



ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«КРАСНОЯРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ ПРОФЕССОРА В.Ф. ВОЙНО-
ЯСЕНЕЦКОГО»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

Кафедра биологической химии с курсами медицинской,
фармацевтической
и токсикологической химии

РЕФЕРАТ

Кафедра лучевой диагностики и ПО.
Современные цифровые методы исследования.

Выполнил(а):

Ординатор 1 года

Исмаилова А.М.

Проверила:

Евдакимова Е.Ю

Красноярск

Основные цифровые методы исследования.

Дигитальная субтракционная ангиография.

Внутривенная инъекция контрастных веществ использовалась для визуализации аорты, сонных артерий, сосудов почек. Однако клиническое использование внутривенной артериографии ограничивалось необходимостью введения больших доз контрастного вещества и недостаточно четкой визуализацией сосудов на фоне изображения мягких тканей и костей.

Дальнейшее совершенствование метода визуализации сосудов стало возможным при объединении рентгенографической техники с электронной и применении принципов субтракции («вычитания») и усиления изображения. В итоге был создан принципиально новый метод визуализации сердечно-сосудистой системы, получивший название дигитальной субтракционной ангиографии (DSA).

Метод основан на внутривенном или внутриартериальном введении небольших доз контрастного вещества и усилении изображения контрастированных сердца и сосудов за счет компьютерной обработки и субтракции (исключения) неконтрастированных изображений объектов, не имеющих диагностической ценности — скелета, мягких тканей (рис.8). Высокая разрешающая способность изображений, полученных данным методом, позволяет использовать меньшие дозы рентгеноконтрастных препаратов, либо производить инъекцию контраста в отдаленном от интересующего объекта месте. Одним из достоинств DSA является малая лучевая нагрузка на пациента. Кроме высоких диагностических возможностей, отмечаются и эксплуатационные преимущества этого метода. Существенно сократилось время проведения исследования и занятость персонала. Большинство исследований проводится силами одного врача. Управление аппаратурой осуществляется исследователем непосредственно из операционной при помощи выносного пульта. Изображение, пригодное для анализа, получают в реальном масштабе времени. Кроме того следует отметить, что процесс получения DSA-изображения не связан с фотохимической обработкой рентгеновской пленки.

