МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение

высшего профессионального образования

«КУБАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

(ФГБОУ ВПО «КубГУ»)

Физико-технический факультет

Кафедра физики и информационных систем

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

цифровой Анализ ИЗОБРАЖЕНИЙ ультразвуковой медицинской диагностики

Работу выполнил Бут Алексей Васильевич

Реферат

повышение качества изображения в компьютерной томографии

Ключевые слова: компьютерная томография, получение изображений, syngo fastview, датчик, КТ.

Цель данной Магистерской диссертации: обработка снимков полученных с помощью компьютерного томографа.

Основные результаты магистерской диссертации заключаются в следующем:

Ознакомление с программой syngo fastview, произведены изменения снимков компьютерной томографии, изменение контрастности, измерение патологических образований в организме с помощью «линейки», увеличение зон требующих внимательного изучения, распечатка изображений на рабочем принтере, сохранение изображений в форматах BMP, JPEG, AVI.

Содержание

Введение

. История возникновения и развития компьютерной томографии

.1 Компьютерные томографы первого поколения

.2 Компьютерные томографы второго поколения

.3 Компьютерные томографы третьего поколения

.4 Компьютерные томографы четвертого поколения

.5 Компьютерные томографы пятого поколения

.6 Конструкция компьютерных томографов

. Разновидности компьютерных томографов

.1 Спиральная компьютерная томография

.1.1 Получение изображения на спиральном компьютерном томографе

.2 Мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ)

.2.1 Описание (МСКТ)

.2.2 Возможности (МСКТ)

.2.3 Показания (МСКТ)

.2.4 Противопоказания

.2.5 Достоинства

.3 Конусно-лучевая компьютерная томография

.3.1 Описание

.3.2 Материалы и методы

.4 Однофотонная эмиссионная компьютерная томография

.4.1 Описание

.4.2 Показания к применению ОФЭКТ

. Описание программы получения изображения на компьютерном томографе. Изменение окна изображения

.1 Работа в программе syngo fastview

. Плюсы, минусы компьютерной томографии

.1 Противопоказания для КТ

.2 Перспективы развития КТ

Заключение

Библиографический список

компьютерный томография спиральный

Введение

Мировые тенденции в области медицинского приборостроения в последние годы претерпели значительные изменения. В основном это вызвано необходимостью повышения качества диагностики, что приводит как к созданию новых высокоинформативных диагностических приборов, так и к совершенствованию традиционных технологий.

Современный уровень медицинской техники позволяет выявить структурные и функциональные изменения одного и того же органа с помощью устройств, имеющих различный принцип действия, при этом достоверность полученных данных будет сопоставима. В подобных условиях на первое место выходит информационная составляющая исследований.

На данном этапе одним наиболее информативным методом является томография, дающая намного больше информации о каждом элементарном объеме исследуемого объекта, чем другие известные методы диагностики. Существует несколько видов томографии: рентгеновская, электронно-лучевая, магнитно-резонансная, позитронно-эмиссионая, ультразвуковая, оптическая когерентная томография и др. Но суть всех видов томографии едина: по суммарной информации (например, интенсивности на детекторах или интенсивности эхо-сигнала), полученной от некоторого сечения вещества, нужно определить локальную информацию, а именно плотность вещества в каждой точке сечения. Информативность и достоверность каждого из них зависит от целого ряда факторов, определяющих конечный результат исследования, в том числе и от принципа действия устройства.

1. История возникновения и развития компьютерной томографии

Первые математические алгоритмы для КТ были разработаны в 1917 г. австрийским математиком И. Радоном. Физической основой метода является экспоненциальный закон ослабления излучения, который справедлив для чисто поглощающих сред. В рентгеновском диапазоне излучения экспоненциальный закон выполняется с высокой степенью точности, поэтому разработанные математические алгоритмы были впервые применены именно для рентгеновской компьютерной томографии.

В 1963 г. американский физик А. Кормак повторно (но отличным от Радона способом) решил задачу томографического восстановления, а в 1969 году английский инженер-физик Г. Хаунсфилд из фирмы EMI Ltd. сконструировал «ЭМИ-сканер» (EMI-scanner) - первый компьютерный рентгеновский томограф, чьи клинические испытания прошли в 1972 году. В 1979 году Кормак и Хаунсфилд «за разработку компьютерной томографии» были удостоены Нобелевской премии по физиологии и медицине.

Разумеется, современные способы получения послойных изображений имеют несравнимые преимущества:

Отсутствие травм, позволяющее прижизненную диагностику заболеваний;

Возможность аппаратной реконструкции однократно полученных изображений в различных анатомических плоскостях (проекциях), а также трёхмерной реконструкции;

Возможность не только оценивать размеры и взаиморасположение органов, но и детально изучать их структурные особенности и даже некоторые физиологические характеристики, основываясь на показателях рентгеновской плотности и их изменении при внутривенном контрастном усилении.

Преимуществами КТ по сравнению с традиционной рентгенографией стали:

отсутствие теневых наложений на изображении;

более высокая точность измерения геометрических соотношений;

чувствительность на порядок выше, чем при обычной рентгенографии.

Первая вполне качественная томограмма головного мозга человека получена в 1972 году (рисунок 1) .



Рисунок 1 - Первый КТ сканер и первая томограмма головного мозга

.1 Компьютерные томографы первого поколения

Конструкция компьютерного томографа за годы его существования претерпела значительные изменения. Прогресс КТ томографов напрямую связан с увеличением количества детекторов, то есть с увеличением числа одновременно собираемых проекций.

