

ФГБОУ ВО ЮУГМУ Министерства  
здравоохранения РФ

# ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИНЦИПЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ.

Студент 509 группы Фаткуллин Д.М.

«21» апреля 2017 года



# Создатели компьютерной томографии



**Годфри Хаунсфилд**

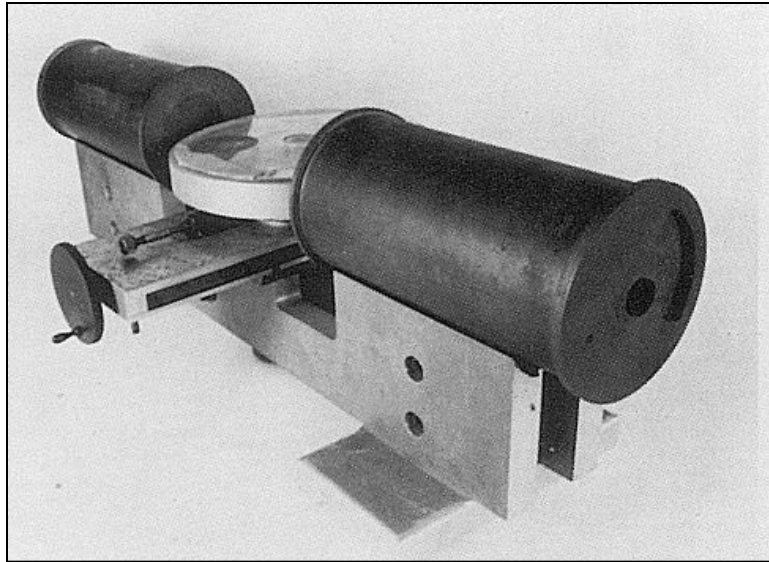
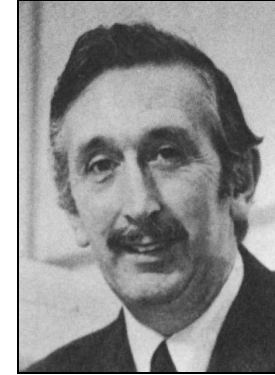
**Алан М.Кормак**

Нобелевские лауреаты за создание метода

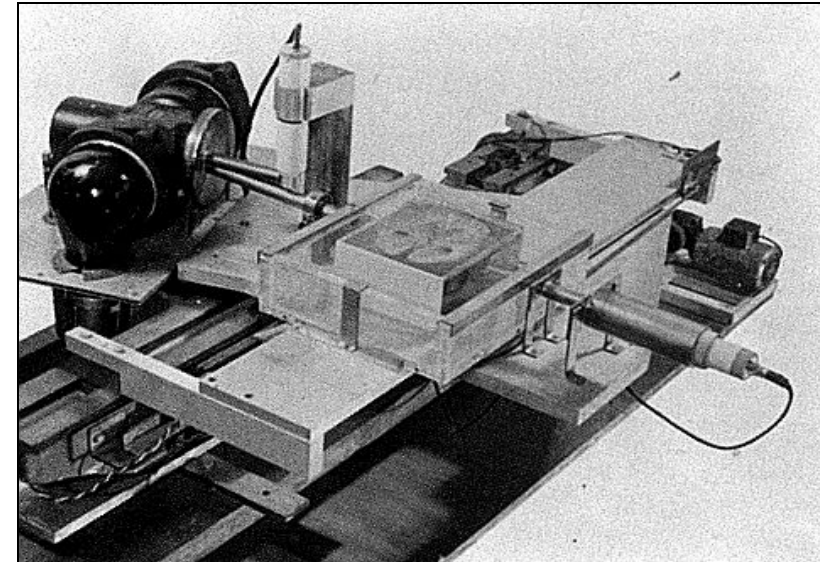




# История развития КТ



*Экспериментальная  
установка  
А. Кормака*



*Экспериментальная  
установка  
Г. Хаунсфилда*



# History

- 1972 G. Hounsfield создал первый КТ (EMI).
- 1976 Первый в мире КТ для всего тела
- 1978 Первый КТ в СССР, ЦКБ, радиологический корпус
- 1979 G. Hounsfield и A. McCormac - Нобелевская премия.
- 1984 D.Boyd – создание электронно-лучевого томографа.
- 1989 Создание спиральных КТ (Toshiba, Siemens).
- 1993 Первый в России спиральный КТ, ЦКБ.
- 1998 Создание мультиспирального КТ – 4 среза.
- 2002 Создание МСКТ – 16 срезов.
- 2005 Создание МСКТ – 64 среза.



# Первый КТ в мире (EMI, 1972)





# Компьютерная томография

Достоинства и преимущества	Недостатки и ограничения
Высокая разрешающая способность	Лучевая нагрузка
Короткое время выполнения	Ограничения функциональных исследований
Универсальность, стандартизация	Применение контрастных средств
Нет ограничений по тяжести состояния, строению тела и наличию инородных предметов	
Высокая пропускная способность	
Скрининг социально значимых заболеваний	

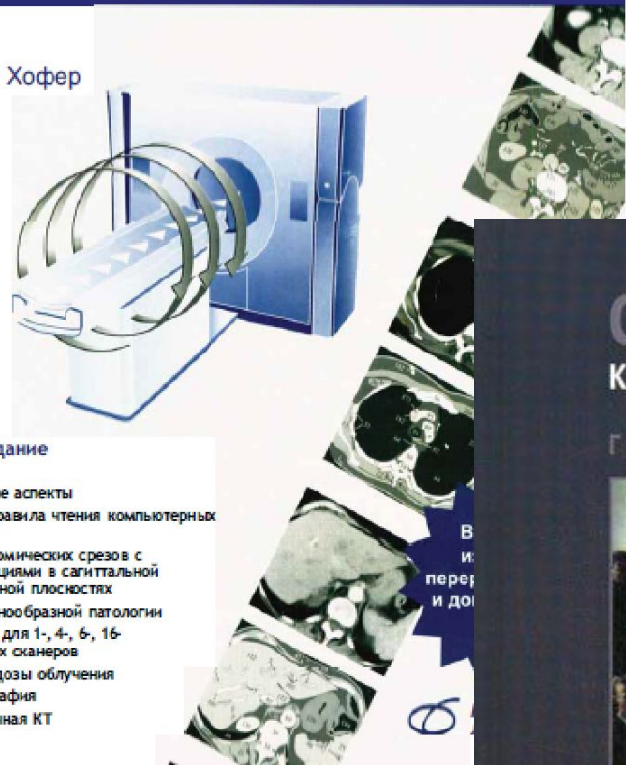


Ваааау

# КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

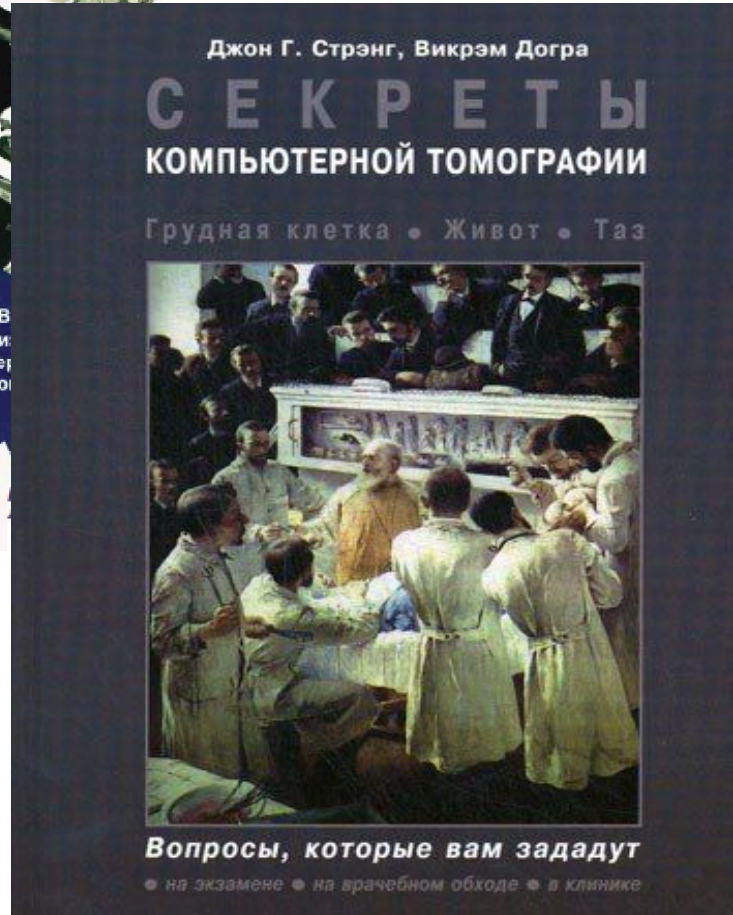
Базовое руководство

Матиас Хофер



Второе издание

- Технические аспекты
- Базовые правила чтения компьютерных томограмм
- Атлас анатомических срезов с реконструкциями в сагиттальной и коронарной плоскостях
- КТ при разнообразной патологии
- Протоколы для 1-, 4-, 6-, 16- и 64-рядных сканеров
- Снижение дозы облучения
- КТ-ангиография
- Двухтрубчатая КТ



## Схемы КТ-изображений:

Все изображения на схемах соответствуют оттенкам серой шкалы. Воздух или газ, вне зависимости, где они находятся — черные; кости — белые. Оттенки других органов, тканей и участков патологических изменений варьируют в оттенках серой шкалы между этими двумя крайностями. Кроме того, патологические изменения, такие как метастазы, могут иметь на изображении свои специфические особенности.

Воздух (черный)



Жир/ликвор (почти черный)



Мышцы (темно-серые)



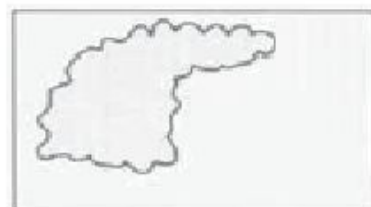
Кость (белая)



Кровеносные сосуды (светло-серые)



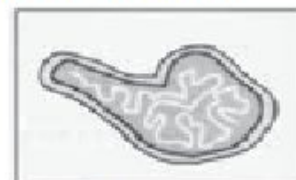
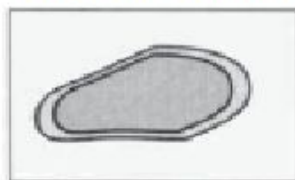
Поджелудочная, слюнные железы



Паренхима крупных органов (средне-серый)



Тонкая кишка (тонкие стенки)



Толстая кишка заполнена фекалиями и газом



Лимфоузел (средне-серый)



Паренхима мозга



Кровоизлияние



Метастаз







# ОПРЕДЕЛЕНИЕ

Компьютерная томография — это особый вид рентгенологического исследования, которое проводится посредством непрямого измерения ослабления или затухания, рентгеновских лучей из различных положений, определяемых вокруг обследуемого пациента.

Хофер М.

Компьютерная томография. Базовое руководство. 2-е издание, переработанное и дополненное: — М.: Медлит., 2008. — 224 с.:ил.