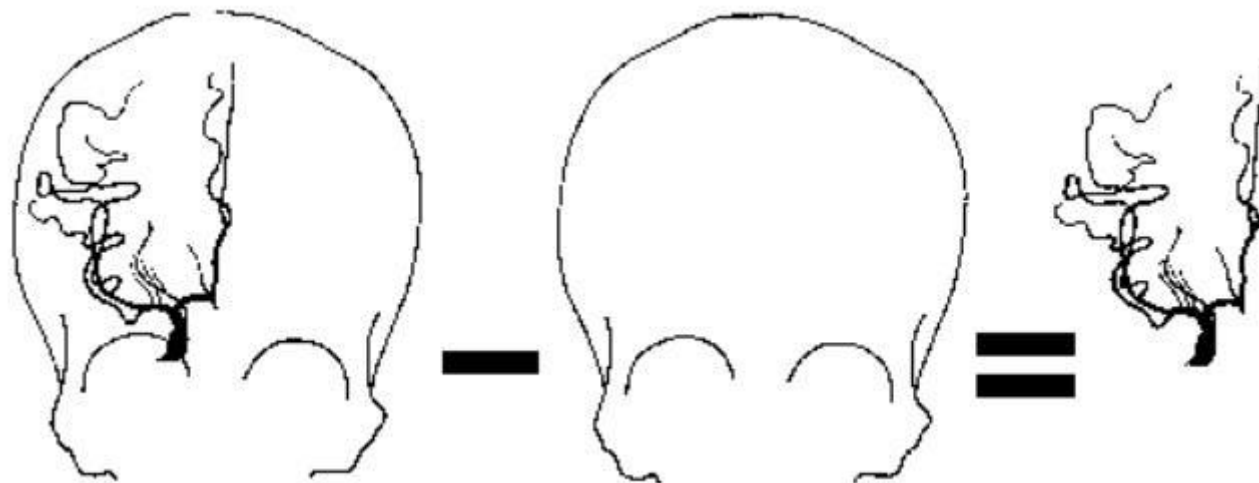


Рис. 1 Схема получения изображения при цифровой субтракционной ангиографии (DSA). Все детали изображения, которые повторяются на до- и послеконтрастных сканах (кости, паренхима органов, операционные клипсы и т. д.) вычитаются («стираются»), оставляя лишь сосудистую сеть. При экономии расхода контрастного вещества за счет цифрового усиления изображения достигается лучшая визуализация сосудов.

Наряду с широкими перспективами использования DSA, метод имеет и слабые стороны. К ним относятся малое поле изображения и невозможность выполнения одновременной биплановой ангиографии. Следует указать ряд факторов, которые значительно влияют на качество изображения: чувствительность к двигательным артефактам, которая может мешать точному устранению фона. Но предварительная беседа с пациентом, фиксация исследуемой области, а также использование фильтров позволяют избежать артефактов. Эта проблема в последнее время решается путем повышения скорости регистрации, усовершенствованием вычислительной техники, применением фармакологических препаратов.

Существенным недостатком DSA является меньшая разрешающая способность, получение изображения, не соответствующего истинным размерам, и отсутствие связи выявленных изменений с анатомическими ориентирами. Первый из них обусловлен конструкцией аппаратуры: несмотря на самые совершенные установки, разрешающая способность DSA достигает только 2 пары линий на 1 мм, в то время как стандартная ангиография – 5 пар линий на 1 мм. Другие же недостатки устранимы. Соотношения полученного изображения с анатомическими ориентирами можно достичь путем регистрации на пленке двух изображений — «маски» и «заполнения». Для определения истинных размеров достаточно знать истинный наружный диаметр катетера, который может служить эталоном при рентгенометрии.

Сфера применения DSA и показания быстро расширяются. Доказательством этому служит применение DSA в педиатрической

практике. Противопоказаниями к проведению DSA являются только абсолютная непереносимость йодсодержащих контрастных веществ и выраженная почечная и печеночная недостаточность. Возможные осложнения при DSA подразделяются на связанные с индивидуальной непереносимостью рентгеноконтрастного вещества и связанные с врачебными манипуляциями и режимами введения контрастного вещества.

Контрастное вещество при DSA вводится внутривенно или внутриартериально. В первом случае контрастное вещество может быть инъецировано через иглу – посредством венепункции, через катетер, установленный в периферической вене или в системе верхней полой вены транскубитальным или трансфemorальным доступами, во втором – по общепринятой методике Сельдингера инъекцию осуществляют через катетер, введенный в аорту или селективно в артерию исследуемого органа. Введение контрастного вещества в малых дозах в артериальную систему используется для повышения информативности ангиографических исследований.

Компьютерная томография.

При КТ рентгеновскими лучами экспонируются только тонкие срезы ткани. Отсутствует мешающее наложение или размывание структур, расположенных вне выбранных срезов. В результате разрешение по контрастности значительно превышает характеристики проекционных рентгеновских технологий. Технические разработки в области КТ меняются от производителя к производителю; существует уже несколько поколений КТ. Номер поколения (первое, второе, третье, четвертое и т.д.) связан с типом конструкции системы "трубка-детектор". Трубка испускает тонкий, коллимированный, веерообразный пучок рентгеновских лучей, перпендикулярный длинной оси тела. Этот пучок может быть достаточно широким и охватывать весь диаметр тела. Регулировкой коллимации можно менять его толщину, например от 1 до 10 мм. Соответственно варьирует и толщина исследуемого среза ткани. Пропускаемый через пациента пучок рентгеновских лучей фиксируется не пленкой, а системой специальных детекторов. В качестве детекторов используются либо кристаллы различных химических соединений (например, йодид натрия), либо полые камеры, наполненные сжатым ксеноном. Рентгеновские фотоны генерируют в детекторах электрические сигналы. Чем сильнее интенсивность достигшего детектора первичного луча, тем сильнее электрический сигнал. Фиксируя интенсивность пропущенного излучения можно рассчитать ослабление первичного луча. КТ-детекторы примерно 100 раз чувствительнее рентгеновской пленки при определении различий в интенсивности излучения; таким образом, они точно так же чувствительнее и при определении различий в ослаблении.

