



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

Кафедра лучевой диагностики ИПО.

РЕФЕРАТ

Физические свойства ультразвука

Выполнила: ординатор
Сиражетдинова Л.В.

Проверила:
Евдокимова Е.Ю

Красноярск

Введение.

Применение ультразвука в медицинской диагностике связано с возможностью получения изображения внутренних органов и структур. Основой метода является взаимодействие ультразвука с тканями тела человека. Собственно получение изображения можно разделить на две части. Первая — излучение коротких ультразвуковых импульсов, направленное в исследуемые ткани, и второе — формирование изображения на основе отраженных сигналов. Понимание принципа работы ультразвуковой диагностической установки, знание основ физики ультразвука и его взаимодействия с тканями тела человека помогут избежать механического, бездумного использования прибора, и, следовательно, более грамотно подходить к процессу диагностики.

Звук — это механическая продольная волна, в которой колебания частиц находятся в той же плоскости, что и направление распространения энергии

Волна переносит энергию, но не материю. В отличие от электромагнитных волн (свет, радиоволны и т.д.) для распространения звука необходима среда — он не может распространяться в вакууме. Как и все волны, звук можно описать рядом параметров. Это частота, длина волны, скорость распространения в среде, период, амплитуда и интенсивность. Частота, период, амплитуда и интенсивность определяются источником звука, скорость распространения — средой, а длина волны — и источником звука, и средой. Частота — это число полных колебаний (циклов) за период времени в 1 секунду.

Единицами измерения частоты являются герц (Гц) и мегагерц (МГц). Один герц — это одно колебание в секунду. Один мегагерц = 1000000 герц. Что же делает звук «ультра»? Это частота. Верхняя граница слышимого звука — 20000 Гц (20 килогерц (кГц)) — является нижней границей ультразвукового диапазона. Ультразвуковые локаторы летучих мышей работают в диапазоне 25÷500 кГц. В современных ультразвуковых приборах для получения изображения используется ультразвук частотой от 2 МГц и выше. Период — это время, необходимое для получения одного полного цикла колебаний. Единицами измерения периода являются секунда (с) и микросекунда (мкс). Одна микросекунда является одной миллионной долей секунды. Период (мкс) = 1/частота (МГц). Длина волны — это длина, которую занимает в пространстве одно колебание (рис. 4).

Единицы измерения — метр (м) и миллиметр (мм). Скорость распространения ультразвука — это скорость, с которой волна перемещается в среде. Единицами скорости распространения ультразвука являются метр в секунду (м/с) и миллиметр в микросекунду (мм/мкс). Скорость

распространения ультразвука определяется плотностью и упругостью среды. Скорость распространения ультразвука увеличивается при увеличении упругости и уменьшении плотности среды. Усредненная скорость распространения ультразвука в тканях тела человека составляет 1540 м/с — на эту скорость запрограммировано большинство ультразвуковых диагностических приборов. Скорость распространения ультразвука (C), частота (f) и длина волны (λ) связаны между собой следующим уравнением: $C = f \times \lambda$. Так как в нашем случае скорость считается постоянной (1540 м/с), то оставшиеся две переменные f и λ связаны между собой обратно пропорциональной зависимостью. Чем выше частота, тем меньше длина волны и тем меньше размеры объектов, которые мы можем увидеть. Еще одним важным параметром среды является акустическое сопротивление (Z). Акустическое сопротивление — это произведение значения плотности среды и скорости распространения ультразвука. Сопротивление (Z) = плотность (ρ) \times скорость распространения (C).

Для получения изображения в ультразвуковой диагностике используется не ультразвук, который излучается трансдьюсером непрерывно (постоянной волной), а ультразвук, излучаемый в виде коротких импульсов (импульсный). Он генерируется при приложении к пьезоэлементу коротких электрических импульсов. Для характеристики импульсного ультразвука используются дополнительные параметры. Частота повторения импульсов — это число импульсов, излучаемых в единицу времени (секунду). Частота повторения импульсов измеряется в герцах (Гц) и килогерцах (кГц). Продолжительность импульса — это временная протяженность одного импульса (рис. 5).