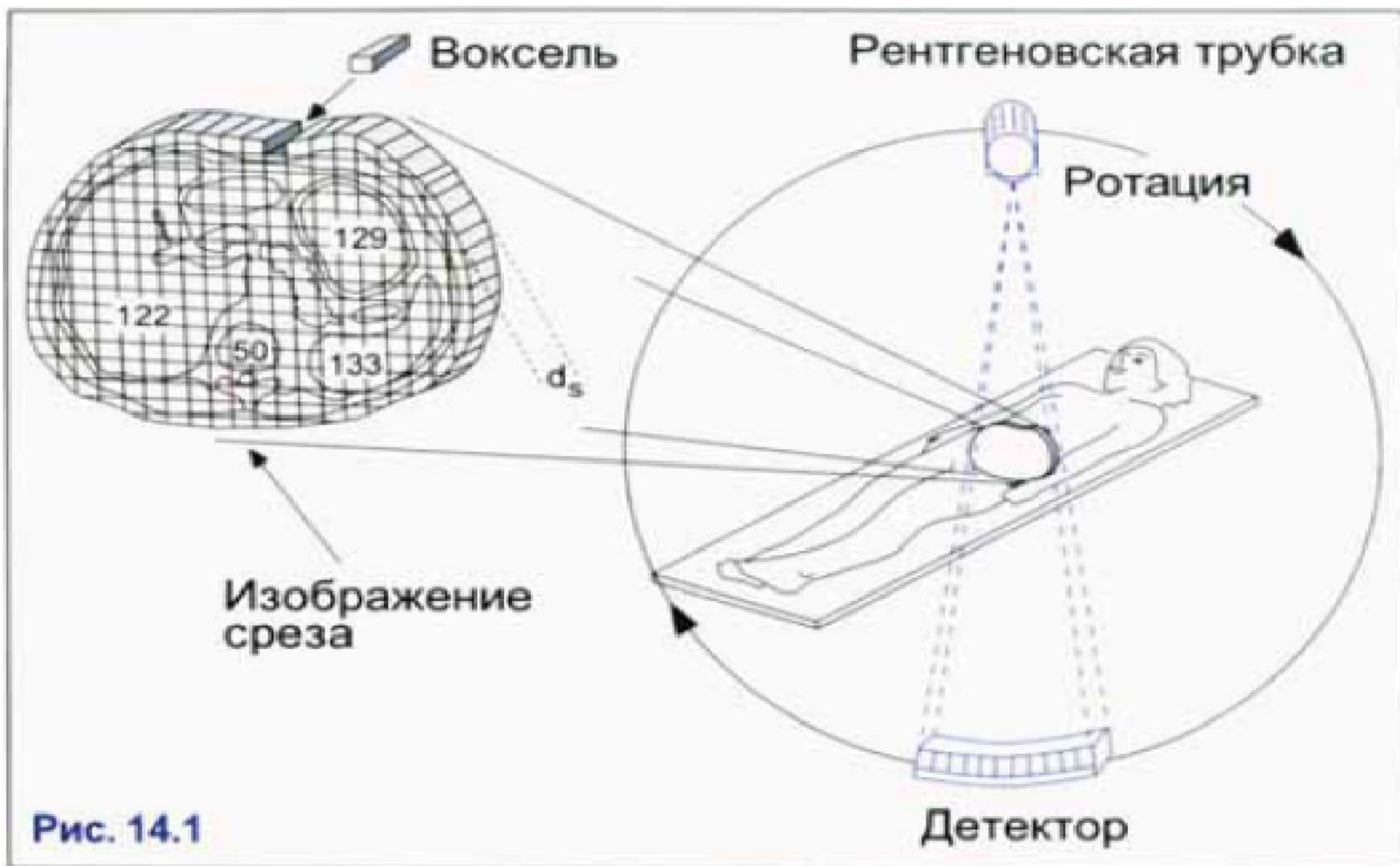
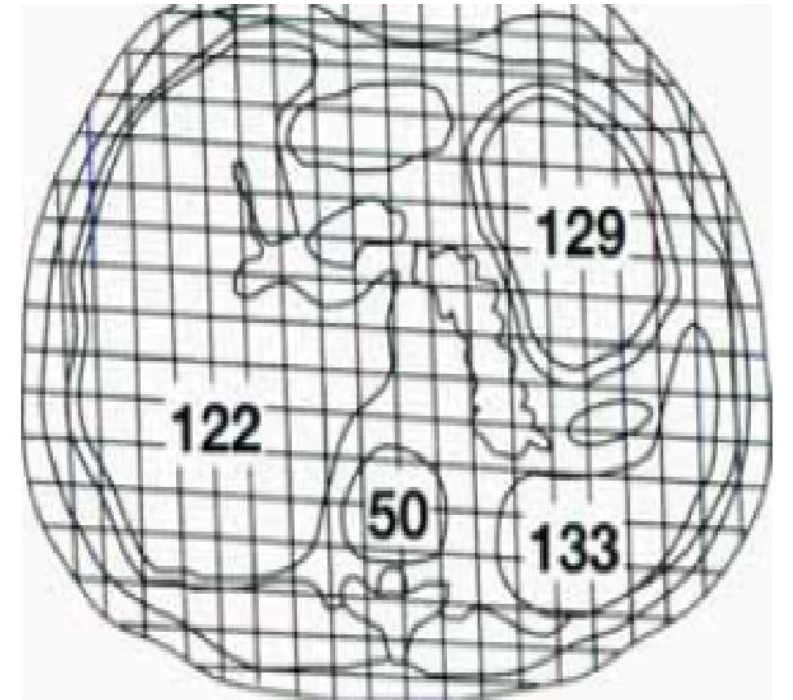
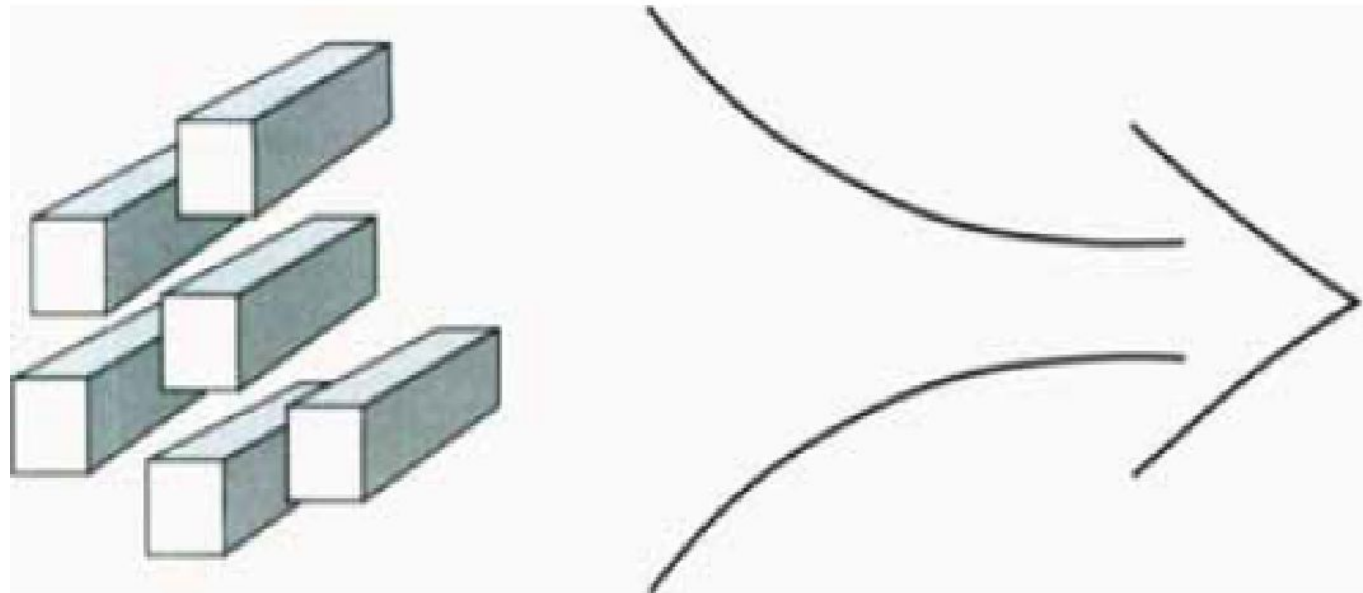


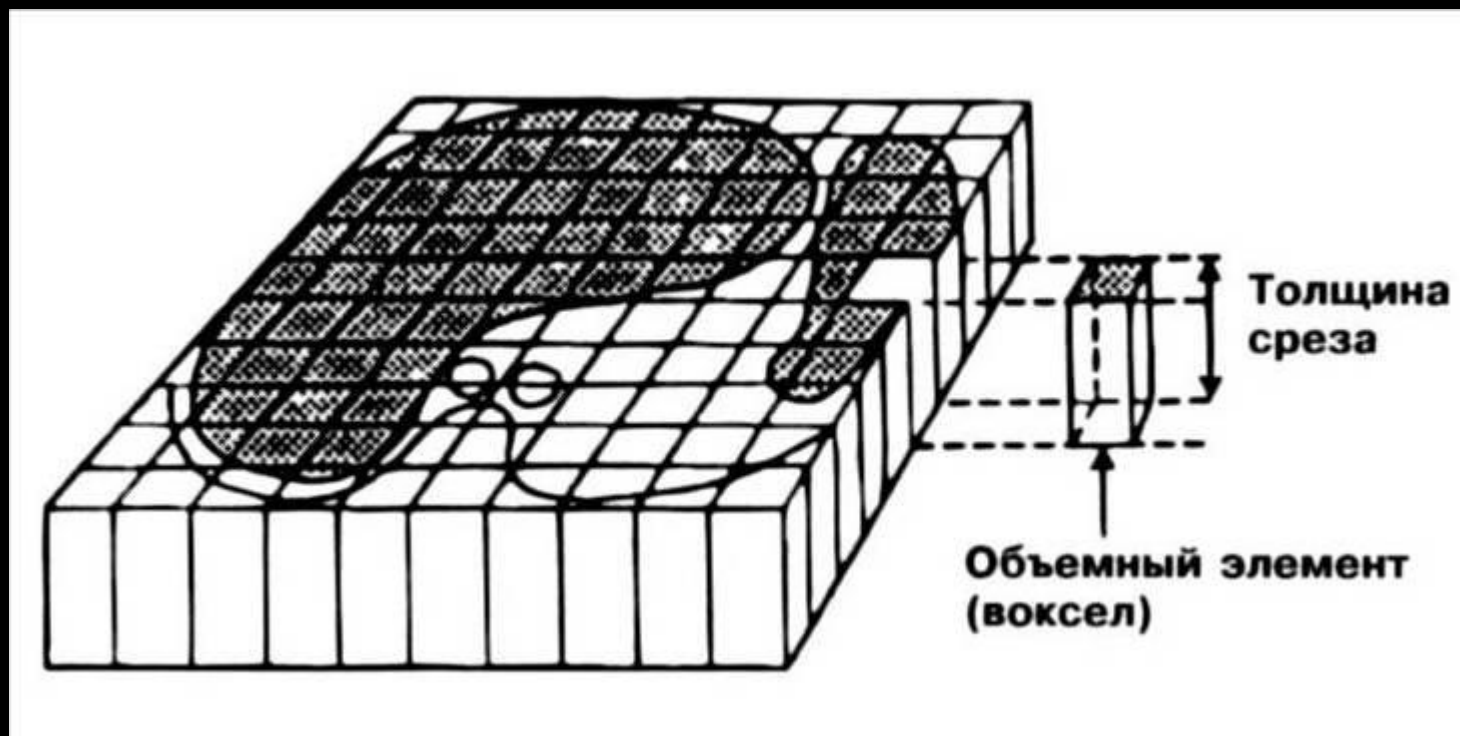
Рис. 14.1







# Визуализируемый срез ткани, разделенный на элементы объема - воксели

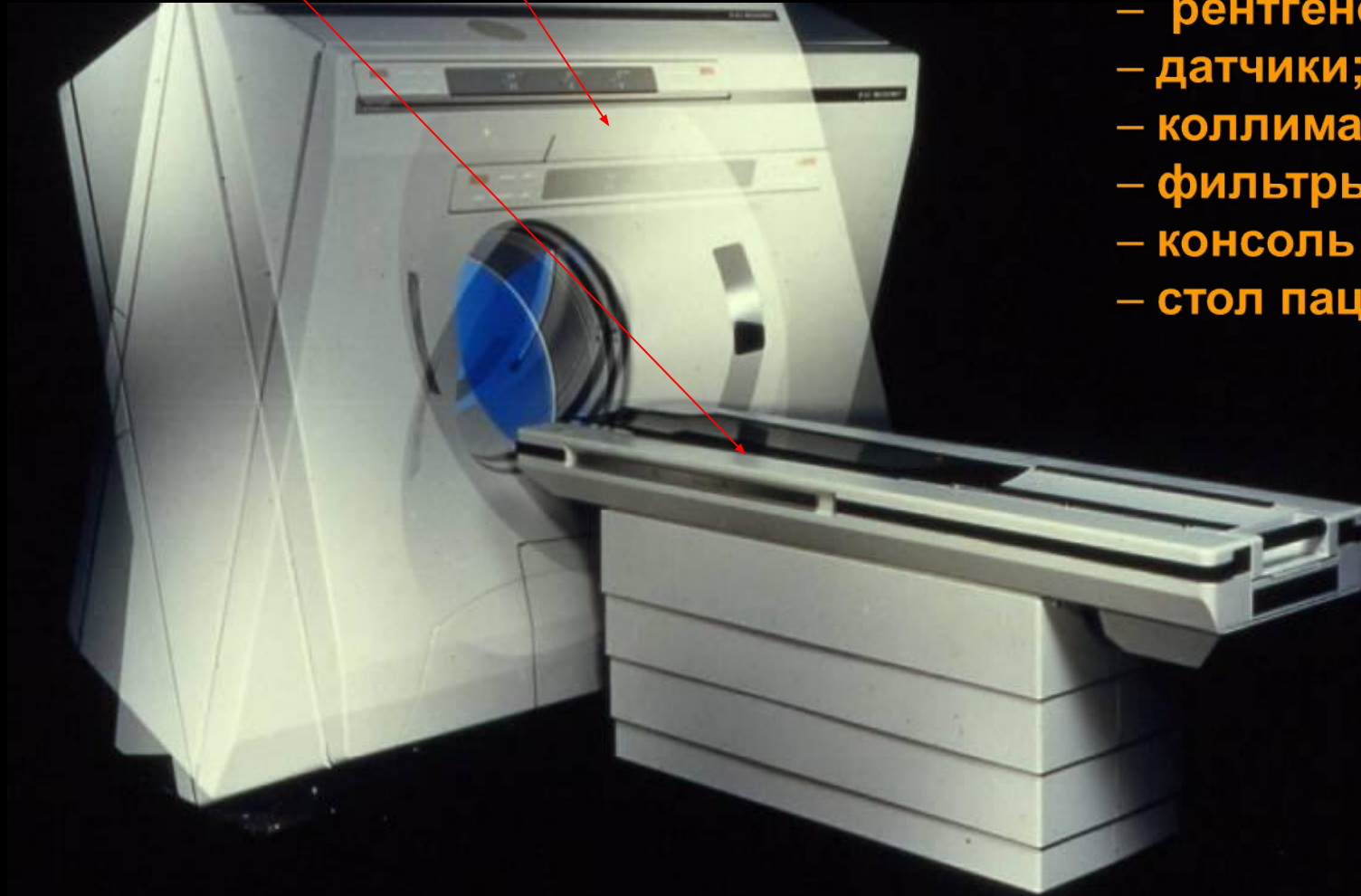


Поглощение в каждом вокселе определяет яркость (оттенок серой шкалы) соответствующего пиксела на окончательном двухмерном изображении



