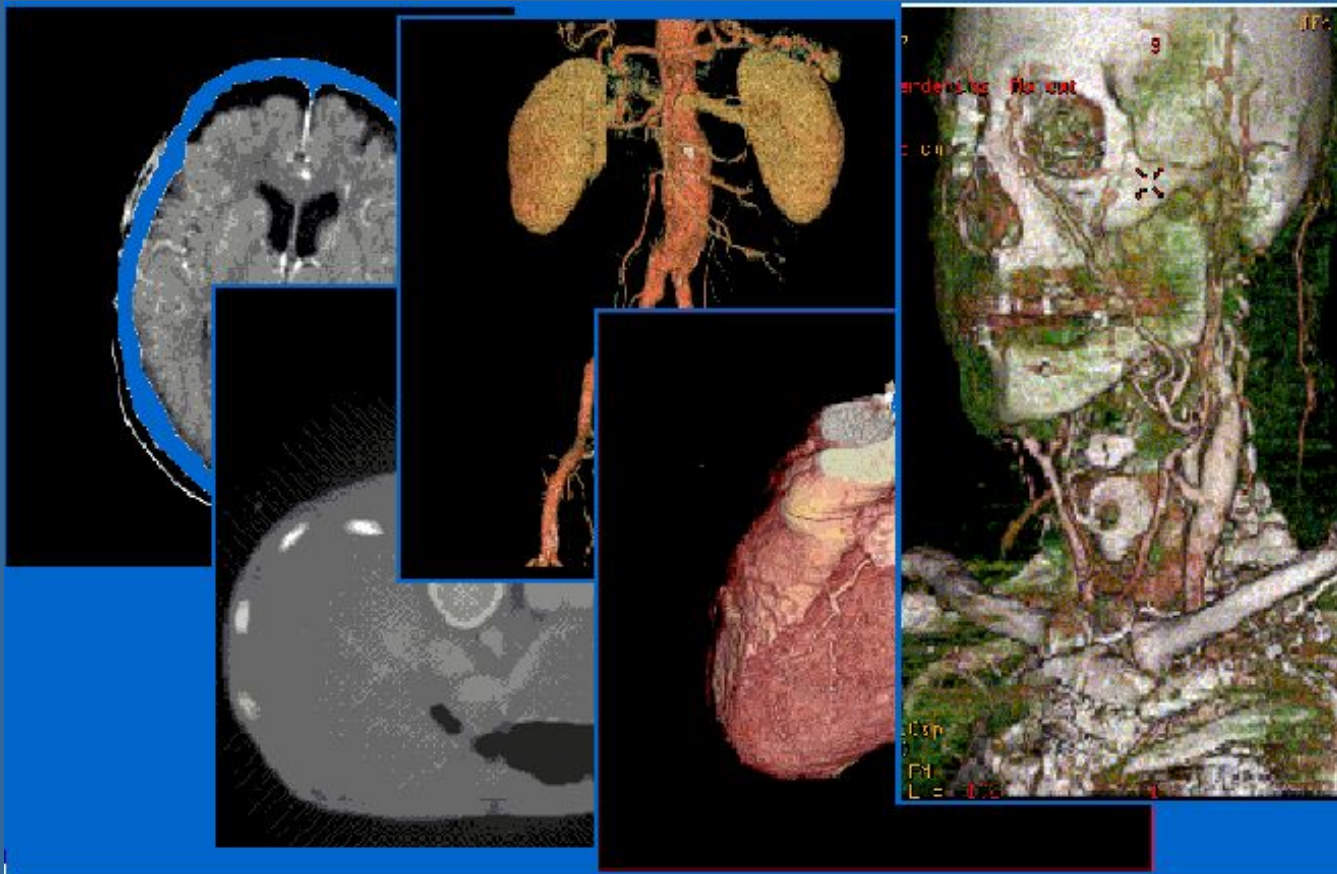


Клинические приложения КТ

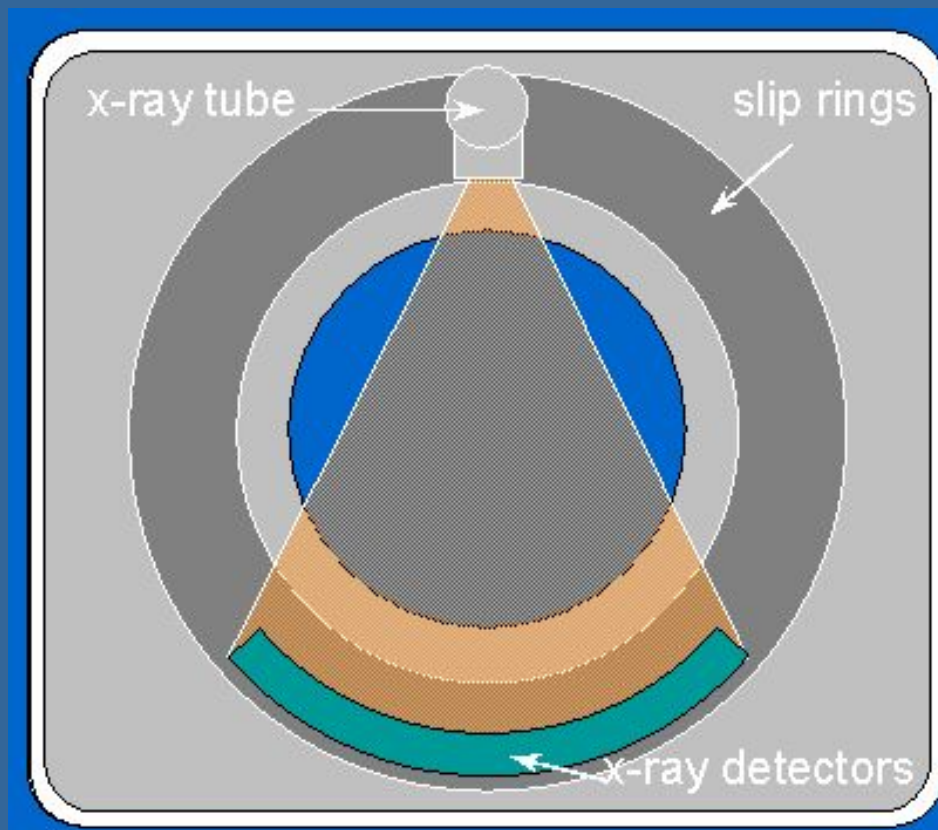
- Благодаря хорошему изображению мягких тканей и костей
 - Диагностические изображения
 - Планирование радиотерапии
- 3D приложения



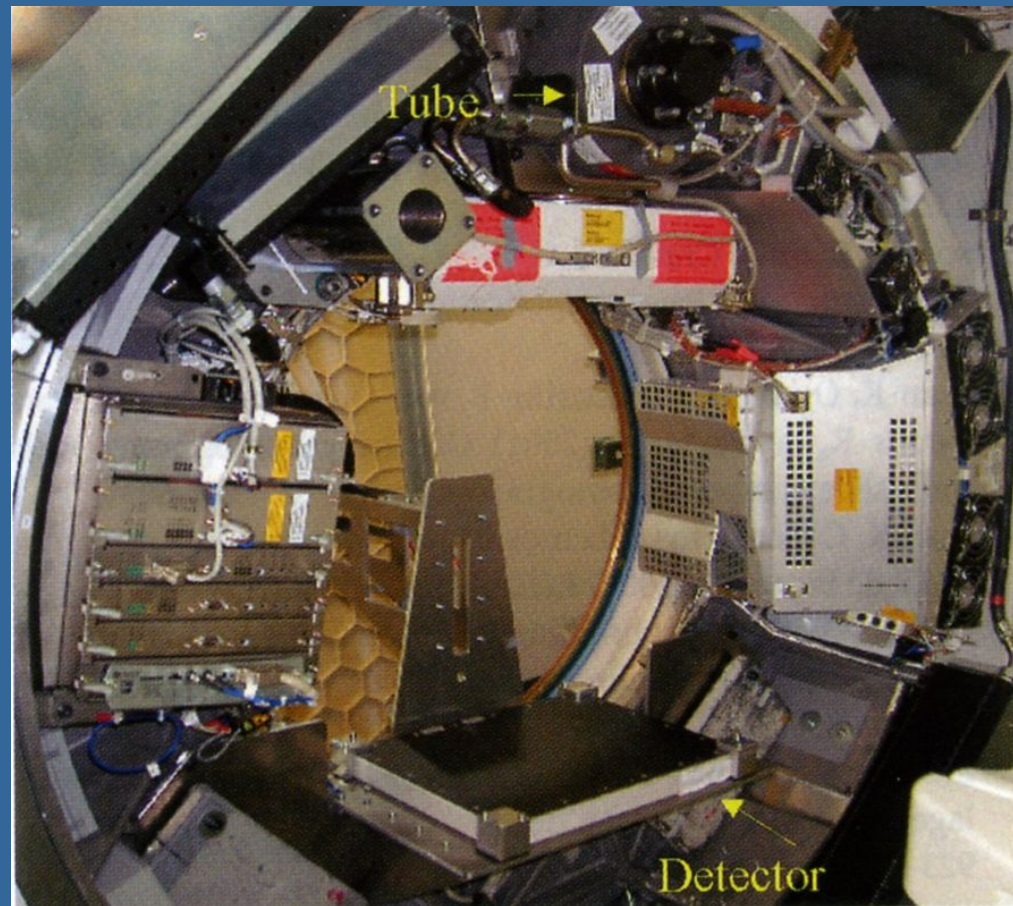
Клиническое применение КТ



Конструкция компьютерного томографа



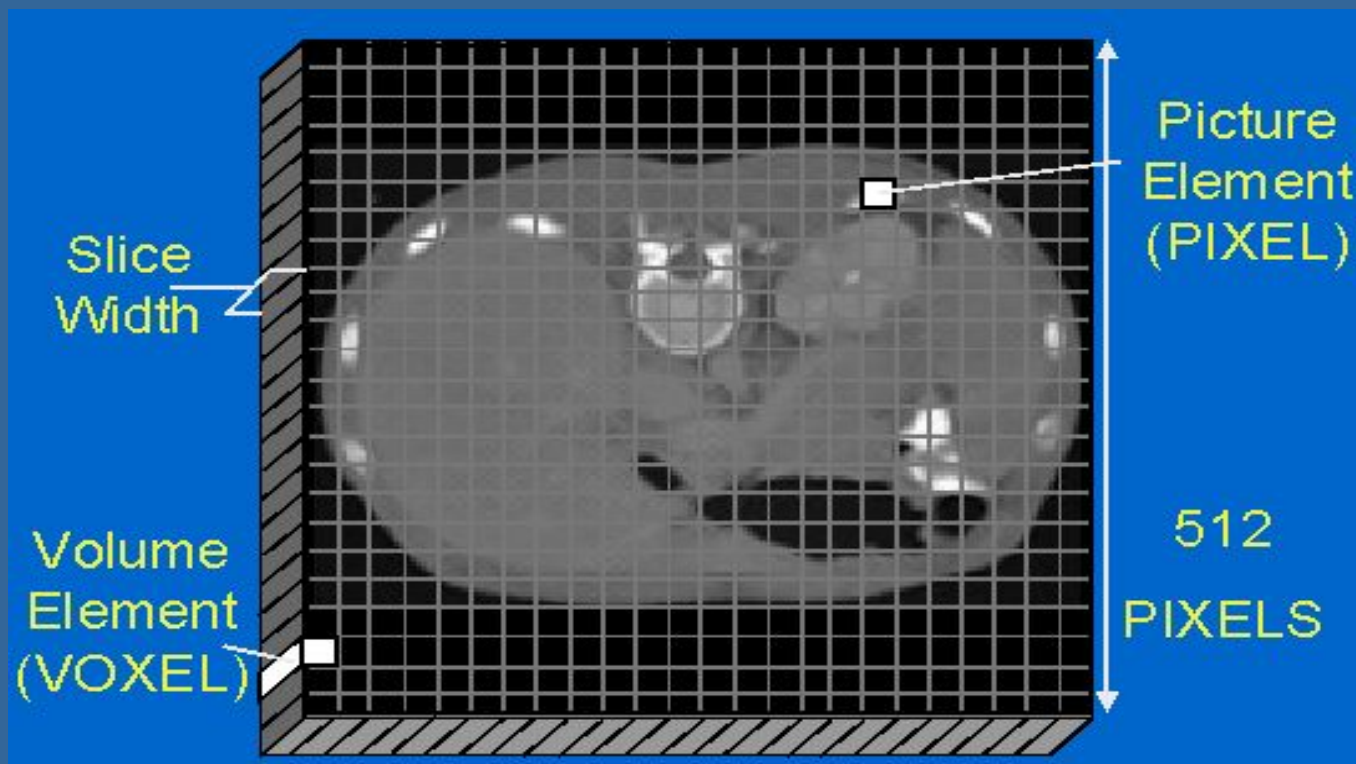
На практике



Томографическое изображение

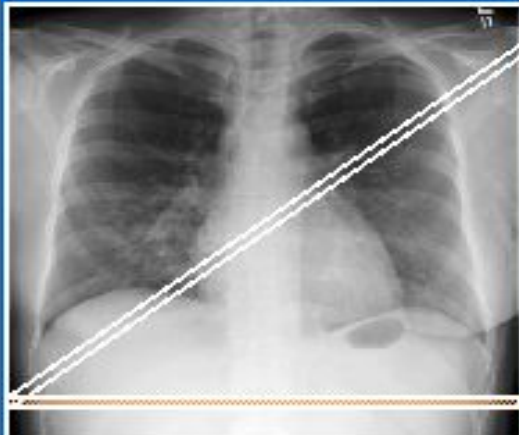
- Принципы получения томографического изображения
- Сбор данных
- Обратные проекции
- Фильтрация обратных проекций

КТ изображение



Принципы томографического изображения

- Использование серий двухмерных изображений объекта для обработки и представления его в 3-х мерном виде



