**СОДЕРЖАНИЕ:**

**РАЗВИТИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ 4**

**ФИЗИЧЕСКИЕ И ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ТОМОГРАФИИ 6**

**ПРИНЦИПЫ ОБРАЗОВАНИЯ ПОСЛОЙНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ 6**

**ПОЛУЧЕНИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАММЫ 9**

**УСИЛЕНИЕ КОНТРАСТНОСТИ 11**

**ЯДЕРНО-МАГНИТНЫЙ РЕЗОНАНС 12**

**ПРОБЛЕМЫ РАЗРАБОТКИ. 12**

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ : 14**

ВВЕДЕНИЕ

Древняя латинская поговорка гласит: *"Diagnosis cetra — ullae therapiae fundamentum"* ("Достоверный диагноз - основа любого лечения"). На протяжении многих веков усилия врачей были направлены на решение труднейшей задачи - улучшение распознавания заболеваний человека.

Потребность в методе, который позволил бы заглянуть внутрь человеческого тела, не повреждая его, была огромной, хотя и не всегда осознанной. Ведь все сведения, касающиеся нормальной и патологической анатомии человека, были основаны только на изучении трупов. После того, как в Европе стали широко изучаться вскрытия трупов, врачи смогли изучить строение органов человека, а также изменения, которые они претерпевают при тех или иных заболеваниях.

Какую огромную пользу принес бы непосредственный осмотр человеческого организма, если бы он стал вдруг "*прозрачным*"! И вряд ли кто-нибудь из ученых прошлого мог предположить, что эта мечта вполне осуществима.

Потребность увидеть не оболочку, а структуру организма живого человека, его анатомию и физиологию была столь насущной, что, когда чудесные лучи, позволявшие осуществить это на практике, были наконец открыты, обычно консервативные и часто недоверчивые к новшествам врачи почти сразу поняли, что в медицине наступила новая эра.

Уже в первые дни и недели после того, как стало известно о существовании и свойствах этих лучей, врачи различных стран начали применять их для исследования важнейших органов и систем человеческого тела. В течение первого же года появились сотни научных сообщений в печати, посвященных результатам таких исследований.

Количество сообщений в последующие годы нарастало. Выяснялись все новые возможности рентгенологического метода. Появились первые книги, посвященные этому методу. Вскоре эта литература стала необозримой.

В 1946 г. известный советский клиницист и организатор здравоохранения Н.Н.Приоров на заседании, посвященном 50-летию рентгенологии, говорил: "*Что стало бы сегодня с физиатрией и урологией, гинекологией и отоларингологией, неврологией и онкологией, хирургией и ортопедией, офтальмологией и травматологией, если бы лишить их того, что дала рентгенология в области диагностики и лечения?*"

Но процесс науки и техники неудержим. Не успели врачи полностью освоить возможности рентгеновских лучей в диагностике, как появились другие методы, позволяющие получить изображение внутренних органов человека, дополняющие данные рентгенологического исследования. К ним относятся радионуклеидное и ультразвуковое исследования, тепловидение, ядерно-магнитный резонанс, фотонная эмиссия и некоторые другие методы, еще не получившие широкого распространения.

Эти способы основаны на использовании близких по своей природе волновых колебаний, для проникновения которых ткани человеческого тела не являются непреодолимым препятствием. Они объединяются и тем, что в результате взаимодействия волновых колебаний с органами и тканями организма на различных приемниках — экране, пленке, бумаге и др. - возникают их изображения, расшифровка которых позволяет судить о состоянии различных анатомических образований.

Такими образом, все указанные методы принципиально близки рентгенодиагностике как по своей природе, так и по характеру конечного результата их применения.

Внедрение в практику этих методов (наряду с рентгенологией) привело к возникновению новой обширной медицинской дисциплины, получившей за рубежом название диагностической радиологии (от латинского *radius* - луч), а у нас - лучевой диагностики.

Возможности этой дисциплины в распознавании заболеваний человека весьма велики. Ей доступны практически все органы и системы человека, все анатомические образования, размеры которых выше микроскопических.

