

КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ
ПРИНЦИПЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ.
ИСТОРИЧЕСКАЯ СПРАВКА. ТЕХНИЧЕСКИЕ
ПРИНЦИПЫ.

лекция № 1

ИСТОРИЯ ОТКРЫТИЯ МЕТОДА

Идея компьютерной томографии (КТ) родилась в далекой Южно-Африканской Республике у физика **А. Кормака**. В 1963 г. он опубликовал статью о возможности компьютерной реконструкции изображения мозга. Спустя 7 лет этим занялась группа инженеров английской фирмы электромзыкальных инструментов во главе с г. **Хаунсфилдом**. Время сканирования первого объекта (мозг, консервированный в формалине) на созданной ими экспериментальной установке составило 9 ч.

Уже в 1972 Г. была произведена первая томограмма женщине с опухолевым поражением мозга. 19 апреля 1972 г. на конгрессе Британского радиологического института Г. Хаунсфилд и врач Дж. Амброус выступили с сенсационным сообщением «Рентгенология проникает в мозг».

В 1979 г. Г. Хаунсфилд был удостоен Нобелевской премии.

1895	Рентген открывает новый вид излучения, позже названный в его честь рентгеновским
1917	Радон дает математическое обоснование реконструкции изображения поперечного сечения объекта по результатам измерений пропускания излучения [Radon, 1917]
1963	Кормак описывает методику расчета распределения коэффициентов поглощения в теле человека [Cormack, 1963]
1972	Хаунсфилд и Эмброз проводят первое медицинское исследование с применением КТ
1974	В мире насчитывается 60 медицинских КТ-систем — томографов для исследования головного мозга
1975	Вводится в эксплуатацию первый томограф для исследований всего тела
1979	Хаунсфилд и Кормак получают Нобелевскую премию
1989	В. А. Календер и П. Вок проводят первое клиническое исследование с применением спирального томографа [Kalender, 1989; Kalender, 1990b]
1998	Появляются первые четырехспиральные компьютерные томографы
2000	Появляются комбинированные системы ПЭТ/КТ
2001	Появляются 16-спиральные КТ
2004	Появляются 64-спиральные КТ
2004	В мире насчитывается более 40 000 КТ для медицинских целей
2005	Появляются мультиспиральные КТ с 2 трубками

РАЗВИТИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Изобретение рентгеновской томографии с обработкой получаемой информации на ЭВМ произвело переворот в области получения изображения в медицине. Аппарат, изготовленный и опробованный группой инженеров английской фирмы «EMI», получил название **ЭМИ-сканера-томограф I поколения.**

РАЗВИТИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

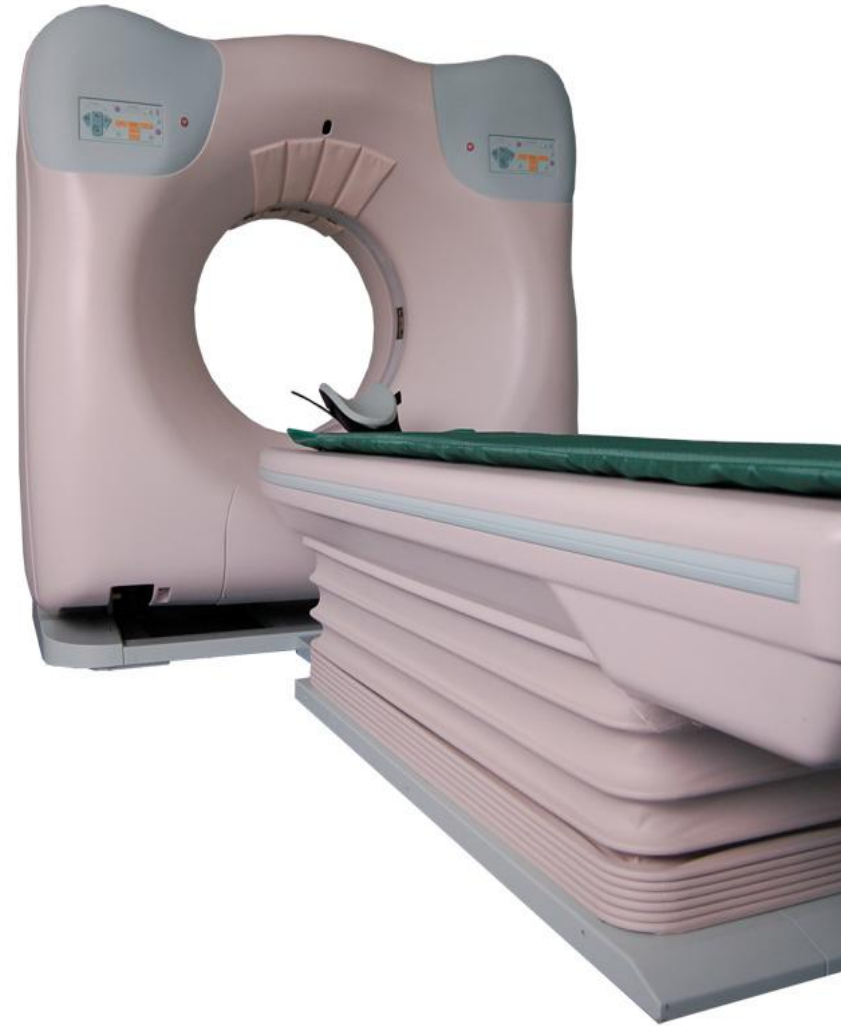
Вторым этапом в становлении нового метода исследования был выпуск к **1974 г. компьютерных томографов**, содержащих несколько детекторов. После поступательного движения, которое производилось быстрее, чем у аппаратов I поколения, трубка с детекторами делала поворот на $3-10^\circ$, что способствовало ускорению исследования, уменьшению лучевой нагрузки на пациента и улучшению качества изображения



РАЗВИТИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Получение качественного изображения среза тела человека на любом уровне стало возможным после разработки **в 1976-1977 гг.** компьютерных **томографов III поколения.**

Отличие их заключалось в том, что было исключено поступательное движение системы трубка-детекторы, увеличен диаметр зоны исследования до 50-70 см и первичная матрица компьютера. Это привело к тому, что одну томограмму стало возможным получить за 3-5 секунд при обороте системы трубка-детекторы на 360° . Качество изображения значительно улучшилось и стало возможным обследование внутренних органов.



РАЗВИТИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

С 1979 г. некоторые ведущие фирмы начали выпускать компьютерные томографы IV поколения. Детекторы (1100-1200 шт.) в этих аппаратах расположены по кольцу и не вращаются. Двигается только рентгеновская трубка, что позволяет уменьшить время получения томограммы до 1-1,5 секунды при повороте трубки на 360° . Это, а также сбор информации под разными углами увеличивает объем получаемых сведений при уменьшении затрат времени на томограмму.



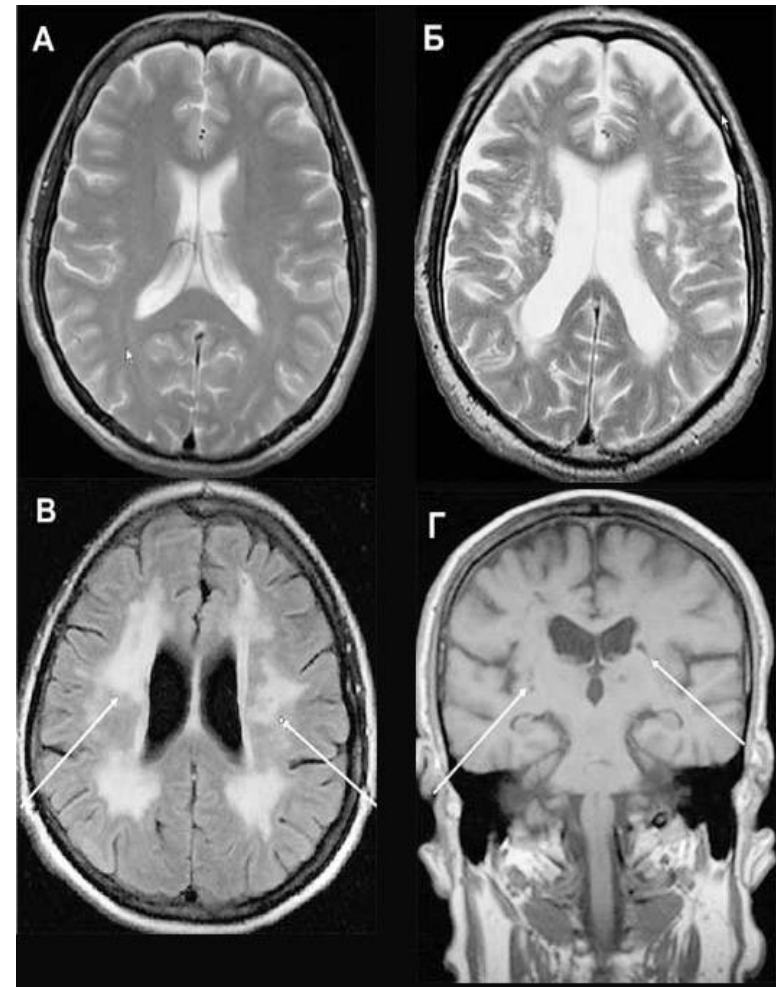
РАЗВИТИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

В 1986 г. произошел
качественный скачок в
аппаратостроении для
рентгеновской компьютерной
томографии. Фирмой «Иматрон»
выпущен компьютерный
томограф V поколения,
работающий в реальном
масштабе времени. Он содержит
200 источников и 5000
приемников рентгеновского
света, а время получения одного
изображения-5 мсек.



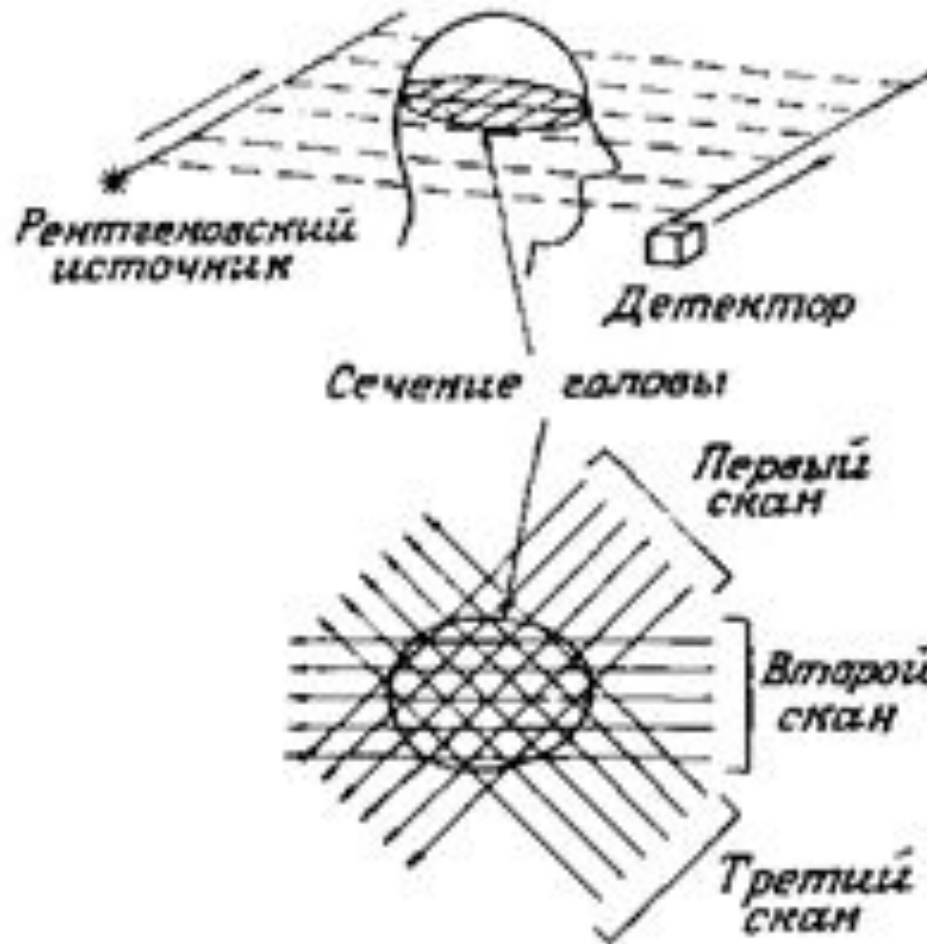
Основные понятия послойной визуализации

Томография - послойная рентгенография. При томографии, благодаря движению во время съемки с определенной скоростью рентгеновской трубки на пленке получается резким изображение только тех структур, которые расположены на определенной, заранее заданной глубине. Тени органов и образований, расположенных на меньшей или большей глубине, получаются «смазанными» и не накладываются на основное изображение. Томография облегчает выявление опухолей, воспалительных инфильтратов и других патологических образований.



Принципы получения изображения данного сечения

С помощью компьютерной томографии можно вычленить плоские сечение тела; при этом рентгеновское излучение проходит сквозь это сечение лишь в тех направлениях, которые лежат внутри него и параллельны этому сечению. Никакая часть тела, расположенная вне данного сечения, не взаимодействует с рентгеновским пучком, и тем самым снимается проблема наложения паразитных изображений от различных глубин. Рентгеновское изображение, получаемое с помощью компьютерной томографии, представляет собой изображение некоторого среза (толщиной обычно в несколько миллиметров), который как бы физически «вынули» из организма и затем прондировали проходящими сквозь него рентгеновскими лучами в направлении, перпендикулярном плоскости среза. Полученные в результате изображения отображают анатомическую структуру объекта в данном сечении с пространственным разрешением около 1 мм и разрешением по плотности (коэффициентом линейного поглощения) лучше 1%



Простая сканирующая схема для трансаксиальной томографии. Остро направленный («карандашный») рентгеновский пучок проходит через объект и регистрируется на его противоположной стороне. При боковом сканировании системы источник — детектор формируется одиночная проекция. Цикл сканирования повторяется под многими угловыми ракурсами, в результате чего формируется требуемый массив проекционных данных.

ПОЛУЧЕНИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ


Получение изображения происходит следующим образом: рентгеновская трубка в режиме излучения «обходит» голову по дуге 240° , останавливаясь через каждые 3° этой дуги и делая продольное перемещение. На одной оси с рентгеновским излучателем закреплены детекторы – кристаллы йодистого натрия, преобразующие ионизирующее излучение в световое. Последнее попадает на фотоэлектронные умножители, превращающие эту видимую часть в электрические сигналы.

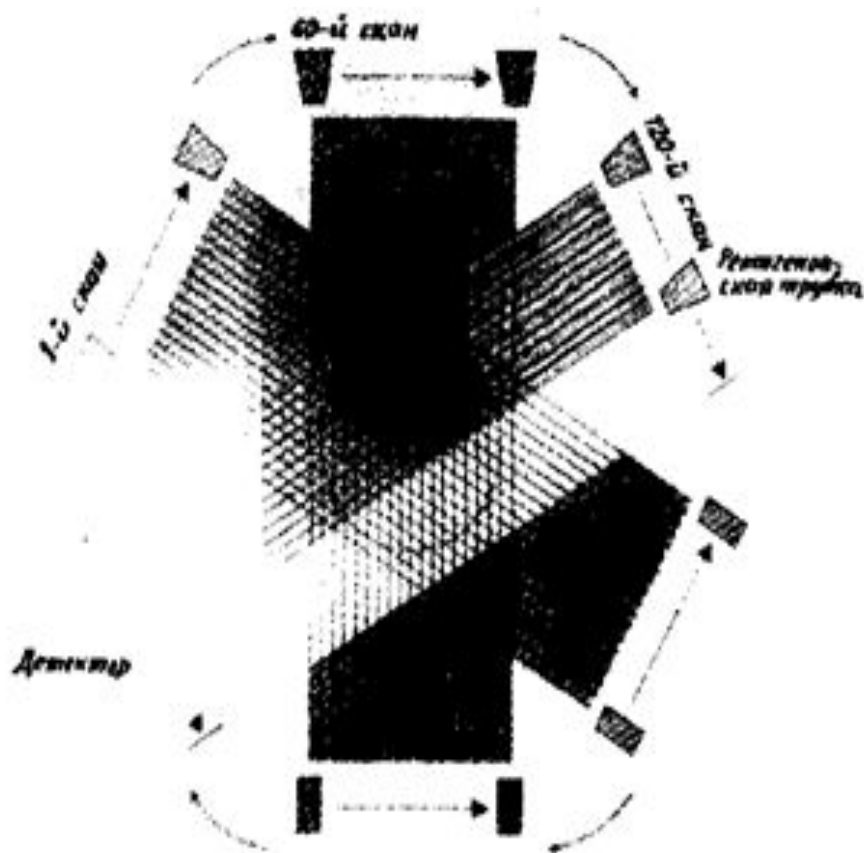
Электрические сигналы подвергаются усилению, а затем преобразованию в цифры, которые вводят в ЭВМ. Рентгеновский луч, пройдя через среду поглощения, ослабляется пропорционально плотности тканей, встречающихся на его пути, и несет информацию о степени его ослабления в каждом положении сканирования. Интенсивность излучения во всех проекциях сравнивается с величиной сигнала, поступающего с контрольного детектора, регистрирующего исходную энергию излучения сразу же на выходе луча из рентгеновской трубки.

Общее описание сканера

КТ-сканер — это аппарат с большим отверстием, внутрь которого помещается тело или голова пациента для того, чтобы в результате получить изображения. Кожух аппарата скрывает сложный механизм, прошедший эволюцию через ряд конструктивных решений со времени его создания.

Тщательно коллимированный источник формирует остронаправленный («карандашный») пучок рентгеновских лучей, параметры которого затем измеряются хорошо коллимированным детектором. Эта пара источник — детектор последовательно измеряет параллельные проекции, перемещаясь линейно ступеньками поперек тела пациента. После снятия каждой проекции рама, на которой размещены источник и детектор, поворачивается на новый угол для получения следующей проекции.

Используется только один детектор, калибровка производится без затруднений, и поэтому не возникает проблем с настройкой множества детекторов; к тому же и стоимость аппарата сводится к минимуму. В этой системе первого поколения рассеянное излучение исключается лучше, чем у систем последующих поколений, из-за необходимости в двумерной коллимации как источника, так и детектора. Однако время функционирования такой системы является большим — на измерение каждого сечения тратится 4 мин даже для изображений с относительно низким разрешением.



Схематическое представление процесса сбора данных в КТ- сканере первого поколения, в котором для получения каждого сечения используется один из хорошо сфокусированных «карандашных» пучков и один детектор. Рентгеновский источник и детектор перемещаются в поперечном направлении относительно сканируемого объекта, а также поворачиваются на некоторый угол в конце каждого поперечного перемещения.

КТ системы первого поколения

Один детектор

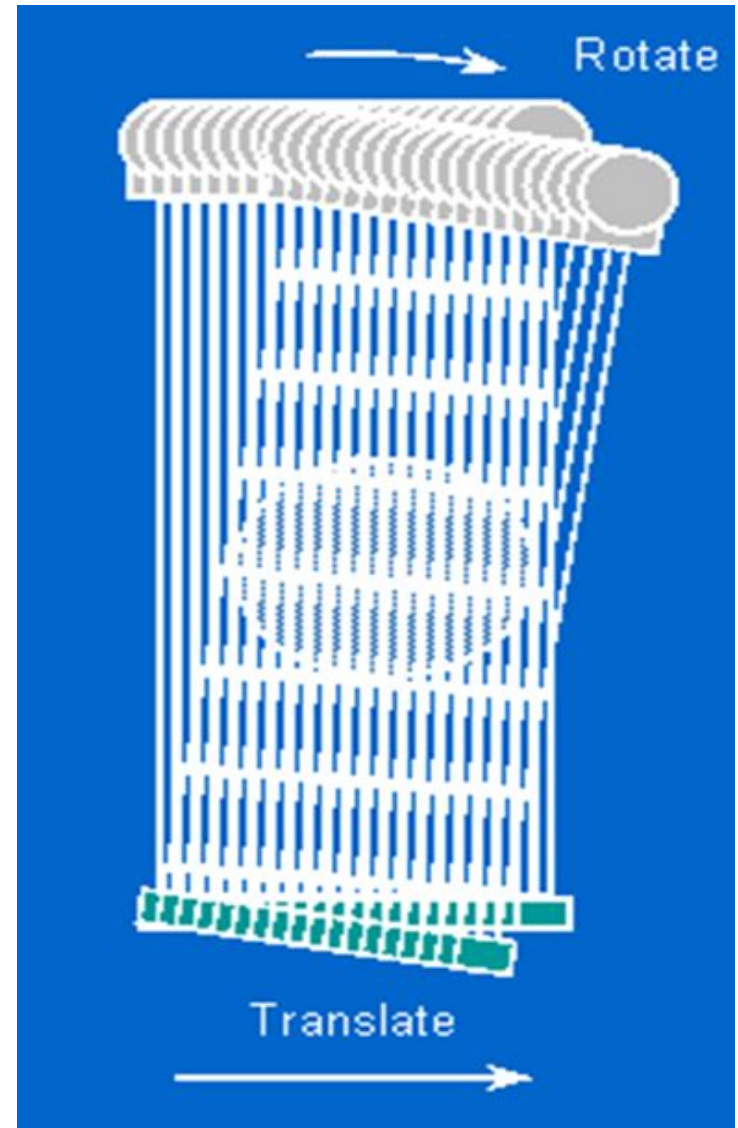
Сбор данных методом
«перемещение – вращение»

Перемещение поперек
пациента

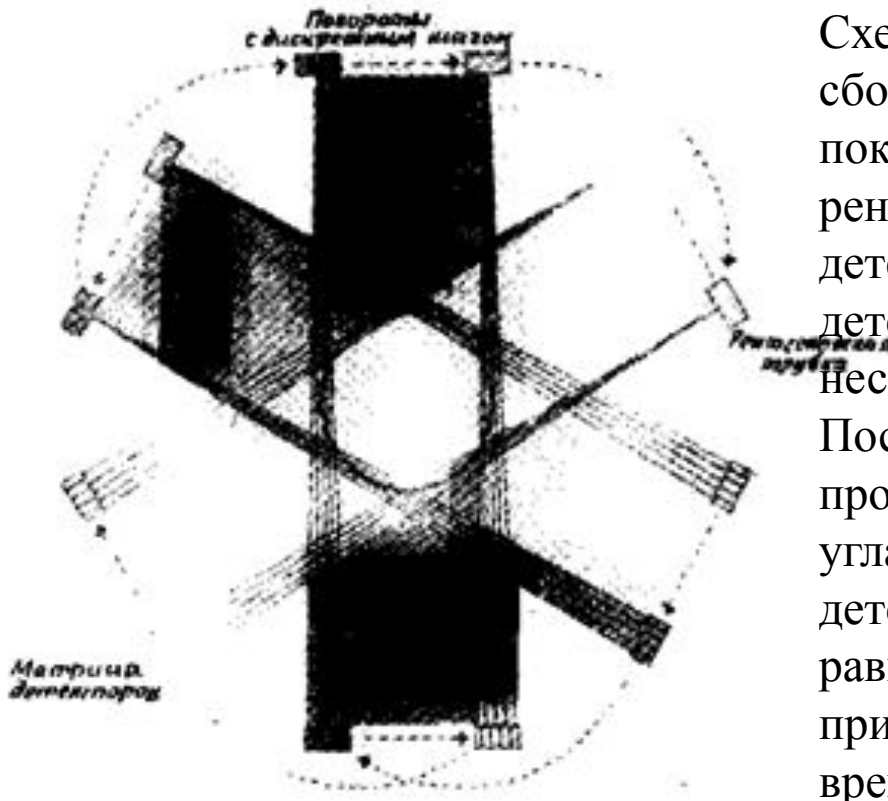
Вращение вокруг пациента

Очень медленно

Каждый срез – несколько
минут



Аппаратура второго поколения позволяет значительно ускорить сбор данных. В этом случае один источник облучает матрицу детекторов узким ($\sim 10^\circ$) веерным рентгеновским пучком и такое устройство зондирует пациента и одновременно измеряет N параллельных проекций (N — число детекторов). Перед каждым последующим измерением угловое положение рамы изменяется на величину, равную углу веера. Время сбора данных у этих аппаратов второго поколения составляет около 20 с. Если пациент может задержать дыхание в течение этого промежутка времени, то изображения не будут искажены из-за перемещения органов в области грудной клетки и брюшной полости.



