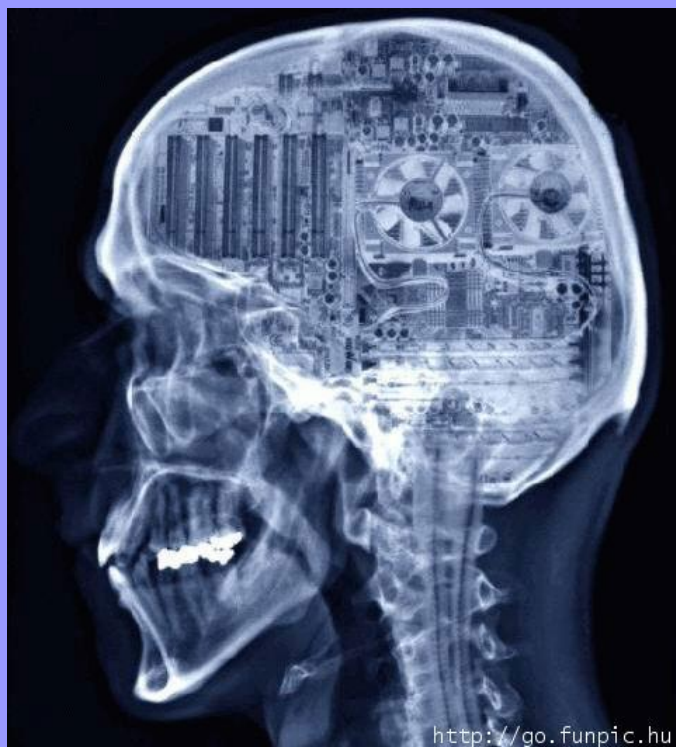


# Рентгеновская компьютерная томография



<http://go.funpic.hu>

# Содержание темы

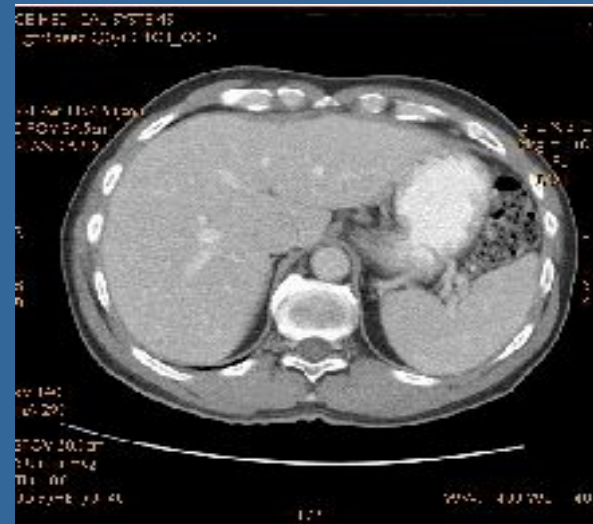
- Принципы КТ сканирования
- Томографическое изображение
- Конструкция КТ сканера
- «Слип ринг» и спиральная КТ

# 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



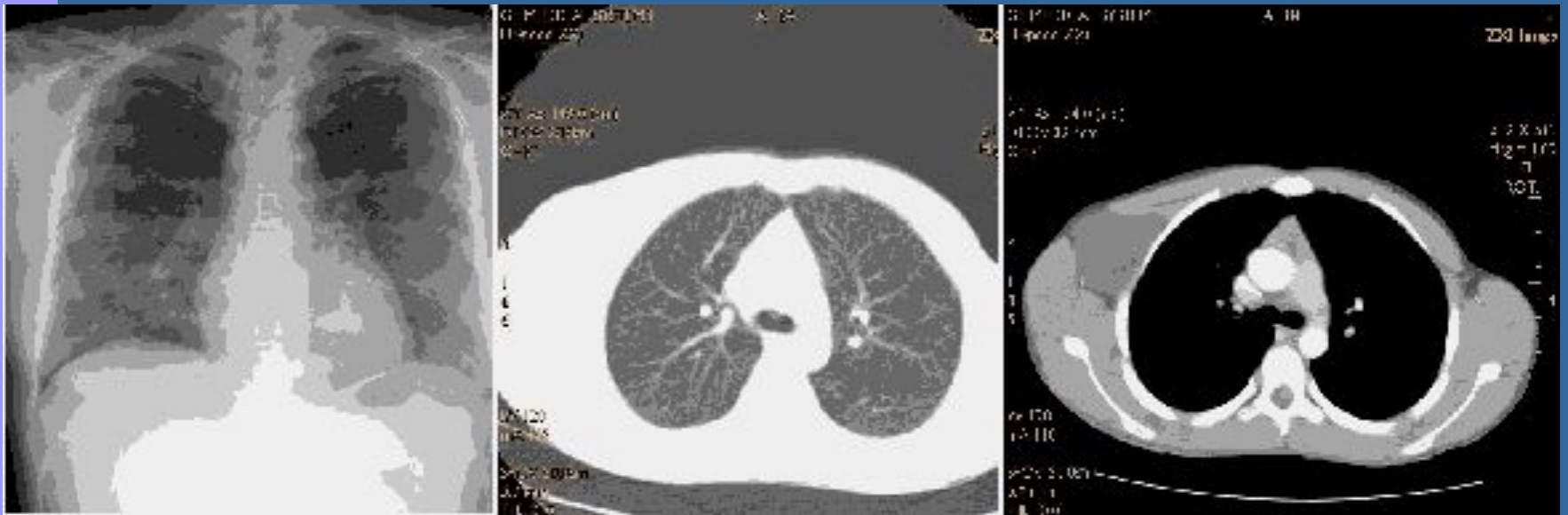
# Что такое Что такое КТ сканер?

- Это гентри в форме баранки и стол,двигающий пациента



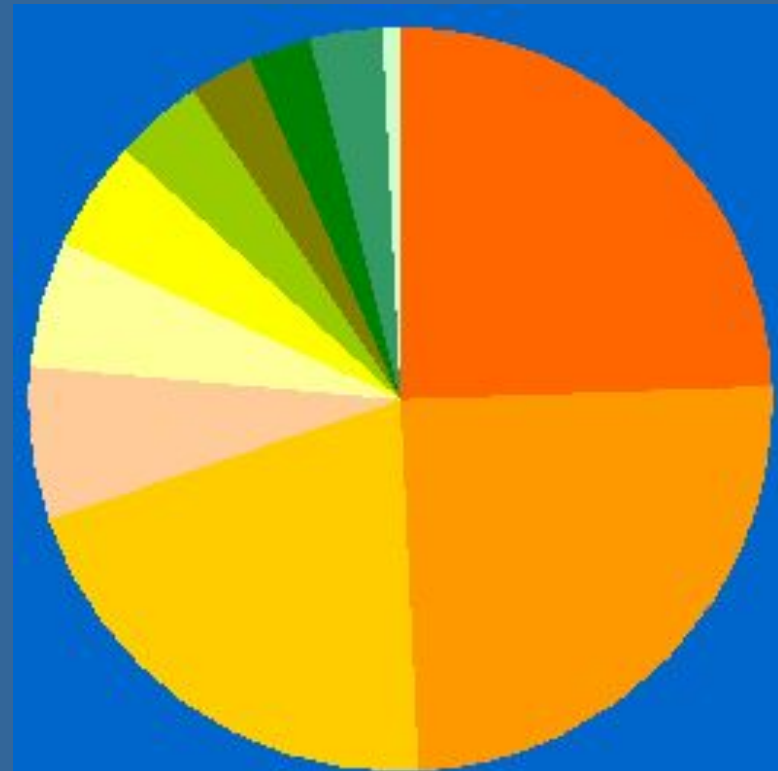
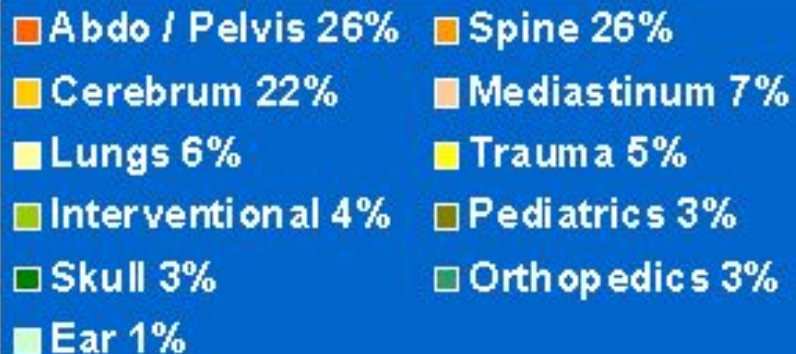
# Возможности КТ

