

Лекция 5.

Тема 3 Методы структурной диагностики. Компьютерная томография

1. Проекционные и томографические методы
2. Принцип получения томографических изображений
3. Линейная томография
4. Компьютерная томография
5. Пять поколений КТ-сканеров
6. Основные элементы компьютерного томографа
7. Разновидности КТ
8. Достоинства и недостатки КТ

1. Проекционные и томографические методы

По способу визуализации различают проекционные и томографические методы структурной диагностики.

Классические методы рентгенодиагностики относятся к проекционным методам: при этом проводят зондирование (облучение) объекта с некоторого ракурса и получают его *теневое изображение* (проекцию). Проекционные методы работают по принципу «один ракурс — один снимок». При этом никакие математические преобразования для получения изображения не производятся.

Томографические методы позволяют получать послойные изображения внутренней структуры объекта.

Существует две разновидности томографии:

1) *Анатомическая, или разрушающая томография* (биотомия) основана на рассечении тканей на тонкие слои с помощью микротомы с последующей их фиксацией с помощью химических веществ. Для сохранения формы исследуемый биологический объект, как правило, замораживается. Этим методом получают гистологические препараты. Создателем данного метода является Николай Иванович Пирогов (1810-1881г.) русский хирург и учёный-анатом, автор первого атласа топографической анатомии.

2) *Реконструктивная, или неразрушающая томография* — получение тем или иным способом информации о распределении интересующего параметра в объекте послойно без разрушения объекта.

В свою очередь, к реконструктивной томографии относятся *аналоговая и компьютерная томография*.

По типу получаемых изображений различают следующие виды томографии:

двумерная: производится многоракурсная съёмка — в результате получают набор одномерных проекций, которые подвергаются математической обработке — в результате получают двумерную томограмму;

трёхмерная послойная: производится многоракурсная съёмка во множестве параллельных плоскостей — получают набор одномерных проекций, затем —

набор двумерных томограмм и после математической обработки — получается трёхмерная томограмма;

трёхмерная произвольная: производится многоракурсная съёмка во множестве произвольных плоскостей (в том числе, пересекающихся).

2. Принцип получения томографических изображений.

Рентгеновский снимок –теневое изображение.

Обычная рентгенограмма охватывает большой участок тела, причем различные органы и ткани затеняют друг друга. При этом пленка, объект и рентгеновская трубка остаются неподвижными.

Схема образования послойного изображения.

Рассмотрим схему получения томограмм. Объект исследования (Об) расположен между излучателем - рентгеновской трубкой (РТ) и фотопленкой (ФП). Предположим, что необходимо визуализировать конкретный точечный объект (на рис. - черный кружок), который окружен другими объектами, не представляющих интереса в данный момент (белые кружки).

Можно избежать наложения изображений различных органов, если периодически совместно в противоположных направлениях перемещать рентгеновскую трубку РТ и Фотопленку ФП относительно объекта исследования Об. Рентгеновские лучи при любом положении рентгеновской трубки 1,2.....5 проходят через одну и ту же точку объекта, являющуюся центром, относительно которого совершается периодическое движение РТ и ФП. Эта точка, точнее небольшое непрозрачное включение, показана темным кружком. Его теневое изображение перемещается вместе с ФП, занимая последовательно положения 1,2,3..... Остальные включения в теле создают на ФП некоторый общий фон, так как рентгеновские лучи непостоянно затеняются ими. Изменяя положение этой точки можно получить послойное рентгеновское изображение тела.

3. Линейная, или классическая томография —

Это исторически первый вид томографии, с помощью которого можно получить снимок слоя, лежащего на определённой глубине исследуемого объекта. Впервые метод томографии был предложен в 1914 году Маером. В 1933-1934 годах Гросманну удалось создать первый *рентгеновский линейный томограф*. В 1934 году в Германии начали производить первые серийные линейные томографы.

Наибольшее распространение получил метод съёмки, при котором исследуемый объект оставался неподвижным, а рентгеновская трубка и кассета с плёнкой согласованно перемещались в противоположных направлениях. В настоящее время доля данный метод утратил свою актуальность в связи с малой информативностью и высокой лучевой нагрузкой.