Схематическое представление процесса сбора данных в КТ-сканере второго поколения. Узконаправленный веерный рентгеновский пучок и блок детектирования, состоящий из нескольких детекторов, одновременно регистрирует несколько «карандашных» пучков. Поскольку эти расходящиеся пучки проходят через объект под различными углами, это позволяет несущей источник и детекторы раме поворачиваться с шагом, равным нескольким градусам, что в итоге приводит к значительному снижению времени сканирования до 20 с или менее.

КТ системы второго поколения

Пучок излучения в виде узкого веера (10^0)

Много детекторов

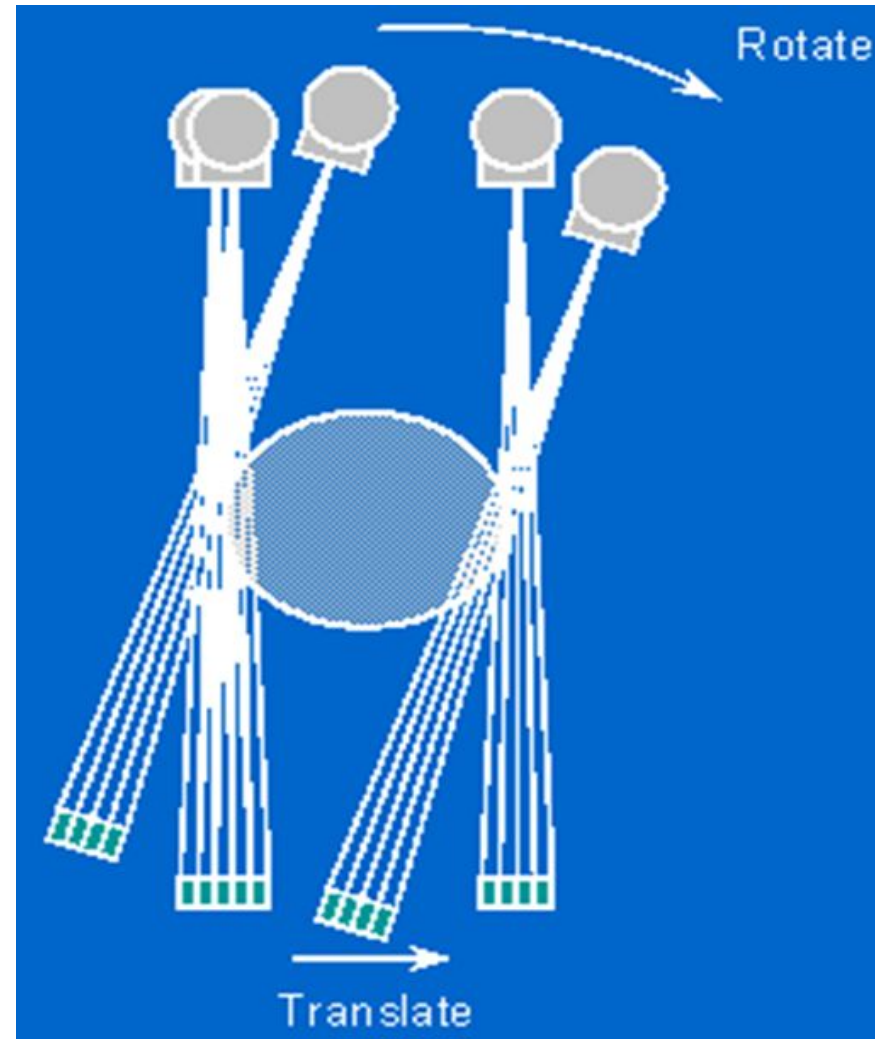
Много углов сбора данных для каждой позиции

Больше угол поворота

Все еще требуется смещение

Медленно

20 сек на срез



У систем третьего поколения веерный пучок расширен таким образом, что он покрывает все поле зрения. При этом рама должна совершать лишь вращательное движение, которое можно осуществлять безостановочно, и данные можно собирать за 4—5 с. При этом пациент может легко задерживать дыхание и быть неподвижным в течение этого малого отрезка времени. Но настройка детекторов в такой схеме во избежание появления кольцевых артефактов должна быть весьма тщательной. Во многих случаях выбирают ксеноновые детекторы вследствие их стабильных эксплуатационных свойств.

Пучок веерный

Много детекторов (500-1000)

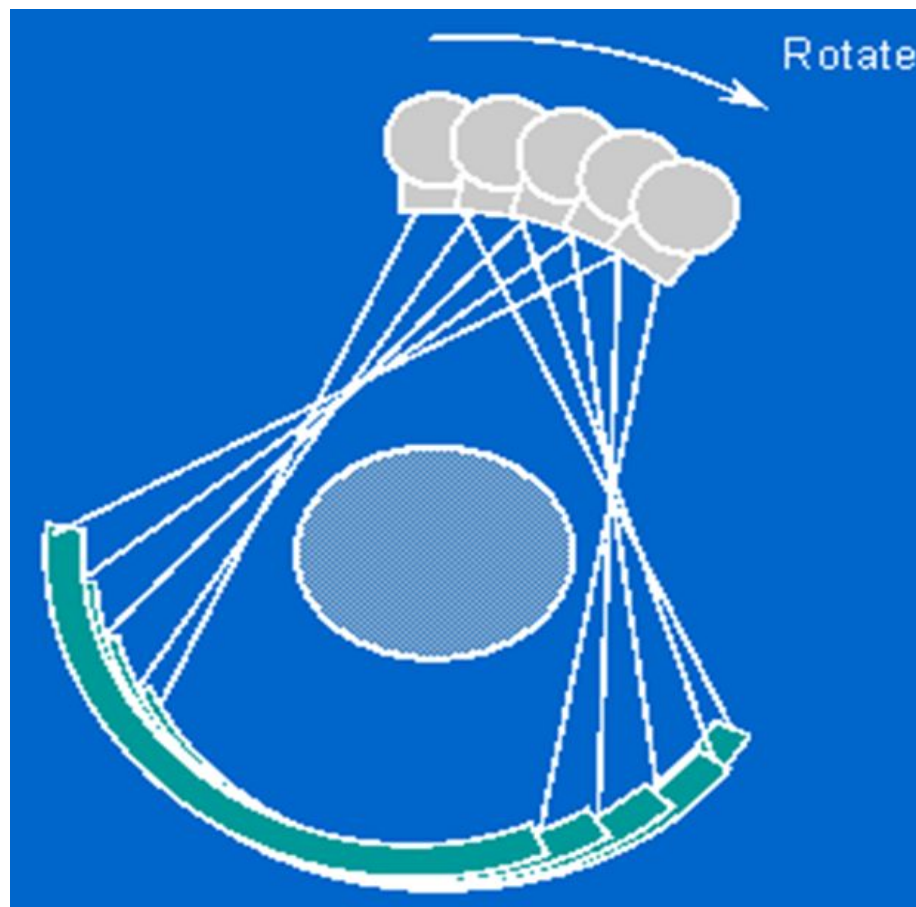
Только ротация

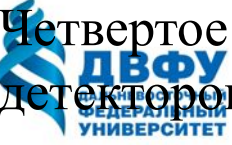
смещение больше не требуется

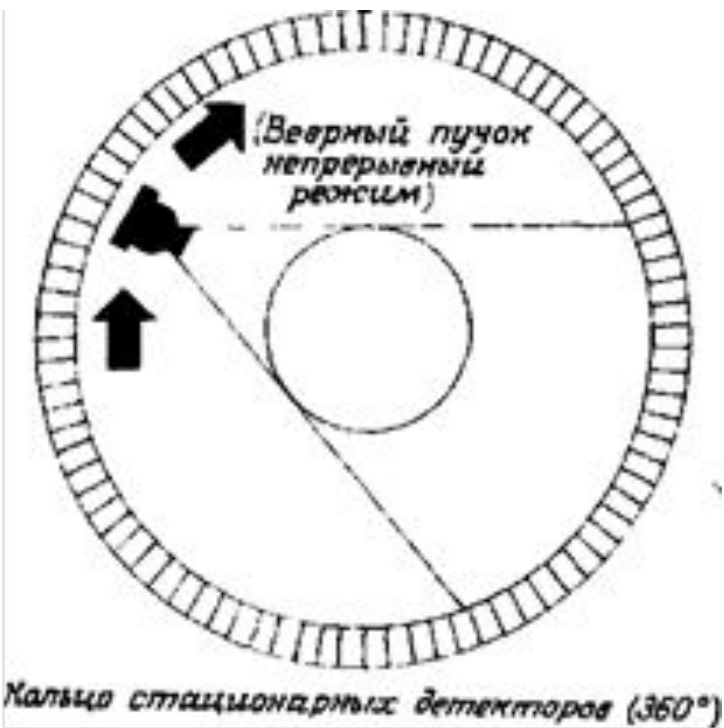
Намного быстрее

Наибольшая скорость 0,5 сек на вращение

Конструкция большинства современных сканеров



 Четвертое поколение аппаратов оснащено стационарным кольцом из 1000 детекторов, а вращается лишь один источник. Скорости сканирования остаются высокими, а кольцевые артефакты исключаются. Поскольку во время сканирования каждый из детекторов оказывается облученным полным, неослабленным рентгеновским пучком, калибровку можно осуществить в реальном масштабе времени.



Схематическое представление процесса сбора данных в КТ-сканере четвертого поколения, в котором имеется поворачивающийся рентгеновский источник и сплошное неподвижное кольцо (360°) детекторов. Первый и последний из пучков в веере не проходят через пациента и используются для калибровки детекторов.

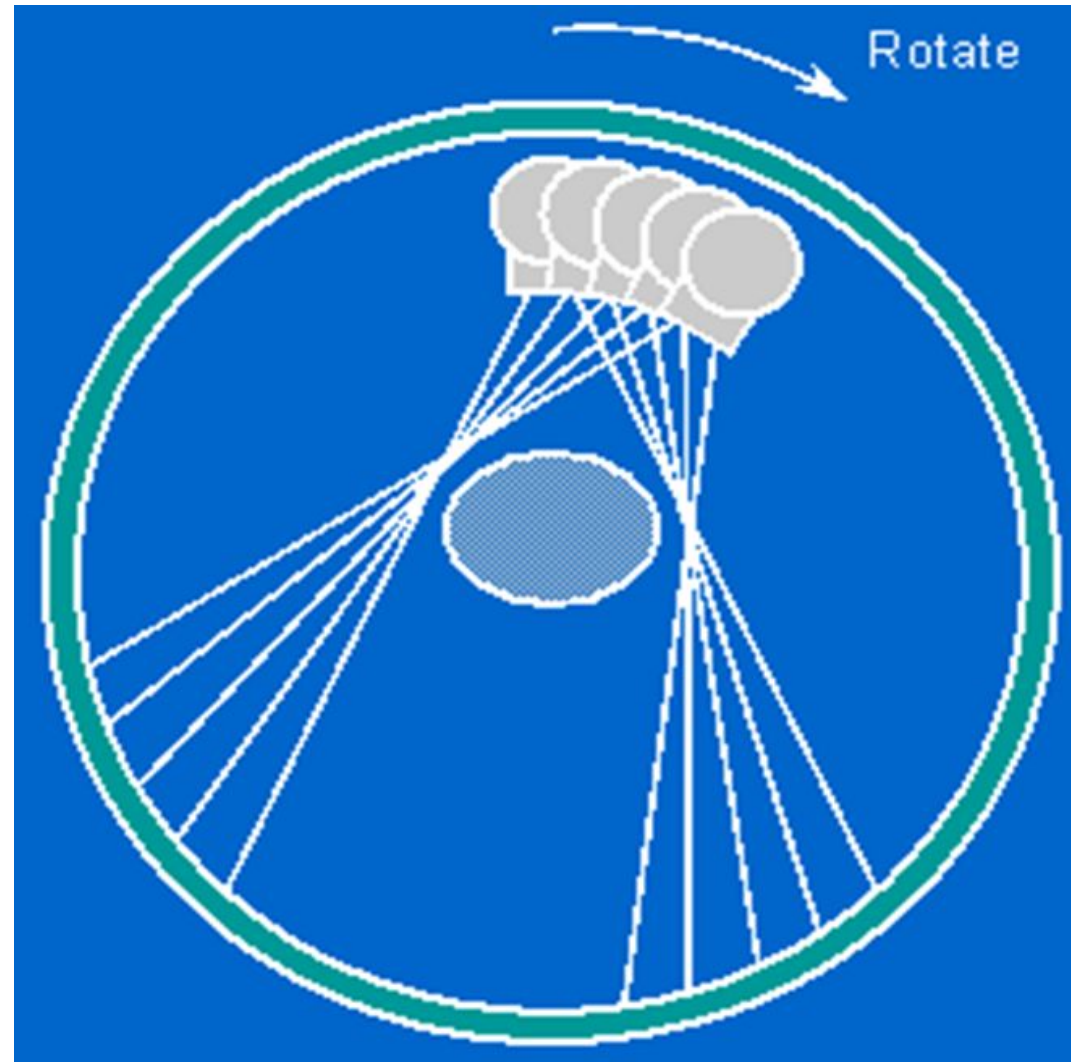
Четвертое поколение КТ сканеров

Веерный пучок

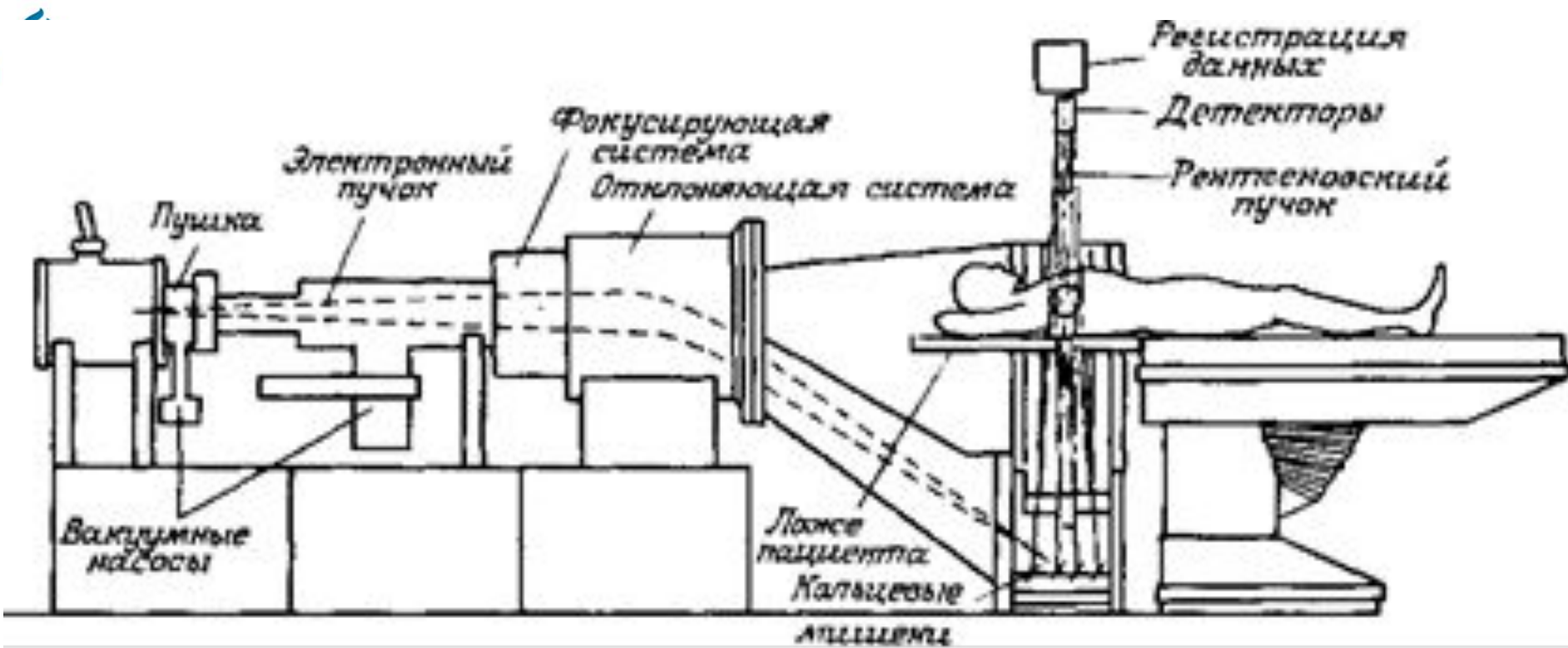
Детекторы расположены
неподвижно по окружности
гентри

Вращается только трубка

Лишены проблемы
кольцевидных артефактов,
характерных для сканеров
3го поколения



При стремлении к минимизации времени сбора данных клинически обследованным следует считать интервал около 0,1 с. Это позволяет «замораживать» изображения фаз движения сердца и получать более четкие изображения не только сердца, но и органов, которые имеют обильное кровоснабжение, таких, как печень, и пульсируют синхронно с биением сердца. При этом исключаются механические перемещения, а использование нескольких стационарных источников практически нецелесообразно из-за большой сложности и высокой стоимости. Аппараты пятого поколения не имеют движущихся частей. Мишень рентгеновской трубки имеет форму дуги окружности примерно в 210° . Пациент помещается в центр этой дуги, а эффективный рентгеновский источник заставляют двигаться за счет сканирования электронными пучками по поверхности мишени. При этом время сканирования можно уменьшить до нескольких миллисекунд.



Компьютерный томографический сканер с кинематографической регистрацией типа Иматрон СТ-100 (вид сбоку). Для многослойного обследования используются четыре кольцевые мишени.



Стандартная рентгенограмма позволяет сразу же выделить определенные анатомические особенности. Ребра, например, видны в виде светлой структуры, поскольку они ослабляют рентгеновское излучение сильнее, чем окружающие их мягкие ткани, так что в этих местах фотопленка получает меньшую экспозицию, затеняясь ребрами. Соответственно заполненные воздухом легкие выглядят как более темные области.

Простой расчет позволяет указать те ткани, которые можно различить с помощью обычной трансмиссионной рентгеновской аппаратуры. Коэффициенты линейного ослабления в воздухе, костной и мышечной тканях, а также в крови имеют соответственно следующие значения:

$$\mu_{\text{возд}} = 0$$

$$\mu_{\text{кост.тк}} = 0,48 \text{ см}^{-1}$$

$$\mu_{\text{мыш.тк}} = 0,180 \text{ см}^{-1}$$

$$\mu_{\text{крови}} = 0,178 \text{ см}^{-1}$$



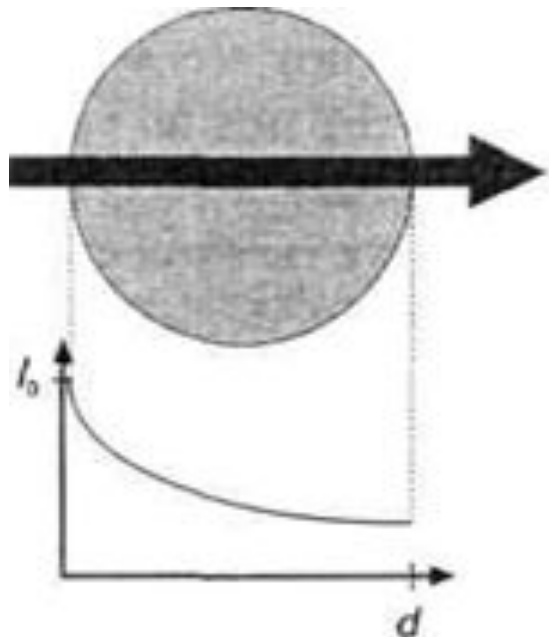
Кровь в кровеносных сосудах и иные тонкие структуры мягких тканей, такие, как детали анатомического строения сердца, различить с помощью обычного рентгеновского аппарата не удастся. Действительно, чтобы сделать видимыми кровеносные сосуды, в кровь необходимо ввести жидкое контрастное вещество, содержащее соединения йода. Эти вещества на время увеличивают линейный коэффициент ослабления жидкой среды до такой величины, что возникает требуемый контраст. Рассеяние рентгеновских квантов приводит к снижению контраста. Следующей проблемой традиционной рентгенографии является потеря информации о трехмерных свойствах изучаемого объекта на фотопленке. Трехмерная структура тела «сплющивается» (проецируется) в двумерное изображение, что (хотя и не всегда) нежелательно, но в некоторых случаях приходится применять и другие методы, такие, как стереорентгенография или обычная томография, чтобы восстановить трехмерную информацию.

Традиционная рентгеновская аппаратура обладает двумя большими недостатками: невозможностью различения мягких тканей и невозможностью разрешать пространственные структуры вдоль направления распространения рентгеновского излучения.

В КТ дополнительно измеряется абсолютная интенсивность рентгеновского излучения за объектом. Для расчета коэффициентов ослабления, помимо указанной интенсивности I , необходимо измерить также интенсивность первичного (падающего на объект) излучения I_0 . Это значение определяется для каждого луча, вдоль которого излучение распространяется от источника к детектору.

