

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА

Ультразвуковая диагностика (УЗД, сонография, ультрасонография) – метод лучевой диагностики, при котором используются высокочастотные звуковые (ультразвуковые) волны для получения изображения внутренних органов человеческого тела. В основе метода лежит регистрация отраженных от внутренних структур ультразвуковых волн – эхо (по аналогии с отражением обычным отражением волн звукового диапазона). Для обозначения данного метода иногда используют название **ультразвуковая томография или **сонотомография**, т.к. изображения получают в определенных плоскостях или срезах. Аббревиатура УЗД (ультразвуковая диагностика) служит для обозначения метода в общем смысле – например «врач ультразвуковой диагностики» или «отделение ультразвуковой диагностики», но: пациенту назначено «ультразвуковое исследование или УЗИ». Не корректно говорить «врач УЗИ» или «отделение УЗИ».**

УЗИ широко используется в клинической практике. За последние несколько десятилетий метод стал одним из наиболее распространенных и важных, который обеспечивает диагностику многих заболеваний. Методика **не имеет противопоказаний, безопасна**, ее отличает достаточно **высокая диагностическая эффективность** (точность диагностики в ряде заболеваний в сравнении с патологоанатомическими данными достигает более 80%), **простота, отсутствие лучевой нагрузки** (позволяет исследовать беременных и детей), **неинвазивность**, возможность **многократного исследования**, а также то, что она проводится **в режиме реального времени**. Ультразвуковую аппаратуру **можно доставить** в любое лечебное учреждение для обследования тяжелых, нетранспортабельных больных. Еще одним достоинством является **одномоментное исследование многих органов и систем**, что особенно важно при сложной клинической картине. Существенным преимуществом по сравнению с другими методами лучевой диагностики является **экономичность** метода. Так, стоимость

ультразвукового исследования в несколько раз меньше, чем традиционного рентгеновского метода, и в десятки раз меньше, чем РКТ и МРТ. Поэтому УЗИ может применяться в качестве **скринингового метода** для исследования многих органов и систем.

Вместе с тем ультразвуковому методу присущи некоторые **недостатки**:

- существенные **ограничения в исследовании ряда органов и систем** (легкие, внутренняя костная структура, головной мозг у взрослых, кишечник, заполненный газом);

- зависимость **качества получаемого изображения** от класса аппарата;

- **субъективность** в интерпретации получаемых изображений, т.е. зависимость точности диагностики от квалификации врача;

- плохая **демонстративность застывших изображений**, и, соответственно, относительно низкие возможности в документировании изображений.

Тем не менее, УЗИ в настоящее время стало методом, наиболее часто применяемым в клинической практике. В диагностике заболеваний ряда органов и систем данный метод может рассматриваться как предпочтительный или основной метод диагностики. В клинически сложных случаях результаты УЗИ позволяют наметить план дальнейшего обследования больных с использованием более эффективных лучевых методов.

УЗИ широко применяется для диагностики заболеваний различных органов и систем. Особенно метод обладает **высокой диагностической эффективностью** при исследовании пищеварительной системы (печени, желчного пузыря, желчевыводящих протоков, поджелудочной железы), сердечно-сосудистой системы, мочеполовой (почек, матки, яичников, простаты), в акушерстве (пренатальной диагностике), исследовании поверхностно расположенных органов (молочных желез, щитовидной железы, лимфатических узлов) и др.

Задачи, которые решает врач УЗД при проведении ультразвукового исследования, следующие:

- оценить положение органа, его отношение к другим органам и системам;
- оценить его размеры, форму, контуры;
- оценить структуру органа (эхогенность), поиск очагов, зон патологической эхогенности (нарушений структуры);
- оценить функцию органа или системы;
- оценить кровоток исследуемого органа, области;
- сопоставить полученную ультразвуковую картину с клиническими, лабораторными и др. данными для составления ультразвукового заключения.

Физические основы УЗД

Ультразвуковые волны обладают определенными свойствами, которые позволяют их использовать для диагностики:

- распространяются прямолинейно – поэтому имеется возможность получать изображения исследуемых органов практически без искажений, при сохранении их линейных размеров и формы;
- способны фокусироваться;
- проникают внутрь органов;
- по-разному отражаются от границ различных плотностей как наружных контуров биологических тканей, так их внутренней структуры – способны нести определенную информацию о внутреннем строении и функции органов.

Известно, что **звук - механическая продольная волна**, в которой колебания частиц находятся в той же плоскости, что и направление распространения энергии.

Частота от 16 Гц до 20 кГц – зона слышимости для человека, частота звуковых волн менее 16 Гц относится к **инфразвуку** (звуковые колебания при землетрясениях, звуки, издаваемые двигателями корабельных машин,

самолетов). **Ультразвук** – звуковые колебания с частотой **более 20 кГц**. Частоту в диапазоне 25 – 500 кГц используют живые организмы в природе – летучие мыши, дельфины и некоторые породы китов.

