

Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого» Министерства здравоохранения Российской Федерации
ГБОУ ВПО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России



Кафедра кардиологии, функциональной и клинико-лабораторной диагностики ИПО

РЕФЕРАТ

По дисциплине «Функциональная диагностика»

Тема: «Физические принципы ультразвуковой визуализации сердца»

Выполнила врач-ординатор

1 года обучения

Козлова С.Е.

Красноярск 2018

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	3
Биофизические основы УЗ-диагностики.....	3
Аппаратное обеспечение УЗ-кабинетов.....	4
Запись эхосигнала.....	5
Общие принципы УЗД в кардиологии. Экспертные виды ЭхоКГ. Трансторакальная эхокардиография.....	7
Распределение показаний к ЭхоКГ по диагностической ценности и степени срочности исследования.....	8
Литература	11

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвук — это звук с частотой более 20 000 колебаний в секунду (или 20 кГц). Скорость, с которой ультразвук распространяется в среде, зависит от свойств этой среды, в частности, от ее плотности. Скорость распространения ультразвука в тканях человека при температуре 37°C равна 1540 м/с.

Если плотность, структура и температура одинаковы по всей среде, то такая среда называется **гомогенной**. В ней волны распространяются линейно. Различные среды обладают различными свойствами, из которых для нас особенно важным является **акустический импеданс**. Акустический импеданс равен произведению плотности среды на скорость распространения в ней звука и характеризует степень сопротивления среды распространению звуковой волны. Скорость распространения ультразвуковой волны в тканях практически постоянна, поэтому в эхокардиографии акустический импеданс является лишь функцией плотности той или иной ткани. Разные ткани: миокард, перикард, кровь, створки клапанов и т.д. — имеют разную плотность. Даже при незначительном различии плотностей между средами возникает эффект "раздела фаз" [interface]. Ультразвуковая волна, достигшая границы двух сред, может отразиться от границы или пройти через нее. При этом:

- 1) угол падения равен углу отражения;
- 2) из-за различий акустических импедансов сред угол преломления не равен углу падения.

Чем меньше угол падения (т. е. чем ближе направление распространения звуковой волны к перпендикуляру), тем больше доля отраженных звуковых волн. Доля отраженного ультразвука определяется тремя факторами:

- 1) разностью акустического импеданса сред — чем больше эта разность, тем больше отражение;
- 2) углом падения — чем ближе он к 90°, тем больше отражение;
- 3) соотношением размеров объекта и длины волны — размеры объекта должны быть не менее 1/4 длины волны. Для измерения меньших объектов требуется ультразвук с большей частотой (т. е. с меньшей длиной волны).

Биофизические основы УЗ-диагностики.

Пространственная разрешающая способность метода [resolution] определяет расстояние между двумя объектами, при котором их еще можно различить. Например, частота 2,0 МГц дает разрешающую способность в 1 мм. Однако, чем выше частота, тем меньше проникающая способность ультразвука (глубина проникновения), т. е. тем легче происходит его затухание [attenuation]. Таким образом, важно найти оптимальную частоту,

которая дает максимальную разрешающую способность при достаточной проникающей способности. В табл. 1.1 приведены значения "половинного затухания" для разных сред, т. е. расстояния, на которых ультразвуковые волны с частотой 2,0 МГц теряют половину своей энергии.

Структуры, в которых происходит полное затухание ультразвуковых волн, иными словами, через которые ультразвук не может проникнуть, дают позади себя акустическую тень [shadowing]; при исследовании сердца такой эффект дают кальцифицированные структуры и протезированные клапаны сердца.

Аппаратное обеспечение УЗ-кабинетов.

Ультразвуковой датчик

Датчик [transducer] — это устройство, преобразующее один вид энергии в другой. В эхокардиографии мы имеем дело с преобразованием электрической энергии в механическую и наоборот. В датчике это преобразование осуществляется специальным кристаллом — пьезоэлектрическим элементом. Пьезоэлектрический элемент изменяет свои размеры под воздействием электрического тока и, наоборот, порождает электрический ток под действием приложенного к нему давления, например, со стороны ультразвуковых волн. Таким образом, пьезоэлектрический кристалл может посылать и принимать ультразвуковые волны. В датчике пьезоэлектрический элемент находится между двумя электродами (плюс и минус). Проходящий через элемент электрический ток заставляет его то расширяться, то сжиматься и тем самым генерировать ультразвуковые волны. С другой стороны, приходящие ультразвуковые волны элемент преобразует в электрические импульсы, регистрируемые катодным осциллографом.