Получение компьютерной томограммы.

Получение компьютерной томограммы (срезы) 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 рис. 9.



Рис. 2 РКТ верхнечелюстных пазух. Сверхкомплектный зуб в левой гайморовой пазухе.

Строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через ту плоскость, которая интересует врача (рис. 3). 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.

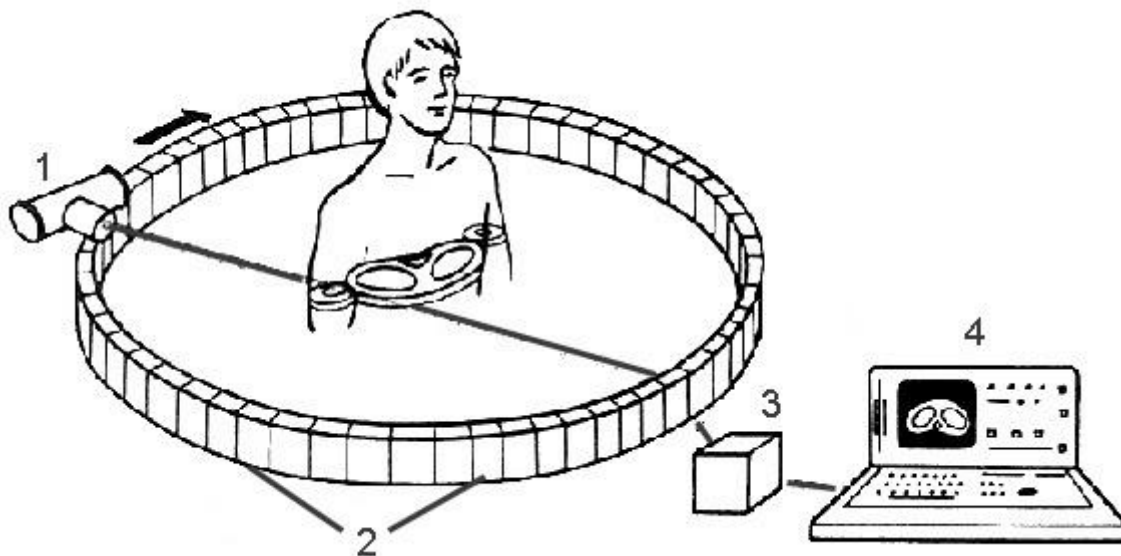


Рис. 3 Схема рентгеновской компьютерной томографии. 1 – излучатель; 2 – круговой ячеистый детектор; 3 – компьютер; 4 – система получения изображения.

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 256x256, 320x320, 512x512 и 1024x1024 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 160x160. 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 80x80 клеток составляло 27%, а при работе на матрице 160x160 - уменьшилось до 11%.

Компьютерный томограф обладает двумя видами разрешающей способности: *пространственной* и по *перепаду плотности*. Первый тип определяется размером клетки матрицы (обычно - 1,5x1,5 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.

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

Спиральная компьютерная томография.