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

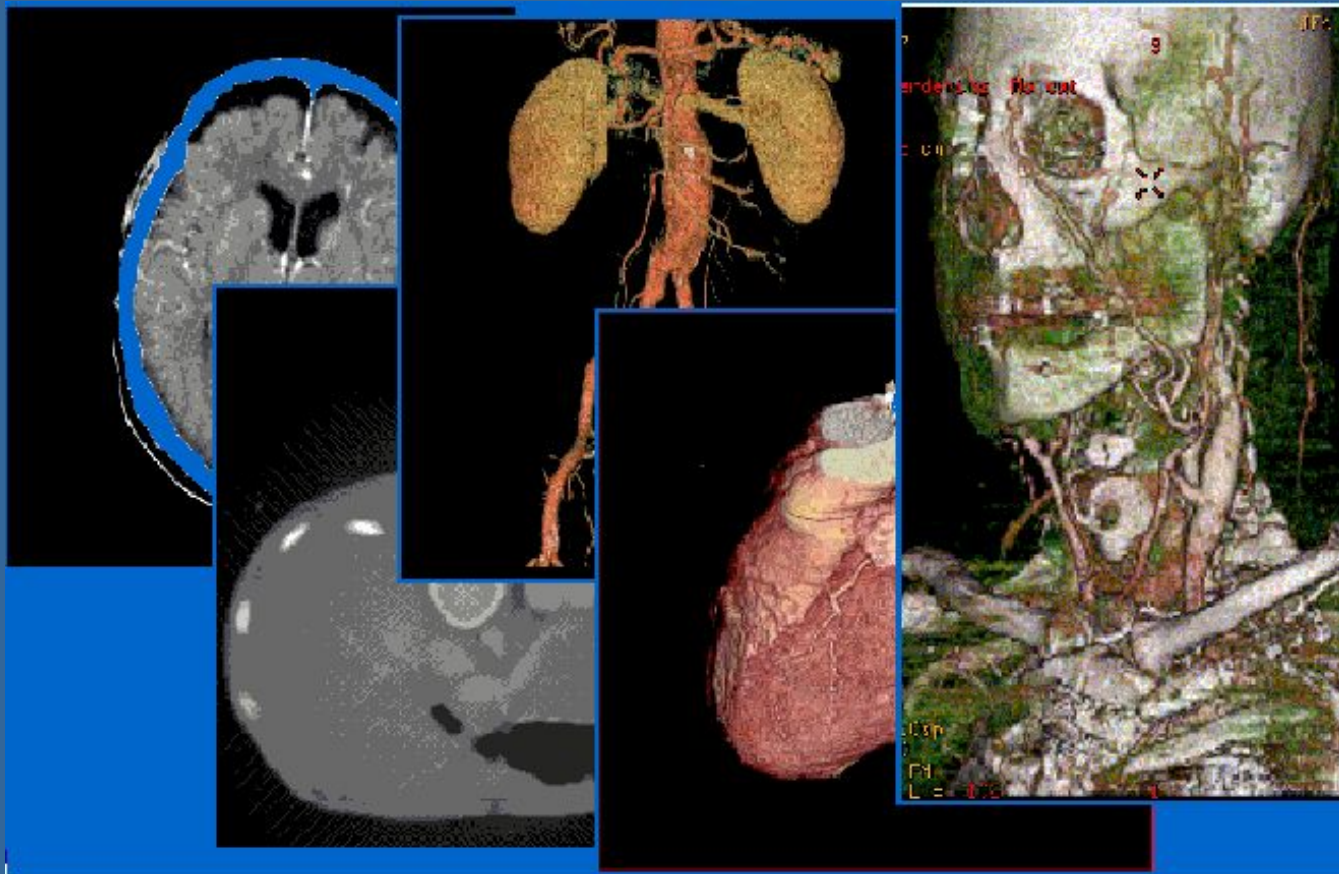


# Клинические приложения КТ

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

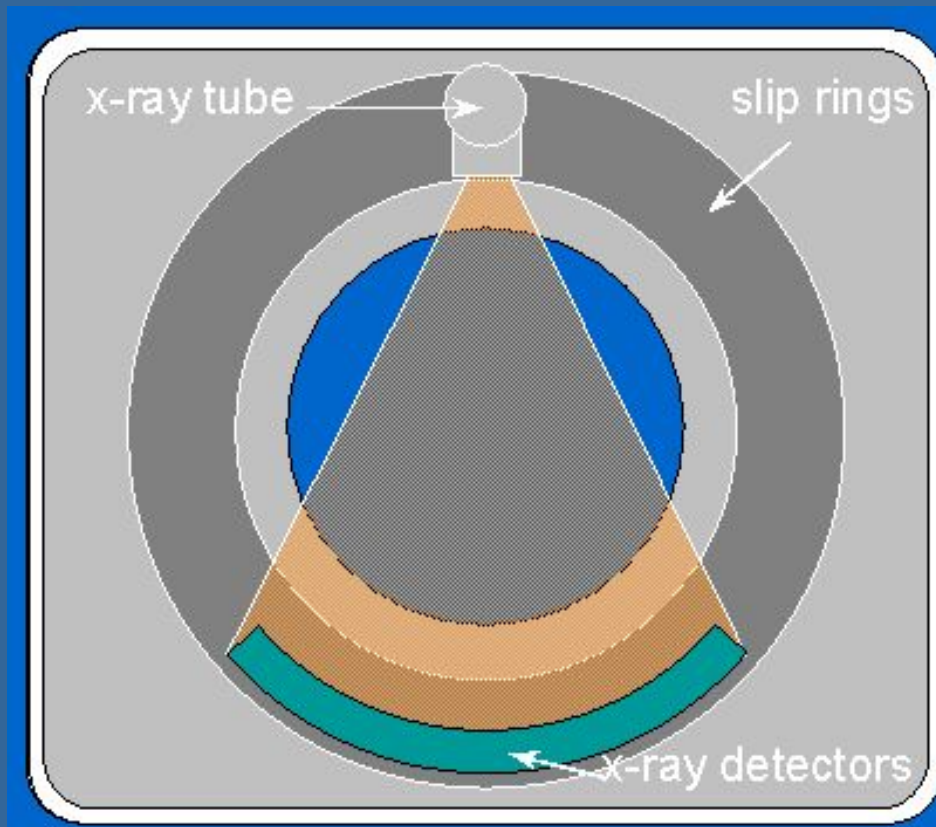


# Клиническое применение КТ

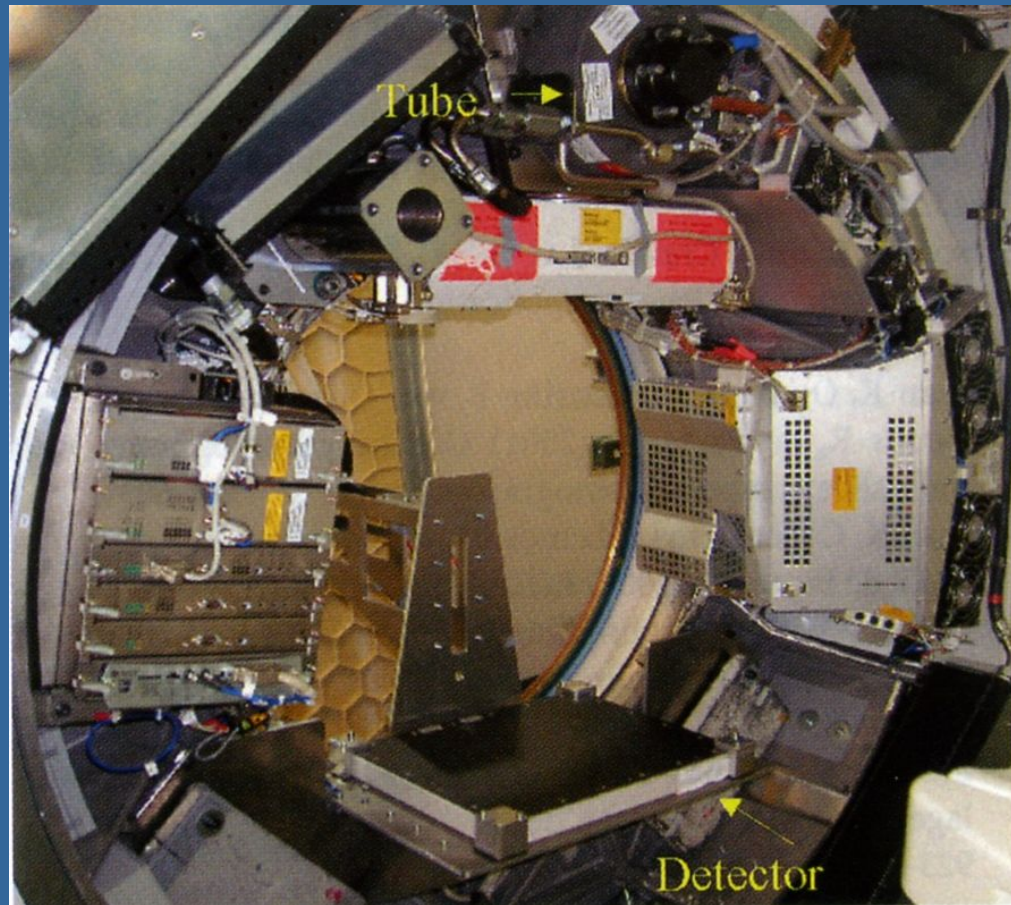




# Конструкция компьютерного томографа



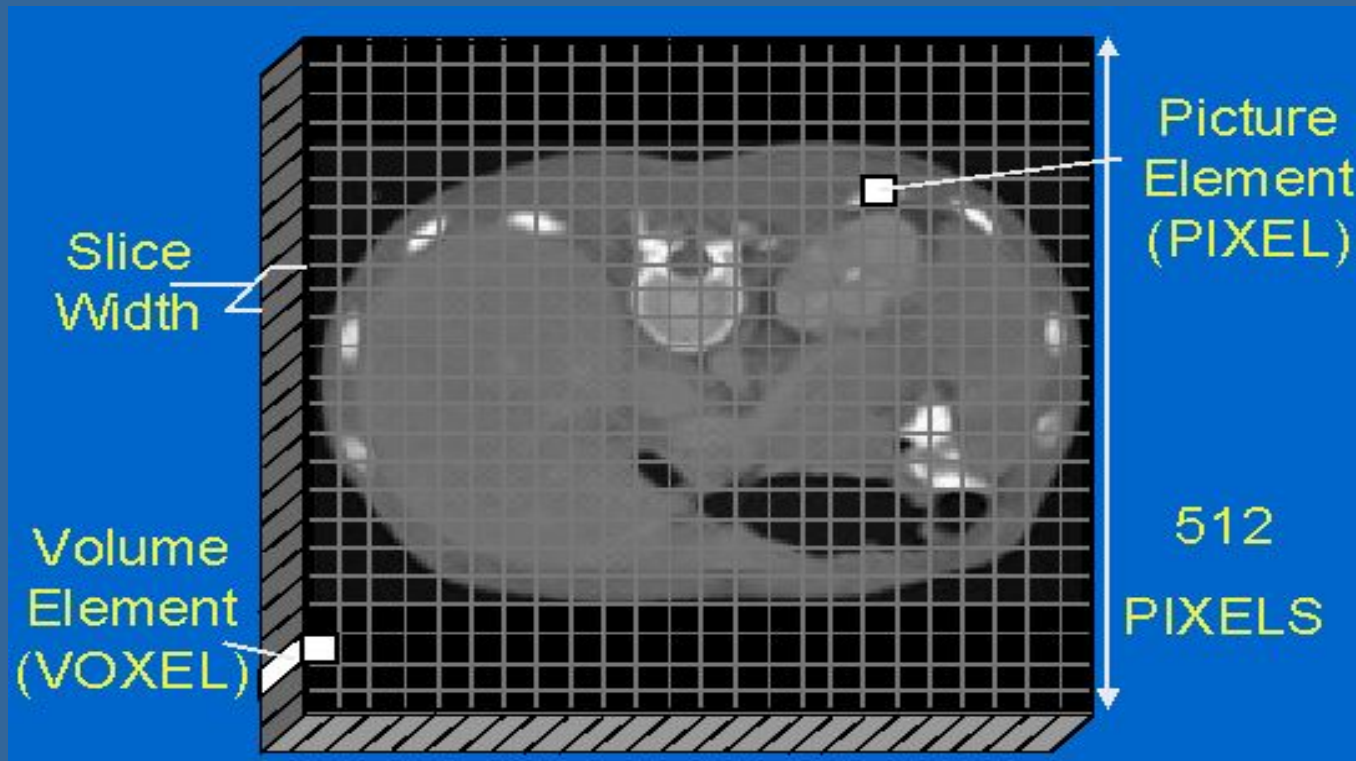
# На практике



# 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

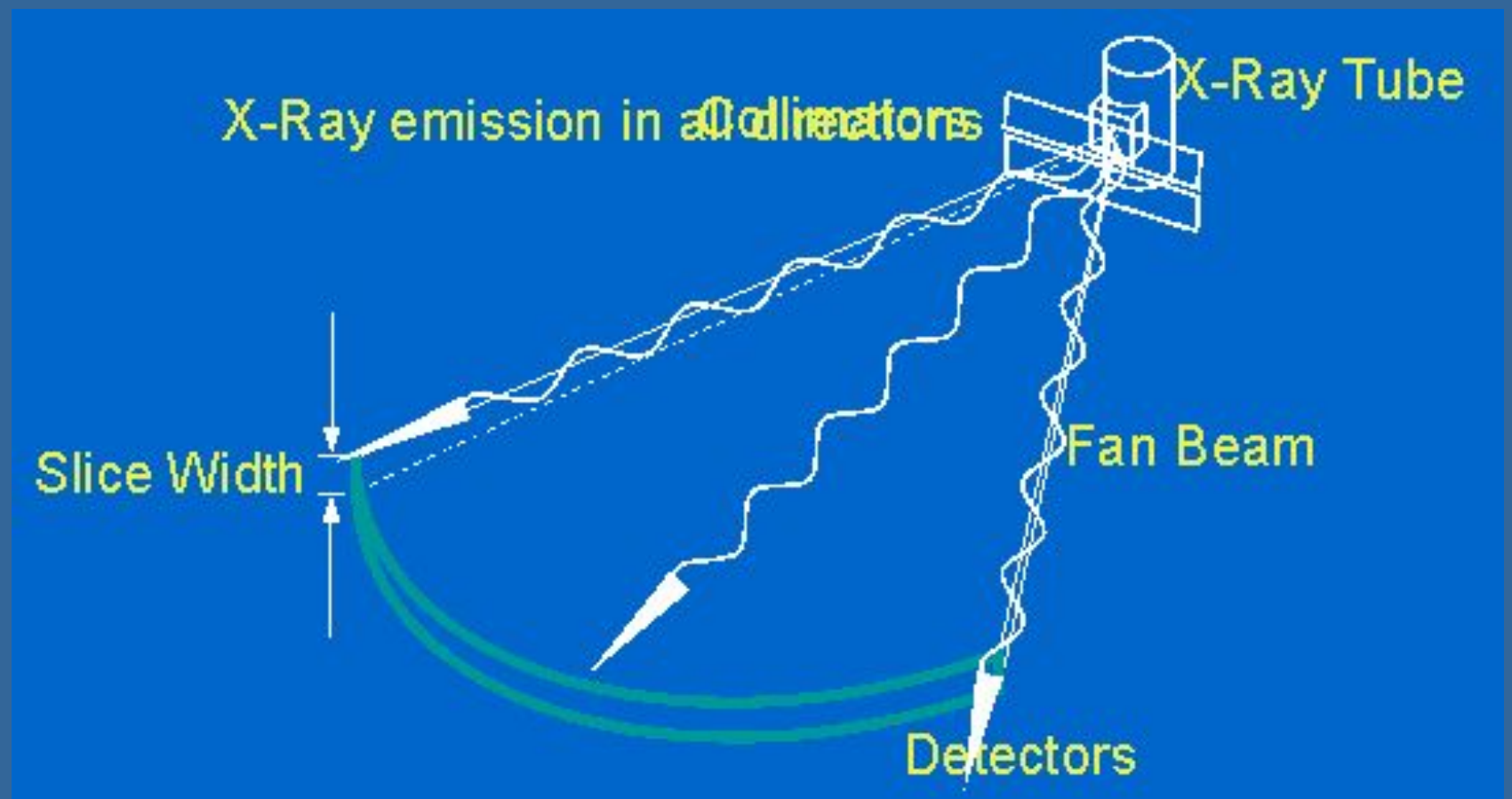


Синограмма



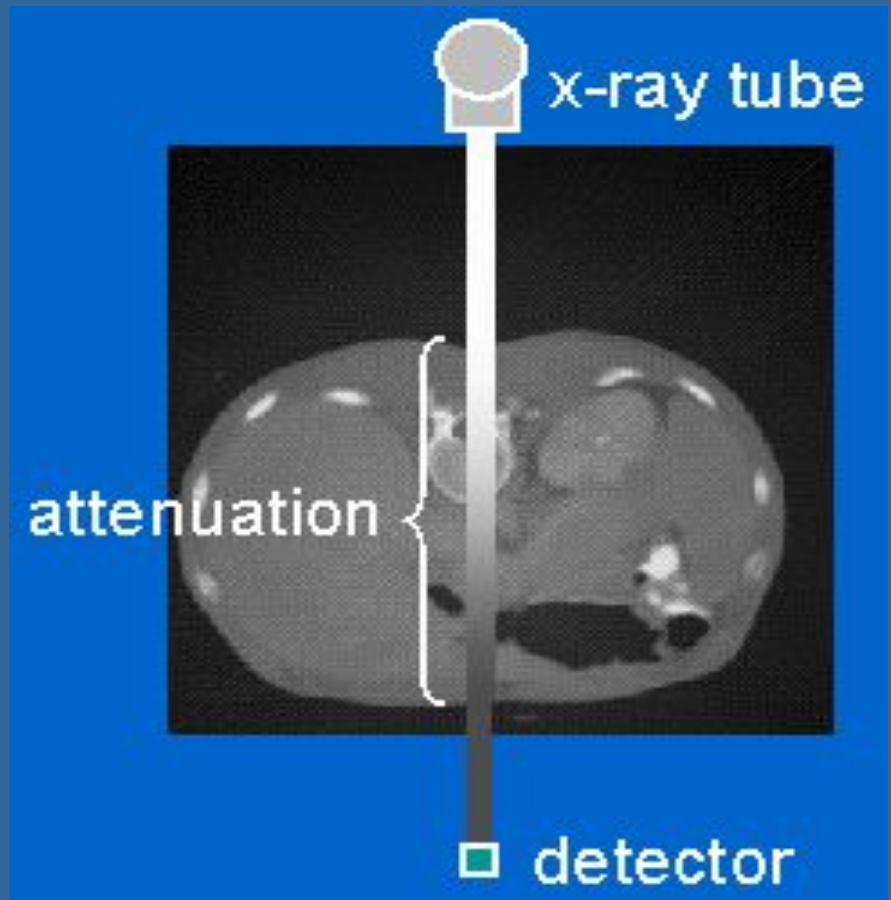
реконструированное  
изображение

# Сбор данных



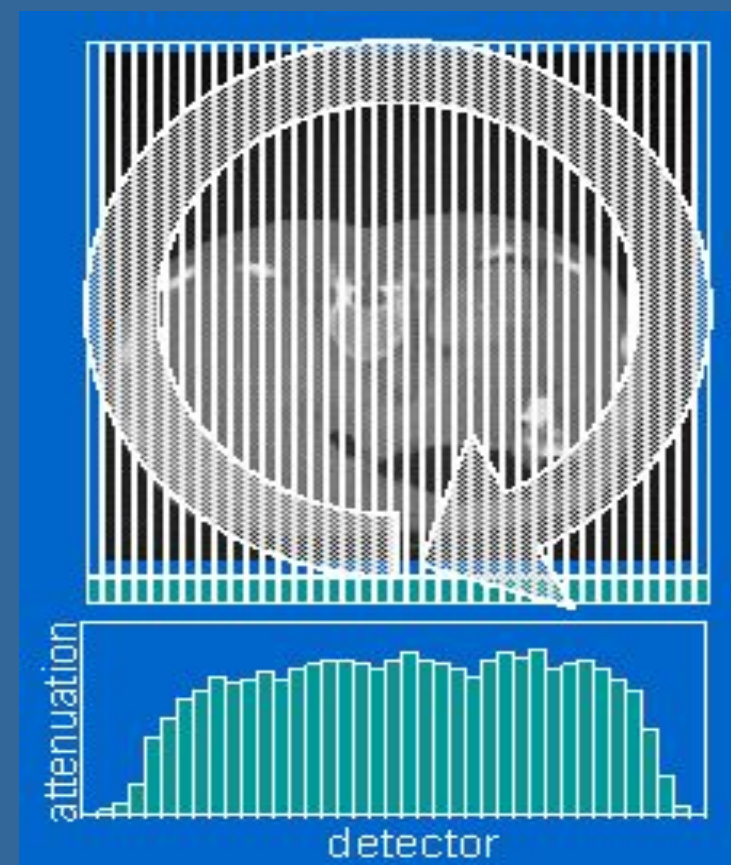