# Компьютерный томограф

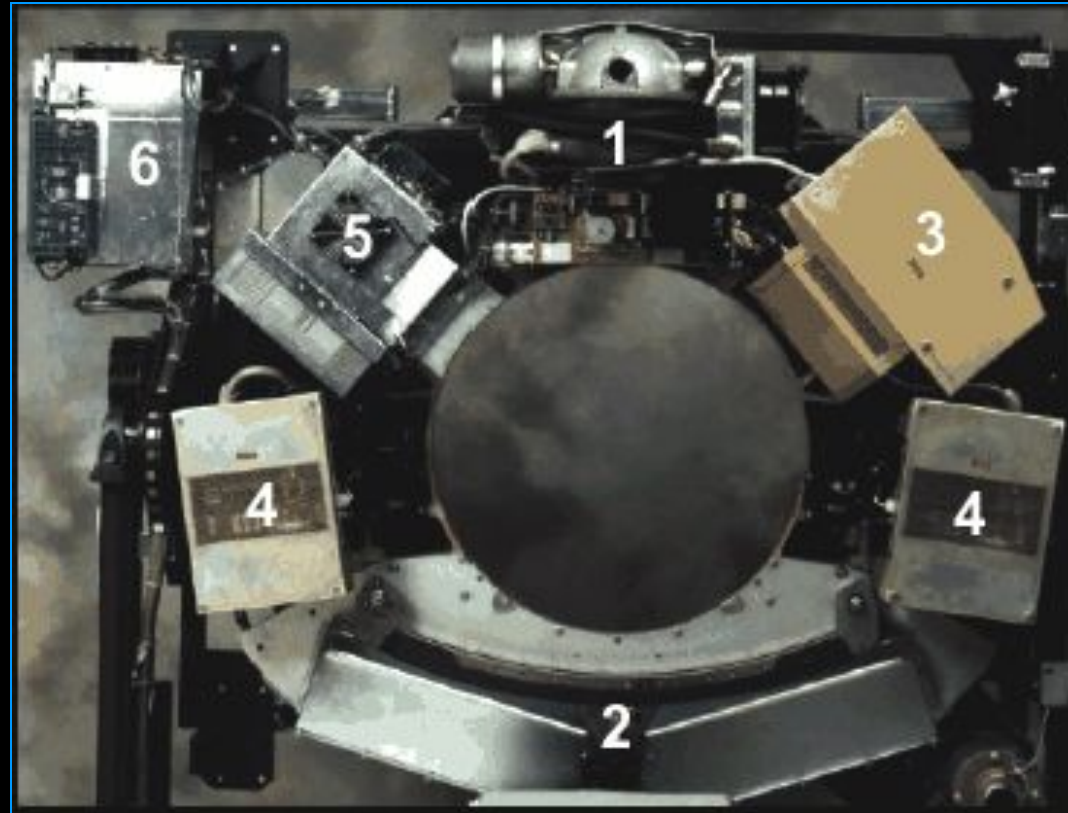
(стол и гентри с вариантами наклона)



- 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).





## Консоль оператора

### Пульт управления сканирова

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.

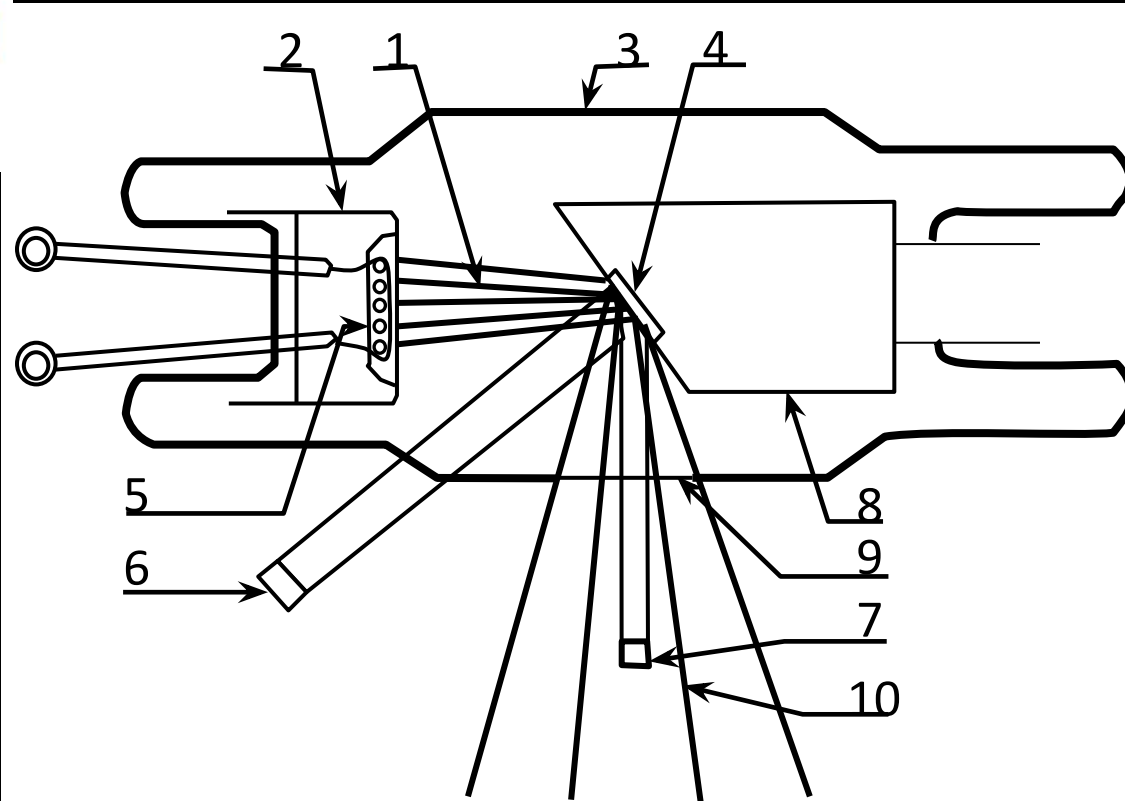
Поле обзора при отображении - определяет размер изображения на мониторе.

Толщина среза - уменьшает усреднение по объему.

Время сканирования- влияет на наличие артефактов движения на изображении.