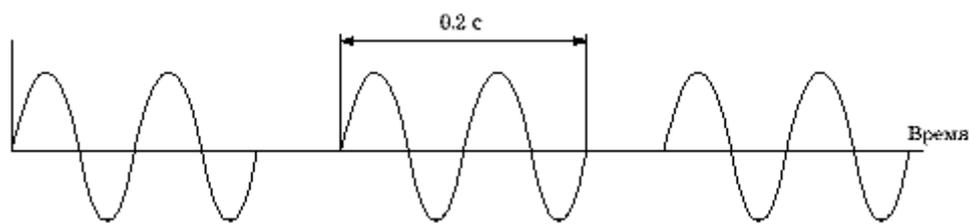


Рис. 5. Продолжительность ультразвукового импульса.

Измеряется в секундах (с) и микросекундах (мкс). Фактор занятости — это часть времени, в которое происходит излучение (в форме импульсов)

ультразвука. Пространственная протяженность импульса (ППИ) — это длина пространства, в котором размещается один ультразвуковой импульс (рис. 6).

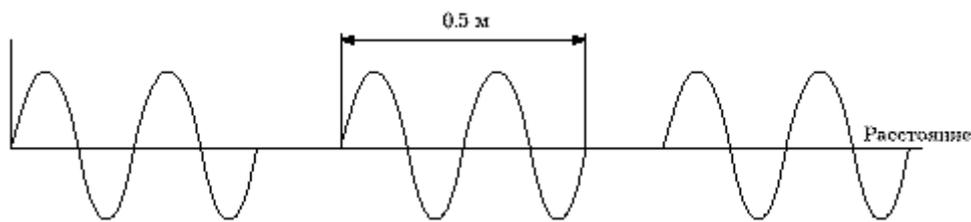


Рис. 6. Пространственная протяженность импульса.

Для мягких тканей пространственная протяженность импульса (мм) равна произведению 1,54 (скорость распространения ультразвука в мм/мкс) и числа колебаний (циклов) в импульсе (n), отнесенному к частоте в МГц. Или $ППИ = 1,54 \times n/f$. Уменьшения пространственной протяженности импульса можно достичь (а это очень важно для улучшения осевой разрешающей способности) за счет уменьшения числа колебаний в импульсе или увеличения частоты. Амплитуда ультразвуковой волны — это максимальное отклонение наблюдаемой физической переменной от среднего значения (рис. 7).

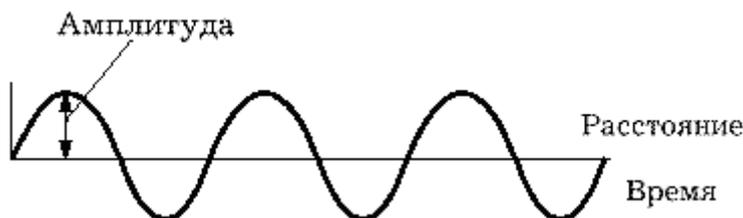


Рис. 7. Амплитуда ультразвуковой волны

Интенсивность ультразвука — это отношение мощности волны к площади, по которой распределяется ультразвуковой поток. Измеряется в ваттах на квадратный сантиметр (Вт/кв.см). При равной мощности излучения чем меньше площадь потока, тем выше интенсивность. Интенсивность также пропорциональна квадрату амплитуды. Так, если амплитуда удваивается, то интенсивность учетверяется. Интенсивность неоднородна как по площади потока, так и, в случае импульсного ультразвука, во времени.

При прохождении через любую среду будет наблюдаться уменьшение амплитуды и интенсивности ультразвукового сигнала, которое называется затуханием. Затухание ультразвукового сигнала вызывается поглощением,

отражением и рассеиванием. Единицей затухания является децибел (дБ). Коэффициент затухания — это ослабление ультразвукового сигнала на единицу длины пути этого сигнала (дБ/см). Коэффициент затухания возрастает с увеличением частоты.

ОТРАЖЕНИЕ И РАССЕЙВАНИЕ

При прохождении ультразвука через ткани на границе сред с различным акустическим сопротивлением и скоростью проведения ультразвука возникают явления отражения, преломления, рассеивания и поглощения. В зависимости от угла говорят о перпендикулярном и наклонном (под углом) падении ультразвукового луча. При перпендикулярном падении ультразвукового луча он может быть полностью отражен или частично отражен, частично проведен через границу двух сред; при этом направление ультразвука, прошедшего из одной среды в другую среду, не изменяется (рис. 8).