Рисунок 2 - Схематическое изображение рентгеновских томографов

В целом можно выделить пять поколений КТ-сканеров. В томографах первого поколения, появившихся в 1973 г., имелась одна направленная рентгеновская трубка и один детектор, которые синхронно передвигались вдоль рамы (рисунок 2). Измерения проводились в 160 положениях трубки, затем рама поворачивалась на угол 10 и измерения повторялись. Сами измерения длились около 4,5 минут, а обработка полученных данных и реконструкция изображения на специальном компьютере занимали 2,5 часа.

.2 Компьютерные томографы второго поколения

Томографы второго поколения 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 300. 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.

.3 Компьютерные томографы третьего поколения

В томографах 3 поколения 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 3600 по часовой стрелке 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. Третье поколение компьютерных томографов ввело понятие спиральной компьютерной томографии.

.4 Компьютерные томографы четвертого поколения

В томографах 4 поколения имелось сплошное неподвижное кольцо детекторов (1088 люминесцентных датчиков) и излучающая веерный пучок лучей рентгеновская трубка, вращающаяся вокруг пациента внутри кольца. Время сканирования для каждой проекции сократилось до 0,7 секунд, 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.

.5 Компьютерные томографы пятого поколения

Электронно-лучевые томографы - томографы 5 поколения. 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 2100), 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 2160. Данные томографы используются при исследованиях сердца, т.к. позволяют получать изображение за 33 миллисекунды 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 .

1.6 Конструкция компьютерных томографов

Детекторы рентгеновского излучения являются наиболее ответственными устройствами, определяющими последующую точность реконструкции изображения. Уже томографам второго поколения стала присуща многоэлементность детектирующего устройства. В связи с этим число принципиальных требований, общих для большинства РКТ, значительно возрастает. К ним относятся узкая апертура элементарного датчика, обеспечивающая пространственное разрешение 1 -2 мм и разрешение по контрасту; достаточно большой динамический диапазон по интенсивности (103); малая инерционность; идентичность параметров и характеристик.

В томографах первого и второго поколений детектирование рентгеновского излучения осуществлялось с помощью сцинтилляторов NaI или CsI и ФЭУ. В детекторах томографа второго поколения возникает проблема подбора ФЭУ с одинаковыми характеристиками. Однако если даже ФЭУ подобраны, в процессе работы в силу дрейфа и других причин их характеристики изменяются, что может отразиться на качестве изображения. Поэтому в процессе работы томографа требуется периодическая программная коррекция их характеристик.

Рисунок 3 - Детектор томографа второго поколения

На рис.3 показана конструкция блока детекторов томографа второго поколения. В корпусе 1 из свинца располагаются сцинтиллятор 2 в виде монокристалла, за которым находятся ФЭУ 3. В передней части корпуса имеются узкие отверстия (коллиматоры), которые из рентгеновского пучка выделяют лучи по определенным направлениям. Для ускорения процесса обследования устанавливают две параллельные линейки ФЭУ. Это позволяет при сканировании получить изображение сразу двух слоев.

В томографах третьего и четвертого поколений, где число элементарных датчиков достигает сотен и тысяч, практически невозможно обеспечить идентичность характеристик такого количества ФЭУ. Кроме того, детектирующие системы были бы слишком громоздкими и дорогими. Поэтому здесь применяются полупроводниковые и газоразрядные детекторы.

Рисунок 4 - Многоэлементный детектор с полупроводниковой мишенью

Конструкция полупроводниковой детектирующей системы приведена на (рисунке 4). Рентгеновское излучение через свинцовое фокусирующее устройство 1 (растр) проходит в стеклянную колбу 2 и попадает на стеклянную пластину 3, покрытую люминофором. Эта пластина охватывает фотокатод 4. Кванты света выбивают из фотокатода электроны, которые ускоряются электрическим полем и попадают в ячейки (углубления) полупроводниковой мишени 5. Возникающие при этом импульсы тока усиливаются внешними или встроенными в мишень усилителями 6. Такой детектор обладает очень широким динамическим диапазоном .

Большинство требований, которые предъявляются к детекторам РКТ, наиболее просто и дешево удовлетворяются детекторами на основе ионизационных камер (рисунок 5). Они состоят из большого количества сообщающихся между собой ячеек, разделенных незамкнутыми перегородками - высоковольтными пластинами. Поэтому рабочий газ в ячейках (например, ксенон) обладает высокой степенью однородности, что и определяет главное качество детектора - идентичность характеристик его элементов. Ионизационные камеры выполняются из легкого металла. К корпусу камеры подводится высокое напряжение. Для надежной изоляции от высокого напряжения между входным окном и камерой делается прокладка из слюды.

Рентгеновские кванты, проникающие в камеру, ионизируют газ. Ионы одного знака движутся к собирающим электродам (катодам), и в их цепи возникает ток, пропорциональный интенсивности падающего излучения. Вероятность ионизации зависит от длины собирающего электрода L и давления газа p. Общая величина заряда ионизации от одного электрода выражается равенством

Рисунок 5 - Детектор на основе ионизационной камеры

Q = ne = SLpe/l (1)

где n- полное число образовавшихся ионов; S - удельная ионизация кванта в используемом газе; l - средняя длина пробега кванта между двумя актами ионизации. Увеличение Q происходит до тех значений давления, при которых становится заметным влияние рекомбинации (1).

Механические и электронные узлы РКТ. Рассмотрим вначале устройство и работу отдельных механических и электронных узлов РКТ второго поколения. И хотя они уступили место томографам третьего и четвертого поколений, ряд проблем, возникавших при их проектировании, остаются характерными и для их преемников. Здесь мы познакомимся с устройством и работой томографа СРТ-1010, который был разработан в Украине. Несмотря на несовершенство он сыграл положительную роль в развитии медицинского приборостроения, показав, что Украина располагает достаточным научно-техническим потенциалом для производства сложной медицинской техники.