Случай 1: гомогенный объект, монохромное рентгеновское излучение

Интенсивность излучения снижается по экспоненциальному закону с возрастанием толщины поглощающего образца. Ослабление, определяемое как натуральный логарифм отношения интенсивностей первичного и ослабленного излучения, в этом случае представлено простым произведением линейного коэффициента ослабления μ и толщины поглощающего образца d . Если последняя величина известна, коэффициент μ может быть определен непосредственно, но распределение μ вдоль пути луча останется неизвестным.

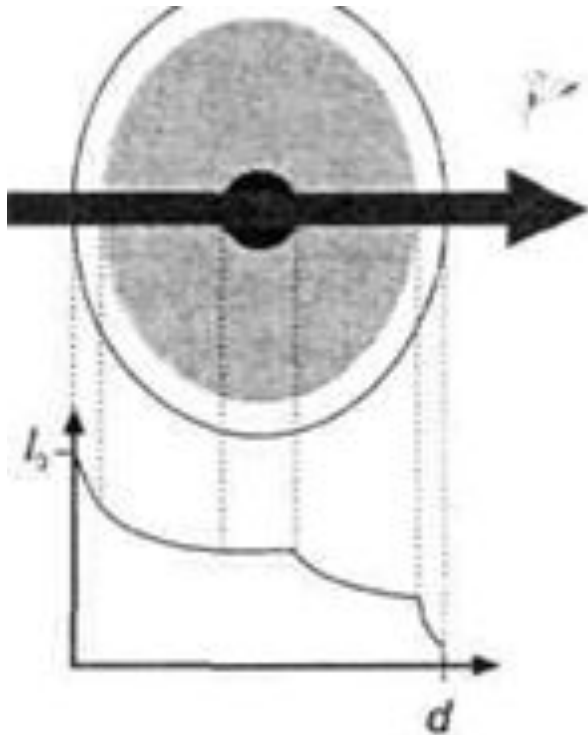


$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d$$

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

Случай 2: неомогенный объект, монохромное рентгеновское излучение



$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot d_1 - \mu_2 \cdot d_2 - \mu_3 \cdot d_3 - \dots} =$$

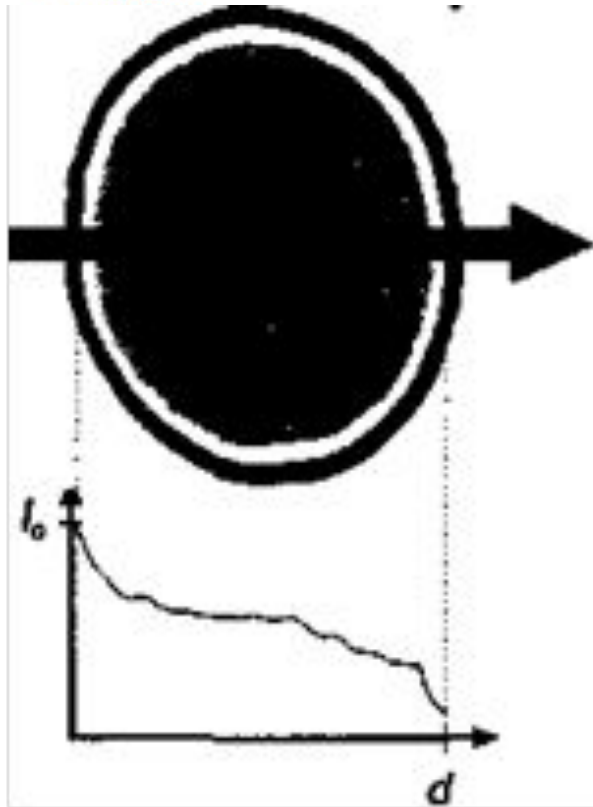
$$= I_0 \cdot e^{-[\sum_{i=1}^n \mu_i \cdot d_i]} = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu \cdot d_1}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i \cdot d_i$$

$$\mu_i = ?$$

В этом случае объект неоднороден и вклад в общее ослабление на каждом участке пути луча зависит от локального коэффициента ослабления μ_i . Суммирование ослабления на отдельных участках необходимо выполнять с малыми приращениями d_i даже при исследовании объектов с простой структурой, поэтому результат можно представить в виде интеграла от μ вдоль луча.

Случай 3: неомогенный объект, полихромное рентгеновское излучение



$$I = \int_0^{E_{\text{max}}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) dz} dE$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I}$$

$$\mu(x, y) = ?$$

Линейный коэффициент ослабления может существенно зависеть от уровня энергии излучения. При измерении интенсивности производится ее интегрирование в измеряемой области спектра. Зависимость коэффициента ослабления от уровня энергии может привести к определенным сложностям, связанным прежде всего с увеличением жесткости излучения. В то же время это свойство оказывается полезным в двухэнергетических методах, где оно используется для селективных измерений. Если учесть потенциальную зависимость коэффициента ослабления от времени, измеряемый в КТ линейный коэффициент ослабления запишется в следующем виде: $\mu(x, y, z, E, t)$.

Измерение объектов в КТ

Согласно теории Радона, для того чтобы получить изображение приемлемого качества, необходимо измерить достаточно большое количество интегральных значений ослабления (проекций). Эти измерения должны быть выполнены во всех направлениях, как минимум в диапазоне углов от 0 до 180°, причем для каждой проекции необходимо получить множество точек данных с небольшим интервалом.



Оснащенный коллиматором источник излучает тонкий рентгеновский пучок и интенсивность ослабленного объектом излучения регистрируется детектором, расположенным напротив источника. В каждой угловой позиции источник и детектор смещаются вдоль параллельных прямых с одновременным измерением интенсивности, которое может происходить непрерывно или в дискретных точках. В результате регистрируется профиль интенсивности параллельных лучей. После вычисления логарифмов отношений интенсивностей первичного излучения, измеренного на периферии, и ослабленного излучения, измеренного позади объекта, формируется профиль ослабления, который обычно называют проекцией. Проекции последовательно измеряются для каждой угловой позиции. Полный набор проекций, измеренных в данном примере для параллельной схемы сканирования в диапазоне углов от 0° до 180° , передается в устройство обработки данных.

Информация о неизвестном распределении коэффициентов ослабления $\mu(x,y)$ представлена в виде набора проекционных данных, которые с математической точки зрения являются преобразованием Радона от искомой функции. Чтобы найти распределение $\mu(x,y)$, необходимо выполнить обратное преобразование.

ПРЕИМУЩЕСТВА ЦИФРОВЫХ СИСТЕМ



К преимуществам цифровых рентгенографических систем относятся следующие четыре фактора:

1. цифровое отображение изображения;
2. пониженная доза облучения;
3. цифровая обработка изображений;
4. цифровое хранение и улучшение качества изображений.

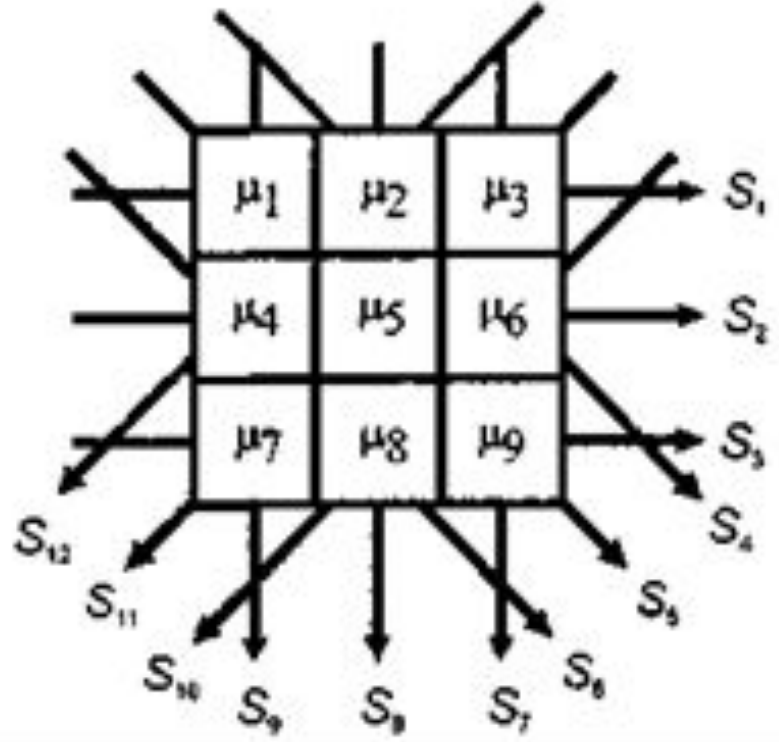
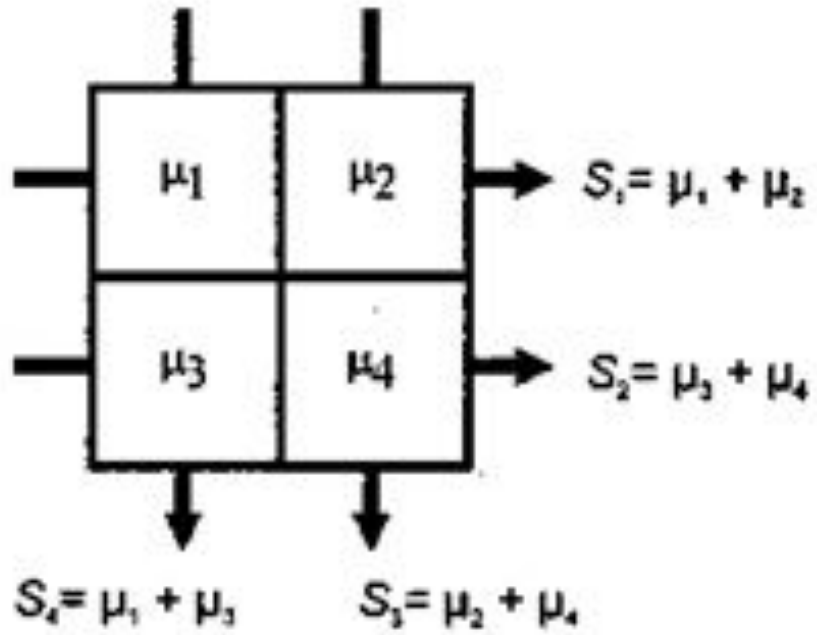
Особенная ценность применения цифровой рентгенографии заключается в возможности полного отказа от рентгеновской пленки и связанного с ней фотохимического процесса. Это делает рентгенологическое исследование экологически чище, а хранение информации в цифровом виде позволяет создать легкодоступные рентгеновские архивы. Новые количественные формы обработки информации открывают широкие возможности стандартизации получения изображений, приведения их к стандарту качества в момент получения и при отсроченных повторных исследованиях. Немаловажна открывающаяся возможность передачи изображения на любые расстояния при помощи средств компьютерных коммуникаций.



Расчет компьютерных томограмм

Информация о неизвестном распределении коэффициентов ослабления $\mu(x,y)$ представлена в виде набора проекционных данных, которые с математической точки зрения являются преобразованием Радона от искомой функции. Чтобы найти распределение $\mu(x,y)$, необходимо выполнить обратное преобразование. Существуют разные подходы к решению этой задачи. Наиболее понятный способ состоит в следующем: по измеренным проекционным данным нужно рассчитать N^2 неизвестных значений, собранных в матрицу размером $N \times N$ пикселей, решив для этого Nx независимых уравнений. Эта задача имеет решение, если число Nx , равное произведению числа проекций NP на число точек в каждой из них ND , больше или равно N^2 .

В простейшем случае, когда матрица изображения состоит из четырех пикселей (матрица 2 x 2), для получения легко решаемой системы из четырех уравнений с четырьмя неизвестными достаточно иметь две проекции и в каждой из них по два измерения. Если увеличить размер матрицы до 3x3, придется искать уже девять неизвестных.




Что отображается на компьютерной томограмме?

В КТ измеряется и рассчитывается пространственное распределение линейного коэффициента ослабления $\mu(x, y)$.

Однако сама по себе физическая величина μ не очень информативна и сильно зависит от применяемого спектрального диапазона.

Количественный анализ по картам μ является очень громоздким, а прямое сравнение изображений, полученных на томографах с разным напряжением на трубке и методами фильтрации, едва ли возможно. Поэтому вычисляемый коэффициент ослабления отображается в виде так называемых КТ-чисел - единиц плотности, которые рассчитываются относительно ослабления в воде. В честь изобретателя компьютерной томографии, их называют в единицами Хаунсфилда (HU). Единица плотности для произвольной ткани T с коэффициентом ослабления μ_T рассчитывается следующим образом:


$$\text{КТ-число} = (\mu_T - \mu_{\text{H}_2\text{O}}) / \mu_{\text{H}_2\text{O}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

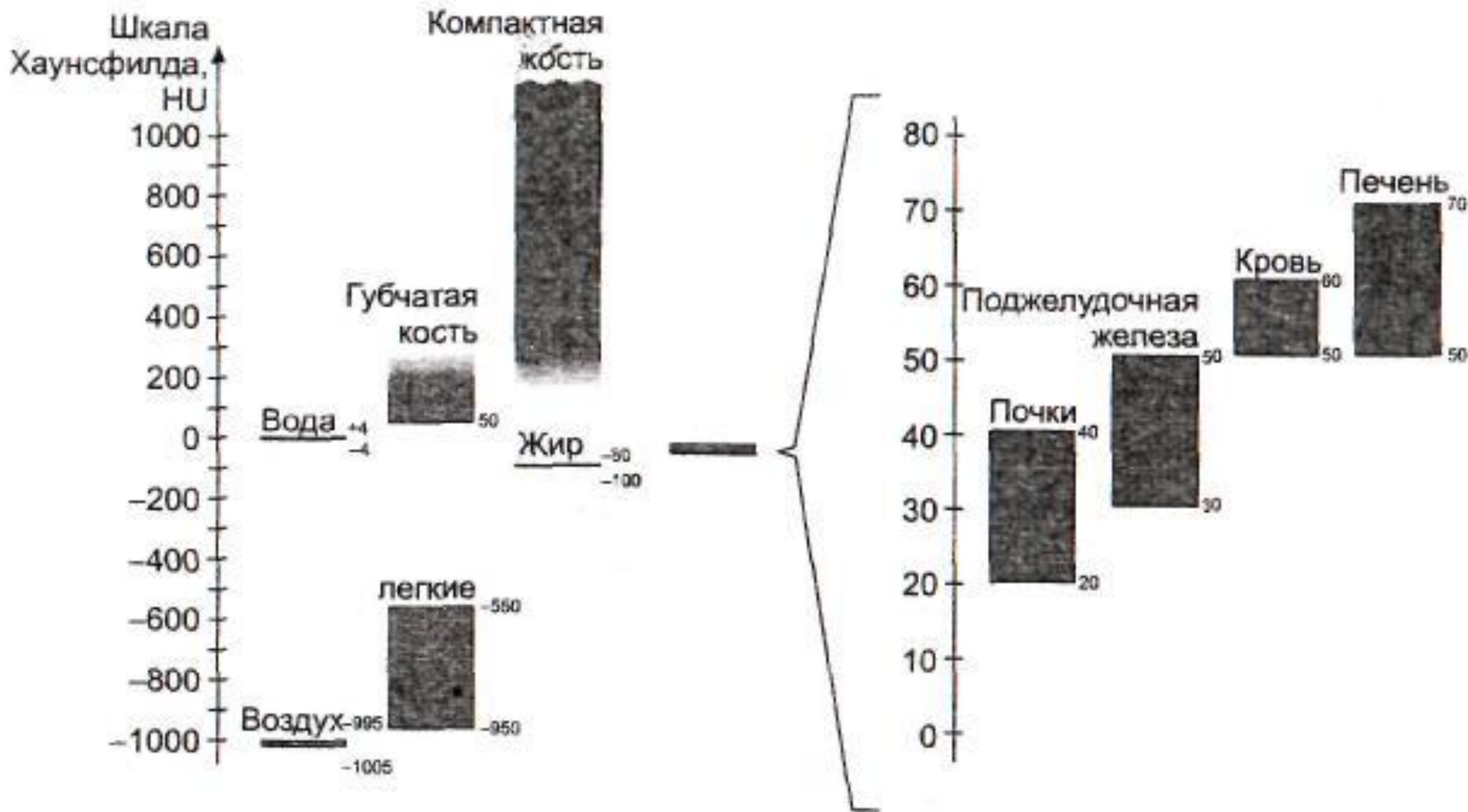


В этой шкале единиц воде и, следовательно, эквивалентным ей по ослаблению тканям с $\mu_T = \mu_{H_2O}$ по определению соответствует значение 0. Воздуху соответствует КТ-число, равное — 1000 HU, так как с хорошим приближением $\mu_T = \mu_{\text{воздух}} = 0$. Поскольку КТ-числа воды и воздуха не зависят от энергии рентгеновских лучей, они являются постоянными точками шкалы Хаунсфилда.

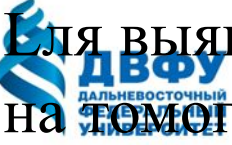
Легочная и жировая ткани обладают отрицательными значениями КТ-чисел из-за низкой плотности и малого коэффициента ослабления ($\mu_{\text{легк.}} < \mu_{H_2O}$).

Кости и обызвествления характеризуются высоким коэффициентом ослабления и КТ-числами до 2000 HU в силу большей плотности и значительного содержания кальция, атомный номер которого выше, чем у большинства элементов тканей тела. КТ-числа костной ткани и контрастных веществ сильнее зависят от энергии рентгеновских лучей, чем КТ-число воды, и увеличиваются при снижении напряжения рентгеновской трубки, что в принципе соответствует поведению контрастности обычных рентгенограмм.

 Шкала Хаунсфилда не имеет верхнего предела. В медицинских томографах обычно используется диапазон от -1024 до $+3071$ HU. Таким образом, шкала содержит 4096 (2^{12}) различных значений, а для описания каждого пиксела требуется 12 бит.



Единицы плотности (КТ-числа) варьируют от -1024 до $+3071$ HU, что соответствует 4096 оттенкам серой шкалы, которые невозможно отобразить одновременно ни на мониторе, ни на пленке. Глаз среднестатистического человека различает не более 60-80 оттенков серого цвета. В силу этих причин при просмотре томограмм полная шкала оттенков серого цвета придается только ограниченному, выделенному интервалу КТ-чисел. Этот интервал называется «окном». Значения плотностей, превышающие верхнюю границу окна, отображаются в виде пикселей белого цвета. Если же КТ-число оказывается меньше нижнего порогового значения, оно выводится в виде пикселя черного цвета. Процедура выбора интервала отображаемых плотностей, называемая также настройкой параметров «окна», выполняется в реальном времени на консоли компьютера КТ. Для настройки интервала КТ-чисел достаточно указать его середину и ширину с помощью мыши, потенциометра или другого устройства. Середина интервала должна примерно соответствовать средней плотности исследуемых анатомических структур, а ширина «окна» определяет контрастность изображения.

 Для выявления очень небольших различий в ослаблении, например на томограммах мозга, используют узкое окно. При значительных различиях в плотностях, например между легочной и костной тканью, выбирают широкое окно.

Физический смысл и интерпретация единиц плотности

Более высокие КТ-числа соответствуют более высокой плотности вещества и (или) большему эффективному атомному числу и соответствует физическому определению коэффициента ослабления:

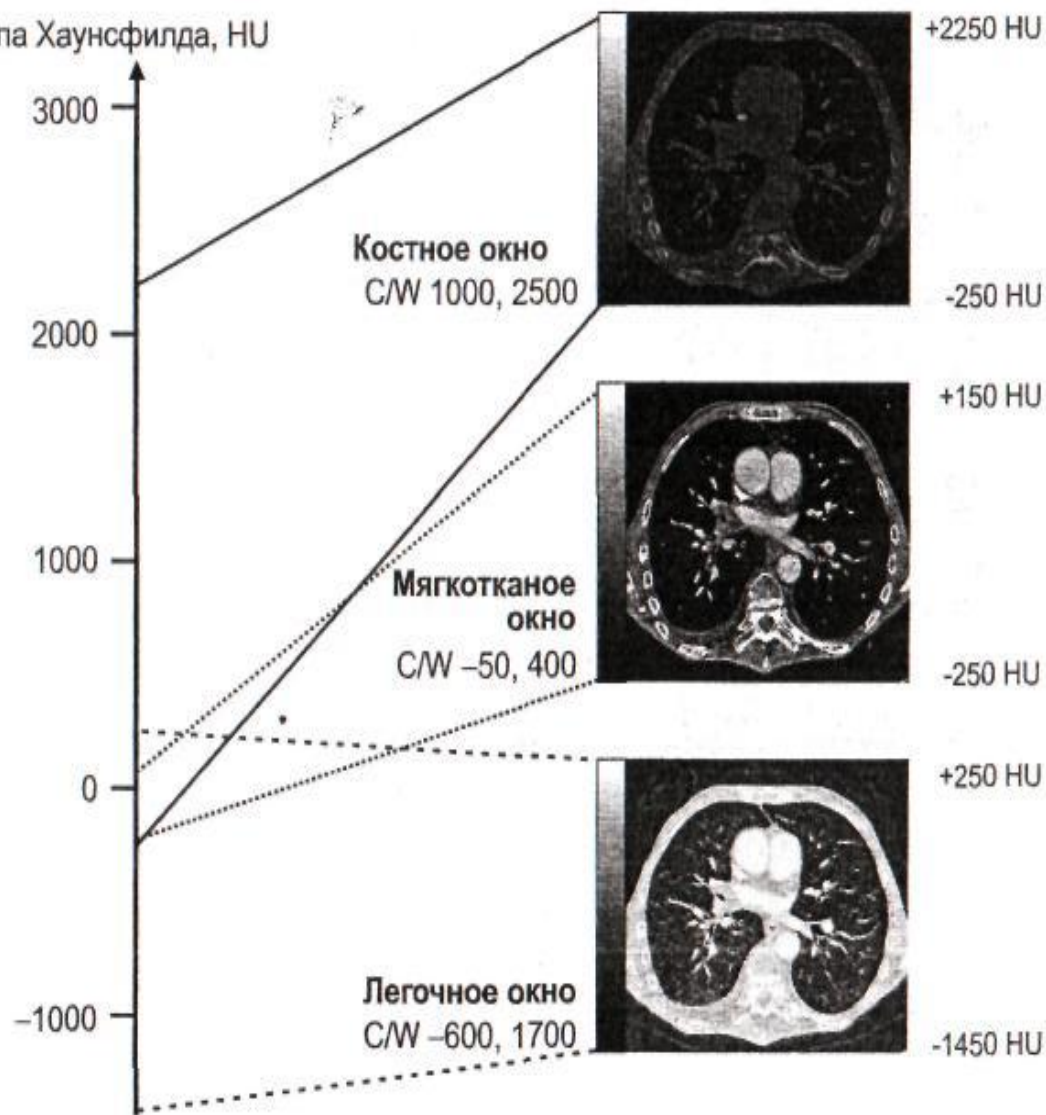
$$\mu = \left(\frac{\mu}{\rho} \right) (E, Z) \cdot \rho$$

где μ — произведение плотности ρ на удельный коэффициент ослабления μ/ρ , который зависит от энергии E рентгеновского излучения и атомного числа Z исследуемого образца.