# Что мы измеряем?

- Измерение линейного коэффициента ослабления,  $\mu$ , 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

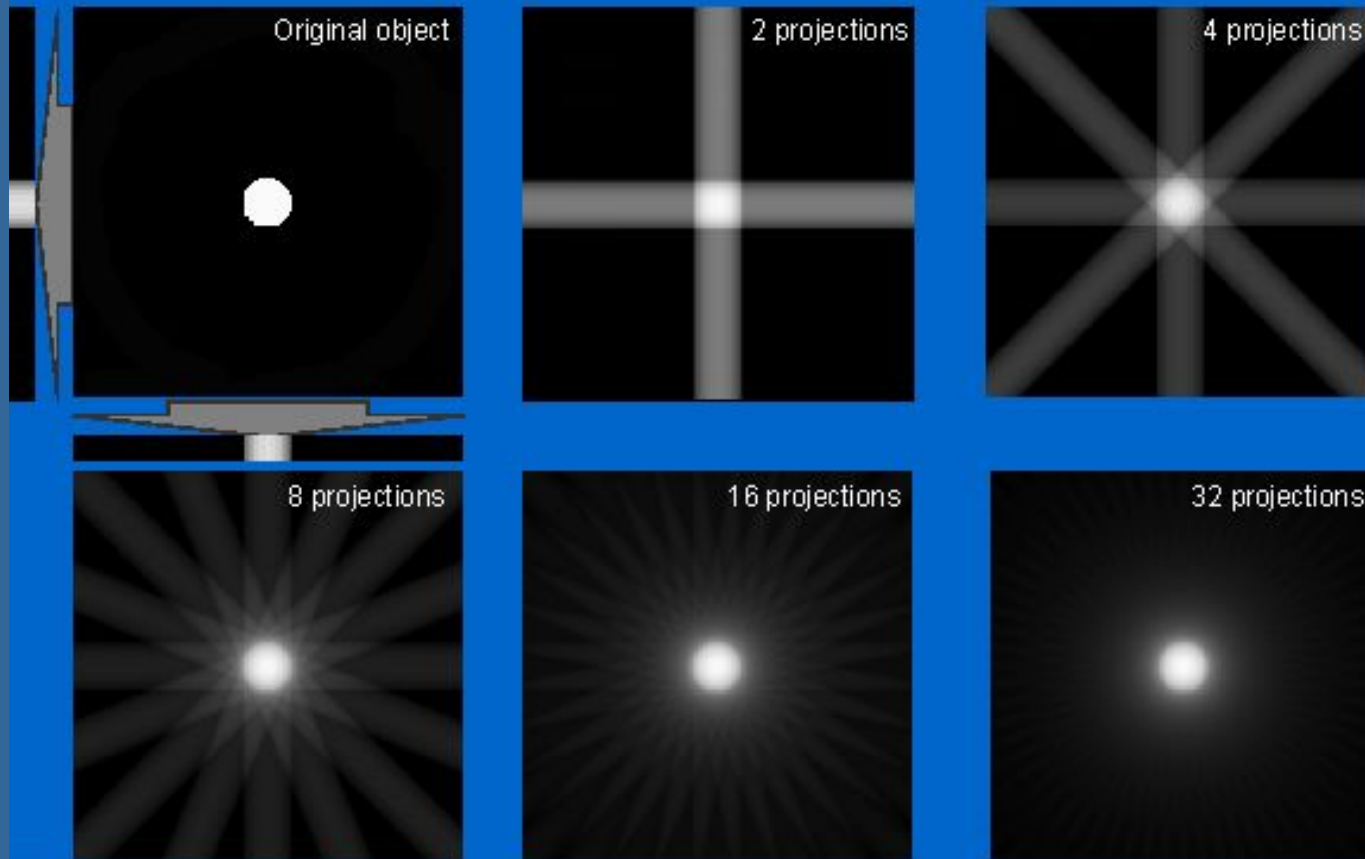




# Обратные проекции

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

# Обратные проекции

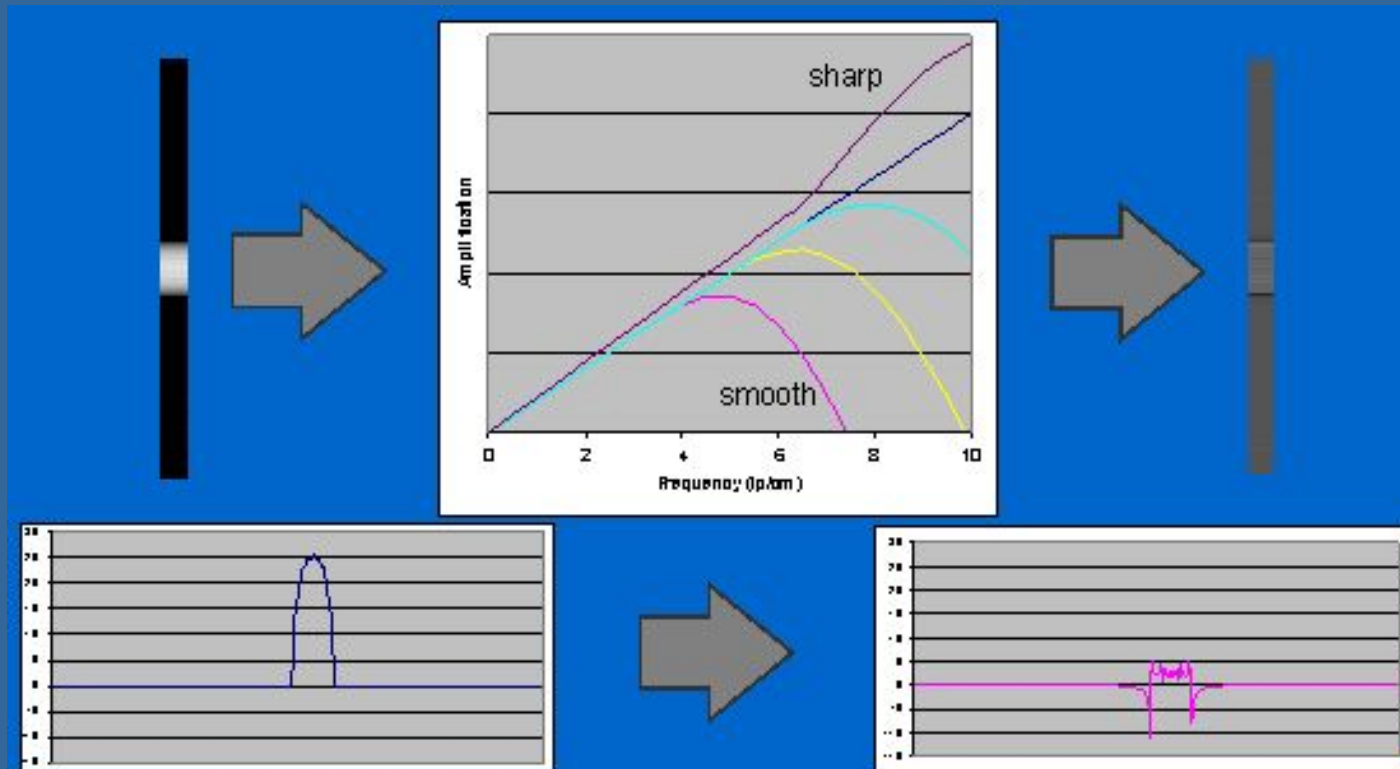


# Фильтрованные обратные проекции

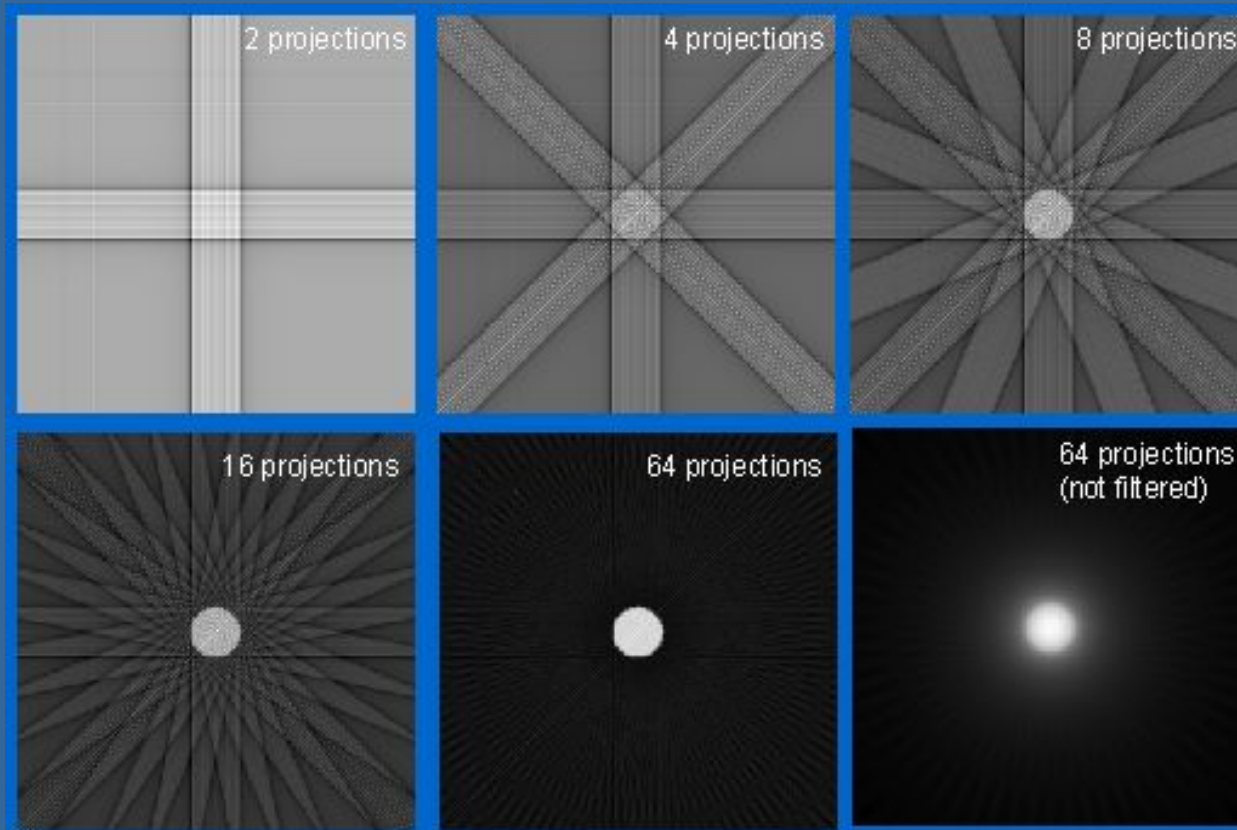
- Обратные проекции представляют размытые аксиальные изображения
- Проекционные данные нуждаются в очистке перед реконструкцией
- Для различных диагностических целей могут применяться разные фильтры
  - Сглаживающие фильтры для изображения мягких тканей
  - «резкие» фильтры для изображений с высоким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