Как и звук зоны слышимости человека ультразвук также распространяется в средах в виде чередующихся зон сжатия и разрежения молекул вещества, которые совершают колебательные движения (Рис.1).

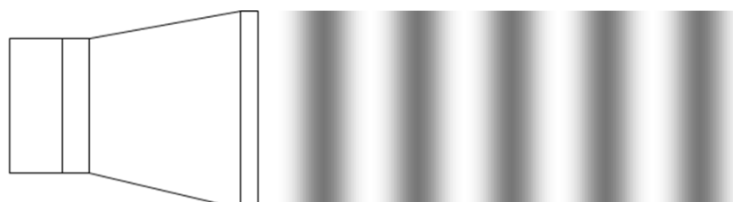


Рис.1. Схема распространения звуковой (ультразвуковой) волны при генерации ее источником.

Основными характеристиками ультразвуковых волн являются **период колебания (T)** – время, за которое молекула или частица вещества совершает одно полное колебание, **частота (v)** – число колебаний в единицу времени, **длина (λ)** – расстояние между точками одной фазы и **скорость распространения (с)**, которая зависит, главным образом, от упругости и плотности среды. Длина волны обратно пропорциональна ее частоте.

Скорость распространения ультразвука (с)– скорость, с которой волна перемещается в среде. Ед. измерения - м/с. Скорость распространения ультразвука определяется **только свойствами среды (ткани)**, главным образом, плотностью.

Ткань	с (м/с)
Мозг	1510
Печень	1550
Почки	1565
Мышцы	1580
Жировая ткань	1450
Кости	4080
Кровь	1570
Мягкие ткани (усредненно)	1540
Воздух	330

Усредненная скорость распространения ультразвука в тканях тела человека составляет **1540 м/с** – на эту скорость запрограммировано большинство ультразвуковых диагностических приборов.

При распространении ультразвуковой волны происходит передача энергии (**интенсивность волны I**). Интенсивность передаваемого ультразвука постепенно уменьшается с прохождением через ткани тела. Общая потеря интенсивности (или мощности) называется **ослаблением** и происходит за счет **затухания, поглощения и рассеяния**.

Непоглощенная часть ультразвука может быть рассеяна или отражена тканями назад к датчику в виде эха. Легкость прохождения ультразвука через ткани частично зависит от массы частиц (которая определяет **плотность ткани**) и частично – от сил **эластичности**, притягивающих частицы друг к другу. Скорость прохождения ультразвука через ткань в значительной мере определяется ее эластичностью. Плотность и эластичность ткани вместе определяют ее так называемое **акустическое сопротивление** или **импеданс** ($Z = \rho c$, где Z – акустическое сопротивление, ρ – плотность, c – скорость распространения ультразвука в ткани).

Чем **больше разница акустических сопротивлений**, тем **больше отражение ультразвука**. Крайне большое различие в акустическом сопротивлении существует на границе **мягкая ткань – газ**, и почти весь ультразвук от нее отражается. Этим объясняется применение в качестве прослойки между кожей пациента и преобразователем геля для устранения воздуха, который может полностью задержать ультразвуковую волну. Поэтому ультрасонография не может отобразить скрытые кишечным газом области или заполненную воздухом легочную ткань. Существует также и относительно большое различие в акустическом сопротивлении между **мягкой тканью и кортикальной костью**. Костные структуры создают помехи или полностью исключают возможность проведение ультразвукового исследования (ребра - при исследовании сердца, правой доли печени,

селезенки, почек, кости черепа не дают возможность исследовать головной мозг у взрослых и т.д.).

При этом, чем **выше частота** (соответственно меньше длина волны), **тем выше разрешающая способность** ультразвукового аппарата, т.е. способность увидеть более мелкие детали на изображении. С другой стороны – чем выше частота, тем меньше проникающая способность или глубинна сканирования. **В ультразвуковой диагностике используют диапазон 2 – 15 МГц.** Данный диапазон обусловлен физическими особенностями ультразвука (зависимостью глубины сканирования от частоты) и диагностическими задачами УЗД (получением изображения по возможности с бóльшим разрешением).

Соотношения частоты и глубины проникновения ультразвука в мягких тканях организма приблизительно составляют:

1 МГц – до 50 см

3,5 МГц- 30 см

5 МГц – 15 см

7,5 МГц – 7 см

10 МГц – 5 см

Устройства для генерации и приема ультразвуковых волн.

Рождением ультразвукового метода можно считать создание эхолота или сонара (гидролокатора) во время первой мировой войны. В период второй мировой войны развитие теории ультразвука продолжалось, а на практике совершенствовался гидролокатор. Гидролокатор – прибор, который посылает звуковые волны через воду к погруженным объектам и воспринимает отраженные от них эхосигналы. В последующем эти концепции нашли применение и дальнейшее развитие в медицинской диагностике.