В современных датчиках фокусировка ультразвуковых лучей осуществляется не оптическими линзами, а электронными средствами.

В общем виде процесс работы эхокардиографа может быть представлен следующим образом. В некоторый момент времени датчик посылает короткий ультразвуковой импульс. Импульс линейно распространяется в гомогенной среде до тех пор, пока не дойдет до границы раздела фаз, где происходит отражение или преломление ультразвуковых лучей. Через время, равное Dt , отраженный звук (эхо) вернется к датчику, который теперь работает как приемник. Зная скорость распространения звуковой волны (1540 м/с) и время, за которое звук прошел расстояние до границы фаз и обратно (Dt), можно вычислить расстояние между датчиком и этой границей (D):

$$D = \frac{1540 * Dt}{2}$$

Это соотношение между временем и расстоянием и лежит в основе метода ультразвуковой визуализации сердца. Обычно в эхокардио-графии используют ультразвуковые импульсы длительностью около 1 микросекунды. Пьезоэлектрический элемент работает в режиме генерации менее 1% времени, а все остальное время — в режиме приема. При этом пациент получает минимальные дозы ультразвукового облучения.

Запись эхо-сигналов.

Интенсивность принимаемого эхо-сигнала зависит от того, какая часть посланного сигнала отразилась от границы раздела фаз и вернулась к датчику. Интенсивность принятых эхо-сигналов может быть графически представлена на осциллографе (экране эхокардиографа) в различных режимах. Это могут быть электрические импульсы различной амплитуды; при этом по другой оси координат откладывается расстояние от датчика до исследуемых структур. Такая форма графического представления эхо-сигналов получила название **А-модального** режима эхокардиографии (А — от "амплитуда"). Недостаток этого режима в том, что он не позволяет наблюдать движение. Изображение регистрирует расстояние между объектом и датчиком, измеренное данным сигналом в данный момент времени. Чтобы зарегистрировать движение какой-либо структуры, нужно представить на экране ее положение в разные моменты времени, соответствующие серии эхо-сигналов. А-модальное изображение не содержит временной оси координат и не может поэтому регистрировать движение.

Для увеличения объема информации, содержащейся в изображении, интенсивность принятых эхо-сигналов представляют не в виде амплитуды, а в виде яркости свечения точки: чем больше интенсивность принятых эхо-сигналов, тем больше яркость свечения соответствующих им точек изображения. Такой режим называется **В-модальным** (В — от "brightness", "яркость").

От этого режима легко перейти к режиму развертки яркости структур сердца по времени — к **М-модальному** режиму (М — от "motion", "движение"). В М-модальном режиме одна из двух пространственных координат заменена временной. Исторически М-модальное исследование было первым эхокардиографическим методом. В М-модальном режиме на экране эхокардиографа по вертикальной оси откладывается расстояние от структур сердца до датчика, а по горизонтальной оси — время. Датчик при М-модальном исследовании может посылать импульсы с частотой 1000 в секунду; это обеспечивает очень высокую частоту смены изображений (высо-

кую временную разрешающую способность). М-модальное исследование дает представление о движении различных структур сердца, которые пересекаются одним ультразвуковым лучом. Главный недостаток М-модального исследования — одномерность.

Режим **двумерного изображения** сердца [two-dimensional], иначе называемый режимом изображения в реальном времени, тоже является развитием В-модального режима. Для получения двумерного изображения сердца в реальном времени производится сканирование (изменение направления ультразвукового луча) в секторе 60-90°. В режиме двумерного изображения мы получаем на экране сечение сердца, состоящее из множества точек, соответствующих В-модальным эхокардиограммам при различных направлениях ультразвукового луча. Частота смены кадров при двумерном исследовании — от 25 до 60 в минуту. Технически в разных датчиках изменение положения ультразвукового луча (сканирование) достигается разными способами (рис. 1-1).