# Фильтрованные обратные проекции

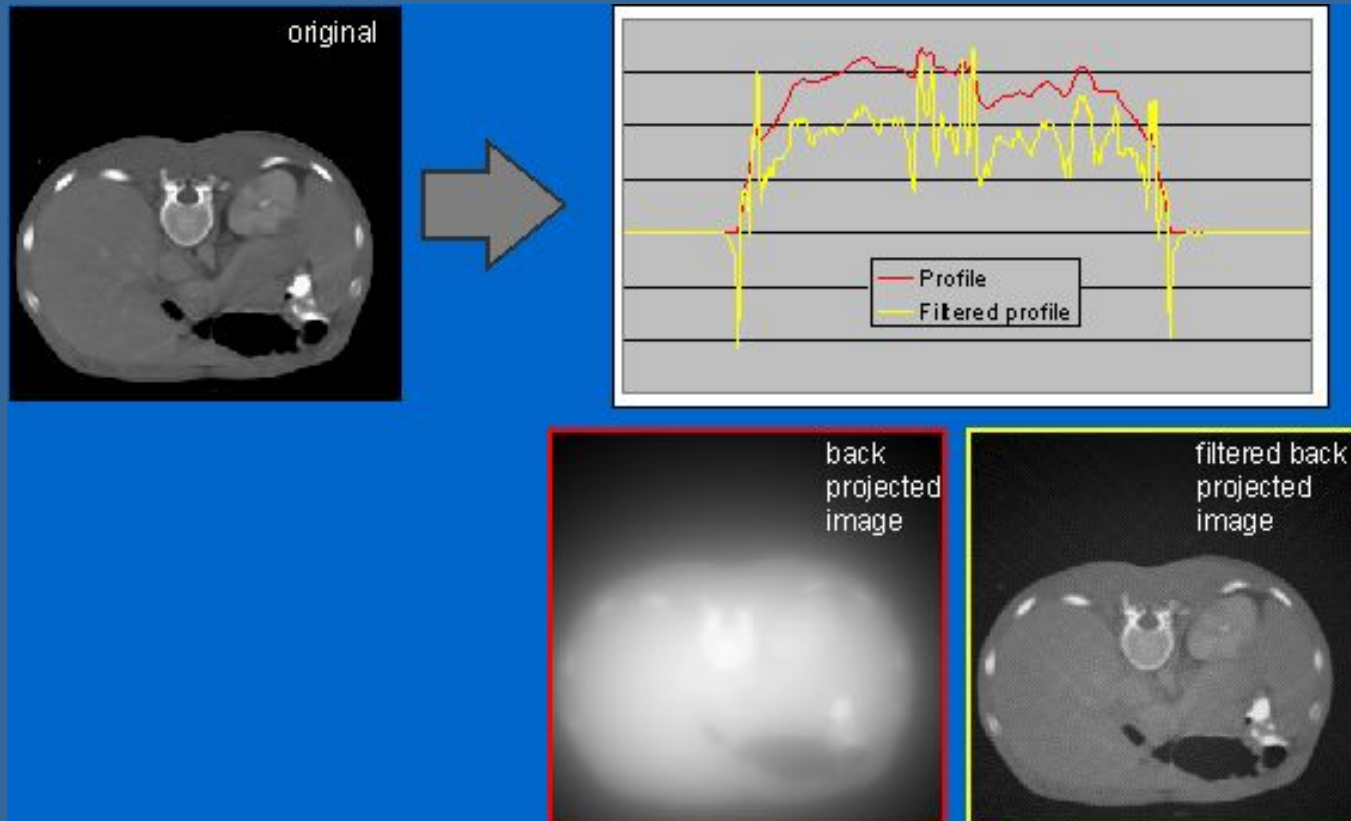
- Фильтр, применяемый для проекционных данных



# Фильтрованные обратные проекции



# Фильтрованные обратные проекции

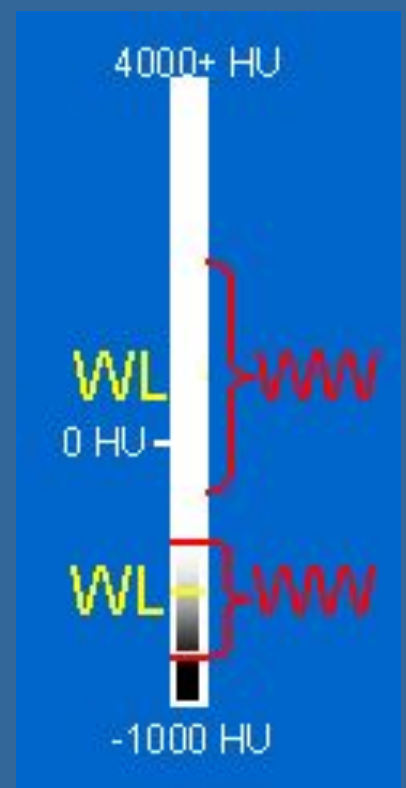


# Шкала коэффициентов ослабления

- 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

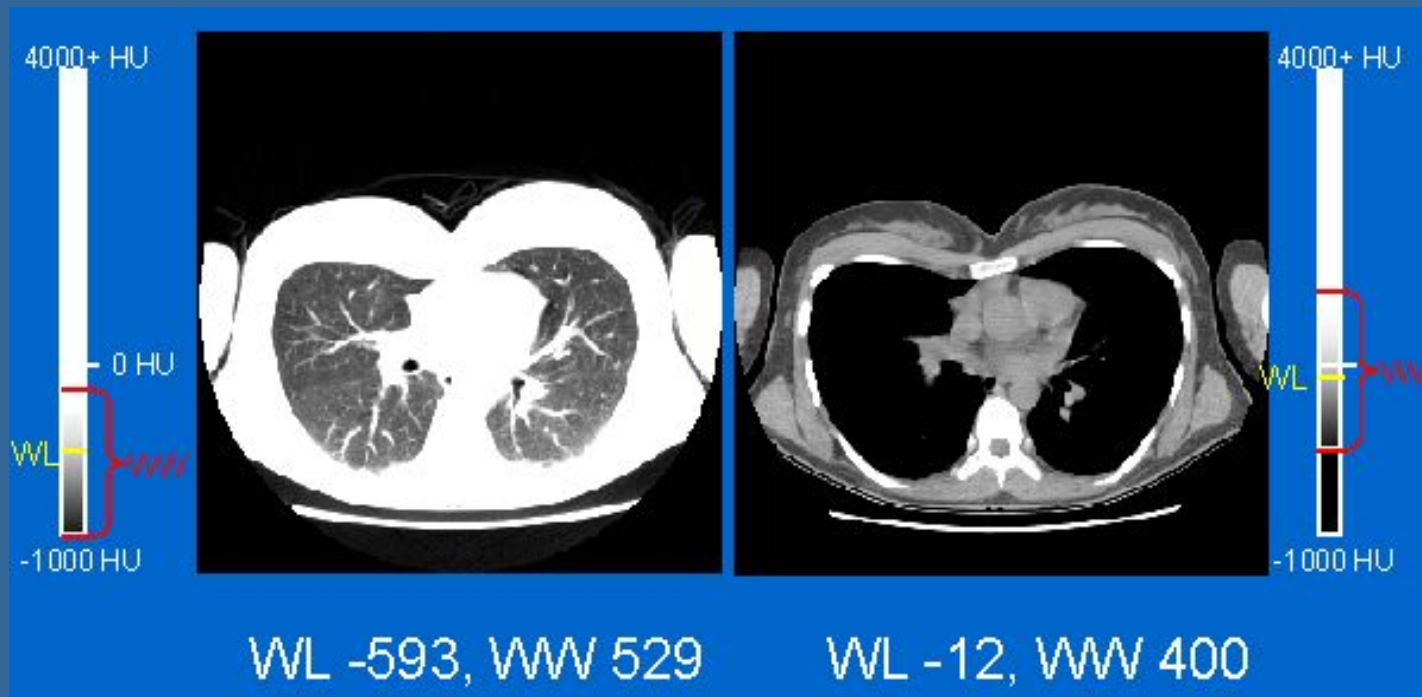
- КТ изображения могут отображаться с произвольными яркостью и контрастностью
- Отображение на экране определяется с использованием уровня окна (WL) и ширины окна (WW)
  - WL определяет степень «серости» изображения
  - WW определяет уровень от белого к черному
- Выбор WL и WW зависит от клинических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