В отличие от классических медицинских методик (пальпации, перкуссии, аускультации) основным анализатором информации, получаемой способами лучевой диагностики, является орган зрения, при помощи которого мы получаем около 90% сведений об окружающем мире, и притом наиболее достоверных. Когда широкая сеть медицинских учреждений будет оснащена высококачественной аппаратурой, позволяющей использовать все возможности лучевой диагностики, а врачи, работающие в этих учреждениях, будут обучены обращению с этой сложной аппаратурой и, главное, полноценной расшифровке получаемых с ее помощью изображений, диагностика основных заболеваний человека станет более ранней и достоверной не только в крупных научно-исследовательских и клинических центрах, но и на передовом крае нашего здравоохранения — в поликлиниках и районных больницах. В этих учреждениях работает основная масса врачей. Именно сюда обращается подавляющее большинство больных при возникновении каких-либо тревожных симптомов. От уровня работы именно этих лечебно-диагностических учреждений в конечном итоге зависит ранняя и своевременная диагностика, а следовательно во многом и результаты лечения подавляющего большинства болезней. [ № 1, стр. 3-6]

**РАЗВИТИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Изобретение рентгеновской томографии с обработкой получаемой информации на ЭВМ произвело переворот в области получения изображения в медицине. Впервые сообщил о новом методе инженер *G.Hounsfield* (1972). Аппарат, изготовленный и опробованный группой инженеров английской фирмы "*EMI*", получил название ЭМИ-сканера. Его применяли только для исследования головного мозга.

*G.Hounsfield* в своем аппарате использовал кристаллический детектор с фотоэлектронным умножителем (ФЭУ), однако источником была трубка, жестко связанная с детектором, которая делала сначала поступательное, а затем вращательное (1O) движение при постоянном включении рентгеновского излучения. Такое устройство томографа позволяло получить томограмму за 4-20 мин.

Рентгеновские томографы с подобным устройством (*I поколение*) применялись только для исследования головного мозга. Это объяснялось как большим временем исследования (визуализации только неподвижных объектов), так и малым диаметром зоны томографирования до (24 см). Однако получаемое изображение несло большое количество дополнительной диагностической информации, что послужило толчком не только к клиническому применению новой методики, но и к дальнейшему совершенствованию самой аппаратуры.

Вторым этапом в становлении нового метода исследования был выпуск к 1974г. компьютерных томографов, содержащих несколько детекторов. После поступательного движения, которое производилось быстрее, чем у аппаратов *I поколения*, трубка с детекторами делала поворот на 3-10o, что способствовало ускорению исследования, уменьшению лучевой нагрузки на пациента и улучшению качества изображения. Однако время получения одной томограммы (20-60 с) значительно ограничивало применение томографов *II поколения* для исследования всего тела ввиду неизбежных артефактов, появляющихся из-за произвольных и непроизвольных движений. Аксиальные компьютерные рентгеновские томографы данной генерации нашли широкое применение для исследования головного мозга в неврологических и нейрохирургических клиниках.

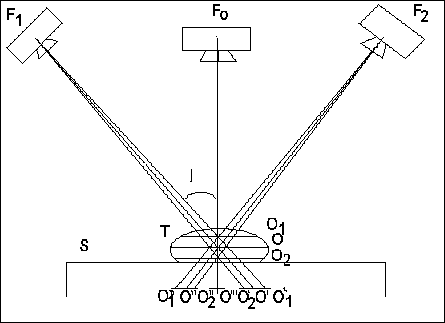
Получение качественного изображения среза тела человека на любом уровне стало возможным после разработки в 1976-1977 гг. компьютерных томографов *III поколения*. Принципиальное отличие их заключалось в том, что было исключено поступательное движение системы трубка—детекторы, увеличены диаметр зоны исследования до 50-70 см и первичная матрица компьютера (фирмы *"Дженерал Электрик", "Пикер", "Сименс", "Тошиба", "ЦЖР"*). Это привело к тому, что одну томограмму стало возможным получить за 3-5 с при обороте системы трубка —детекторы на 360O. Качество изображения значительно улучшилось и стало возможным обследование внутренних органов.

