МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ

ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ

«ЛИПЕЦКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ» (ЛГТУ)

Кафедра физики и биомедицинской техники

Рефератная работа по предмету:

«Патологическая физиология»

Тема: «Компьютерная томография»

Выполнил: студент гр. ИМ-09-1

Россихин А.Н.

Проверила: Агапова Ю.Р.

г. Липецк 2011

**Содержание**

Введение

. Общие сведения

. Появление компьютерных томографов

. Предпосылки метода в истории медицины

. Развитие современного компьютерного томографа

.1 Поколения компьютерных томографов: от первого до четвёртого

.2 Спиральная компьютерная томография

.3 Многослойная компьютерная томография (МСКТ)

.4 Преимущества МСКТ перед обычной спиральной КТ

.5 Компьютерная томография с двумя источниками излучения

. Контрастное усиление

.1 КТ-ангиография

.2 КТ-перфузия

. Показания к компьютерной томографии

. Некоторые абсолютные и относительные противопоказания

Список литературы

**Введение**

Обычное рентгеновское изображение ограничено, потому что оно возникает как результат проекции рентгеновских лучей через объект на плёнку. Если имеются области маленьких и больших вариаций плотности электронов в одной и той же части луча, то маленькие вариации не будут обнаружены. Пример этого - обычная рентгенограмма грудной клетки, на которой плотные структуры костей затрудняют получение информации о менее плотных легочных структурах.

Один из способов минимизации такого рода помех заключаются в съёмке рентгенограмм в нескольких проекциях (под разными направлениями). Но это практически невозможно из-за более высокой экспозиции, получаемой пациентом. Сравнительно недавно появились новые пути извлечения подробной информации от каждого прошедшего фотона. Это позволило обнаружить скрытые структуры посредством мультинаправленных экспозиций.

**1. Общие сведения**

Компьютерная томография - метод неразрушающего послойного исследования внутренней структуры объекта, был предложен в 1972 году Годфри Хаунсфилдом и Алланом Кормаком, удостоенными за эту разработку Нобелевской премии. Метод основан на измерении и сложной компьютерной обработке разности ослабления рентгеновского излучения различными по плотности тканями.

Компьютерная томография (КТ) - в широком смысле, синоним термина томография (так как все современные томографические методы реализуются с помощью компьютерной техники); в узком смысле (в котором употребляется значительно чаще), синоним термина рентгеновская компьютерная томография, так как именно этот метод положил начало современной томографии.

Идея была первоначально разработана для отображения мозга. Известно, что динамический диапазон плотностей в мозге составляет всего несколько процентов. Кроме того, мозг кости черепа, которые настолько плотные, что поглощают большинство рентгеновских лучей. Визуализация мозга обычной радиографией затруднена, даже когда контрастность усиливается инъекцией контрастных веществ или воздуха. КТ основана на решении системы уравнений с вовлечённых тысяч коэффициентов затухания, для каждого элемента по множеству направлений (проекцией).

**2. Появление компьютерных томографов**

Первые математические алгоритмы для КТ были разработаны в 1917 году австрийским математиком И. Радоном (см. преобразование Радона). 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 году 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, клинические испытания которого прошли в 1972 году. В 1979 году «за разработку компьютерной томографии» Кормак и Хаунсфилд были удостоены Нобелевской премии по физиологии и медицине.

**3. Предпосылки метода в истории медицины**

Изображения, полученные методом рентгеновской компьютерной томографии, имеют свои аналоги в истории изучения анатомии. В частности, Николай Иванович Пирогов разработал новый метод изучения взаиморасположения органов оперирующими хирургами, получивший название топографической анатомии. Сутью метода было изучение замороженных трупов, послойно разрезанных в различных анатомических плоскостях («анатомическая томография»). Пироговым был издан атлас под названием «Топографическая анатомия, иллюстрированная разрезами, проведёнными через замороженное тело человека в трёх направлениях». Фактически, изображения в атласе предвосхищали появление подобных изображений, полученных лучевыми томографическими методами исследования. Разумеется, современные способы получения послойных изображений имеют несравнимые преимущества: нетравматичность, позволяющая проводить 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.