Конструкция электромеханического сканирующего устройства этого томографа показана на (рисунке 6). Элементы сканирующего устройства размещаются на массивной плите 1, которая вращается вокруг окна гентри. Рентгеновская трубка 2 и блок датчиков 3 прикреплены к раме 4. Вся эта конструкция линейно перемещается относительно несущей плиты с помощью электродвигателя 5 через редуктор 6 и ременно-зубчатую передачу 7. Вращательное движение осуществляется с помощью электродвигателя 8 через систему передач, показанную на нижнем рисунке. Электродвигатель 8 через редуктор 9 и кривошипно-шатунный механизм приводит в движение лапку, которая цепляется за зубец колеса, неподвижно закрепленного на корпусе гентри, и подтягивает основание 1 на три зубца. Всего колесо имеет 360 зубцов и, таким образом, происходит угловое перемещение на 3о.

Рисунок 6 - Конструкция сканирующего устройства томографа второго поколения

При линейном сканировании система трубка - блок детекторов движется непрерывно. Важно, чтобы это движение было относительно бесшумным и без пробуксовки. Для этого и применяется зубчато-ременная передача из пластиковой ленты.

Дискретные отсчеты вдоль направления сканирования получают с помощью прозрачной линейки с нанесенными на ней рисками. Эти риски фиксируются ИК оптоэлектронной парой, которая синхронно движется вместе с системой трубка - детектор. Количество линейных отсчетов обычно составляет около 500 на расстоянии 25 см, т.е. отсчеты делаются через 0,5 мм. Это требует высокой точности при изготовлении линейки. И все же разброс временных интервалов между отдельными отсчетами неизбежен. Он обусловлен неточностью линейки, дифракцией ИК света и непостоянством скорости линейного перемещения (хотя скорость вращения электродвигателя 3 и стабилизируют). Однако эти временные интервалы нужно измерять с высокой точностью, так как от нее зависит качество изображения, получаемое с помощью операции свертки.

В процессе обследования получают несколько сечений. С целью его ускорения применяют детекторы с двумя параллельными группами датчиков (рис.2). При количестве датчиков от 8 до 10 раствор рентгеновского луча, захватываемого детектором, равен примерно 3о. Учитывая, что сканирующая система поворачивается на угол 180о, получим общее число угловых отсчетов, равное 60.

Как было сказано выше, наибольшее распространение в медицине получили РКТ третьего поколения. Больше всего их выпустили фирмы США. Типичным представителем РКТ этого поколения является томограф «СТ МАХ 640» фирмы General Electric. Это универсальный томограф, позволяющий получать томограммы всех частей тела, как поперечные, так и с небольшим наклоном по отношению к вертикали. Время сканирования составляет 5 - 6 с, а время реконструкции изображения - до 30 с. В томографах третьего и четвертого поколений применяются рентгеновские трубки с вращающимся анодом, поэтому для них не требуется специальной системы охлаждения. Ко времени выпуска этих томографов уже существовали компактные ПЭВМ и микропроцессорные системы. Все это обусловило сравнительную компактность системы РКТ - она занимает, как правило, одну (достаточно большую) комнату, разделенную перегородками.

В гентри находятся ИРИ (рентгеновская трубка в защитном кожухе и коллиматор), система сбора данных, куда входят многоэлементный детектор и электронный блок первичного преобразования, электропривод и другие механические узлы. В консоли оператора размещены управляющая и вычислительная система, органы управления и средства отображения. В РКТ «СТ МАХ 640» для вывода изображения предусмотрен черно-белый дисплей, а для его архивирования - твердый и гибкий диски и рентгеновская широкоформатная пленка, на которой может быть получено несколько кадров изображения. Обмен информацией между консолью оператора и блоком первичного преобразования происходит только в цифровой форме.

Рисунок 7, а) Рисунок 7, б)

На рисунке 7 - а) показана конструкция гентри томографа «СТ МАХ 640». Рентгеновская трубка 1, коллиматор 2 и многоэлементный детектор 3 закреплены на вращающемся барабане 4. Рисунок 7 б) Конструкция гентри томографа «СТ МАХ 640». Барабан 5 - неподвижен. Оба барабана изготовлены из дюралюминия. Питание трубки, детектора и съем с него сигналов осуществляется по кабельной системе 6. Она содержит высоковольтный кабель трубки и группу низковольтных кабелей детектора. Кабельная система образует петлю, которая прикрепляется к подвижному и неподвижному барабанам. При вращении последнего ее изгиб перемещается в направлении вращения. Для того чтобы кабельная система выдержала много циклов сканирования, проводники всех кабелей должны быть выполнены многожильными, а изоляция кабелей - из эластичных износостойких полимеров.

Программатор импульсов отвечает за выполнение команд ЭВМ, передаваемых через контроллер крейта. Как правило, после загрузки команд и данных работа этого блока протекает автономно. Для этого он снабжен собственным генератором тактовых импульсов. В блоке имеются ОЗУ длительностей и счетчик интервалов, ОЗУ команд, счетчик циклов последовательностей, устройство изменения масштаба времени интервалов (мс/мкс), делители частоты.

При разработке этих блоков обычно используют известные решения и стандартные, хорошо зарекомендовавшие себя, микросхемы. Однако на их слишком глубокое внедрение рассчитывать не приходится, так как МР томографы - очень «аналоговые» системы, и кроме того, они не настолько унифицированы, как УЗ сканеры.

2. Разновидности КТ

За относительно недолгую историю существования КТ (метод был введен в практику в 1988 году) технология проведения, способы интерпретации результатов и, конечно же, само оборудование претерпело значительные изменения. Четыре поколения томографов, несколько разновидностей исследования - стремительное развитие методики привело к тому, что сейчас в организме человека практически не существует участков или видов ткани, недоступных КТ-сканированию.