С 1979 г. некоторые ведущие фирмы начали выпускать компьютерные томографы *IV поколения*. Детекторы (1100-1200 шт.) в этих аппаратах расположены по кольцу и не вращаются. Движется только рентгеновская трубка, что позволяет уменьшить время получения томограммы до 1-1,5 с при повороте трубки на 360o. Это, а также сбор информации под разными углами увеличивает объем получаемых сведений при уменьшении затрат времени на томограмму.

В 1986 г. произошел качественный скачок в аппаратостроении для рентгеновской компьютерной томографии. Фирмой *"Иматрон"* выпущен компьютерный томограф *V поколения*, работающий в реальном масштабе времени. В 1988 г. компьютерный томограф *"Иматрон"* куплен фирмой *"Пикер" (США)* и теперь он называется *"Фастрек"*.

Учитывая заинтересованность клиник в приобретении компьютерных томографов, с 1986 г. определилось направление по выпуску "*дешевых*" компактных систем для поликлиник и небольших больниц (*М250,"Меди- тек"; 2000Т,"Шимадзу"; СТ МАХ, "Дженерал Электрик"*). Обладая некоторыми ограничениями, связанными с числом детекторов или временем и объемом собираемой информации, эти аппараты позволяют выполнять 75-95% (в зависимости от вида органа) исследований, доступных "*большим*" компьютерным томографам. [№ 2, стр. 8-10]

**ФИЗИЧЕСКИЕ И ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ТОМОГРАФИИ**

*********ПРИНЦИПЫ ОБРАЗОВАНИЯ ПОСЛОЙНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ***

При выполнении обычной рентгенограммы три компонента - пленка, объект и рентгеновская трубка - остаются в покое. Томографический эффект можно получить при следующих комбинациях:

1. 1.   неподвижный объект и движущиеся источник (рентгеновская трубка) и приемник (рентгенографическая пленка, селеновая пластина, кристаллический детектор и т.п.) излучения;
2. 2.   неподвижный источник излучения и движущиеся объект и приемник излучения;

*Рис.1 Принцип образования послойного изображения.*

*F0,F1,F2-нулевое,исходное и конечное положение фокуса рентгеновской трубки; j-1/2 угла поворота трубки; S-поверхность стола; Т-объект исследования; О-точка выделяемого слоя; О1, О2-точки, находящиеся выше и ниже выделяемого слоя; О`, О``-проекции точки О на пленке при исходном и конечном положениях фокуса рентгеновской трубки; О1`, O1``-проекции точки О1 на пленке при тех же положениях фокуса трубки; О2`, О2``-проекции точки О2 при тех же положениях фокуса трубки; О```-проекции всех точек на пленке при нулевом положении рентгеновской трубки.*

1. 3.   неподвижный приемник излучения и движущиеся объект и источник излучения. Наиболее распространены томографы с синхронным перемещением трубки и пленки в противоположных направлениях при неподвижном объекте исследования. Рентгеновский излучатель и кассето-держатель с приемником излучения (рентгеновская пленка, селеновая пластина) соединяют жестко с помощью металлического рычага. Ось вращения рычага (перемещения трубки и пленки) находится над уровнем стола и ее можно произвольно перемещать.

Как показано на рис.1, при перемещении трубки из положения F1 в положение F2, проекция точки О, которая соответствует оси вращения рычага, будет постоянно находиться в одном и том же месте пленки. Проекция точки О неподвижна относительно пленки и, следовательно, ее изображение будет четким. Проекции точек О1 и О2,находящиеся вне выделяемого слоя, с перемещением трубки и пленки меняют свое положение на пленке и, следовательно, их изображение будет нечетким, размазанным. Доказано, что геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельная плоскости пленки и проходящая через ось окончания системы. На томограмме, таким образом, будут четкими изображения всех точек, находящихся в плоскости на уровне оси вращения системы, то есть в выделяемом томографическом слое.

