

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования "Красноярский государственный медицинский  
университет имени профессора В.Ф.Войно-Ясенецкого" Министерства  
здравоохранения Российской Федерации

Кафедра лучевой диагностики ИПО

РЕФЕРАТ

КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Выполнила: ординатор Устинова В.В.

Проверила: доцент Евдокимова Е.Ю.

Красноярск

2018

## Оглавление

1. Введение
2. Физические основы кт
3. Основные методы анализа
4. Специальные программы современной КТ
5. Литература

## Введение

Компьютерная томография – метод неразрушающего послойного исследования внутренней структуры объекта. Он основан на измерении и сложной компьютерной обработке разности ослабления выбранного вида излучения различными по плотности тканями во множестве проекций. Подобный принцип получения томограмм из проекционных данных лежит в основе рентгеновской компьютерной томографии, однофотонной эмиссионной компьютерной томографии, позитронно-эмиссионной томографии.

В более узком смысле термин КТ употребляют для обозначения только рентгеновского метода исследования. В этом случае основой компьютерно-томографического процесса является вычисление коэффициентов линейного ослабления рентгеновского излучения в каждой из использованных проекций при сканировании объекта.

Первые математические алгоритмы для КТ были разработаны в 1917 году австрийским математиком И. Радоном. Физической основой метода является экспоненциальный закон ослабления излучения, который справедлив для чисто поглощающих сред. В рентгеновском диапазоне излучения (электромагнитные волны, энергия фотонов которых лежит между ультрафиолетовым излучением и гамма-излучением, что соответствует длинам волн от  $10^{-12}$  до  $10^{-8}$  м) экспоненциальный закон выполняется с высокой степенью точности, поэтому разработанные математические алгоритмы были впервые применены именно для рентгеновской компьютерной томографии.

В 1963 году американский физик Кормак повторно (но отличным от Радона способом) решил задачу томографического восстановления, а в 1969 году английский инженер-физик Г.Хаунсфилд сконструировал «ЭМИ-сканер», который был предназначен для сканирования головы, клинические испытания которого прошли в 1972 году, и была получена первая вполне качественная томограмма головного мозга человека с опухолью. Первый КТ для всего тела установлен в 1974 году. В 1979 г. «за разработку компьютерной томографии» Кормак и Хаунсфилд удостоены Нобелевской премии по физиологии и медицине.

Физические основы КТ

КТ-метод рентгеновской томографии, при котором пучок рентгеновского излучения проходит через тонкий слой тела пациента в разных направлениях.

Построение изображения можно условно разделить на три этапа: сбор проекционных данных в процессе сканирования, реконструкция томографического слоя и его отображение на экране монитора. Сканирующее устройство КТ или гентри представляет собой металлическую кольцевидную раму, на которой закреплены рентгеновская трубка и система детекторов. Рентгеновская трубка движется вокруг объекта, расположенного в окне гентри (апертура). Возникающее у анода рентгеновской трубки излучение суживается таким образом, чтобы получить тонкий пучок веерообразной формы. Для этого используются коллиматоры, установленные у выходного окна рентгеновской трубки. Ширина пучка рентгеновских лучей достаточна для того, чтобы охватить весь диаметр объекта исследования. Толщина пучка рентгеновских лучей может произвольно меняться от 0,5 мм до 1,0 см.

После прохождения через объект ослабленное рентгеновское излучение регистрируется системой специальных детекторов. В качестве детекторов используются либо кристаллы химических соединений (например, йодида натрия), либо полые камеры, заполненные инертным газом (ксеноном или криптоном). Твердотельные детекторы более эффективны, чем газовые, так как улавливают большее количество квантов рентгеновского излучения. Количество детекторов колеблется от 250 до 1000 и даже более в зависимости от типа аппарата. Рентгеновские фотоны вызывают свечение кристалла или инертного газа в детекторах, при этом световая энергия преобразуется в электрические сигналы с помощью фотоэлектронного преобразователя.