В зависимости от целей исследования, Вам могут назначить один из четырех основных видов компьютерной томографии. Они отличаются, хотя в основе конструкции любого томографа лежит принцип воздействия на тело пациента малыми дозами рентгеновских лучей, а их источником в любом случае является лучевая трубка

.1 Спиральная компьютерной томографии

Спиральная компьютерная томография - это самый ранний вид КТ. Она используется в практике уже почти четверть века, постоянно совершенствуется и неизменно считается очень точной и надежной.

Существует два способа сбора данных в компьютерной томографии: пошаговое и спиральное сканирование.

Самым простым способом сбора данных является пошаговая КТ, для которого можно выделить две основные стадии: накопление данных и позиционирование пациента (рисунок 8). На стадии накопления данных (1 с или менее) пациент остается неподвижным и рентгеновская трубка вращается относительно пациента для накопления полного набора проекций в предварительно определенном месте сканирования. На стадии позиционирования пациента (более 1 с) данные не накапливаются, а пациент перемещается в следующее положение сбора данных. Изображение реконструируют по полному набору данных.

Рисунок 8 - Схема обследования при пошаговом сканировании: 1 - сбор данных; 2 - движение стола; 3 - команда задержки дыхания; 4 - сбор данных; 5 - команда нормального дыхания; 6 - движение стола; 7 - реконструкция изображения

Движение пациента во время сбора данных при различных положениях трубки вызывает артефакты изображений и ограничивает области диагностического применения.

Более сложным является винтовое (спиральное) сканирование, которое стало возможным благодаря появлению конструкции гентри с кольцом скольжения, позволяющим трубке и детекторам вращаться непрерывно.

Достоинство спиральной КТ заключается в непрерывном накоплении данных, осуществляемом одновременно с движением пациента через раму (рис. 9). Расстояние перемещения пациента за оборот рамы соответствует скорости движения стола. Поскольку данные накапливаются непрерывно, рабочий цикл в спиральной КТ близок к 100%, а отображение изображаемого объема происходит быстрее.

Рисунок 9 - Схема спирального сканирования

Обычно при реконструкции изображений в спиральной КТ используются алгоритмы интерполяции, которые позволяют выделить из общего набора данные, необходимые для построения изображения отдельного среза при каждом положении стола.

.1.1 Получение изображения на спиральном компьютерном томографе

Получение компьютерной томограммы (среза) на выбранном уровне основывается на выполнении следующих операций: 1) формирование требуемой ширины рентгеновского луча (коллимирование); 2) сканирование пучком рентгеновского излучения, осуществляемого движением (вращательным и поступательным) вокруг неподвижного объекта устройства «излучатель - детекторы»; 3) измерение излучения и определение его ослабления с последующим преобразованием результатов в цифровую форму; 4) машинный (компьютерный) синтез томограммы по совокупности данных измерения, относящихся к выбранному слою; 5) построение изображения исследуемого слоя на экране видеомонитора (дисплея). Пример рентгеновской компьютерной томограммы на (рисунке 9).

Рисунок 10 - Компьютерная томография верхнечелюстных пазух. Сверхкомплектный зуб в левой гайморовой пазухе

Строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через ту плоскость, которая интересует врача (рис. 10). При этом регистрация рассеянного излучения сведена к минимуму, что значительно улучшает визуализацию тканей, особенно мало контрастных. Снижение регистрации рассеянного излучения при компьютерной томографии осуществляется коллиматорами, один из которых расположен на выходе рентгеновского пучка из трубки, другой - перед сборкой детекторов.

Рисунок 11 - Схема рентгеновской компьютерной томографии: 1 - излучатель; 2 - круговой ячеистый детектор; 3 - компьютер; 4 - система получения изображения.

Известно, что при одинаковой энергии рентгеновского излучения материал с большей относительной молекулярной массой будет поглощать рентгеновское излучение в большей степени, чем вещество с меньшей относительной молекулярной массой. Подобное ослабление рентгеновского пучка может быть легко зафиксировано. Однако на практике мы имеем дело с совершенно неоднородным объектом - телом человека. Поэтому часто случается, что детекторы фиксируют несколько рентгеновских пучков одинаковой интенсивности в то время, как они прошли через совершенно различные среды. Это наблюдается, например, при прохождении через однородный объект достаточной протяженности и неоднородный объект с такой же суммарной плотностью. При вращении рентгеновской трубки вокруг тела пациента детекторы регистрируют 1,5-6 млн. сигналов из различных точек (проекций) и, что особенно важно, каждая точка многократно проецируется на различные окружающие точки. При регистрации ослабленного рентгеновского излучения на каждом детекторе возбуждается ток, соответствующий величине излучения, попадающего на детектор. В системе сбора данных ток от каждого детектора преобразуется в цифровой сигнал и после усиления подается в ЭВМ для обработки и хранения. Только после этого начинается собственно процесс восстановления изображения.

Восстановление изображения среза по сумме собранных проекций является чрезвычайно сложным процессом, и конечный результат представляет собой некую матрицу с относительными числами, соответствующую уровню поглощения каждой точки в отдельности.

В компьютерных томографах применяются матрицы первичного изображения 256х256, 320х320, 512х512 и 1024х1024 элементов. Качество изображения растет при увеличении числа детекторов, увеличении количества регистрируемых проекций за один оборот трубки и при увеличении первичной матрицы. Увеличение количества регистрируемых проекций ведет к повышению лучевой нагрузки, применение большей первичной матрицы - к увеличению времени обработки среза или необходимости устанавливать дополнительные специальные процессоры видеоизображения. За одно сканирование получают два соприкасающихся между собой среза толщиной 10 мм каждый. Картина среза восстанавливается на матрице размером 160х160.

