

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
ГОСУДАРСТВЕННОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ
«БЕЛОРУССКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ
ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ»

Кафедра ультразвуковой диагностики

О.М. Жерко

**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ
УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Учебно-методическое пособие

Рекомендовано учебно-методическим объединением
в сфере дополнительного образования взрослых
по профилю образования «Здравоохранение»

Минск, БелМАПО
2023

УДК 616-073.43:53.082.4(075.9)

ББК 53.433.8стд1-3я78

Ж 59

Рекомендовано в качестве учебно-методического пособия
НМС Государственного учреждения образования
«Белорусская медицинская академия последипломного образования»
протокол № 9 от 03.11.2022

Авторы:

Жерко О.М., заведующий кафедрой ультразвуковой диагностики БелМАПО,
к.м.н., доцент

Рецензенты:

Улезко Е.А., заместитель директора по педиатрии ГУ «Республиканский
научно-практический центр «Мать и дитя», д.м.н., доцент
*Кафедра лучевой диагностики и лучевой терапии УО «Белорусский
государственный медицинский университет»*

Жерко О.М.

Ж 59 Физические основы ультразвуковой диагностики : учеб.-метод.
пособие / О.М. Жерко. – Минск : БелМАПО, 2023. – 59 с.

ISBN 978-985-584-822-7

В учебно-методическом пособии приведены методики выполнения
ультразвуковых исследований сердца, органов брюшной полости,
забрюшинного пространства, таза, щитовидной железы, суставов, сосудов у
взрослых, нормальные значения основных показателей.

Учебно-методическое пособие предназначено для слушателей,
осваивающих содержание образовательных программ: переподготовки по
специальности «Ультразвуковая диагностика»; повышения квалификации
врачей ультразвуковой диагностики, врачей функциональной диагностики,
врачей лучевой диагностики и иных врачей-специалистов, использующих в
медицинской практике методы ультразвуковой диагностики.

УДК 616-073.43:53.082.4(075.9)

ББК 53.433.8стд1-3я78

ISBN 978-985-584-822-7

© Жерко О.М., 2023

© Оформление БелМАПО, 2023

Оглавление

Физические характеристики медицинского ультразвука	4
Основные закономерности распространения ультразвуковых волн в биологической среде.....	8
Принципы работы ультразвукового датчика	14
Форматы сканирования	17
Эффект Допплера.....	19
Режимы визуализации в ультразвуковой диагностике	21
Двухмерный режим (2D)	22
Допплеровские режимы.....	27
Методы оптимизации изображения в 2D-режиме.....	34
Методы оптимизации изображения в режимах доплерографии	40
Артефакты	45
Биоэффекты и безопасность	56
Рекомендуемая литература	60

Физические характеристики медицинского ультразвука

Медицинский ультразвук – это акустические волны с частотой более 20 000 Гц, характеризующиеся продольным распространением в упругой среде.

Распространение ультразвука в среде представляет собой перенос энергии от одной частицы вещества к другой путем их колебания относительно точки покоя с формированием участков разрежения и сжатия.

Цикл ультразвуковой волны или ее полное колебание состоит из одного сжатия и разрежения.

Основными характеристиками ультразвуковой волны являются длина, амплитуда, частота, период, скорость.

Длина волны (λ) – длина одного полного колебания в среде (одно сжатие и разрежение). Единица измерения длины волны – 1 метр (м) или его производные 1 миллиметр (мм), 1 микрометр (мкм) (рисунок 1).

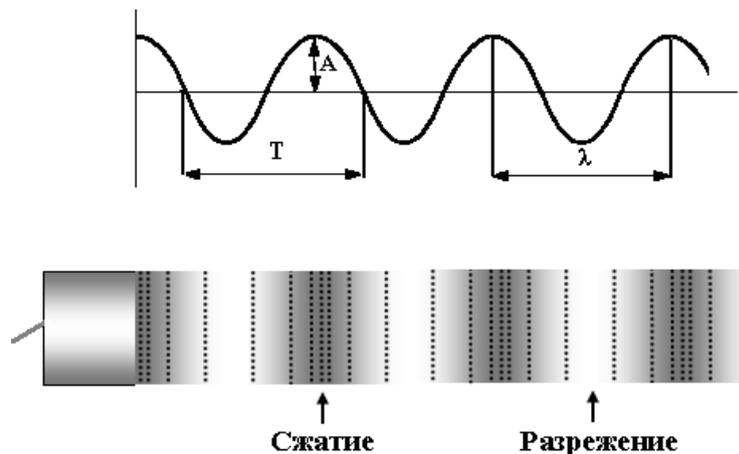


Рисунок 1. Схематическое изображение ультразвуковых колебаний.

T – период колебания, A – амплитуда колебания ультразвуковой волны, λ – длина волны.

При распространении ультразвуковых волн в среде формируются участки разрежения и сжатия

Знание длины ультразвуковой волны, используемой в диагностических целях, важно по двум причинам:

разрешение изображения не превышает 1–2 длины волны, типично 1 мм;

глубина проникновения ультразвуковой волны в биологических тканях прямо зависит от длины волны (чем короче длина ультразвуковой волны, тем ниже ее проникающая способность).

Очевидно противоположное взаимоотношение между разрешающей способностью (более короткая длина волны и более высокая частота ультразвука) и глубиной проникновения ультразвука.

Частота (f) – число полных колебаний или циклов за единицу времени. Если в качестве единицы времени принимается секунда, то мерой частоты является Герц ($1 \text{ Гц} = 1/\text{с}$).

Излучение ультразвука сканером осуществляется в импульсном режиме порциями – фреймами (рисунок 2). Каждый излучаемый импульс ультразвука может продолжаться 1–2 мксек. При этом огибающая сигнала имеет различные по частоте гармонические составляющие, складывающиеся в спектр импульса. В характеристиках ультразвукового датчика и на его корпусе указывается *центральная частота (f_0)*, имеющая максимальный удельный вес в импульсном акустическом сигнале (рисунок 3).



Рисунок 2. Продолжительность ультразвукового импульса в импульсном режиме излучения

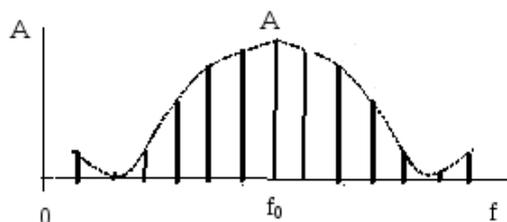


Рисунок 3. Схематическое изображение спектра ультразвукового импульса.