Сканирование как диагностический метод предполагает регистрацию сигнала при перемещении источника излучения и\или воспринимающего устройства. В КТ сканирование осуществляется в результате вращения источника излучения вокруг объекта. В настоящее время различают типы сканирующих устройств и технологии сканирования. Тип сканирующего устройства определяется, прежде всего, характером движения источника излучения и детекторов вокруг объекта исследования. Принято выделять четыре основных типа или поколения КТ-установок. В системах первого и

второго поколения ротационно-ретрасляционных, рентгеновская трубка и один или несколько детекторов жестко укреплены на прямоугольной раме. В процессе исследования рама первоначально движется поперек тела пациента, поскольку ширина пучка рентгеновских лучей недостаточна для охвата всего поперечного сечения объекта исследования. По окончании линейного движения трубки рама совершает поворот на 1 градус и цикл повторяется вновь. Всего производится 180 циклов трансляционно-ротационного движения. Один слой обрабатывался около 4-5 минут, поэтому такие аппараты могли применяться для исследования неподвижных объектов, прежде всего головы. В аппаратах II поколения устанавливалось несколько детекторов, поэтому время сканирования существенно сократилось – до 20 секунд, но все равно оставалось большим для исследования движущихся объектов (легких, брюшной полости).

Первые 2 поколения КТ были вытеснены в конце 1970-х гг. томографами 3-го и 4-го поколений, которые используются и ныне. В томографах 3-го поколения рентгеновская трубка и совокупность детекторов синхронно вращаются вокруг пациента на 360 градусов. Массив детекторов покрывает полную ширину веерообразного пучка излучения. В томографах 4-го поколения элементы детекторов покрывают полный круг, окаймляя отверстие томографа, и остаются неподвижными во время сканирования. Вокруг пациента вращается только рентгеновская трубка. Однако КТ 3-го поколения обеспечивают лучшее подавление рассеивания, требуют меньшего количества элементов детекторов, поэтому недостаточно удобны для реализации многослойной КТ. Этим объясняется, почему на всех многослойных КТ используют технологию 3-го поколения.

Технология сканирования в КТ зависит от взаимного перемещения сканирующего устройства и объекта исследования в процессе сбора данных. В настоящее время существуют две принципиально различных технологии: последовательная (пошаговая) и спиральная.

Последовательная технология сканирования предполагает обязательную остановку рентгеновской трубки после каждого цикла вращения. Это необходимо для того, чтобы установить ее в исходное положение перед следующим циклом сканирования. В этот момент стол с пациентом передвигается на необходимое расстояние, называемое шагом стола, для получения следующей томограммы. Обычно величина шага стола равна

толщине пучка рентгеновского излучения. При исследовании груди и живота временной промежуток между циклами вращения рентгеновской трубки необходим также для того, чтобы пациент мог сделать вдох или выдох, а затем задержать дыхание на следующий период сканирования. Процесс сканирования в этом случае является дискретным, фрагментарным и разделен на отдельные циклы, равные одному обороту рентгеновской трубки вокруг объекта. Недостатками шагового сканирования являются: большая длительность исследования (время получения изображения 2-10 сек, перемещение стола в исходную позицию – 5-15 сек, в результате длительность исследования крупных анатомических областей – груди, живота – достигает 10-15 минут); несоответствие прилежащих томографических срезов (глубина вдоха перед каждым циклом сканирования отличается, что может привести к пропуску небольших патологических образований); двухмерные реформации в других плоскостях и трехмерные преобразования томограмм оказываются неинформативными. В настоящее время технология пошагового сканирования в виде челночного сканирования реализуется в программах перфузии, при проведении интервенционных процедур, а также при стандартном исследовании головы, и иногда – поясничного отдела позвоночника.