Основой получения ультразвуковых волн явился открытый в 1881 году братьями Кюри пьезоэлектрический эффект. Сущность пьезоэлектрического эффекта состоит в том, что существуют химические соединения (кварца,

титаната бария, сернокислого кадмия и др.), которые обладают определенными физическими свойствами. Так, при внешнем механическом воздействии, которое вызывает деформацию монокристаллов, на их гранях возникают противоположные по знаку электрические заряды. Это - **прямой пьезоэлектрический эффект** (Рис.22а). Примером использования прямого пьезоэлектрического эффекта в быту является пьезозажигалка – при нажатии на нее происходит деформация пьезокристалла и образование электрического заряда, с помощью искры которого зажигается топливный компонент.

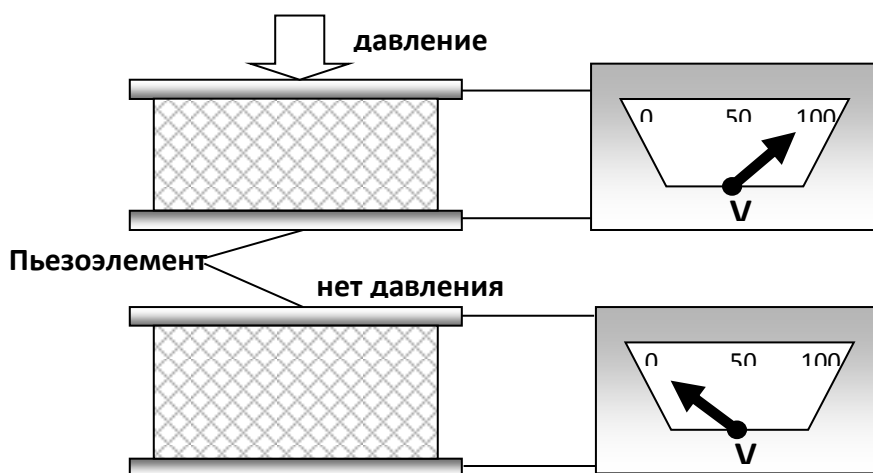


Рис.22а. Схема прямого пьезоэлектрического эффекта.

Кроме того, имеется еще одно (обратное) свойство пьезоэлементов - при подаче на эти монокристаллы переменного электрического заряда происходит их механические колебания, которые могут при определенных параметрах электрического тока генерировать ультразвуковые волны. Это – **обратный пьезоэлектрический эффект** (Рис. 22b).

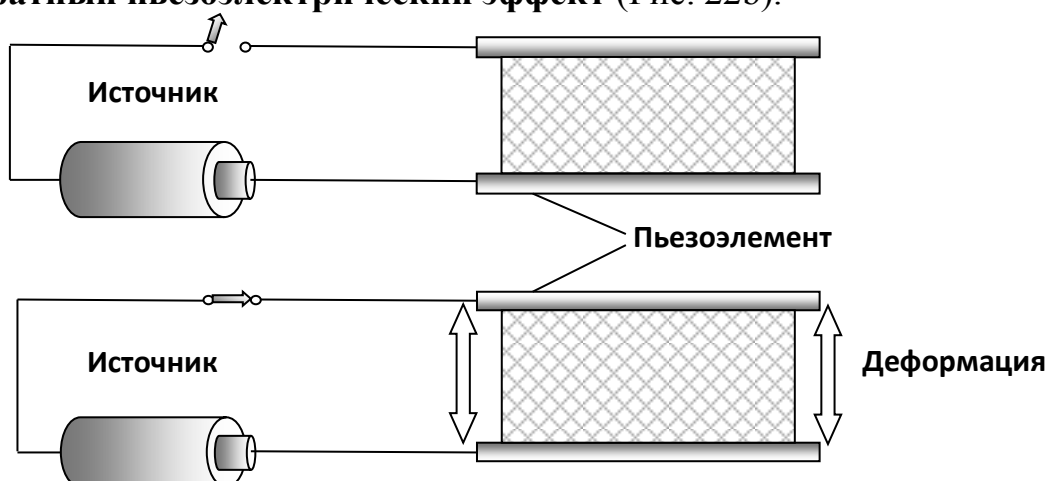


Рис.22b. Схема обратного пьезоэлектрического эффекта.

Эти свойства пьезоэлементов нашли применение в ультразвуковых аппаратах, поскольку один и тот же пьезокристалл может быть попеременно как приемником, так и источником ультразвуковых волн. Данная часть ультразвукового аппарата называется **акустическим преобразователем** или **трансдюссером** (англ. transducer - преобразователь), наиболее частое название – **ультразвуковой датчик**. Преобразователь переводит одну форму энергии в другую - электрическую энергию в энергию ультразвуковых колебаний и наоборот.