## 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.

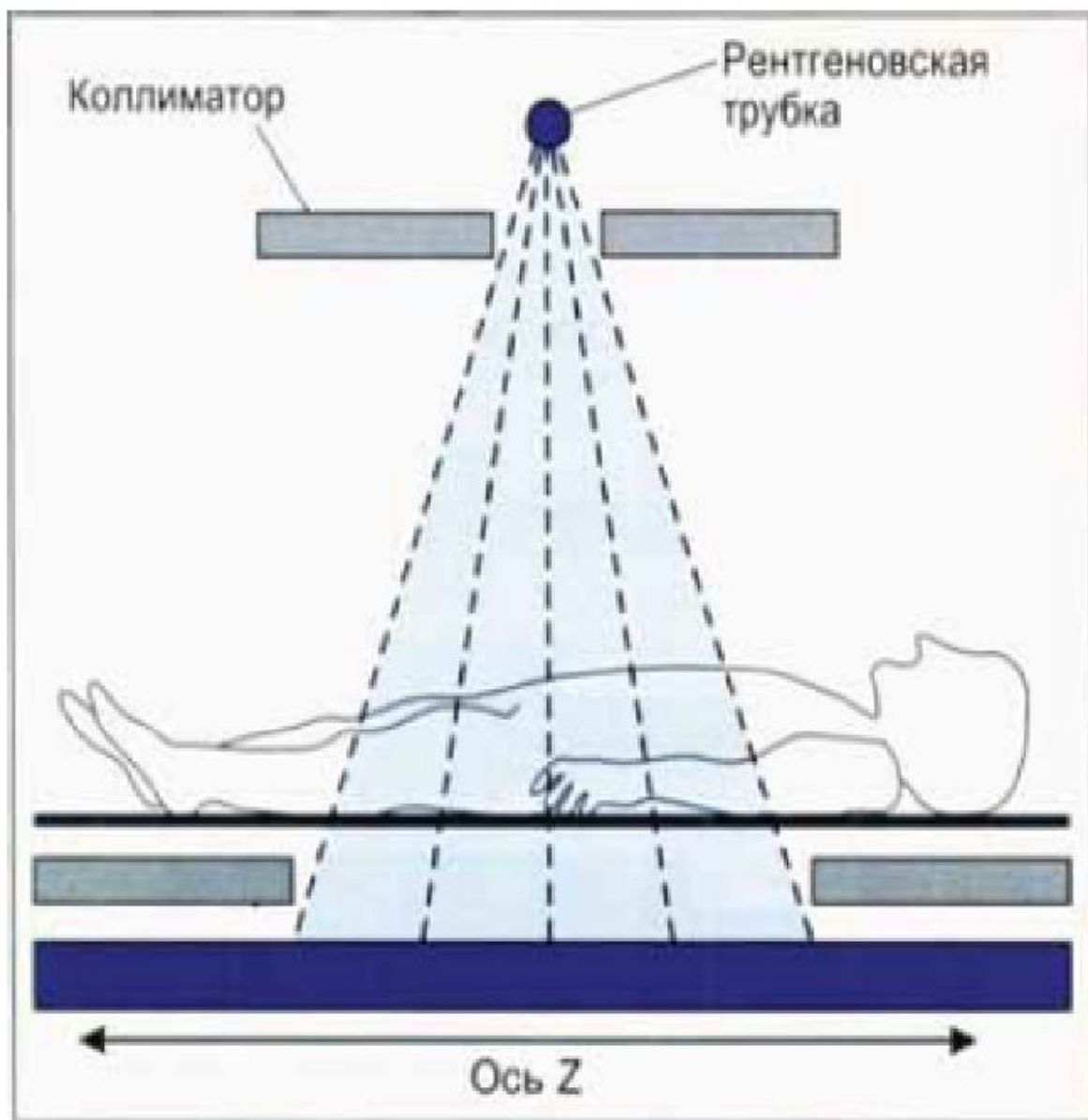


Рис. 9.1. Коллимирование широким сечением

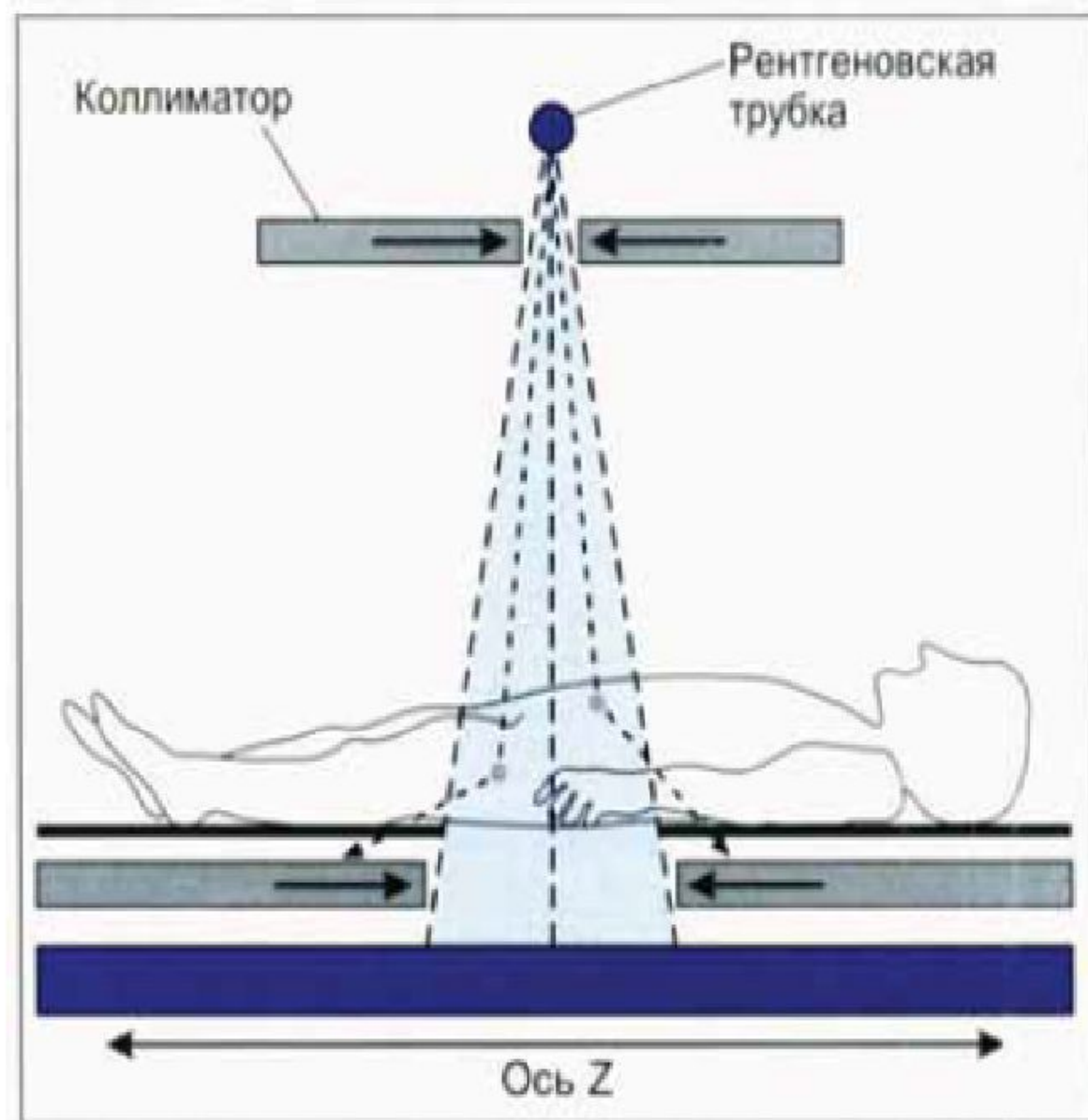


Рис. 9.2. Коллимирование узким сечением



## 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





# Рентгеновская компьютерная томография

- Пошаговая *(КТ)*
- Спиральная *(СКТ)*
- Мультиспиральная *(МСКТ)*
- *Электронно-оптическая КТ*



## Пошаговая КТ

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

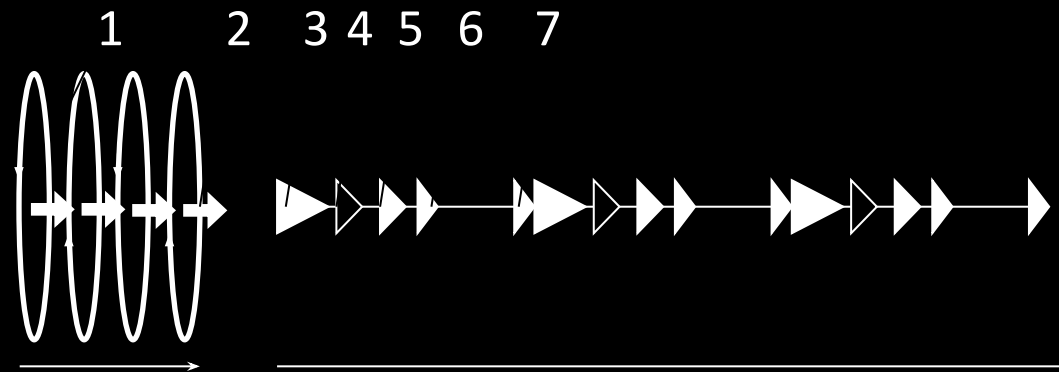
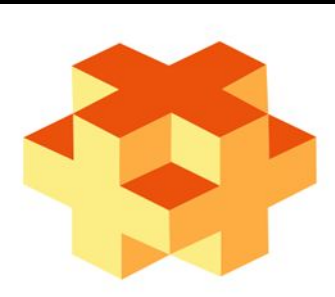


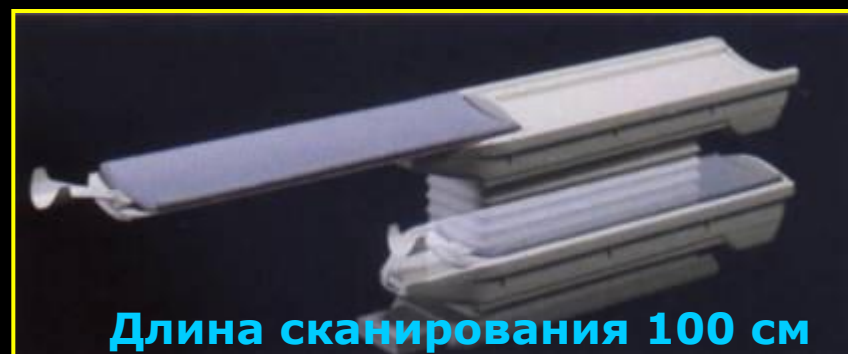
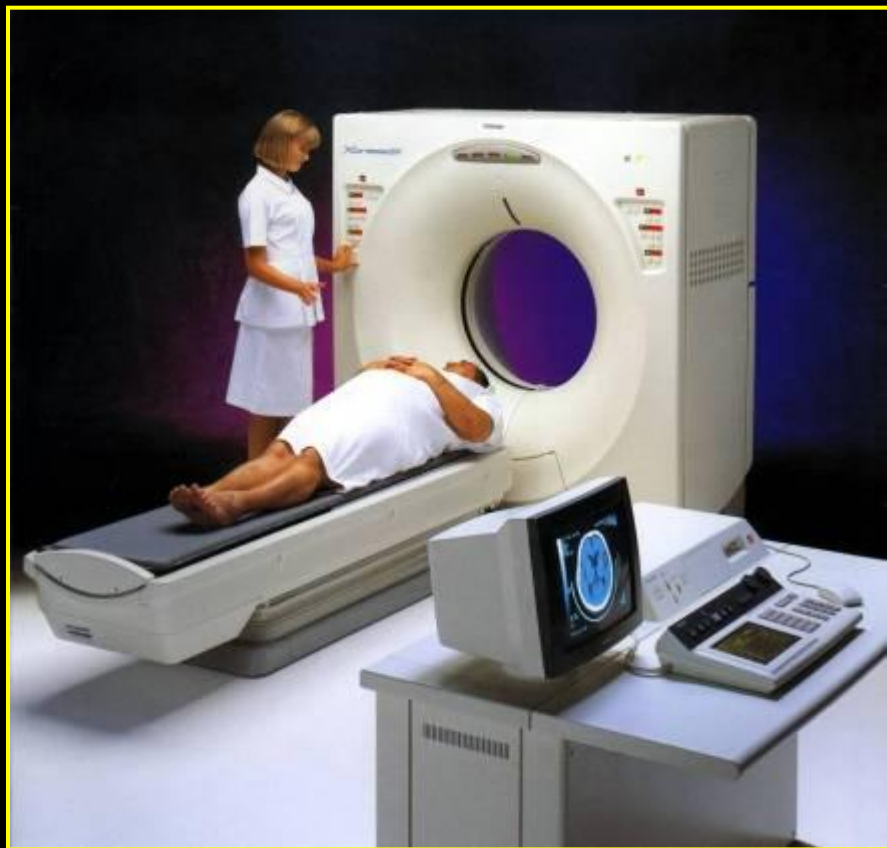
Схема обследования: 1 – сбор данных, 2 – прерывистое движение стола, 3 – команда задержки дыхания, 4 – сбор данных, 5 – команда нормального дыхания, 6 – движение стола, 7 – реконструкция изображения.

### 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.

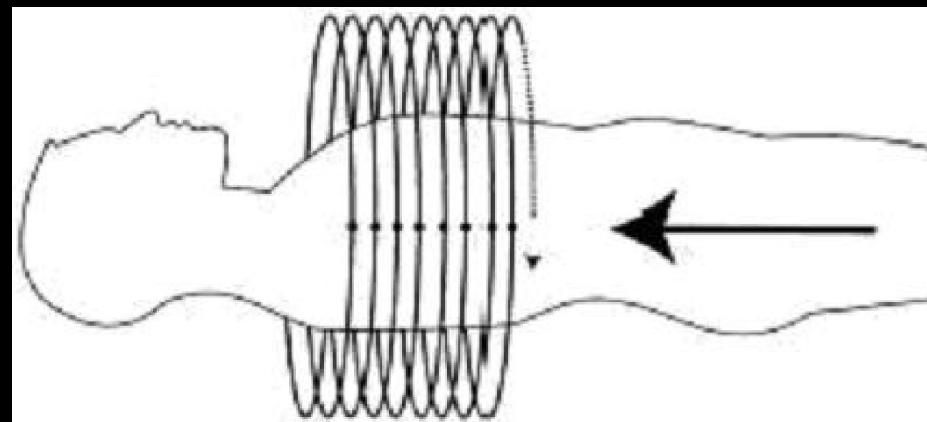


# Спиральный КТ



## Спиральная КТ

- 1986 - японская фирма TOSHIBA первой запатентовала идею спирального (винтового) сканирования.
- 1989 - Т. Katakura и др. выполнили первое клиническое исследование на спиральном КТ.