Полученные коэффициенты поглощения выражают в относительных единицах шкалы, нижняя граница которой (-1000 ед. Н.) (ед. Н. - единицы Хаунсфильда или числа компьютерной томографии) соответствует ослаблению рентгеновских лучей в воздухе, верхняя (+1000 ед. Н.) - ослаблению в костях, а за ноль принимается коэффициент поглощения воды. Различные ткани мозга и жидкие среды имеют разные по величине коэффициенты поглощения. Например, коэффициент поглощения жира находится в пределах от -100 до 0 ед. Н., спинно-мозговой жидкости - от 2 до 16 ед. Н., крови - от 28 до 62 ед. Н. Это обеспечивает возможность получать на компьютерных томограммах основные структуры органов и многие патологические процессы в них. Чувствительность системы в улавливании перепада рентгеновской плотности в обычном режиме исследования не превышает 5 ед. Н., что составляет 0,5%. На экране дисплея высоким значениям плотности (например, кости) соответствует светлые участки, низким - темные. Градационная способность экрана составляет 15-16 полутоновых ступеней, различаемые человеческим глазом. На каждую ступень, таким образом, приходится около 130 ед. Н.

Известно, что качество визуализации анатомических образований и очагов поражения зависит в основном от двух факторов: размера матрицы, на которой строится томограмма, и перепада показателей поглощения. Величина матрицы может оказывать существенное влияние на точность диагностики. Так, количество ошибочных диагнозов при анализе томограмм на матрице 80х80 клеток составляло 27%, а при работе на матрице 160х160 - уменьшилось до 11%.

Компьютерный томограф обладает двумя видами разрешающей способности: пространственной и по перепаду плотности. Первый тип определяется размером клетки матрицы (обычно - 1,5х1,5 мм), второй равен 5 ед. Н. (0,5%). Обычная рентгенография позволяет уловить минимальную разницу по плотности между соседними участками в 10-20%. Однако при очень значительном перепаде плотностей рядом расположенных структур возникают специфические для данного метода условия, снижающие его разрешающую способность, так как при построении изображения в этих случаях происходит математическое усреднение и при этом очаги небольших размеров могут быть не обнаружены. Чаще это происходит при небольших зонах пониженной плотности, расположенных вблизи массивных костных структур (пирамиды височных костей) или костей свода черепа. Важным условием для обеспечения проведения компьютерной томографии является неподвижное положение пациента, ибо движение во время исследования приводят к возникновению артефактов - наводок: полос темного цвета от образований с низким коэффициентом поглощения (воздух) и белых полос от структур с высоким КП (кость, металлические хирургические клипсы), что также снижает диагностические возможности.

.2 Мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ)

.2.1 Описание

МСКТ - особый вид КТ, обеспечивающий малое время экспозиции и позволяющий проводить сканирование с очень высокой скоростью. Эта скорость достаточна для исследования движущегося сердца: четко очерченные изображения могут быть получены без использования синхронизации с ЭКГ. Ранее высокую скорость сканирования обеспечивали лишь ЭЛТ системы, однако сейчас происходит бурное развитие технологии МСКТ изображение томографа рисунок 12.

Рисунок 12 - Мультиспиральный компьютерный томограф.

На рынке существуют машины с 2, 4, 16, 32, и 64 рядами детекторов. Наиболее распространёнными являются системы с 4 и 16 рядами детекторов, а самыми современными по праву считаются системы с 64 рядами детекторов (64-спиральная КТ).

2.2.2 Возможности МСКТ

Спиральная КТ с 64 рядами детекторов обеспечивает:

сверхбыстрое сканирование (близкое к реальному масштабу времени);

отсутствие артефактов от дыхания и движений пациента;

система автоматически изменяет протокол проведения исследования в зависимости от частоты сердечных сокращений и дыхания пациента;

наиболее полную реализацию возможности изучения динамических процессов (перфузия миокарда, выявление очагов ишемии, перфузия головного мозга);

объемное (спиральное) сканирование с толщиной среза 0,5 мм;

очень большое число срезов для создания высококачественных трехмерных реконструкций (МСКТ-ангиография, исследование костной системы);

высокую пропускную способность системы (исследование выполняется на одной задержке дыхания);

оптимальное использование контрастных препаратов - снижение объёма контрастного препарата, вводимого внутривенно, с одновременным значительным улучшением качества получаемого изображения.

.2.3 Показания МСКТ

Проведение 64 спиральной МСКТ наиболее оправдано для исследования пациентов с кардиологическими заболеваниями. Особенно высока информативность метода для изучения состояния коронарного русла и оценки проходимости стентов и аорто-коронарных шунтов. При использовании 64-спиральной КТ, благодаря высокой разрешающей способности, возможно оценивать состояние средних и дистальных сегментов коронарных артерий, выявлять стенотические изменения в просвете аорто-коронарных шунтов. 64-спиральная МСКТ занимает значимое место в алгоритме обследования пациентов с сосудистой патологией. Используя данную методику, возможно визуализировать интракраниальные, брахиоцефальные артерии, мелкие артерии верхних и нижних конечностей, проводить панааортографию, исследовать состояние сосудистого русла от уровня интракраниальных артерий до уровня артерий стоп на одном введении контрастного препарата рисунок 13.

Рисунок 13 - Изображение полученное на мультиспиральном компьютерном томографе.

Метод позволяет неинвазивно выявлять наличие кальция в стенках коронарных артерий и проводить количественную оценку его содержания.