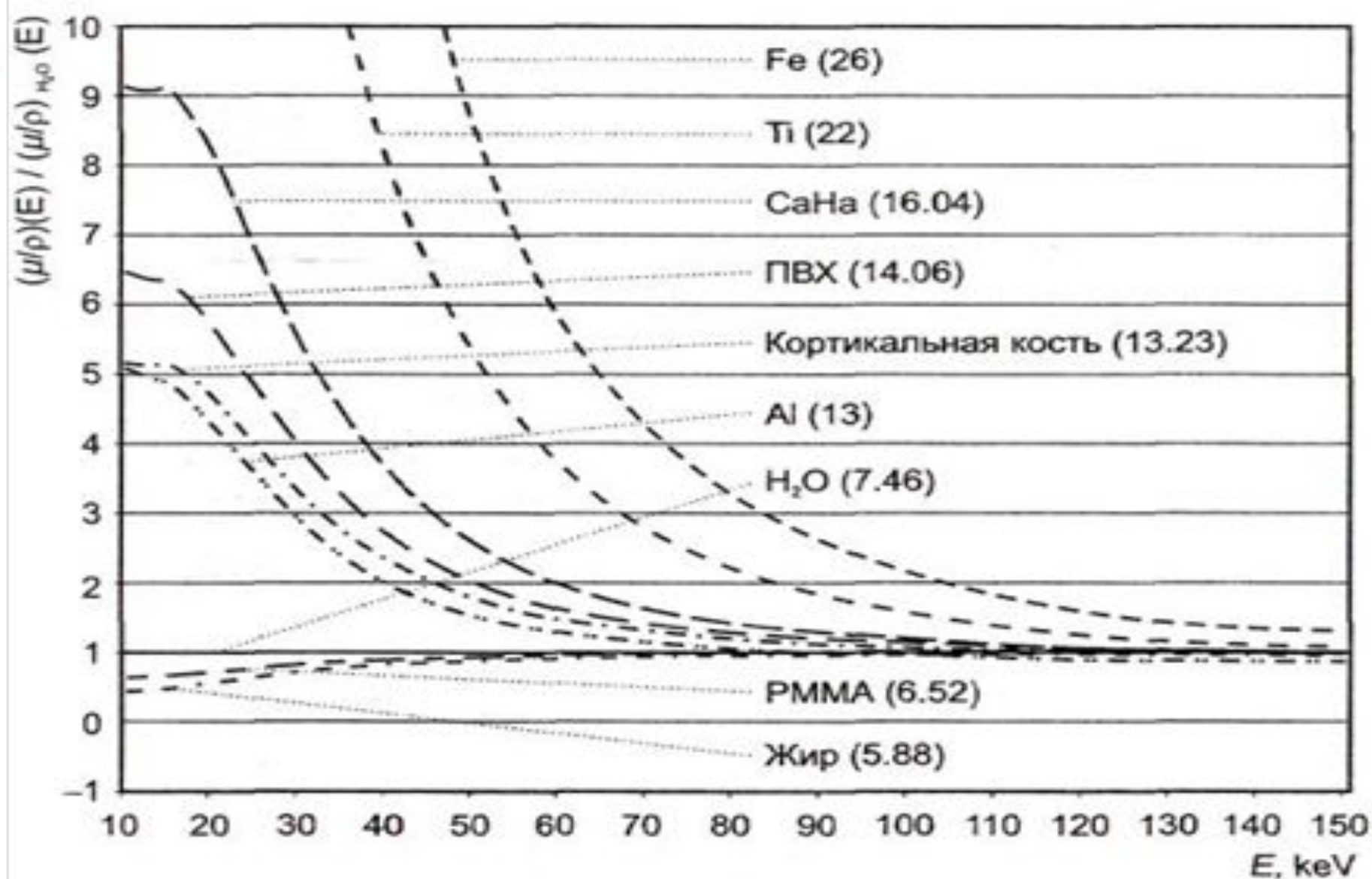


Графики зависимости удельного коэффициента ослабления от энергии излучения для некоторых элементов и материалов

Шкала Хаунсфилда, HU



С ростом уровня энергии различия КТ-чисел, обусловленные различными атомными номерами, сглаживаются. Контрастность при использовании высокоэнергетического излучения определяется главным образом различиями в плотности. Это верно как для тканей, содержащих значительное количество элементов с высоким атомным номером (например, костной), так и для тканей, составленных из элементов с низким атомным номером (например, жировой). Отрицательные КТ-числа жировой ткани (как правило, от -80 до -100 HU) обусловлены, с одной стороны, низким эффективным атомным номером ($Z_{\text{eff}} = 5,88$) и низкой плотностью ($0,96$ г/см 3) — с другой.



Удельные коэффициенты ослабления различных материалов по отношению к воде (в скобках дан эффективный атомный номер). Для материалов с более высокой плотностью и большим атомным номером по сравнению с водой характерны более высокие значения единиц плотности.




При интерпретации значений единиц Хаунсфилда необходимо учитывать, что они представляют усредненные вклады веществ и химических элементов в объем соответствующих вокселей.

Voxel — образовано из слов: объёмный (англ. *volumetric*) и пиксел (англ. *pixel*) — элемент объёмного изображения, содержащий значение элемента растра в трёхмерном пространстве. Воксели являются аналогами двумерных пикселей для трёхмерного пространства.

Интерпретация более высоких или низких значений ослабления и соответствующих вариаций КТ-чисел в подавляющем большинстве случаев проста и не вызывает затруднений у опытных радиологов. Вместе с тем сложности в интерпретации возможны, например, в тех случаях, когда требуется выяснить, чем вызвано появление данной области с высоким коэффициентом ослабления в мягкой ткани: кровотечением или старой патологией с диффузной кальцификацией. Прояснить ситуацию могут исследования с применением двухэнергетической КТ.

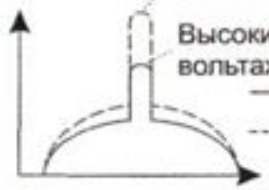
В основе двухэнергетической КТ лежит зависимость μ от энергии излучения, которая определяется атомным номером. В общем случае выполняется томография с применением двух спектральных диапазонов, после чего оценивают коэффициенты ослабления и их разность для этих диапазонов. Для этого применяют различные подходы. Во всех случаях цель использования такого подхода заключается в получении селективных изображений, позволяющих с максимальной точностью оценить плотность определенного материала. Реализации метода, основанные на измерении интегрального ослабления и разделении различных материалов, позволяют получать селективные изображения обызвествлений и мягких тканей, основанные на различиях в их электронной плотности или эффективном атомном номере, а также так называемые моноэнергетические изображения, свободные от эффектов, связанных с повышением жесткости излучения.

 Томографы семейства SOMATOM DR, оснащенные дополнительным модулем для двухэнергетической КТ, в течение нескольких лет применялись для костной денситометрии поясничного отдела позвоночника. Однако в настоящее время из-за технической сложности выполнения КТ при двух значениях высокого напряжения на трубке и сопутствующей ей повышенной дозе облучения, такая методика не рекомендуется к применению.

Быстрое переключение вольтжа



Низкий вольтаж
Высокий вольтаж



Профиль ослабления

Обычное КТ-изображение



«Костное» изображение



«Мягкотканое» изображение



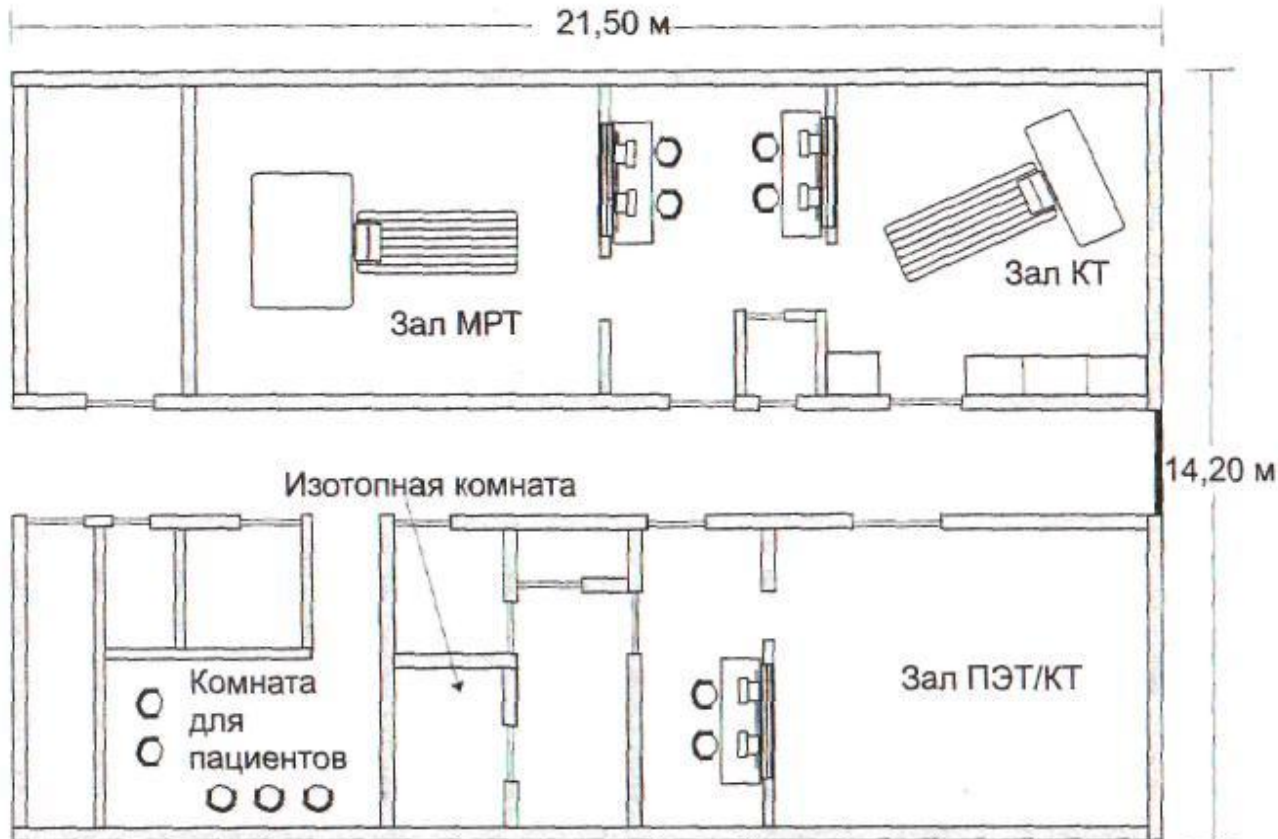
Разложение на составляющие исходных данных

Основные принципы и результаты применения двухэнергетической КТ. Правильная интерпретация области повышенной плотности на стандартной томограмме возможна с помощью изображений, характеризующих плотность тканей: увеличена только плотность мягких тканей, на изображении, показывающем «костные» плотности, этот участок не виден.

Типичная конфигурация компьютерного томографа

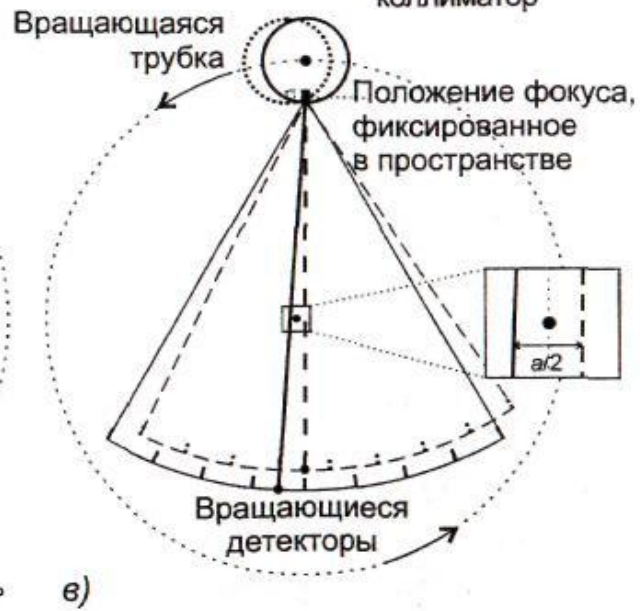
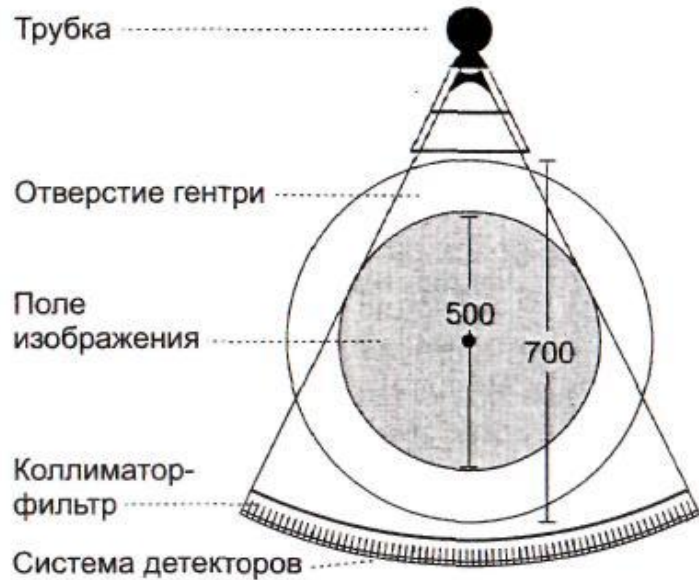
Механические компоненты

Самыми крупными компонентами КТ являются устройство для непосредственного выполнения томограмм (гентри) и стол для пациента. Эти компоненты у различных моделей томографов имеют очень схожую конструкцию, и именно ими определяется площадь помещения, необходимая для размещения системы.



Вид спереди


Вид сбоку



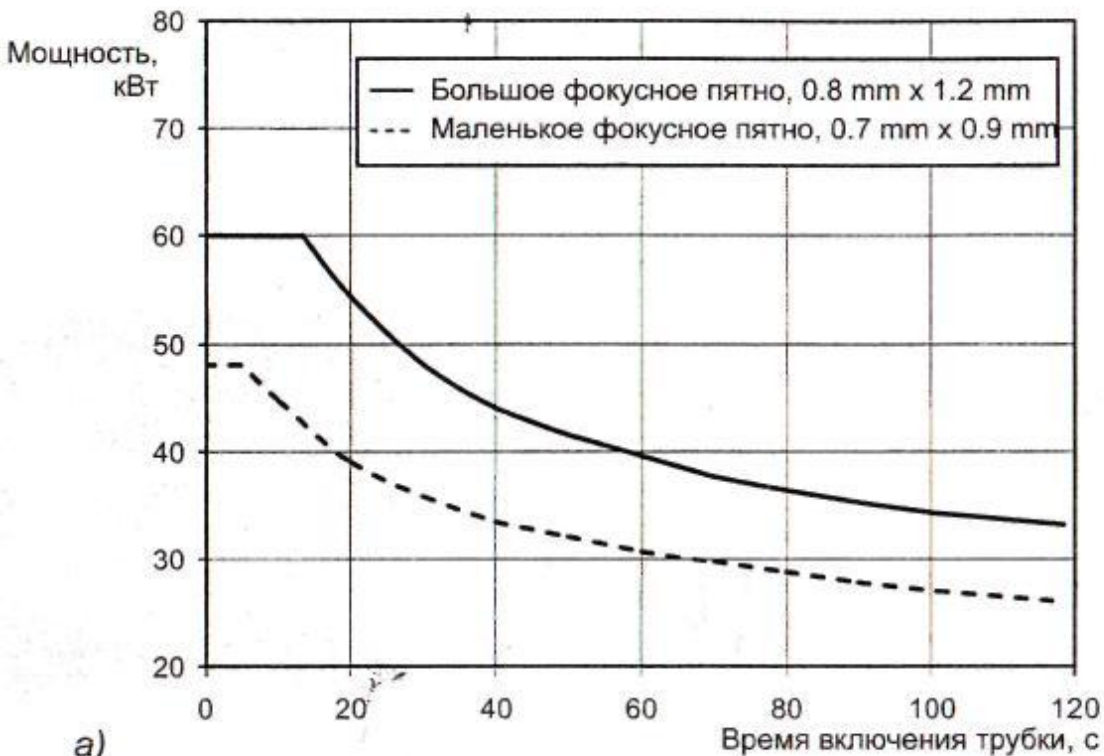
К столу пациента предъявляются следующие ключевые требования: он должен опускаться как можно ниже, чтобы пациент смог без труда на него сесть, после чего стол поднимается и пациент располагается в соответствии с задачами исследования. Второе требование — высокая точность перемещения и поддержания заданной скорости движения (последнее важно для получения томограммы и выполнения объемной КТ).

Рентгеновские компоненты

Для КТ всегда требовалось рентгеновское излучение со сравнительно высокой энергией. С появлением спиральной схемы томограммы увеличением скорости исследования эти требования выросли еще больше. Типичные значения максимальной мощности лежат в диапазоне от 20 до 100 кВт при напряжении от 80 до 140 кВ. Вместе с тем эти максимальные значения являются предельными для каждой системы и не могут поддерживаться в течение достаточно длительного времени, например более 30-60 с — типичного времени исследования для односпиральной КТ.

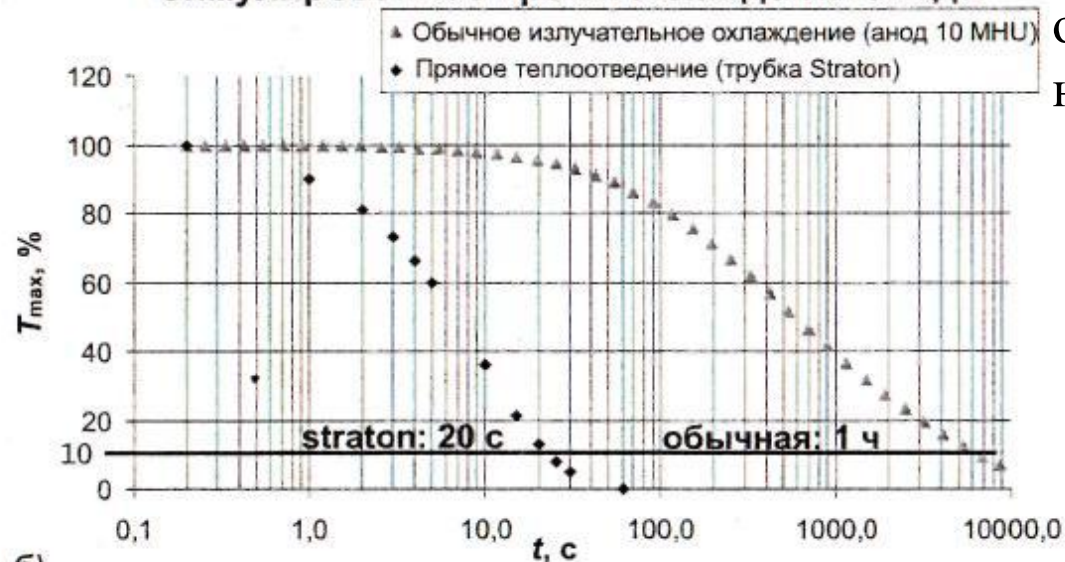


Более долгой работе в режиме с максимальными параметрами препятствует, в частности, ограниченная теплоаккумулирующая способность современных материалов, из которых изготовлен анод, а также перегрузка генератора, параметры которого, как правило, выбираются исходя из характеристик конкретной рентгеновской трубки. . Таким образом, чем больше объем объекта, исследуемого посредством томографии, тем дольше пауза, необходимая для охлаждения трубки. В силу аналогичных причин ток и, следовательно, мощность рентгеновской трубки, ограничены и при спиральной КТ. Эта особенность зачастую заставляет выбирать толщину среза, превышающую оптимальную




а)

Симулированное время охлаждения анода



б)

Максимальная мощность рентгеновской трубки зависит от длительности включения и допустимой тепловой нагрузки на анод. При длительной спиральной томографии во избежание перегрузки приходится использовать излучение меньшей мощности (а). Эту проблему частично решает применение конструкции вращающейся вакуумной камеры (б), обеспечивающей более быстрое охлаждение анода и практически непрерывное сканирование

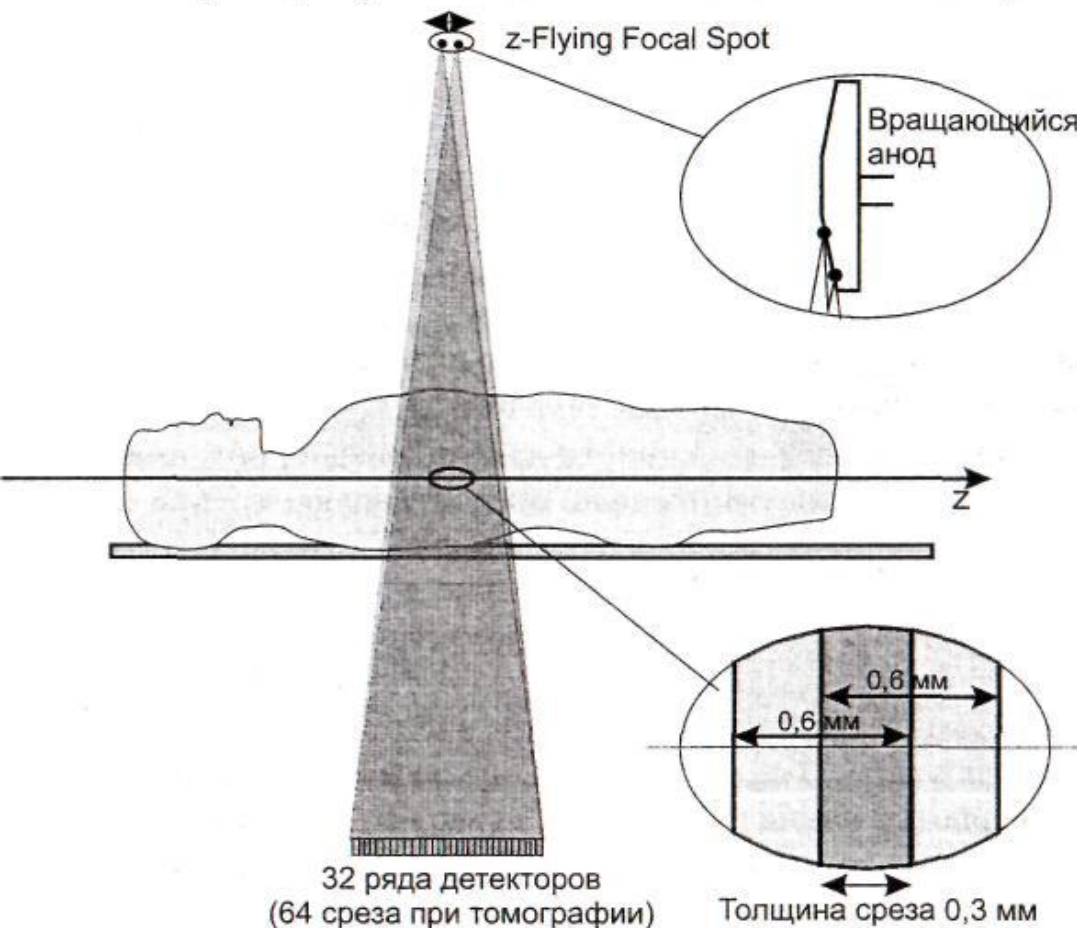


Новым в конструкции рентгеновских трубок стало применение «вращающейся вакуумной камеры» — технологии, введенной в употребление совсем недавно компанией «Сименс» в рентгеновской трубке Straton.