Плоское R изображение

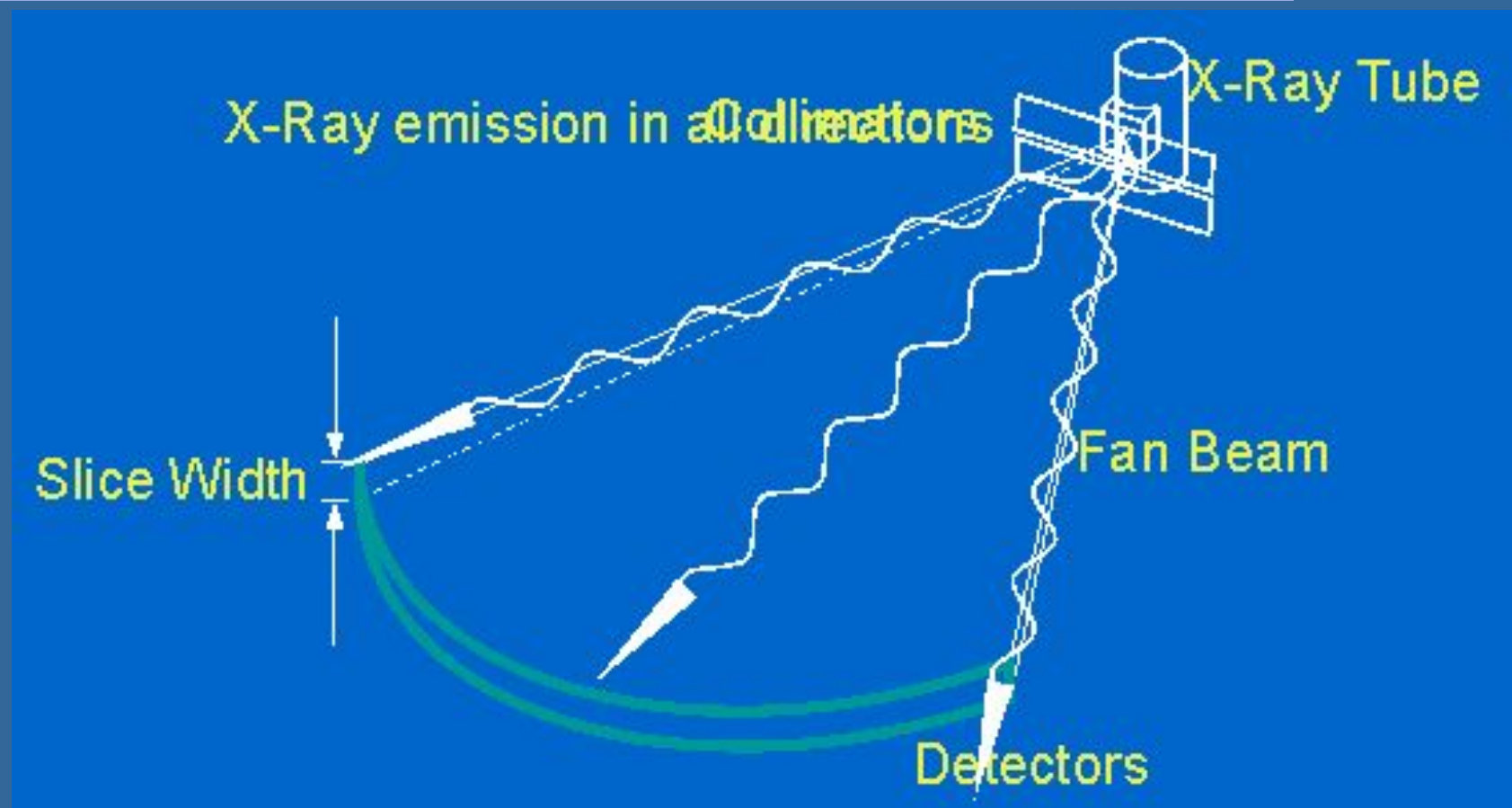


Синограмма



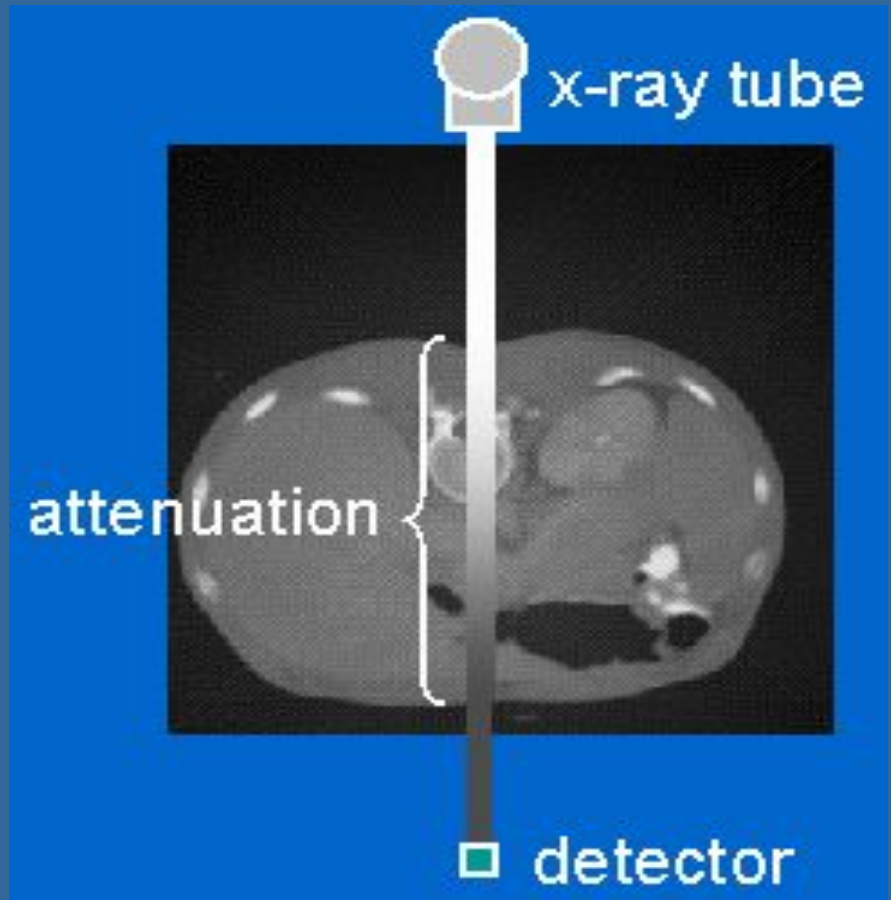
реконструированное
изображение

Сбор данных



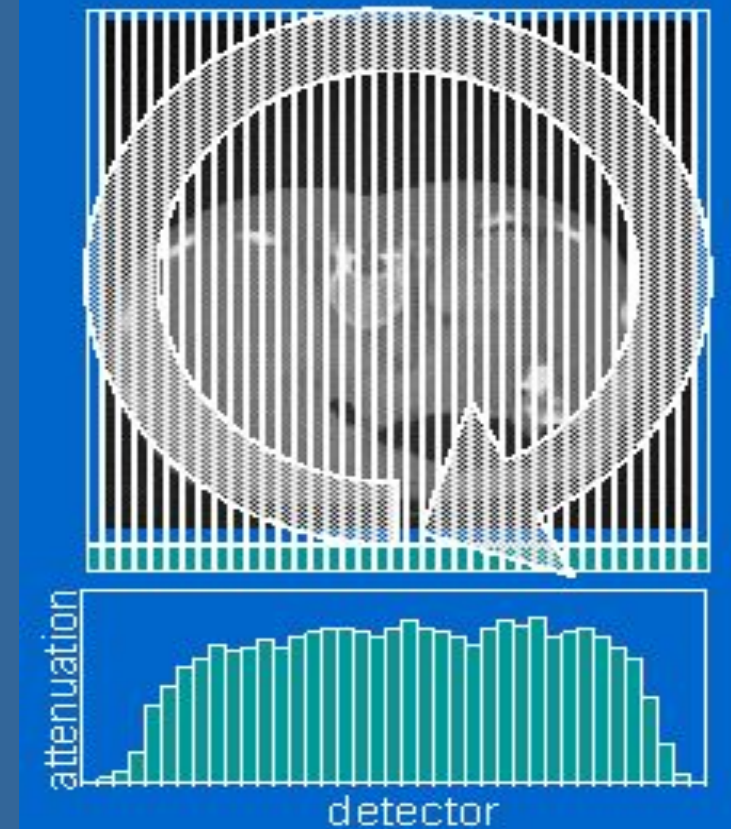
Что мы измеряем?

- Измерение линейного коэффициента ослабления, μ , между трубкой и детекторами
- Коэффициент ослабления – это мера того, насколько быстро рентгеновские лучи поглощаются тканями



Проекции

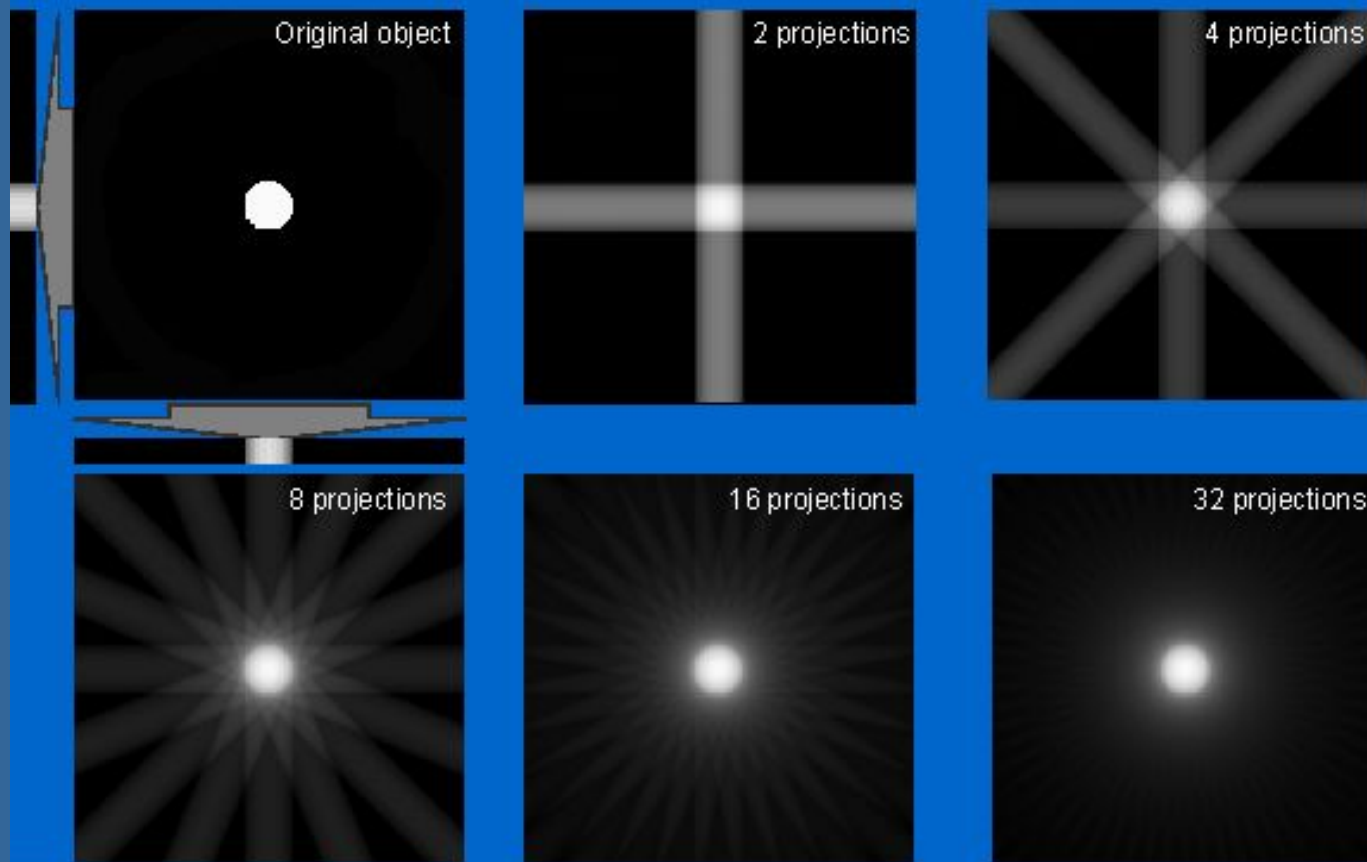
- Двухмерные изображения – «проекции» всех ракурсов вокруг пациента
 - Вращение трубки и детекторов вокруг тела пациента
 - Данные коэффициентов ослабления собираются с каждого угла поворота трубки
 - Генерируются серии проекций



Обратные проекции

- Обратный процесс измерения проекционных данных для реконструкции изображения
- Каждая проекция «считывается» обратно через реконструируемое изображение