A – амплитуда колебания ультразвуковой волны, f_0 – центральная частота

Частота и длина волны находятся в обратно пропорциональной зависимости. С увеличением частоты колебаний длина ультразвуковой волны снижается и наоборот.

$$\lambda = c / f, \quad (1)$$

где c – скорость распространения ультразвука в среде.

Скорость распространения ультразвука (c) в биологических тканях в диапазоне частот и длин волн, используемых в диагностических целях

(основной диапазон частот 2–16 МГц), зависит от характеристик самой среды: строения, химического состава, температуры, вязкости, плотности, давления и других (таблица 1). Скорость распространения ультразвука в среде измеряется в метрах в секунду (м/сек).

Таблица 1. Скорость распространения ультразвука и акустическое сопротивление в различных средах

Среда	Скорость ультразвуковой волны, м/сек	Акустическое сопротивление относительно воды, Z_c / Z_b
Воздух (при нормальных условиях)	343	$0,3 \times 10^{-3}$
Жировая ткань	1350 – 1470	0,86 – 0,94
Кровь	1540 – 1600	1,04 – 1,08
Мышечная ткань	1560 – 1620	1,13 – 1,18
Мягкие ткани (среднее значение)	1540	1,11
Костная ткань	2500 – 4300	2,2 – 5,0

Усредненная скорость распространения ультразвуковой волны в мягких тканях человека составляет 1540 м/сек. Именно это значение скорости заложено в ультразвуковых сканерах для расчета глубин, на которых происходит отражение ультразвуковых волн.

Период (Т) – время, необходимое для получения одного полного цикла колебаний (рисунок 4). Единицей измерения периода является секунда (сек) или ее производные – 1 миллисекунда (мсек) или 1 микросекунда (мксек).

$$T = 1 / f \quad (2)$$

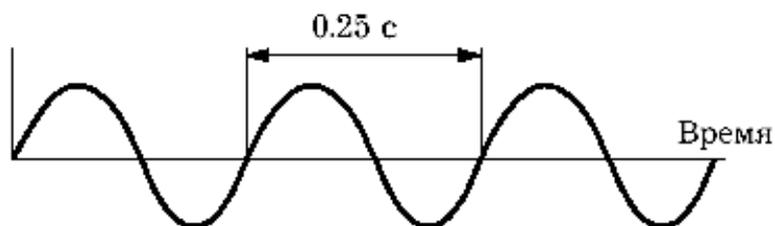


Рисунок 4. Схематическое представление периода (полного цикла) ультразвуковой волны

Период колебания ультразвуковой волны является величиной обратной частоте.

Амплитуда колебания ультразвуковой волны (А) или акустическое давление – максимальное отклонение колебания от изолинии (рисунок 1). Единицей измерения амплитуды является 1 м и его производные. Амплитуда колебаний ультразвуковой волны отражает мощность или энергию ультразвукового сигнала.

Амплитуда колебания ультразвуковой волны описывает соотношение с эталонным значением, выраженное в децибелах (dB). Децибелы являются логарифмическими единицами, базирующимися на отношении измеряемой амплитуды (A2) к референтному значению амплитуды (A1):

$$dB = 20 \log (A2 / A1) \quad (3)$$

Затухание – снижение амплитуды и интенсивности ультразвуковой волны при прохождении через среду вследствие эффектов взаимодействия в виде рассеивания, поглощения и др. Единицей измерения затухания является децибел (дБ).

Величина затухания зависит от частоты излучения и глубины проникновения ультразвука. По мере увеличения глубины сканирования высокочастотные составляющие ультразвукового сигнала затухают сильнее, чем низкочастотные.

Интенсивность (I) – отношение мощности (энергии) ультразвуковой волны, проходящей через определенную площадь, в единицу времени.

$$I = \text{мощность (Вт)} / \text{площадь (см}^2\text{)} \quad (4)$$

Мощность (Power) характеризует количество переносимой механической энергии в джоулях за единицу времени и измеряется в ваттах (1 Вт = 1 Дж/сек). Ультразвуковые лучи, проходя через ткани, формируют тепловые эффекты за счет передачи части энергии молекулам вещества.

Единицей измерения интенсивности ультразвука является 1 Вт/см².

Интенсивность диагностического ультразвука ограничивается согласно требованиям обеспечения безопасности проводимых исследований, так как данная величина определяет повреждающие эффекты ультразвука в биологических тканях.

Основные закономерности распространения ультразвуковых волн в биологической среде

Основными физическими эффектами взаимодействия ультразвуковых волн с частицами среды являются отражение, преломление, рассеивание и поглощение.

Отражение – изменение направления распространения ультразвуковой волны на границе раздела сред, имеющих различное акустическое сопротивление (рисунок 5). Мощность отраженного ультразвукового сигнала будет определяться углом падения, т. к. угол падения ультразвуковой волны равен углу отражения.