В нейрохирургии до внедрения компьютерной томографии применялись предложенные в 1918 и 1919 гг. Уолтером Денди вентрикуло- и пневмоэнцефалография. Пневмоэнцефалография впервые позволила нейрохирургам проводить визуализацию внутричерепных новообразований с помощью рентгеновских лучей. Они проводились путём введения воздуха либо непосредственно в желудочковую систему мозга (вентрикулография) либо через поясничный прокол в субарахноидальное пространство (пневмоэнцефалография). Проведение вентрикулографии, предложенное Денди в 1918 г., имело свои ограничения, так как требовало наложения с диагностической целью фрезевого отверстия и вентрикулопункции. Пневмоэнцефалография, описанная в 1919 г., была менее инвазивным методом и широко использовалась для диагностики внутричерепных образований. Однако, как вентрикуло-, так и пневмоэнцефалография представляли из себя инвазивные методы диагностики, которые сопровождались появлением у больных интенсивных головных болей, рвоты, несли целый ряд рисков. Поэтому с внедрением компьютерной томографии они перестали применяться в клинической практике. Эти методы были заменены более безопасными КТ-вентрикулографией и КТ-цистернографией, применяемыми значительно реже, по строгим показаниям, наряду с широко используемой бесконтрастной компьютерной томографией головного мозга.

**4. Развитие современного компьютерного томографа**

компьютерный томография медицина спиральный

Современный компьютерный томограф представляет собой сложный программно-технический комплекс. Механические узлы и детали выполнены с высочайшей точностью. Для регистрации прошедшего через среду рентгеновского излучения используются сверхчувствительные детекторы, конструкция и материалы, применяемые при изготовлении которых постоянно совершенствуются. При изготовлении КТ томографов предъявляются самые жесткие требования к рентгеновским излучателям. Неотъемлемой частью аппарата является обширный пакет программного обеспечения, позволяющий проводить весь спектр компьютерно-томографических исследований (КТ-исследований) с оптимальными параметрами, проводить последующую обработку и анализ КТ-изображений. Как правило, стандартный пакет программного обеспечения может быть значительно расширен с помощью узкоспециализированных программ, учитывающих особенности сферы применения каждого конкретного аппарата.

С математической точки зрения построение изображения сводится к решению системы линейных уравнений. Так, например, для получения томограммы размером 200×200 пикселей система включает 40000 уравнений. Для решения подобных систем разработаны специализированные методы, ориентированные на параллельные вычисления.

**4.1 Поколения компьютерных томографов: от первого до четвёртого**

Прогресс КТ томографов напрямую связан с увеличением количества детекторов, то есть с увеличением числа одновременно собираемых проекций.

Аппарат 1-го поколения появился в 1973 г. КТ аппараты первого поколения были пошаговыми. Была одна трубка, направленная на один детектор. Сканирование производилось шаг за шагом, делая по одному обороту на слой. Один слой изображения обрабатывался около 4 минут.

Во 2-ом поколении КТ аппаратов использовался веерный тип конструкции. На кольце вращения напротив рентгеновской трубки устанавливалось несколько детекторов. Время обработки изображения составило 20 секунд.

-е поколение компьютерных томографов ввело понятие спиральной компьютерной томографии. Трубка и детекторы за один шаг стола синхронно осуществляли полное вращение по часовой стрелке, что значительно уменьшило время исследования. Увеличилось и количество детекторов. Время обработки и реконструкций заметно уменьшилось.

-ое поколение имеет 1088 люминесцентных датчика, расположенных по всему кольцу гентри. Вращается лишь рентгеновская трубка. Благодаря этому методу время вращения сократилось до 0,7 секунд. Но существенного отличия в качестве изображений с КТ аппаратами 3-го поколения не имеет.

**4.2 Спиральная компьютерная томография**

Спиральная КТ используется в клинической практике с 1988 года, когда компания Siemens Medical Solutions представила первый спиральный компьютерный томограф. Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника - рентгеновской трубки, генерирующей излучение, вокруг тела пациента, и непрерывного поступательного движения стола с пациентом вдоль продольной оси сканирования z через апертуру гентри. В этом случае траектория движения рентгеновской трубки, относительно оси z - направления движения стола с телом пациента, примет форму спирали.

В отличие от последовательной КТ скорость движения стола с телом пациента может принимать произвольные значения, определяемые целями исследования. Чем выше скорость движения стола, тем больше протяженность области сканирования. Важно то, что длина пути стола за один оборот рентгеновской трубки может быть в 1,5-2 раза больше толщины томографического слоя без ухудшения пространственного разрешения изображения.

Технология спирального сканирования позволила значительно сократить время, затрачиваемое на КТ-исследование и существенно уменьшить лучевую нагрузку на пациента.