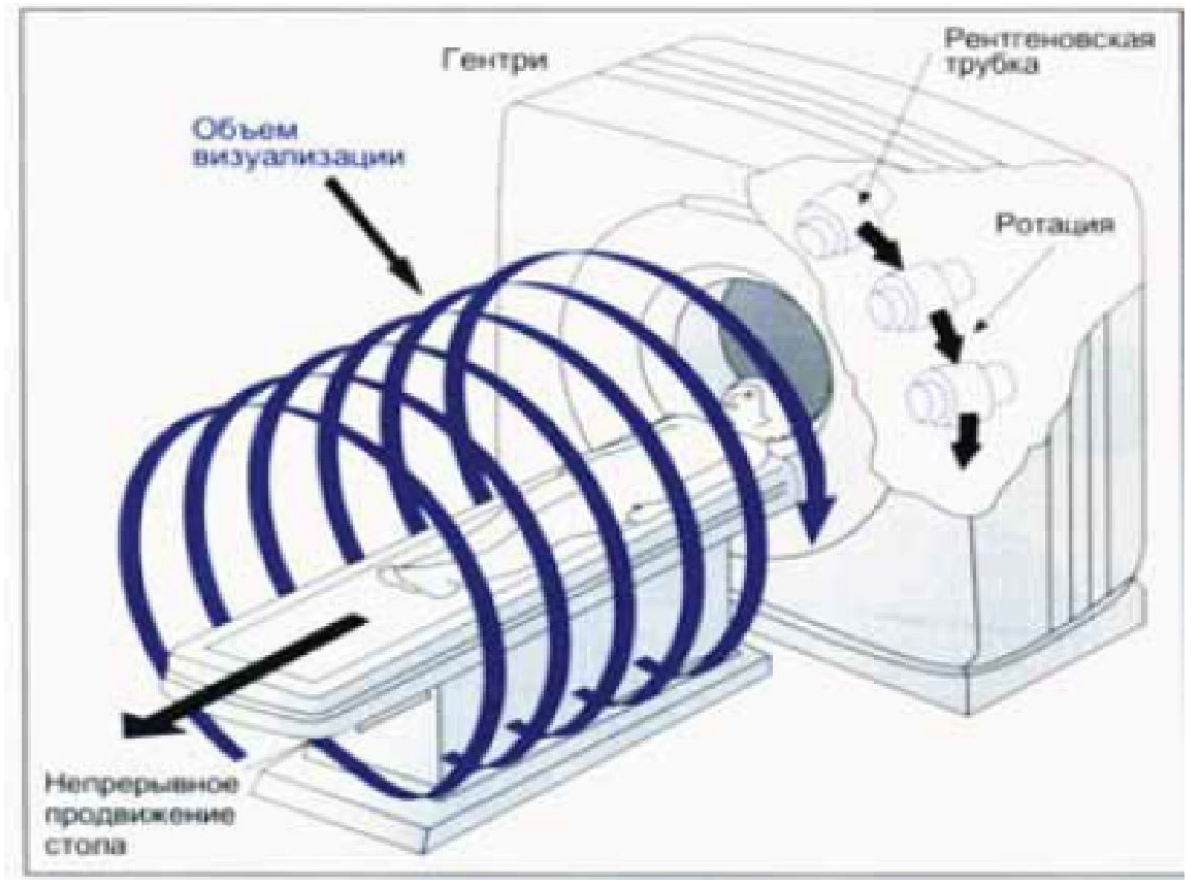
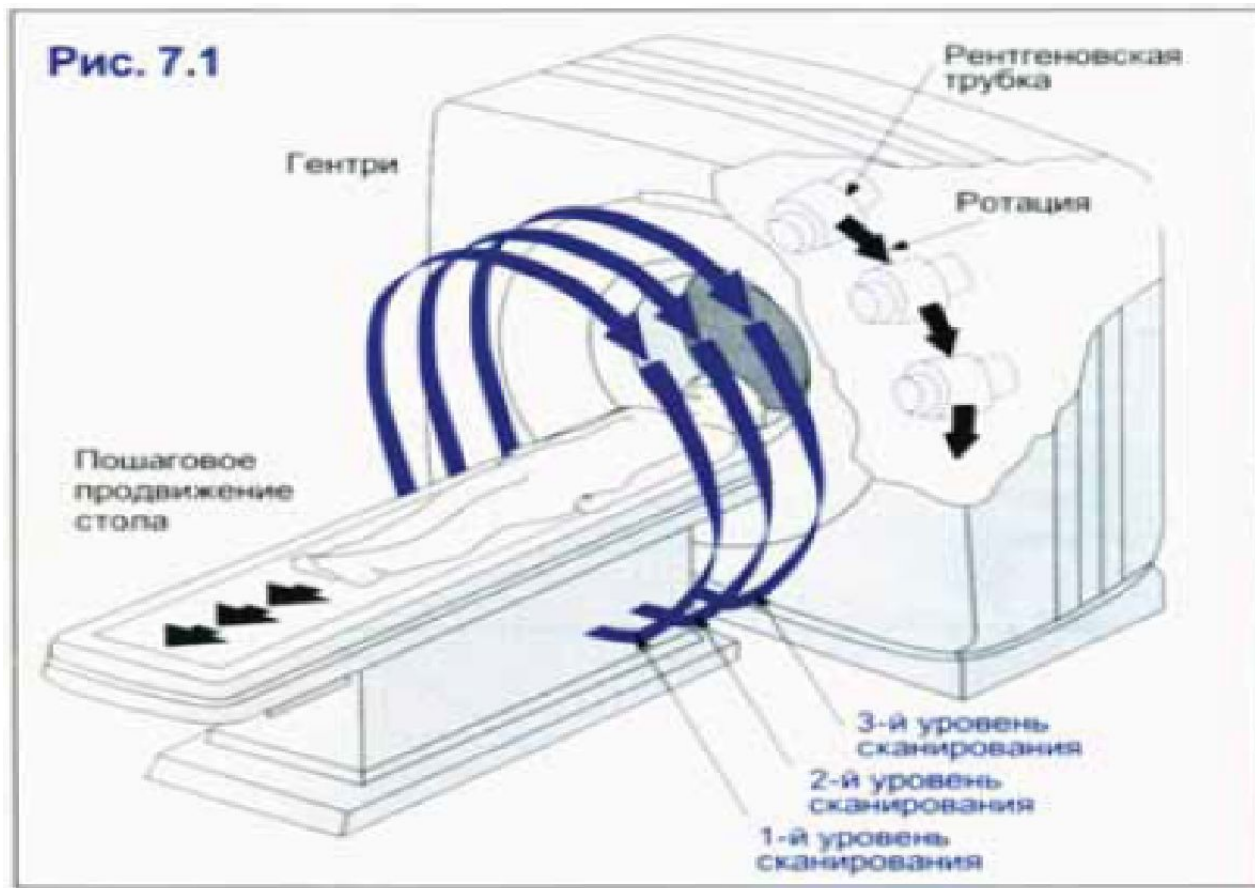
Трубка непрерывно движется вокруг исследуемой зоны при параллельном равномерном движении стола с пациентом в продольном направлении. Траектория движения рентгеновской трубки к продольной оси исследуемого объекта имеет форму спирали. Расстояние перемещения пациента за поворот рамы соответствует скорости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