В трубке Straton вращается вся вакуумная камера с катодом и анодом. Это решение позволило не только увеличить надежность конструкции путем выноса обоих подшипников за пределы вакуумной камеры, сделав возможной их смазку, но и обеспечило возможность конвективного масляного охлаждения задней поверхности анода. Эффективность теплоотвода во вращающейся вакуумной камере намного выше, чем в трубке с вращающимся анодом. Она достигает в среднем 5 млн тепловых единиц¹ в минуту, что в 5-10 раз больше, чем в стандартной трубке. Более высокая эффективность охлаждения позволила уменьшить размеры и массу анода и дополнительно повысить прочность конструкции. В результате появилась возможность достичь высоких скоростей вращения (2,5 об/с и выше). Анод в трубке Straton имеет диаметр 120 мм (диаметр анода в обычной трубке высокой мощности составляет от 200 до 300 мм).

В конструкцию трубки Straton были внесены дополнительные усовершенствования. Форма и положение электронного пучка в трубке управляются магнитным полем, позволяющим перемещать точку фокуса не только в плоскости пучка, но и в направлении продольной оси z . В результате этого можно получить перекрывающиеся наборы данных, причем поскольку отклонение фокуса происходит за время порядка нескольких микросекунд, для каждого ряда детекторных элементов можно получить два перекрывающихся среза за один оборот гентри.

«Плавающее» фокусное пятно по технологии z-sharp



В сущности, этот подход позволяет удвоить частоту дискретизации по оси z . В SOMATOM Sensation 64 используется матрица из 32 детекторов толщиной 0,6 мм (32 \times 0,6 мм), которая позволяет осуществлять сбор данных так же, как матрица 64 \times 0,3. В результате получаются наборы из 64 перекрывающихся срезов толщиной 0,6 мм, полученных с шагом 0,3 мм.

Коллиматоры и фильтрация

Компьютерные томографы оснащают различными коллиматорами, фильтрами и защитными устройствами, которые обеспечивают фильтрацию рентгеновского излучения, формируют срезы и защищают от рассеянного излучения пациента, персонал и детекторы.

Первый раз коллимация пучка осуществляется вблизи фокуса для придания рентгеновскому пучку тех параметров, которые в наибольшей степени соответствуют данному детектору и геометрии измерений. Сначала конус излучения ограничивается свинцовым кожухом рентгеновской трубки, апертура которой задает приближенную форму пучка: конусную или веерную. Точная форма пучка формируется на следующем этапе с помощью неподвижного коллиматора. Помимо этого, используется дополнительный регулируемый коллиматор, который доводит параметры пучка до значений, требуемых для измерения одного или нескольких срезов нужной толщины. Последний коллиматор располагается на максимальном расстоянии от фокуса, практически вплотную к корпусу гентри, и служит для уменьшения зоны полутени, возникающей из-за конечного размера фокусного пятна.

Коллиматор, размещаемый перед детектором (помимо дополнительного подвижного коллиматора всегда имеется фиксированный, апертура которого соответствует максимальной ширине коллимированного пучка), служит для снижения вклада сигнала от рассеянного излучения.

Детекторы

Детектор, являющийся устройством для количественной регистрации ионизирующего излучения, относится к наиболее важным и сложным компонентам компьютерного томографа.

Детектор преобразует падающее на него рентгеновское излучение в электрический сигнал, усиливает его и переводит из аналоговой формы в цифровую. Ключевыми компонентами детектора являются определенным образом ориентированные чувствительные элементы, предусилители и аналогово-цифровые преобразователи (АЦП).



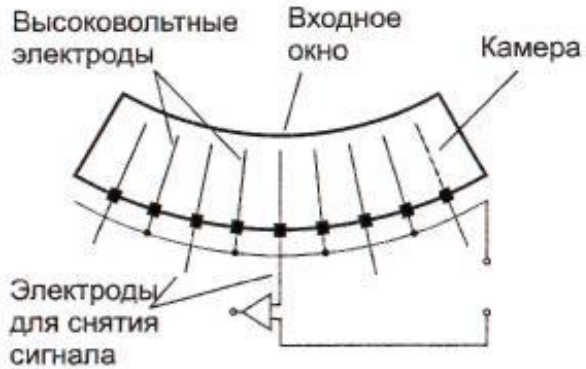
В КТ нашли широкое применение детекторы следующих типов:

- * ионизационные камеры, заполненные инертным газом (обычно ксеноном) под высоким давлением;
- * сцинтилляционные детекторы в виде кристаллов солей (йодида цезия, вольфрамата кадмия) или керамических материалов (таких, как оксисульфид гадолиния).

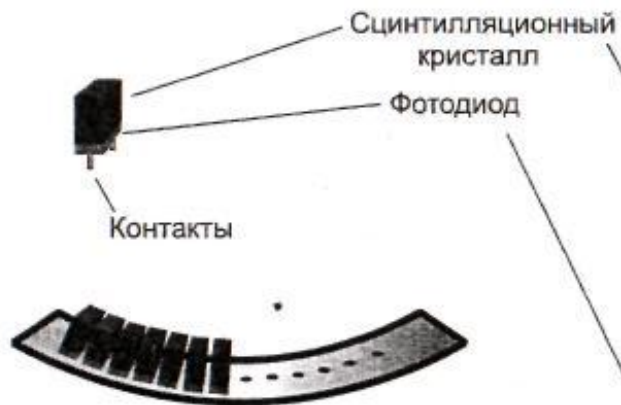
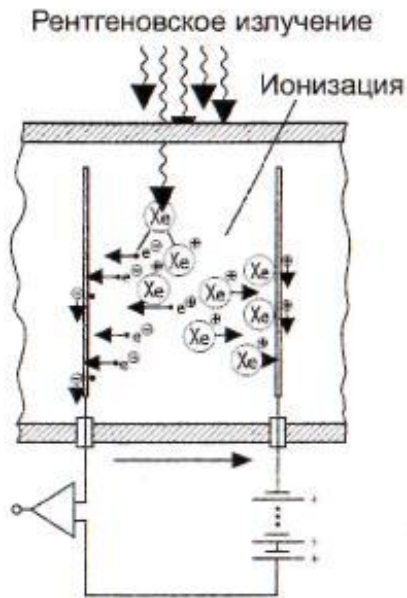


Требования к детекторам компьютерного томографа

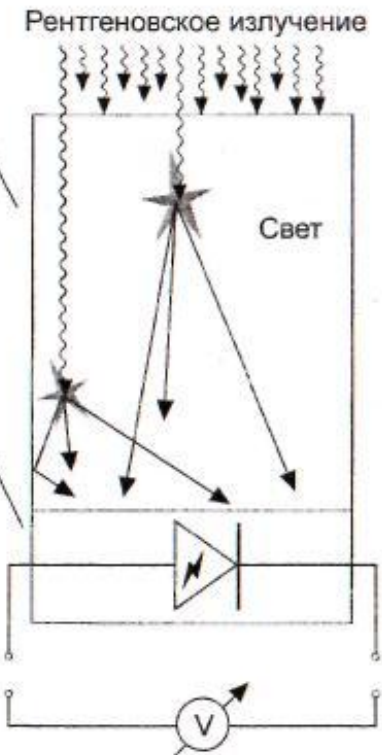
Требования к детекторной системе	Допустимые значения
Высокий динамический диапазон	10^4 - 10^6
Высокая квантовая абсорбционная эффективность	$> 90\%$
Высокая люминесцентная эффективность ² (для сцинтилляционных детекторов)	$> 10\%$
Высокая геометрическая эффективность	80-90 %
Быстрые отклик и затухание сигнала	Постоянная времени затухания < 1 мкс
Низкое послесвечение	$< 0,01\%$ в течение 100 мс после завершения облучения
Низкий дрейф радиации	$\leq 0,5\%$ при максимально долгом включении трубки
Низкий уровень шума электроники, сравнимый с квантовым (фоновым) шумом во всех режимах	$\sigma_E \leq 0,5 \cdot \sigma_Q$
Низкий уровень взаимных наводок между детекторными элементами	$< 3\%$
Высокая однородность материала элементов детектора (важно для предупреждения возникновения артефактов, зависит от чистоты материала)	$> 99,9\%$
Малый разброс в отклике всех элементов детекторной системы	$< 0,1\%$ (после настройки)
Материал детектора должен поддаваться высокоточной машинной обработке	Допуск ± 10 мкм
Возможность использования в одно- и многорядной конфигурации	$D \geq 4$ рядов
Безопасность материала детектора для окружающей среды	Низкая токсичность и низкая стоимость утилизации
Химическая стабильность	Например, устойчивость к влаге
Устойчивость к внешним воздействиям	Например, коэффициент теплового расширения $< 10^{-5} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Возможность применения коллиматоров, задерживающих рассеянное излучение	+



а) Ксеноновый детектор



б) Сцинтилляционный детектор



В КТ применяют в основном детекторы двух типов: ионизационные камеры, заполненные ксеноном (а), и сцинтилляционные детекторы (б). Отдают предпочтение твердотельным сцинтилляционным детекторам из керамических материалов

Ксеноновая ионизационная камера обладает рядом преимуществ, а именно: простотой конструкции и одинаковой чувствительностью отдельных элементов в силу одинакового давления газа во всей детекторной системе. Быстрый отклик и быстрое затухание сигнала, а также низкое послесвечение. Недостатком ксеноновых детекторов по сравнению с твердотельными считается низкая квантовая эффективность. Большое значение также имеет геометрическая эффективность, определяемая в основном мертвым пространством между отдельными элементами детектора. Для элементов детектора шириной 1-2 мм оно обычно составляет 0,1-0,2 мм в направлении распространения пучка. Характеристики ксеноновых детекторов сильно зависят от конструкции: их эффективность определяется давлением, глубиной камеры, толщиной входного окна и другими особенностями конструкции. Другой, и возможно, решающий для их дальнейшего применения недостаток ксеноновых детекторов заключается в сложности производства многорядных детекторных систем такого типа. В силу вышеперечисленных обстоятельств многорядные детекторы (а в настоящее время вообще все детекторы) создаются на основе керамических или сцинтиллирующих кристаллических материалов

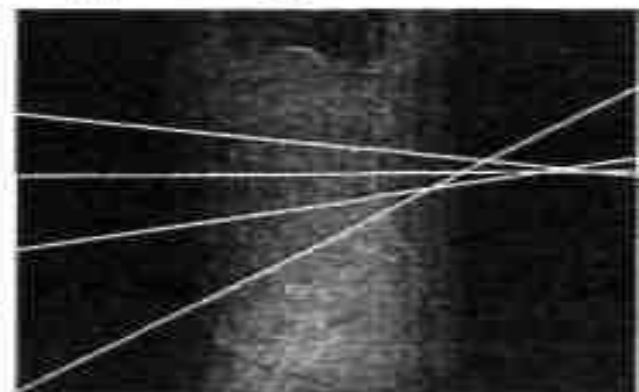
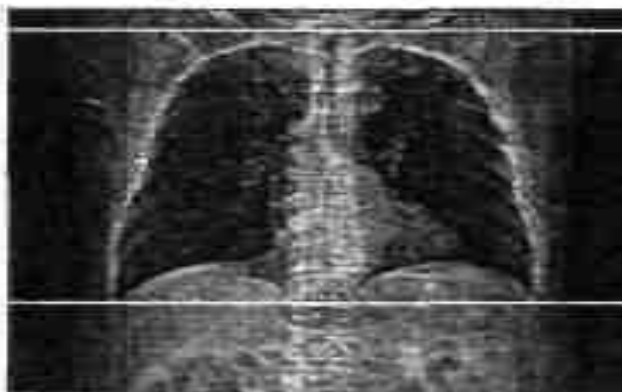
Типичное исследование состоит из следующих этапов: 1) получение обзорного снимка для локализации анатомической структуры (топограммы), 2) выбор срезов или области томографии и 3) выполнение исследования в режиме пошаговой или спиральной КТ.

Топограмма

Топограмма— обзорный проекционный снимок, который во многом похож на обычную рентгенограмму. Для получения топограммы рентгеновская трубка фиксируется под определенным углом, а тело пациента перемещается через область исследования с низкой скоростью, при этом излучение генерируется непрерывно или импульсами. В результате получают цифровые обзорные рентгенограммы с широким динамическим диапазоном, но низким пространственным разрешением.



Топограммы при КТ получают аналогично традиционным рентгеновским снимкам с помощью щелевого коллиматора, формирующего веерный пучок, который затем перемещается в процессе томографии для получения полноформатного изображения. Для томографов с матричными детекторами, особенно с 32- и 64-рядными, такая коллимация необходима для получения веерного излучения из конического пучка. Поскольку для формирования рентгенограммы требуются только лучи, лежащие в одной плоскости, такая коллимация позволяет отсечь лишнее излучение и снизить лучевую нагрузку на пациента.



б) Съемка цифровых топограмм производится при небольшой дозе и низком пространственном разрешении путем перемещения тела пациента через поле измерения. Рентгеновская трубка зафиксирована в определенном положении (а). В принципе, проекция может быть произвольной (здесь — передняя). Топограмм-снимок позволяет выбрать положение и угол наклона гентри для выполнения отдельных срезов или томографии протяженных областей (показаны на схеме линиями) (б)

Односрезовая томография - пошаговая КТ

Более двух десятилетий процедура томографического исследования заключалась в последовательном выполнении отдельных срезов. Как правило, каждый срез соответствовал либо полному обороту трубки на 360° , либо диапазону углов в 180° (в томографах первого и второго поколений с параллельной схемой томографии), либо диапазону 240° (180° — угол веерного пучка). После выполнения среза пациент перемещался на заданное расстояние (шаг томографии), обычно равное выбранной толщине среза, затем выполнялся следующий срез и процедура повторялась. Последовательное выполнение томограмм требовало сравнительно много времени на перемещение стола и зачастую на синхронизацию с дыханием пациента после каждого среза. В результате типичное исследование занимало от 5 до 20 мин. В современных моделях томографов выполнение исследования в пошаговом режиме автоматизировано и выполняется намного быстрее.


Параметр	Обозначение	Типичные значения
Напряжение на трубке	U	80-140 кВ
Сила тока на рентгеновской трубке	I	10-800 мА
Мощность	P	5-100 кВ
Толщина среза	S	0,5-10 мм
Время получения полного среза (360°)	t_{rot}	0,3-2,0 с
Шаг томографии	SI	Произвольный, обычно $SI = S$
Число срезов	N_{rot}	10-60
Протяженность области томографии	R	5-100 см $R = (N_{\text{rot}} - 1) \cdot SI + S$

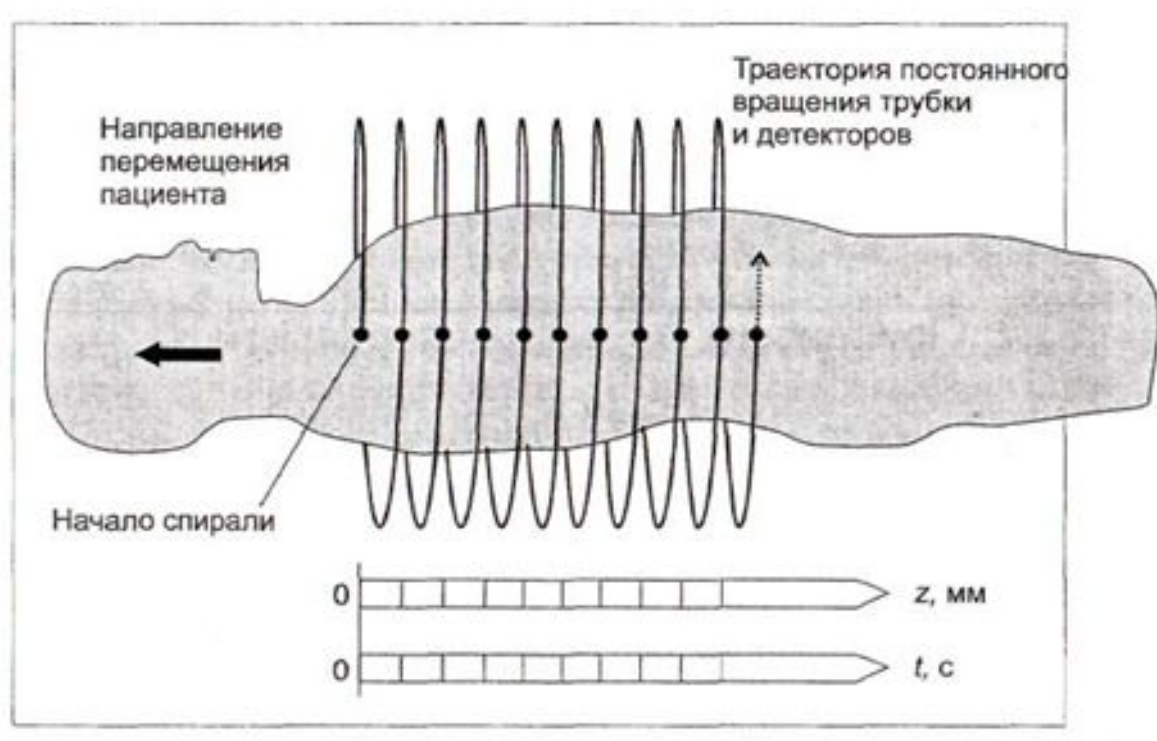


Объемная томография — спиральная и мультиспиральная КТ

Спиральная КТ — это режим объемной томографии с неплоской геометрией излучения, который выполняется при непрерывном продольном перемещении пациента. Данный метод является альтернативой пошаговой КТ, при которой исследуемый объем визуализируется путем последовательного выполнения плоских срезов неподвижного объекта. При спиральной томографии трубка и блок детекторов совершают множество оборотов вокруг пациента, а сам пациент непрерывно перемещается через апертуру гентри.


При спиральной томографии трубка и блок детекторов совершают множество оборотов вокруг пациента, а сам пациент непрерывно перемещается через апертуру гентри. Скорость продольного перемещения обычно равна одно-двукратному размеру апертуры коллиматора, деленному на время полного оборота трубки (360°), то есть 1-20 мм/с для томографа со скоростью вращения трубки 1 об/с, однорядным детектором и переменной толщиной среза (1-10мм). У мультиспиральных систем со скоростями вращения > 1 об/с скорость перемещения стола для пациента существенно выше. Так, двукратное повышение скорости вращения и 16-кратное увеличение числа рядов элементов детектора означает, что скорость продольного перемещения стола можно увеличить в 32 раза.

 Фокусное пятно рентгеновской трубки описывает в пространстве окружность, а относительно пациента спиральную траекторию — отсюда и название методики.



Параметры выполнения спиральной КТ в основном соответствуют параметрам пошаговой КТ, однако их значения могут отличаться из-за потенциальных ограничений спиральной томографии. Например, для спиральной КТ используют более низкий максимальный ток трубки, чем при пошаговом исследовании с целью предотвращения перегрева анода при длительных исследованиях.

Современные томографы обеспечивают время выполнения непрерывной томографии до 100 с при силе тока до 500 мА.

 Для спиральной томографии необходимо задать дополнительный параметр d , характеризующий скорость движения стола в миллиметрах за один полный оборот трубки.

В современных томографах, скорость вращения трубок которых колеблется от 2 до 3 об/с, необходимо учитывать также число одновременно получаемых срезов M . Отношение скорости движения стола d к общей толщине срезов $M \cdot S$ обычно называют питчем (pitch):

$$p = \frac{d}{M \cdot S}$$

Питч — безразмерная величина.

Для 16-слойного томографа ($M = 16$) с номинальной толщиной среза $S = 1$ мм и скоростью движения стола $d = 6$ мм/об величина питча равна $p = 1,5$.

Питч обычно выбирают эмпирически, в зависимости от времени исследования T (с), которое приемлемо для данного диапазона сканирования R (мм). Скорость движения стола можно рассчитать непосредственно на основе этих значений: $d' = R/T$ (мм/с).

 Однако на практике она выбирается с учетом толщины среза и питча следующим образом:

$$d' = \frac{p \cdot M \cdot S}{t_{\text{rot}}}$$

Самые современные томографы, способные одновременно выполнять 32 среза и более, позволяют достичь высокой скорости объемной томографии при небольшой толщине среза ($S < 1\text{ мм}$). В результате удастся существенно увеличить скорость движения стола. Например, для 32-спирального томографа с толщиной среза 0,6 мм и временем одного оборота трубки 0,4с скорость движения стола d' составляет 72 мм/с при питче 1,5.

Реконструкция изображений в спиральной КТ

Реконструкция изображений в спиральной КТ принципиально не отличается от таковой в пошаговой КТ. В обоих методах применяются идентичные алгоритмы, функции ядра свертки и оборудование. Однако в спиральной КТ реконструкция включает в себя дополнительный этап предварительной обработки.

Съемка одного среза, который мы рассмотрим первым, данный этап называется z-интерполяцией.

Расчет изображения по любому набору данных спиральной КТ, полученному за полный оборот измеряющей системы, приведет к появлению на изображении артефактов, поскольку в начале и в конце спиральной томографии измеряются разные срезы объекта. Несогласованность данных обусловлена перемещением пациента в процессе исследования.

Основной подход к z -интерполяции (360-градусная линейная интерполяция)

Самый простой и естественный подход к z -интерполяции состоит в поиске значения для заданного положения стола z_R путем линейной интерполяции соседних значений данных (измеренных непосредственно перед и после искомого значения для данного угла, то есть на расстоянии d по оси z , или, другими словами, в точках спиральной траектории, отстоящих друг от друга на 360°).