Первой идею спирального сканирования запатентовала японская фирма TOSHIBA в 1986 году. Т. Katakura с соавторами выполнили первое клиническое исследование на спиральном КТ в 1989 году. Внедрение в 1989 году в медицинскую практику новой методики КТ-спиральной томографии явилось крупнейшим достижением за 20 лет ее существования, открыло принципиально новые возможности в диагностике целого ряда патологических состояний. Как известно, в обычной КТ однократное сканирование дает изображение одного слоя, соответственно, цикл сканирования повторяется после очередного перемещения стола столько раз, сколько послойных изображений нужно получить. В спиральной томографии осуществляется непрерывное движение трубки вокруг исследуемой зоны при параллельном равномерном продвижении стола с пациентом в продольном направлении. Траектория движения рентгеновской трубки к продольной оси исследуемого объекта приобретает форму спирали, что и дало название методу (рис. 11).

В отличие от обычной КТ при спиральном сканировании конечная точка среза не совпадает с исходной из-за перемещения объекта во время сканирования. Быстрая ротация излучающей трубки в спиральных томографах, отсутствие интервалов между циклами излучения для продвижения стола в следующую позицию значительно сокращают время исследования. Это приводит к повышению пропускной способности кабинета, облегчает исследование больных, которые не могут длительно задерживать дыхание, долго находиться в аппарате (травматические, больные дети, пациенты в тяжелом состоянии).

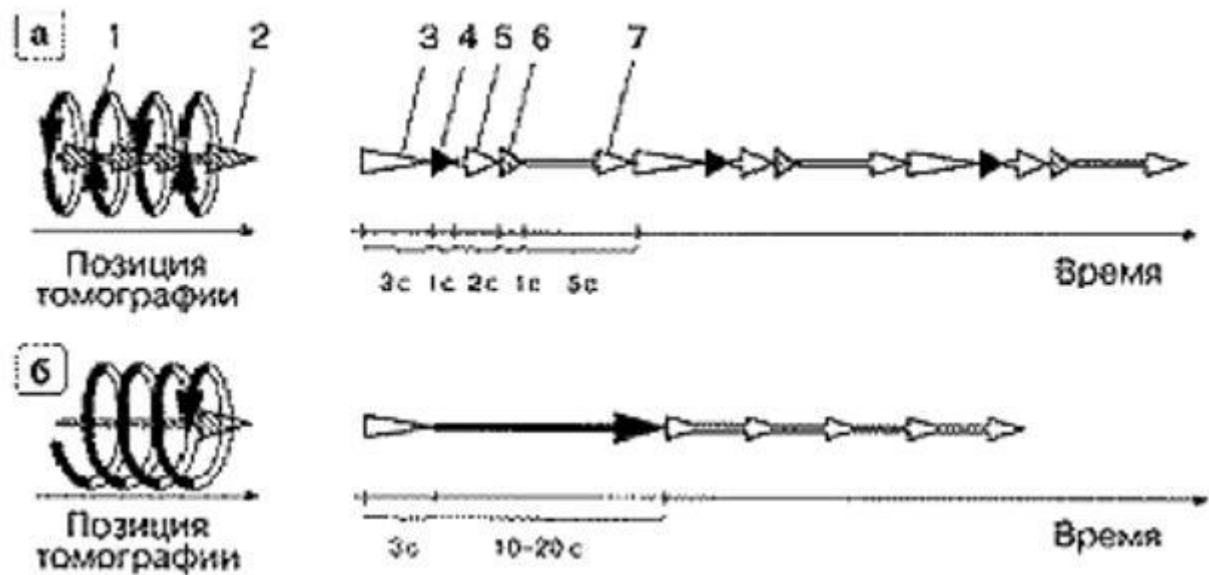


Рис. 4 (а) Схема обследования пациента на классических КТ. 1 – томография; 2 – прерывистое движение стола; 3 – команда задержки дыхания; 4 – томография; 5 – команда нормального дыхания; 6 – движение стола; 7 – реконструкция изображения. (б) Схема обследования пациента на спиральных КТ.