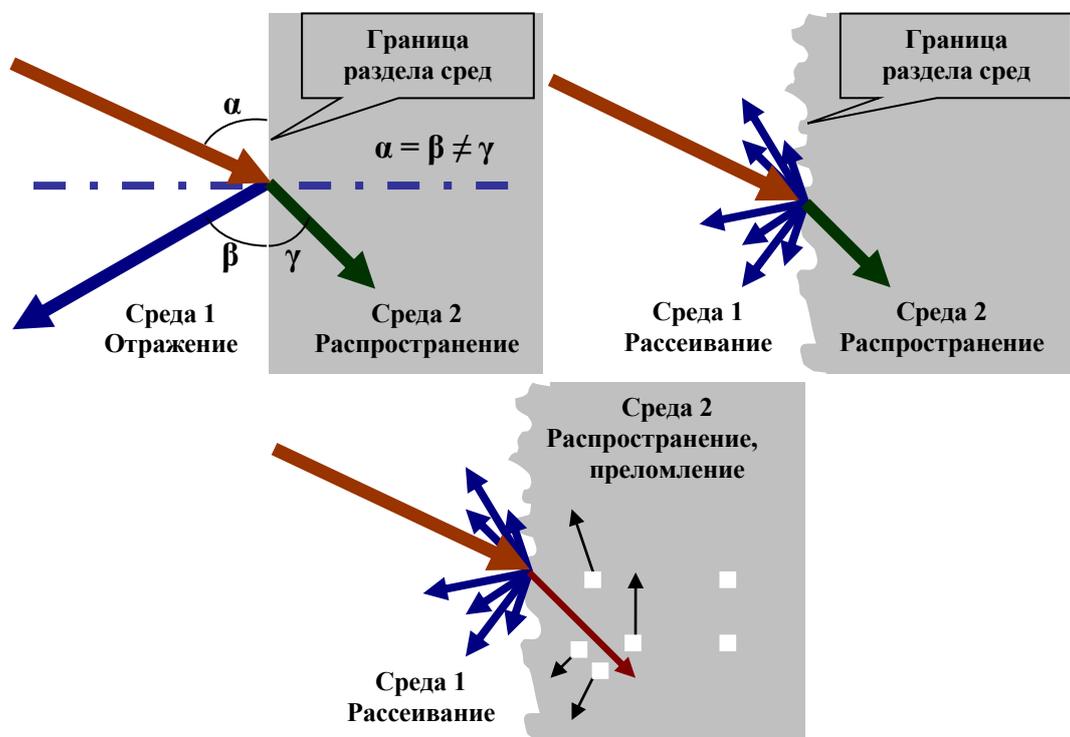


Рисунок 5. Схема распространения, отражения, рассеивания и преломления ультразвука.

На относительно ровной границе раздела сред (зеркальный отражатель) происходит частичное отражение ультразвука, при этом угол падения равен углу отражения ($\alpha = \beta$). Часть ультразвуковых волн преломляется на границе раздела сред и распространяется дальше, причем угол падения не равен углу преломления ($\alpha \neq \gamma$). Неровная граница раздела сред вызывает частичное рассеивание ультразвуковых волн. Прохождение ультразвуковых волн через среду с неоднородной внутренней структурой вызывает их преломление

Отражение ультразвука происходит на объектах, превышающих по размеру длину волны. Отражение зависит от относительных различий акустического сопротивления двух тканей и угла отражения. Наибольшая

мощность отраженных ультразвуковых волн, возвращающихся к датчику, будет формироваться при угле падения ультразвука, равном 90° , что значительно улучшает качество представляемого изображения. Однако в этом случае в режиме двумерной визуализации возможно выпадение ультразвукового изображения слишком малых, меньше длины волны, или неотражающих ультразвуком объектов, находящихся в зоне ультразвукового исследования, из-за параллельности ультразвукового луча и интерфейса ткани.

Относительно ровная граница раздела сред с латеральным размером больше, чем длина волны ультразвукового луча, выступает как **«зеркальный» отражатель**.

Взаимосвязанным с эффектом отражения понятием является акустический импеданс тканей. Распространение ультразвуковых волн в биологических тканях определяется **акустическим импедансом (сопротивлением) тканей (Z)**.

Акустическое сопротивление (импеданс) тканей зависит от плотности (ρ), структуры, вязкости, однородности и сжимаемости сканируемых тканей и характеризует степень сопротивления среды распространению ультразвука:

$$Z = \rho \times C, \quad (5)$$

где ρ – плотность среды (кг/м^3), C – скорость распространения ультразвука в среде (м/сек).

Различия в акустическом импедансе тканей приводят к отражению ультразвуковых волн на границах раздела сред. Степень отражения ультразвука характеризует коэффициент отражения (R):

$$R = (Z_2 - Z_1)/(Z_2 + Z_1) \quad (6)$$

Чем больше разница между акустическими сопротивлениями тканей Z_2 и Z_1 , тем больше амплитуда отраженной волны, и тем меньше мощность ультразвуковых сигналов, которые пересекут границу раздела сред. Наибольшая разница акустических сопротивлений формируется на границе между мягкими тканями и воздухом, через которую ультразвуковые волны практически не проникают.

Способность тканей к отражению ультразвуковых волн описывается термином **«эхогенность»**. В связи с тем, что акустическое сопротивление ткани зависит не только от ее плотности, но и от множества других физико-химических характеристик, **нельзя отождествлять понятия плотности**

исследуемой структуры и ее эхогенности. Структура, сопоставимая по эхогенности с окружающими ее тканями, называется **изоэхогенной** (рисунок 6). Примерами изоэхогенных структур являются паренхима печени, селезенки, поджелудочной, щитовидной, слюнных желез, яичек, миометрий матки, корковое вещество почек. «Эталоном сравнения» для всех изоэхогенных структур является неизменная паренхима печени. Структура, отражающая ультразвук меньше, чем окружающие ткани, и визуализируемая более «темной», является **гипоэхогенной** (рисунок 7).



Рисунок 6. Пример сканограммы почки. Паренхима почки и печени имеют подобную эхогенность, которая называется изоэхогенной; собирательный эхокомплекс почки является гиперэхогенным; печеночная вена – анэхогенной

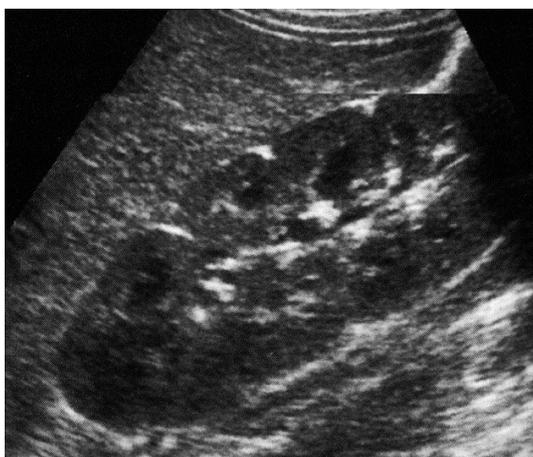


Рисунок 7. Почка с «фетальной дольчатостью». Печень и корковое вещество почки изоэхогенны (хотя имеют различие в эхогенности у данного пациента). В норме у лиц молодого возраста, детей корковое вещество почки незначительно ниже по эхогенности, чем печень. Гиперэхогенные структуры собирательного эхокомплекса почки, гипоэхогенные – пирамиды

Если отражение от исследуемой структуры превосходит отражение от окружающих тканей, она выглядит более яркой и называется

гиперэхогенной, и наоборот, структура практически не отражающая ультразвук и окрашивающаяся черным цветом, описывается как **анэхогенная** (рисунки 6- 8).