Обратные проекции

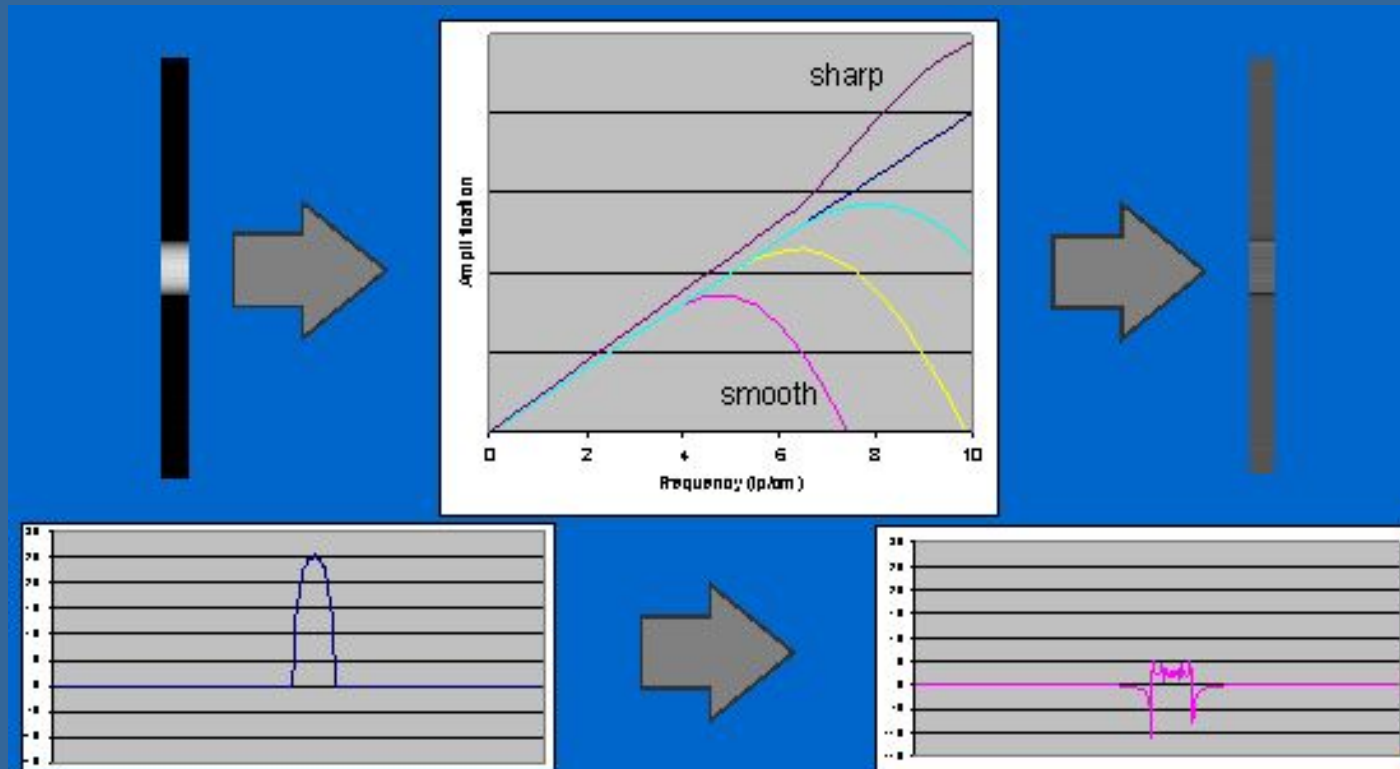


Фильтрованные обратные проекции

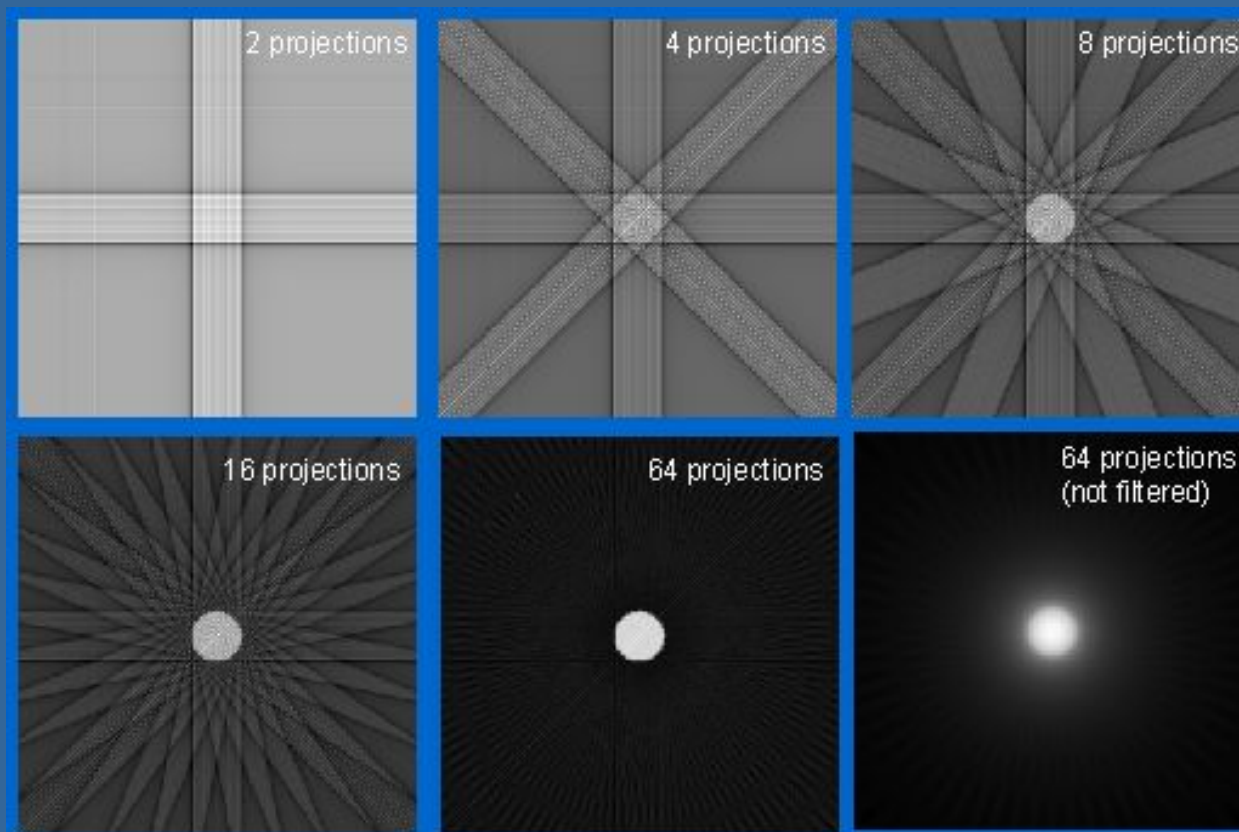
- Обратные проекции представляют размытые аксиальные изображения
- Проекционные данные нуждаются в очистке перед реконструкцией
- Для различных диагностических целей могут применяться разные фильтры
 - Сглаживающие фильтры для изображения мягких тканей
 - «резкие» фильтры для изображений с высоким разрешением

Фильтрованные обратные проекции

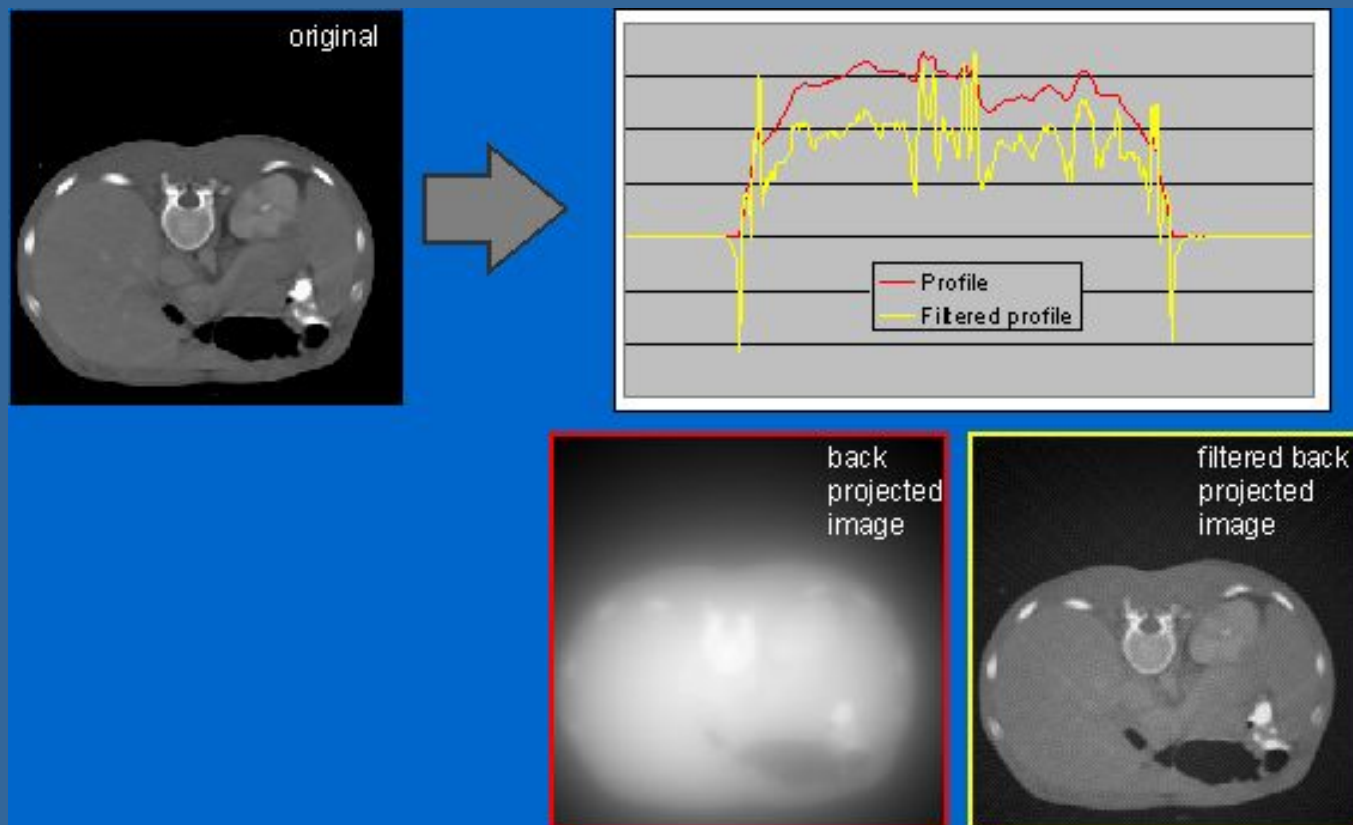
- Фильтр, применяемый для проекционных данных



Фильтрованные обратные проекции



Фильтрованные обратные проекции

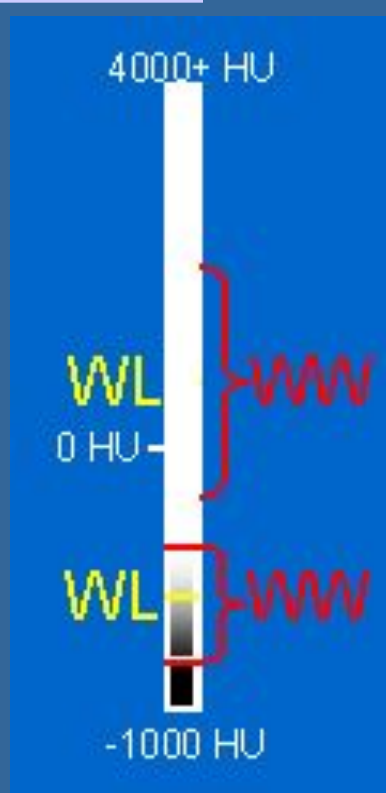


Шкала коэффициентов ослабления

- Уровни серого цвета на КТ изображении представляют коэффициенты ослабления для каждого пикселя
- Уровни серого цвета обозначаются в единицах Хаунсфилда (HU)
 - Вода 0 HU
 - Воздух – 1000 HU
 - Кость 1000-3000 HU
- $$HU = \frac{\mu_{\text{объекта}} - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{воды}}} \times 1000$$

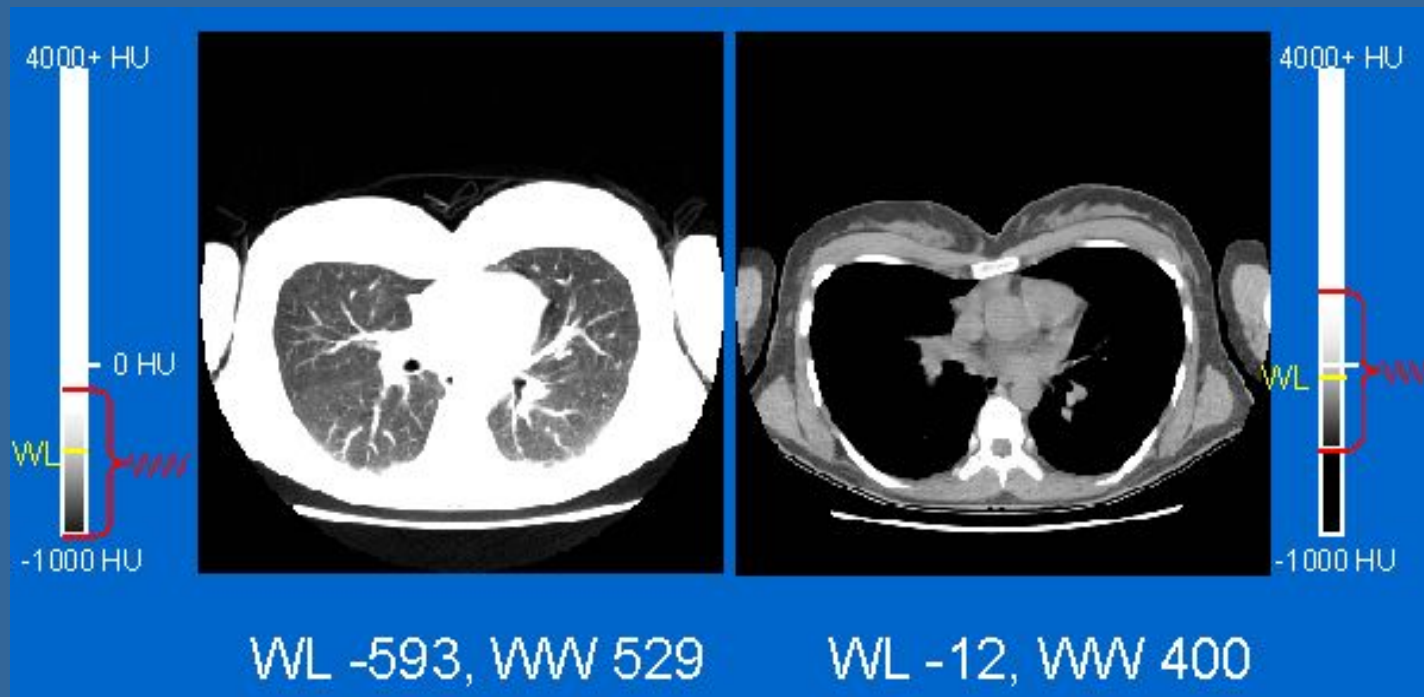
Окна значений коэффициентов ослабления

- КТ изображения могут отображаться с произвольными яркостью и контрастностью
- Отображение на экране определяется с использованием уровня окна (WL) и ширины окна (WW)
 - WL определяет степень «серости» изображения
 - WW определяет уровень от белого к черному
- Выбор WL и WW зависит от клинических целей



Окна значений коэффициентов ослабления

- Одно и то же изображение представлено с разными уровнем и шириной окна

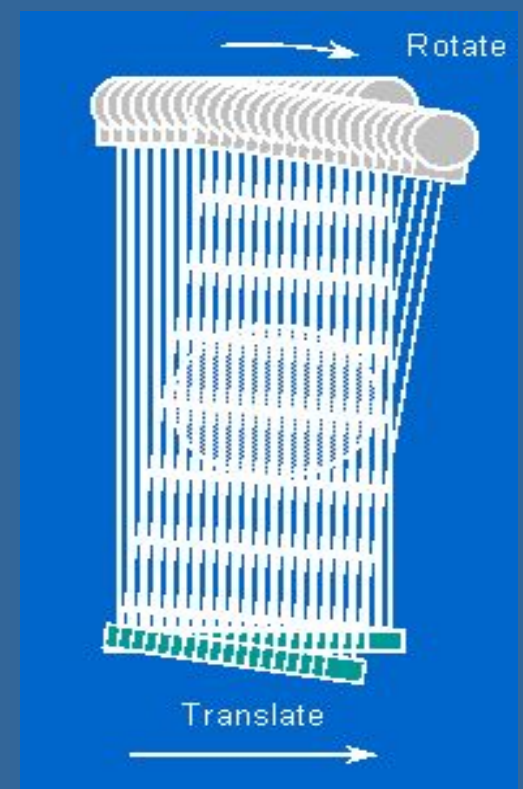


Технология КТ

- Эволюция систем сканирования (1-4 поколения)
- Другие достижения
 - Трубка
 - Детекторы
 - «слип ринг»

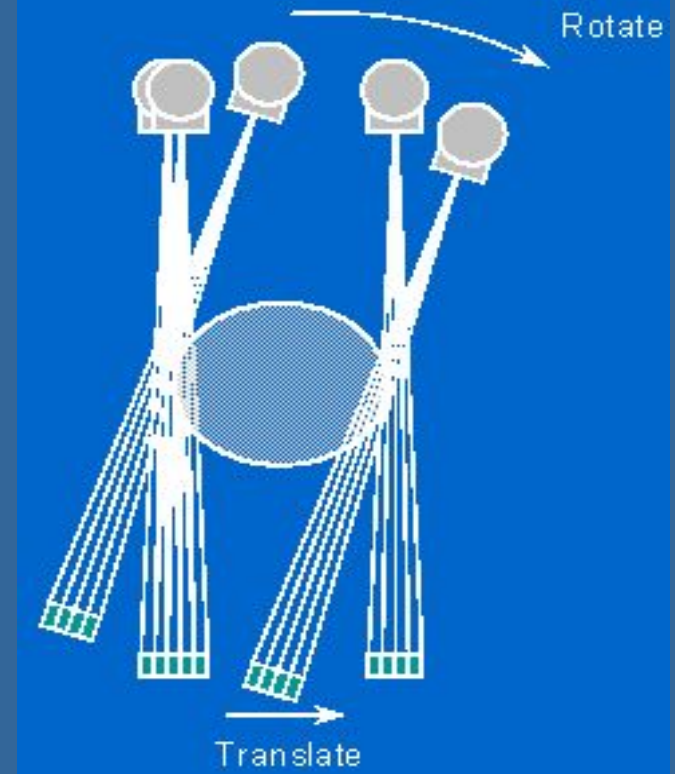
КТ системы первого поколения

- Один детектор
- Сбор данных методом «перемещение – вращение»
 - Перемещение поперек пациента
 - Вращение вокруг пациента
- Очень медленно
 - Каждый срез – несколько минут