В современных ультразвуковых аппаратах существует несколько основных типов ультразвуковых датчиков, отличающихся рабочей частотой (соответственно глубиной сканирования и качеством получаемого изображения или разрешением), а также величиной и формой сканирующей поверхности. Основными типами ультразвуковых датчиков являются:

1. **Линейный датчик** (Рис.10, А) – высокочастотный датчик с частотой 5-15 МГц, чаще 7,5.МГц, используется, главным образом, для исследования поверхностно расположенных органов (щитовидной железы, молочной железы, лимфатических узлов, поверхностных сосудов и т.д.). Обладает минимальным искажением получаемого изображения, поскольку положение самого трансдюссера на поверхности тела полностью соответствует размерам исследуемого органа. Линейные датчики за счет большей частоты позволяют получать изображение исследуемой зоны с высоким разрешением, но ограничены небольшой глубиной сканирования (не более 8-10 см). Кроме того, недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения равномерного прилегания поверхности трансдюссера к коже пациента, что часто приводит к появлению воздушных прослоек между кожей и датчиком и, соответственно, помех на получаемом изображении.

2. **Конвексный датчик** (англ. convex – выпуклый) (Рис.10, В) – обладает выпуклой рабочей поверхностью, что обеспечивает лучший контакта с кожей в исследуемой области; частота 1,8-7,5 МГц, чаще – 3,5 МГц. Однако при использовании конвексных датчиков получаемое

изображение несколько больше по ширине и может быть искажена форма исследуемого объекта. Для уточнения анатомических ориентиров врач обязан учитывать это несоответствие. За счет меньшей частоты глубина сканирования достигает 25 – 30 см, используется для исследования глубоко расположенных органов брюшной полости, забрюшинного пространства, малого таза и др.

3. **Секторный датчик** (Рис.10, С) – обладает небольшой рабочей поверхностью, генерируемые ультразвуковые волны имеют форму сектора, имеется еще большее несоответствие между размерами трансдюссера и получаемым изображением. Работает на частоте 2-5 МГц. Применяется в тех случаях, когда необходимо с небольшого участка поверхности тела получить в несколько раз больше обзор на глубине, например, когда через межреберные промежутки проводят исследование сердца при эхокардиографии. Часто секторный датчик еще называют кардиологическим. Кроме того, он применяется при исследовании головного мозга у детей до года – доступ через большой и малый роднички.

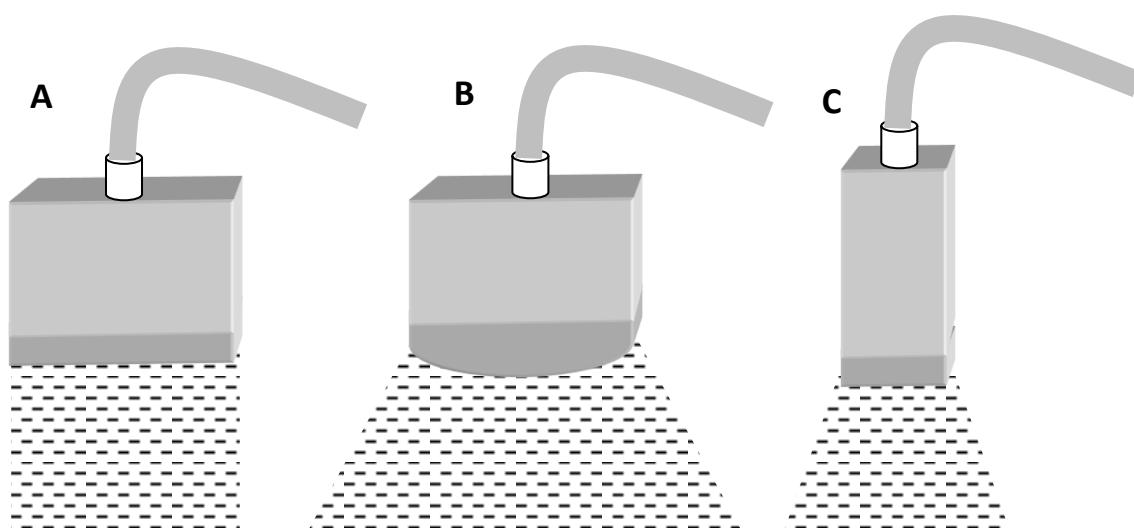


Рис. 10. Основные типы датчиков (А - линейный, В - конвексный, С - секторный) и направления распространения генерируемых ими ультразвуковых волн.