Технологический прорыв в КТ связан с появлением спирального томографа, который был представлен фирмой Сименс в 1988 году. В англоязычной литературе наиболее употребим термин «helical CT» - винтовая КТ, который подчеркивает наиболее существенные особенности этой технологии. Спиральное сканирование заключается в одномоментном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника излучения вокруг объекта и непрерывного поступательного движения стола с пациентом через окно гентри. При этом электрический ток подается на кольцо гентри, снимается браншами и направляется в рентгеновскую трубку. Наличие браншей, скользящих по кольцу гентри, позволяет обеспечить непрерывное движение трубки. В этом случае траектория пучка рентгеновских лучей, проецируемая на тело пациента, приобретает форму спирали. Скорость движения стола может произвольно меняться в зависимости от задач конкретного исследования. Поэтому протяженность зоны сканирования может быть различной в течение одинакового временного промежутка. Чем больше скорость смещения стола, тем большая зона включается в один цикл спирального сканирования. Принципиально важно, что скорость движения

стола может быть в 1,5-2 раза, а в установках многослойной КТ в 3-5 раз больше толщины томографического слоя без существенного ухудшения пространственного разрешения. Результатом спирального сканирования является непрерывный объем данных, который может быть произвольно разделен на необходимое число срезов заданной толщины с помощью так называемых алгоритмов формирования томографического слоя. Это позволяет изменять количество и качество изображения после сканирования, без дополнительного сканирования, т.е. без дополнительного облучения пациента.

Основное преимущество спиральной КТ заключается в значительном ускорении процесса сканирования, поскольку вращение рентгеновской трубки непрерывное. Сканирование одной анатомической области может быть проведено за 15-25 секунд, поэтому большинство исследований могут быть выполнены на одной задержке дыхания. Это исключает «пропуски» между слоями сканирования, а также делает возможным проведение КТ-ангиографии и качественное многофазное сканирование при дифференциальной диагностике опухолей различной локализации.

Дальнейший прорыв в технологии КТ связан с появлением многосрезовой (многослойной) компьютерной томографии, которая впервые была представлена в 1992 году. Принципиальное отличие МСКТ-томографов от спиральных томографов предыдущих поколений в том, что по окружности гентри расположены не один, а два и более ряда детекторов. Всегда используют технологию 3-го поколения с синхронно вращающейся трубкой и массивом твердотельных детекторов. Кроме того, производительность этих томографов дополнительно возрастает вследствие дальнейшего сокращения времени оборота трубы до 0,5 с. Таким образом, преимуществами МСКТ являются: более короткая продолжительность сканирования (уменьшает опасность артефактов от движения у детей, тяжелобольных пациентов, пациентов с одышкой; позволяет сканировать паренхиматозные органы в более точно заданную фазу контрастирования; значительно уменьшает количество контрастного вещества); более длинный диапазон сканирования (что важно для КТ-ангиографии); становятся доступными более тонкие срезы и даже изотропное изображение – одинаковое пространственное разрешение во всех направлениях. Это обеспечивает возможность практически изотропных многоплоскостных изображений с пространственным разрешением в любой произвольной плоскости, которое

равно пространственному разрешению МРТ или часто превышает последнее. Всего лишь через 20 лет после своего появления многосрезовые томографы полностью вытеснили односрезовые спиральные томографы. Более того, фирмы-производители КТ в настоящее время не выпускают 4-х, 8-срезовые томографы. «Рабочей лошадкой» компьютерной томографии на сегодня являются 16-срезовые КТ, которые позволяют проводить стандартные и КТ-ангиографические исследования всех областей (за исключением сердца) с достаточно высокой скоростью и хорошим качеством. С их помощью выполняются КТ-перфузия и виртуальная колоноскопия. Никого не удивит 64-срезовыми и даже 128-срезовыми КТ, на которых уже возможно исследование сердца и коронарных артерий. В некоторых клиниках имеются 320-срезовые томографы, представленные компанией «Тошиба», которые дают возможность почти что в «реальном времени» физиологические процессы, происходящие в головном мозге и сердце. Их особенностью является возможность сканирования целого органа за один оборот рентгеновской трубки, что значительно сокращает время обследования, а также возможно сканирование сердца даже у пациентов, страдающих аритмиями.