4. Компьютерная рентгеновская томография (КТ)

Теоретической основой компьютерной томографии является вычислительная томография - область математики, занимающаяся разработкой математических методов и алгоритмов реконструкции внутренней структуры объекта по проекционным данным, полученным в различных пересекающихся направлениях.

Метод был предложен в 1972 году Годфри Хаунсфилдом (Англия) и Алланом Кормаком (США), удостоенными за эту разработку Нобелевской премии.

В настоящее время рентгеновская компьютерная томография является основным томографическим методом исследования внутренних органов человека с использованием рентгеновского излучения.

Принцип получения томограммы.

Основой компьютерно-томографического процесса является вычисление коэффициентов линейного ослабления рентгеновского излучения при прохождении через человеческое тело в каждой из использованных проекций при сканировании объекта.

Три этапа компьютерно-томографического процесса.

Построение изображения можно условно разделить на три этапа:

1. сбор проекционных данных в процессе сканирования,
2. реконструкция томографического слоя,
3. изображение томографического слоя на экране монитора.

Шкала Хаунсфилда

Обычный компьютерный монитор способен отображать до 256 оттенков серого цвета, некоторые специализированные медицинские аппараты способны показывать до 1024 оттенков.

Коэффициенты поглощения принято измерять в единицах Хаунсфилда (ед.Н.), за 0 принят КП воды, за -1000 - КП воздуха, за +1000 КП костей. Шаг томографа составляет от 1 до 10 мм, время сканирования 3 и 4,8 сек, время восстановления изображения на дисплее 3-6 сек., максимальный вес пациента - 150 кг. Время исследования одного больного варьирует от 20 до 45 мин., время обработки информации с выдачей заключения и пленки – 40-60 мин.

5. Пять поколений КТ-сканеров.

Конструкция компьютерного томографа за годы его существования претерпела значительные изменения. В целом можно выделить пять поколений КТ-сканеров.

В томографах *I* поколения, появившихся в 1973 г., имелась одна остронаправленная рентгеновская трубка и один детектор, которые синхронно передвигались вдоль рамы. Измерения проводились в 160 положениях трубки, затем рама поворачивалась на угол 1° и измерения повторялись. Сами измерения длились около 4,5 минут, а обработка полученных данных, и реконструкция изображения на специальном компьютере занимали 2,5 часа.

Томографы 2 поколения (например, СТ-1010, ЕМІ, Великобритания) имели уже несколько детекторов, работающих одновременно, а трубка излучала не остронаправленный, а веерный пучок. Также, как и томограф 1 поколения, он использовал параллельное сканирование, но угол поворота трубки увеличился до 30°. Общее время измерений, необходимых для получения одного изображения, значительно сократилось и составляло 20 секунд. Типичным для данной схемы сканирования является то, что она основана на учете только первичных фотонов источника.

В томографах 3 поколения (середина 1970-х гг.) трубка излучала широкий веерный пучок лучей, направленный на множество детекторов (около 700), расположенных по дуге. Усовершенствованная конструкция сделала возможным непрерывное вращение трубки и детекторов на 360° по часовой стрелке (рис. в) за счет использования кольца скольжения при подведении напряжения. Это позволило устранить стадию перемещения трубки и сократить время, необходимое для получения одного изображения до 10 секунд. Такие томографы позволили проводить исследования движущихся частей тела (легких и брюшной полости) и сделали возможным разработку спирального алгоритма сбора данных.

В томографах 4 поколения (Pfizer 0450, США) имелось сплошное неподвижное кольцо детекторов (1088 люминисцентных датчиков) и излучающая веерный пучок лучей рентгеновская трубка, вращающаяся вокруг пациента внутри кольца. Время сканирования для каждой проекции сократилось до 0,7 с, а качество изображения улучшилось. В данных томографах необходимо учитывать влияние эффекта рассеяния при переносе излучения, которое в зависимости от используемой энергии источника может быть рэлеевским или комптоновским.