Высокая скорость сканирования позволяет получать значительно более четкие изображения с меньшими артефактами от физиологических движений. Новая технология улучшила также качество изображений движущихся органов грудной клетки, брюшной полости. Снижение времени облучения делает метод КТ более безопасным для пациентов.

К преимуществам спиральной КТ необходимо отнести возможность реконструкции изображения в любой заданной плоскости. При спиральной томографии получаемые данные извлекаются из всего сканируемого объекта, что позволяет получать изображение любого зафиксированного слоя из отсканированного объема. СКТ, позволяющая исследовать весь заданный объект при однократной задержке дыхания, исключает возможность выхода (“ускользания”) патологического очага из сканируемого слоя, что обеспечивает лучшее выявление небольших очаговых образований в паренхиматозных органах.

СКТ предоставляет новые возможности мультипланарной и трехмерной реконструкции изображений, играющих все возрастающую роль в диагностике, предоперационном планировании челюстно-лицевой деформации и травмы, повреждений позвоночника и крупных суставов. При СКТ одновременно исследуется объект на большом протяжении (до 1 метра), что открывает новые перспективы в КТ-ангиографии, позволяя охватить сосудистое русло на значительном интервале за короткое время сканирования. Специальные программы обработки информации дают возможность получать изображения только сосудов, атеросклеротических бляшек,

тромбов. СКТ-ангиография в отличие от МРТ не делает артефактов от кровотока, металлических стентов.

Другой перспективной областью использования трехмерной реконструкции изображений на основе данных, получаемых при спиральной КТ, является изучение полых органов по принципу «виртуальной эндоскопии» (рис. 12). Подобная система разработана фирмой Picker для своих высокоскоростных спиральных рентгеновских томографов Q-серии и получила название Voyager (путешественник). Сохранение высокой разрешающей способности (21,5 л.п./см) при спиральном сканировании и использование системы LAPP (система параллельных процессоров сверхвысокой вычислительной мощности и быстрого действия) позволяет в данной разработке реализовать принцип «виртуальной эндоскопии» на мультимодальной, DICOM-совместимой рабочей станции Voxel Q, являющейся основной системой визуализации и последующей обработки данных на томографах фирмы Picker. Подготовка эндоскопических изображений для визуального анализа осуществляется с помощью разработанного фирмой оригинального метода 4-D Angio, позволяющего не только получать истинные трехмерные изображения анатомических структур, но и особо выделять интересующую биологическую ткань — «четвертое измерение», а также визуализировать кости, мягкие ткани и сосуды одновременно.

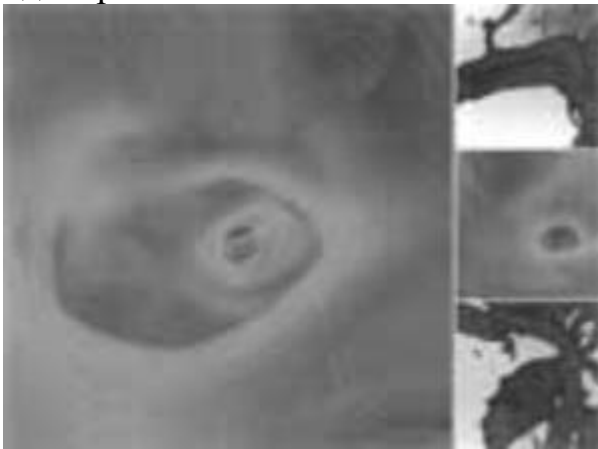


Рис. 5 Виртуальная артериограмма (вид «изнутри») средней мозговой артерии. Реконструкция данных спиральной компьютерной томографии.