Следующим этапом получения изображения является сбор или регистрация данных. По сути это регистрация интенсивности ослабленного излучения при прохождении его через среду. Этот процесс может быть выражен коэффициентом линейного ослабления, который зависит в наибольшей степени от физической плотности вещества, в связи с чем этот показатель определяют как плотность. Следует понимать, что пучок рентгеновского излучения проходит через различные среды с разными коэффициентами ослабления, поэтому регистрация профилей излучения во время сканирования происходит в разных проекциях, количество которых может варьировать от 500 до 2300 для каждого оборота трубки на 360 градусов. Каждую проекцию, в свою очередь, составляют 500-900 значений ослабления излучения. Таким образом, каждый элемент объекта исследования «осматривается» из сотен проекций, а совокупность полученных проекционных данных – или сырых данных – (которые представляют собой совокупность всех исходных коэффициентов ослабления) анализируется вычислительной машиной с помощью специальных математических программ. После каждого исследования пациента мы видим серию, которая называется «сырые данные». Мы не



можем их просмотреть, поскольку это некий набор цифровых значений, но пока они сохранены в памяти томографа, мы можем провести ретроспективную реконструкцию изображений (например, уменьшить толщину среза) без повторного сканирования пациента.

Следующий этап заключается в формировании матрицы томограммы, которая представляет собой электронную таблицу с равным количеством строк и столбцов, которые образуют ячейки – воксели. В каждый воксель записываются суммарные коэффициенты ослабления, собранные детекторами в разных проекциях и выраженные в числах Хаунсфилда. В современных установках матрица томограммы состоит обычно из  $512^2$  вокселей. Грань вокселя, расположенная параллельно плоскости сканирования, определяется как пиксель. Размеры пикселей определяют пространственное разрешение в поперечной плоскости сканирования. Чем меньше размеры пикселей, тем выше разрешающая способность. Размеры пикселей зависят от величины поля изображения (FOV), т.е. той части апертуры гентри, которая проецируется на матрицу томограммы.

Грани вокселя, параллельные продольной оси сканирования (ось z), определяются величиной коллимации или толщиной томографического слоя. Чем меньше величина коллимации, тем меньше «продольный» размер вокселя и наоборот. Уменьшение величины коллимации приводит к повышению пространственного разрешения вдоль продольной оси сканирования. В идеальной модели матрица должна состоять из вокселей правильной кубической формы. При этом разрешающая способность в поперечной и продольной плоскости будет одинакова. Такое изображение называют изотропным. Особенно важно это для хорошего качества различных реконструкций. Как это достигается практически? При стандартном исследовании органов грудной полости на 16-срезовом томографе величина коллимации (или толщина слоя) 5 мм. Конечно, можно сканировать с коллимацией 1,25, но это ведет к значительному лучевой нагрузке и увеличению продолжительности исследования (т.е. времени задержки дыхания), что, как мы дальше увидим, нецелесообразно. Для исследования грудной клетки обычная величина поля изображения равна 35 см, при этом размеры пикселя в стандартной матрице  $512^2$  составляют 0,68 мм. Каждый воксель в этом случае имеет форму параллелепипеда, а не куба. При этом при построении МПР возникают «ступеньчатые» артефакты, делающие коронарную и сагиттальную проекции малоинформативными. Но,

если сохранились сырые данные, мы можем провести их ретроспективную реконструкцию с толщиной среза 1,25мм или даже 0,625 мм, и получить в результате этого практически изотропное изображение, которое позволит получить качественные МПР.

И наконец, конечный этап – вывод изображения на монитор.