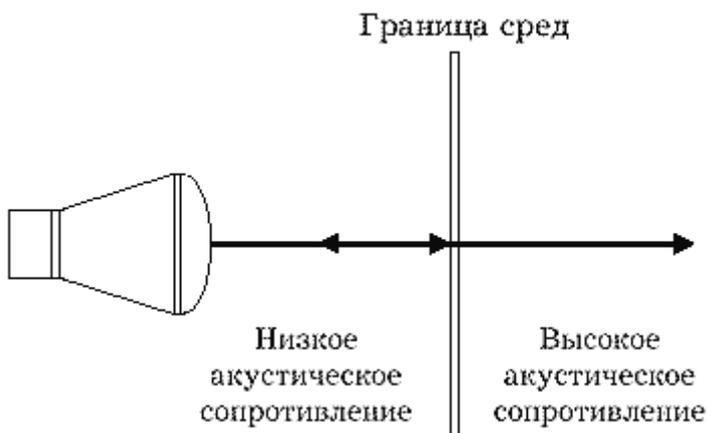


Рис. 8. Перпендикулярное падение ультразвукового луча.

Интенсивность отраженного ультразвука и ультразвука, прошедшего границу сред, зависит от исходной интенсивности и разности акустических сопротивлений сред. Отношение интенсивности отраженной волны к интенсивности падающей волны называется коэффициентом отражения. Отношение интенсивности ультразвуковой волны, прошедшей через границу сред, к интенсивности падающей волны называется коэффициентом проведения ультразвука. Таким образом, если ткани имеют различные плотности, но одинаковое акустическое сопротивление — отражения ультразвука не будет. С другой стороны, при большой разнице акустических сопротивлений интенсивность отражения стремится к 100%. Примером этого

служит граница воздух/мягкие ткани. На границе этих сред происходит практически полное отражение ультразвука. Чтобы улучшить проведение ультразвука в ткани тела человека, используют соединительные среды (гель). При наклонном падении ультразвукового луча определяют угол падения, угол отражения и угол преломления (рис. 9).

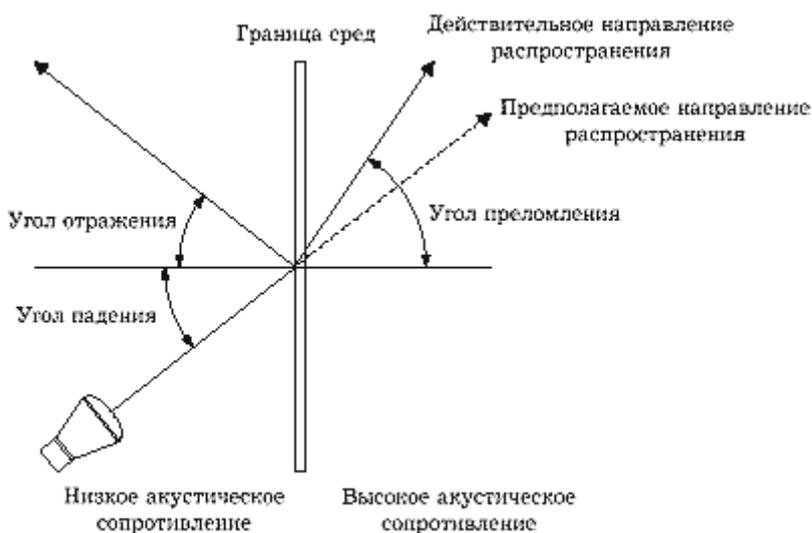


Рис. 9. Отражение, преломление.