Показано, что этот параметр является одним из наиболее надежных предикторов наличия коронарного атеросклероза. В настоящее время в Европе и США создаются центры по широкому скринингу пациентов с атеросклерозом коронарных артерий с помощью систем МСКТ. Ранее выполнение данного теста было возможно лишь с использованием ЭЛТ систем, однако современные мультиспиральные томографы приходят им на смену и всё чаще используются для скрининга коронарного кальция.

МСКТ и особенно 64-спиральная КТ на настоящий момент времени является лучшим методом неинвазивной визуализации коронарных артерий и шунтов (КТ-ангиография).

С помощью МСКТ возможно изучение кровоснабжения (перфузии) миокарда.

МСКТ можно считать оптимальной системой для выполнения КТ-ангиографии. С помощью МСКТ возможно быстрое выполнение большого числа срезов на пике контрастирования исследуемого сосуда с последующей трехмерным реформатированием и реконструкцией изображений.

Кроме того, эта методика может применяться для диагностики всех видов патологий, при которых показано выполнение КТ. В частности, МСКТ играет важную роль в обследовании детей и пациентов с травмой, где высокая скорость выполнения исследования особенно важна. Малое время исследования приводит к устранению артефактов от движений пациента, что позволяет избежать использования наркоза и седации, необходимых при большинстве педиатрических КТ-обследований.

.2.4 Противопоказания

Абсолютных противопоказаний к проведению МСКТ нет. Поскольку исследование связано с небольшой лучевой нагрузкой, при обследовании беременных женщин и маленьких детей необходимо тщательно взвешивать необходимость проведения МСКТ в каждом конкретном случае.

.2.5 Достоинства

Идеально подходит для исследования сердца и сосудов;

Возможна ранняя диагностика коронарного атеросклероза (скрининг коронарного кальция);

Очень высокая скорость получения изображений, на одной задержке дыхание возможно выполнение КТ всего тела (время исследования не более 20 секунд).

.3 Конусно-лучевая компьютерная томография

.3.1 Описание

Конусно-лучевая компьютерная томография - это модифицированный вариант КТ, обычно применяющийся в стоматологии, отоларингологии и челюстно-лицевой хирургии. Она отличается конструкцией аппарата: его кольцо имеет гораздо меньший размер и, кроме того, ориентировано вертикально. Процедура проводится в положении пациента сидя или стоя, при этом внутри кольцевой части томографа находится только его голова, вокруг которой и происходит вращение лучевой трубки рисунок 14.

Рисунок 14 - Конусно-лучевой компьютерный томограф.

Конусно-лучевая компьютерная томография позволяет делать высококонтрастные 3D-изображения костей черепа и зубных рядов, выявляя даже незначительные патологии этой области на самых ранних стадиях развития. Компьютерный томограф с технологией конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) представляет собой новое оборудование, позволяющее получать объемные изображения при меньшей их себестоимости и меньшем облучении пациента по сравнению с обычной компьютерной томографией (КT). Данный метод получения изображений подразумевает использование конического рентгеновского луча, направленного на двухмерный детектор, который совершает один оборот вокруг объекта съемки, создавая серию двухмерных изображений. Объемное изображение реконструируется из этих двухмерных изображений при помощи модификации исходного алгоритма, созданного группой Feldkamp и соавт. в 1984 г. Такой метод зачастую позволяет получать изображения с большим разрешением, чем это доступно при использовании обычного компьютерного томографа. Изображение полученное на конусно-лучевом компьютерном томографе рисунок 15.

Рисунок 15 - Изображение, полученное на конусно-лучевом компьютерном томографе.

Кроме того, новые системы более удобны в работе, поскольку имеют меньшие габариты. Сегодня большое внимание уделяется клиническому применению КЛКТ при диагностике, лечении и последующем наблюдении. Цель настоящего системного обзора заключается в рассмотрении имеющейся клинической и научной литературы, относящейся к различным клиническим применениям КЛКТ в стоматологии.

2.3.2 Материалы и методы

Был выполнен обзор клинической и научной литературы, рассматривающей применение полученных с помощью КЛКТ-изображений в стоматологической практике. С этой целью был проведен поиск в базе данных MEDLINE (PubMed) с 1 января 1998 г. по 15 июля 2010 г. Для распространения поиска на все стоматологические дисциплины в качестве ключевой использовалась фраза «компьютерный томограф с коническим лучом в стоматологии». В результате поиска было получено 540 статей, которые были подробно изучены. Ввиду недостаточной релевантности из обзора были исключены 406 работ. Таким образом, в систематический обзор оказались включены 134 клинически значимые статьи, которые были проанализированы и классифицированы (табл. 1).

Таблица 1. Клинически значимые статьи, включенные в систематический обзор.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Дисциплина | Количество статей | Доля,% |
| Хирургическая стоматология и челюстно-лицевая хирургия | 36 | 26,86 |
| Эндодонтия | 32 | 23,88 |
| Имплантология | 22 | 16,42 |
| Ортодонтия | 16 | 11,94 |
| Терапия | 14 | 10,45 |
| Заболевания ВНЧС | 8 | 5,97 |
| Пародонтология | 5 | 3,73 |
| Судебная стоматология | 1 | 0,75 |

Таблица 2. Типичные дозы облучения при различных радиологических процедурах в стоматологии.

|  |  |
| --- | --- |
| Исследование  | Доза облучения, мЗв |
| Внутренний снимок (скорость F, прямоугольный коллиматор) | 0,001 |
| Внутренний снимок (скорость Е, круглый коллиматор) | 0,004 |
| Набор снимков всей полости рта (скорость Е, круглый коллиматор) | 0,080 |
| Латеральная цефалограмма (скорость F, редкоземельный экран) | 0,002 |
| Панорамный снимок(скорость F,редкоземельный экран) | 0,015 |
| КЛКТ (обеих челюстей) | 0,068 |
| Компьютеоная томограмма (обеих частей) | 0,06 |

.4 Однофотонная эмиссионная компьютерная томография

.4.1 Описание

В однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) для получения изображения используется радионуклид, испускающий (эмиттирующий) гамма-кванты. Радионуклид входит в состав радиофармпрепарата, который накапливается в различных органах и тканях пациента по-разному, в зависимости от биологических свойств объектов и особенностей обмена веществ (метаболизма).