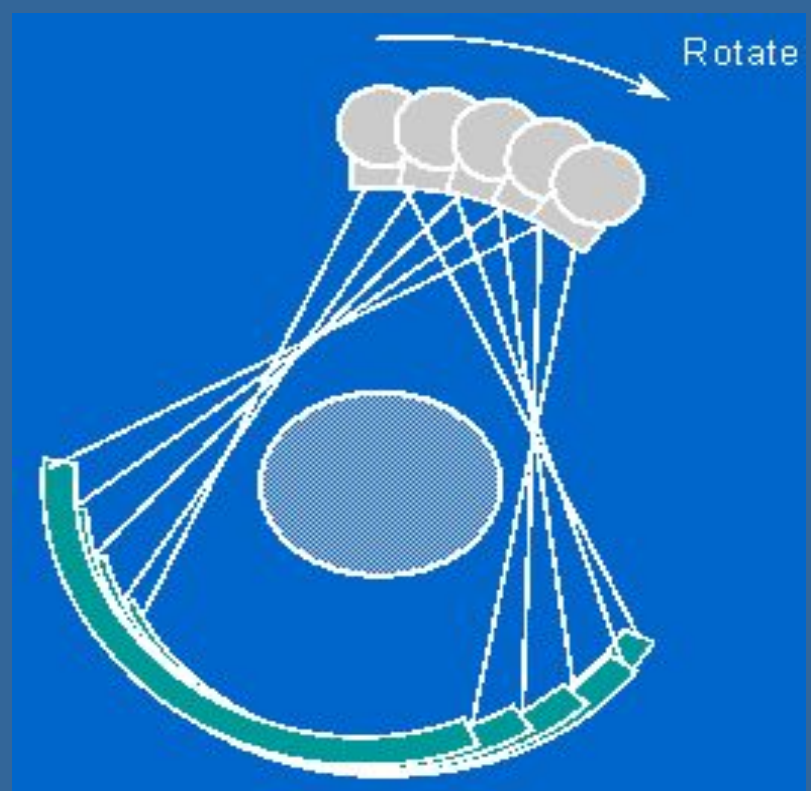
КТ системы второго поколения

- Пучок излучения в виде узкого веера (10^0)
- Много детекторов
- Много углов сбора данных для каждой позиции
 - Больше угол поворота
 - Все еще требуется смещение
- Медленно
 - 20 сек на срез



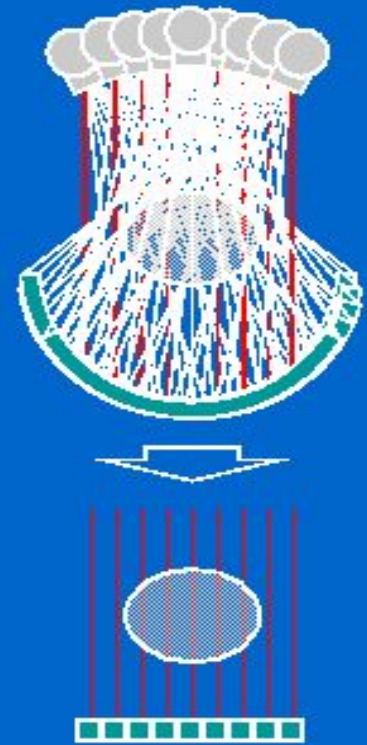
Третье поколение КТ сканеров

- Пучок веерный
- Много детекторов (500-1000)
- Только ротация
 - смещение больше не требуется
- Намного быстрее
 - Наибольшая скорость 0,5 сек на вращение
- Конструкция большинства современных сканеров



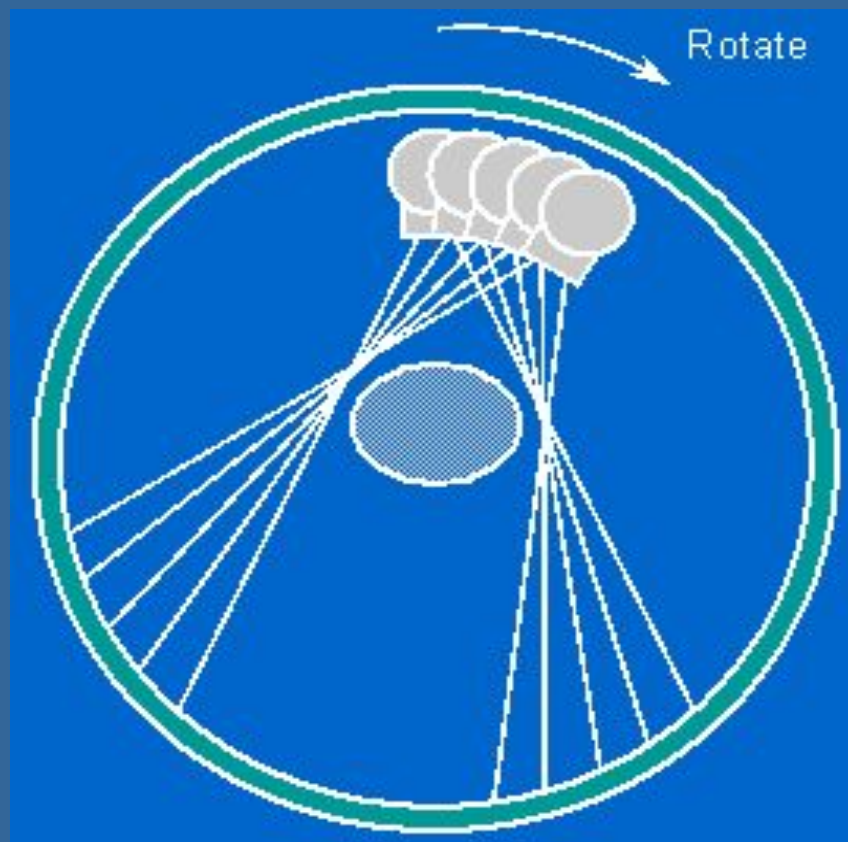
Ремоделирование данных, полученных веерным пучком

- 3-е поколение КТ сканеров использует веерный пучок для сбора проекционных данных
- Для получения параллельных проекций данные с рядом расположенных детекторов в последующих изображениях могут комбинироваться
- На практике 500 -> 1000 детекторов и 500 -> 1000 изображений формируют клиническую картинку



Четвертое поколение КТ сканеров

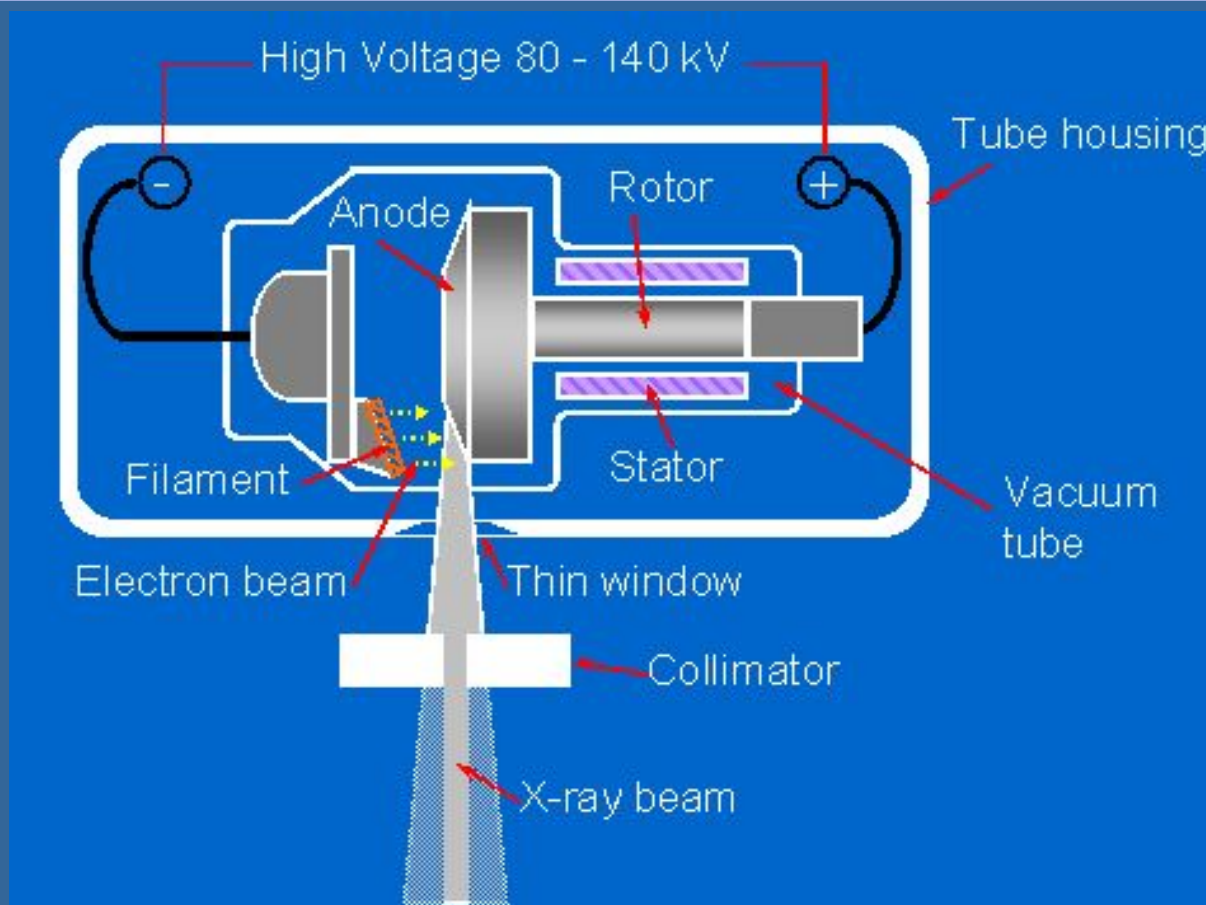
- Веерный пучок
- Детекторы расположены неподвижно по окружности гентри
- Вращается только трубка
- Лишены проблемы кольцевидных артефактов, характерных для сканеров 3го поколения



Рентгеновское излучение

- Рентгеновское излучение производится при торможении разогнанных электронов на металлическом аноде
- Рентгеновское излучение фильтруется для оптимизации спектра
- Луч формируется фильтром для придания ему соответствующих параметров
- Рентгеновское излучение взаимодействует с телом пациента
- Рентгеновское излучение поглощается детекторами

Рентгеновская трубка

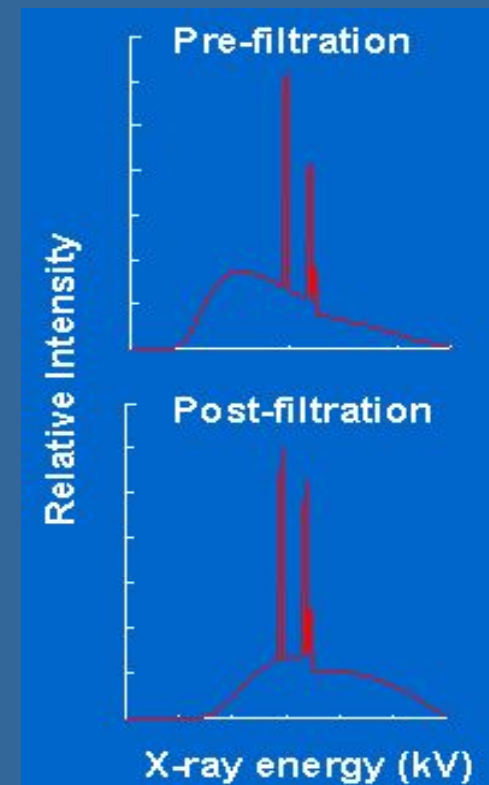


Достижения в устройстве рентгеновской трубки

- КТ очень требовательны к рентгеновским трубкам и генераторам
 - Пиковые значения – до 500 мА
 - Длительное время – последовательности сканирования до 30 сек и более
- Требуется большой теплоемкости и быстрого охлаждения
 - До 7,5 МНУ, 1,4 МНУ/мин
- Механическая прочность из-за ротации трубки
 - Ускорения до 13 G для 0,5 сек вращения

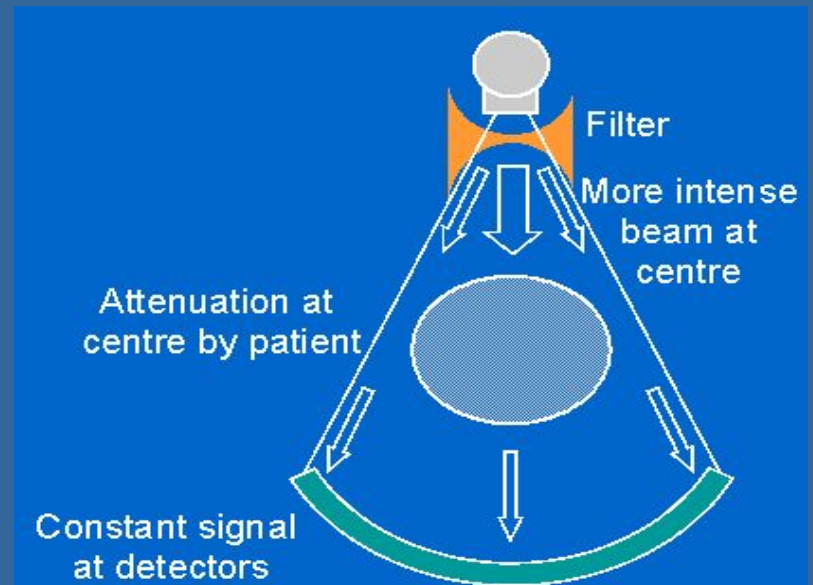
Фильтрация

- Система фильтров в трубке задерживает низкоэнергетическое излучение, которое создает повышенную лучевую нагрузку на пациента, но не влияет на качество изображения
- Эквивалент 2,5 мм Алюминия
- Этот процесс также называется стабилизацией излучения



Фильтр, формирующий луч

- Фильтр, формирующий луч (бабочковидный) обеспечивает более стабильный сигнал для всех детекторов
- Жесткость луча на всех детекторах также более стабильна