Для получения изображения в ультразвуковой диагностике используется ультразвук, излучаемый в виде коротких импульсов (импульсный). Он генерируется при приложении к пьезоэлементам коротких

электрических импульсов. Продолжительность импульса составляет 1 мкс. Этот же датчик в перерыве между генерацией волн воспринимает отраженные сигналы и трансформирует их обратно в электрические. То есть за время работы датчик только 0,001 часть времени генерирует УЗ-волны (1мкс), а оставшиеся 0,999 (999 мкс) – воспринимает отраженные волны (работает как приемник).

Итак, весь **процесс ультразвукового сканирования можно разделить на следующие этапы:**

- генерация ультразвуковых волн (обратный пьезоэлектрический эффект);
- проникновение ультразвуковых волн в ткани;
- взаимодействие ультразвука с тканями, отражение от границ раздела сред в виде различной силы «эха»;
- преобразование отраженных сигналов в электрический сигнал (прямой пьезоэлектрический эффект);
- регистрация электрического сигнала с помощью различных видов регистрации отраженных сигналов или различных видов развертки изображения.

Способы регистрации отраженных эхосигналов (режимы работы УЗ-аппаратов)

Отраженный эхосигнал может быть представлен на экране в следующих режимах:

- **A – режим;**
- **B – режим;**
- **M – режим;**
- **доплеровские режимы;**
- **комбинированные режимы** (одновременное использование двух и более режимов)
- **режимы с построением объемного изображения (3D и 4D)**

- эластография

Простейшим и исторически самым первым одномерным режимом является отображения отраженного эха - так называемый дисплей с **A – режимом (амплитудный режим)** (рис. 18, А, В). В данном формате эхо с различной глубины отображаются в виде вертикальных пиков на горизонтальной линии, отображающей глубину (или реальное время). Сила эха определяет высоту или амплитуду каждого показанных пиков, отсюда и термин: амплитудный режим, или А – режим. А – режимный формат дает только одномерное изображение акустического сопротивления вдоль линии прохождения ультразвукового луча и в настоящее время редко используется для диагностики, так как точность метода невысока.