Для данной процедуры был выбран термин «360-градусная линейная интерполяция» ($360^\circ LI$) (*LI (от англ. Linear Interpolation) — линейная интерполяция*)

Проекция $P_z(i, \alpha)$ для угла α в положении z_R вычисляется следующим образом: $P_z(i, \alpha) = (1 - \omega) \cdot P_j(i, \alpha) + \omega \cdot P_{j+1}(i, \alpha)$

где весовые коэффициенты интерполяции, $(1 - \omega)$ и ω постоянны для всех каналов i -й проекции; $P_j(i, \alpha)$ — одна из составляющих спиральную томограммы проекций, измеренная на j -м обороте и соответствующая z -положению $z_j < z_R$, ближайшему к требуемой точке z_R , с проекционным углом α ; $P_{j+1}(i, \alpha)$ — соответствующая проекция для угла α , полученная на $j + 1$ -м обороте.

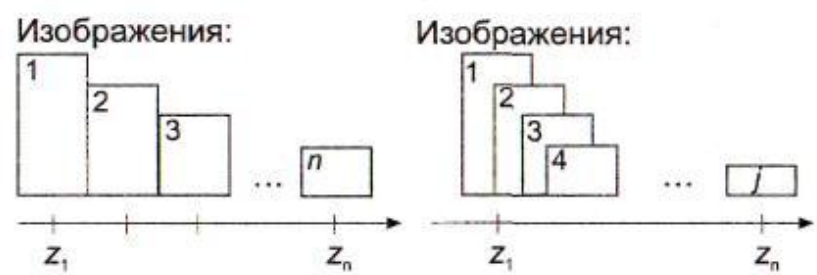
Коэффициент интерполяции ω рассчитывается как

$$\omega = \frac{(z_R - z_j)}{d}$$



Сравнение этапов обработки данных (от сканирования до получения готового изображения) в пошаговой (слева) и спиральной КТ (справа).

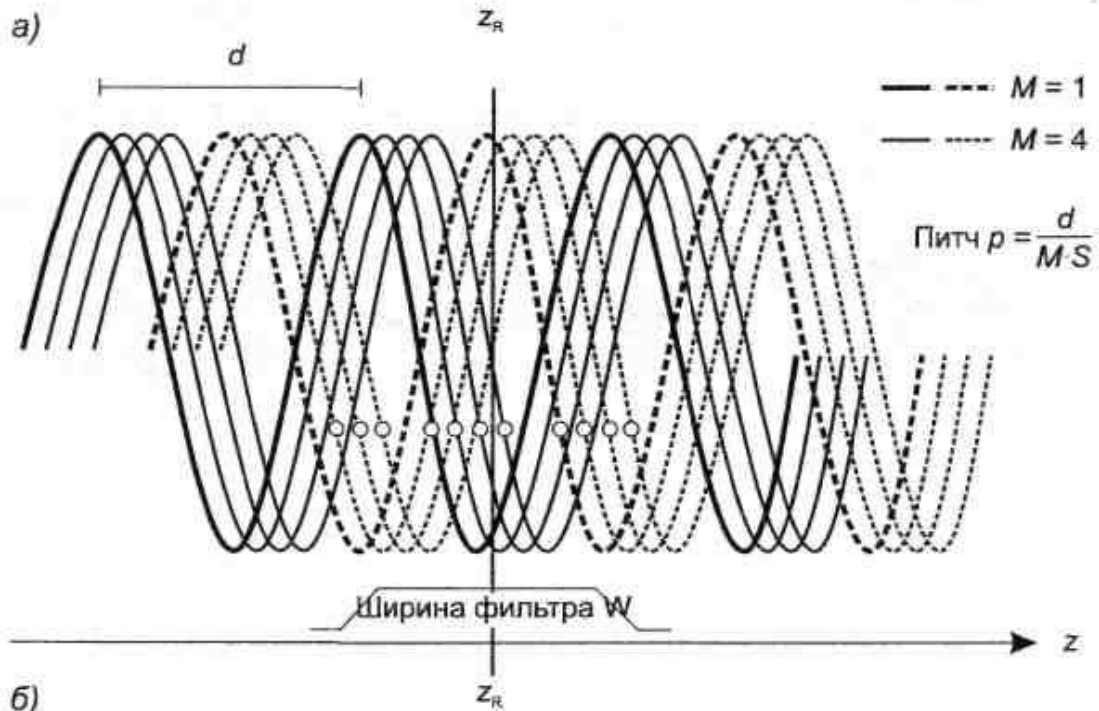
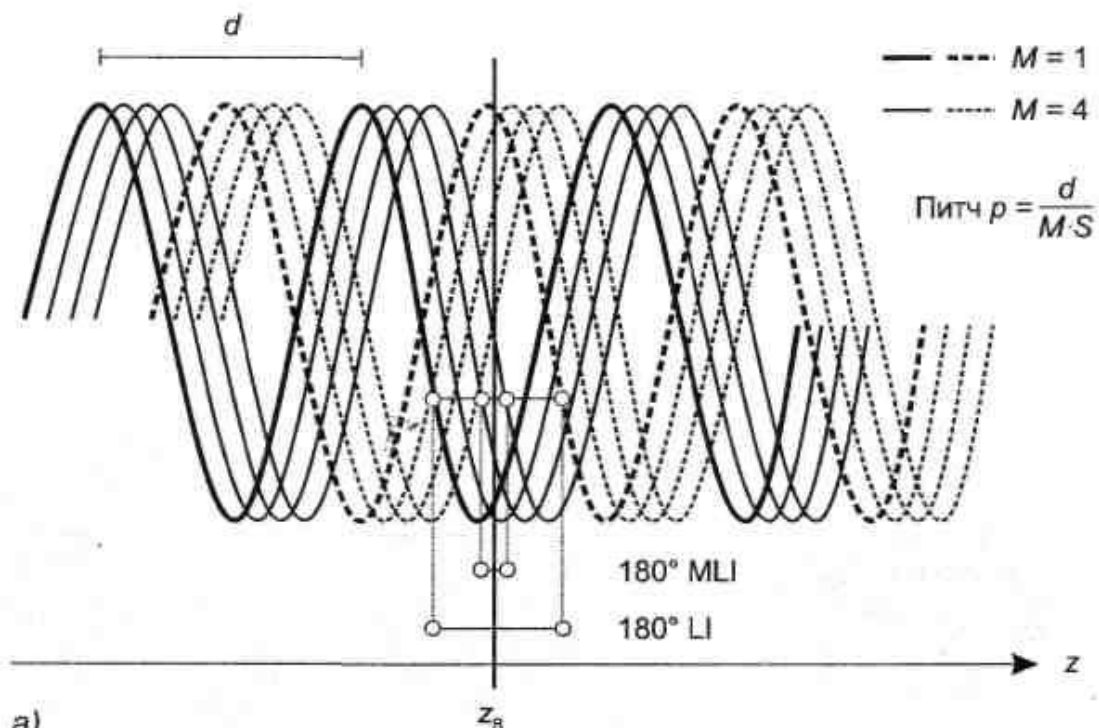
Представленная схема верна как для мультиспиральной, так и для объемной томографии с коническим пучком, единственное отличие — включение промежуточного этапа (z -интерполяции)



К недостаткам метода следует отнести существенное уширение профилей чувствительности для среза по сравнению с пошаговой томографией из-за необходимости обработки данных, полученных в диапазоне $2 \times 360^\circ$.



С появлением многорядных детекторов, позволяющих получать несколько срезов за один оборот трубки, завоевал популярность подход, в котором эффективная толщина среза определяется после сканирования выбором соответствующего z-фильтра. Этот подход является привлекательным для мультиспиральных систем, позволяющих исследовать даже крупные объекты, используя множество тонких срезов. Пользователь может до или после томографии задать толщину W и, возможно, функцию фильтрации — параметры, определяющие эффективную толщину среза, а также уровень шума на изображении и пространственное разрешение по оси z .



Для линейной z -интерполяции в случае мультиспиральных томографов с $M = 4$ используются пары точек, ближайших к плоскости искомого изображения (алгоритм 180° MLI) (а); при 2-фильтрации (алгоритм 180° MFI) определение диапазонов данных разного размера выполняется с помощью фильтров произвольной формы и коэффициентов взвешивания (б)



1.25 mm



1.5 mm



2.0 mm



3.0 mm



4.0 mm



5.0 mm

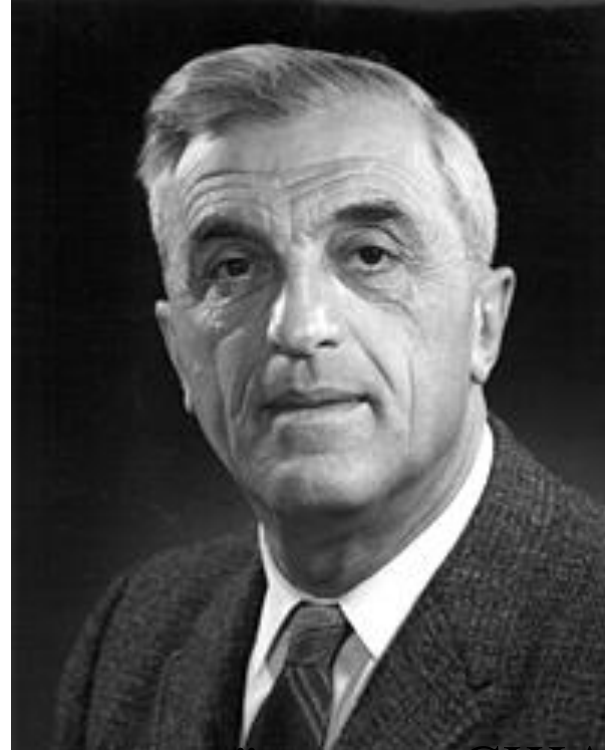
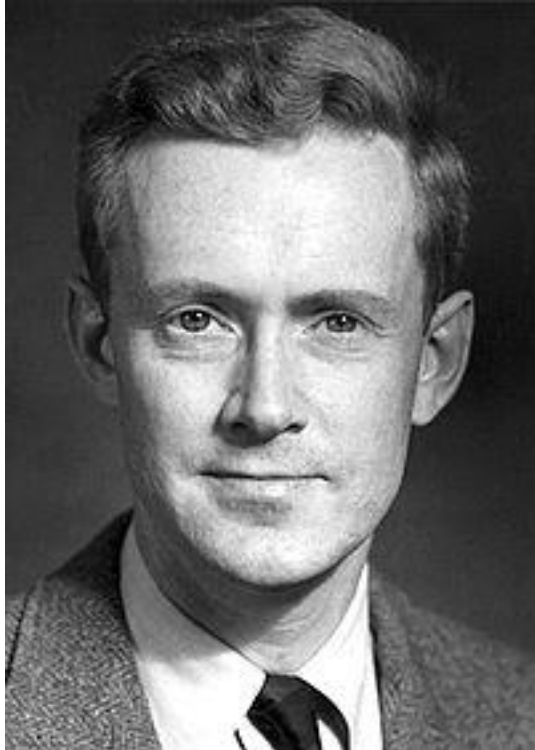
Результаты применения z-фильтрации при исследовании легких

z-фильтрация позволяет генерировать из одного набора данных изображения с различной эффективной толщиной среза, уровнем шума и пространственным разрешением

Вопросы

1. Томография. Принципы получения изображения данного сечения
2. История развития компьютерной томографии.
3. Общее описание сканера. Схема КТ- томографа.
4. Исследование объекта с использованием рентгеновского излучения
5. Компьютерной томограмма. Что отображается на компьютерной томограмме? Шкала Хаунсфилда.
6. Физический смысл и интерпретация единиц плотности
7. Режимы и параметры томографии.
8. Односрезовая томография.
9. Объемная томография — спиральная и мультиспиральная КТ.

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ (МРТ) ПРИНЦИПЫ МРТ. ИСТОРИЧЕСКАЯ СПРАВКА. ТЕХНИЧЕСКИЕ ПРИНЦИПЫ.



В 1946 г., независимо друг от друга, двое учёных из США описали физическое явление, основанное на магнитных свойствах некоторых атомных ядер периодической системы. Они открыли, что ядра, помещённые в магнитное поле, поглощают энергию в радиочастотном диапазоне и освобождают эту энергию при переходе к их первоначальному состоянию.

Феликс Блох и Эдвард Миллз Парселл получили ядерный магнитный резонанс в жидкостях и твёрдых телах (нобелевская премия 1952 года)

Напряжённость постоянного магнитного поля и частота радиочастотного магнитного поля должны строго соответствовать друг другу, это явление было названо ядерным магнитным резонансом: ядерным — поскольку взаимодействие происходит только с магнитными моментами атомных ядер; магнитным — поскольку эти моменты ориентированы постоянным магнитным полем, а изменение их ориентации вызывается радиочастотным магнитным полем; резонансом — из-за прямой зависимости напряжённости постоянного магнитного поля и частоты радиочастотного.



В основе магнитно-резонансной томографии (МРТ) лежит явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР) ядер водорода. Протоны обладают спином и, соответственно, магнитным моментом, как любые движущиеся заряженные частицы. Наиболее наглядная модель протона - это стрелка компаса, которая также обладает магнитным моментом. Если компас поместить в магнитное поле Земли, то его стрелка начнет колебаться вокруг направления силовых линий этого поля. То же самое происходит и с протонами.

Электрический заряд, циркулирующий по проводящему контуру, индуцирует магнитное поле, магнитный момент которого направлен по нормали к плоскости контура тока. Заряд протона можно считать распределенным и перемещающимся вокруг центральной оси под действием углового момента. Это порождает магнитное поле и магнитный дипольный момент \mathbf{m}_p , направленный противоположно (для протона) вектору углового момента и перпендикулярно плоскости циркуляции заряда.

$$\mathbf{m}_p = \gamma \mathbf{l},$$

где γ - гиромагнитное отношение.

Для простой модели протона имеем

$$\gamma = e/2m$$

(m — масса протона).

При приложении внешнего магнитного поля с индукцией \mathbf{B}_0 на магнитный дипольный момент будет действовать вращающий момент \mathbf{C} , что приведет к изменению углового момента пропорционально вращающему моменту (или паре сил), т.е.

$$\mathbf{C} = \mathbf{m}_p \times \mathbf{B}_0,$$

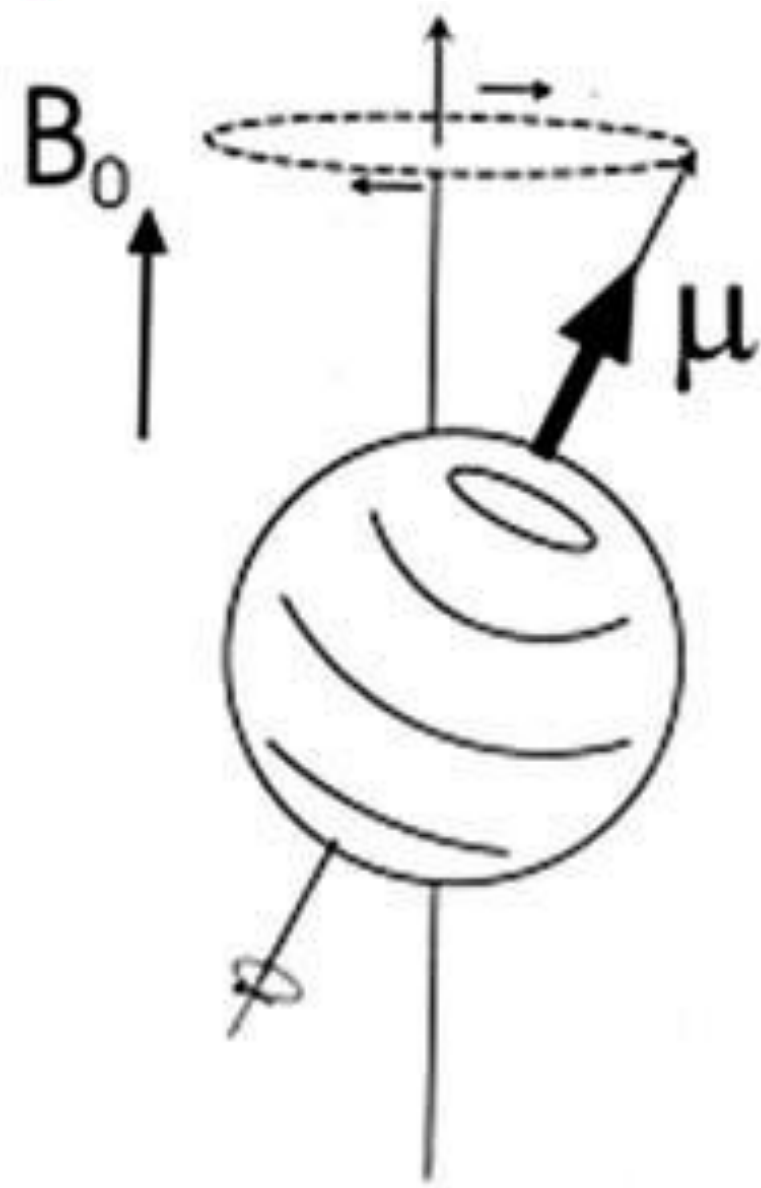
$$\mathbf{C} = d\mathbf{l} / dt.$$

Подставляя выражение для \mathbf{l} из , получаем

$$d\mathbf{m}_p / dt = \gamma \mathbf{m}_p \times \mathbf{B}_0.$$

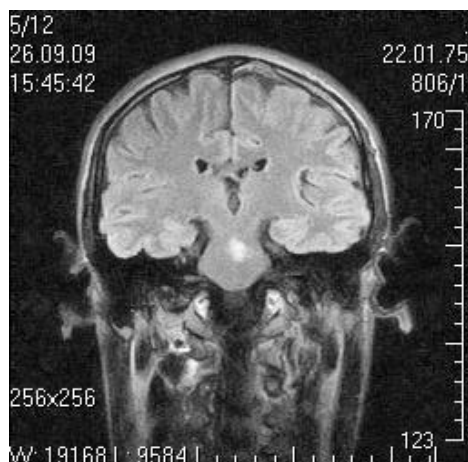
Последнее уравнение называется уравнением Лармора, которое описывает прецессию вектора \mathbf{m}_p магнитного дипольного момента, относительно вектора \mathbf{B}_0 с угловой скоростью

$$\omega_0 = -\gamma \mathbf{B}_0.$$



Если исследуемый образец содержит большое число ядер, то результирующий магнитный момент \mathbf{M} будет равен векторной сумме ядерных магнитных моментов всех ядер.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) — томографический метод исследования внутренних органов и тканей с использованием физического явления ядерного магнитного резонанса — метод основан на измерении электромагнитного отклика ядер атомов водорода на возбуждение их определённой комбинацией электромагнитных волн в постоянном магнитном поле высокой напряжённости.



ДВФУ
ДАЛЬНЕВОСТОЧНЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ

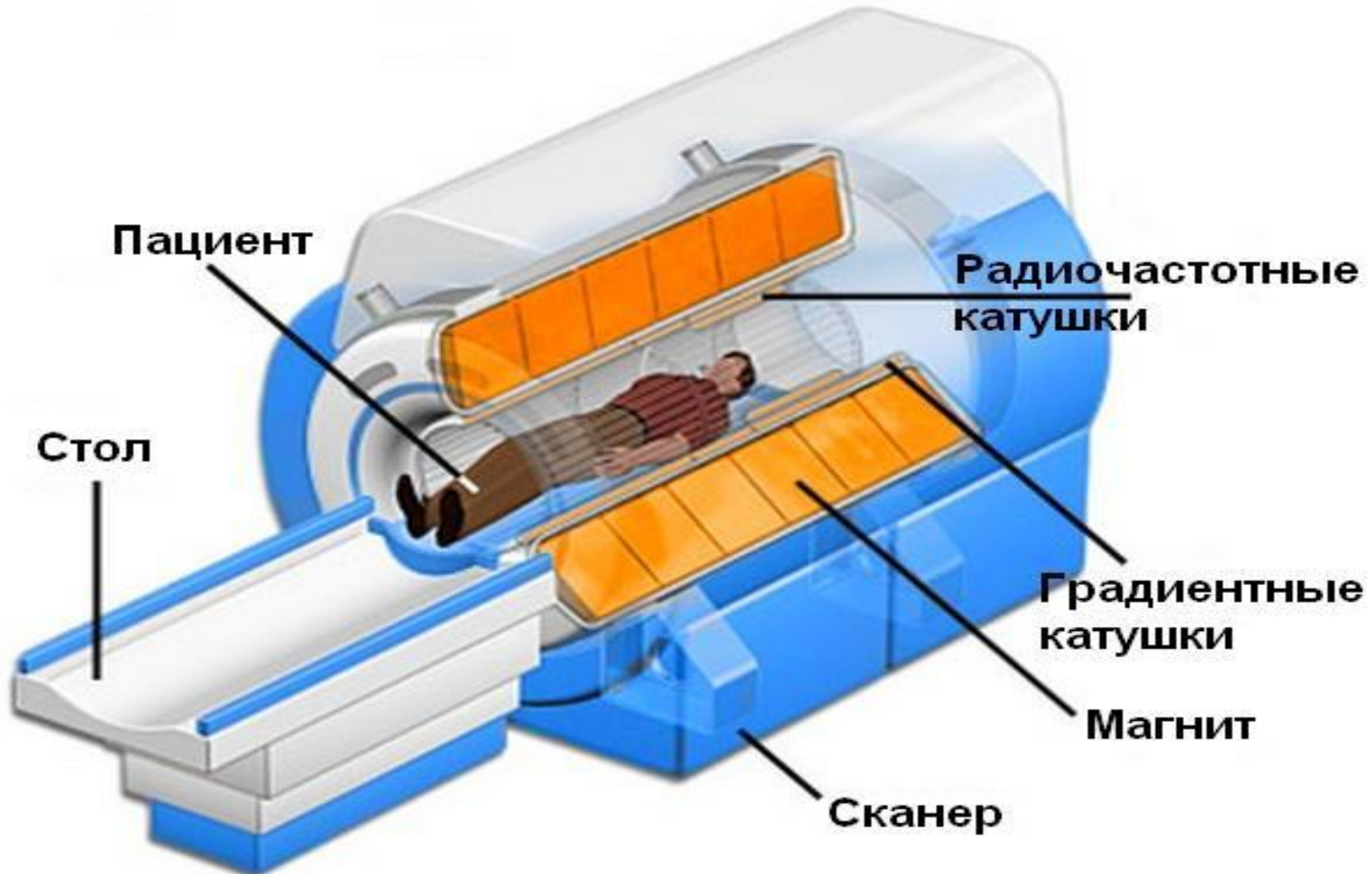
Томография позволяет визуализировать с высоким качеством головной, спинной мозг и другие внутренние органы. Современные методики МРТ делают возможным неинвазивно исследовать функцию органов — измерять скорость кровотока, тока спинномозговой жидкости, определять уровень диффузии в тканях, видеть активацию коры головного мозга при функционировании органов, за которые отвечает данный участок коры (функциональная МРТ).