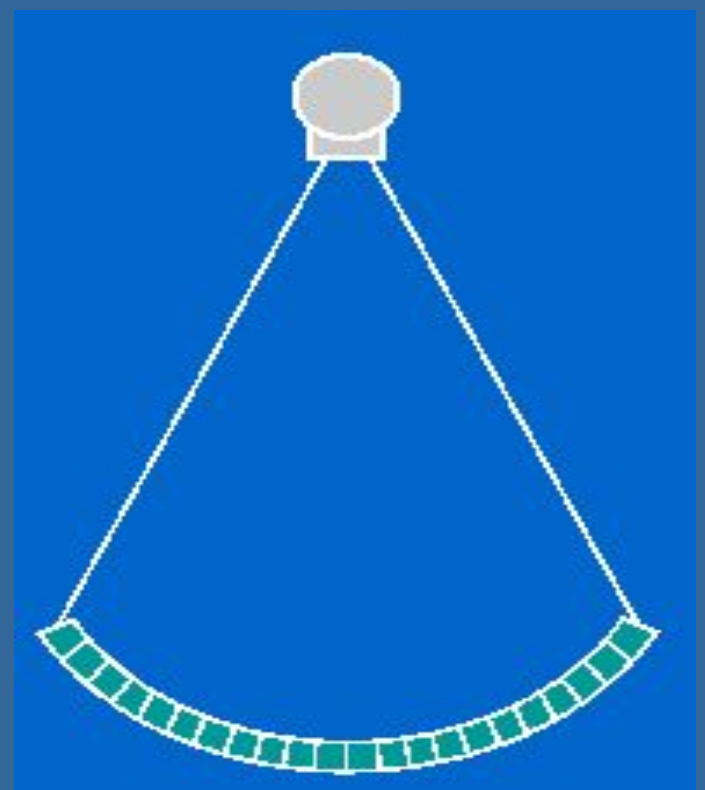


Детекторы

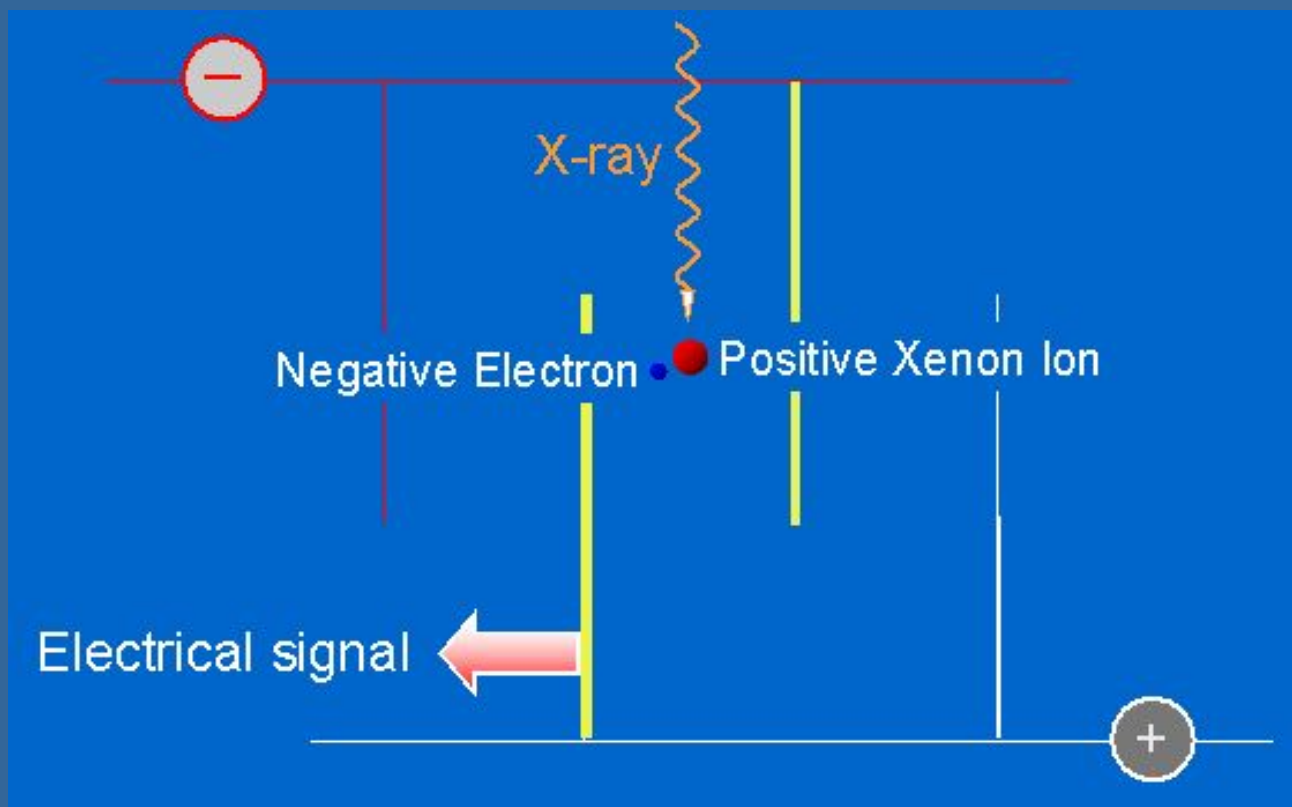
- Первые детекторы были сцинтиляторного типа (например на основе NaCl)
 - Низкая производительность приводила к длительным временам сканирования
- Ксеноновые детекторы
 - Более высокая производительность, но эффективность еще мала
- Современные керамические сцинтиляторы
 - Наилучшая производительность и эффективность

Расположение детекторов

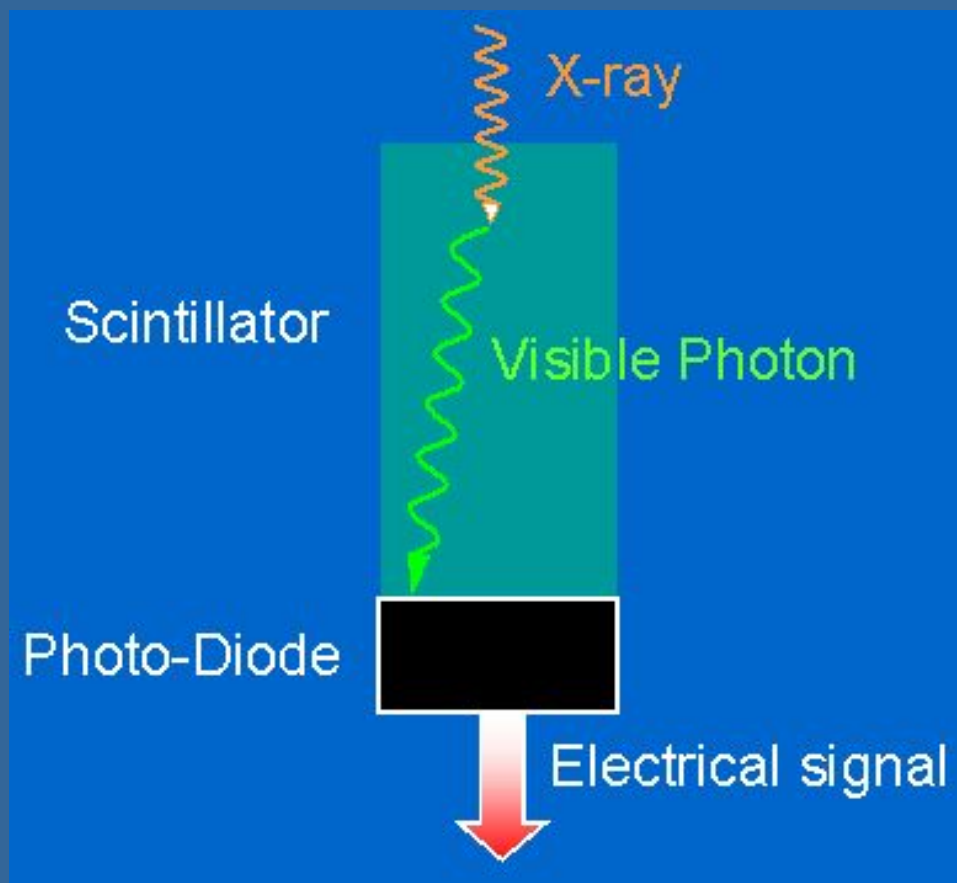
- Детекторы в третьем поколении сканеров расположены в виде дуги, вращающейся вокруг пациента
- 600-900 элементов в банке детектора дают хорошее пространственное разрешение
- Трубка и детекторы вращаются вокруг пациента



Ксеноновые детекторы



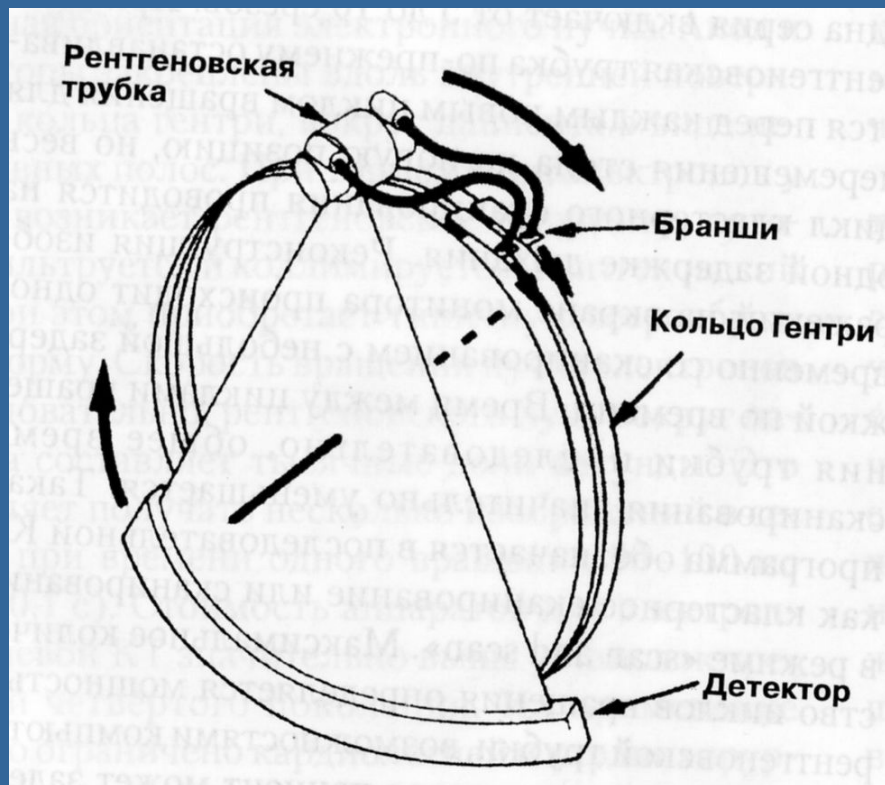
Керамические сцинтиляторы



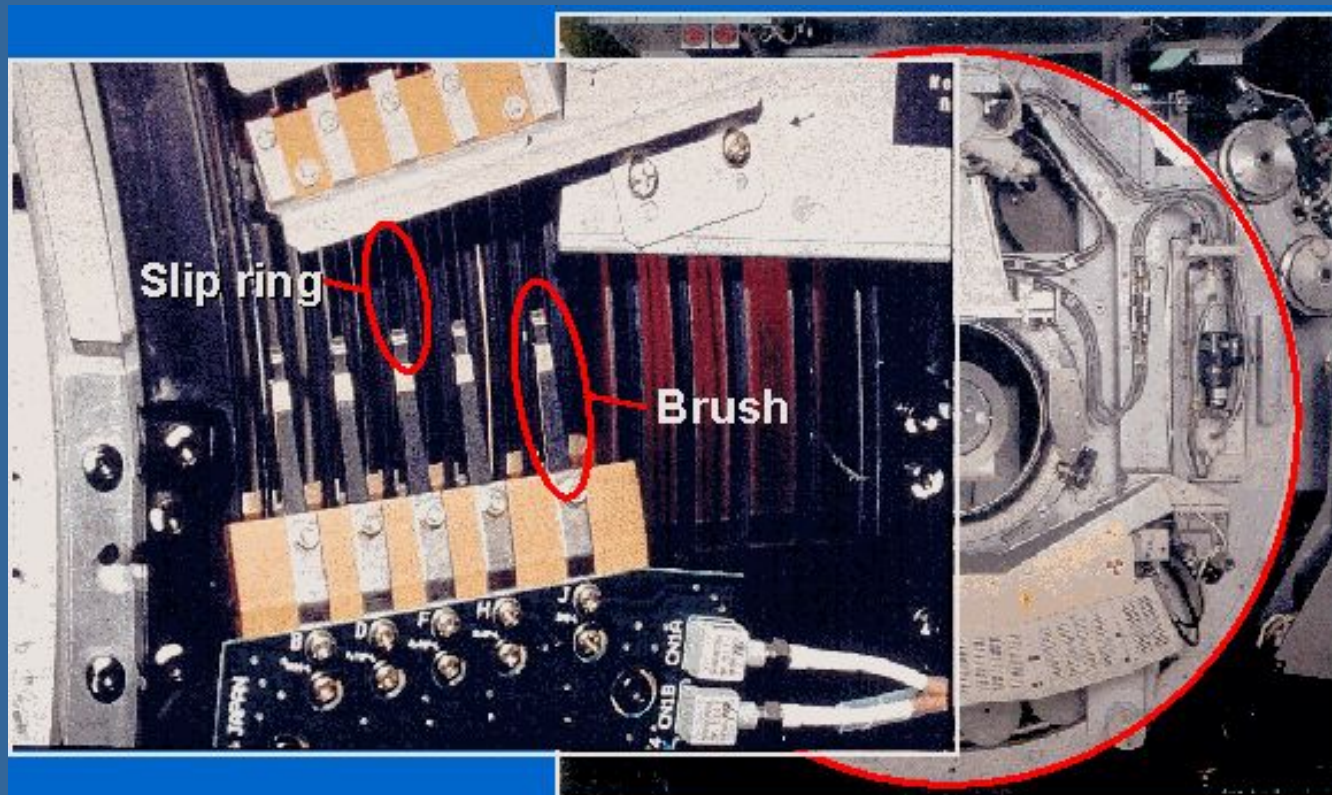
Вращение гентри

- Кабели данных и силовые кабели в старых моделях сканеров совершали движение в режиме старт – стоп
- Серии изображений требовали вращения по часовой стрелке и затем против часовой стрелки для каждого следующего среза
- Время вращения от 1 сек и более
- Конструкция «слип ринг» представлена в 1990 г. и позволила осуществлять непрерывное вращение
- Питание и данные снимаются с вращающегося гентри через щетки на неподвижном кольце
- Не требуется вращение в режиме старт-стоп
- Возможно вращение со скоростью до 0,4 сек.