**4.3 Многослойная компьютерная томография (МСКТ)**

Многослойная («мультиспиральная», «мультисрезовая» компьютерная томография - МСКТ) была впервые представлена компанией Elscint Co. 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. Для того, чтобы рентгеновское излучение могло одновременно приниматься детекторами, расположенными на разных рядах, была разработана новая - объёмная геометрическая форма пучка. В 1992 году появились первые двухсрезовые (двухспиральные) МСКТ томографы с двумя рядами детекторов, а в 1998 году - четырёхсрезовые (четырёхспиральные), с четырьмя рядами детекторов соответственно. Кроме вышеотмеченных особенностей, было увеличено количество оборотов рентгеновской трубки с одного до двух в секунду. Таким образом, четырёхспиральные мсКТ томографы пятого поколения на сегодняшний день в восемь раз быстрее, чем обычные спиральные КТ томографы четвертого поколения. В 2004-2005 годах были представлены 32-, 64- и 128-срезовые МСКТ томографы, в том числе - с двумя рентгеновскими трубками. Сегодня же в некоторых клиниках уже имеются 320-срезовые компьютерные томографы. Эти томографы, впервые представленные в 2007 году компанией Toshiba, являются новым витком эволюции рентгеновской компьютерной томографии. Они позволяют не только получать изображения, но и дают возможность наблюдать почти что «в реальном» времени физиологические процессы, происходящие в головном мозге и в сердце! Особенностью подобной системы является возможность сканирования целого органа (сердце, суставы, головной мозг и т.д.)за один оборот рентгеновской трубки, что значительно сокращает время обследования, а также возможность сканировать сердце даже у пациентов, страдающих аритмиями. Несколько 320-ти срезовых сканеров уже установлены и функционируют в России.

**4.4 Преимущества МСКТ перед обычной спиральной КТ**

· улучшение временного разрешения

· улучшение пространственного разрешения вдоль продольной оси z

· увеличение скорости сканирования

· улучшение контрастного разрешения

· увеличение отношения сигнал/шум

· эффективное использование рентгеновской трубки

· большая зона анатомического покрытия

· уменьшение лучевой нагрузки на пациента

Все эти факторы значительно повышают скорость и информативность исследований.

Основным недостатком метода остается высокая лучевая нагрузка на пациента, несмотря на то, что за время существования КТ её удалось значительно снизить.

· Улучшение временного разрешения достигается за счёт уменьшения времени исследования и количества артефактов из-за непроизвольного движения внутренних органов и пульсации крупных сосудов.

· Улучшение пространственного разрешения вдоль продольной оси z, связано с использованием тонких (1-1.5 мм) срезов и очень тонких, субмиллиметровых (0.5 мм) срезов. Чтобы реализовать эту возможность, разработаны два типа расположения массива детекторов в МСК томографах: матричные детекторы (matrix detectors), имеющие одинаковую ширину вдоль продольной оси z; адаптивные детекторы (adaptive detectors), имеющие неодинаковую ширину вдоль продольной оси z.

Преимущество матричного массива детекторов заключается в том, что количество детекторов в ряду можно легко увеличить для получения большего количества срезов за один оборот рентгеновской трубки. Так как в адаптивном массиве детекторов меньше количество самих элементов, то меньше и число зазоров между ними, что дает снижение лучевой нагрузки на пациента и уменьшение электронного шума. Поэтому три из четырёх мировых производителей МСК томографов выбрали именно этот тип.

Все вышеотмеченные нововведения не только повышают пространственное разрешение, но благодаря специально разработанным алгоритмам реконструкции позволяют значительно уменьшить количество и размеры артефактов (посторонних элементов) КТ-изображений. Основным преимуществом МСКТ по сравнению с односрезовой СКТ является возможность получения изотропного изображения при сканировании с субмиллиметровой толщиной среза (0,5 мм). Изотропное изображение возможно получить если грани вокселя матрицы изображения равны, то есть воксель принимает форму куба. В этом случае пространственное разрешение в поперечной плоскости x-y и вдоль продольной оси z становится одинаковым.

· Увеличение скорости сканирования достигается уменьшением времени оборота рентгеновской трубки, по сравнению с обычной спиральной КТ, в два раза - до 0,45-0,50 с.

· Улучшение контрастного разрешения достигается вследствие увеличения дозы и скорости введения контрастных средств при проведении ангиографии или стандартных КТ-исследований, требующих контрастного усиления. Различие между артериальной и венозной фазой введения контрастного средства прослеживается более чётко.