# Окна значений коэффициентов ослабления

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

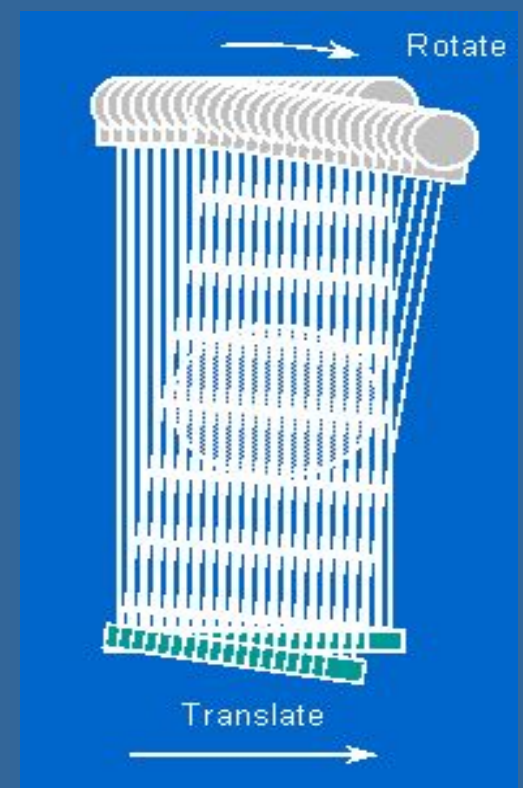


# Технология КТ

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

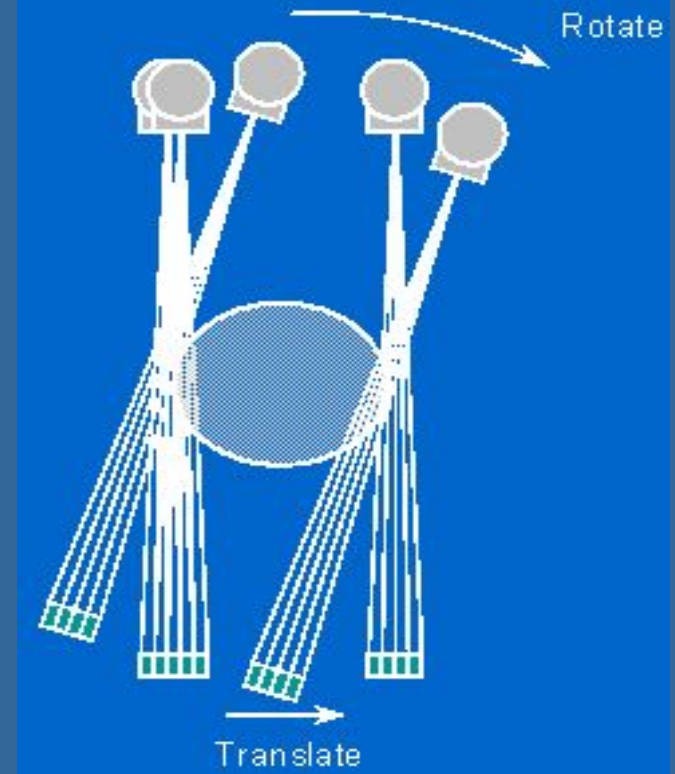
# КТ системы первого поколения

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



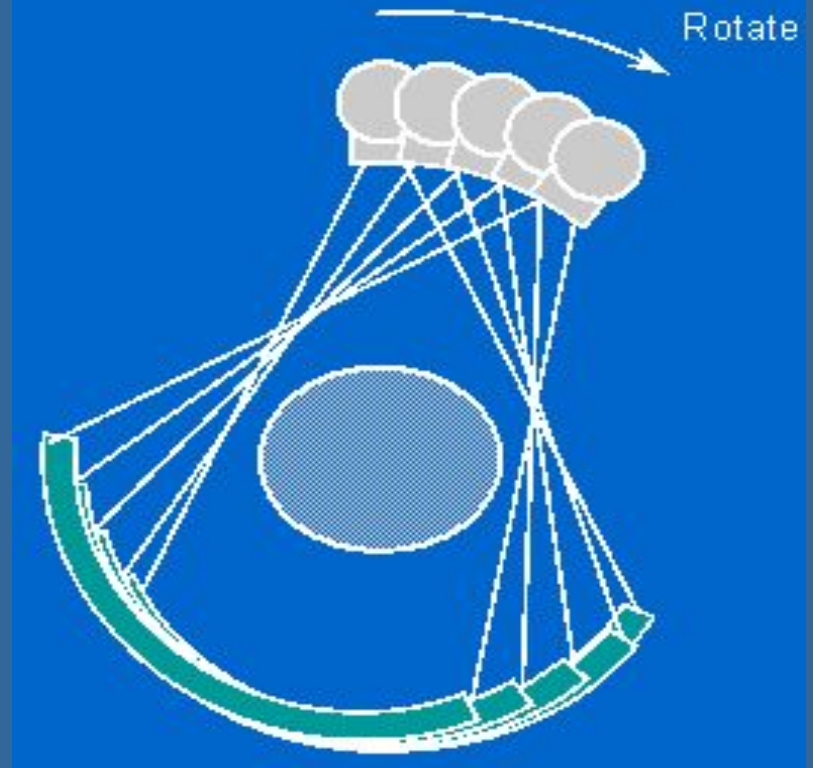
# КТ системы второго поколения

- 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



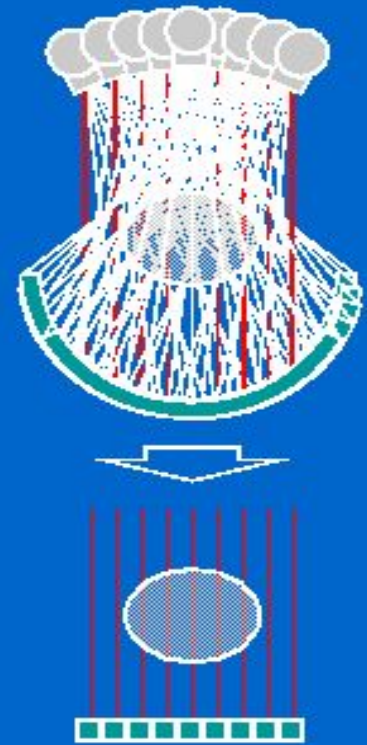
# Третье поколение КТ сканеров

- 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



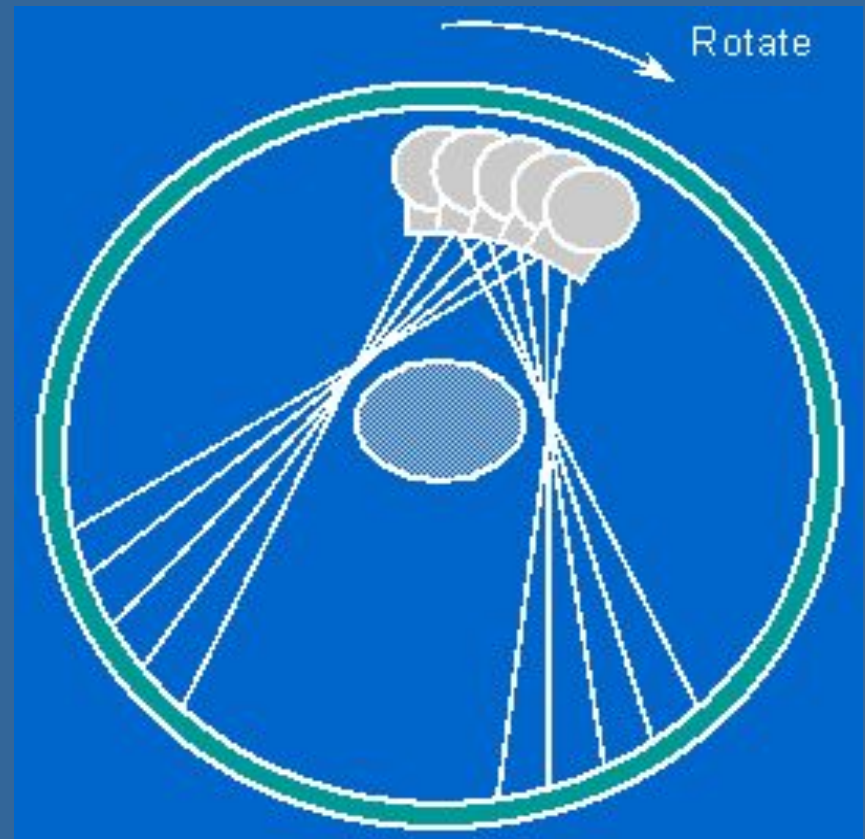
# Ремоделирование данных, полученных веерным пучком

- 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

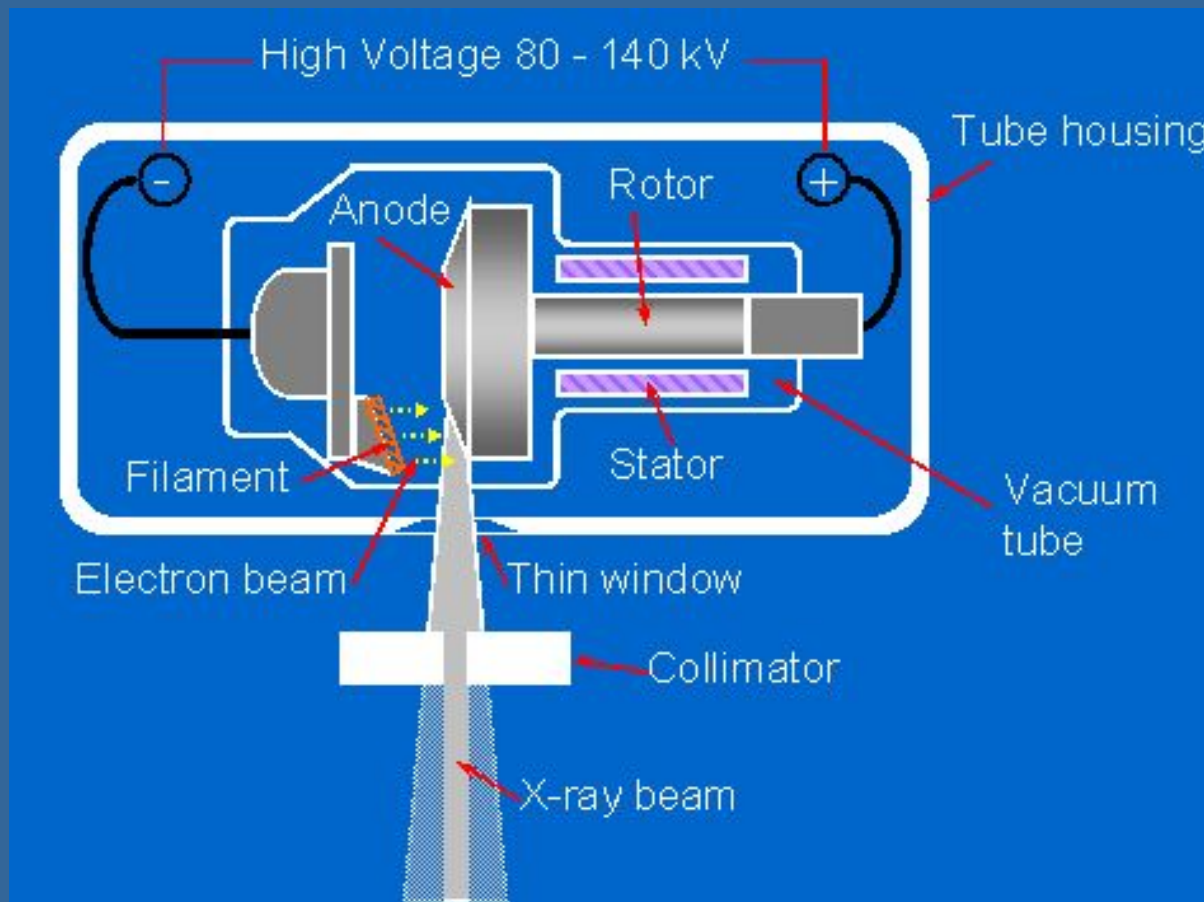


# Рентгеновское излучение

- 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

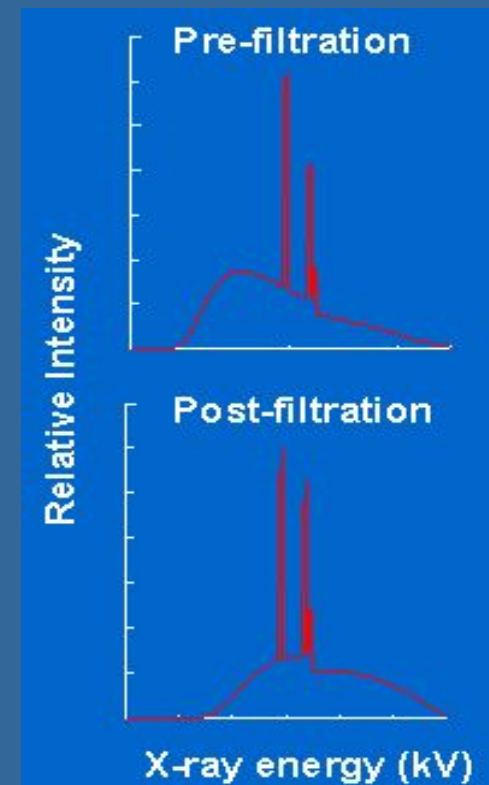


# Достижения в устройстве рентгеновской трубки

- 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

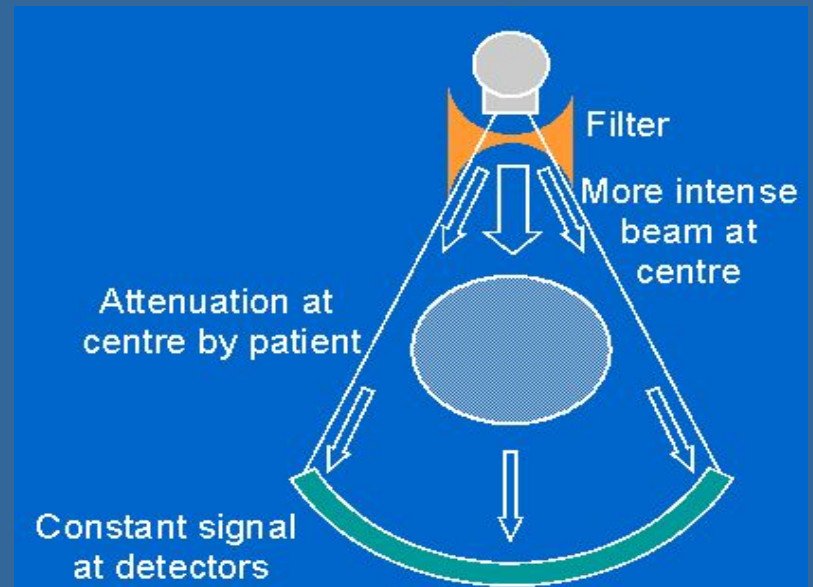
# Фильтрация

- 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

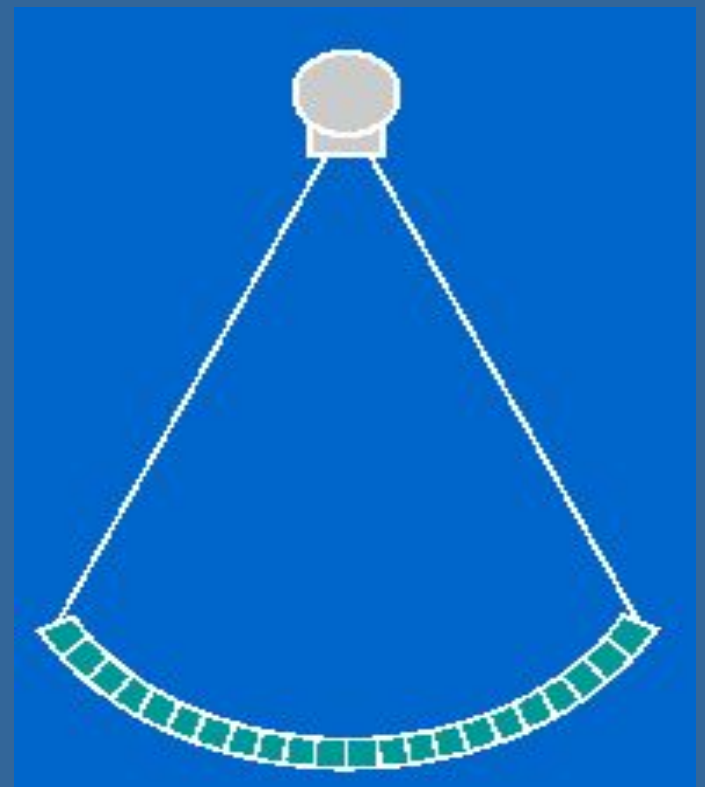


# Детекторы

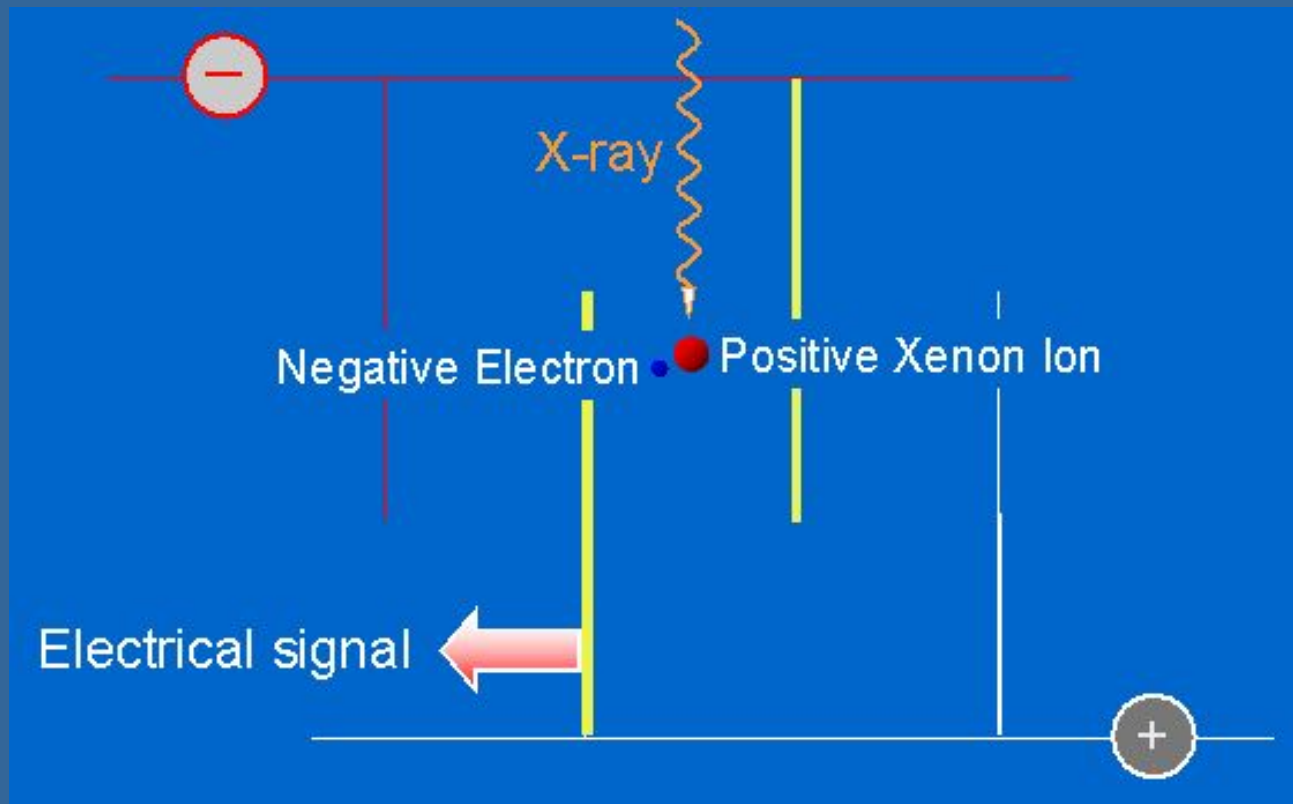
- Первые детекторы были сцинтиляторного типа (например на основе NaCl)
  - Низкая производительность приводила к длительным временам сканирования
- Ксеноновые детекторы
  - Более высокая производительность, но эффективность еще мала
- Современные керамические сцинтиляторы
  - Наилучшая производительность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