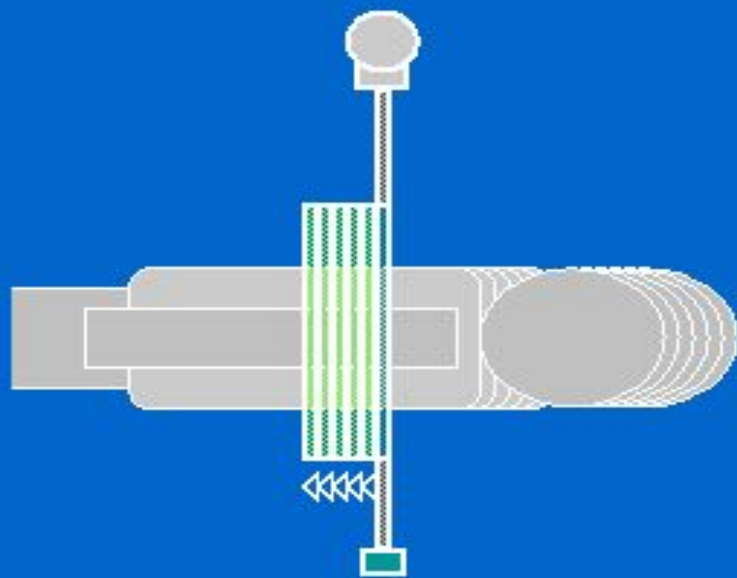
Система «слип ринг»



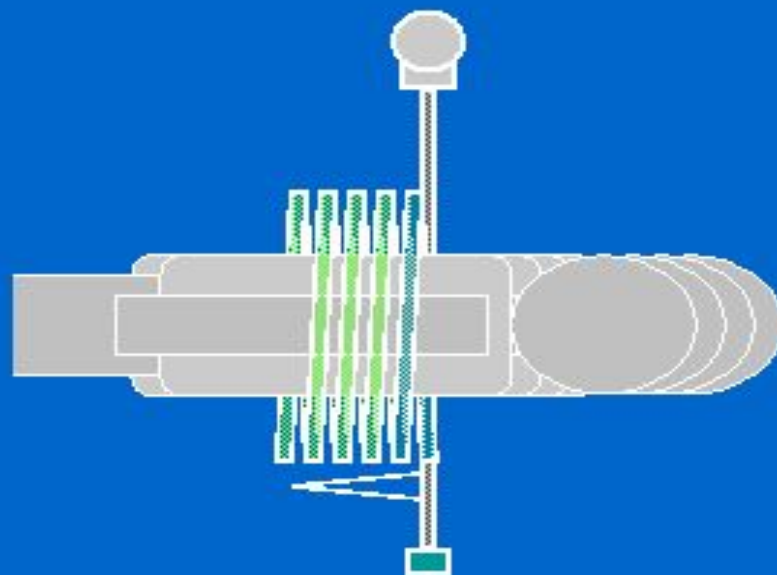
Система «слип ринг»



Спиральная КТ – сбор данных



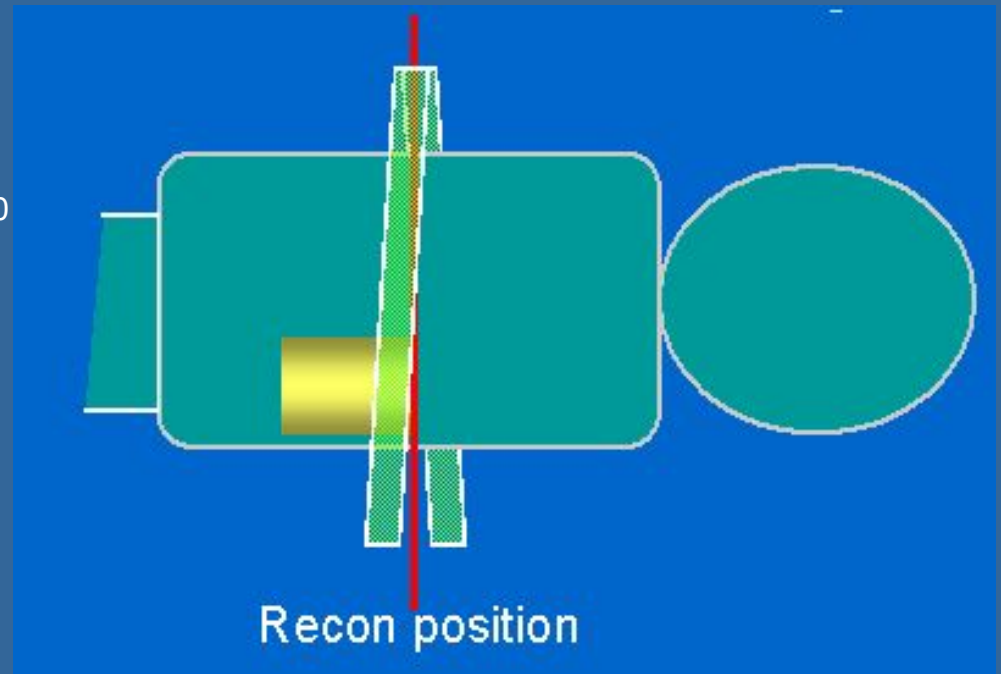
Step and shoot /
sequential mode



Helical / spiral mode

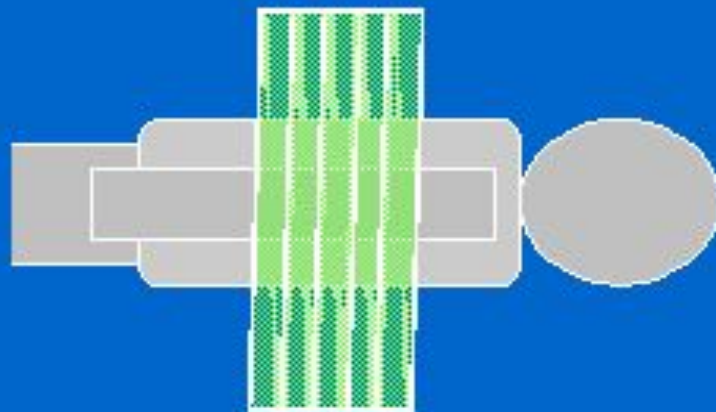
Реконструкция спирального изображения

- Чтобы была возможность восстановить нормальные данные
 - Используются данные собираемые через 180° с каждой стороны реконструируемого среза
 - Появляются артефакты, где структура ткани меняется вдоль продольной оси

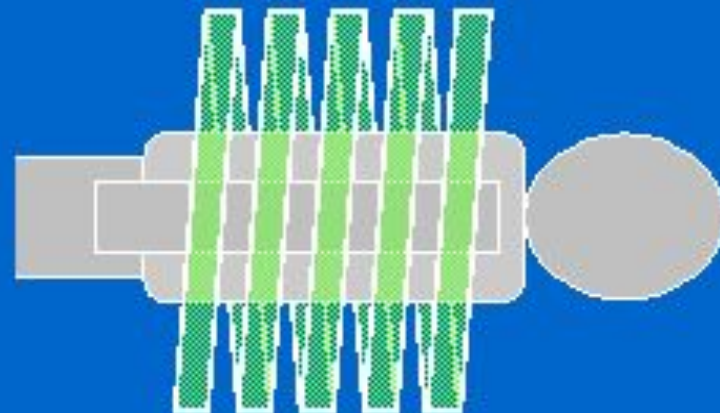


Питч при спиральной КТ

- Скорость движения стола через гентри определяет расстояние между витками спирали
- Питч = смещение стола за оборот трубки
толщина луча (среза)



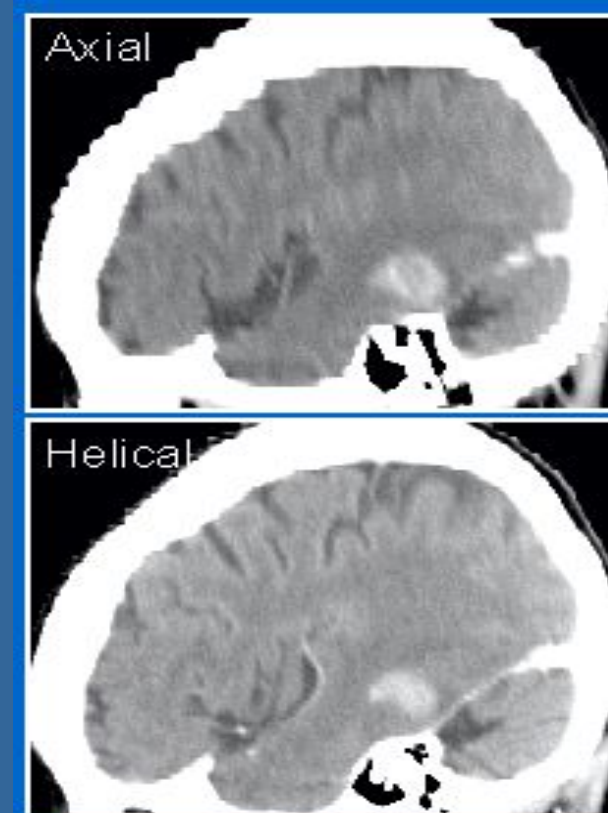
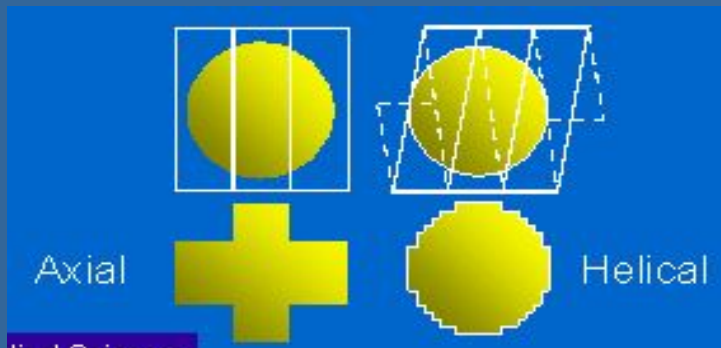
Travel = 10 mm/rot
Beam = 10 mm
Pitch = 1



Travel = 20 mm/rot
Beam = 10 mm
Pitch = 2

Преимущества спирального сканирования

- Скорость
 - Нет пауз между срезами для перемещения стола
 - Возможны питчи больше 1
 - Уменьшаются артефакты от движений пациента
- 3D
 - Возможны разные плоскости реконструкции



Недостатки спирального сканирования

- Расширение профиля срезов
 - Например при использовании 5 мм срезов с питчем 1, 360° интерполяция дает срезы 6,3 мм
 - Проблемы при использовании 180° интерполяции в виде появления зашумленности изображения

Компьютерная томография

- Сканирование – выбор протокола и режима реконструкции
- Производительность КТ
 - Качество изображения
 - Дозиметрия
- Будущее КТ
 - Многосрезовые сканеры
 - Клинические приложения

Параметры КТ сканирования

- Параметры сбора данных
 - Определяют получение набора данных сканирования
- Параметры реконструкции
 - Определяют представление данных

Параметры сбора данных

- Напряжение на трубке (80-140 кВ)
 - Вольтаж между катодом и анодом
 - Чем больше напряжение, больше энергия рентгеновских лучей
- Ток трубки (20-500 мА)
 - Сила тока, проходящего через трубку
 - Большие значения продуцируют больше электронов и большую интенсивность рентгеновских лучей

Параметры сбора данных

- Время сканирования (0,5 – 5 сек)
 - Время в течение которого трубка и детекторы производят полный оборот
 - Большее время сканирования повышает лучевую нагрузку
- Коллимация / толщина среза (0,5 – 10 мм)
 - Толщина среза по продольной оси
- Фильтрация луча
 - Для обследования головы и тела обычно применяются различные фильтры, формирующие луч
- Питч (0,5 – 2)

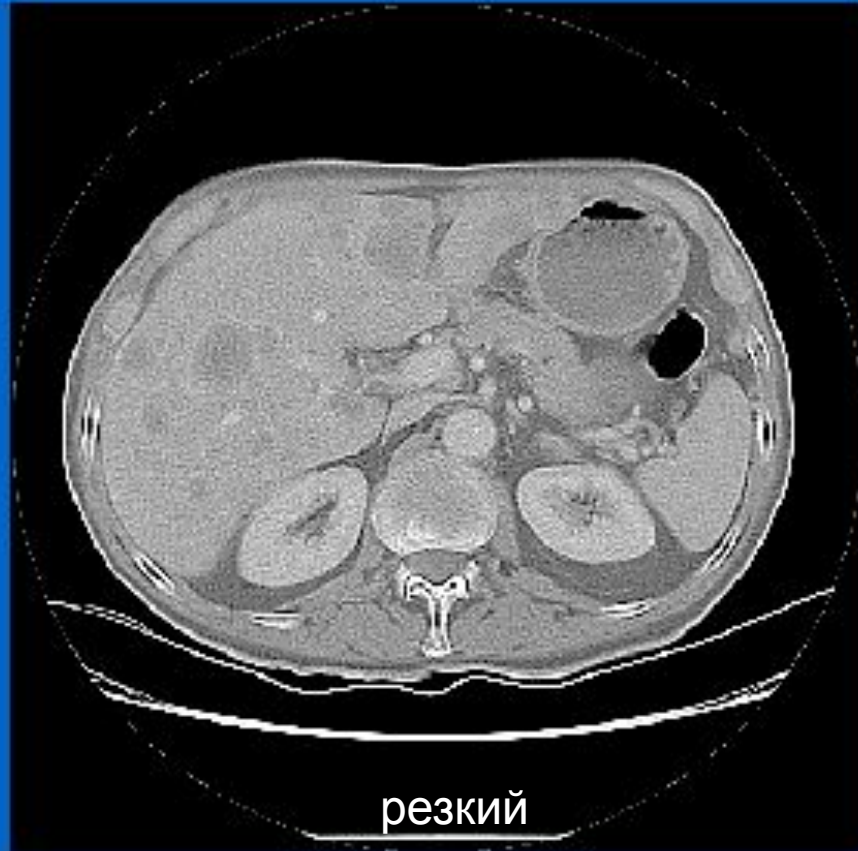
Параметры реконструкции

- Поле зрения реконструкции (FOV) (10-50 см)
 - Размер изображения по ширине и высоте
- Матрица реконструкции (обычно 512 x 512)
- Кернель / фильтр реконструкции
 - Возможно применение различных фильтров от мягкого (мягкие ткани) до резкого (кость)

