Ультразвуковые методы исследований

1. Понятие УЗ

Ультразвуковые волны — это упругие колебания среды с частотой, лежащей выше диапазона слышимых человеком звуков — выше 20 кГц. Верхним пределом ультразвуковых частот можно считать 1 – 10 ГГц. Этот предел определяется межмолекулярными расстояниями и поэтому зависит от агрегатного состояния вещества, в котором распространяются ультразвуковые волны. Они обладают высокой проникающей способностью и проходят через ткани организма, не пропускающие видимого света. Ультразвуковые волны относятся к числу неионизирующих излучений и в диапазоне, применяемом в диагностике, не вызывают существенных биологических эффектов. По средней интенсивности энергия их не превышает при использовании коротких импульсов 0,01 Вт/см2. Поэтому противопоказаний к исследованию не имеется. Сама процедура ультразвуковой диагностики непродолжительна, безболезненна, может многократно повторяться. Ультразвуковая установка занимает мало места, не требует никакой защиты. Она может быть использована для обследования как стационарных, так и амбулаторных больных.

Таким образом, ультразвуковой метод — это способ дистантного определения положения, формы, величины, структуры и движений органов и тканей, а также патологических очагов с помощью ультразвукового излучения. Он обеспечивает регистрацию даже незначительных изменений плотности биологических сред. В ближайшие годы он, по всей вероятности, станет основным способом визуализации в диагностической медицине. В силу своей простоты, безвредности и эффективности он, в большинстве случаев, должен применяться на ранних этапах диагностического процесса.

Для генерирования УЗ используются устройства, называемые УЗ-излучателями. Наибольшее распространение получили электромеханические излучатели, основанные на явлении обратного пьезоэлектрического эффекта. Обратный пьезоэффект заключается в механической деформации тел под действием электрического поля. Основной частью такого излучателя является пластина или стержень из вещества с хорошо выраженными пьезоэлектрическими свойствами (кварц, сегнетова соль, керамический материал на основе титаната бария и др.). На поверхность пластины в виде проводящих слоев нанесены электроды. Если к электродам приложить, переменное электрическое напряжение от генератора, то пластина благодаря обратному пьезоэффекту начнет вибрировать, излучая механическую волну соответствующей частоты.

Наибольший эффект излучения механической волны возникает при выполнении условия резонанса. Так, для пластин толщиной 1 мм резонанс возникает для кварца на частое 2,87 МГц, сегнетовой соли - 1,5 МГц и титаната бария - 2,75 МГц.

Приемник УЗ можно создать на основе пьезоэлектрического эффекта (прямой пьезоэффект). В этом случае под действием механической волны (УЗ-волны) возникает деформация кристалла, которая приводит при пьезоэффекте к генерированию переменного электрического поля; соответствующее электрическое напряжение может быть измерено.

Применение УЗ в медицине связано с особенностями его распространения и характерными свойствами. Рассмотрим этот вопрос. По физической природе УЗ, как и звук, является механической (упругой) волной. Однако длина волны УЗ существенно меньше длины звуковой волны. Дифракция волн существенно зависит от соотношения длины волн и размеров тел, на которых волна дифрагирует. "Непрозрачное" тело размером 1 м не будет препятстствием для звуковой волны с длиной 1,4 м, но станет преградой для УЗ-волны с длиной 1,4 мм, возникнет "УЗ-тень". Это позволяет в некоторых случаях не учитывать дифракцию УЗ-волн, рассматривая при преломлении и отражении эти волны как лучи аналогично преломлению и отражению световых лучей).

Отражение УЗ на границе двух сред зависит от соотношения их волновых сопротивлений. Так, УЗ хорошо отражается на границах мышца — надкостница— кость, на поверхности полых органов и т. д. Поэтому можно определить расположение и размер неоднородных включений, полостей, внутренних органов и т. п.(УЗ-локация). При УЗ-локации используют как непрерывное, таки импульсное излучения. В первом-случае исследуется стоячая волна, возникающая при интерференции падающей и отраженной волн от границы раздела. Во втором случае наблюдают отраженный импульс и измеряют время распространения ультразвука до исследуемого объекта и обратно. Зная скорость распространения ультразвука, определяют глубину залегания объекта.

Волновое сопротивление (импеданс) биологических сред в 3000 раз больше волнового сопротивления воздуха. Поэтому если УЗ-излучатель приложить к телу человека, то УЗ не проникнет внутрь, а будет отражаться из-за тонкого слоя воздуха между излучателем и биологическим объектом. Чтобы исключить воздушный слой, поверхность УЗ-излучателя покрывают слоем масла.

Скорость распространения ультразвуковых воли и их поглощение существенно зависят от состояния среды; на этом основано использование ультразвука для изучения молекулярных свойств вещества. Исследования такого рода являются предметом молекулярной акустики.