На рисунке показано перемещение трубки и пленки по траектории прямая-прямая, то есть по параллельным прямолинейным направляющим. Такие томографы, имеющие самую простую конструкцию, получили наибольшее распространение. В томографах с траекториями дуга-дуга, дуга-прямая геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельные плоскости пленки и проходящая через ось качания системы; выделяется слой также плоской формы. Из-за более сложной конструкции эти томографы получили меньшее распространение.

Описанные выше аппараты относятся к линейным томографам (с линейными траекториями), так как проекции траекторий движения системы трубка-пленка на выделяемую плоскость имеют вид прямой линии, а тени размазывания имеют прямолинейную форму.

За угол поворота (качания) трубки 2j в таких томографах принимают угол ее поворота из одного крайнего положения в другое; перемещение трубки от нулевого положения равно j.

В томографах с нелинейным размазыванием перемещение системы трубка - пленка происходит по криволинейным траекториям - кругу, эллипсу, гипоциклоиде, спирали. При этом отношение расстояний фокус трубки - центр вращения и центр вращения - пленка сохраняется постоянным. И в этих случаях доказано, что геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельная плоскости пленки и проходящая через ось качания системы. Размазывание изображения точек объекта, лежащих вне выделяемой плоскости, происходит по соответствующим кривым траекториям движения системы. Размазываемые изображения повторяют на пленке траекторию перемещения фокуса рентгеновской трубки.

При симультанной (многослойной) томографии в один прием (одно перемещение трубки и пленки в противоположных направлениях) получают несколько томограмм благодаря расположению в одной кассете нескольких пленок, расположенных на некотором расстоянии друг от друга. Проекция изображения первого слоя, находящегося на оси вращения системы (избранной высоте слоя), получается на верхней пленке. Геометрически доказано, что на последующих пленках получают свое изображение нижележащие параллельные к оси движения системы слои, расстояния между которыми примерно равны расстояниям между пленками. Основным недостатком продольной томографии является то, что расплывчатые изображения выше- и нижележащих плоскостей с нежелательной информацией уменьшают естественную контрастность. Вследствие этого восприятие в выделяемом слое тканей с невысокой контрастностью ухудшается.

Указанного недостатка лишена аксиальная компьютерная рентгеновская томография. Это объясняется тем, что строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через ту плоскость, которая интересует врача. 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.

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 продольной томографии разницу между плотностью отдельных участков определить невозможно, поскольку "*тени*" участков накладываются друг на друга. С помощью компьютерной томографии решена и эта задача, так как 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 (500-2400 шт.) 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. [№ 2, стр. 10-13]

***ПОЛУЧЕНИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАММЫ***

Получение компьютерной томограммы (среза) головы на выбранном уровне основывается на выполнении следующих операций:

1. 4.     формирование требуемой ширины рентгеновского луча (коллимирование);
2. 5.     сканирование головы пучком рентгеновского излучения, осуществляемого движением (вращательным и поступательным) вокруг неподвижной головы пациента устройства "*излучатель — детекторы*";
3. 6.     измерение излучения и определение его ослабления с последующим преобразованием результатов в цифровую форму;
4. 7.     машинный (компьютерный) синтез томограммы по совокупности данных измерения, относящихся к выбранному слою;
5. 8.     построение изображения исследуемого слоя на экране видеомонитора (дисплея).

В системах компьютерных томографов сканирование и получение изображения происходят следующим образом. Рентгеновская трубка в режиме излучения "*обходит*" голову по дуге 240O, останавливаясь через каждые 3O этой дуги и делая продольное перемещение. На одной оси с рентгеновским излучателем закреплены детекторы - кристаллы йодистого натрия, преобразующие ионизирующее излучение в световое. Последнее попадает на фотоэлектронные умножители, превращающие эту видимую часть в электрические сигналы. Электрические сигналы подвергаются усилению, а затем преобразованию в цифры, которые вводят в ЭВМ. Рентгеновский луч, пройдя через среду поглощения, ослабляется пропорционально плотности тканей, встречающихся на его пути, и несет информацию о степени его ослабления в каждом положении сканирования. Интенсивность излучения во всех проекциях сравнивается с величиной сигнала, поступающего с контрольного детектора, регистрирующего исходную энергию излучения сразу же на выходе луча из рентгеновской трубки.