Фильтры реконструкции



МЯГКИЙ



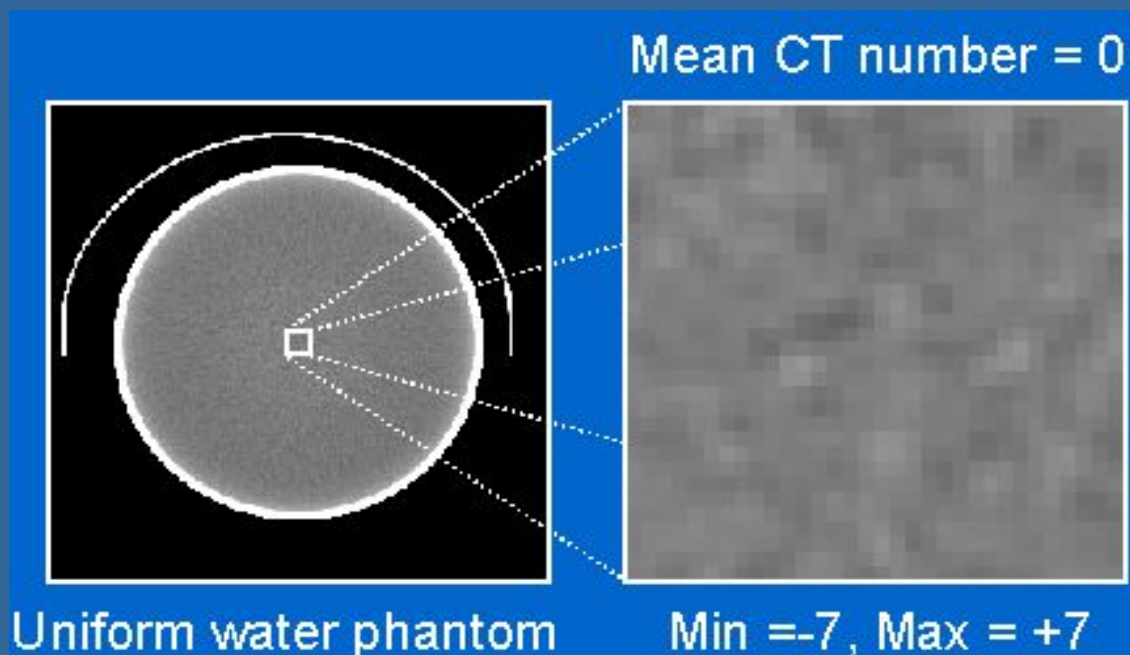
РЕЗКИЙ

Производительность КТ

- Параметры изображения
 - Шум
 - Контраст
 - Пространственное разрешение
 - Разрешение по продольной оси
- Лучевая нагрузка на пациента
 - CTDI
 - Локальная, органспецифическая и эффективная дозы

Шум на изображении

- Что такое шум на изображении?
 - Различные значения коэффициентов ослабления на изображении однородного объекта

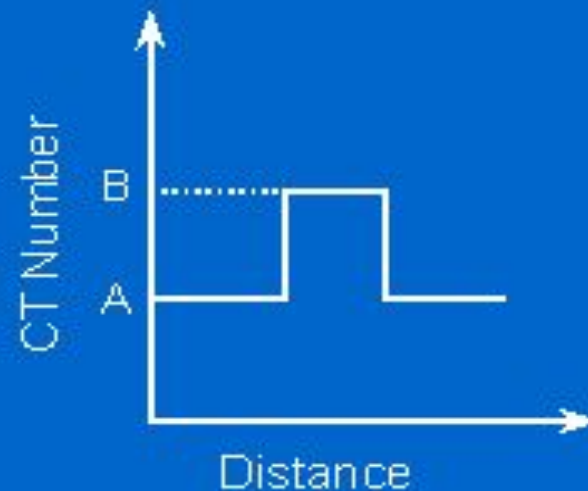
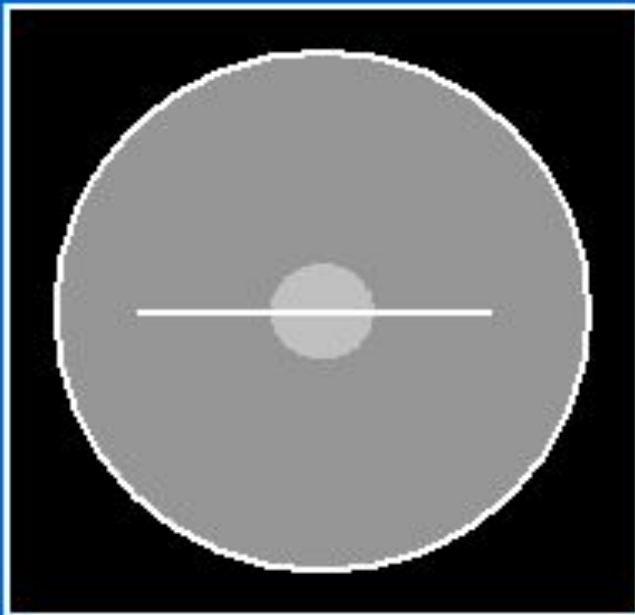


Шум на изображении

- Шум выглядит как различные значения коэффициентов ослабления на изображении однородного объекта
 - Является результатом процессов взаимодействия рентгеновского луча с тканями и детекторами
 - Измеряется с использованием стандартного отклонения от коэффициента ослабления на изображении
- Шум очень важная характеристика, когда рассматриваются низкоконтрастные изображения

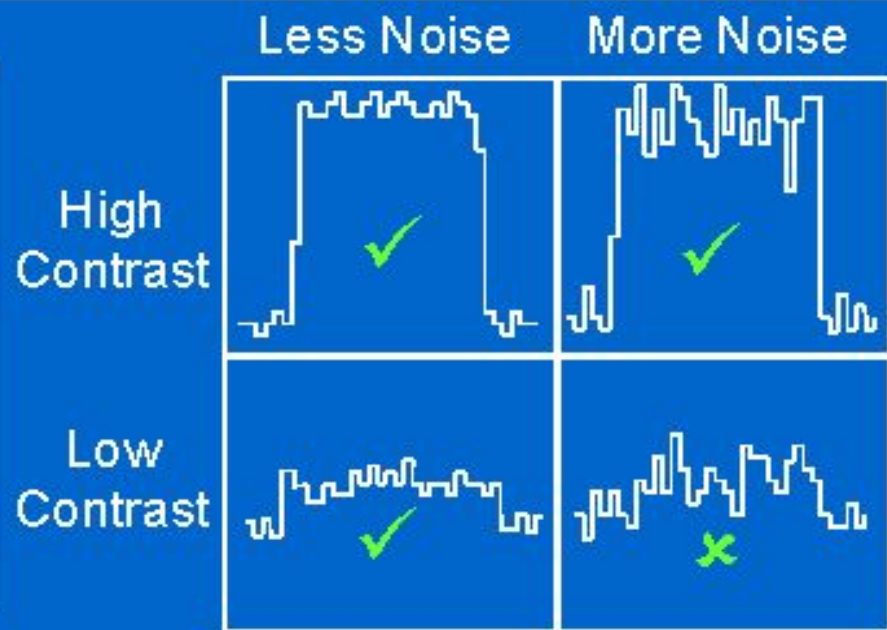
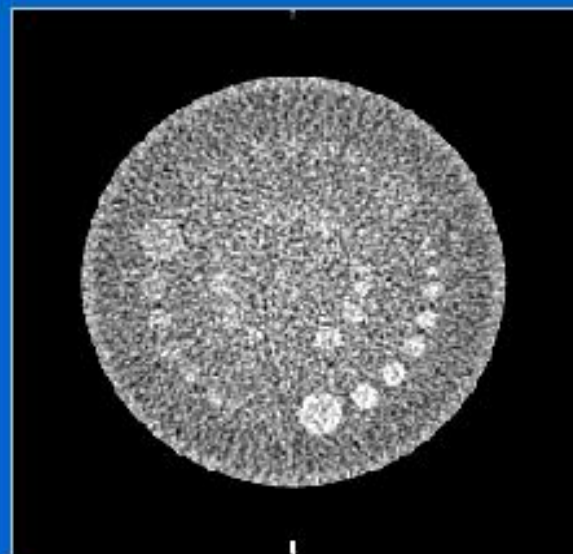
Контрастность изображения

- Контрастность = различие в сигнале
- = различие в значениях НУ между объектом и окружающей тканью $CT_B - CT_A$



Контрастность изображения

- Когда рассматриваются объекты, у которых коэффициенты ослабления близки к фону, шум может скрыть детали



Факторы, влияющие на шум

- Шум производится от спонтанных возбуждений сигнала на детекторах
 - Чем выше сигнал на детекторах, тем меньше шум
- Каждый детектор старается определить затухание сигнала
 - Подсчетом энергии рентгеновского луча. Более сильное излучение дает более правильный подсчет затухания
- Кернель / фильтр реконструкции
 - Мягкие фильтры дают меньший уровень шума, но меньше пространственное разрешение

Факторы, влияющие на сигнал в детекторах

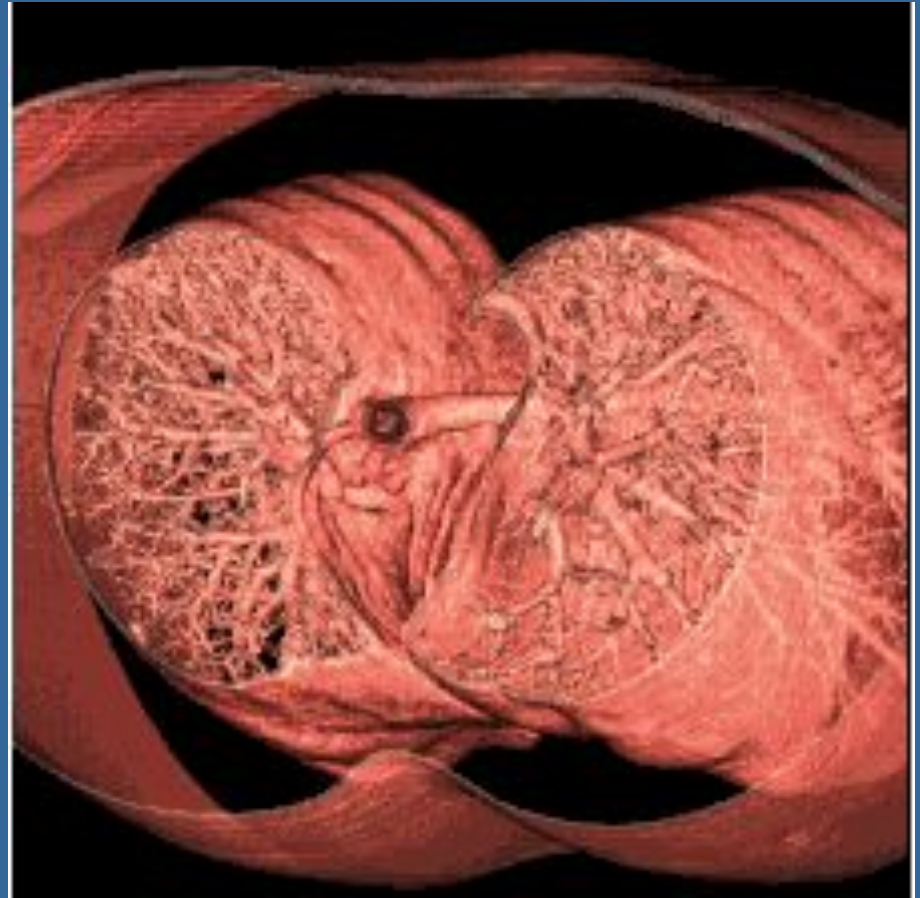
- кВ: высокий киловольтаж рентгеновских лучей обладает большей проникающей способностью
- мА: высокие токи на трубке создают более интенсивные рентгеновские лучи
- Время сканирования: дольше время сканирования => больше лучей попадает на детекторы
- Толщина среза: толще срез => больше лучей
- Комплекция пациента: меньше пациент, меньше ослабление

Пространственное разрешение

- Возможность увидеть (различать) детали в пространстве (особенно мелкие детали) без размывания границ
- Возможность системы передать пространственную информацию объекта на изображении

Пространственное разрешение

- Возможность визуализации тонких структур – особенно важно в изображении костей, ангиографии (особенно неврологии), визуализации легких и сердца



Методики улучшения пространственного разрешения

- Смещение детекторов на $\frac{1}{4}$
- Смещение центра вращения гентри, так чтобы противоположные проекции не дублировали друг друга
- Плавающее пятно фокуса
- Смещение позиции фокуса на аноде удваивает количество проекций на каждое положение

Лучевая нагрузка

- КТ – методика, дающая относительно высокую дозу лучевой нагрузки
- 1989, UK, обзор
 - 2% всех исследований
 - 20% общей луч. нагрузки на пациента
- 1999, UK
 - 4% всех исследований
 - 40% общей луч. нагрузки на пациента
- Необходима осторожность
 - При направлении на КТ
 - В методике обследования

Exam	Dose (m Sv)
CT Chest	5
Planar PA Chest	0.02

CTDI

- Лучевая нагрузка при КТ четко локализована
 - Типичная ширина луча 5-20 мм по сравнению с 250-500 мм при обычном рентгене
- CTDI – Computed Tomography Dose Index
 - Измерение лучевой нагрузки в зависимости от толщины среза
 - Измерение проводится с использованием ионизационной камеры



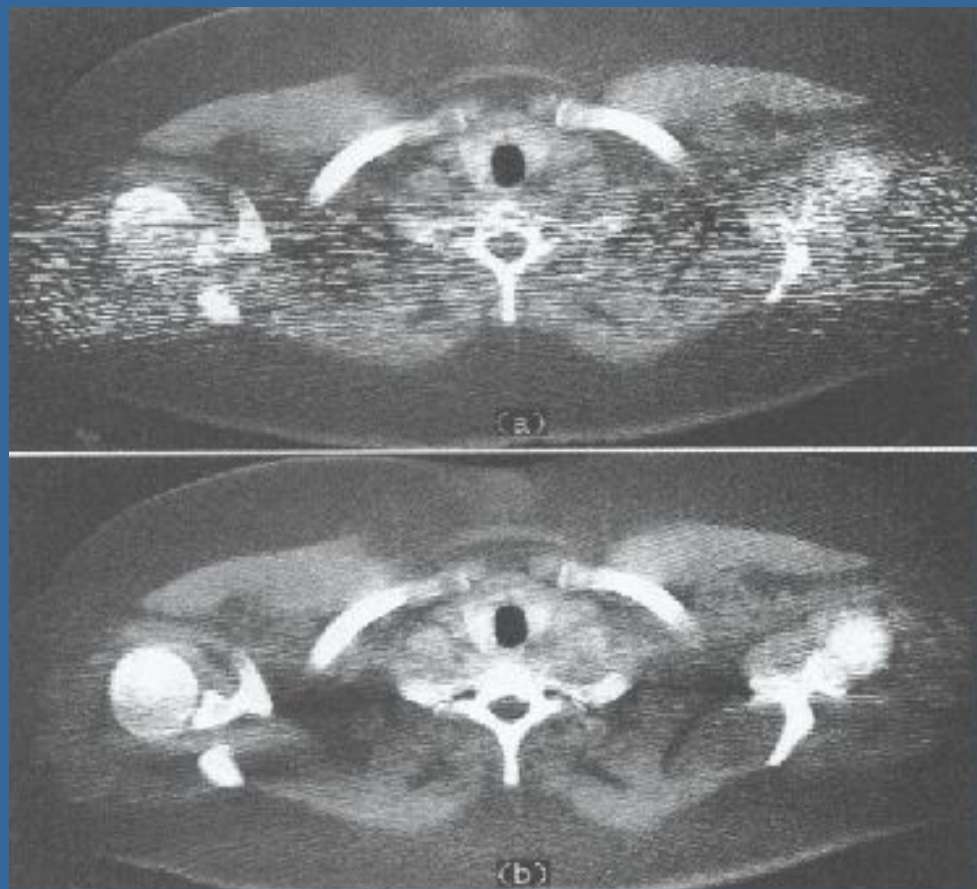
Взвешенный CTDI

- Взвешенный CTDI (CTDI_w) – производная от средней дозы на фантоме
- $CTDI_w = 1/3CTDI_{centre} + 2/3CTDI_{periphery}$
- Значения CTDI_w на разных сканах и протоколах могут быть использованы для грубой оценки лучевой нагрузки на пациента