# Расположение детекторов

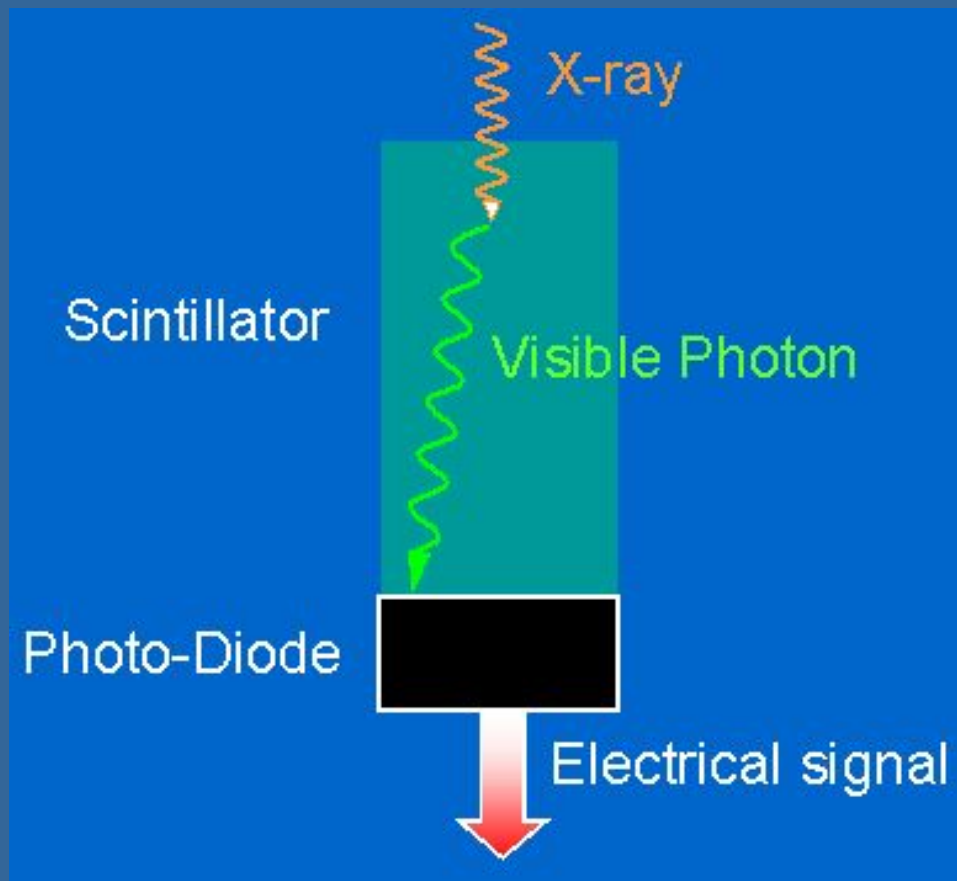
- Детекторы в третьем поколении сканеров расположены в виде дуги, вращающейся вокруг пациента
- 600-900 элементов в банке детектора дают хорошее пространственное разрешение
- Трубка и детекторы вращаются вокруг пациента



# Ксеноновые детекторы



# Керамические сцинтилляторы

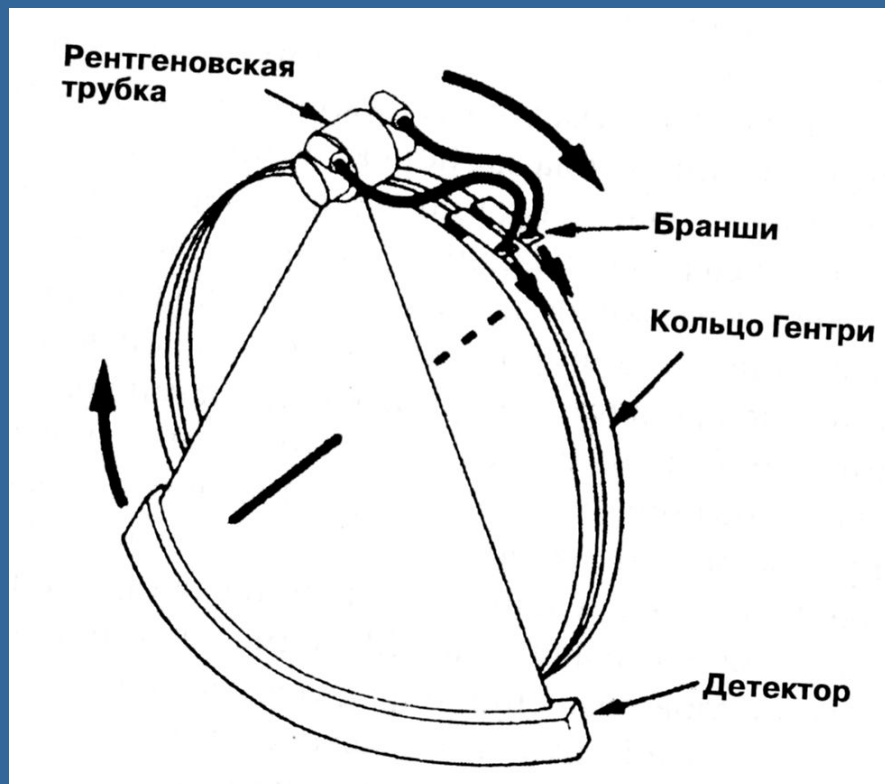




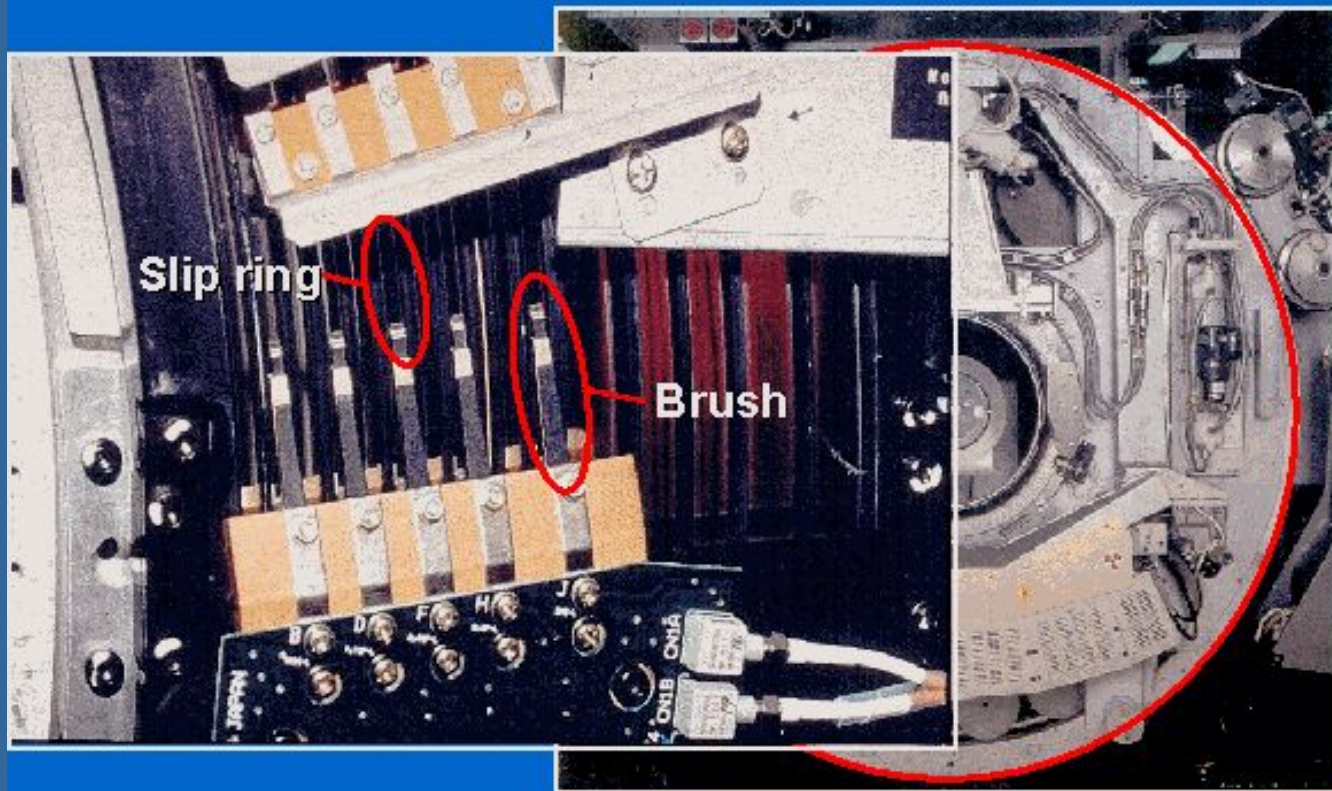
# Вращение гентри

- 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.

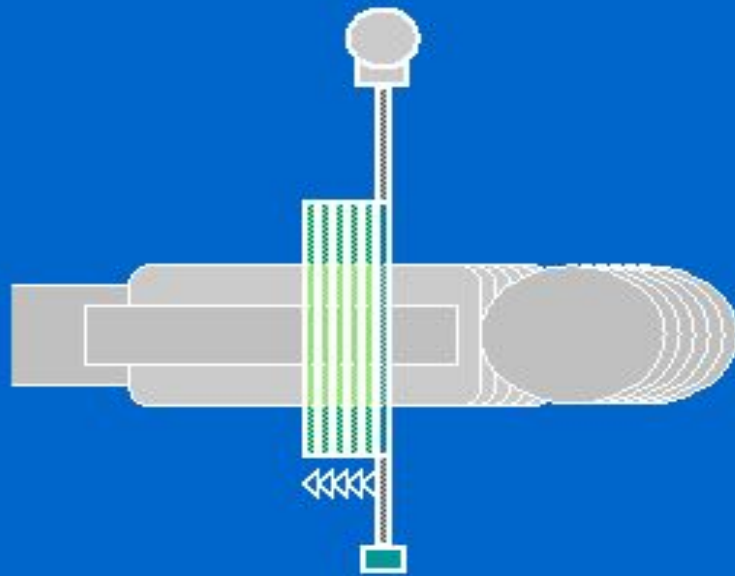
# Система «слип ринг»



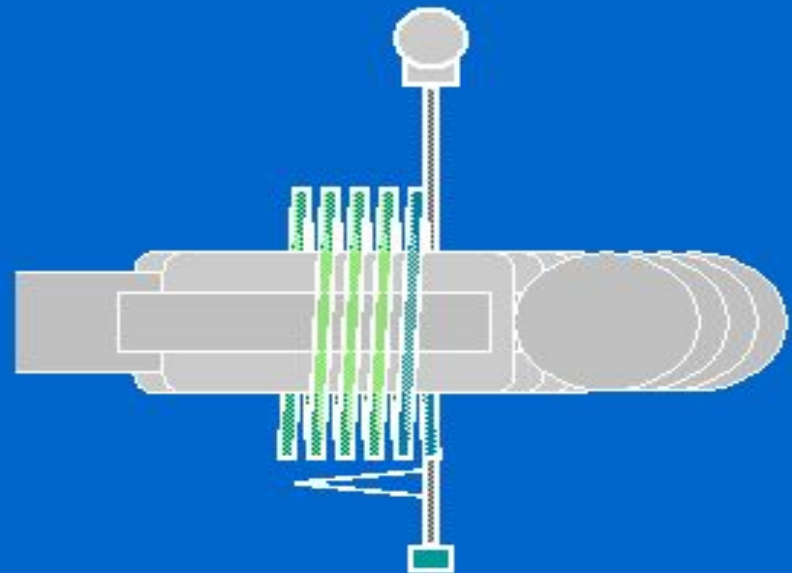
# Система «слип ринг»