Следовательно, формирование показателей поглощения (ослабления) для каждой точки исследуемого слоя происходит после вычисления отношения величины сигнала на выходе рентгеновского излучателя к значению его после прохождения объекта исследования (коэффициенты поглощения).

В ЭВМ выполняется математическая реконструкция коэффициентов поглощения и пространственное их распределение на квадратной многоклеточной матрице, а полученные изображения передаются для визуальной оценки на экран дисплея.

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 мозга 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.

Для полной реализации высокой разрешающей способности томографа по плотности в аппарате предусмотрены средства управления так называемой ширины окна и его уровня (положения), чтобы дать рентгенологу возможность анализировать изображение на различных участках шкалы коэффициентов поглощения. Ширина окна — это величина разности наибольшего и наименьшего коэффициентов поглощения, соответствующая указанному перепаду яркости. Положение или уровень окна (центр окна) — это величина коэффициентов ослабления, равная середине окна и выбираемая из условий наилучшего выявления плотностей интересующей группы структур или тканей. Важнейшей характеристикой является качество получаемого изображения.

Известно, что качество визуализации анатомических образований головного мозга 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%). В соответствии с этими характеристиками теоретически можно различать элементы изображения размером 1,5х1,5 мм при перепаде плотности между ними не меньше 5 ед.Н. (1%) удается выявлять очаги величиной не менее 6х6 мм, а при разнице в 30 ед.Н. (3%) - детали размером 3х3 мм. 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. [№ 3, стр. 16-19]

***УСИЛЕНИЕ КОНТРАСТНОСТИ***

Для получения более четкого изображения патологически измененных участков в головном мозге применяют эффект усиления контрастности, которых достигается внутривенным введением рентгеноконтрастного вещества. Увеличение плотности изображения на компьютерной томограмме после внутривенного введения контрастного вещества объясняется внутри- и внесосудистыми компонентами. Внутрисосудистое усиление находится в прямой зависимости от содержания йода в циркулирующей крови. При этом увеличение концентрации на 100 мг йода в 100 мл обусловливает величины абсорбции на 26 ед.Н. (ед.Н. - единицы Хаунсфильда или числа компьютерной томографии). При компьютерно-томографических измерениях венозных проб после введения 60% контрастного вещества в дозе 1 мл на кг массы тела, плотность потока повышается в среднем в течение 10 мин после инъекции, составляет 39,2 плюс-минус 9,8 ед.Н. Содержание контрастного вещества в протекающей крови изменяется в результате того, что относительно быстро начинается выделение его почками. Уже в течение первых 5 мин после болюсной инъекции концентрация вещества в крови в среднем снижается на 20%, в последующие 5 мин - на 13% и еще через 5 мин - на 5%.

Нормальное увеличение плотности мозга на компьютерной томограмме после введения контрастного вещества связано с внутрисосудистой концентрацией йода. Можно получить изображение сосудов диаметром до 1,5 мм, если уровень йода в крови составляет примерно 4 мг/мл и при условии, что сосуд расположен перпендикулярно к плоскости среза. Наблюдения привели к выводу, что контрастное вещество накапливается в опухолях, и таким образом можно их локализировать с достаточной точностью. [№ 4, стр. 17-19]

**ЯДЕРНО-МАГНИТНЫЙ РЕЗОНАНС**

Среди новых диагностических методов в медицине наибольший интерес сегодня вызывает магнитно-резонансная томография (МР-томография). Накопленный к настоящему времени клинический опыт свидетельствует о таких несомненных достоинствах МР-томографии, как обеспечение высокого разрешения и высококонтрастного изображения тканей без инъекции потенциально токсичных контрастных веществ, возможность визуализации труднодоступных областей человеческого теля, наблюдать которые неинвазивными методами до внедрения МР-томографов вообще не удавалось.