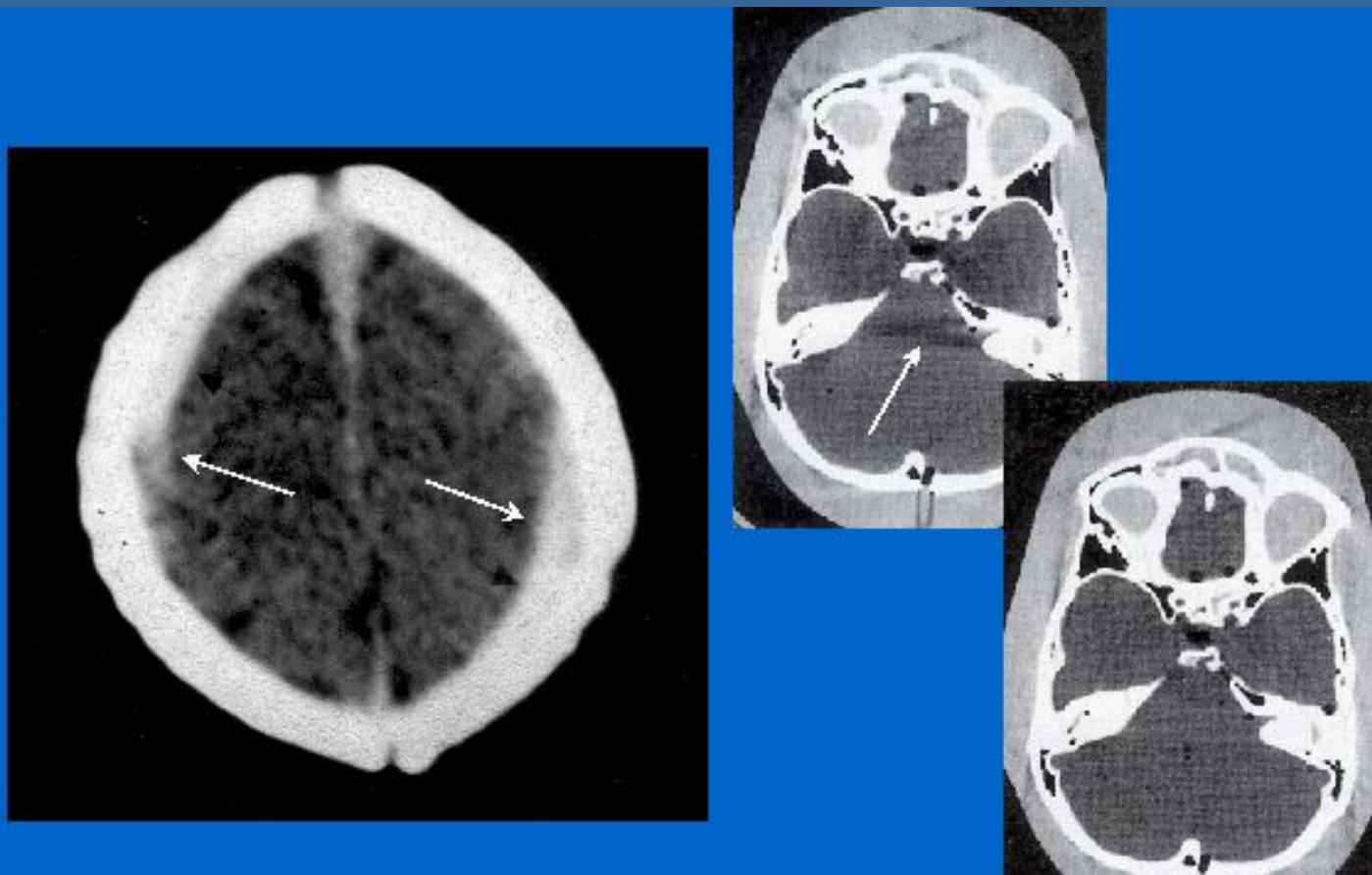
Артефакты

- Полосатость
- Затенение
- Кольцевидные артефакты

Полосатость

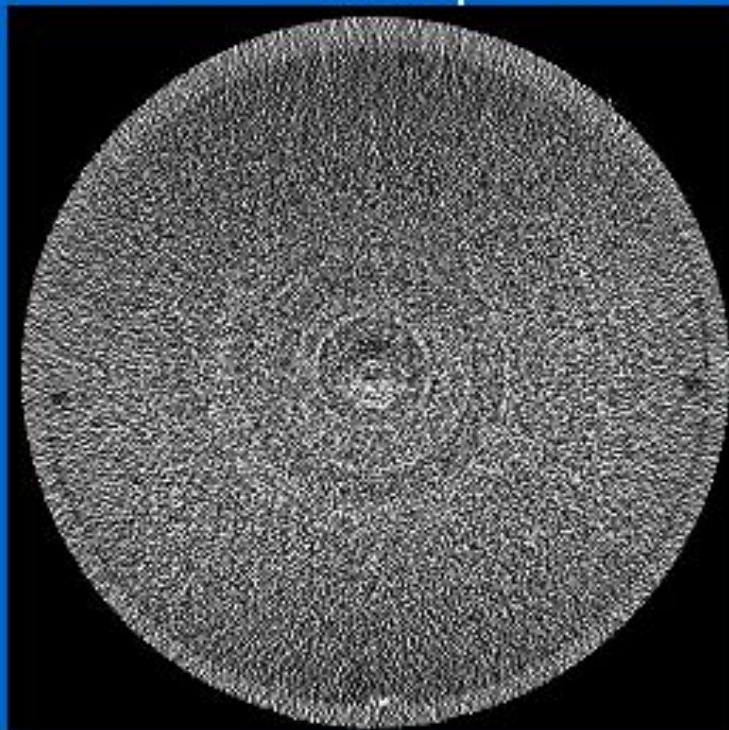


Затенение

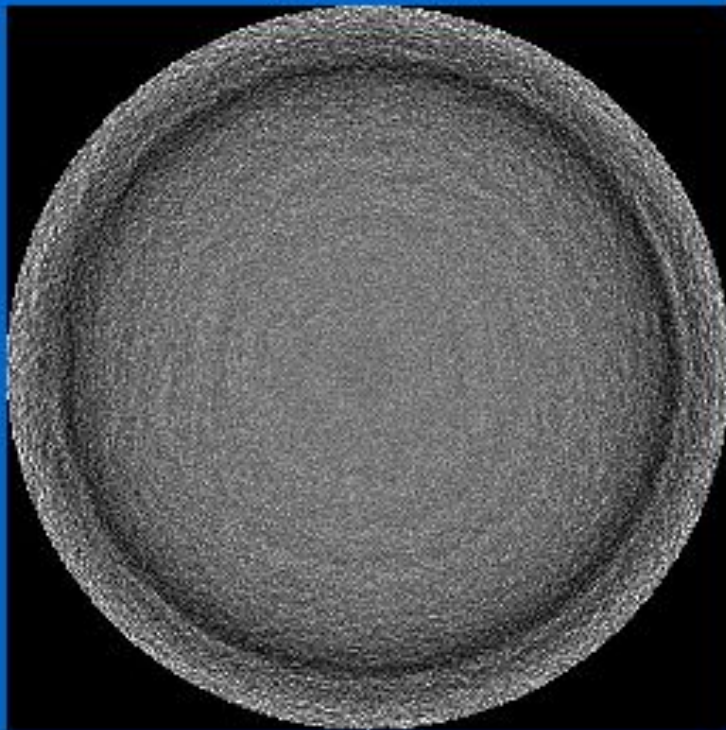


Кольцевые артефакты

In water filled phantom



In air

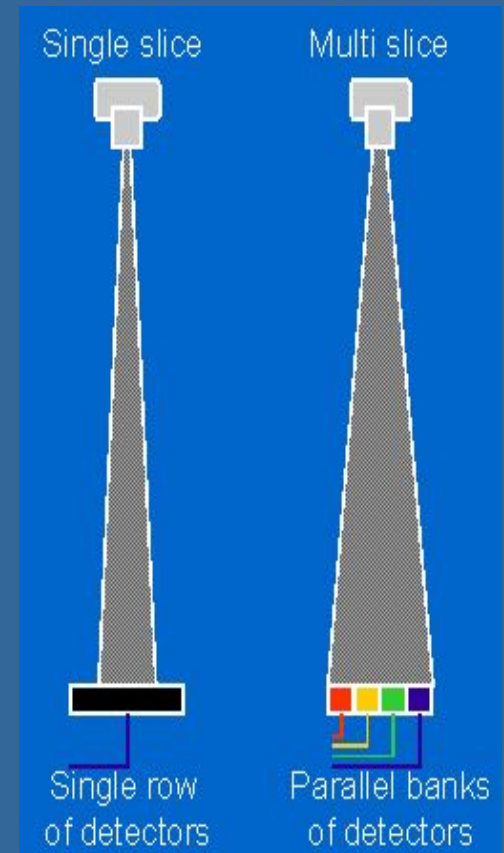


Многосрезовая КТ

- Многосрезовые детекторы
- Преимущества многосрезовой КТ
- Клиническое применение

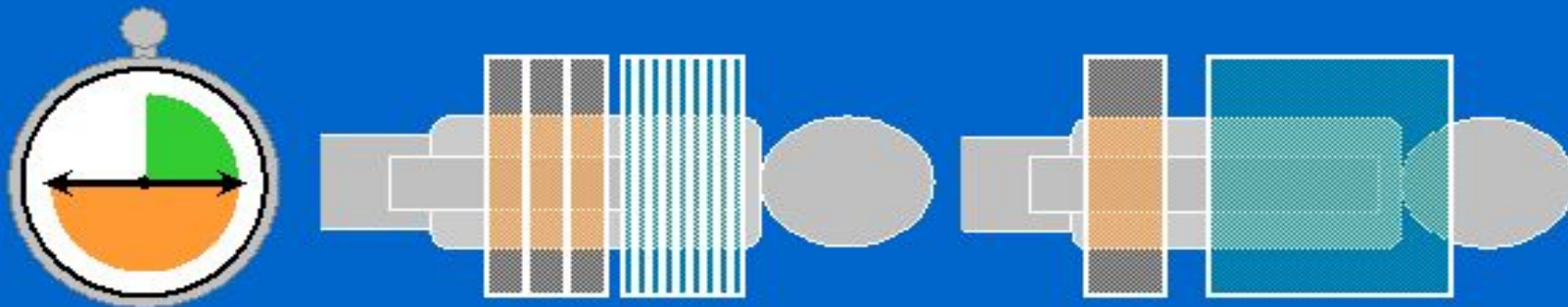
Многосрезовая КТ

- Многосрезовые детекторы
 - Появились в 1998
 - Позволяют собирать данные с нескольких срезов за один оборот трубки



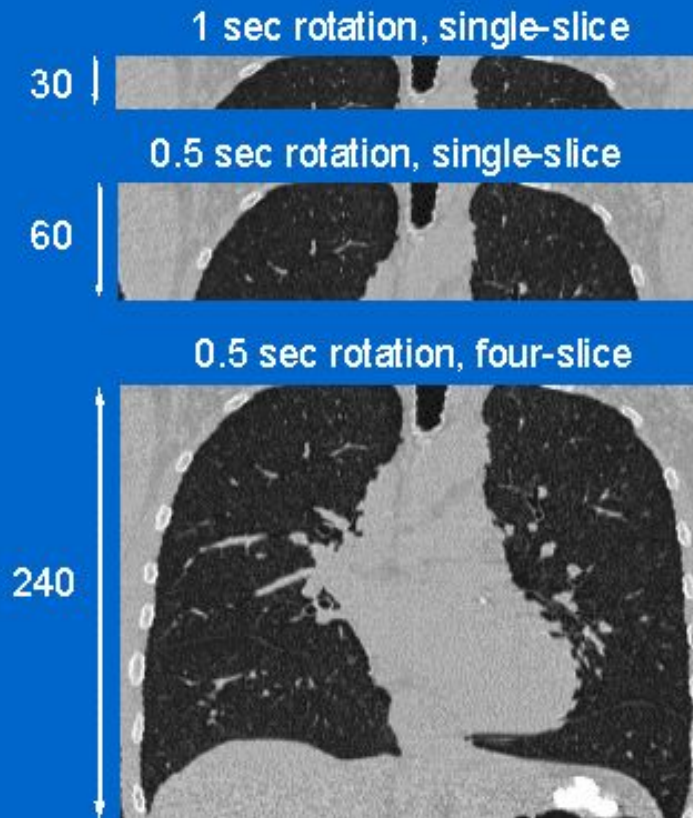
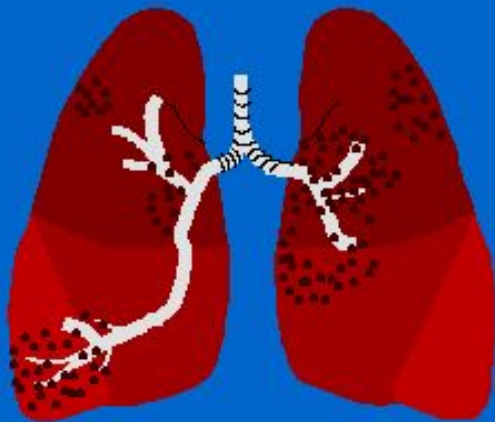
Преимущества многосрезовой КТ

- Преимущества многосрезовой КТ перед односрезовой
 - Те же данные за меньшее время
 - Тонкие срезы дают лучшее продольное пространственное разрешение
 - Сканирование больших объемов за то же время



Большие объемы сканирования

How many 1 mm slices
in 30 sec scan time?



Клинические преимущества

- Только те, которые реально лучше на многосрезовых КТ включают:
 - Травма: больше объемы чем на односрезовом
 - Педиатрия: быстрое сканирование – меньше седация
 - Колоноскопия скрининг: уменьшение респираторных артефактов, более оптимальное изображение
 - Скрининг заболеваний легких: снижение дыхательных артефактов, тоньше срезы, чем на односрезовом сканере

Клинические преимущества

- Ангиография: быстрое сканирование – лучшее использование контраста, хорошее продольное разрешение, изображения более тонких сосудов
- 3D- изображения: большое количество тонких срезов позволяет улучшить качество объемного изображения
- Визуализация сердца: на быстрых сканерах уменьшается размытость изображения



Благодарю за внимание!