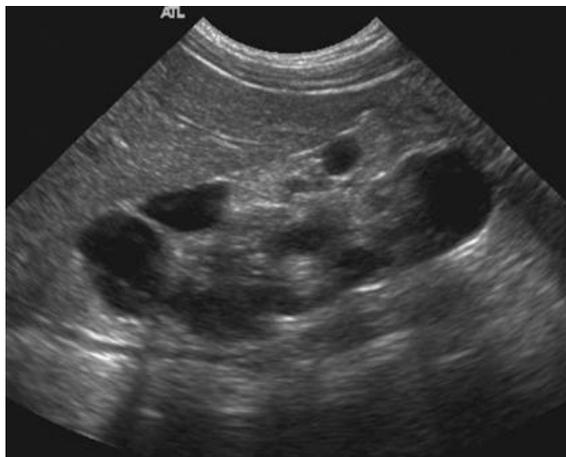


Рисунок 8. Пример сканограммы почки с мультикистозной дисплазией, кисты анэхогенны

Угол волны, прошедшей через границу раздела сред, будет отличаться как от угла падающей, так и отраженной волны (рисунок 5). Изменение направления распространения волн при переходе границы раздела сред называется **преломлением**.

Только в случае строго перпендикулярного распространения ультразвуковой волны к границе раздела сред преломление отсутствует, углы падения, отражения и преломления равны и составляют 90° . В этой ситуации больше отраженной энергии ультразвуковых волн возвращается к датчику, что значительно улучшает качество двухмерной визуализации. Соотношение углов падения (α) и преломления (γ) зависит от скоростей распространения ультразвука в средах, на границе которых происходит преломление, и описывается соотношением Снелля (если $C2 \neq C1$):

$$\sin \gamma / \sin \alpha = C2 / C1 \quad (7)$$

Преломление ультразвуковых волн приводит к их рассеиванию.

Рассеивание – мультиполярные изменения направления распространения ультразвуковых волн вследствие многочисленных отражений и преломлений, возникающих при взаимодействии с неровной границей раздела сред, неоднородной внутренней структурой среды или при размерах объекта, меньших или сопоставимых с длиной ультразвуковой волны (рисунок 5).

Поглощение ультразвука связано с переходом части энергии ультразвуковых волн в другие виды энергии, в частности, в тепловую. Чем больше интенсивность ультразвуковой волны, тем сильнее происходят процессы нагревания, а, следовательно, и повреждения инsonируемых тканей.

Вследствие формирования в среде одновременно процессов отражения, рассеивания, поглощения и расхождения ультразвуковых волн в **дальней зоне датчика** происходит **затухание ультразвуковых колебаний**.

Степень затухания ультразвуковых колебаний зависит от нескольких факторов:

- коэффициента затухания тканей;
- частоты ультразвукового датчика;
- расстояния от датчика;
- интенсивности (мощности) ультразвука.

Величина затухания ультразвука возрастает с увеличением зондирующей частоты. Существует также понятие расстояния двукратного ослабления (расстояние от излучателя, на котором интенсивность ультразвуковой волны уменьшается в 2 раза) (рисунок 9). Таким образом, величина затухания зависит от частоты излучения и глубины, и может быть рассчитана по следующей формуле:

$$\text{Затухание} = \frac{1}{2} \times \text{дистанция (м)} \times f \text{ (частота, Гц)} \quad (8)$$

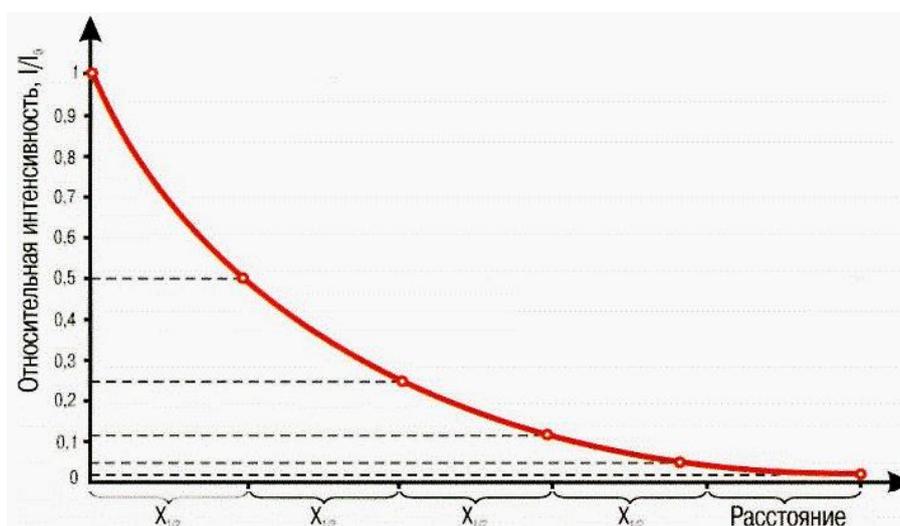


Рисунок 9. Затухание ультразвука в среде (зависимость величины относительной интенсивности от расстояния). $X_{1/2}$ — расстояние двукратного снижения интенсивности

Коэффициент рассеяния ультразвука для воздуха по сравнению с мягкими тканями очень высокий (около 1000) (таблица 2), поэтому наличие

пузырьков воздуха между сканирующей поверхностью датчика и кожей вызывает существенное затухание сигнала. Для того чтобы избежать данного эффекта, на сканирующую поверхность датчика наносится водорастворимый гель.

Таблица 2. Коэффициент затухания и расстояние двукратного ослабления ультразвука в различных тканях (частота 1 МГц*)

Ткань	Коэффициент затухания, дБ/см	Расстояние двукратного ослабления, см
Кровь	0,2	15
Жир	0,6	5
Мягкие ткани (в среднем)	0,7	4,3
Кости	10,0	0,3
Воздух	38	0,08
Легкие	40	0,075

*Коэффициент затухания для других частот может быть получен путем умножения приведенных величин на частоту (в МГц), а расстояние двукратного ослабления – путем деления на частоту (в МГц)

Проникающая способность ультразвука обратно пропорциональна величине акустического сопротивления (импеданса) тканей. Чем больше акустическое сопротивление тканей (отражение, преломление, рассеивание и поглощение), тем больше затухание и ниже проникающая способность ультразвуковых лучей.