2. Источник и приемник ультразвукового излучения

Ультразвуковую диагностику осуществляют с помощью ультразвуковой установки. Она представляет собой сложное и вместе с тем достаточно портативное устройство, выполняется в виде стационарного или передвижного аппарата. Для генерирования УЗ используют устройства, называемые УЗ-излучателями. Источник и приемник (датчик) ультразвуковых волн в такой установке — пьезокерамическая пластинка (кристалл), размещенная в антенне (звуковом зонде). Эта пластинка — ультразвуковой преобразователь. Переменный электрический ток меняет размеры пластинки, возбуждая тем самым ультразвуковые колебания. Применяемые для диагностики колебания обладают малой длиной волны, что позволяет формировать из них узкий пучок, направляемый в исследуемую часть тела. Отраженные волны воспринимаются той же пластинкой и преобразуются в электрические сигналы. Последние поступают на высокочастотный усилитель и далее обрабатываются и выдаются пользователю в виде одномерного (в форме кривой) или двухмерного (в форме картинки) изображения. Первое называют эхограммой, а второе — ультрасонограммой (сонограммой) или ультразвуковой сканограммой.

Частоту ультразвуковых волн подбирают в зависимости от цели исследования. Для глубоких структур применяют более низкие частоты и наоборот. Например, для изучения сердца используют волны с частотой 2,25—5 МГц, в гинекологии — 3,5—5 МГц, для эхографии глаза — 10—15 МГц. На современных установках эхо- и сонограммы подвергают компьютерному анализу по стандартным программам. Распечатка информации производится в буквенной и цифровой форме, возможна запись на видеоленте, в том числе в цвете.

Все ультразвуковые установки, кроме основанных на эффекте Допплера, работают в режиме импульсной эхолокации: излучается короткий импульс и воспринимается отраженный сигнал. В зависимости от задач исследования употребляют различные виды датчиков. Часть из них предназначена для сканирования с поверхности тела. Другие датчики соединены с эндоскопическим зондом, их используют при внутриполостном исследовании, в том числе в комбинации с эндоскопией (эндосонография). Эти датчики, а также зонды, созданные для ультразвуковой локации на операционном столе, допускают стерилизацию.

По принципу действия все ультразвуковые приборы делят на две группы: эхоимпульсные и допплеровские. Приборы первой группы служат для определения анатомических структур, их визуализации и измерения. Приборы второй группы позволяют получать кинематическую характеристику быстро протекающих процессов — кровотока в сосудах, сокращений сердца. Однако такое деление условно. Существуют установки, которые дают возможность одновременно изучать как анатомические, так и функциональные параметры.

3. Объект ультразвукового исследования

Благодаря своей безвредности и простоте ультразвуковой метод может широко применяться при обследовании населения во время диспансеризации. Он незаменим при исследовании детей и беременных. В клинике он используется для выявления патологических изменений у больных людей. Для исследования головного мозга, глаза, щитовидной и слюнных желез, молочной железы, сердца, почек, беременных со сроком более 20 нед. специальной подготовки не требуется.

Больного исследуют при разном положении тела и разном положении ручного зонда (датчика). При этом врач обычно не ограничивается стандартными позициями. Меняя положение датчика, он стремится получить возможно полную информацию о состоянии органов. Кожу над исследуемой частью тела смазывают хорошо пропускающим ультразвук средством для лучшего контакта (вазелином или специальным гелем).

Ослабление ультразвука определяется ультразвуковым сопротивлением. Величина его зависит от плотности среды и скорости распространения в ней ультразвуковой волны. Достигнув границы двух сред с разным импедансом, пучок этих волн претерпевает изменение: часть его продолжает распространяться в новой среде, а часть отражается. Коэффициент отражения зависит от разности импеданса соприкасающихся сред. Чем выше различие в импедансе, тем больше отражается волн. Кроме того, степень отражения связана с углом падения волн на граничащую плоскость. Наибольшее отражение возникает при прямом угле падения. Из-за почти полного отражения ультразвуковых волн на границе некоторых сред, при ультразвуковом исследовании приходится сталкиваться со "слепыми" зонами: это — наполненные воздухом легкие, кишечник (при наличии в нем газа), участки тканей, расположенные за костями. На границе мышечной ткани и кости отражается до 40% волн, а на границе мягких тканей и газа — практически 100%, поскольку газ не проводит ультразвуковых волн.

4. Методы ультразвукового исследования

Наибольшее распространение в клинической практике нашли три метода ультразвуковой диагностики: одномерное исследование (эхография), двухмерное исследование (сканирование, сонография) и допплерография. Все они основаны на регистрации отраженных от объекта эхосигналов.