Электронная матрица томограммы является основой для формирования поперечного сечения объекта исследования. Как правило, такое изображение выводится на монитор как полутоновая картина, состоящая из различных оттенков серого, где каждому пикселю присваивается определенный оттенок серой шкалы в зависимости от коэффициента ослабления. Низким значениям соответствуют более темные участки, высоким – более светлые. Коэффициенты ослабления выражаются не в абсолютных величинах, а в относительных числах, нормированных по отношению к коэффициенту ослабления воды. Они называются КТ-числами или единицами Хаунсфилда. Их совокупность составляет шкалу Хаунсфилда. Нулевое значение соответствует коэффициенту ослабления рентгеновского излучения (или плотности) воды в нормальных условиях. Нижней границей шкалы является числовое значение плотности воздуха -1000. Верхняя граница переменна, она определяется возможностями аппарата, достигая 4000-5000. Наибольшие значения плотности регистрируются в пирамидах височной кости. Значения относительной плотности для большинства паренхиматозных органов составляют +30+70, крови в сосудах и камерах сердца +40+45. Относительная плотность жировой ткани меньше плотности воды и колеблется от -30 до -120. Возможность не только визуально изучать исследуемый объект, но и проводить прямой денситометрический анализ с измерением коэффициентов ослабления в единицах Хаунсфилда является существенным преимуществом КТ по сравнению с обычным рентгеновским исследованием, а иногда и с МРТ.

Но необходимо отметить, что числа Хаунсфилда для диагностических целей следует использовать с осторожностью, т.к. их значения существенно зависят от типа КТ-установки, физико-технических условий сканирования, наличия артефактов. Кроме того, следует помнить, что «рентгеновская плотность» - это усредненное значение поглощения тканью излучения. При оценке сложной анатомо-гистологической структуры измерение «рентгеновской плотности» не всегда позволяет с точностью утверждать, какая ткань

визуализируется (например, насыщенные жиром мягкие ткани имеют плотность соответствующую плотности воды, что мы видим в большинстве часто выявляемых в настоящее время объемных образований надпочечников).

И, наконец, очень важное понятие об уровне и ширине окна. Обычный компьютерный монитор способен отображать до 256 оттенков серого цвета, а глаз человека - от 40 до 100 в зависимости от условий рассматривания. Следовательно, не имеет смысла приписывать весь диапазон КТ-чисел (примерно 4000 ед.) доступному диапазону градаций серой шкалы (от белого до черного), так как невозможно различать структуры с небольшой разницей КТ-чисел, а также невозможно на существующих мониторах отразить весь диапазон шкалы Хаунсфилда в черно-белом цвете. Поэтому лучше вывести на экран только часть всей КТ-шкалы. Суть электронного окна заключается в том, что заданный диапазон из 256 градаций серого цвета может быть произвольно размещен на любом участке шкалы Хаунсфилда. При этом мы можем включать в электронное окно любую часть шкалы с помощью ширины окна и его центра. Все числа Хаунсфилда, значения которых меньше нижней границы окна, будут отображаться черным цветом, а превышающие верхнюю границу – белым цветом.. Уменьшение ширины окна приводит к увеличению контрастности изображения, снижение уровня окна делает изображение более ярким, повышение – более темным.

Таким образом, окном называют определенную часть шкалы Хаунсфилда, которой соответствует перепад величины яркости экрана от белого до черного. Ширина – величина разности наибольшего и наименьшего КТ-чисел, отображаемых этим перепадом яркости, уровень окна – это его середина.

Например, наиболее часто используемое мягкотканное окно имеет уровень 40, ширину 400 (относительно узкое), расположено на шкале Хаунсфилда в диапазоне от -160 до 240 HU, следовательно мы хорошо видим мягкие ткани, лимфатические узлы, крупные сосуды, жировую ткань. При этом легочная ткань имеет существенно меньшую плотность (-700-900), и выглядит в этом окне черной, а кости имеют большую плотность, поэтому выглядят белыми.