Зная скорость распространения ультразвука в тканях (1540 м/сек – условная средняя скорость), время, за которое ультразвуковая волна прошла до границы раздела сред и обратно (Δt), можно рассчитать расстояние от датчика до лоцируемой структуры:

$$D = 1540 \times t/2 \quad (9)$$

Коэффициент знаменателя 2 учитывает удвоенное расстояние, пройденное ультразвуковой волной от момента излучения до момента возвращения сигнала. Ультразвуковой сканер рассчитывает расстояние от лоцируемой структуры до датчика и отображает ее местоположение на экране дисплея.

Принципы работы ультразвукового датчика

Ультразвуковой датчик также называется акустическим преобразователем или трансдюссером (англ. transducer – преобразователь). В ультразвуковых датчиках для генерации и получения ультразвуковых волн используются пьезоэлектрические кристаллы (например, титанатовая пьезокерамика) со специальными свойствами. Ультразвуковое исследование базируется на способности пьезоэлементов к прямому и обратному пьезоэлектрическим эффектам.

При подаче на грани кристалла переменного напряжения высокой частоты происходит высокочастотное последовательное его сжатие и расширение, что и служит причиной создания вокруг него высокочастотного изменения давления, приводящего к возникновению направленных механических колебаний, то есть ультразвуковых волн. Это явление называется **обратным пьезоэффектом**.

Прямой пьезоэлектрический эффект заключается в возникновении электрического потенциала на гранях пьезокристалла при их смещении вследствие воздействия внешних (механических) сил.

Прямой пьезоэффект делает возможным восприятие ультразвуковой системой отраженного эхосигнала, т. е. механического ультразвукового колебания, возникшего в результате отражения от границ раздела сред.

Таким образом, пьезоэлектрический кристалл работает в двух направлениях: как «источник» (преобразователь) и «приемник» ультразвуковых сигналов.

Ультразвуковой датчик генерирует короткие импульсы ультразвука определенной частоты, затем переключается на прием отраженных ультразвуковых волн. Формирование ультразвукового изображения базируется на временной задержке между передачей ультразвуковых сигналов и возвращением отраженной волны. Более глубоко расположенные структуры требуют большего времени для возвращения отраженного ультразвука, чем поверхностно расположенные, точная глубина рассчитывается на основании скорости ультразвука и временной задержки между генерацией импульса и возвращением отраженной волны.

Форма и размер ультразвукового луча зависят от нескольких факторов: частоты датчика; расстояния от датчика; размера и формы сканирующей поверхности; фокусировки луча. Если размер, форма сканирующей поверхности, фокусировка луча определяются конструкцией датчика, то эффекты частоты и глубины – физическими свойствами ультразвука.

При отсутствии фокусировки начальный сегмент ультразвукового луча имеет столбчатую форму (ближнее поле F_n) с длиной, зависящей от диаметра (D) сканирующей поверхности и длины волны (λ):

$$F_n = D^2 / 4 \times \lambda \quad (10)$$

Наилучшее качество визуализации формируется в «ближнем поле» датчика. За ближней зоной ультразвуковой луч расходится (дальняя зона) с детерминированным углом дивергенции θ :

$$\sin \theta = 1,22 \times \lambda / D \quad (11)$$

Форма и глубина фокуса могут быть изменены путем применения акустических линз или электронных устройств, однако и в этом случае будет происходить расхождение луча за пределами фокусной зоны. Механизм рефракции (преломления), применяемый в электронных фазированных датчиках, позволяет улучшать качество изображения путем использования акустических «линз» для фокусировки ультразвукового луча, генерируемого датчиком. Наилучшее качество визуализации формируется в «ближней зоне» (рисунок 10), где распространение ультразвуковых волн происходит параллельно в виде луча.

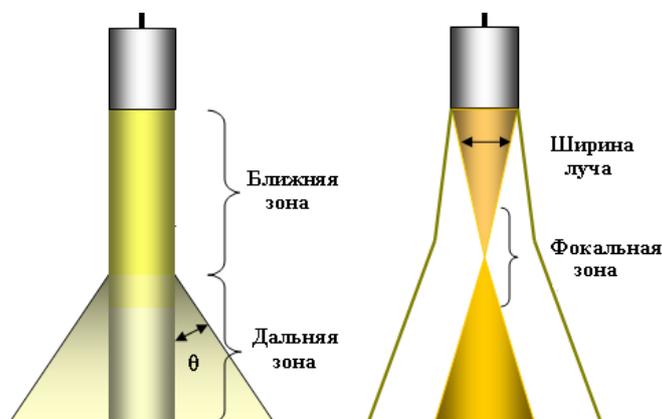


Рисунок 10. Схема распространения ультразвука, генерируемого нефокусированным (слева) и фокусированным (справа) датчиками. Ближняя и дальняя зоны датчика характерны для нефокусированного датчика. Угол расхождения ультразвуковых лучей в дальней зоне (θ) зависит от частоты ультразвукового датчика и его апертуры. Фокусная зона у фокусированного датчика может быть скорректирована под требования ультразвукового исследования, но ширина луча зависит от глубины сканирования

Протяженность ближней зоны (L) зависит от длины ультразвуковой волны (λ) и радиуса датчика в мм (r). Для удлинения ближней зоны

используют корректирующие акустические линзы или электронные устройства:

$$L = r^2 / \lambda$$

Т.к. $\lambda = C/f$, то $L = (r^2 \times f)/1540$, (12)

где f – частота ультразвуковой волны, C – скорость распространения ультразвука в среде.

В дополнение к основному ультразвуковому лучу (так называемому основному лепестку) латеральная дисперсия ультразвуковой энергии приводит к формированию **боковых лепестков** ультразвукового луча с углом расхождения от центрального луча θ :

$$\sin \theta = m \times \lambda / D, \quad (13)$$

где m – целое число, описывающее последовательные боковые лепестки (1, 2, 3 и так далее).

Отраженные или рассеянные сигналы от боковых лепестков могут быть получены датчиком, что обуславливает артефакты (рисунок 11).