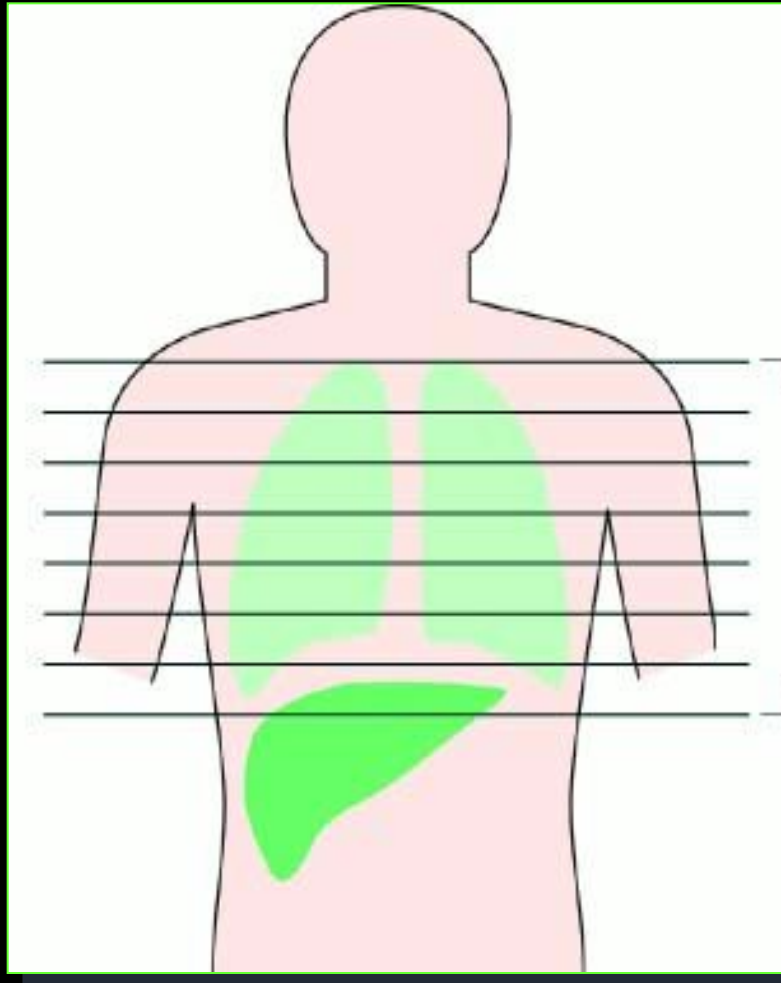


Рис. 7.1

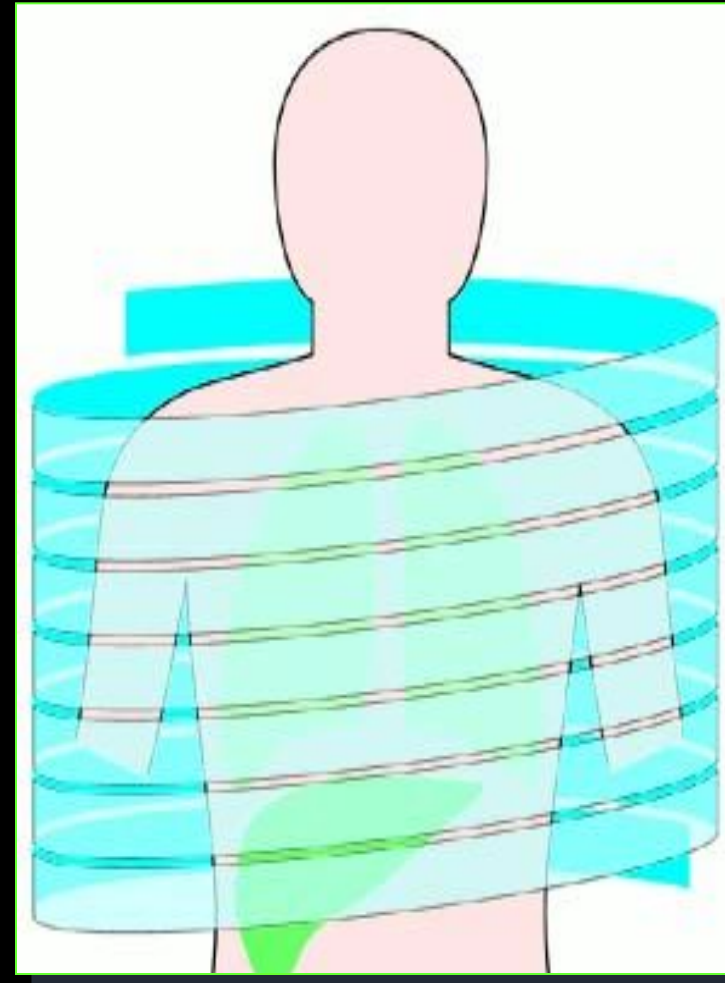




## Пошаговая КТ



## Спиральная КТ



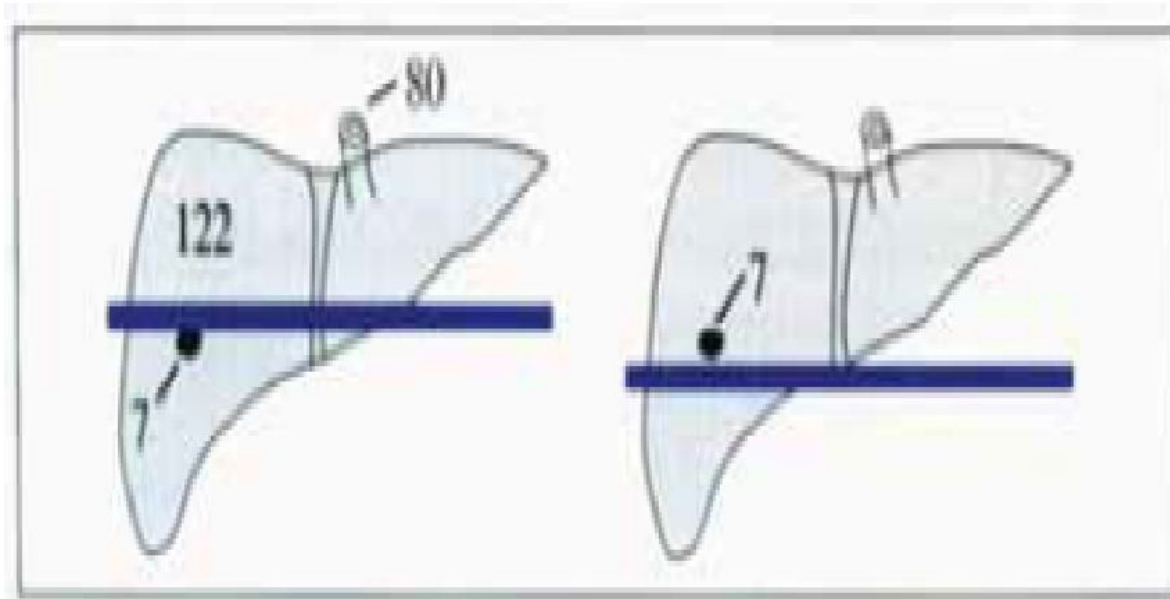


Рис. 7.3а. Традиционная КТ

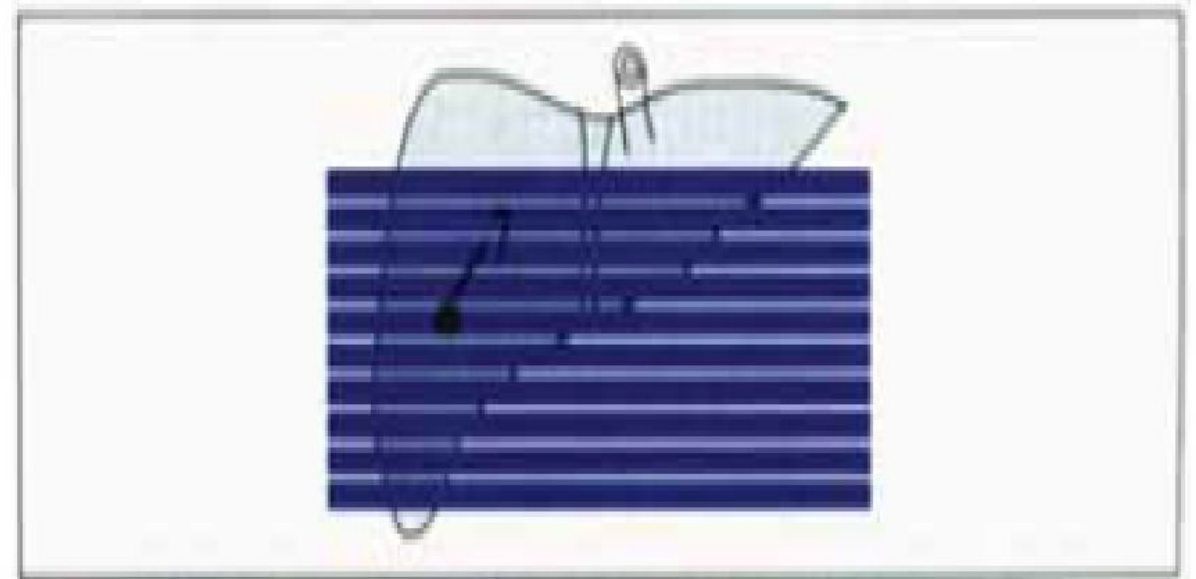


Рис. 7.3б. Спиральная КТ





# МСКТ

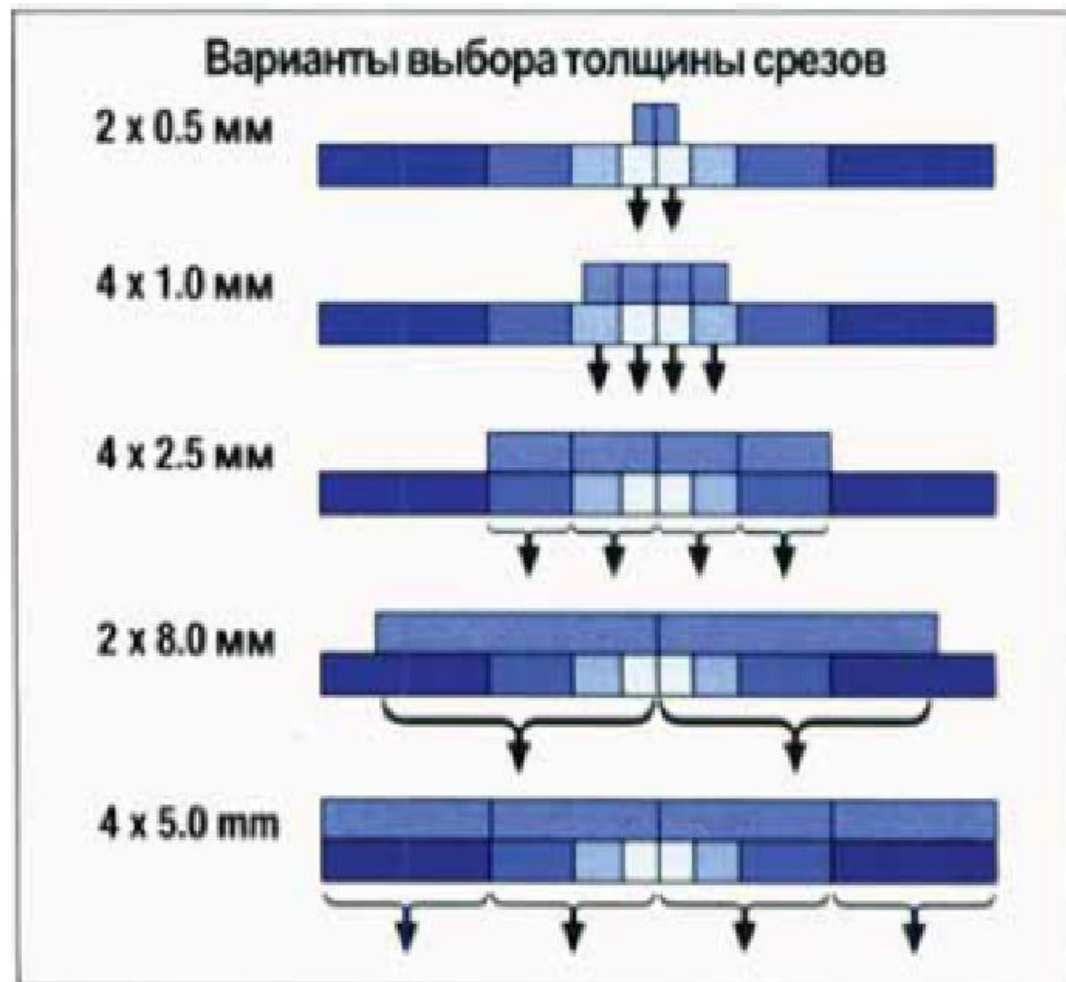
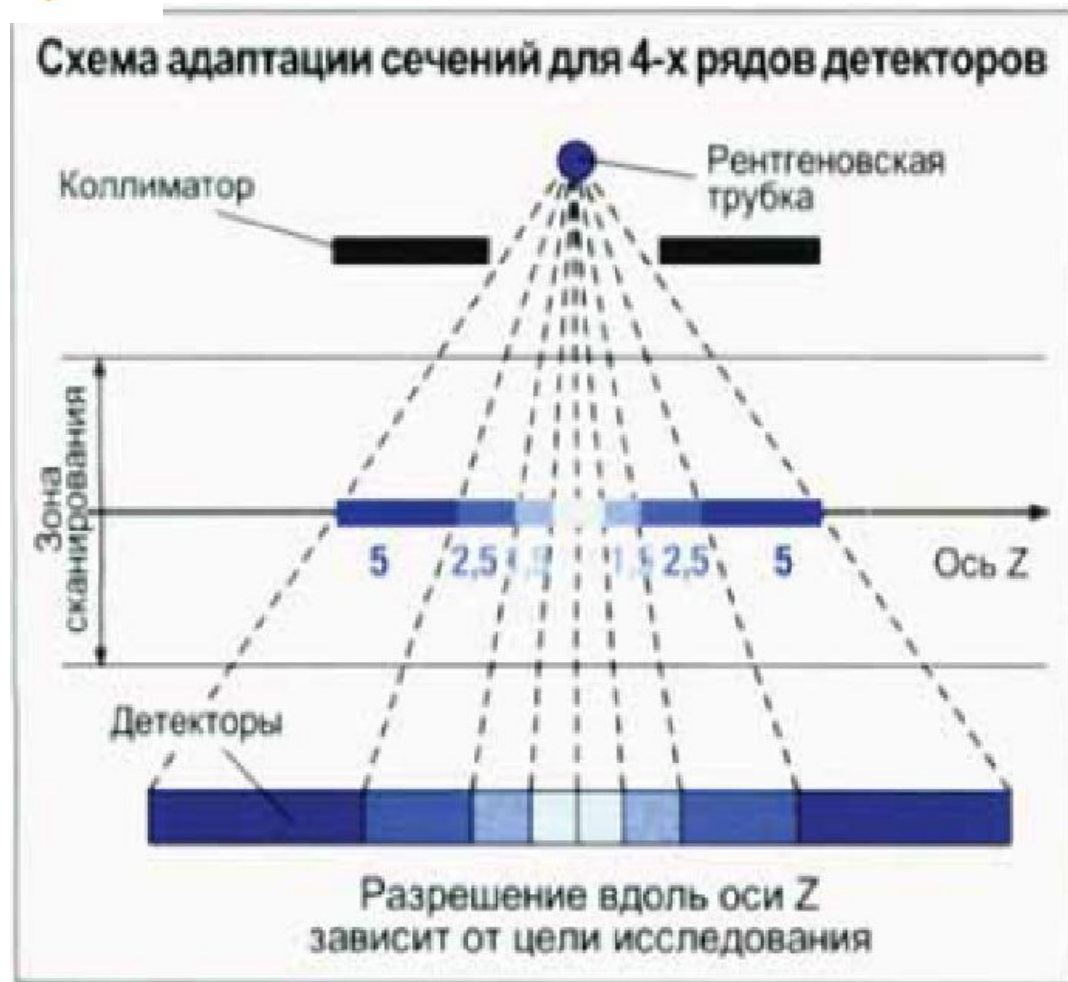


Рис. 10.1. Схема сканирования для четырехрядного томографа (используется на Siemens Sensation 4)





# МСКТ

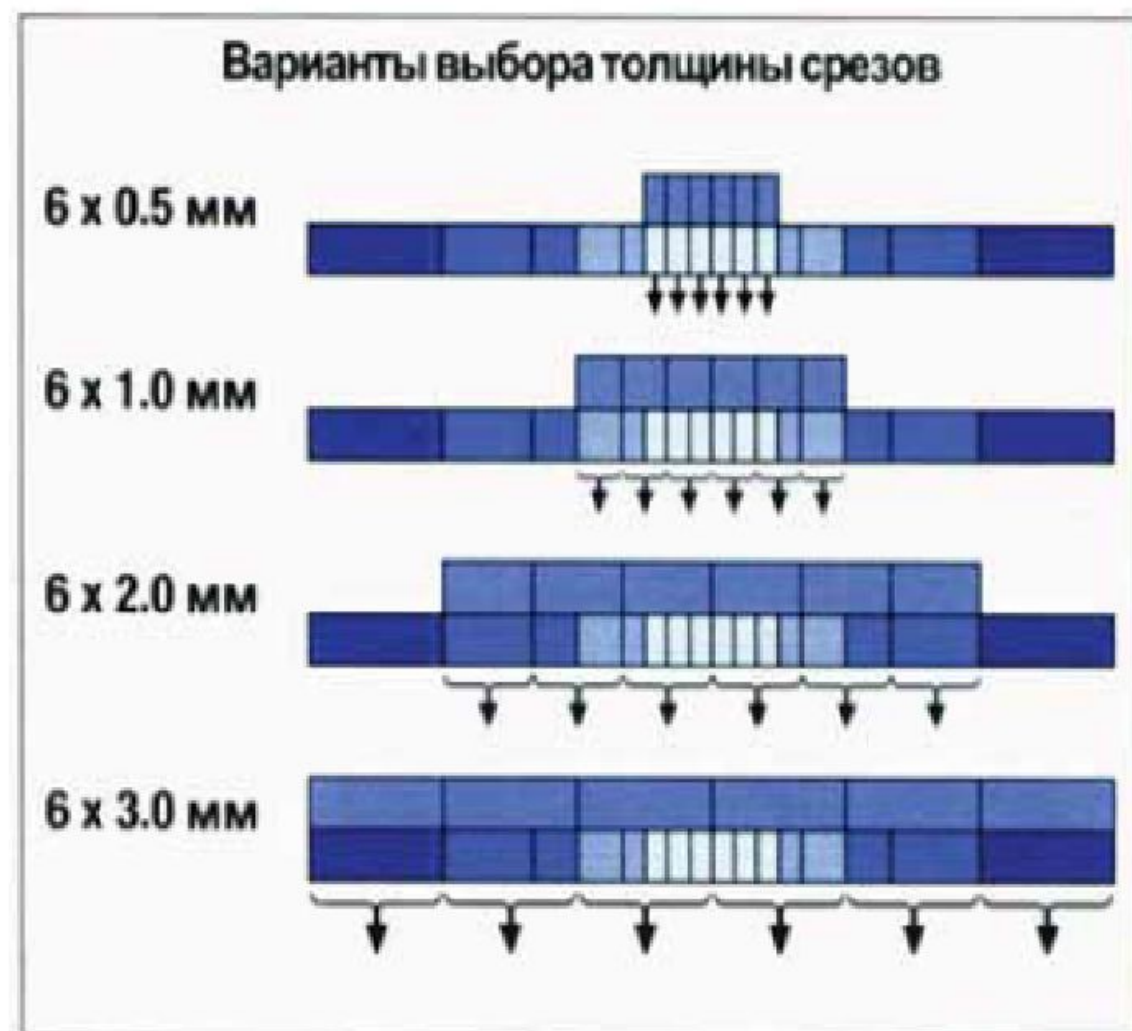


Рис. 10.2. Схема сканирования для шестирядного томографа (используется на Siemens Emotion 6)