Любой МР-томограф включает следующие компоненты:

- магнит достаточно большого размера, чтобы вместить исследуемый образец (пациента или подопытное животное);
- шиммирующие катушки
- градиентные катушки и электронику;
- передатчик РЧ - импульсов и РЧ - приёмник;
- источник питания и системы охлаждения;
- системы получения и обработки данных, в том числе мощный компьютер;
- консоль оператора и дополнительные консоли.


МРТ представляет собой огромный магнит с очень мощным магнитным полем (до 9 Тесла)



Основная часть МР-томографа — магнит, создающий постоянное статическое однородное магнитное поле. Напряжённость поля таких магнитов может отличаться в несколько раз в соответствии с назначением.

Обычно МР-томографы классифицируют в зависимости от напряжённости магнитного поля:

- * сверхнизкие (менее 0,1 Тл);
- * низкопольные (0,1- 0,4 Тл);
- * среднепольные (0,5 Тл);
- * высокопольные (1-2 Тл);
- * сверхвысокопольные (свыше 2 Тл).

 Магнитное поле МР-томографа может быть создано магнитами нескольких типов.

- Постоянные магниты.
- Резистивные магниты.
- Сверхпроводящие магниты.

Постоянные магниты

Некоторые сплавы обладают ферромагнитными свойствами. Магниты, сделанные из таких сплавов, имеют преимущество: они не требуют энергии для поддержания магнитного поля, не требуют и систем охлаждения, поскольку потерь электрической энергии не происходит.

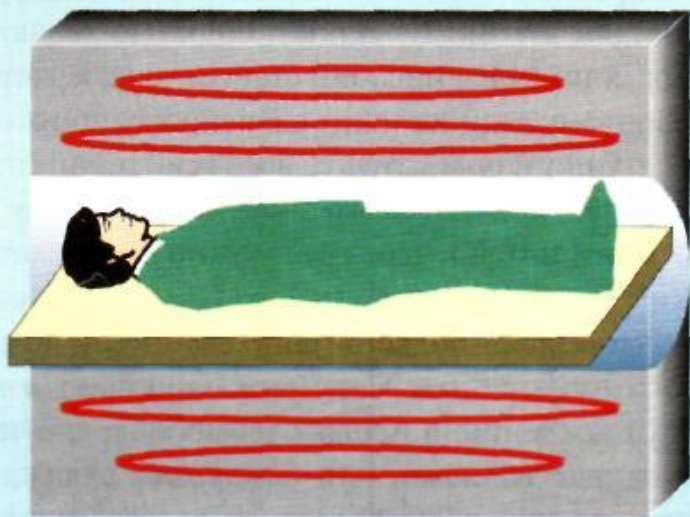
Постоянные магниты по сравнению с другими типами имеют небольшое поле рассеяния. Основные затраты и эксплуатационные расходы на постоянные магниты невелики.

Существенный недостаток — масса производимых в настоящее время магнитов для МР-томографов, предназначенных для исследования всего тела, хотя новые сплавы, появившиеся в последние годы, снизили массу постоянных магнитов от 100 до 20 т и менее. Ещё один недостаток — ограничение величины напряжённости магнитного поля, максимальное значение которого для МР-томографов с постоянными магнитами составляет приблизительно 0,3 Тл.

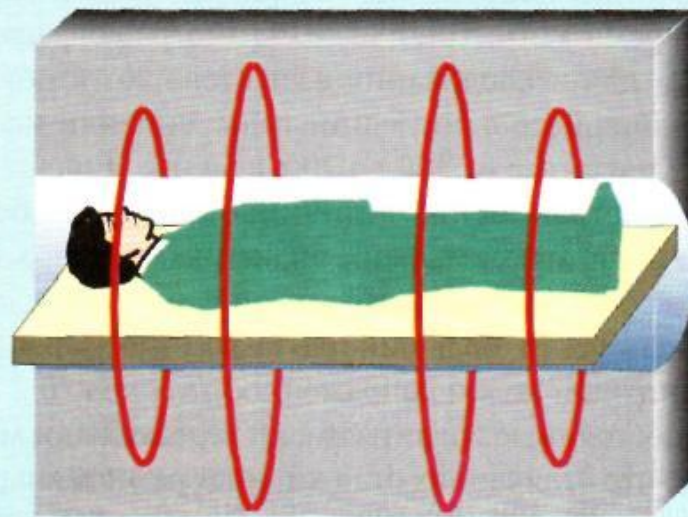
Большинство таких томографов работает с магнитным полем напряжённостью около 0,2 Тл.

Резистивные электромагниты

Резистивные магниты состоят в основном из одной или нескольких специальных катушек, по которым пропускают электрический ток большой силы. При точном воссоздании конфигурации катушки, резистивные магниты могут создавать однородное магнитное поле. Такие магниты потребляют большое количество энергии (например, для создания поля напряжённостью 0,1 Тл необходимо примерно 20 кВт), сильно нагреваются, поэтому для них нужна мощная система охлаждения.



a



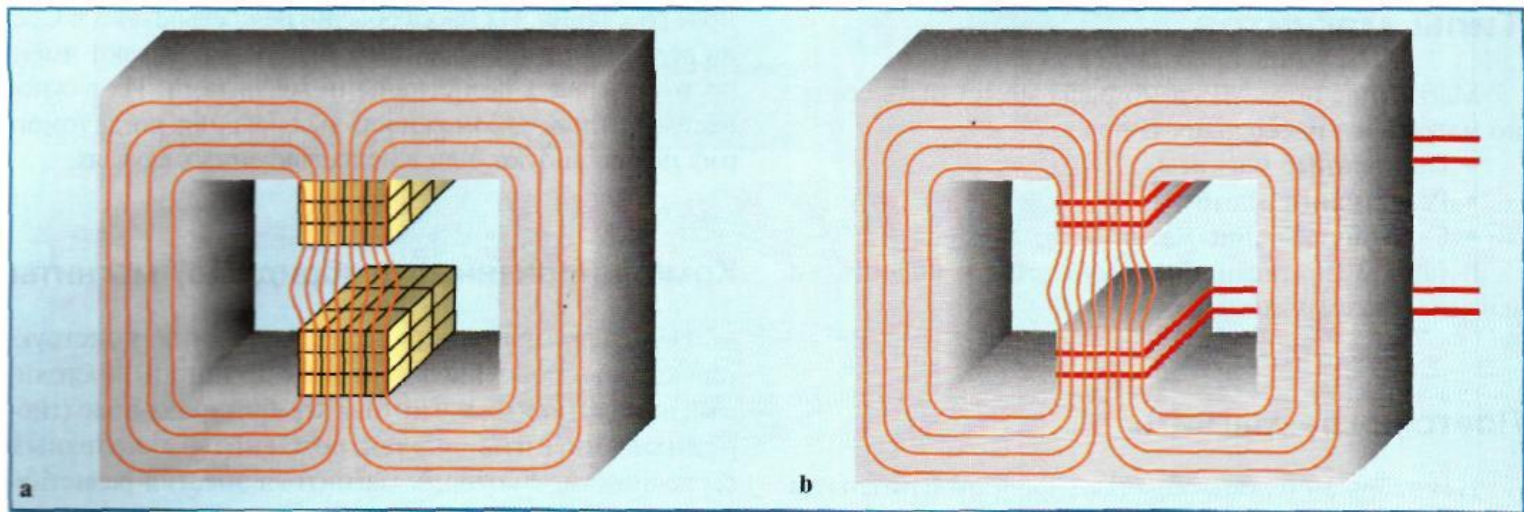
b

Срезы через два вида резистивных электромагнитов без сердечника (с «воздушным центром»). Их можно расположить параллельно (a) или перпендикулярно (b) столу пациента, причём перпендикулярное расположение (от головы до ног) более распространено.

Верхний предел величины напряжённости магнитного поля для катушек с большой апертурой составляет около 0,7 Тл, но в обычных коммерческих магнитах верхней границей считают 0,3 Тл. Резистивные магниты имеют поле рассеяния. Их масса обычно не превышает 5 т. Среди всех МР-томографов самыми лёгкими бывают именно томографы с резистивными магнитами. Их важное преимущество — возможность выключения, когда томограф не используют, или в непредвиденных случаях.

Комбинированные (гибридные) магниты

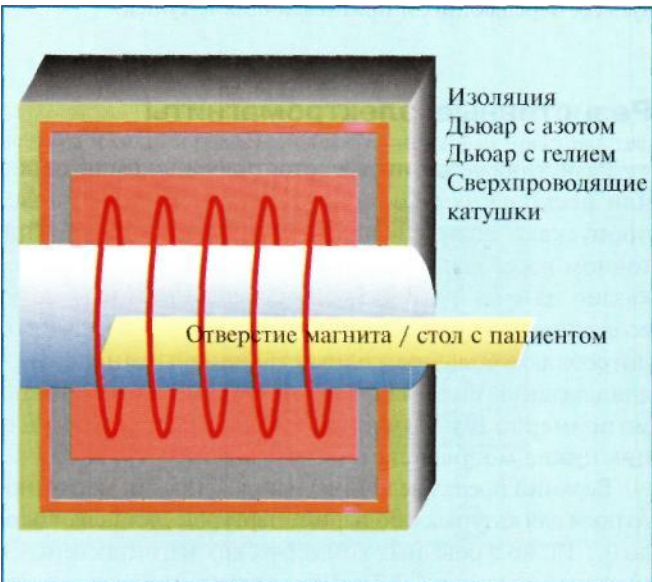
Некоторые компании создали магниты, конструкция которых совмещает основные принципы постоянных и резистивных магнитов. Комбинированные (гибридные) магниты — электромагниты с железным сердечником, в которых магнитная энергия резистивного магнита сосредоточена в зазоре между двумя полюсными наконечниками. Напряжённость поля таких магнитов достигает величины 0,4 Тл, что используют чаще всего. Их масса составляет от 10 до 15 т.



Схематические изображения постоянного (а) и комбинированного (гибридного) (b) магнитов.

Сверхпроводящие магниты

Некоторые сплавы при охлаждении до температуры, близкой к абсолютному нулю, полностью теряют электрическое сопротивление: они становятся сверхпроводящими. Поэтому если из таких сверхпроводящих сплавов сделать катушку и поместить её в жидкий гелий (при температуре ниже критического значения — между -263 и -269 °С, или 4 и 10 К), через неё можно пропускать электрический ток большой силы, создавая очень стабильные магнитные поля большой напряжённости. Конструкция сверхпроводящих магнитов включает двойную систему охлаждения: в первом термосе (такие термосы называют *криостатами*, или *дьюарами*) охлаждающей жидкостью служит жидкий азот, во втором, внутреннем дьюаре — жидкий гелий



«Заряжённый» током сверхпроводящий магнит фактически не потребляет электрической энергии, но расходует охлаждающую жидкость. Жидкий гелий обязательно нужно пополнять. Для этого либо заправляют новый, либо компрессор, присоединённый к МР-томографу, снова возвращает гелий в жидкое состояние. Сверхпроводящие магниты имеют большое поле рассеяния, поэтому такие магниты обычно экранируют, чтобы защитить окружающее пространство.

Ограничения величины напряжённости магнитного поля сверхпроводящих магнитов ещё не установлены. Для получения изображений уже применяли томографы небольшого размера (с небольшим диаметром апертуры) с напряжённостью поля до 9,4 Тл и томографы для исследования всего тела до 8 Тл; для спектроскопии используют поля напряжённостью до 14,1 Тл.

Минимальная напряжённость магнитного поля, способная нарушить функционирование некоторых приборов

1 Гаусс
= 0,0001 Тл

Неэкранированные:

- цветные мониторы;
- усилители изображений;
- фотоумножители;
- гамма-камеры;
- компьютерные томографы

5 Гаусс
= 0,0005 Тл

Нейростимуляторы и биостимулирующие приборы, например искусственные водители ритма

10 Гаусс
= 0,001 Тл

Магнитные носители информации: диски, дискеты, магнитные ленты, кредитные карты

Экранированные:

- фотоумножители;
- гамма-камеры;
- компьютерные томографы;
- цветные мониторы

20 Гаусс
= 0,002 Тл

Компьютеры, дисковые накопители, механические часы

Шиммирование

Ни один из магнитов не создаёт идеально однородного поля, однако тщательное изготовление конструкции делает возможным создание полей, в которых неоднородность в исследуемой области (в области интереса) не превосходит 100 миллионных долей (м.д.).

Неоднородности магнитного поля снижают эффективность МРТ-исследования и делают невозможным проведение спектроскопии. Для улучшения характеристик магнитного поля большинство МР-томографов снабжено шиммирующими катушками (шиммирование — корректировка неоднородностей магнитного поля). При пропускании электрического тока через эти катушки создаются корректирующие магнитные поля, компенсирующие изначальную неоднородность поля магнита.

Экранирование

Экранирование применяют для ограничения рассеяния поля магнита, компенсации неоднородности магнитного поля, отчасти — для увеличения его напряжённости, а также защиты окружающего пространства.

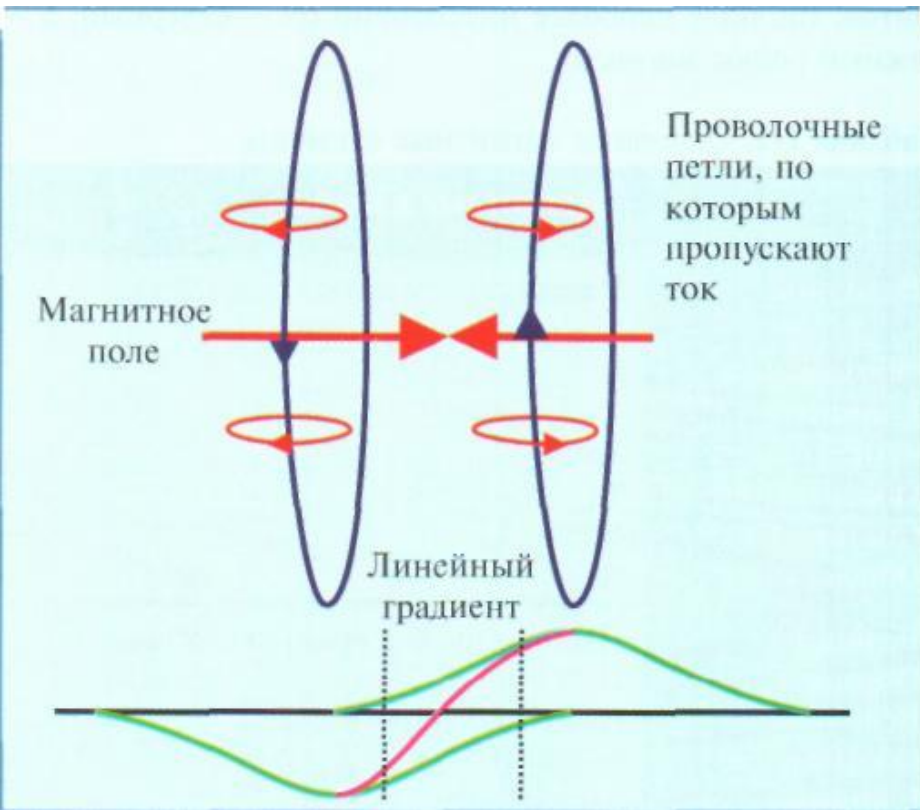
Пассивное экранирование создают при помощи большого железного экрана массой, по меньшей мере, 30 т, симметрично расположенного вокруг магнита.

Активное экранирование — с помощью дополнительных сверхпроводящих катушек. В то время как внутренний набор катушек создаёт основное магнитное поле, внешний взаимодействует с окружающим магнитным полем рассеяния, ослабляя его. Обычно оба набора катушек соединены электрически для обеспечения безопасной эксплуатации.

Градиентные магнитные поля

Градиентные магнитные поля необходимы для получения МР-изображений.

Две проволочные петли поместить на определённом расстоянии и пропускать через них электрический ток в противоположных направлениях, между ними образуется магнитное поле с линейным изменением напряжённости -называют градиентным. Постоянное и градиентные магнитные поля – важнейшие элементы МРТ.



Частично перекрывающиеся магнитные поля (зелёный цвет) с линейным градиентом (малиновый цвет).



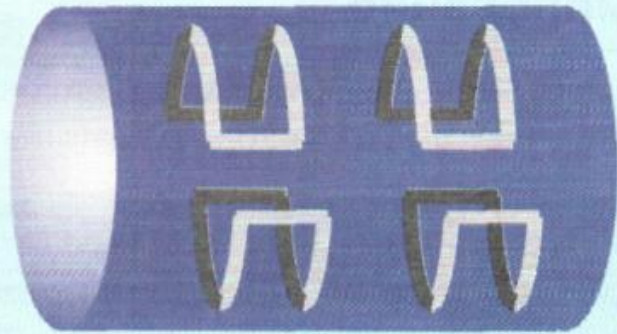
Для создания слабого магнитного поля в трёх направлениях пространства необходимо три набора градиентных катушек.

У МР-томографов со средними и слабыми полями напряжённость поля, создаваемого градиентными катушками, примерно в 100 раз меньше напряжённости основного поля.

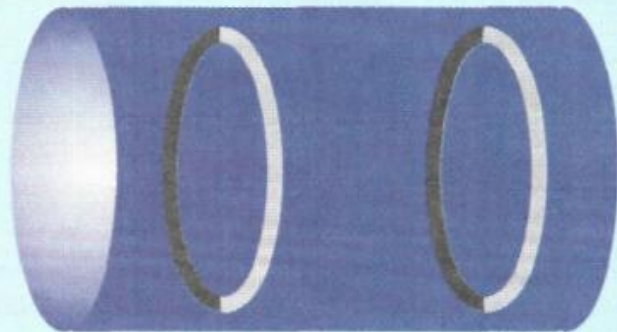
Градиентное поле, создаваемое градиентными катушками, характеризуется *пиковой амплитудой*, измеряемой в мТл/м. Общепринятой пиковой амплитудой служит величина 10 мТл/м, тогда как томографы высокого класса с сильным градиентным полем имеют пиковую амплитуду вплоть до 30 мТл/м. Вторая важная характеристика градиентного поля — *время нарастания градиента* (мс) или *скорость его нарастания* (мТл/м/мс). Чем меньше время или быстрее скорость нарастания градиента, тем выше будет производительность томографа, то есть получение данных для построения изображения будет производиться быстрее.



Градиентные катушки, создающие поле вдоль оси x



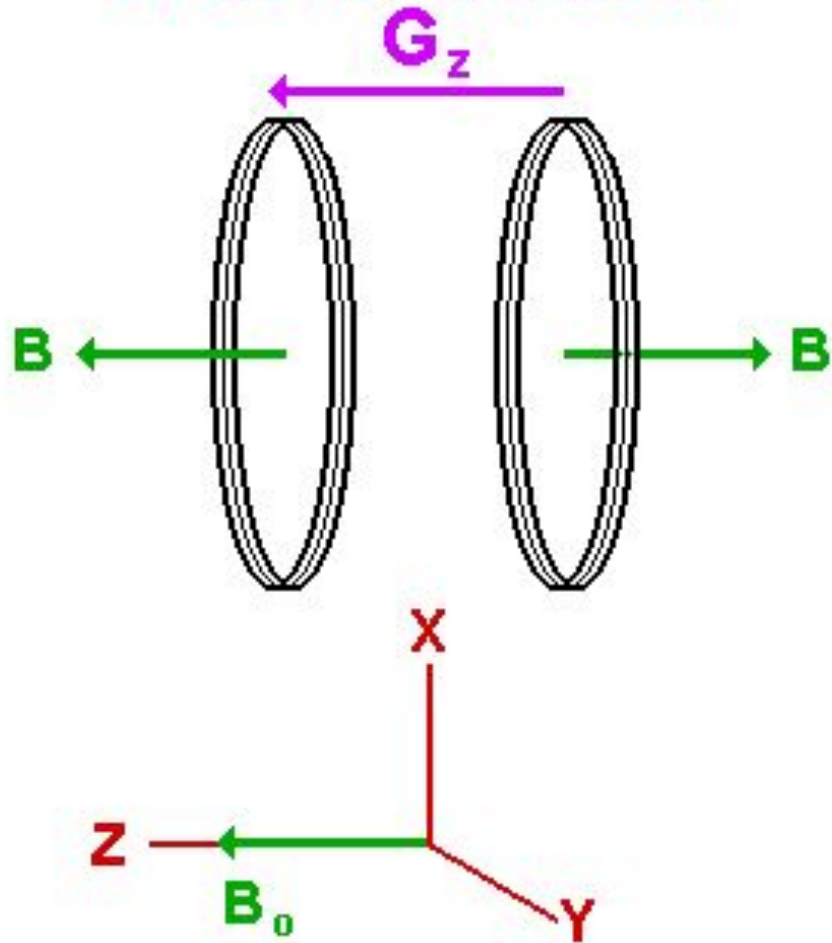
Градиентные катушки, создающие поле вдоль оси y



Градиентные катушки, создающие поле вдоль оси z

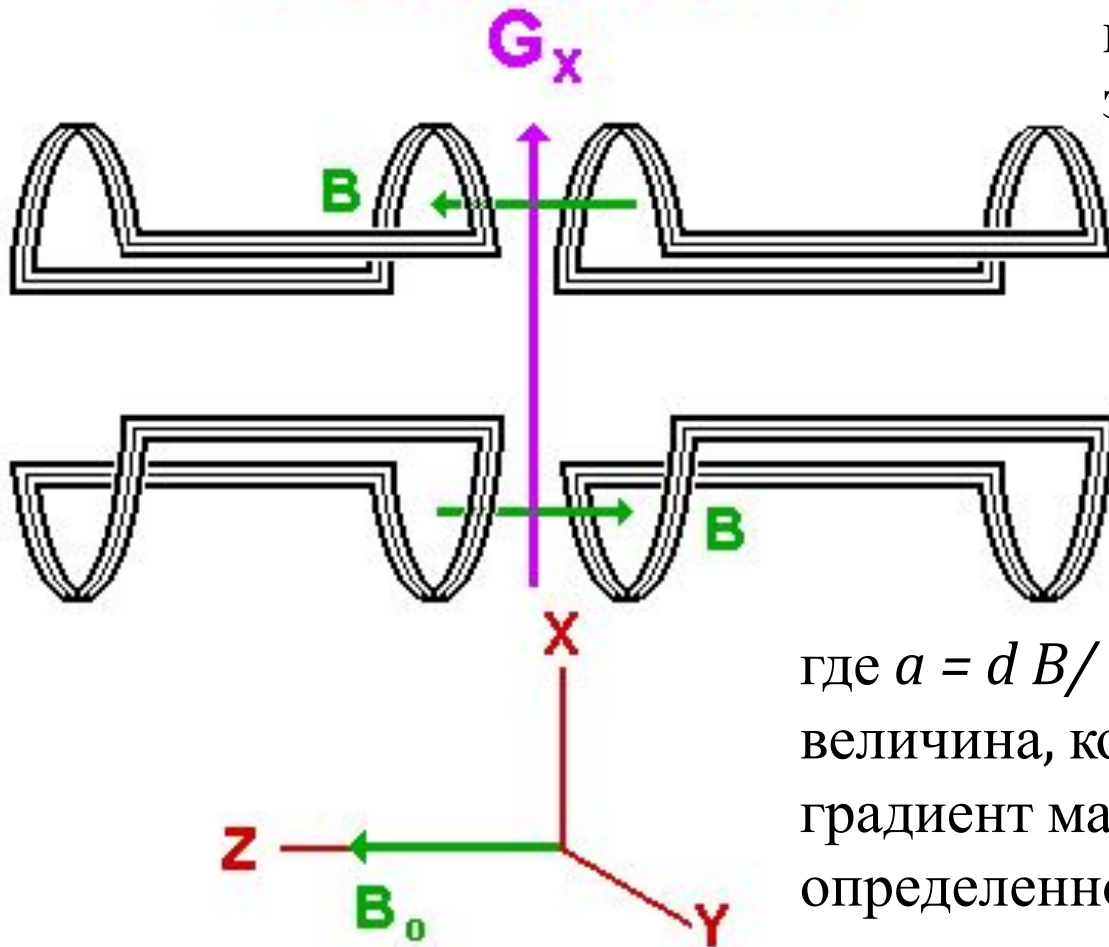
Схематическое изображение градиентных катушек для томографов со сверхпроводящими или резистивными магнитами. Для создания градиентного магнитного поля во всех трёх направлениях пространства (по осям x , y и z) три набора градиентных катушек устанавливают в отверстиях МР-томографа. По-разному изменяя ток, пропускаемый через каждый набор катушек, можно выделить срез через тело пациента в любом направлении.