Томографы 5 поколения - электронно-лучевые томографы, появились в начале 1980-х. В них поток электронов создается неподвижной электронно-лучевой пушкой, расположенной за томографом. Проходя сквозь вакуум, поток фокусируется и направляется электромагнитными катушками на вольфрамовую мишень в виде дуги окружности (около 210°), расположенную под столом пациента. Мишени расположены в четыре ряда, имеют большую массу и охлаждаются проточной водой, что решает проблемы теплоотвода. Напротив мишеней расположена неподвижная система быстродействующих твердотельных детекторов, расположенных в форме дуги 216°. Данные томографы используются при исследованиях сердца, т.к. позволяют получать изображение за 33 мс со скоростью 30 кадров/секунду, а число срезов не ограничено теплоемкостью трубки. Такие изображения не содержат артефактов от пульсации сердца, но имеют более низкое соотношение сигнал/шум.

6. Основные элементы компьютерного томографа.

В состав любого КТ-сканера входят следующие основные блоки:

1. Штатив гентри со столом пациента и блоками управления;
2. высоковольтный генератор;
3. вычислительная система;
4. консоль оператора.

Штатив гентри имеет отверстие диаметром 50-70 см, через которое происходит горизонтальное перемещение стола с пациентом.

Внутри гентри расположены блоки, обеспечивающие сбор данных: рентгеновская трубка и коллиматоры, детекторы и система сбора данных, контроллер трубки (контроллер движения ротора), генератор высоких частот, встроенный микрокомпьютер (регулирующий напряжение и ток на трубке), компьютер, обеспечивающий обмен данными с консолью.

Рентгеновская трубка

Рентгеновские трубки в современных КТ-системах имеют мощность 20-60 кВт при напряжении 80-140 кВ. При максимальных значения мощности во избежание перегрева трубки такие системы могут работать ограниченное время; эти ограничения определяются свойствами анода и генератора. Современные системы с несколькими рядами детекторов и эффективным использованием ресурса трубки практически сняли эти ограничения. Сила тока на трубке также может устанавливаться в пределах от 10мА до 440 мА, что позволяет добиться оптимального соотношения между качеством изображения (уровнем шума) и дозой облучения пациента.

В компьютерном томографе рентгеновская трубка совместно с системой коллимирования создает узкий веерообразный пучок лучей, угол расхождения которого составляет 30° – 50° . Ослабление рентгеновского луча при прохождении через объект регистрируется детекторами, преобразующими регистрируемое рентгеновское излучение в электрические сигналы. Затем эти аналоговые сигналы усиливаются электронными модулями и преобразуются в цифровые импульсы. Некоторые материалы оказываются очень эффективными для преобразования рентгеновского излучения. Например, Siemens использует UFC-детекторы (сверхбыстрые керамические детекторы), которые благодаря хорошим свойствам материала дают превосходное качество изображения. Чаще в КТ используются два типа детекторов – люминесцентные и газовые.

Детекторы

В *люминесцентных детекторах* используются люминесцентные кристаллы, соединенные с трубкой фотоумножителя для преобразования вспышек света в электроны. Количество произведенного света прямо пропорционально энергии поглощенных лучей. Такие детекторы использовались в сканерах 1 и 2 поколений. Их недостатками является невозможность близкого расположения друг к другу и эффект послесвечения.

Газовый детектор представляет собой камеру ионизации, заполненную ксеноном или криптоном. Ионизированный газ, пропорциональный излучению, падающему на камеру, вызывает соединение электронов с вольфрамовыми пластинами. Пластины расположены на расстоянии 1.5 мм друг от друга. Газовые детекторы были разработаны для сканеров 3 поколения и дают высокое разрешение и чувствительность. Их эффективность близка к 100%, поскольку они могут быть расположены близко друг к другу.

Система фильтрации

Фильтры обеспечивают равномерное распределение фотонов поперек рентгеновского луча и уменьшают суммарную дозу облучения, удаляя более мягкое излучение. Обычно они сделаны из алюминия, графита или тефлона.

Консоль управления столом пациента и гентри используется для контроля горизонтального и вертикального движения стола, позиционирования пациента, наклона гентри относительно вертикальной оси сканера.

Компьютер осуществляет реконструкцию изображения, решая более 30 000 уравнений одновременно. В современных томографах программное обеспечение для обработки изображений во многом определяет их клиническую производительность и информативность регистрируемых данных и составляет 1/3 общей стоимости сканера. Компьютер получает сигнал в аналоговой форме и преобразовывает его в двоичный код, используя аналогово-цифровой преобразователь. Цифровой сигнал хранится в течение сканирования что позволяет после его окончания реконструировать изображение в заданной плоскости.