# МСКТ

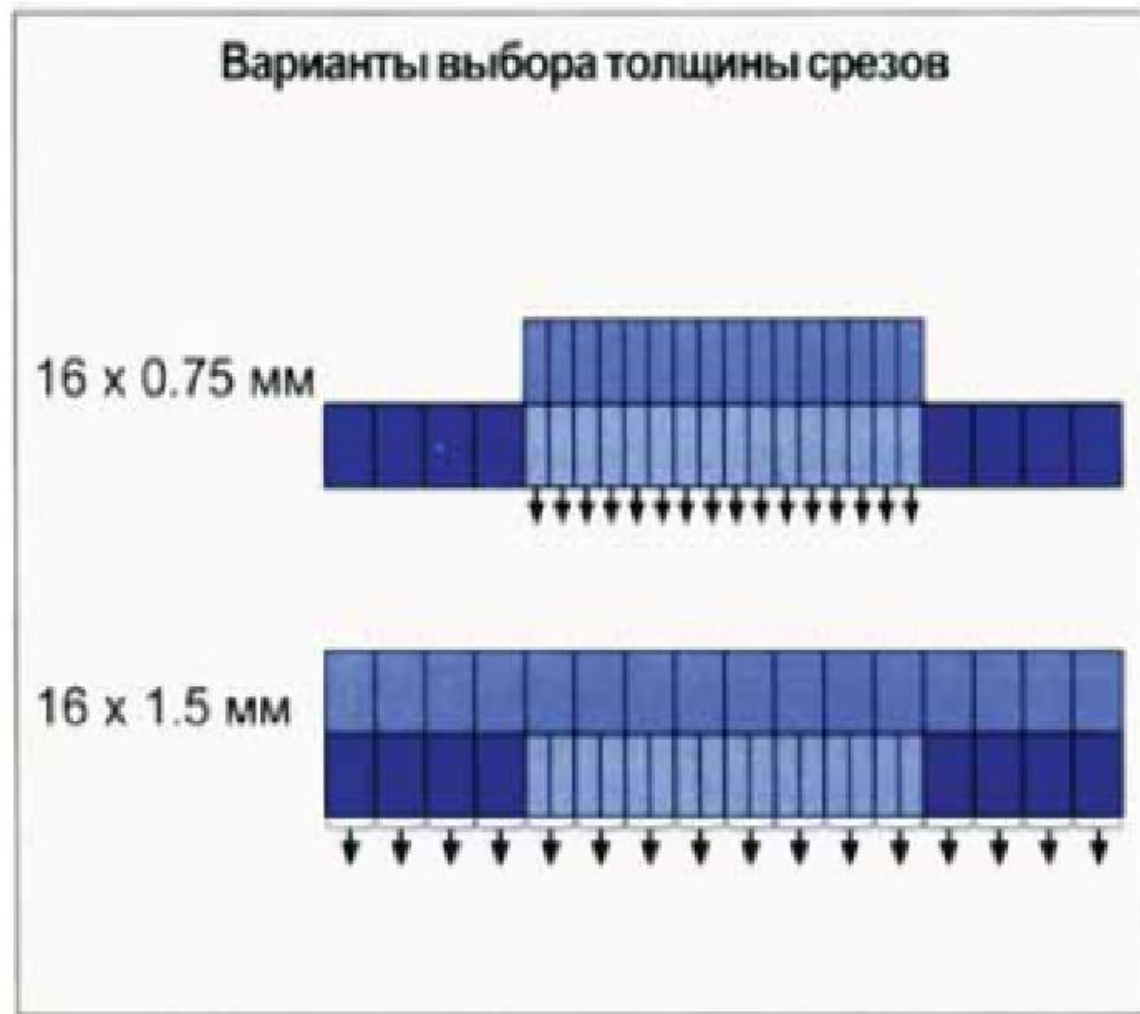
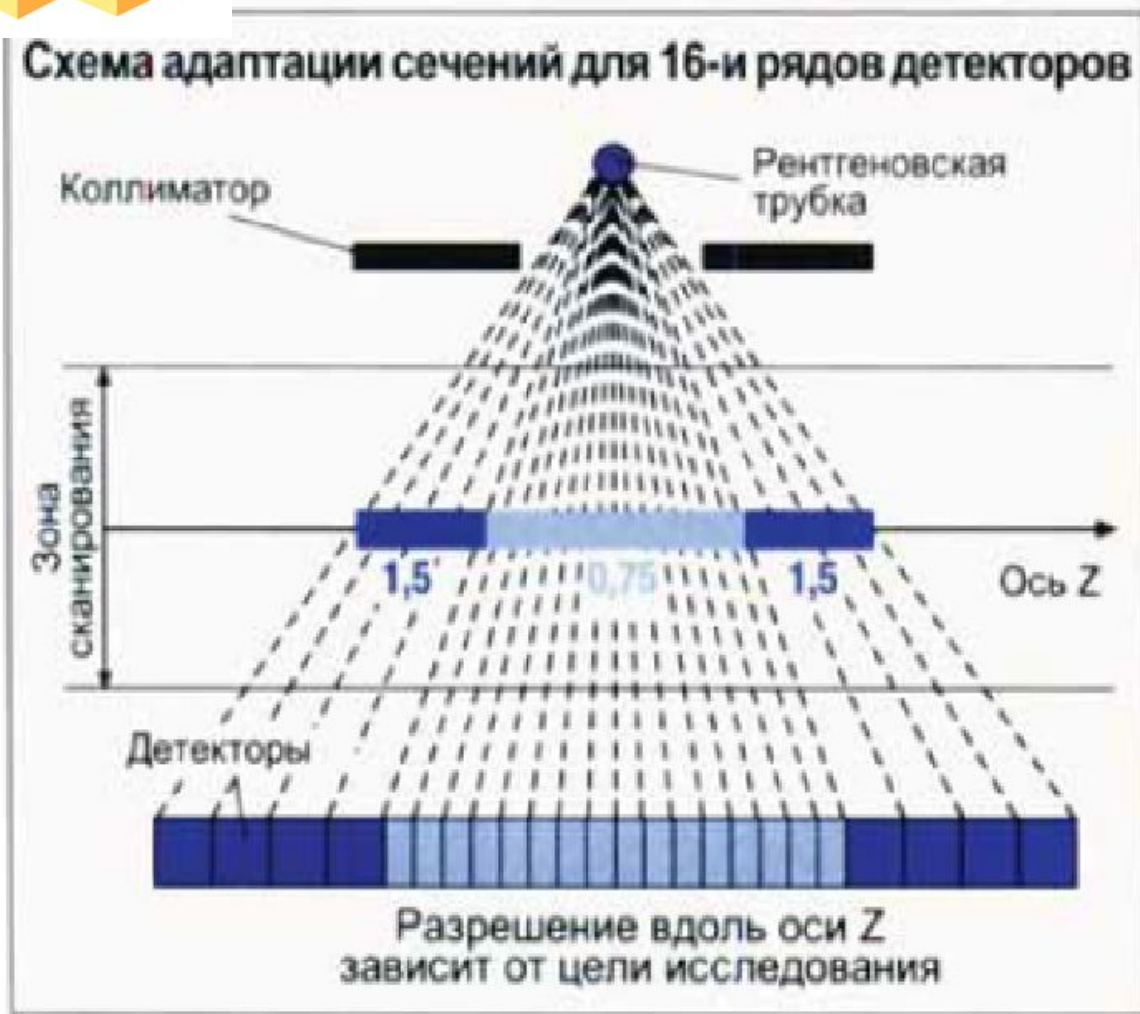


Рис. 11.1. Схема сканирования для шестнадцатирядного томографа (используется на Siemens Sensation 16)



## Преимущества мультиспирального характера сканирования

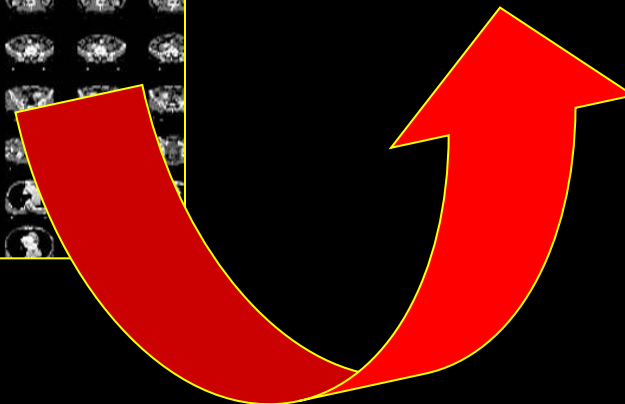
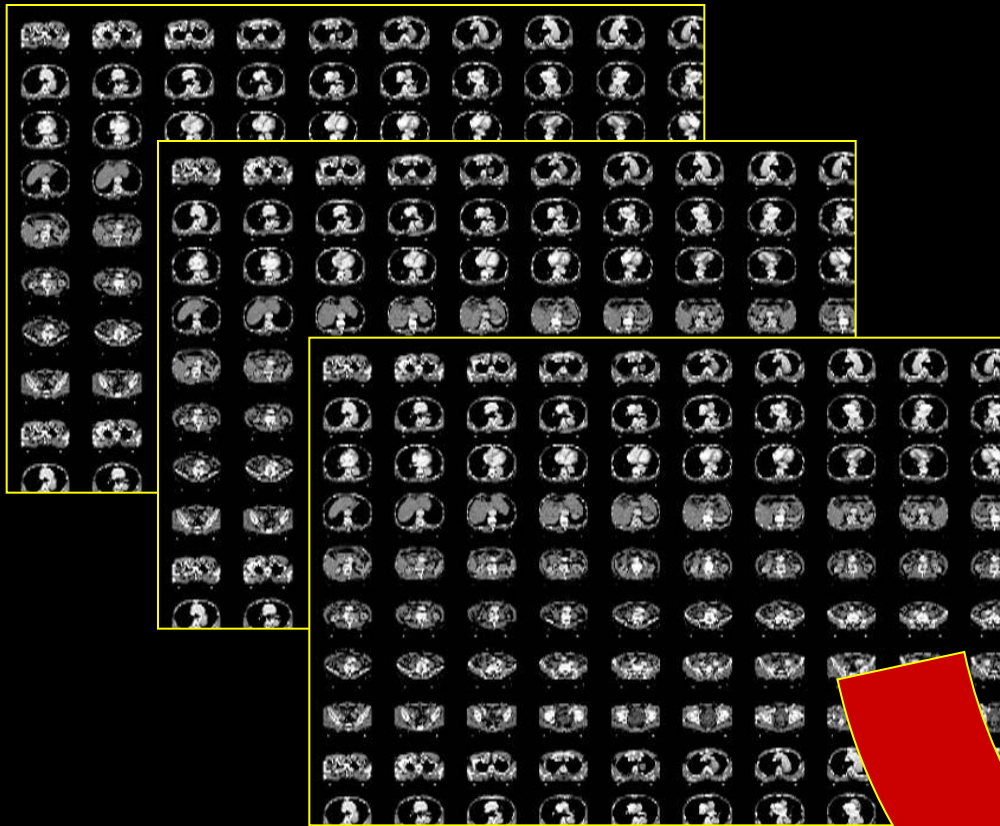
- Высокая скорость сканирования
- Уменьшение времени исследования
- Уменьшение лучевой нагрузки на пациента
- Отсутствие «немых» зон при исследовании подвижных объектов (грудная клетка, живот)
- Проведение мультиспиральных компьютерно-томографических ангиографий
- Возможность исследования протяженных объектов с использованием небольшой толщины среза и высоким качеством получаемого изображения
- Возможность обследования пациентов, находящихся в тяжелом состоянии
- Построение объемных реформаций изображения