1) Эхография одномерная

В свое время термином "эхография" обозначали любое ультразвуковое исследование, но в последние годы им называют главным образом способ одномерного исследования. Различают два его варианта: А-метод и М-метод. При А-методе датчик находится в фиксированном положении для регистрации эхосигнала в направлении излучения. Эхосигналы представляются в одномерном виде, как амплитудные отметки на оси времени. Отсюда, кстати, и название метода. Оно происходит от английского слова amplitude. Иначе говоря, отраженный сигнал образует на экране индикатора фигуру в виде пика на прямой линии. Начальный пик на кривой соответствует моменту генерации ультразвукового импульса. Повторные пики соответствуют эхосигналам от внутренних анатомических структур. Амплитуда отображенного на экране сигнала характеризует величину отражения (зависящую от импеданса), а время задержки относительно начала развертки — глубину залегания неоднородности, т. е. расстояние от поверхности тела до отразивших сигнал тканей. Следовательно, одномерный метод дает информацию о расстояниях между слоями тканей на пути ультразвукового импульса.

А-метод завоевал прочные позиции в диагностике болезней головного мозга, органа зрения, сердца. В клинике нейрохирургии его используют под названием эхоэнцефалографии для определения размеров желудочков мозга и положения срединных диэнцефальных структур. Смещение или исчезновение пика, соответствующего срединным структурам, свидетельствует о наличии патологического очага внутри черепа (опухоль, гематома, абсцесс и др.). Тот же метод под названием "эхоофтальмография" применяют в клинике глазных болезней для изучения структуры глазного яблока, помутнения стекловидного тела, отслойки сетчатки или сосудистой оболочки, для локализации в орбите инородного тела или опухоли. В кардиологической клинике с помощью эхокардиографии оценивают структуру сердца. Но здесь используют разновидность А-метода — М-метод (от англ. motion — движение).

При М-методе датчик тоже находится в фиксированном положении. Амплитуда эхосигнала при регистрации движущегося объекта (сердца, сосуда) меняется. Если смещать эхограмму при каждом последующем зондирующем импульсе на малую величину, то получается изображение в виде кривой, называемое М-эхограммой. Частота посылки ультразвуковых импульсов большая — около 1000 в 1 с, а продолжительность импульса — очень короткая, всего 1 мкс. Таким образом, датчик лишь 0,1% времени работает как излучатель, а 99,9% — как воспринимающее устройство. Принцип М-метода состоит в том, что возникающие в датчике импульсы электрического тока передаются в электронный блок для усиления и обработки, а затем выдаются на электронно-лучевую трубку видеомонитора (эхокардиоскопия) или на регистрирующую систему — самописец (эхокардиография).

2) Ультразвуковое сканирование (сонография)

Ультразвуковое сканирование позволяет получать двухмерное изображение органов. Этот метод известен также под названием В-метод (от англ. bright -яркость). Сущность метода заключается в перемещении ультразвукового пучка по поверхности тела во время исследования. Этим обеспечивается регистрация сигналов одновременно или последовательно от многих точек объекта. Получаемая серия сигналов служит для формирования изображения. Оно возникает на экране индикатора и может быть зафиксировано на поляроидной бумаге или пленке. Это изображение можно изучать глазом, а можно подвергнуть математической обработке, определяя размеры: площадь, периметр, поверхность и объем исследуемого органа.

При ультразвуковом сканировании яркость каждой светящейся точки на экране индикатора находится в прямой зависимости от интенсивности эхосигнала. Сильный эхосигнал обусловливает на экране яркое светлое пятно, а слабые сигналы — различные серые оттенки, вплоть до черного цвета (система "серой шкалы"). На аппаратах с таким индикатором камни выглядят ярко-белыми, а образования, содержащие жидкость,— черными.

Большинство ультразвуковых установок позволяет производить сканирование пучком волн относительно большого диаметра и с большой частотой кадров в секунду, когда время перемещения ультразвукового луча намного меньше периода движения внутренних органов. Это обеспечивает прямое наблюдение по экрану индикатора за движениями органов (сокращениями и расслаблениями сердца, дыхательными перемещениями органов и т. д.). Про такие исследования говорят, что их проводят в режиме реального времени (исследование "в реальном масштабе времени").

Важнейшим элементом ультразвукового сканера, обеспечивающим режим работы в реальном времени, является блок промежуточной цифровой памяти. В нем ультразвуковое изображение преобразуется в цифровое и накапливается по мере поступления сигналов от датчика. Одновременно осуществляется считывание изображения из памяти специальным устройством и представление его с необходимой скоростью на телеэкране. У промежуточной памяти есть еще одно назначение. Благодаря ей изображение имеет полутоновый характер, такой же как рентгенограмма. Но диапазон градаций серого цвета на рентгенограмме не превышает 15—20, а в ультразвуковой установке достигает 64 уровней. Промежуточная цифровая память позволяет остановить изображение движущегося органа, т. е. сделать "стоп-кадр" и внимательно изучить его на экране телемонитора. При необходимости это изображение можно отснять на фотопленку или поляроидную бумагу. Можно записать движения органа на магнитных носителях— диске или ленте.