Угол падения равен углу отражения. Преломление — это изменение направления распространения ультразвукового луча при пересечении им границы сред с различными скоростями проведения ультразвука. Синус угла преломления равен произведению синуса угла падения на величину, полученную от деления скорости распространения ультразвука во второй среде на скорость в первой. Синус угла преломления, а, следовательно, и сам угол преломления тем больше, чем больше разность скоростей распространения ультразвука в двух средах. Преломление не наблюдается, если скорости распространения ультразвука в двух средах равны или угол падения равен 0. Говоря об отражении, следует иметь в виду, что в том случае, когда длина волны много больше размеров неровностей отражающей поверхности, имеет место зеркальное отражение (описанное выше). В случае, если длина волны сопоставима с неровностями отражающей поверхности или имеется неоднородность самой среды, происходит рассеивание ультразвука.

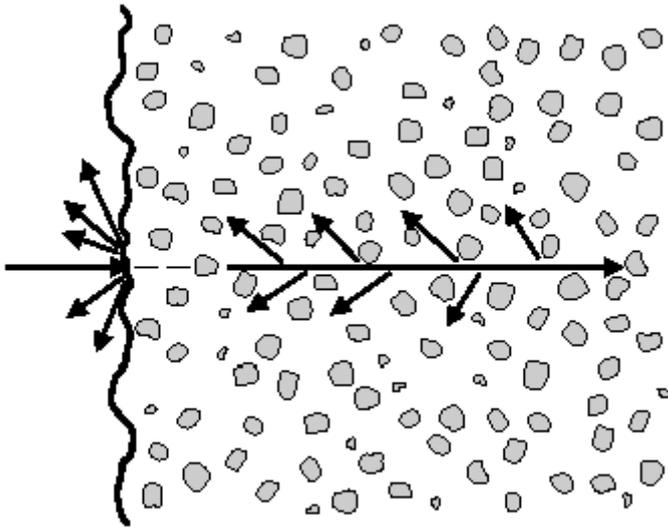


Рис. 10. Обратное рассеивание.

При обратном рассеивании (рис. 10) ультразвук отражается в том направлении, откуда пришел исходный луч. Интенсивность рассеянных сигналов увеличивается с увеличением неоднородности среды и увеличением частоты (т.е. уменьшением длины волны) ультразвука. Рассеивание относительно мало зависит от направления падающего луча и, следовательно, позволяет лучше визуализировать отражающие поверхности, не говоря уже о паренхиме органов. Для того, чтобы отраженный сигнал был правильно расположен на экране, необходимо знать не только направление излученного сигнала, но и расстояние до отражателя. Это расстояние равно $1/2$ произведения скорости ультразвука в среде на время между излучением и приемом отраженного сигнала (рис. 11). Произведение скорости на время делится пополам, так как ультразвук проходит двойной путь (от излучателя до отражателя и назад), а нас интересует только расстояние от излучателя до отражателя.

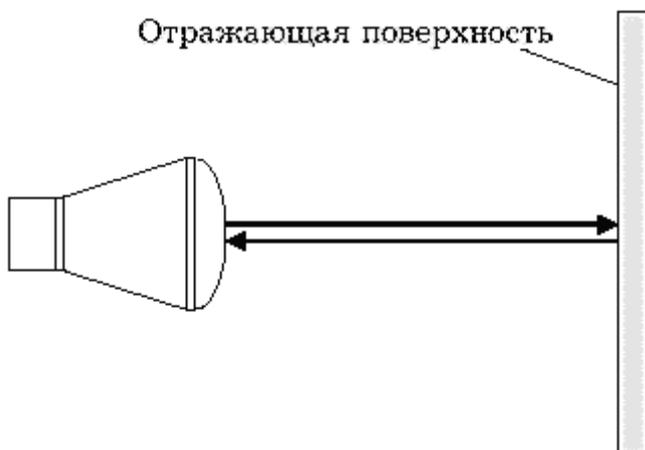


Рис. 11. Измерение расстояния с помощью ультразвука.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОПЛЕРОГРАФИИ

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 ультразвука в любой однородной среде является постоянной. Следовательно, если источник звука движется с постоянной скоростью, звуковые волны, излучаемые в направлении движения как бы сжимаются, увеличивая частоту звука.

Путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной возможно определить доплеровский сдвиг и рассчитать скорость. Не имеет значения, излучается ли звук движущимся объектом или этот объект отражает звуковые волны. Во втором случае источник ультразвука может быть неподвижным (ультразвуковой датчик), а в качестве отражателя ультразвуковых волн могут выступать движущиеся эритроциты. Доплеровский сдвиг может быть как положительным (если отражатель движется к источнику звука), так и отрицательным (если отражатель движется от источника звука). В том случае, если направление падения ультразвукового луча не параллельно направлению движения отражателя, необходимо скорректировать доплеровский сдвиг на косинус угла θ между падающим лучом и направлением движения отражателя (рис. 31).

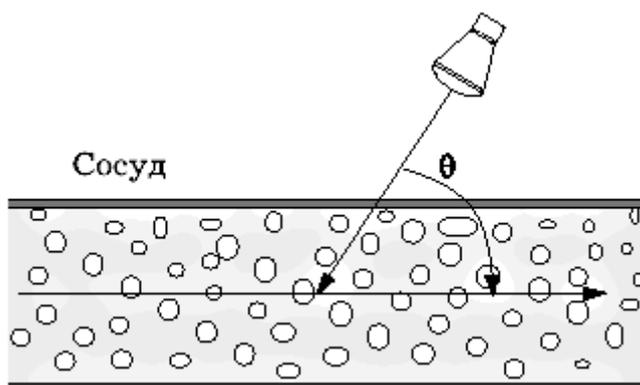


Рис. 31. Угол между падающим лучом и направлением тока крови.

Для получения доплеровской информации применяются два типа устройств — постоянно-волновые и импульсные. В постоянно-волновом доплеровском приборе датчик состоит из двух трансдюсеров: один из них постоянно излучает ультразвук, другой постоянно принимает отраженные сигналы. Приемник определяет доплеровский сдвиг, который обычно составляет $1/1000$ частоты источника ультразвука (слышимый диапазон) и передает сигнал на громкоговорители и, параллельно, на монитор для качественной и количественной оценки кривой. Постоянно-волновые приборы детектируют кровотоки почти по всему ходу ультразвукового луча или, другими словами, имеют большой контрольный объем. Это может вызвать получение неадекватной информации при попадании в контрольный объем нескольких сосудов. Однако большой контрольный объем бывает полезен при расчете падения давления при стенозе клапанов сердца.

Для того, чтобы оценить кровотоки в какой-либо конкретной области, необходимо разместить контрольный объем в исследуемой области (например, внутри определенного сосуда) под визуальным контролем на экране монитора. Это может быть достигнуто при использовании импульсного прибора. Существует верхний предел доплеровского сдвига, который может быть детектирован импульсными приборами (иногда его называют пределом Найквиста). Он составляет примерно $1/2$ частоты повторения импульсов. При его превышении происходит искажение доплеровского спектра (aliasing). Чем выше частота повторения импульсов, тем больший доплеровский сдвиг может быть определен без искажений, однако тем ниже чувствительность прибора к низкоскоростным потокам.

Получение доплеровского спектра с одного контрольного объема позволяет оценивать кровотоки в очень небольшом участке. Цветовая визуализация потоков (цветовое доплеровское картирование) позволяет получать двумерную информацию о кровотоках в реальном времени в дополнение к обычной серошкальной двумерной визуализации. Цветовая доплеровская визуализация расширяет возможности импульсного принципа получения изображения. 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. В этом случае производится определение

доплеровского сдвига, его знак и величина средней скорости. Эти параметры используются для определения цвета, его насыщенности и яркости. Обычно направление потока к датчику кодируется красным, а от датчика — синим цветом. Яркость цвета определяется скоростью потока.

В последние годы появился вариант цветового доплеровского картирования, получивший название «энергетического доплера» (Power Doppler). При энергетическом доплере определяется не значение доплеровского сдвига в отраженном сигнале, а его энергия. Такой подход позволяет повысить чувствительность метода к низким скоростям, сделать его почти угонезависимым, правда, ценой потери возможности определения абсолютного значения скорости и направления потока.

АРТЕФАКТЫ

Артефакт в ультразвуковой диагностике — это появление на изображении несуществующих структур, отсутствие существующих структур, неправильное расположение структур, неправильная яркость структур, неправильные очертания структур, неправильные размеры структур. Реверберация, один из наиболее часто встречающихся артефактов, наблюдается в том случае, если ультразвуковой импульс попадает между двумя или более отражающими поверхностями. При этом часть энергии ультразвукового импульса многократно отражается от этих поверхностей, каждый раз частично возвращаясь к датчику через равные промежутки времени (рис. 34).