Соответственно для анализа легочной ткани необходимо достаточно широкое окно(1500) при уровне -700 HU. Коэффициенты ослабления костной ткани превышают 100, могут достигать 2000-4000 (например, компактное

вещество височной кости). Поэтому окно должно быть широким (2000), а уровень смещен в сторону более высоких значений (500).

На мой взгляд, это основные принципы получения КТ-изображения, которые должен знать врач-рентгенолог. И прежде чем приступить к более интересной части лекции – а именно – возможности обработки полученных изображений, хотелось бы немного обсудить очень важный аспект современной компьютерной томографии – контрастное усиление.

Исследования без контрастирования пригодны только для структур с естественным высоким контрастом (кости, выявление камней, паренхима легких) и для обнаружения гематом. Практически при всех прочих видах мягкотканых исследований, а также при исследовании сердца и сосудов, необходимо парентеральное контрастирование.

Перед тем, как проводить КТ, необходимо решить следующее:

1. И главное – определить показания к внутривенному контрастному усилению. Поскольку при всех видах контрастных исследований достаточно высока лучевая нагрузка (при КТА – из-за сканирования с тонкой коллимацией (0,625-1,25 мм), а при исследовании паренхиматозных органов – из-за необходимости сканирования в разные фазы – до 3-5 сканирований за одно исследование – ЭЭД может достигать 20-25 мЗв), а введение контрастного вещества связано с риском возникновения контрастиндуцированной нефропатии и аллергических и анафилактоподобных реакций (вплоть до шока), и также учитывая достаточно большие объемы вводимого КВ (70-100-150 мл), внутривенное контрастное усиление должно выполняться по строгим показаниям. «Найдите что-нибудь» и «А вдруг что-нибудь найдете», к сожалению, достаточно встречаемые и, на мой взгляд, недопустимые «показания» для МСКТА.. Основным показанием для контрастного усиления, является, конечно же, выявление и дифференциальная диагностика объемных образований брюшной полости и других локализаций (органов грудной полости – для оценки вовлечения сосудов, мягких тканей шеи). Исследование брюшной полости и забрюшинного пространства не должно проводиться без КУ, за исключением МКБ и объемных образований надпочечников, где нет четких критериев злокачественности и доброкачественности при КУ. Второе показание – исследование сосудов, собственно – МСКТА. Но это

ни в коем случае не скрининговое исследование. Например, при подозрении на аневризму головного мозга, целесообразно, прежде всего, выполнить МРА, которая не сопровождается лучевой нагрузкой и не требует введения КВ. И уже на следующем этапе для более детальной оценки анатомии, выбора метода лечения необходима МСКТА.

2. Выявление противопоказаний, которые или исключают проведение исследования или требуют дополнительной подготовки: беременность (только по жизненным показаниям, если невозможны нерентгенологические методы, решение принимается консилиумом с участием акушеров-гинекологов); наличие аллергических реакций на препараты йода (необходима консультация аллерголога и предварительная подготовка, включающая применение ГКС и H1-H2 антигистаминных средств); состояние функции почек (креатинин сыворотки не должен превышать 130 мкм\л); наличие сахарного диабета (прекратить прием метморфина на 48 ч после исследования, следить за уровнем креатинина).
3. Получение информированного согласия на внутривенное введение контрастного препарата. Особенно это касается амбулаторных пациентов, которым желательно заполнить анкету, где бы они ответили на вопросы о состоянии своего здоровья и данных анамнеза.

Исследование желательно проводить натощак или через 3-4 часа после приема пищи. Что касается энтерального контрастирования ЖКТ, мнения различны, т.к. наличие в просвете желудка и кишки КВ может затруднять анализ, например, сосудов и стенки самой кишки. Поэтому при стандартном исследовании брюшной полости с КВ все чаще рекомендуют негативные контрастные средства (чаще всего, наполнение водой).