3) Допплерография

Допплерография - одна из самых изящных инструментальных методик. Она основана на принципе Допплера. Он гласит: частота эхосигнала, отраженного от движущегося объекта, отличается от частоты излученного сигнала. Источником ультразвуковых волн, как в любой ультразвуковой установке, служит ультразвуковой преобразователь. Он неподвижен и формирует узкий пучок волн, направляемый на исследуемый орган. Если этот орган в процессе наблюдения перемещается, то частота ультразвуковых волн, возвращающихся в преобразователь, отличается от частоты первичных волн. Если объект движется навстречу неподвижному датчику, то он встречает больше ультразвуковых волн за тот же период времени. Если объект удаляется от датчика, то волн меньше.

Допплерография - метод ультразвукового диагностического исследования, основанный на эффекте Допплера. Эффект Допплера - это изменение частоты ультразвуковых волн, воспринимаемых датчиком, происходящее вследствие перемещения исследуемого объекта относительно датчика.

Существует два вида допплерографических исследований -непрерывный и импульсный. При первом генерация ультразвуковых волн осуществляется непрерывно одним пьезокристаллическим элементом, а регистрация отраженных волн выполняется другим. В электронном блоке прибора производится сравнение двух частот ультразвуковых колебаний: направленных на больного и отраженных от него. По сдвигу частот этих колебаний судят о скорости движения анатомических структур. Анализ сдвига частот может производиться акустическим способом или с помощью самописцев.

Непрерывная допплерография — простой и доступный метод исследования. Он наиболее эффективен при высоких скоростях кровотока, которые возникают, например, в местах сужения сосудов. Однако у этого метода имеется существенный недостаток. Изменение частоты отраженного сигнала происходит не только из-за движения крови в исследуемом сосуде, но и из-за любых других движущихся структур, которые встречаются на пути падающей ультразвуковой волны. Таким образом, при непрерывной допплерографии определяется суммарная скорость движения этих объектов.

От указанного недостатка свободна импульсная допплерография. Она позволяет измерять скорость в заданном врачом участке контрольного объема. Размеры этого объема невелики - всего несколько миллиметров в диаметре, а его положение может произвольно устанавливаться врачом в соответствии с конкретной задачей исследования. В некоторых аппаратах скорость кровотока можно определять одновременно в нескольких контрольных объемах - до 10. Такая информация отражает полную картину кровотока в исследуемой зоне тела пациента. Укажем, кстати, что изучение скорости кровотока иногда называют ультразвуковой флюориметрией.

Результаты импульсного допплерографического исследования могут быть представлены врачу тремя способами: в виде количественных показателей скорости кровотока, в виде кривых и аудиально, т. е. тональными сигналами на звуковом выходе. Звуковой выход позволяет на слух дифференцировать однородное, правильное, ламинарное течение крови и вихревой турбулентный кровоток в патологически измененном сосуде. При записи на бумаге ламинарный кровоток характеризуется тонкой кривой, тогда как вихревое течение крови отображается широкой и неоднородной кривой.

Наибольшими возможностями отличаются установки для двухмерной допплерографии в реальном времени. Они обеспечивают выполнение особой методики, которая получила название ангиодинографии. В этих установках путем сложных электронных преобразований добиваются визуализации кровотока в сосудах и в камерах сердца. При этом кровь, движущаяся к датчику, окрашена в красный цвет, а от датчика — в синий. Интенсивность цвета возрастает с увеличением скорости кровотока. Маркированные (кодированные) цветом двухмерные сканограммы получили название ангиодинограмм.

Допплерографию используют в клинике для изучения формы, контуров и просветов кровеносных сосудов. Фиброзная стенка сосуда является хорошим отражателем ультразвуковых волн и поэтому четко видна на сонограммах. Это позволяет обнаружить сужения и тромбоз сосудов, отдельные атеросклеротические бляшки в них, нарушения кровотока, определить состояние коллатерального кровообращения.

Особое значение в последние годы приобретает сочетание сонографии и допплерографии (так называемая дуплексная сонография). При ней получают как изображение сосудов (анатомическая информация), так и запись кривой кровотока в них (физиологическая информация). Возникает возможность прямого неинвазивного исследования для диагностики окклюзионных поражений различных сосудов с одновременной оценкой кровотока в них. Таким образом следят за кровенаполнением плаценты, сокращениями сердца у плода, за направлением кровотока в камерах сердца, определяют обратный ток крови в системе воротной вены, вычисляют степень стеноза сосуда и т. д.