В подавляющем большинстве случаев радиофармпрепараты для диагностики вводят внутривенно, после чего сразу или спустя определенное время, в зависимости от метаболизма исследуемой области, производят ОФЭКТ обследование.

Радиофармпрепараты для ОФЭКТ готовят преимущественно на ядерных реакторах, что обеспечивает относительную дешевизну исследования. К наиболее широко используемым изотопам для ОФЭКТ относятся 99mTc, 201Tl, 123I, 131I, 111In и 67Ga.

История ОФЭКТ началась в 1958 году, когда Х. Ангер - ученый из калифорнийского университета в Беркли изобрел гамма-камеру - прибор для создания двумерного изображения распределения гамма-источников в исследуемом объекте.

Внешний вид ОФЭКТ сегодня претерпел сильные изменения рис. 16.

Рисунок 16 - Современный ОФЭКТ.

Он состоит из двух подвижных блоков. Первый блок - детектирующая система, которая состоит из одной, двух, трех или более гамма-камер, которые вращаются вокруг пациента для получения томографического изображения. Второй блок - стол, перемещающийся в горизонтальной плоскости. Детекторы могут менять взаимное расположение для удобства снятия информации разных локализаций объекта. Структура гамма камеры показана на рисунке 17.

Рисунок 17 - Структура гамма камеры.

Такая детектирующая система позволяет использовать для реконструкции изображения только гамма-кванты выделенного направления, что в свою очередь позволяет определить положение источника излучения в пространстве.

.4.2 Показания к применению ОФЭКТ

Сегодня ОФЭКТ является одним из лучших радиоизотопных методов исследования. Он находит свое применение в диагностике самых разных заболеваний: болезни Альцгеймера, травматического повреждения мозга, в диагностике онкологических заболеваний, а также широко используется для обследования пациентов после инфаркта, исследований кровотока в сердце и сосудистой системе.

Рисунок 18 - Изображение полученное с помощью однофотонной эмиссионной компьютерной томографии

3. Описание программы получения изображения на компьютерном томографе. Изменение окна изображения

Обычный компьютерный монитор способен отображать до 256 оттенков серого цвета, некоторые специализированные медицинские аппараты способны показывать до 1024 оттенков. В связи со значительной шириной шкалы Хаунсфилда и неспособностью существующих мониторов отразить весь её диапазон в черно-белом спектре, используется программный перерасчет серого градиента в зависимости от интересуемого интервала шкалы. Черно-белый спектр изображения можно применять как в широком диапазоне («окне») денситометрических показателей (визуализируются структуры всех плотностей, однако невозможно различить структуры, близкие по плотности), так и в более-менее узком с заданным уровнем его центра и ширины («легочное окно», «мягкотканое окно» и т. д.; в этом случае теряется информация о структурах, плотность которых выходит за пределы диапазона, однако хорошо различимы структуры, близкие по плотности). Проще говоря, изменение центра окна и его ширины можно сравнить с изменением яркости и контрастности изображения соответственно.

.1 Работа в программе syngo fastview

Все изображения могут быть просмотрены непосредственно с CD-ROM или DVD без установки программного обеспечения (установка является необязательным).

После запуска программы необходимо подтвердить начало работы с программой в появившемся диалоговом окне нажатием «OK» (рис. 19) после этого откроется окно самой программы, а так же окно FastView Browser, в котором необходимо указать в поле «Drive» диск, записанный на томографе, в поле «Patient» пациента (данное поле проставляется автоматически, если не проставилось, то укажите вручную). При выборе диска необходимо указать весь диск, а не отдельные папки, для этого выделите диск и нажмите на кнопку «Add» (рисунок 20)

Рисунок 19 - Запуск программы

Рисунок 20 - Окно FastView Browser

После этого, все изображения с диска загрузятся в программу комплектами, которыми были созданы (рис. 21). Чтобы посмотреть содержимое комплекта необходимо выделить его и нажать «stripe» (рис. 22) после этого на экране появятся все изображения этого комплекта (рис. 23)

Рисунок 21 - Все изображения с диска

Рисунок 22 - Кнопка «stripe»

Рисунок 23- Изображения всего комплекта

Чтобы вернуться к выбору комплекта выберите «Stack» (рисунок 24)

Рисунок 24 - Кнопка «Stack»

Для более детального просмотра изображения выберите нужный снимок и щелкните по нему два раза мышкой, после чего изображение откроется на весь экран. Для выбора следующего и предыдущего изображения воспользуйтесь колесом прокрутки на мышке (рисунок 25).

Рисунок 25- Детальный просмотр изображения

Также режимом просмотра можно управлять с помощью кнопок на закладке View (рисунок 26).

Для использования различных инструментов необходимо перейти на закладку Tools (рисунок 27).

Рисунок 26 - Кнопки на закладке View

Рисунок 27 - Закладка Tools

Для измерения размера выберите изображение линейки и протяните мышкой по тому месту размер которого вы хотите узнать (рисунок 28).

Рисунок 28 - Измерения размера

Сведения об изображении можно узнать выбрав Image Text на закладке Tools (рисунок 29).