Особенностью представления томографических данных в системе Voyager является одновременная визуализация поверхностей полостных образований и экстрамуральных образований, располагающихся вне просвета изучаемой полости (лимфоузлы, опухоли, сосуды). Получаемые изображения формируют естественную последовательность виртуальных эндоскопических картин. При этом специальные программы навигации автоматически определяют траекторию движения «виртуального эндоскопа» по центру изучаемой полости. Выбор траектории движения может быть осуществлен и по другим настройкам, задаваемым оператором, что

позволяет уточнять детали эндоскопического изображения за счет изменения полей обзора. Возможно также рельефное изображение поверхности полости с формированием искусственных теневых участков. Сформированные последовательности эндоскопических изображений могут легко трансформироваться в стандартный VHS видеоформат с помощью программы epi-Client и, таким образом, использоваться на обычных видеосистемах, в частности для целей телерадиологии.

Система Voyager предназначена в первую очередь для выявления больных с обструктивными процессами верхних дыхательных путей, объемными образованиями пищевода, желудка и толстой кишки, атеросклеротическими поражениями крупных сосудов, заболеваниями придаточных пазух носа, мочевого пузыря и позвоночного канала. Данные, получаемые при «виртуальной эндоскопии», позволяют заранее выбрать оптимальное место для биопсии и определить объем хирургического вмешательства. Данная методика может использоваться как самостоятельно, так и быть хорошим связующим звеном между томографическим и обычным эндоскопическим исследованиями.

СКТ предоставляет возможность получения большей диагностической информации по сравнению с обычной КТ. С помощью новой технологии практически удалось преодолеть недостатки классической конвенционной КТ такие, как стандартная толщина среза, "усреднение" полученных результатов, пропуск определенных участков исследуемой зоны из-за неточности в задержке дыхания, несовпадение направления томографии с ходом бронха, сосуда и др., что вносит определенные трудности в изучение просвета полого органа на протяжении.

Вместе с тем при СКТ увеличивается расход на рентгеновские трубки. Широкая возможность пользоваться мультипланарной и трехмерной реконструкцией предъявляет повышенные требования к рентгенологу. Сокращение времени сканирования и сбора данных не уменьшает затраты времени на реконструкцию изображения после сканирования. Следует учитывать большую трудоемкость для исследователя анализа получаемой информации. В итоге сокращение времени исследования для больного не означает сокращения времени получения результата. Для рационального, эффективного использования дорогостоящего спирального компьютерного томографа с увеличением пропускной способности его возникает необходимость установления рабочей станции для обработки получаемой информации.

Несомненно, со временем, несмотря на трудности экономического характера, спиральная компьютерная томография займет прочное место в лучевой диагностике как скоростной, высокочувствительный и специфичный метод.

Магнитно-резонансная томография.

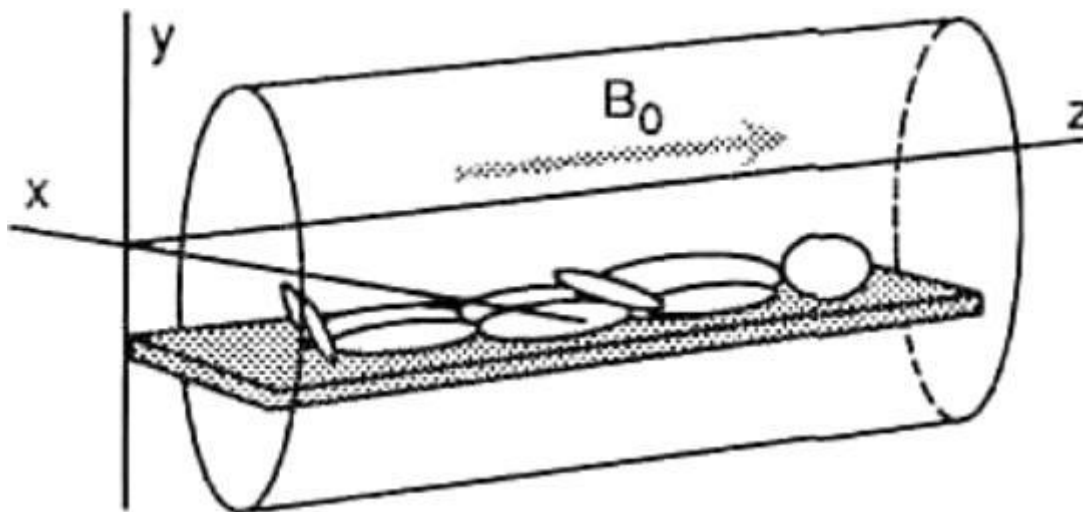


Рис. 13 Схема магнитно-резонансного томографа. B_0 -электромагниты с горизонтальным магнитным полем.