# Спиральная КТ – сбор данных



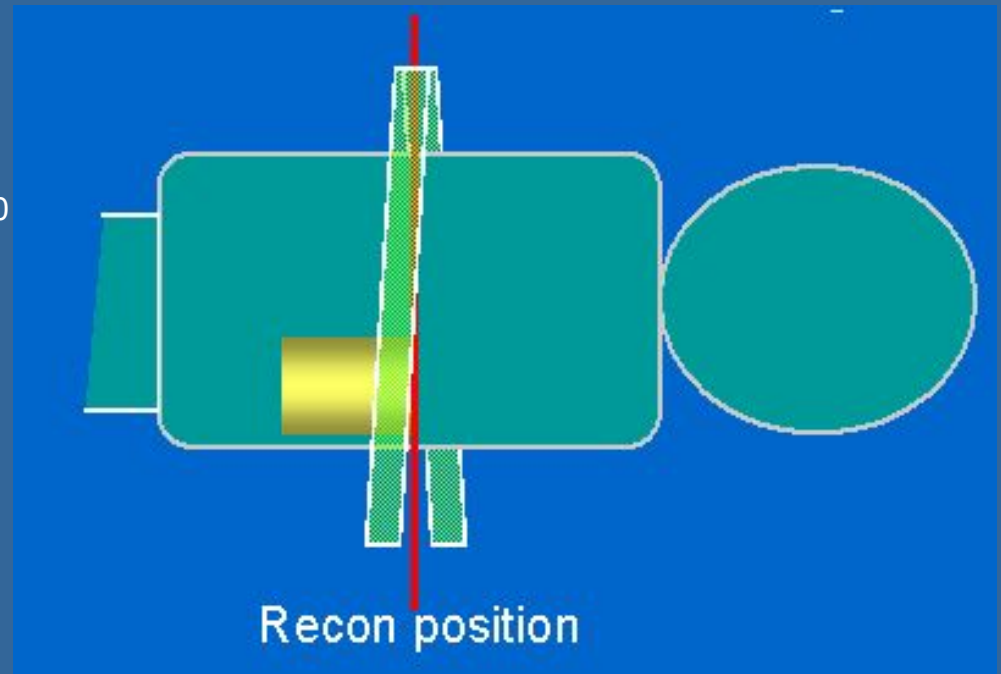
Step and shoot /  
sequential mode



Helical / spiral mode

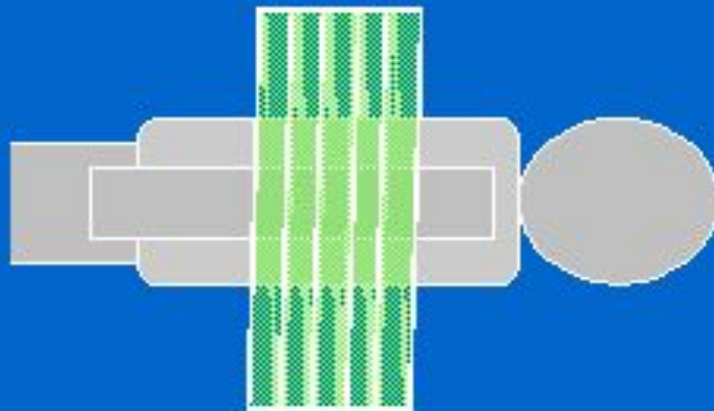
# Реконструкция спирального изображения

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

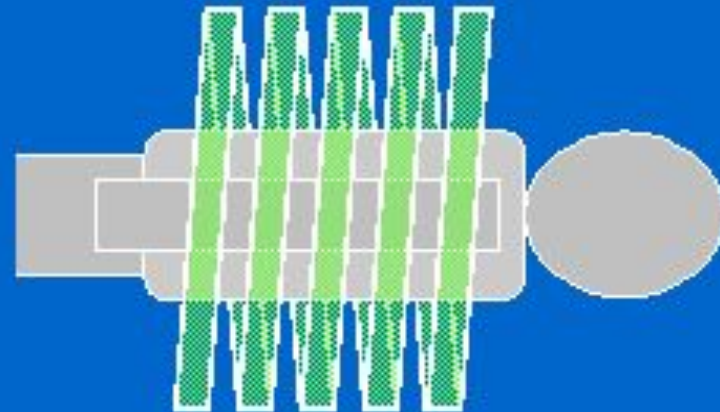


# Питч при спиральной КТ

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



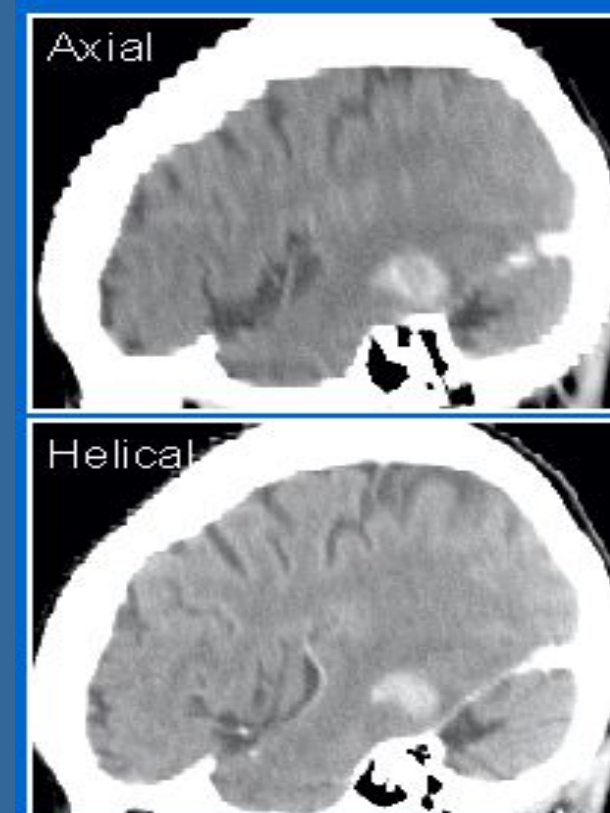
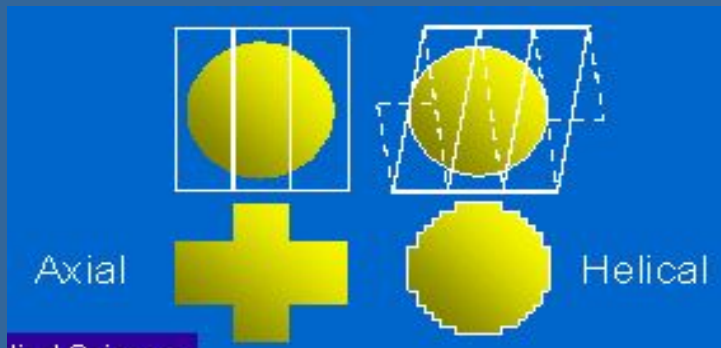
Travel = 10 mm/rot  
Beam = 10 mm  
Pitch = 1



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,  $360^{\circ}$  интерполяция дает срезы 6,3 мм
  - Проблемы при использовании  $180^{\circ}$  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)

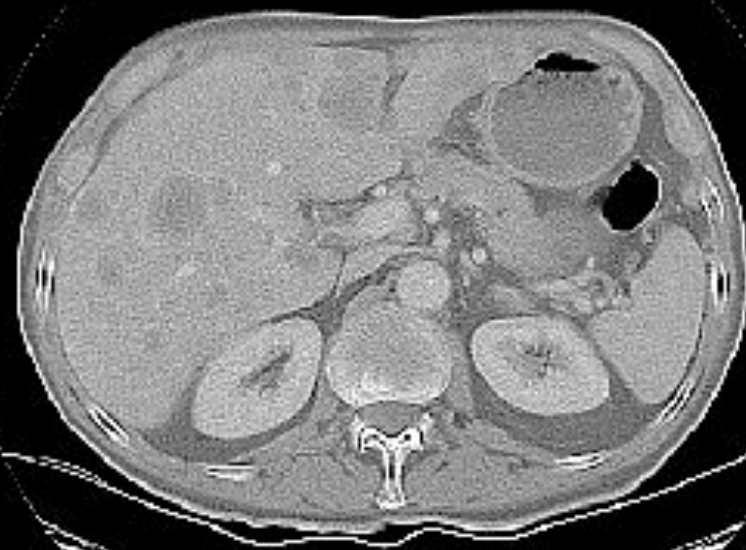
# Параметры реконструкции

- 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



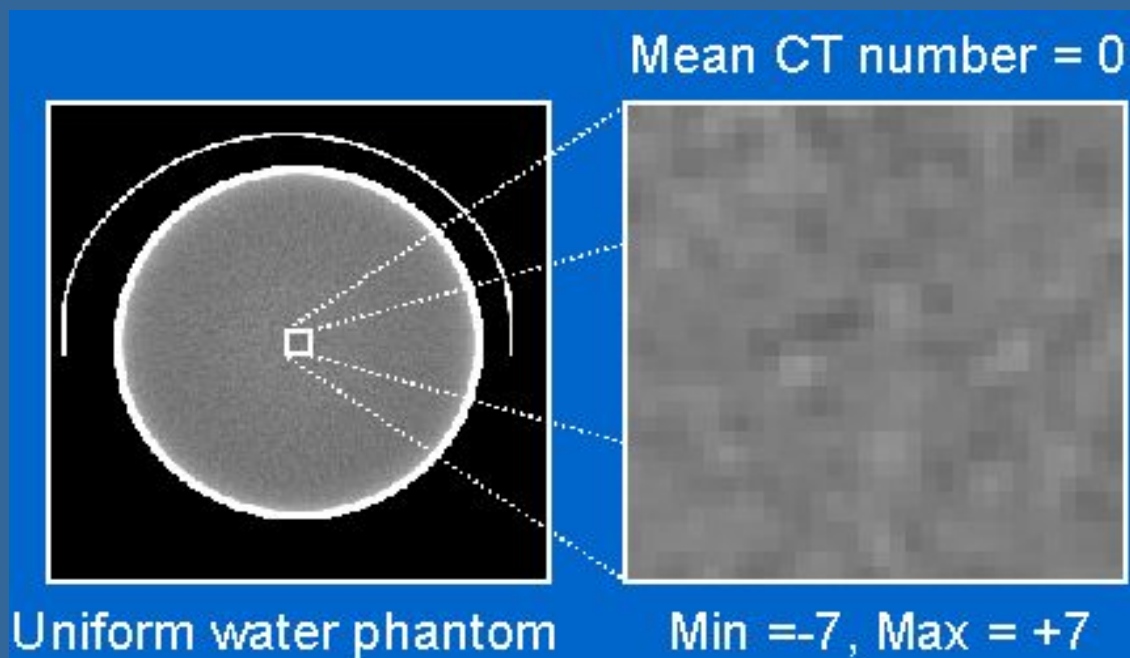
РЕЗКИЙ

# 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



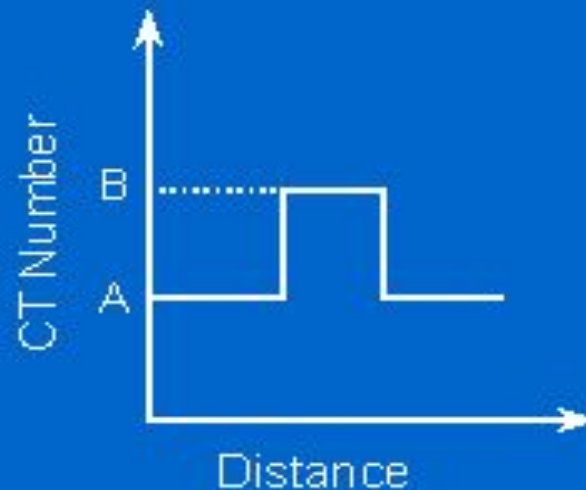
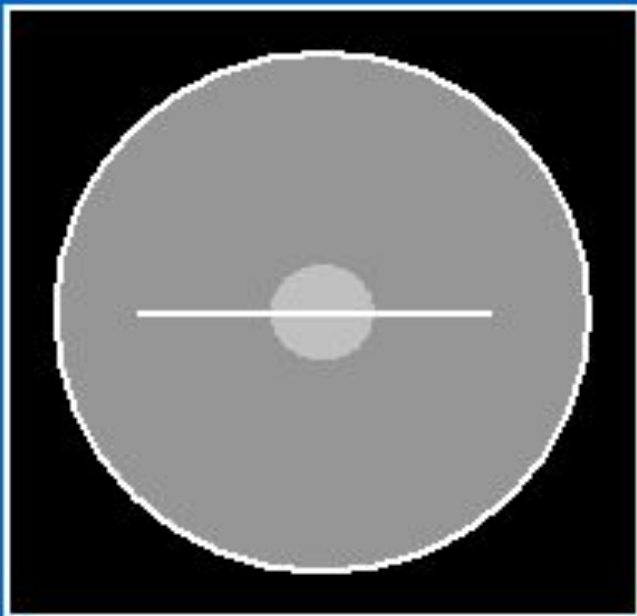