Рисунок 29 - Сведения об изображении

А с помощью инструмента лупа можно увеличить участок изображения (рисунок 30)

Рисунок 30 - Увеличение участка изображения

С помощь меню Image можно улучшать изображение нажав на необходимое действие и удерживая левую кнопку мышки делать движения вправо либо влево, вверх или вниз (рисунок 31, 32).

Рисунок 31- Улучшение изображения

Рисунок 32 - Улучшение изображения

Данная программа имеет возможность преобразовывать DICOM в другой формат файла, например BMP, JPEG, AVI (рисунок 33) .

Для выбранного изображения можно получить всю необходимую информацию (рисунок 34).

Рисунок 33 Преобразовывать DICOM в другой формат файла BMP, JPEG, AVI

Рисунок 34 - необходимую информация по изображению

Распечатат изображение можно на рабочий принтер (рисунок 35).

Рисунок 35 - Распечатка изображения

4. Плюсы, минусы компьютерной томографии

.1 Противопоказания для КТ

Современная МСКТ является практически безопасным методом диагностики, приемлемым для большинства пациентов. Относительные противопоказания для обследования могут быть связаны с лучевой нагрузкой (беременные женщины, дети) и непереносимостью контрастных препаратов (гиперчувствительность, почечная недостаточность). Развитие технологий модуляции рентгеновского излучения на трубке и создание высокочувствительных детекторов привело к существенному снижению лучевой нагрузки на пациентов, сопоставимой со многими рентгенологическими исследованиями (4-8 мЗв). Применение неионных низкоосмолярных контрастных препаратов практически исключило тяжелые побочные реакции и существенно снизило частоту реакций легкой и средней степени (около 1-3% случаев).

.2. Перспективы развития КТ

Развитие МСКТ происходит по нескольким основным направлениям. Во-первых, увеличивается число рядов детекторов (на рынке уже доступны 256-срезовые системы), что повышает временное разрешение и позволяет, например, провести КТ-коронарографию за 1-2 сердечных цикла. Во-вторых, создаются двухэнергетические (двухтрубочные) системы, что позволяет повысить скорость исследования и, что более важно, приблизиться к уровню мягкотканной контрастности, доступному на сегодняшний день только при МРТ. В-третьих, развиваются цифровые технологии с возможностью математической обработки изображений (например, создание многоплоскостных и 3D-реконструкций), компьютерного моделирования хирургических вмешательств, получения функциональной информации. Уже сейчасМСКТ становится универсальным методом диагностики, сочетающим высокую чувствительность МРТ, динамичность УЗИ (функциональные исследования) и доступность рентгеновского исследования. Сочетание КТ с позитронно-эмиссионной томографией (ПЭТ-КТ) делает молекулярную диагностику доступной в условиях многопрофильной клиники, что позволяет существенно улучшить результаты лечения пациентов с онкологическими, сердечно-сосудистыми и неврологическими заболеваниями.

Заключение

Томография широко применяется в медицине, биологии, дефектоскопии, геофизике, а также интенсивно развивается применение томографических методов в химии при создании и исследовании сверхчистых веществ.

Современный спиральный компьютерный томограф с длительностью спирали до 100 сек, пространственным разрешением до 0,32 мм и обеспечением отличного диагностического качества изображения (специфицированного низкоконтрастного и высококонтрастного разрешения). Двойной ряд датчиков позволяет за одно сканирование получать два среза, что значительно убыстряет время исследования.

Недавно появившаяся новая концепция сканирования, названная спиральной КТ, значительно увеличила эффективность в плане скорости исследования выбранной анатомической области.

Библиографический список

1 Розенштраух Л.С. Невидимое стало зримым (успехи и проблемы лучевой диагностики). - М.: Знание, 1987.- 64 с.

2 Помозгов А.И., Терновой С.К., Бабий Я.С., Лепихин Н.М. Томография грудной клетки. - К.:Здоровья,1992.- 288 с.

 Верещагин Н.В., Брагина Л.К., Вавилов С.Б., Левина Г.Я. Компьютерная томография мозга. - М.:Медицина,1986.-256 с.

 Коновалов А.Н., Корниенко В.Н. Компьютерная томография в нейрохирургической клинике.- М.: Медицина,1988. - 346 с.

 Т.1:Пер. с англ./Под ред. С.Уэбба. Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. - М.:Мир,1991.- 408 с.

 Антонов А.О., Антонов О.С., Лыткин С.А. // Мед.техника.-1995.- № 3 - с.3-6.

 Беликова Т.П., Лапшин В.В., Яшунская Н.И. // Мед. техника.-1995.- № 1-с.7.

 Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Учебное пособие. - СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. - 132 с.

9 Computed tomography. Its history and technology. Siemens medical. Barrett J.F., Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. Radio Graphics, 2004, vol. 24, pp. 1679-1691.

11 Иванов В.А., Суворов А.С., Полонский Ю.З., Трофимова Т.Н. Методы лучевой диагностики и информационные технологии в клинической практике: компьютерная томография и информационные технологии // СПб.: МАПО, 2001. С. 23.

Dawson P., Lees W.R. Multi-slice technology in computed tomography.

13 Рогацкин Д.В. Радио диагностика челюстно-лицевой области. Конусно-лучевая компьютерная томография. Основы визуализации/ Д.В. Рогацкин.- Львов: ГалДент, 2010.- 148с.

Рогацкин Д.В. Искусство рентгенографии зубов/ Д.В. Рогацкин, Н.В. Гинали.- STBOOK, 2007.- 206с.

Рентгенологическая энциклопедия. Справочник врача-рентгенолога и рентген лаборанта/ А.Н. Михайлов.- Минск: Белорусская Наука, 2004.- 592с.