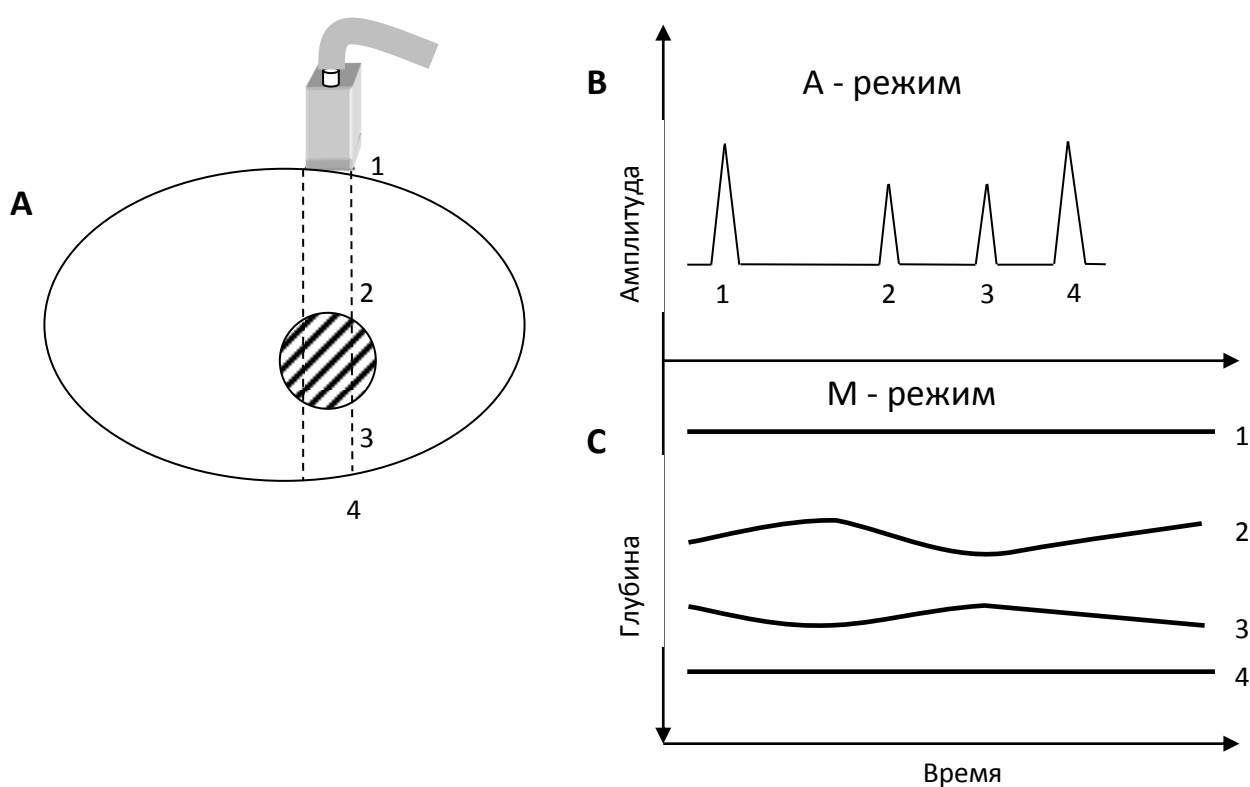


Рис. 18. А – схематическое изображение датчика, излучающего в тело узконаправленный ультразвуковой луч. Луч проходит через пульсирующие кровеносные сосуды (заштрихованный круг). Показаны четыре расположенные вдоль луча отражающие структуры: поверхность кожи (1), передняя стенка сосуда (2), задняя стенка сосуда (3) и задняя граница тела (4). В – изображение четырех отражающих структур в режиме А. С – изображение тех же четырех структур в режиме М. Пульсации сосуда видны по периодическим изменениям расстояния между эхосигналами от его передней и задней стенок.

Существует также метод регистрации отраженного УЗ-сигнала в виде **М – режима**, M-mode (М – англ. motion – движение, двигаться) (рис. 18, А, С). Это также одномерный режим, он широко используется в настоящее время. На таком изображении ось глубины на мониторе ориентируется вертикально, а временная развертка – в горизонтальном направлении. Таким образом получают кривые, которые предоставляют детальную информацию о перемещениях расположенных вдоль ультразвукового луча отражающих структур. Широко применяется данный режим при исследовании сердца, когда можно проследить перемещение створок клапанов сердца, оценить изменение размеров полостей сердца при его сокращениях, изучать особенности сокращения крупных сосудов и др.

В настоящее время наиболее часто в клинической практике находит применение так называемый **В-режим** (от англ. brightness – яркость) (рис. 19). Данный термин означает, что эхо изображается на экране в виде ярких точек, и яркость определяется силой эха.

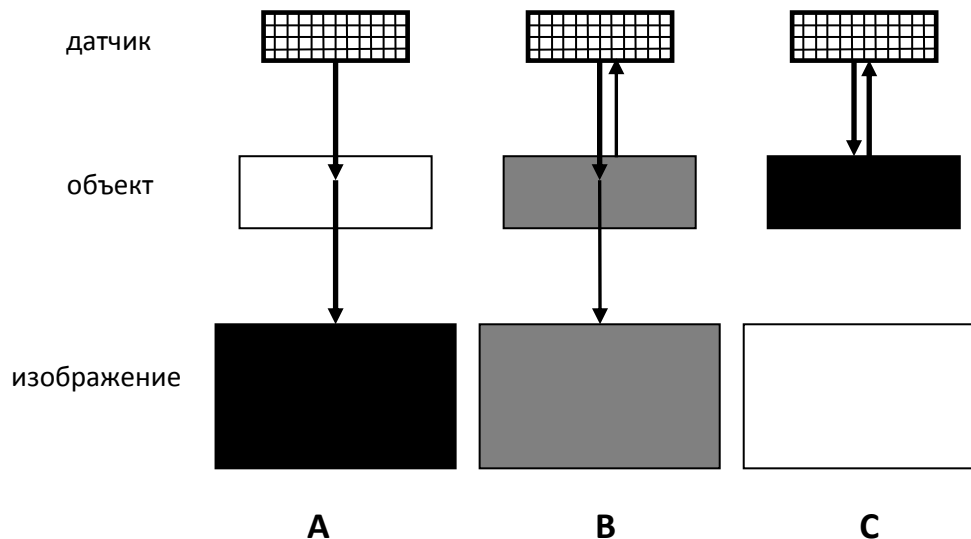


Рис. 19. Принцип получения УЗ-изображений в В-режиме (пояснения в тексте).

Это привычное для нас томографическое изображение органов и тканей в режиме реального времени. Формирование изображения определяется тем, что различные ткани по-разному проводят УЗ-волны: некоторые ткани полностью отражают их, другие – рассеивают. Если УЗ-волна (рис. 19, стрелки) свободно проходит через ткань, не отражаясь от нее,

на экране это место будет черным, «эхопрозрачным» (рис. 19, А). Если ткань умеренно поглощает УЗ-волны, а часть их отражает, то эта ткань «средней эхогенности», на экране она выглядит серой (рис. 19, В). Если же ткань полностью отражает УЗ-волны, то на экране визуализируется только граница такого объекта в виде линии «высокой эхогенности» белого цвета, глубже лежащие органы и ткани рассмотреть нельзя (рис. 19, С).

Соответственно ткани, отражающие УЗ-волны называются **эхоплотными**, ткани, пропускающие – **эхопрозрачными**, или **анэхогенными**. Чем более светлым выглядит объект, тем **выше его эхогенность** – способность отражать ультразвуковой сигнал.