7. Разновидности КТ

1) Электронно-лучевая КТ - использует в качестве источника излучения не рентгеновские лучи, а вакуумные электронные пушки, испускающие быстрые электроны. Применяют пока только в кардиологии.

2) Поперечная КТ – использует рентгеновские лучи. При этом осуществляется движение рентгеновской трубки по окружности, в центре которой находится объект. Получаются поперечные срезы тела человека на любом уровне.

3) Спиральная КТ – отличается тем, что рентгеновская трубка движется по спирали по отношению к объекту и за несколько секунд его сканирует. Кроме поперечных (горизонтальных) можно получить фронтальные и сагиттальные срезы, что расширяет ее диагностические возможности. На основании спиральной КТ разрабатывают новые методики:

-КТ-ангиография позволяет в трехмерном изображении видеть сосуды.

-Трехмерная КТ способствует объемному изучению органов.

4) Многослойная (многосрезовая) компьютерная томография (МСКТ)

Принципиальное отличие МСКТ от спиральных томографов в том, что по окружности гентри расположены не один, а два и более ряда детекторов.

В 1992 году появились первые *двухсрезовые (двухспиральные)* МСКТ с двумя рядами детекторов, а в 1998 году — *четырёхсрезовые (четырёхспиральные)*, с четырьмя рядами детекторов соответственно и с увеличенным количеством оборотов рентгеновской трубки с одного до двух в секунду. Четырёхспиральные МСКТ пятого поколения работают в восемь раз быстрее, чем обычные спиральные КТ четвертого поколения.

В настоящее время разработаны компьютерные 640-срезовые томографы. Они позволяют не только получать изображения, но и дают возможность

практически в «реальном» времени наблюдать физиологические процессы, происходящие в головном мозге и в сердце.

5) Компьютерная томография высокого разрешения (КТВР) – вариант компьютерной томографии, с улучшенным пространственным разрешением. Применяется в основном при визуализации паренхимы легких. В методе используются тонкие срезы (1 мм) и высоко-пространственно-частотный алгоритм. Иногда называется *тонкосрезовой* компьютерной томографией.

6) Низкодозная компьютерная томография высокого разрешения – использует меньшие токи, чем обычная КТВР. При этом несколько уменьшается разрешающая способность и диагностическая точность методики, но вариант лучше подходит для скрининга или повторных исследований.

8. Достоинства и недостатки КТ:

1. Благодаря КТ впервые за всю историю развития медицины появилась возможность изучать строение органов и тканей на живом человеке.

2. У КТ чрезвычайно высокое разрешение: КТ позволяет выявлять мельчайшие анатомические структуры размером всего в несколько миллиметров. Если при рентгенографии можно различить ткани с разницей в плотности 15-20%, то с помощью КТ – всего 0,5%.

3. КТ применяют при исследовании органов мало доступных для рентгенологического исследования, таких как головной и спинной мозг, печень, поджелудочная железа, лимфатические узлы, сердце. При этом КТ уточняет данные УЗИ.

4. Возможность детального изучения патологий. Например, можно отличить кисту от опухоли.

5. Надежно выявляются травматические повреждения костей, кальцификаты, патологии мелких костных структур.

6. Важнейшим достоинством компьютерной томографии является возможность работы в динамическом режиме, снимая последовательные «кадры» развития процесса движения жидкости (крови, лимфы, мочи), биения сердца, движения грудной клетки при дыхании.

7. Лучевая нагрузка при компьютерной томографии (измеряемая в мЗв) вопреки сложившемуся мнению значительно меньше, чем при обычном рентгенологическом исследовании, т.к. пучок рентгеновских лучей в томографе жестко коллимирован, таким образом зоны облучения рядом лежащих срезов практически не пересекаются, причем характерна локальность лучевой нагрузки, приходящейся на исследуемый слой, что обеспечивает в целом более низкое ее значение и относительно высокий уровень защиты других участков тела от рассеянного излучения. Суммарная доза облучения составляет от 1 до 7 мЗв. (При обычной рентгенографии - в зависимости от размера области облучения от 0,1 до 1 мЗв.)

Недостатки:

1. Лучевая нагрузка;

2. Недостаточно хорошо визуализируются мягкие ткани.