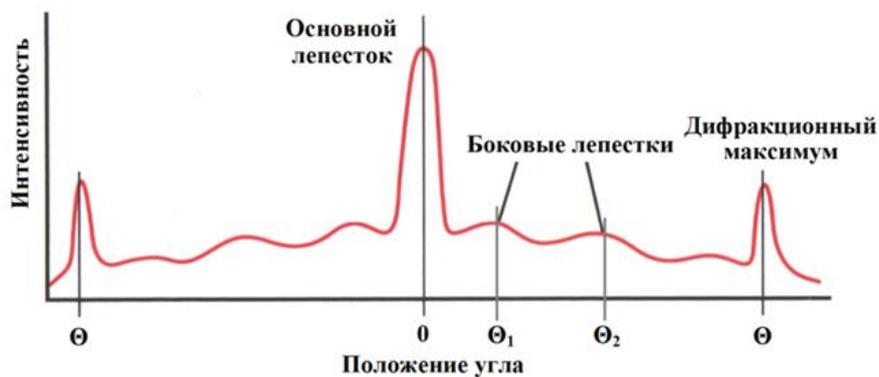


Рисунок 11. Диаграмма, демонстрирующая положение боковых лепестков и дифракционного максимума фазированного датчика

Положение дифракционного максимума детерминируется расстоянием между центрами независимых кристаллических элементов датчика. В других точках, где расстояние между двумя кристаллами составляет одну длину волны, формируются боковые лепестки. Дифракционный максимум имеет угол θ , боковые лепестки – углы θ_1 и θ_2 , которые зависят от длины волны λ и расстояния между кристаллическими элементами

В датчике с фазированной решеткой перемещение ультразвукового луча в секторе сканирования происходит благодаря наложению волн, генерируемых множеством отдельных пьезоэлементов. Геометрия

ультразвукового луча, формируемого датчиком с фазированной решеткой, также зависит от размера и расположения пьезоэлектрических кристаллов.

Фазированные датчики формируют **дифракционные максимумы** с еще большим углом расхождения от центрального луча, что может обуславливать помехи. Как боковые лепестки, так и дифракционные максимумы влияют на латеральное и сагиттальное (толщинное) разрешение ультразвукового луча.

Форматы сканирования

Среди возможных форматов сканирования в ультразвуковой диагностике различают линейный, конвексный, секторный и векторный.

Линейный формат сканирования характеризуется формированием ультразвуковых лучей выстроенными в линию пьезоэлементами на линейной поверхности апертуры датчика. Формируемые ультразвуковые лучи параллельны, двухмерное изображение имеет форму прямоугольника, в которой сохраняется одинаковая плотность линий на различных глубинах. При этом реальные объекты и их ультразвуковое изображение имеют одинаковые размеры. Частоты генерируемого мультисигнальными линейными датчиками ультразвука колеблются в диапазонах 5– 10, 10– 16 МГц или 8– 15 МГц. Кроме того, одной из характеристик линейного датчика является величина его апертуры (сканирующей поверхности): 3, 4, 6, 10 см.

Линейный формат сканирования позволяет произвольно менять угол распространения ультразвуковых доплеровских волн за счет наличия вариантных карт.

Принцип работы электронной фазированной решетки датчика основан на **интерференции ультразвука**. Различные группы пьезоэлементов формируют лучи, которые смешиваются, при этом их совпадение по фазе колебания приводит к эффекту суммирования и увеличения амплитуды результирующего колебания. И наоборот, если смешиваются ультразвуковые лучи в противофазе, происходит гашение суммарного ультразвукового сигнала. Эффект интерференции достигается путем алгоритма временной задержки возбуждения пьезоэлементов при работе на излучение, направленного на усиление результирующих ультразвуковых волн.

Линейный формат сканирования позволяет формировать **панорамное** и **трапецевидное изображение**.

Основной областью применения линейных датчиков является исследование поверхностно расположенных структур: щитовидной, молочных желез, периферических сосудов, органов мошонки, мягких тканей,

лимфатических узлов, так как данный формат обеспечивает широкую зону сканирования и высокое разрешение в ближнем поле.

У **конвексных датчиков** пьезоэлементы располагаются вдоль кривой, выпуклой сканирующей поверхности, генерируемые ультразвуковые лучи расходятся веерообразно, занимая в пространстве угловой полусектор. Конвексные датчики дают возможность лоцировать органы, размеры которых превосходят величину апертуры датчика, вследствие угла сканирования, составляющего 60° . В ультразвуковой диагностике основное применение данный формат нашел при исследовании органов брюшной полости и забрюшинного пространства, в пренатальной диагностике.

Секторные датчики обеспечивают расхождение лучей из одной точки сканирующей поверхности датчика, формируя в пространстве определенный сектор. Ультразвуковое изображение в ближнем поле характеризуется малой площадью, что делает невозможным широкий обзор. Данный формат сканирования используется для исследования структур через доступы небольшой площади: при эхокардиографии, транскраниальном дуплексном сканировании.

Векторное сканирование является усложненным вариантом секторного и служит для расширения зоны обзора на малых глубинах. В данном формате излучение ультразвука происходит не из одной точки, как у секторного датчика, а по всей сканирующей поверхности.

Вариации форматов сканирования:

внутриполостные датчики (5–8 МГц, угол сканирования 148°), позволяющие выполнять гинекологические, урологические исследования;

микроконвексные датчики (4–9 МГц), применяемые при ультразвуковых исследованиях в педиатрии, урологии;

конвексные 3D/4D механические датчики (3–6 МГц), позволяющие выполнять акушерские, урологические, абдоминальные исследования;

интраоперационные, чреспищеводные, внутрисосудистые датчики, датчики с пункционными адаптерами.

Формат сканирования также выбирается с учетом предполагаемой глубины сканирования. Примерное соотношение частоты и глубины проникновения ультразвука в мягких тканях следующее: 1 МГц – до 50 см, 3,5 МГц – 30 см, 5 МГц – 15 см, 7,5 МГц – 7 см, 10 МГц – 5 см.

Эффект Допплера

Эффект Допплера заключается в формировании доплеровского сдвига частот при рассеивании ультразвукового сигнала от движущихся объектов (форменных элементов крови).

Допплеровский сдвиг частот (Δf) – изменение первоначальной частоты ультразвуковых волн при их рассеивании от движущихся объектов – форменных элементов крови.

Основные закономерности, присущие рассеянному от движущихся объектов ультразвуку, в случае неподвижности генератора и детектора ультразвуковых волн:

1 – при движении объекта (форменных элементов крови) в сторону излучателя, частота рассеянного ультразвукового сигнала, по сравнению с первоначальной частотой, увеличивается, при движении объекта от источника излучения – уменьшается. Эта закономерность позволяет определить направление движения крови.

2 – чем больше скорость движения форменных элементов крови, тем больше формирующийся доплеровский сдвиг частот (рисунок 12).