· Увеличение отношения сигнал/шум достигнуто благодаря конструктивным особенностям исполнения новых детекторов и используемых при этом материалов; улучшения качества исполнения электронных компонентов и плат; увеличению тока накала рентгеновской трубки до 400 мА при стандартных исследованиях или исследованиях тучных пациентов.

· Эффективное использование рентгеновской трубки достигается за счет меньшего времени работы трубки при стандартном исследовании. Конструкция рентгеновских трубок претерпела изменения для обеспечения лучшей устойчивости при больших центробежных силах, возникающих при вращении за время, равное или менее 0,5 с. Использование генераторов большей мощности (до 100 кВт), конструктивные особенности исполнения рентгеновских трубок, лучшее охлаждение анода и повышение его теплоёмкости до 8’000’000 единиц также позволяют продлить срок службы трубок.

· Зона анатомического покрытия увеличена благодаря одновременной реконструкции нескольких срезов полученных за время одного оборота рентгеновской трубки. Для МСКТ установки зона анатомического покрытия зависит от количества каналов данных, шага спирали, толщины томографического слоя, времени сканирования и времени вращения рентгеновской трубки. Зона анатомического покрытия может быть в несколько раз больше за одно и то же время сканирования по сравнению с обычным спиральным компьютерным томографом.

· Лучевая нагрузка при многослойном спиральном КТ-исследовании при сопоставимых объёмах диагностической информации меньше на 30 % по сравнению с обычным спиральным КТ-исследованием. Для этого улучшается фильтрация спектра рентгеновского излучения и производится оптимизация массива детекторов. Разработаны алгоритмы, позволяющие в реальном масштабе времени автоматически уменьшать ток и напряжение на рентгеновской трубке в зависимости от исследуемого органа, размеров и возраста каждого пациента.

**.5 Компьютерная томография с двумя источниками излучения**

DSCT - Dual Source Computed Tomography. Русскоязычной аббревиатуры в настоящее время нет. В 2005 году компанией Siemens Medical Solutions представлен первый аппарат с двумя источниками рентгеновского излучения. Теоретические предпосылки к его созданию были еще в 1979 году, но технически его реализация в тот момент была невозможна.

По сути он является одним из логичных продолжений технологии МСКТ. Дело в том, что при исследовании сердца (КТ-коронарография) необходимо получение изображений объектов находящихся в постоянном и быстром движении, что требует очень короткого периода сканирования. В МСКТ это достигалось синхронизацией ЭКГ и обычного исследования при быстром вращении трубки. Но минимальный промежуток времени, требуемый для регистрации относительно неподвижного среза для МСКТ при времени обращения трубки, равном 0,33 с (≈3 оборота в секунду), равен 173 мс, то есть время полуоборота трубки. Такое временное разрешение вполне достаточно для нормальной частоты сердечных сокращений (в исследованиях показана эффективность при частотах менее 65 ударов в минуту и около 80, с промежутком малой эффективности между этими показателями и при больших значениях). Некоторое время пытались увеличить скорость вращения трубки в гентри томографа. В настоящее время, достигнут предел технических возможностей для ее увеличения, так как при обороте трубки в 0,33 с ее вес возрастает в 28 раз (перегрузки 28 g). Чтобы получить временное разрешение менее 100 мс, требуется преодоление перегрузок более чем 75 g.

Использование же двух рентгеновских трубок, расположенных под углом 90°, дает временное разрешение, равное четверти периода обращения трубки (83 мс при обороте за 0,33 с). Это позволило получать изображения сердца независимо от частоты сокращений.

Также такой аппарат имеет еще одно значительное преимущество: каждая трубка может работать в своем режиме (при различных значениях напряжения и тока, кВ и мА соответственно). Это позволяет лучше дифференцировать на изображении близкорасположенные объекты различных плотностей. Особенно это важно при контрастировании сосудов и образований, находящихся близко от костей или металлоконструкций. Данный эффект основан на различном поглощении излучения при изменении его параметров у смеси кровь + йодсодержащее контрастное вещество при неизменности этого параметра у гидроксиапатита (основа кости) или металлов.

В остальном аппараты являются обычными МСКТ аппаратами и обладают всеми их преимуществами.

Массовое внедрение новых технологий и компьютерных вычислений позволили внедрить в практику такие методы, как виртуальная эндоскопия, в основе которых лежит РКТ и МРТ.

**5. Контрастное усиление**

Для улучшения дифференцировки органов друг от друга, а также нормальных и патологических структур, используются различные методики контрастного усиления (чаще всего, с применением йодсодержащих контрастных препаратов).