Легкие и ребра очень ограничивают доступ к сердцу, поэтому датчики с параллельным направлением ультразвуковых лучей, так называемые линейные датчики [linear array scanners], имеющие большие размеры, в эхокардиографии не используются, основные два типа датчиков в эхокардиографии — это механические [mechanical sector scanners] и электронные датчики; последние называют также датчиками с электронно-фазовой решеткой [phased array sector scanners], они имеют от 32 до 128 пьезоэлектрических элементов. Механические датчики в целом обладают несколько более высокой разрешающей способностью, однако они больше по размерам и значительно менее долговечны. Превосходство датчиков с электронно-фазовой решеткой стало очевидным с появлением доплеровских методов: оказалось) что электронные датчики приспособлены для них значительно лучше, чем механические. Датчики с циркулярным расположением пьезоэлектрических элементов, так называемые аннулярные датчики [annular array scanners], позволяют фокусировать ультразвуковые лучи в пространстве. Современные аннулярные датчики сочетают в себе свойства механических датчиков и датчиков с электронно-фазовой решеткой. Эффект раздела фаз на границе этих структур с кровью вызывает отражение ультразвукового луча, регистрируемое датчиком в период, когда он работает в качестве приемника сигналов. Давление, оказываемое ультразвуком на пьезоэлектрический элемент датчика, преобразуется в электрические сигналы), регистрируемые на экране осциллографа (экране эхокардиографа) по мере их поступления. В А-модальном режиме (А-mode) интенсивность принятых эхо-сигналов представлена в виде электрических импульсов

различной амплитуды. В В-модальном режиме интенсивность эхо-сигналов представлена в виде яркости свечения отдаленных точек. А-модальный и В-модальный режимы представляют интенсивность эхо-сигналов в реальном времени. Развертка В-модального режима по времени превращается в М-модальный режим.

Способы получения двумерного изображения сердца. Ультразвуковой луч перемещается (сканирует) в пределах сектора, создавая изображение сердца в реальном времени. Режим двумерного изображения сердца является развитием В-модального режима: интенсивность принятых эхо-сигналов соответствует яркости точек. В датчике с фазово-кристаллической решеткой (Phased Array) сканирование достигается последовательным возбуждением кристаллов, имеющих относительно малый диаметр. В механическом датчике (Mechanical Rotation) электрический мотор вращает три или четыре датчика для М-модального исследования мимо окна, граничащего с поверхностью грудной клетки. Работа осциллирующих датчиков (Oscillation) основана на колебании одного пьезоэлектрического элемента. В линейных датчиках (Multicristal) пьезоэлектрические элементы выстроены в один ряд и посылают параллельно направленные ультразвуковые лучи, поэтому изображение и исследуемые объекты имеют одинаковые размеры. Межреберные промежутки слишком узки для использования линейных датчиков в эхокардиографии.

Общие принципы УЗД в кардиологии. Экспертные виды ЭхоКГ.

Трансторакальная эхокардиография

ЭхоКГ часто назначают для выяснения причин жалоб и симптомов, например шума в сердце, боли в груди, кардиомегалии. Важно в этих случаях не упустить из виду ни одну из возможных причин: так, если больной направлен на исследование для выяснения причин систолического шума, надо помнить, что шум может быть вызван аортальным стенозом, гипертрофической кардиомиопатией, митральной и трикуспидальной недостаточностью, дефектом межжелудочковой перегородки, стенозом клапана легочной артерии. Только если ни одну из причин шума найти не удастся, можно говорить о физиологическом, не имеющем клинического значения шуме. Точно так же при боли в груди надо исключить аортальный стеноз, гипертрофическую кардиомиопатию, перикардит, расслаивающую аневризму аорты, даже если у больного заведомо имеется ИБС. У многих из тех, кого направляют на ЭхоКГ, уже имеется диагноз и цель исследования — выявить те или иные анатомические и функциональные нарушения. Так, больного с аортальным стенозом могут направить на ЭхоКГ для измерения градиента давления между левым желудочком и аортой, оценки выраженности гипертрофии левого желудочка, определения фракции выброса,

исключения сопутствующих пороков (например, митральной недостаточности). Как правило, при аортальном стенозе ЭхоКГ дает ответ на все вопросы, кроме наличия и отсутствия коронарного атеросклероза, но знать об ограничениях ЭхоКГ полезно и врачу, проводящему исследование, и лечащему врачу. Так, максимальный градиент давления по разные стороны обструкции может оказаться заниженным из-за того, что ультразвуковой луч не удастся направить параллельно потоку. Когда при пороках сердца данные ЭхоКГ расходятся с клинической картиной, приходится прибегать к ЧПЭхоКГ.