Необходимо обеспечить венозный доступ. Наиболее оптимальна катетеризация локтевой вены с помощью достаточно большой канюли (диаметр 16-18). Применяют только неионные контрастные средства объемом 70-100-150 мл со скоростью 3-5 мл\сек. Скорость зависит от цели исследования. Так КТА (оценка сосудистого русла) требует скорости 3,5-4, мл\сек, а КТ-коронарография – 5 мл\сек. Объем контрастного вещества зависит также от целей исследования. При КТА он определяется протяженностью сканирования и скоростью введения

КВ (необходимо обеспечить болюс, т.е. тугое наполнение артерий во время всей артериальной фазы). При многофазном сканировании брюшной полости и дифференциальной диагностике опухолей других локализаций (т.е. там, где необходимо оценить накопление КВ в разные фазы сканирования) – 1 мл\1 кг веса. Но в любом случае доза не должна превышать 2 мл\кг. Введение контрастного вещества осуществляется с помощью автоматического шприца-инжектора, которые могут быть одно- и двухколбовыми. Объем колб 100 мл или 200 мл. Вторая колба предназначена для болюса физ раствора, который вводится сразу вслед за КВ, с целью «проталкивания» КВ из вен, чтобы увеличить время артериальной фазы или уменьшить количество КВ.

Контрастное средство должно перейти из локтевой вены в ВПВ, войти в правое предсердие, пройти через малый круг и в конце концов достигнуть аорты. На пути к правому предсердию происходит смешивание с неконтрастированной кровью, которое должно закончиться в правом желудочке.. Когда контрастированная кровь попадает в аорту, она усиливает контраст различных капиллярных русел в артериальной фазе, переходит в дренирующие вены, или в систему воротной вены, прежде чем снова достигнет правого предсердия. Один из важнейших параметров сканирования – задержка сканирования – определяется временем от начала введения контраста до достижения КВ необходимого отдела системы кровообращения.

Раньше время введения КВ определялось эмпирически по типичному времени достижения КВ различных отделов кровеносной системы. На современных томографах существуют различные технологии индивидуального времени подбора артериальной фазы:

- тестовый-болюс. Сначала делается пробное сканирование болюсом КВ объемом 10-20 мл с той же скоростью, с какой предполагается проведение исследования. Также проводится сканирование на уровне крупного сосуда с интервалом в 1-2 секунды. И на основании полученного графика поступления КВ определяется время начала сканирования (от момента введения КВ до максимального контрастного усиления);
- наиболее эффективный и чаще всего применяющийся – метод триггера (включение извне). Перед введением КВ делается пробный

скан. Выбирается сосуд (например, восходящая аорта при исследовании БЦА, или брюшная аорта при сканировании брюшной полости). И после введения КВ на этом уровне идет шаговое сканирование через 1-2 сек до достижения необходимой концентрации КВ, определяемой визуально или с помощью порогового КТ-числа). После этого сканирование запускается автоматически или вручную оператором.

Таким образом, современное многофазное сканирование состоит из следующих этапов:

- 1) Подготовка к исследованию, обеспечение венозного доступа;
- 2) Нативное сканирование;
- 3) Определение задержки сканирования (чаще всего, методом триггера)
- 4) Артериальная фаза (20-25 ``)
- 5) Портальная, венозная, паренхиматозная фазы – в зависимости от органа-мишени (в среднем 60``)
- 6) Отсроченная или экскреторная.

Основные методы анализа, методы визуализации полученных аксиальных изображений.

- 1) Самый «старый» метод, который использовался еще в шаговых томографах – это многоплоскостные реформации (МПР) – это двумерные изображения, вторично преобразованные в произвольных плоскостях из данных стопки аксиальных изображений. Эти изображения могут быть стандартными – фронтальными и сагиттальными, а также возможны переформатирования в наклонных и искривленных плоскостях. (отображение тубулярных структур – сосудов, сейчас существуют специальные программы (н-р, «VES.AN» - наносится 2 точки на сосуд, а программа автоматически создает центрированный путь через фрагменты этой структуры.). Еще раз повторю, что для хорошего качества МПР необходимы практически изотропные изображения. Для уменьшения шума изображения используются реформации с большей толщиной среза (3-5 мм).
- 2) Проекция максимальных и минимальных интенсивностей (MIP и MinIP). Это метод уже трехмерного, объемного представления, несмотря на то, что конечное изображение оказывается практически