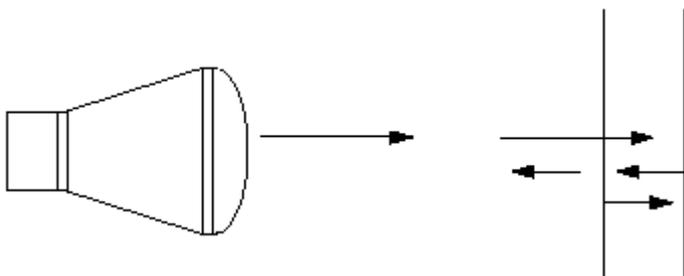


Рис. 34. Реверберация.

Результатом этого будет появление на экране монитора несуществующих отражающих поверхностей, которые будут располагаться за вторым отражателем на расстоянии равном расстоянию между первым и вторым отражателями. Уменьшить реверберации иногда удастся изменением

положения датчика. Вариантом реверберации является артефакт, получивший название «хвост кометы». Он наблюдается в том случае, когда ультразвук вызывает собственные колебания объекта. Этот артефакт часто наблюдается позади мелких пузырьков газа или мелких металлических предметов. Ввиду того, что далеко не всегда весь отраженный сигнал возвращается к датчику (рис. 35), возникает артефакт эффективной отражательной поверхности, которая меньше реальной отражательной поверхности.

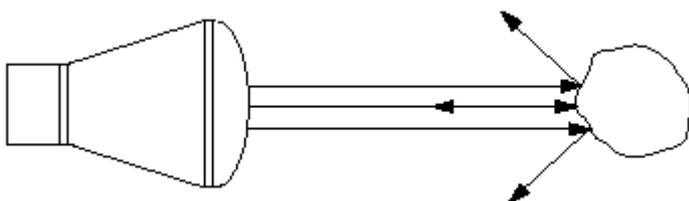


Рис. 35. Эффективная отражательная поверхность.

Из-за этого артефакта определяемые с помощью ультразвука размеры конкрементов обычно немного меньше, чем истинные. Преломление может вызывать неправильное положение объекта на полученном изображении (рис. 36).

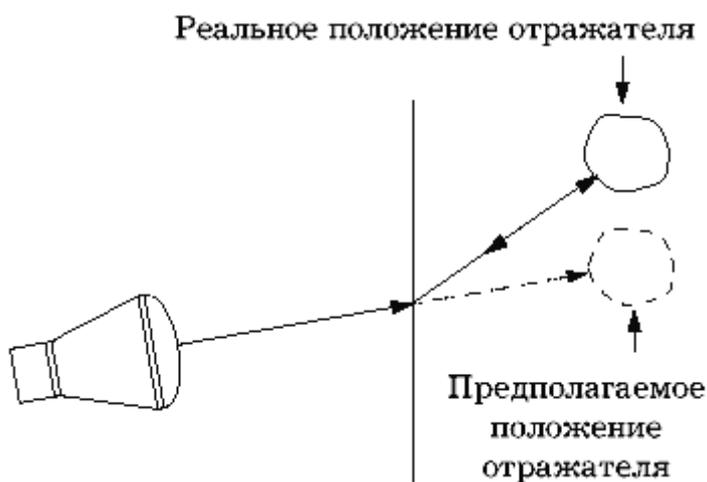


Рис. 36. Эффективная отражательная поверхность.

В том случае, если путь ультразвука от датчика к отражающей структуре и назад не является одним и тем же, возникает неправильное положение объекта на полученном изображении. Зеркальные артефакты — это появление объекта, находящегося по одну сторону сильного отражателя с его другой стороны (рис. 37).

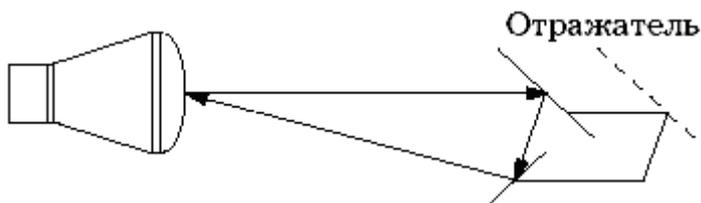


Рис. 37. Зеркальный артефакт.