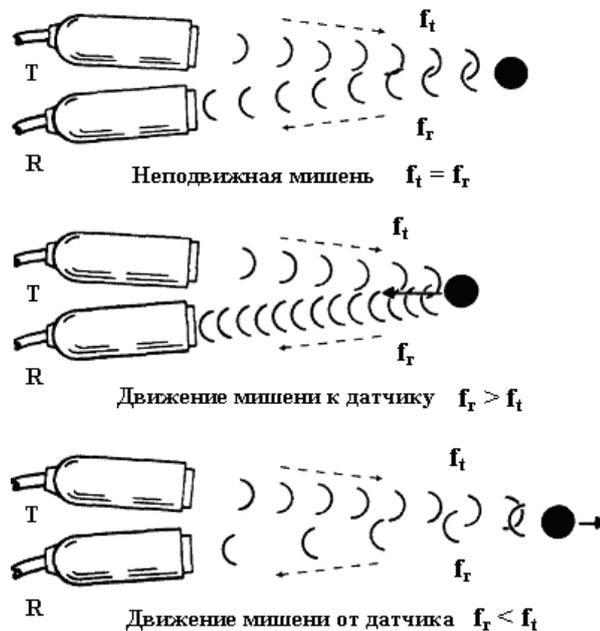


Рисунок 12. Эффект Допплера

Неподвижная мишень: частота зондирующего (f_t) и рассеянного ультразвука (f_r) не отличаются, $f_t = f_r$. Движение мишени к датчику: частота рассеянного ультразвука больше зондирующего, $f_r > f_t$. Движение мишени от датчика: частота рассеянного ультразвука меньше зондирующего, $f_r < f_t$

После измерения доплеровского сдвига частот ультразвуковой сканер рассчитывает скорость кровотока с помощью доплеровского уравнения:

$$V = \Delta f \times C / 2f_0 \times \cos \alpha, \quad (14)$$

где Δf – доплеровский сдвиг частот, f_0 – частота зондирующего ультразвукового сигнала (первичная частота излучения соответствует средней или центральной частоте датчика), C – скорость распространения ультразвука в среде (принимается как постоянная и равная 1540 м/сек), α – угол между направлением ультразвукового луча и направлением кровотока, V – скорость кровотока.

Из доплеровского уравнения следует, что скорость движения крови прямо пропорциональна произведению величины доплеровского сдвига частот и скорости распространения ультразвука в среде и обратно пропорциональна двойному произведению исходной частоты излучения и косинуса угла α (рисунок 13).

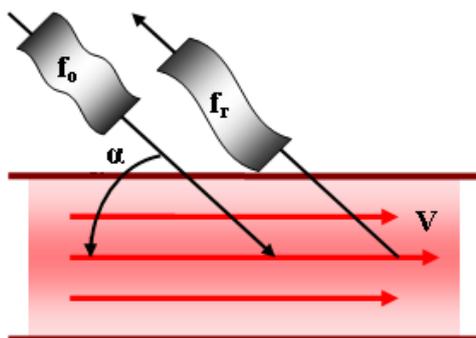


Рисунок 13. Эффект Доплера

f_0 – частота излучаемого ультразвукового сигнала; f_r – частота рассеянного ультразвукового сигнала; V – скорость движения форменных элементов крови в просвете сосуда; α – угол между вектором скорости потока крови и направлением распространения ультразвукового луча

Первичная частота излучения имеет большое значение при локации кровотоков различных скоростей: чем ниже частота зондирующего ультразвукового сигнала (f_0), тем более высокие скорости могут быть зарегистрированы. Из доплеровского уравнения также следует, что величина рассчитываемой скорости кровотока является углозависимой и близка к истинной только при коррекции доплеровского угла. При величине доплеровского угла от 0° до 60° углозависимая ошибка измерения скорости является допустимой, при доплеровском угле более 60° она резко возрастает, при значениях угла 90° расчет скорости кровотока становится невозможным, т. к. $\cos 90^\circ = 0$ (рисунки 14, 15).

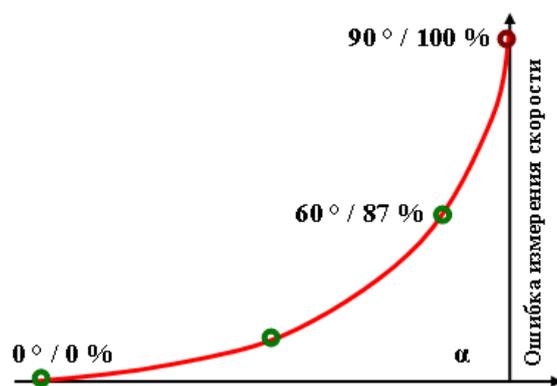


Рисунок 14. Зависимость ошибки измерения скорости от величины доплеровского угла. α – доплеровский угол между вектором скорости потока крови и направлением распространения ультразвукового луча. При доплеровском угле, равном 60° , ошибка измерения скорости составляет 87%

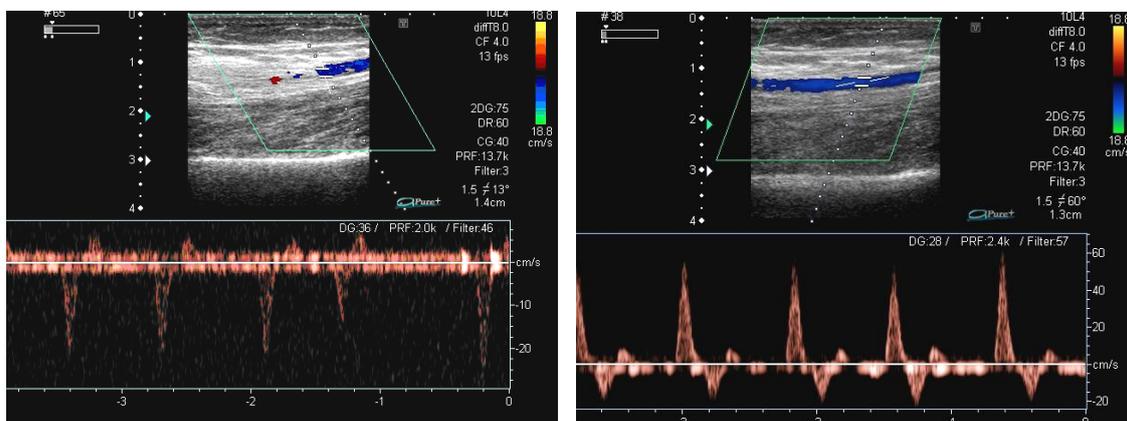


Рисунок 15. Примеры выполнения доплерографии кровотока в передней большеберцовой артерии

Слева некорректная установка доплеровского угла цветовой картограммы потока и доплеровского угла в режиме спектральной доплерографии практически перпендикулярно оси кровотока. Допплерограмма не подлежит оценке. Справа: корректная установка угла цветовой картограммы и доплеровского угла в режиме спектральной доплерографии у того же пациента

Режимы визуализации в ультразвуковой диагностике

М-режим (M-mode от английского motion) – динамический режим ультразвуковой визуализации, кодирует интенсивности принятых ультразвуковых сигналов вдоль одной сканирующей линии (курсора М-режима) в виде яркости свечения точек дисплея с разверткой по времени. В настоящий момент М-режим считается вспомогательным, основной применение М-режима – эхокардиография.