двумерным. Изображения получают посредством проекции объема интереса в рассматриваемой плоскости и вывода на экран максимальных или минимальных КТ-чисел, которые встречаются в направлении проекции, получившем название «угол обзора». MIP используют для КТА и специальных исследований легких, MinIP, главным образом, для визуализации трахеи и центральных бронхов. Особой формой объемных преобразований при исследовании легочной ткани является программа «сложения тонких фрагментов» с последующим объемным преобразованием плотностей. По сути – MIP с толщиной слоя около 10 мм, преобразованный из «стопки» тонких срезов, толщиной 0,6-1,2 мм. Применение тонких срезов имеет существенный недостаток: изображение продолговатых структур, таких как сосуды или бронхи, расположенных под углом к аксиальному срезу, оказывается фрагментарным. Оценить пространственное расположение таких структур, взаимоотношение с ними очагов и патологических образований достаточно сложно. Сложение нескольких тонких срезов в одно изображение позволяет преодолеть этот недостаток и детально изучить архитектуру сосудистого русла легких, выявить мелкие очаги и уверенно отличить их от мелких сосудов.

- 3) Объемное представление – волюм рэндеринг. Специальный метод создания трехмерных изображений. VRT приписывает диапазон значений затененности КТ-числам, что позволяет задать порог значений (по сути – ширину и уровень окна) в зависимости от интересующего объекта, создавать полупрозрачные изображения. Для лучшей визуализации определенным КТ-числам может быть приписана цветовая шкала. Как правило, 3-Д изображения используются при КТА и травматических повреждениях скелета. Существуют специальные методы 3-Д анализа : слепки воздухосодержащих структур; специальные программы сегментации различных структур (например – вырезание или наоборот – соединимости автобонэкстракшн), виртуальная эндоскопия (ларингоскопия, бронхоскопия, колоноскопия).

Специальные программы современной КТ, которые приобретают все большую популярность.



- 1) КТ-перфузия – рассматривает и количественно оценивает движение крови, питающей каждый элемент объема органа и ткани. Этот метод впервые был предложен в 1979 г. Но его развитие началось лишь с появлением спиральных многосрезовых сканеров с периодом вращения трубки менее 1 сек. При этом методе последовательное сканирование регистрирует рост КТ-плотности на изображениях одного или нескольких томографических сечений головного мозга во время прохождения через ткани болюса КВ. Математическая обработка динамической серии срезов от момента появления КВ до его выведения позволяет количественно оценить объем крови, проходящий через элемент объема ткани за единицу времени. Для количественной оценки характеристик микроциркуляции в мозговом веществе используют гемодинамические тканевые параметры, такие как скорость мозгового кровотока, объем мозгового кровотока и среднее время транзита крови. ( Главным образом, для диагностики ишемии).Для оценки перфузии опухолей используют специальный показатель проницаемости.
- 2) Исследование сердца. Возможно только на 64-срезовых томографах и выше. Т.К. сердце – движущийся орган, необходима синхронизация с ЭКГ. Позволяет:
  - оценить индекс коронарного кальция,
  - проходимость коронарных шунтов;
  - состояние коронарных артерий;
  - состояние стенки миокарда;
  - функциональные показатели (фракция выброса, минутный объем, регионарная сократимость стенки).Применение ограничено ЧСС, наличием аритмии или инородных тел металлической плотности в зоне сканирования (ЭКС).

#### Литература

1. Матиас Прокоп, Михаэль Галански « Спиральная многослойная компьютерная томография», М 2006, том 1, 1-201с
2. Майкл Л. Грей, Джеган М. Эйлиэни « Патология при КТ и МРТ», М. 2013