Современные ультразвуковые аппараты могут регистрировать до 1024 оттенков серого цвета, что позволяет получить очень реалистичное изображение органов.

Основные термины, используемые при описании исследования в В-режиме:

- **эхонегативная** (анэхогенная, гипоэхогенная) структура – структура хорошо проводящая УЗ – волны, на экране монитора выглядит черной или темной (любая жидкость – кровь, моча, выпот, отек, а также хрящевая ткань);

- **эхопозитивная** структура (эхогенная, гиперэхогенная) – структура, обладающая высоким акустическим сопротивлением, на экране монитора выглядит светлой или белой (конкремент);

- **акустическая тень** – пространство позади гиперэхогенного объекта, в которое УЗ-лучи не проникают и оценить содержимое которого невозможно, на экране имеет вид черной полосы (например, участок позади конкремента или область позади костной структуры).

Ультразвуковой метод исследования позволяет получать не только информацию о структурном состоянии органов и тканей, но и характеризовать потоки в сосудах. В основе этой способности лежит **эффект Доплера** – изменение частоты принимаемого звука при движении относительно среды источника или приемника звука или тела,

рассеивающего звук. Он наблюдается из-за того, что скорость распространения звука (ультразвука) в любой однородной среде является постоянной. Следовательно, если источник звука движется с постоянной скоростью, звуковые волны, излучаемые в направлении движения, как бы «догоняют» предыдущие, увеличивая частоту звука. Волны, излучаемые в обратном направлении, соответственно, как бы «отстают», вызывая снижение частоты звука. С этим эффектом мы встречаемся постоянно, наблюдая изменение частоты (или высоты звука, помимо изменения громкости!) от проносящихся мимо машин, поездов и т.д. (Рис.8.).



Рис. 8. Схема эффекта Доплера – изменения частоты звуковой волны при движении источника звука в направлении от (А) и к приемнику (В) звука.

Путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной можно определить доплеровский сдвиг и рассчитать скорость. При этом объект должен удаляться или приближаться к источнику излучения (в нашем случае – к датчику или от датчика). Если объект движется вдоль датчика, т.е. не приближается и не удаляется, то он остается неподвижным или «невидимым» для доплеровского исследования. В качестве движущегося объекта при использовании эффекта Доплера в медицине являются элементы крови.

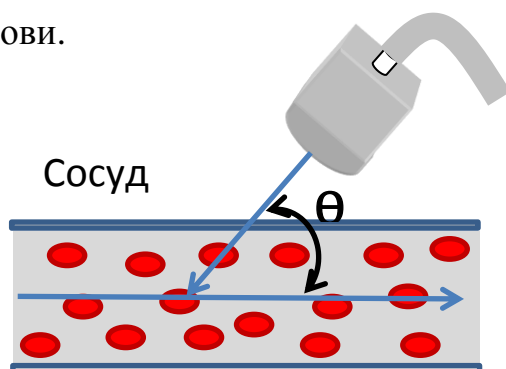


Рис. 11. Схема доплерографии сосуда, где θ – угол наклона датчика (должен быть не более 45°).

Допплеровские режимы позволяют оценивать основные параметры кровотока – **скорость, направление, ламинарность**, а также степень васкуляризации исследуемой области.

В настоящее время в клинической практике используются следующие виды доплеровского исследования: **непрерывная и импульсная потоковая спектральная доплерография (ПСД), цветное доплеровское картирование, энергетический доплер, конвергентный цветовой доплер.**

Непрерывная (постоянноволновая) ПСД, Continuous Wave Doppler (CWD или CW) - методика основана на постоянном излучении и постоянном приеме отраженных ультразвуковых волн. Применяется для количественной оценки кровотока в сосудах с высокоскоростными потоками. Недостаток: невозможность изолированного анализа потоков в строго определенном месте. В эхокардиографии с помощью постоянноволнового доплера можно произвести расчеты давления в полостях сердца и магистральных сосудах в ту или иную фазу сердечного цикла, рассчитать степень значимости стеноза и т. д.

Импульсная ПСД или импульсный доплер PW - Pulsed Wave - методика базируется на периодическом излучении серий импульсов ультразвуковых волн, которые, отразившись от эритроцитов, последовательно воспринимаются тем же датчиком. Применяется для количественной оценки кровотока в сосудах. На временной развертке по вертикали отображается скорость потока в исследуемой точке. Потоки, которые двигаются к датчику, отображаются выше базовой линии, обратный кровоток (от датчика) — ниже. Максимальная скорость потока зависит от глубины сканирования, частоты импульсов и имеет ограничение (около 2,5 м/с при диагностике заболеваний сердца). Место исследования кровотока называют контрольным объемом. Достоинства: возможность оценки кровотока в любой заданной точке.