Двумя основными разновидностями введения контрастного препарата являются пероральное (пациент с определенным режимом выпивает раствор препарата) и внутривенное (производится медицинским персоналом). Главной целью первого метода является контрастирование полых органов желудочно-кишечного тракта; второй метод позволяет оценить характер накопления контрастного препарата тканями и органами через кровеносную систему. Методики внутривенного контрастного усиления во многих случаях позволяют уточнить характер выявленных патологических изменений (в том числе достаточно точно указать наличие опухолей, вплоть до предположения их гистологической структуры) на фоне окружающих их мягких тканей, а также визуализировать изменения, не выявляемые при обычном («нативном») исследовании.

В свою очередь, внутривенное контрастирование можно проводить двумя способами: «ручное» внутривенное контрастирование и болюсное контрастирование.

При первом способе контраст вводится вручную рентгенлаборантом, время и скорость введения не регулируются, исследование начинается после введения контрастного вещества. Этот способ применяется на «медленных» аппаратах первых поколений, при МСКТ «ручное» введение контрастного препарата уже не соответствует значительно возросшим возможностям метода. При болюсном контрастном усилении контрастный препарат вводится внутривенно шприцем-инжектором с установленными скоростью и временем подачи вещества. Цель болюсного контрастного усиления - разграничение фаз контрастирования. Время сканирования различается на разных аппаратах, при разных скоростях введения контрастного препарата и у разных пациентов; в среднем при скорости введения препарата 4-5 мл/сек сканирование начинается примерно через 20-30 секунд после начала введения инжектором контраста, при этом визуализируется наполнение артерий (артериальная фаза контрастирования). Через 40-60 секунд аппарат повторно сканирует эту же зону для выделения портально-венозной фазы, в которую визуализируется контрастирование вен. Также выделяют отсроченную фазу (180 секунд после начала введения), при которой наблюдается выведение контрастного препарата через мочевыделительную систему.

**5.1 КТ-ангиография**

КТ-ангиография позволяет получить послойную серию изображений кровеносных сосудов; на основе полученных данных посредством компьютерной постобработки с 3D-реконструкцией строится трёхмерная модель кровеносной системы.Спиральная КТ-ангиография - одно из последних достижений рентгеновской компьютерной томографии. Исследование проводится в амбулаторных условиях. В локтевую вену вводится йодсодержащий контрастный препарат в объеме ~100 мл. В момент введения контрастного вещества делают серию сканирований исследуемого участка.

**5.2 КТ-перфузия**

Метод, позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма, в частности:

· перфузию головного мозга

· перфузию печени

**6. Показания к компьютерной томографии**

1. Компьютерная томография широко используется в медицине для нескольких целей:

.1. Как скрининговый тест - при следующих состояниях:

.2. Головная боль

.3. Травма головы, не сопровождающаяся потерей сознания

.4. Обморок

.5. Исключение рака легких. В случае использования компьютерной томографии для скрининга, исследование делается в плановом порядке.

. Для диагностики по экстренным показаниям - экстренная компьютерная томография

.1. Тяжелые травмы

.2. Подозрение на кровоизлияние в мозг

.3. Подозрение на повреждение сосуда (например, расслаивающая аневризма аорты)

.4. Подозрение на некоторые другие острые повреждения полых и паренхиматозных органов (осложнения как основного заболевания, так и в результате проводимого лечения)

. Компьютерная томография для плановой диагностики

.1. Большинство КТ исследований делается в плановом порядке, по направлению врача, для окончательного подтверждения диагноза. Как правило, перед проведением компьютерной томографии, делаются более простые исследования - рентген, УЗИ, анализы и т. д.

. Для контроля результатов лечения.

. Для проведения лечебных и диагностических манипуляций, например пункция под контролем компьютерной томографии и др.

**7. Некоторые абсолютные и относительные противопоказания**

Без контраста

· Беременность

· Масса тела более максимальной для прибора

С контрастом

· Наличие аллергии на контрастный препарат

· Почечная недостаточность

· Тяжёлый сахарный диабет

· Беременность (тератогенное воздействие рентгеновского излучения)

· Тяжёлое общее состояние пациента

· Масса тела более максимальной для прибора

· Заболевания щитовидной железы

· Миеломная болезнь

**Список литературы**

1. Медицинские приборы. Разработка и применение. - М. - Медицинская книга, 2004. - 720 с., ил.

. Сайт http://ru.wikipedia.org.