В 1946 г. группы исследователей в Станфордском и Гарвардском университетах независимо друг от друга открыли явление, которое было названо ядерно-магнитным резонансом (ЯМР). Суть его состояла в том, что ядра некоторых атомов, находясь в магнитном поле, под действием внешнего электромагнитного поля способны поглощать энергию, а затем испускать её в виде радиосигнала. За это открытие Ф. Блоч и Е. Персель в 1952г. были удостоены Нобелевской премии. В 1973г. Пауль Лаутербур впервые показал возможность с помощью ЯМР-сигналов получить изображение – он представил изображение двух наполненных водой капиллярных трубочек. Так родилась ЯМР-томография. Первые ЯМР-томограммы внутренних органов человека были продемонстрированы в 1982г. на Международном конгрессе радиологов в Париже.

Современные МР-томографы «настроены» на ядра водорода, т.е. на протоны. Протон находится в постоянном вращении и поэтому вокруг него тоже имеется магнитное поле, которое имеет магнитный момент или спин. При помещении вращающегося протона в магнитное поле возникает вращение протона вокруг оси, направленной вдоль силовых линий приложенного магнитного поля. Обычно дополнительное радиочастотное поле прикладывается в виде импульса, причем в двух вариантах: короткий – поворачивает протон на 90° и продолжительный – поворачивает протон на 180° . Когда радиочастотный импульс заканчивается, протон возвращается в исходное положение, что сопровождается излучением порции энергии. С помощью специальных приборов можно зарегистрировать сигналы (резонансное излучение) от релаксирующих протонов, и на их анализе построить представление об исследуемом объекте.

Ультразвуковая диагностика.

Ультразвук используется в радиологии для двух основных задач: формирование секционных изображений (ультрасонография) и измерения скорости тока крови (доплерография).

Ультразвук – это звуковые волны с частотой свыше 20 000 Гц. Ультразвук генерируется датчиком, наиболее важная его часть – один

или несколько пьезоэлектрических кристаллов. Механические колебания кристалла индуцируются короткими электрическими импульсами, а частота генерируемого таким образом ультразвука определяется резонансной частотой кристалла, которая, в свою очередь зависит от толщины кристалла. Чем тоньше кристалл, тем выше частота. Эхо отражается назад к датчику, генерирует механические колебания кристалла и преобразует в электрические сигналы. Последние поступают на высокочастотный усилитель и далее обрабатываются и выдаются пользователю в виде одномерного (в форме кривой - эхограмма) или двухмерного (в форме картинки - сканограмма) изображения. Пример ультразвуковой сканограммы на рис. 14.



Рис. 14 Ультразвуковая сканограмма.

При доплеровском исследовании кровеносных сосудов через тело пропускается генерируемый доплеровским датчиком направленный ультразвуковой луч. При пересечении лучом сосуда или сердечной камеры небольшая часть ультразвука отражается от эритроцитов. Частота волн эха, отраженного от этих клеток будет выше, чем у волн, испускаемых датчиком. Разница между частотой принятого эха и частотой генерируемого датчиком ультразвука называется доплеровским частотным сдвигом. Данный частотный сдвиг прямо пропорционален скорости кровотока.

Литература

Компьютер и цифровые технологии в отделении лучевой диагностики (учебное пособие)

А.Л. Дуплянский, 1998г

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

Общее руководство по радиологии в 2-х томах/под ред Х. Петерссон, институт NICER, 1995г.