В МР-томографии не используются источники ионизирующего излучения, и поэтому она практически безопасна для обследуемого.

***ПРОБЛЕМЫ РАЗРАБОТКИ.***

При создании отечественного МР-томографа разработчики столкнулись с рядом проблем. Прежде всего это относится к системе резистивного магнита.

В рабочей зоне, т.е. в центре магнитного томографа, требовалось достичь однородности поля на 1,5-2 порядка выше, чем в существующих приборах, использующих явление ядерного магнитного резонанса. В медицинских МР-томографах такая однородность магнитного поля должна обеспечиваться в достаточно большом объеме — сфере диаметром не менее 300 мм.

Второй не менее сложной задачей явилось создание уникальной системы электропитания магнита, обеспечивающий стабильность тока не хуже 10-6 в течение 10 минут работы томографа от бытовой сети при колебаниях напряжения ±10% и частоты ±1 Гц. В известных прецизионных системах электропитания, например применяемых в разделительных производствах, стабильность питающего тока того же порядка, что и в томографах (200-250 А), характеризуется значениями порядка 10-3 . И при разработке системы электропитания градиентно-корректирующего модуля требовалась стабильность тока не хуже 10-4. При этом следует иметь в виду, что в состав модуля входит несколько независимых обмоток.

Кроме того, нужно было обеспечить пространственную линейность магнитного поля, которая на фантоме диаметром 200 мм должна быть не более 3%, а также однородность изображения, которая на том же фантоме должна быть не хуже ±15%.

Можно упомянуть и ряд задач конструкторского и технологического плана, например изготовление обмоток электромагнита и градиентно-корректирующего модуля с точностью до десятых долей миллиметра при базовом размере порядка 1000 мм.

Но наиболее сложной и в то же время главной научно-технической проблемой, от решения которой зависел успех создания МР-томографа, явилась разработка программного обеспечения вычислительно-отображающего комплекса. В структурной схеме МР-томографа вычислительно-отображающий комплекс является тем звеном, от которого зависит работа всех основных функциональных систем томографа, и естественно, чем эффективнее заложенные в программы алгоритмы управления, тем эффективнее работа томографа в целом.

В состав томографа входят:

1.            магнитная система (МС), включающая в себя воздушный электромагнит (ЭМ), и градиентно-корректирующий модуль (ГКМ) с источниками питания (ИП) ЭМ, ИП ГКМ и системой охлаждения (СО);
2.            устройство получения МР-сигнала УПСИ, состоящее из электронного блока формирования радиочастотных (РЧ) импульсов, передатчика и приемно-передающих РЧ-катушек с усилителем;
3.            вычислительный управляюще-отображающего комплекс ВОУК ПЭВМ;
4.            стол пациента;
5.            консоль оператора.

При подаче питания на томограф в исследуемой области с помощью электромагнита создается постоянное магнитное поле. Градиенты магнитного поля и его коррекция в заданном направлении обеспечивается градиентно-корректирующим модулем. Сканирование и переориентация градиентов осуществляются программно от ПЭВМ, и реализуются через блок формирования РЧ-импульсов и систему питания градиентных катушек. Требуемая для возбуждения магнитного резонанса последовательность импульсов формируется ПЭВМ, которая задает форму огибающих для РЧ-импульсов в передатчике и блокирует усилитель на время излучения импульсов РЧ-катушкой.

Обработка МР-сигнала и реконструкция изображения осуществляется с помощью ПЭВМ.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ :**

1. Розенштраух Л.С.

Невидимое стало зримым (успехи и проблемы лучевой диагностики).—*М.: Знание, 1987.- 64 с.*

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

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

4. Коновалов А.Н., Корниенко В.Н.

Компьютерная томография в нейрохирургической клинике.—*М.: Медицина,1988. - 346 с.*

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

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

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