Z Gradient Coil



Ток проходит в противоположных направлениях в двух катушках, создавая градиент магнитного поля между двумя катушками. Поле B одной катушки прибавляется к полю B_0 , в то время как поле B в центре другой катушки отнимается от поля B_0 .

X Gradient Coil



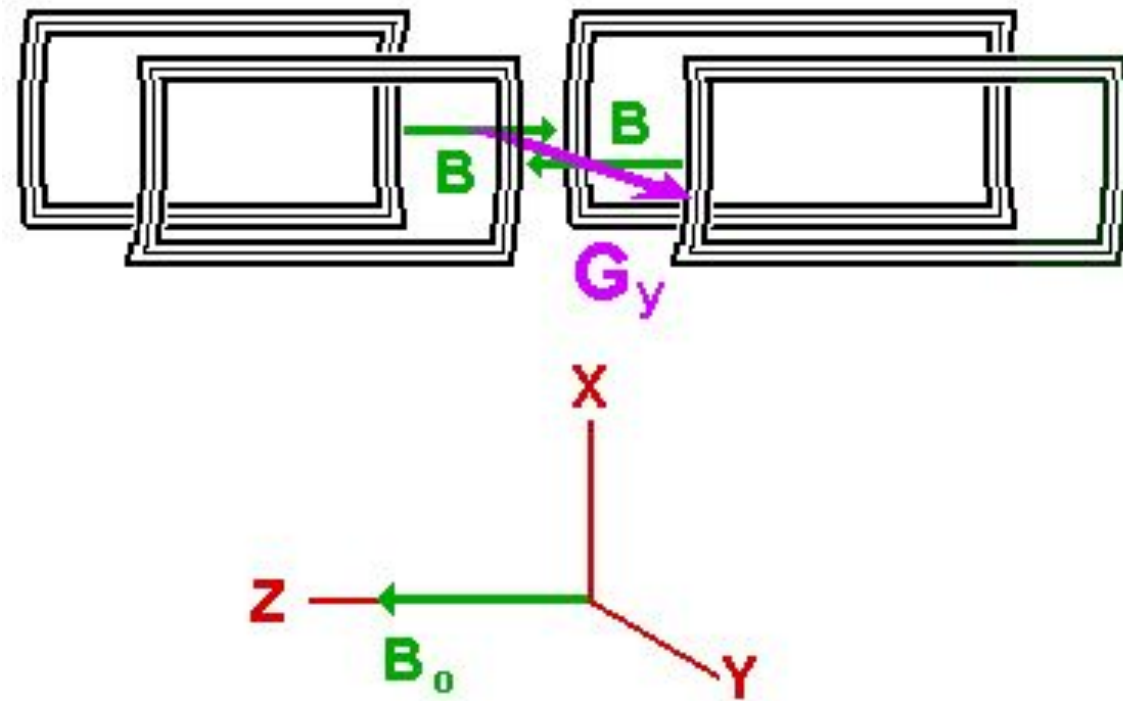
Изменение индукции B с координатой x происходит по закону:

$$B(x) = B_0 + a x,$$

где $a = dB/dx = const$ - постоянная величина, которая характеризует градиент магнитного поля; B_0 - определенное значение индукции, которая достигается внутри исследуемого объекта.

Катушки, имеющие вид восьмерки, по направлению X создают градиент в B_0 по этому направлению, благодаря направлению тока, проходящего через катушки.

Y Gradient Coil



Катушки, имеющие вид восьмерки, по направлению Y создают аналогичный градиент в B_0 вдоль оси Y .

$$B(x) = B_0 + a x,$$

Передатчик и приёмник

Первоначальное возбуждение ядер осуществляется при помощи короткого РЧ-импульса частоты, близкой к частоте Лармора. Радиоволны и импульсы генерирует передатчик.

Нужную частоту для РЧ-импульса формирует синтезатор частоты. Затем, на выходе синтезатора, частота импульса модулируется некоторой «огибающей» для создания необходимой формы импульса для РЧ-возбуждения.

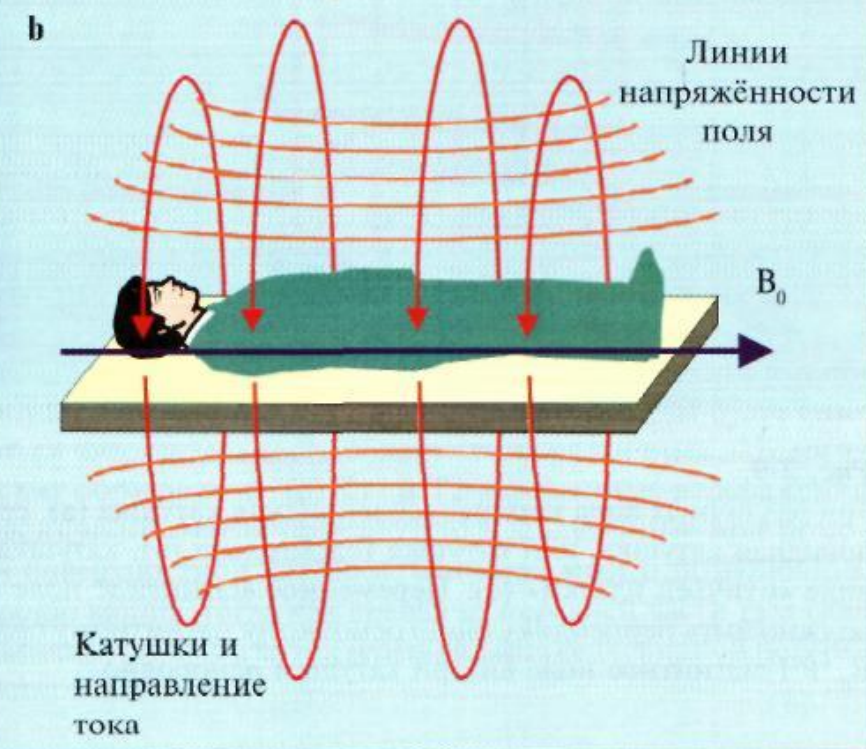
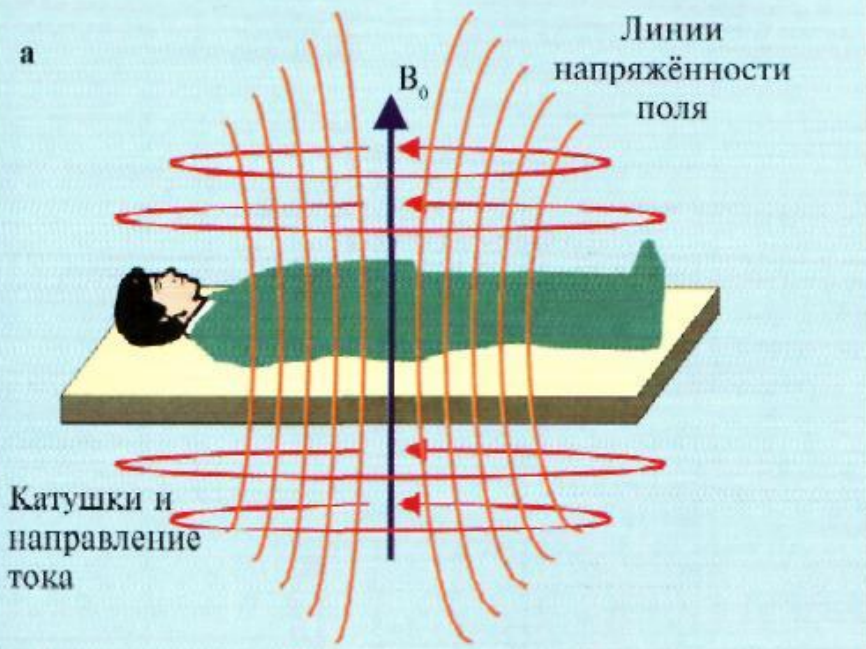
В качестве приёмника используют высокочувствительный детектор сигналов, работающий в диапазоне высоких или сверхвысоких частот. МР-сигнал имеет амплитуду в несколько микровольт. В приёмнике сигнал усиливается в 500—1000 раз. Затем сигнал преобразуется по частоте из высоких частот (МГц) в звуковые частоты (кГц).

Передающие и принимающие катушки

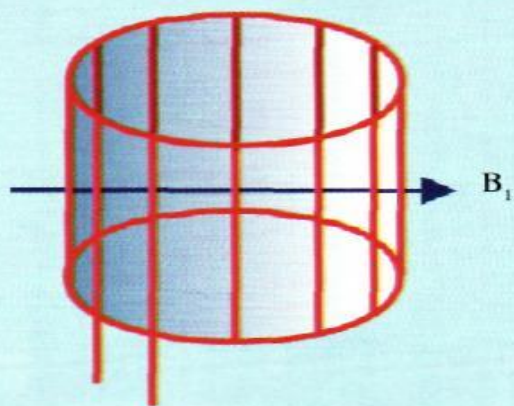
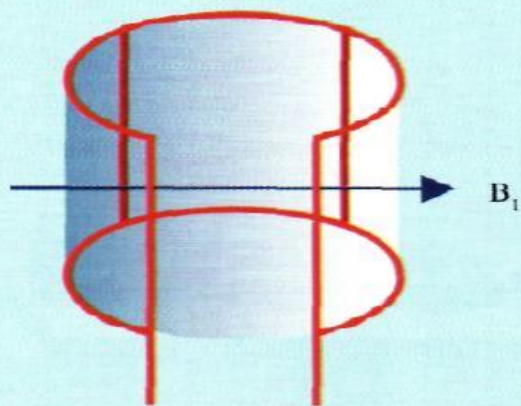
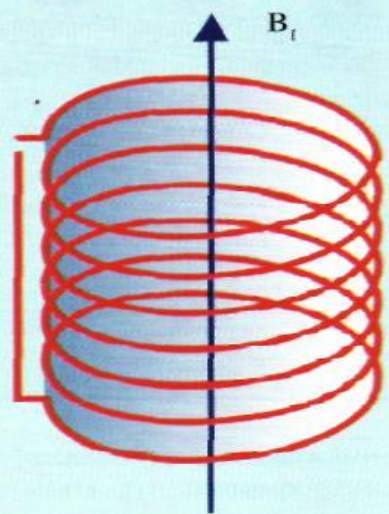
Исследуемый объект помещают внутрь антенны или катушки, при этом желательно, чтобы находящийся внутри катушки объект максимально заполнял её пространство. Катушка должна быть заполнена, по меньшей мере, на 70%.

Для того чтобы возбудить спины исследуемого объекта, переменное магнитное поле B_1 РЧ-катушек нужно направить перпендикулярно основному полю B_0 , создаваемому магнитом. В большинстве МР-томографов основное магнитное поле направлено вдоль отверстия магнита, поэтому катушки должны формировать поле, перпендикулярное отверстию магнита. Для передачи РЧ-импульсов и приёма сигнала можно использовать отдельные катушки, хотя в большинстве случаев это осуществляет одна и та же приёмно-передающая катушка.

Возбуждающий импульс на несколько порядков мощнее, чем ответный МР-сигнал, излучаемый организмом человека, приёмник может быть повреждён, если его подвергать воздействию всех или даже некоторых РЧ-импульсов. Для решения этой проблемы используют специальное устройство, называемое приёмнико-передатчиковым переключателем, способное очень быстро переключать направление соответствующих сигналов.



Направление основного магнитного поля зависит от расположения катушек в магните. Поле может быть направлено вертикально (a) или горизонтально (b). В сверхпроводящих и некоторых резистивных магнитах поле направлено горизонтально, то есть параллельно положению пациента в магните. Катушка состоит из одного или нескольких витков проводника с малым сопротивлением, обычно медного. Конфигурация единственного или многочисленных витков обеспечивает правильное формирование возбуждающего импульса и последующую регистрацию сигнала.



Три различных вида катушек: соленоидная катушка (a), седловидная катушка, или катушка Гельмгольца (b), катушка в виде «птичьей клетки» (c). Переменное магнитное поле B_1 должно быть перпендикулярно основному магнитному полю B_0 . РЧ-магнитное поле внутри катушки однородно

Создание изображения

В МРТ реконструкцией изображений называют преобразование полученных «сырых» данных в томограммы.

Изображения можно создавать несколькими методами: точка-за-точкой, линия-за-линией, срезами; или же срезы можно реконструировать из целого объёма данных. Почти все МР-методы, применяемые в настоящее время, либо плоскостные (срезы), либо объёмные. В первом случае МР-исследование ограничивается выбранным срезом через объект, такие методы часто называют двумерными (2D — two-dimensional), поскольку они кодируют только два пространственных направления.

Объёмные методы пространственно кодируют весь объём исследования, поэтому их называют трёхмерными (3D — three-dimensional).

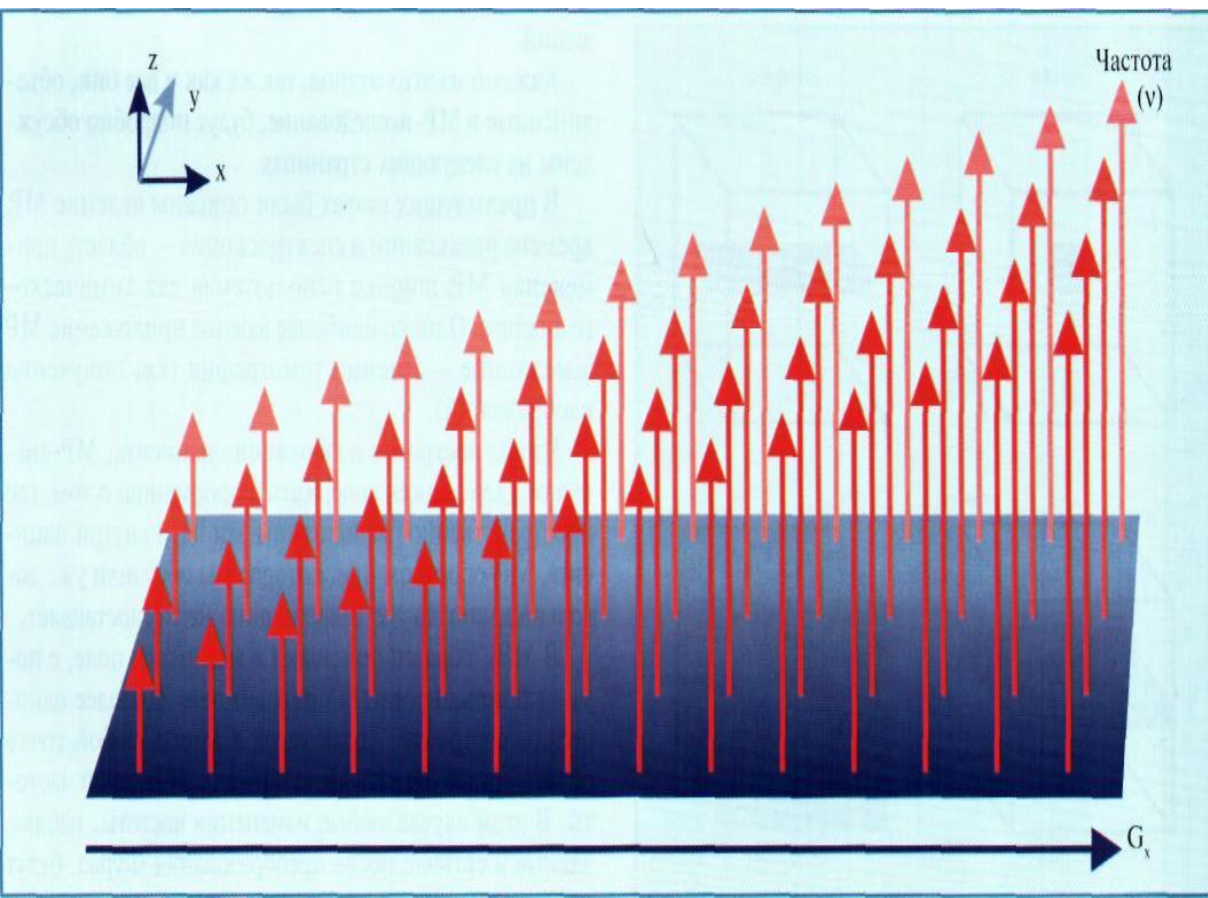
Создание изображения включает следующие этапы:

- локализацию спинов в исследуемой области;
- возбуждение выбранных спинов;
- пространственное кодирование сигнала, исходящего от этих спинов;
- регистрацию сигнала и реконструкцию изображений.

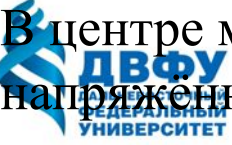


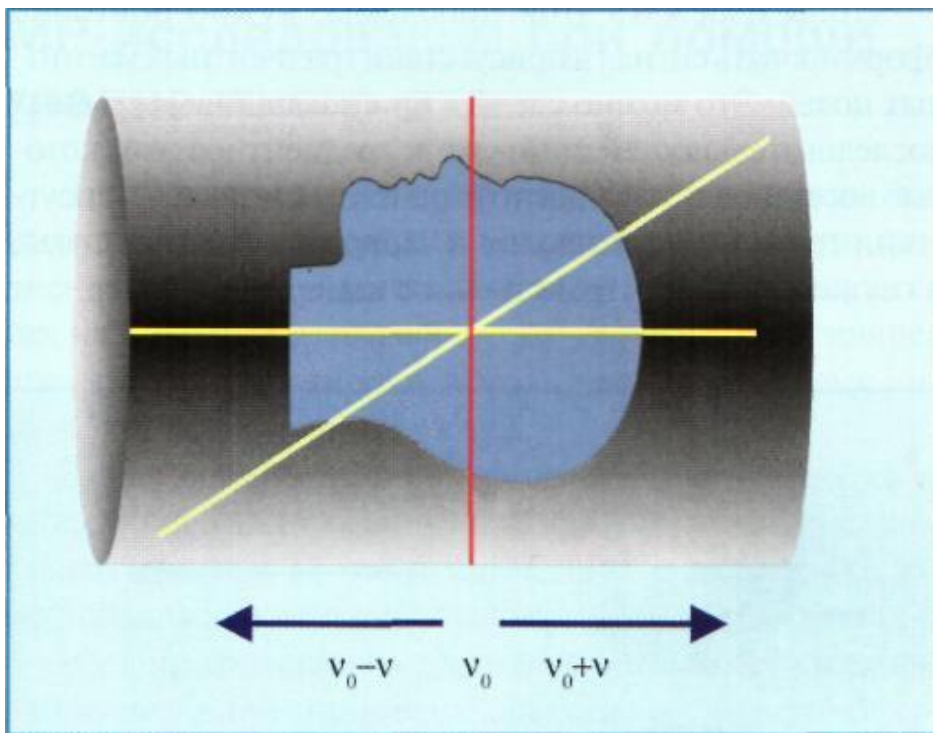
Локализация спинов при помощи градиентных магнитных полей

Частота Лармора пропорциональна величине напряжённости магнитного поля. Если создать магнитное поле, напряжённость которого будет линейно изменяться вдоль исследуемого объекта, то резонансные частоты ядер, находящихся в разных точках пространства, также будут линейно изменяться. Это явление называют *наложением градиентного магнитного поля*. В настоящее время градиентные магнитные поля применяют для *пространственного кодирования* во всех методах получения МР-изображений.



Под влиянием градиентного магнитного поля частоты прецессии ядер разбрасываются по определённому диапазону значений. В данном случае градиент направлен вдоль оси x .

 В центре магнита резонансная частота остаётся неизменной, поскольку там напряжённость градиентного поля равна нулю. Тогда как по обе стороны от этой точки резонансная частота либо увеличится, либо уменьшится в зависимости от полярности градиента



Градиентные магнитные поля накладываются на постоянные, в результате различные части исследуемого образца подвергаются воздействию магнитного поля с разным значением напряжённости. Только в центре образца напряжённость магнитного поля не меняется, поэтому и резонансная частота ядер ν_0 остаётся прежней.

Внутри магнита томографа установлен набор градиентных катушек, создающий градиентные магнитные поля, однообразно изменяющиеся вдоль каждой из трёх осей (x, y и z). Напряжённость этих градиентных магнитных полей достигает значений до 30 мТл/м в стандартных МР-томографах, хотя при использовании градиентных катушек меньшего размера или в специализированных томографах можно получить и более сильные градиенты.



Внутри магнита томографа установлен набор градиентных катушек, создающих градиентные магнитные поля, однообразно изменяющиеся вдоль каждой из трёх осей (x , y и z). Напряжённость этих градиентных магнитных полей достигает значений до 30 мТл/м в стандартных МР-томографах, хотя при использовании градиентных катушек меньшего размера или в специализированных томографах можно получить и более сильные градиенты. Измерение сигнала магнитного резонанса ядер водорода в условиях градиентных магнитных полей имеет определенные технические трудности, так как этот сигнал очень слабый и относительно быстро затухает (из-за ускоренной спин-спиновой релаксации). Для того, чтобы его измерить в этих условиях приходится повторно формировать этот сигнал при наличии градиентных магнитных полей. Существуют два способа формирования такого сигнала: с помощью получения **спинового эхо** или формируя **градиентное эхо**.