# Шум на изображении

- 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

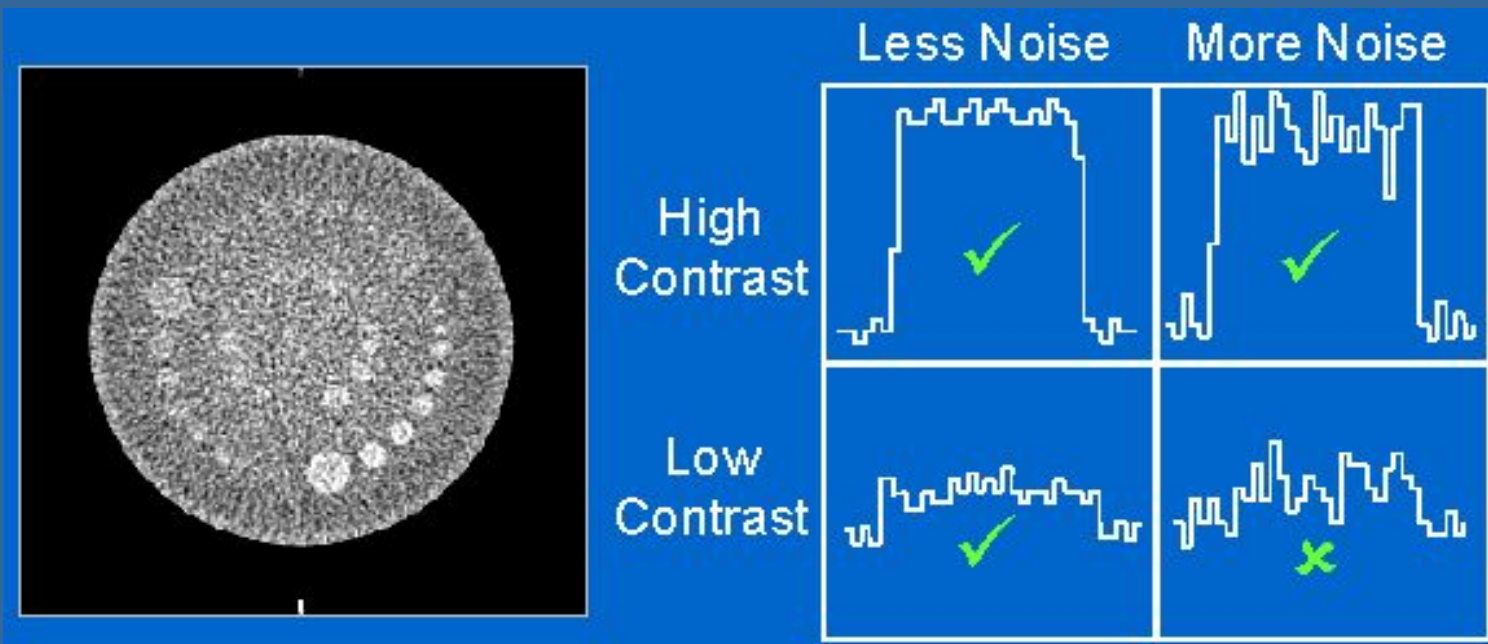
# Контрастность изображения

- 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

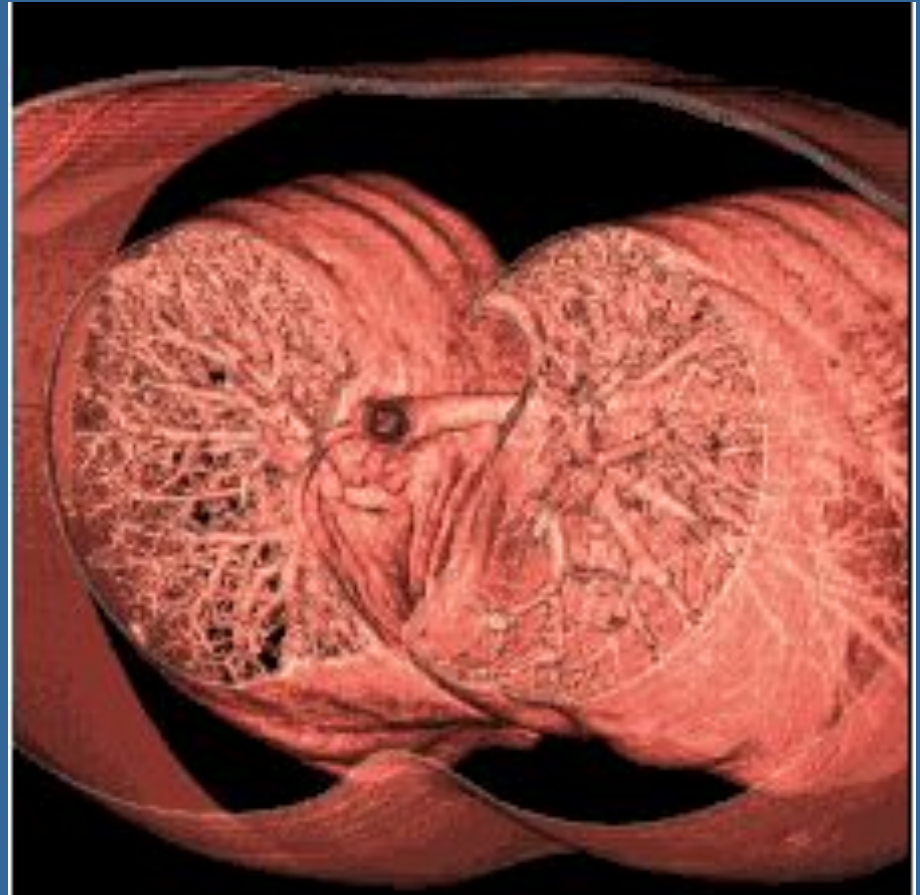
- кВ: высокий киловольтаж рентгеновских лучей обладает большей проникающей способностью
- мА: высокие токи на трубке создают более интенсивные рентгеновские лучи
- Время сканирования: дольше время сканирования => больше лучей попадает на детекторы
- Толщина среза: толще срез => больше лучей
- Комплекция 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<sub>w</sub>) – производная от средней дозы на фантоме
- $CTDI_w = 1/3CTDI_{centre} + 2/3CTDI_{periphery}$
- Значения CTDI<sub>w</sub> на разных сканах и протоколах могут быть использованы для грубой оценки лучевой нагрузки на пациента

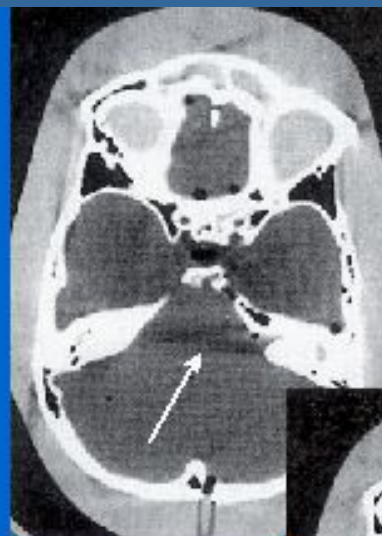
# Артефакты

- Полосатость
- Затенение
- Кольцевидные артефакты

# Полосатость

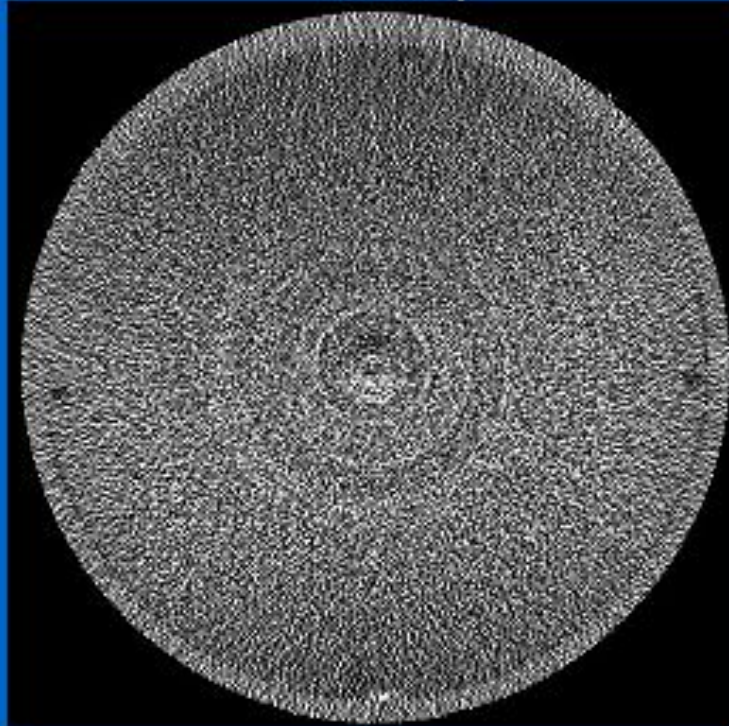


# Затенение

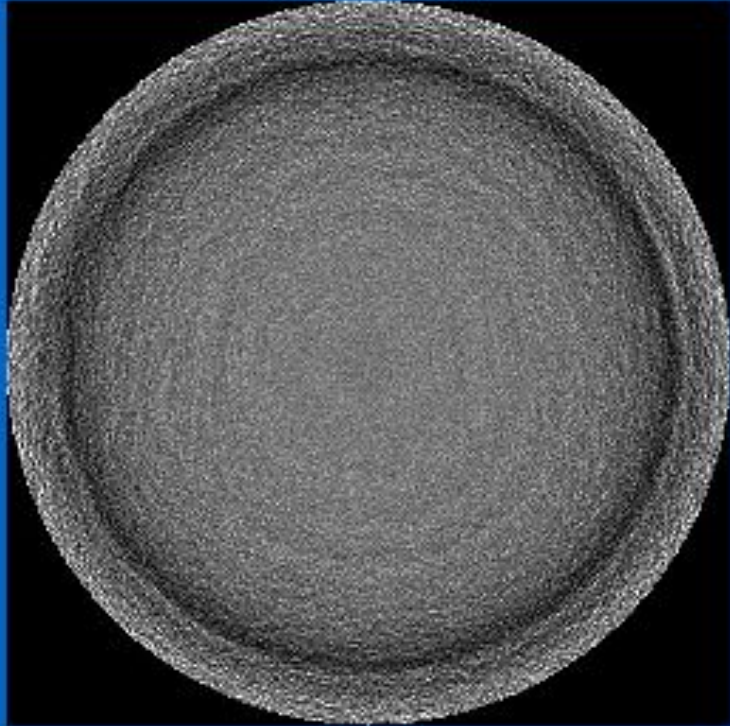


# Кольцевые артефакты

In water filled phantom



In air



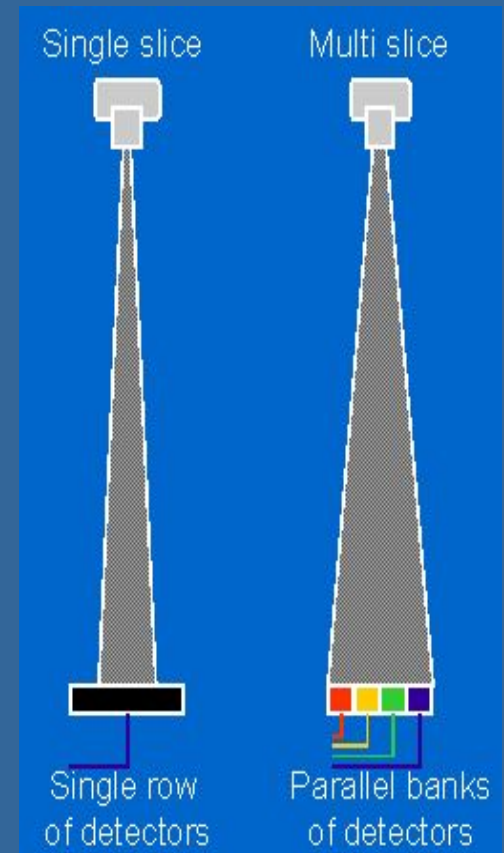
# Многосрезовая КТ

- Многосрезовые детекторы
- Преимущества многосрезовой КТ
- Клиническое применение



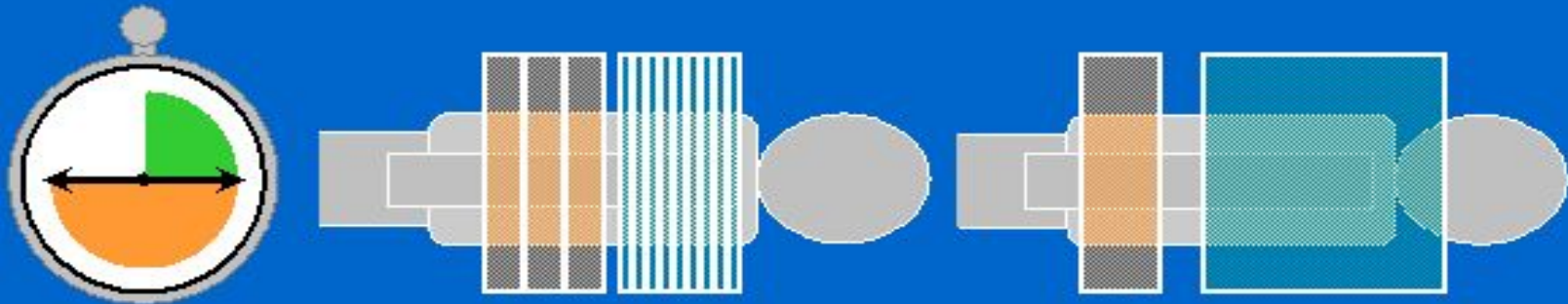
# Многосрезовая КТ

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



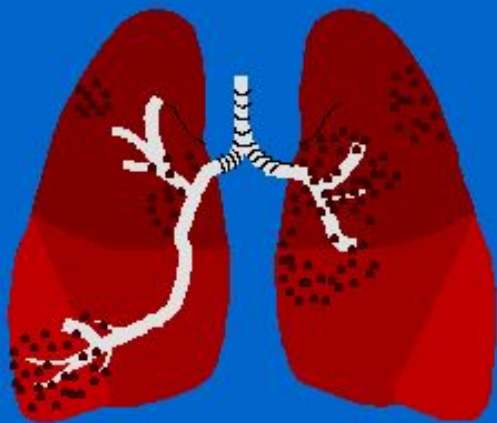
# Преимущества многосрезовой КТ

- 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?



1 sec rotation, single-slice

30



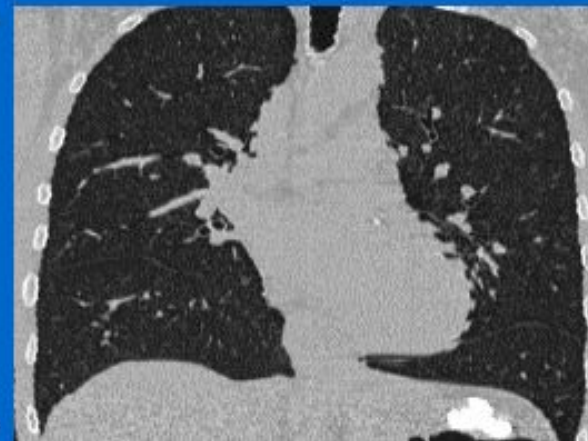
0.5 sec rotation, single-slice

60



0.5 sec rotation, four-slice

240



# 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!