# Мультиспиральная КТ с построением трехмерных изображений

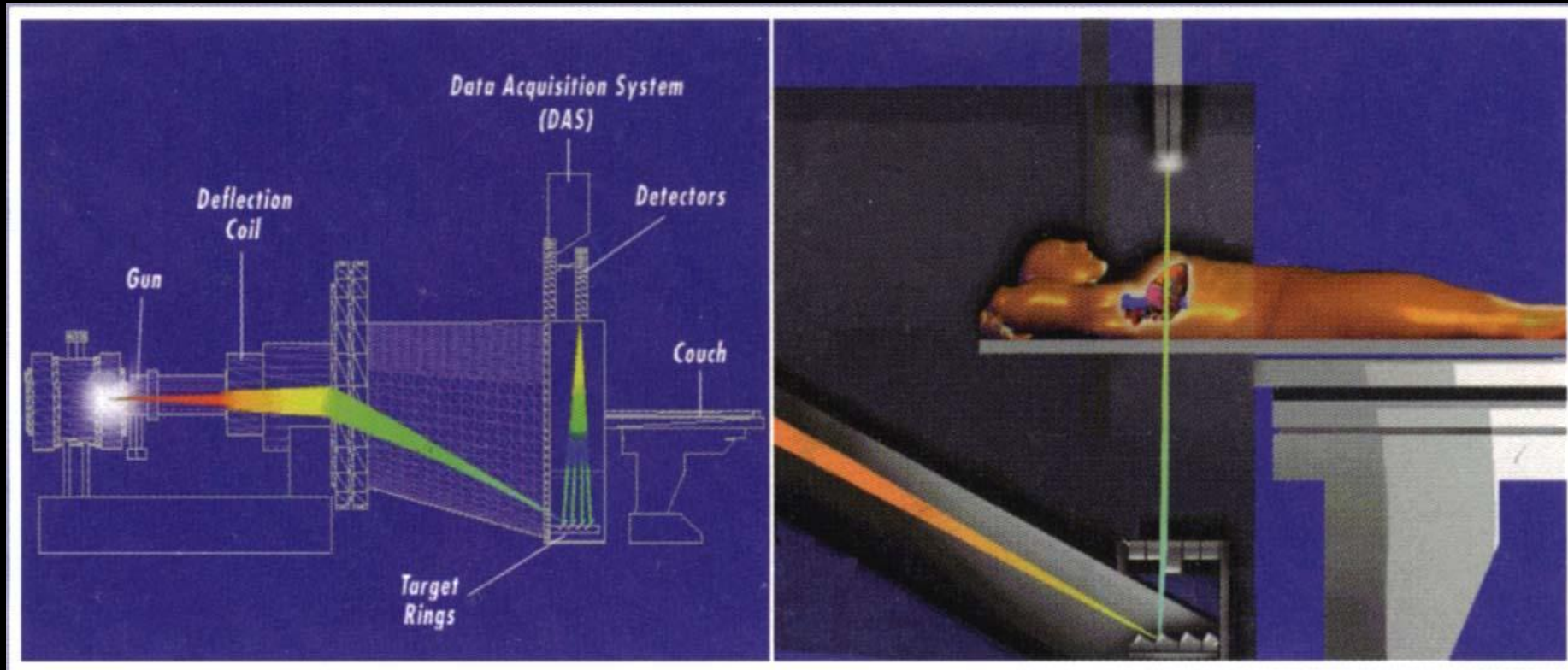
600 срезов по 1 мм







# Электронно-оптическая компьютерная томография



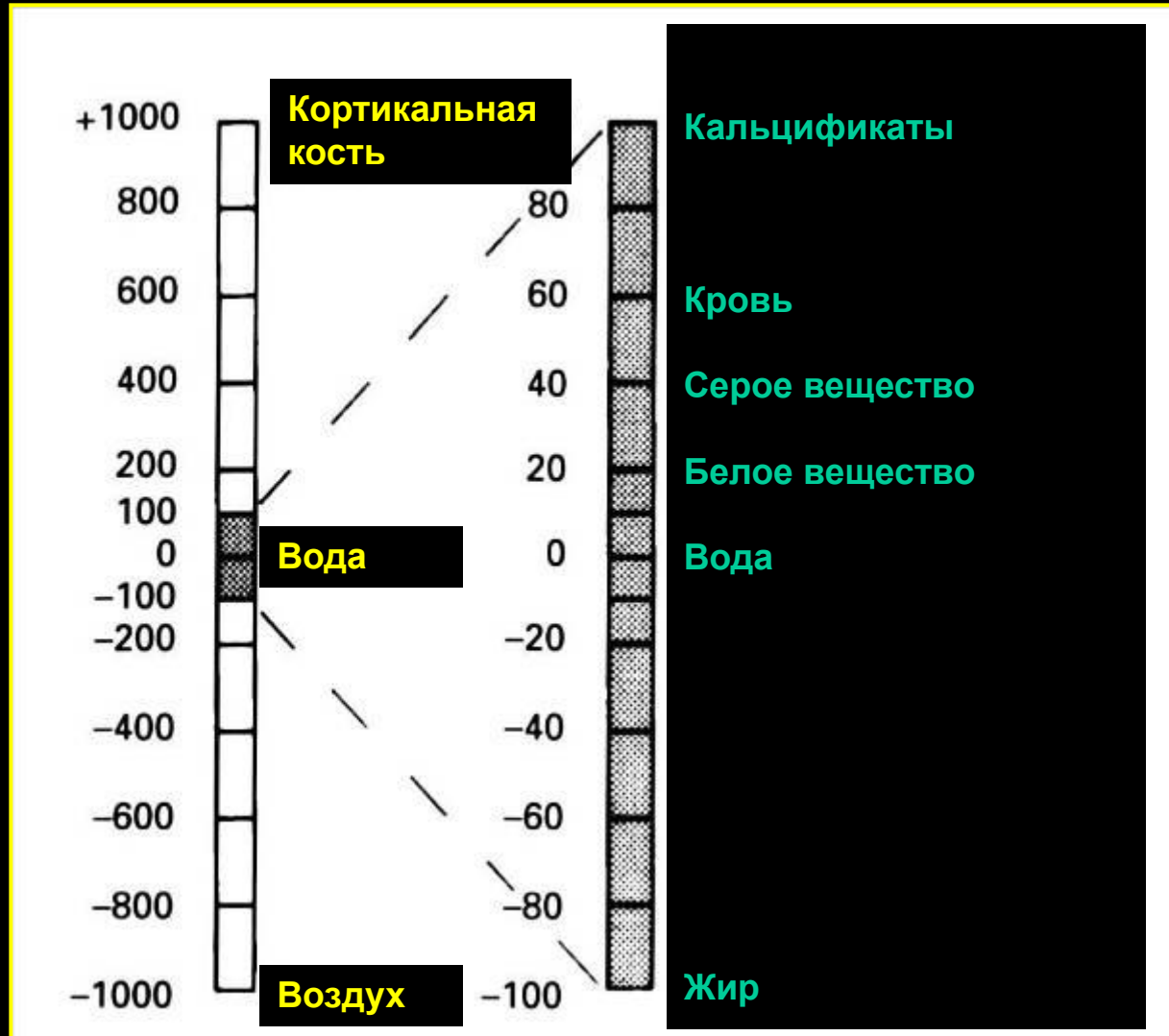


# Шкала Хаунсфилда

- При томографировании тела пациента создается карта *рентгеновских коэффициентов поглощения*, которые выражаются в единицах *Hounsfield (HU)*, названных так по имени изобретателя метода, где 0 HU соответствует уровню поглощения дистиллированной ВОДЫ, а минус 1000 HU - сухого воздуха. Коэффициент поглощения костной ткани - плюс 800-1000 HU. Эти коэффициенты называются *денситометрическими показателями*, с помощью которых определяют плотность тканей в любой точке измеряемого слоя.
- Денситометрические показатели вычисляются как результат общего поглощения рентгеновских лучей в объемном элементе (вокселе) среза КТ и являются суммой всех содержащихся в нем коэффициентов поглощения различных тканей в области измерения. Измерение плотностных показателей влияет на диагностику заболеваний.

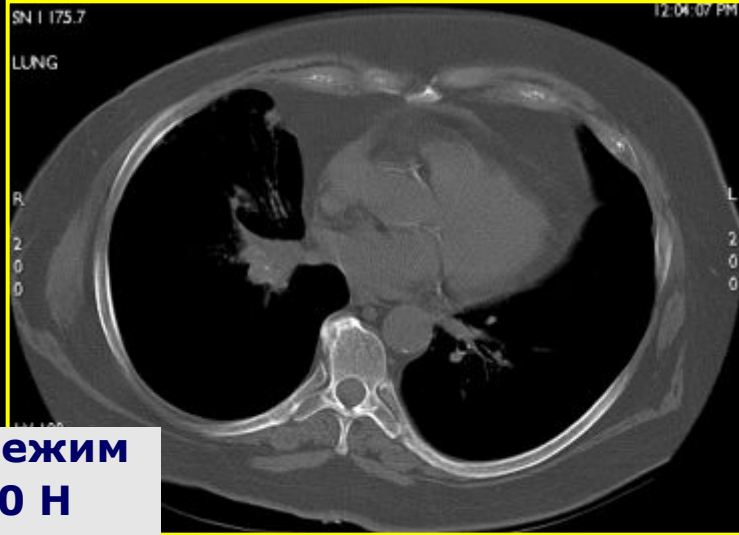


# Шкала Хаунсфилда

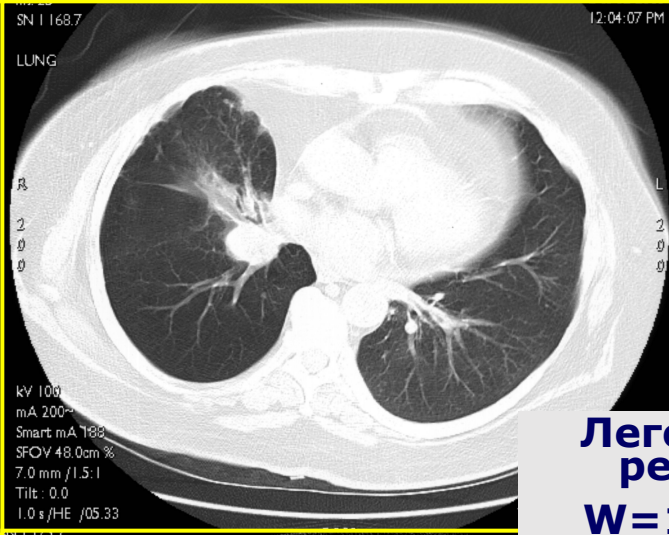


# Различные уровни «окна»

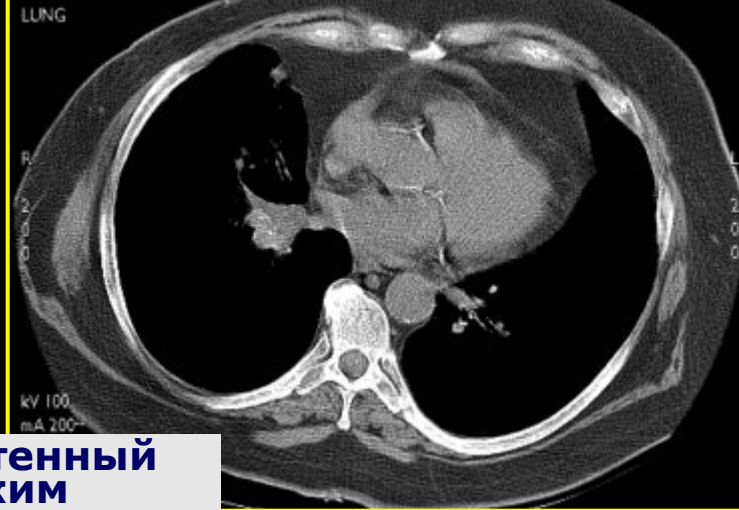
Отображаемый на экране диапазон шкалы Хаунсфилда



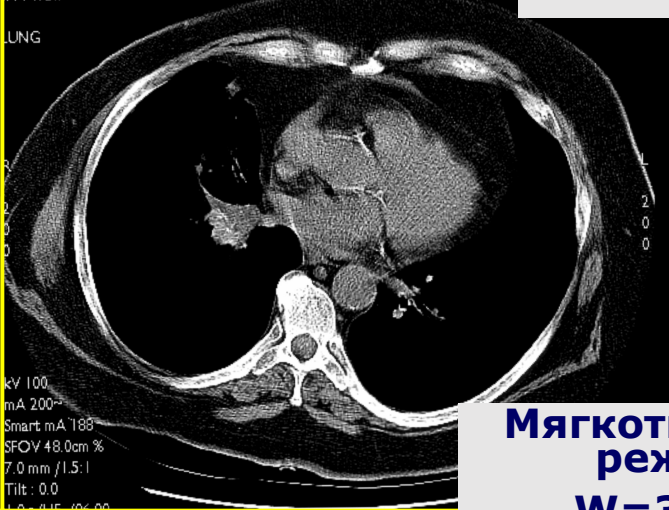
**Костный режим  
W=2000 H**



**Легочный режим  
W=1400 H**



**Средостенный режим  
W=500 H**



**Мягкотканый режим  
W=300 H**



THANK YOU FOR  
ATTENTION