Другой пример — инфекционный эндокардит: с помощью ЭхоКГ можно обнаружить и вегетации, и абсцессы клапанных колец и оценить степень клапанной недостаточности. Однако и тут есть свои ограничения: старые, зажившие вегетации трудно отличить от свежих, во многих случаях при трансторакальной ЭхоКГ увидеть вегетации вообще не удастся. Чреспищеводная ЭхоКГ имеет тут большие преимущества, особенно у больных с протезированными клапанами сердца. В таблице приведены основные показания к трансторакальной ЭхоКГ, эхокардиографические находки при наиболее распространенных заболеваниях и ограничения ЭхоКГ, а также указаны иные, альтернативные, методы обследования. Представленные в этой таблице находки и измерения обязательно должны быть отражены в эхокардиографическом заключении.

Американская коллегия кардиологов и Американская кардиологическая ассоциация в 1997 году выпустили рекомендации (уточненные затем в 2003 году), в которых основные показания к ЭхоКГ разделены по двум параметрам: 1) диагностической ценности исследования при данном состоянии и 2) срочности, с которой исследование должно быть проведено.

Распределение показаний к ЭхоКГ по диагностической ценности и степени срочности исследования

Высокая диагностическая ценность, необходима экстренная ЭхоКГ

Артериальная гипотония с подозрением на тампонаду сердца Боль в груди с подозрением на расслаивающую аневризму аорты или инфаркт миокарда (при исходно измененной ЭКГ)

Тяжелая сердечная недостаточность неясной этиологии Осложнения инфаркта миокарда: разрыв межжелудочковой перегородки, псевдоаневризма, острая митральная недостаточность

Осложнения инфекционного эндокардита: новый шум в сердце, сердечная недостаточность, атриовентрикулярная блокада Декомпенсированный врожденный порок сердца

Высокая диагностическая ценность, необходимо провести ЭхоКГ в ближайшее время

Шум в сердце с подозрением на приобретенный порок сердца установленный по клиническим данным и посевам крови диагноз инфекционного эндокардита без нарушений гемодинамики и иных осложнений

Впервые диагностированная сердечная недостаточность без тяжелых нарушений гемодинамики

Подозрение на дисфункцию протезированного клапана без тяжелых нарушений гемодинамики

Впервые диагностированный врожденный порок сердца

Расширение корня аорты

Хроническое легочное сердце или недавняя тромбоэмболия легочной артерии

После протезирования клапанов (отправная точка для последующего наблюдения)

Высокая диагностическая ценность, ЭхоКГ можно провести в плановом порядке

Ранее диагностированный приобретенный порок сердца без существенных изменений гемодинамики и новых жалоб (для определения размеров и функции камер сердца) Подготовка к плановой операции (для исключения дисфункции левого желудочка)

Поиск источника эмболии у больных младше 45 лет и у лиц с заболеваниями сердца

Наследственные заболевания в семейном анамнезе (синдром Марфана, гипертрофическая кардиомиопатия)

Подозрение на опухоль сердца

Артериальная гипертония

Поиск источника эмболии у больных старше 45 лет, не страдающих заболеваниями сердца

Обследование больных с аритмиями, потенциальных доноров и реципиентов органов, лиц без заболеваний сердца перед плановой операцией.

Литература

- 1.Шиллер Н., Осипов М.А. Клиническая эхокардиография: 2-е издание. – Москва: Практика. – 2005.
 - 2.Рыбакова В.Н. Эхокардиография. – Москва: ВИДАР – 2008.
 - 3.Беленков Ю. Н., Терновой С. Н. Функциональная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний.-М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010
 - 4. Райдинг Э.Эхокардиография.-М.: Медпресс-информ, 2010
 - 5.Гольдберг А.Л. Клиническая электрокардиография: наглядный подход.- М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009
 - 6.Болезни сердца по Браунвальду: В 4-х томах. 2010
 - Нормативно-правовые акты
 - Приказ№559н МЗи соцразвития РФ 19 августа 2009 г.(с изменениями от 28 апреля 2011 г.) «Об утверждении Порядка оказания плановой и неотложной медицинской помощи населению Российской Федерации при болезнях системы кровообращения кардиологического профиля»
- ФЗ №52 от30марта 1999 г. «О санитарно-эпидемиологическом благополучии населения»