Цветовое доплеровское картирование (ЦДК), другие названия - цветовой доплер (Color Doppler), color flow mapping (CFM), color flow angiography (CFA). Основано на кодировании в цвете значения доплеровского сдвига излучаемой частоты. Методика обеспечивает прямую визуализацию потоков крови в сердце и в относительно крупных сосудах, позволяет получать двумерную информацию о кровотоках в реальном времени в дополнение к обычной серошкальной двумерной визуализации. Сигналы, отраженные от неподвижных структур, распознаются и представляются в серошкальном виде. Если отраженный сигнал имеет частоту, отличную от излученного, то это означает, что он отразился от движущегося объекта. Обычно направление потока **к датчику** кодируется **красным**, а **от датчика** – **синим цветом**. **Яркость цвета** определяется **скоростью** потока. Темные оттенки этих цветов соответствуют низким скоростям, светлые оттенки — высоким. Недостаток: невозможность получения изображения мелких кровеносных сосудов с маленькой скоростью кровотока. Достоинства: позволяет оценивать как морфологическое состояние сосудов, так и состояние кровотока по ним.

Существует также разновидность доплеровского исследования, так называемая **энергетическая доплерография (ЭД)** или энергетический доплер - power doppler (PD), когда движущиеся объекты окрашиваются не в зависимости от направления потока, а только в зависимости от его энергии. Методика основана на анализе амплитуд всех эхосигналов доплеровского спектра, отражающих плотность эритроцитов в заданном объёме - оттенки цвета (от темно-оранжевого к желтому) несут сведения об интенсивности эхосигнала. Сосудистый рисунок при этом окрашивается одним цветом, дифференцировать артерии и вены по изображению невозможно, однако этот режим является более чувствительным для выявления низкоскоростных потоков. Диагностическое значение энергетической доплерографии заключается в возможности оценки васкуляризации органов и патологических участков. Применяется при исследовании сети мелких

сосудов (щитовидная железа, почки, яичник), вен (печень, яички) и др. Более чувствителен к наличию кровотока, чем цветовой доплер. На эхограмме обычно отображается в оранжевой палитре, более яркие оттенки свидетельствуют о большей скорости кровотока. Недостаток: невозможно судить о направлении, характере и скорости кровотока. Достоинства: отображение получают все сосуды, независимо от их хода относительно ультразвукового луча, в том числе кровеносные сосуды очень небольшого диаметра и с незначительной скоростью кровотока.

Существует и комбинированный вариант доплеровского исследования – сочетание ЦДК и ЭД – **конвергентная цветная доплерография**. Методика позволяет оценивать одновременно как высокоскоростные потоки крови, так и низкоскоростные.

Тканевой доплер (Tissue Velocity Imaging или тканевая цветная доплерография) — цветное картирование движения тканей, применяется совместно с импульсным доплером в эхокардиографии для оценки сократительной способности миокарда. Изучая направления движения стенок левого и правого желудочков в систолу и диастолу тканевого доплера, можно обнаружить скрытые зоны нарушения локальной сократимости.

В последнее время происходит бурное развитие ультразвуковой диагностики, постоянное совершенствование ультразвуковых диагностических приборов – что приводит к появлению новых методов ультразвуковых исследований, в частности, совсем недавно появился еще один метод УЗИ – эластография.

Эластография (соноэластография) - метод ультразвуковых исследований, в основе которого лежит дифференциальная диагностика злокачественных новообразований на основании изменения их плотности и жесткости.

Соноэластография позволяет проводить оценку тканевой жесткости в режиме реального времени при помощи мягкого давления, осуществляемого

стандартным ультразвуковым датчиком. Эластичность ткани определяется и отображается определёнными цветами на экране В-режима.

Компьютеризированная цветовая шкала: степень жесткости соответствует определённому цвету (синий цвет – жёсткие структуры, красный и зелёный – мягкие ткани). Коэффициент жесткости (strain ratio) определяется с помощью сравнительного анализа эластичности узла и эластичности прилежащей жировой ткани. Параметры эластографии: степень сжимаемости тканей, наличие стабильных при сканировании в режиме реального времени участков высокой или низкой плотности.

Карты, определяющие основные типы жесткости:

Первый тип: трехцветные карты при простых кистах.

Второй тип – все эластичные структуры, картирующиеся, преимущественно, зеленым цветом

Третий – мозаичная картина образований

Четвертый – структуры, в которых в равной степени встречались и плотные, и эластичные участки, картирующиеся синим и зеленым цветом

Пятый – структуры высокой плотности или жесткие – синего цвета.

Основными исследуемыми органами являются:

- предстательная железа
- мочевого пузырь
- матка
- яичники
- печень
- молочная железа
- лимфатические узлы
- мягкие ткани