Зеркальные артефакты часто возникают около диафрагмы.

Артефакт акустической тени (рис. 38) возникает за сильно отражающими или сильно поглощающими ультразвуком структурами. Механизм образования акустической тени аналогичен формированию оптической.



Рис. 38. Акустическая тень.

Артефакт дистального левдоусиления сигнала (рис. 39) возникает позади слабо поглощающих ультразвуком структур (жидкостные, жидкостьсодержащие образования).



Рис. 39. Дистальное псевдоусиление эха.

Артефакт боковых теней связан с преломлением и, иногда, интерференцией ультразвуковых волн при падении ультразвукового луча по касательной на выпуклую поверхность (киста, шейечный отдел желчного пузыря) структуры, скорость прохождения ультразвука в которой существенно отличается от окружающих тканей (рис. 40).

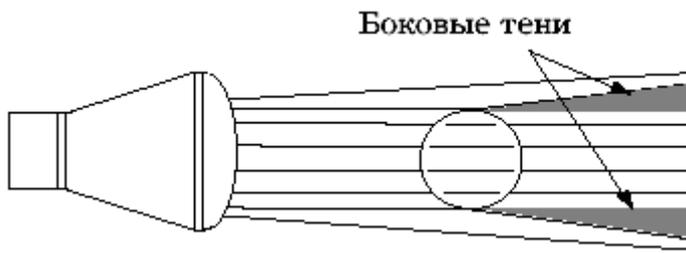


Рис. 40. Боковые тени.

Артефакты, связанные с неправильным определением скорости ультразвука, возникают из-за того, что реальная скорость распространения ультразвука в той или иной ткани больше или меньше усредненной (1,54 м/с) скорости, на которую запрограммирован прибор (рис. 41).

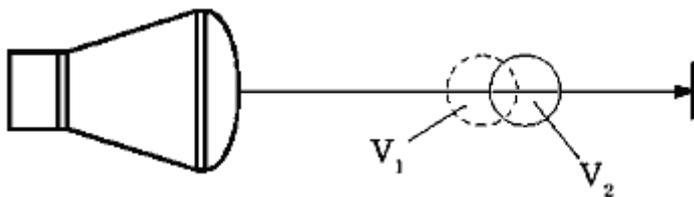


Рис. 41. Искажения из-за различия в скорости проведения ультразвука (V_1 и V_2) различными средами.

Артефакты толщины ультразвукового луча — это появление, главным образом в жидкостьсодержащих органах, пристеночных отражений, обусловленных тем, что ультразвуковой луч имеет конкретную толщину и часть этого луча может одновременно формировать изображение органа и изображение рядом расположенных структур (рис. 42).

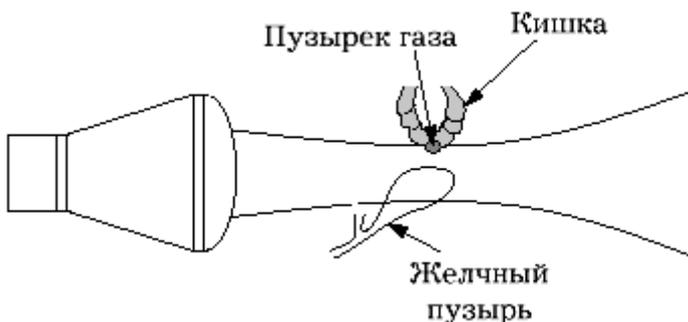


Рис. 42. Артефакт толщины ультразвукового луча.

Литература:

1. Митьков В.В. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. Общая ультразвуковая диагностика (брюшная полость, мошонка, лимфатическая система, грудная клетка, молочные, щитовидная, слюнные железы). М.: Видар, 2011, 720 с.
2. Куликов В.П. Основы ультразвукового исследования сосудов. Москва: Издательский дом Видар-М, 2015.- 392 с.
3. Акопян, В. Б. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: моногр. / В.Б. Акопян, Ю.А. Ершов. - М.: МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. - 224 с.