Двухмерный режим (2D)

В основе двухмерной визуализации положено использование В-режима (от английского слова brightness – яркость) в реальном времени. Процесс визуализации в В-режиме представляет собой кодирование в двоичной системе координат амплитуд отраженных эхосигналов в яркость свечения пикселей (элементарных точек дисплея) сканограммы. Ультразвуковой скан представляет собой суммарную картину энергии и пространственной локализации отраженного ультразвука, полученного за время работы ультразвукового датчика на прием, сформированную в один кадр. Чем больше частота смены кадров, тем более полной и информативной представляется ультразвуковая картина инsonируемой области.

Важнейшими характеристиками ультразвукового сканера при работе в 2D-режиме является пространственная, контрастная и временная разрешающая способность.

Пространственная разрешающая способность ультразвука характеризуется наименьшим расстоянием между двумя рядом расположенными объектами, отображаемыми отдельно. Качество статического ультразвукового изображения обеспечивается аксиальным (продольным) и латеральным (боковым, поперечным) видами пространственного разрешения (рисунок 16).

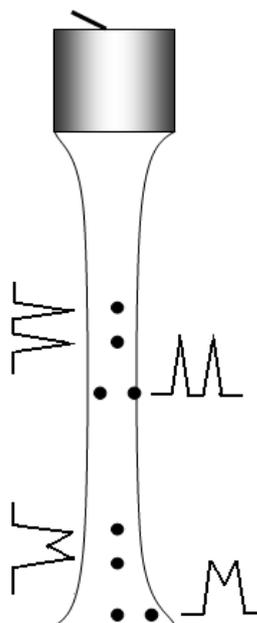


Рисунок 16. Схематическое изображение аксиального и латерального разрешения. Первая и вторая группы точек расположены в фокусной зоне ультразвукового луча и отображаются отдельно (аксиальное и латеральное разрешение). Последующие две группы точек находятся в дальней зоне, здесь разрешающие возможности снижаются, поэтому отраженный от двух рядом располагающихся объектов ультразвук представлен одиночным сигналом

Аксиальное разрешение является наиболее точным, зависит от частоты датчика, ширины сектора (2D Size), длины волны, но не зависит от глубины. Аксиальное разрешение характеризуется минимальным расстоянием между двумя объектами, расположенными по ходу ультразвукового луча и отображаемыми отдельно. Аксиальное

разрешение определяется длиной волны, генерируемой датчиком. Наименьшее разрешающее расстояние между двумя зеркальными отражателями, расположенными по ходу ультразвукового луча и отображаемыми отдельно, типично составляет около двойной длины передаваемой волны.

Для исследования объектов малой величины используются высокочастотные датчики с короткой длиной волны, обладающие большой разрешающей способностью. Например, аксиальное разрешение датчика с частотой 3,5 МГц составляет около 1 мм, при частоте 7,5 МГц – 0,5 мм.

Однако ультразвуковые волны с высокой частотой быстро затухают, поэтому с увеличением глубины залегания зоны интереса разрешающие возможности ультразвукового исследования снижаются, что требует смены частоты сканирования в мультимодальном датчике либо переключения на другой ультразвуковой датчик с более низкой частотой сканирования.

Латеральное разрешение характеризуется минимальным расстоянием между двумя объектами, расположенными перпендикулярно направлению распространения ультразвукового луча и визуализируемыми отдельно. Латеральное разрешение наиболее сильно зависит от ширины ультразвукового луча на каждой глубине (ширина луча должна быть меньше расстояния между двумя рядом расположенными объектами) и варьирует с глубиной расположения зеркального отражателя от датчика. При узкой ширине луча (оптимизация при помощи опции 2D Size) в фокальной зоне латеральное разрешение может приближаться к аксиальному. На большей глубине дивергенция ультразвукового пучка очень велика, низкое латеральное разрешение на больших глубинах объясняет «размытость» изображения в дальнем поле. Так как ширина луча всегда больше длины волны, латеральное разрешение хуже аксиального.

Другими факторами, влияющими на латеральное разрешение, являются частота, апертура датчика, ширина сектора сканирования, боковые лепестки, диафрагмальный максимум.

Сагиттальное (толщинное) разрешение характеризуется минимальным расстоянием между двумя объектами, расположенными сагиттально по отношению к ультразвуковому лучу и отображаемыми отдельно. Чем более тонкие срезы формирует ультразвуковой сканер, тем лучше сагиттальное разрешение.

В целом, ультразвуковое изображение имеет «толщину» приблизительно от 3 до 10 мм, которая зависит от глубины сканирования и особенностей используемого датчика. Томографическое изображение фактически формируется вследствие отражения и обратного рассеяния от

всей этой толщины. Из-за эффекта расширения луча на глубине сильные отражатели, прилегающие к плоскости сканирования, могут отображаться на сканограмме, создавая артефакты.

Принцип формирования двухмерного режима основан на ультразвуковом сканировании.

Ультразвуковое сканирование – изменение направления ультразвукового луча в определенном секторе или участке в зависимости от типа датчика.

Ультразвуковой луч – ограниченная область пространства, в котором, в основном сосредоточена мощность ультразвука. Луч, который генерируется датчиком и направляется в исследуемую область, называется *передающим*. По окончании излучения датчик переходит из режима передачи сигнала в режим приема. Отраженный эхо-сигнал близок по направлению и виду передающему лучу и называется *приемным* лучом.

Информация об интенсивности (амплитуде) отраженного ультразвука кодируется яркостью свечения точек дисплея на глубинах, соответствующих глубинам залегания отражающих структур, в проекции отраженного ультразвукового луча. Так формируется акустическая строка для каждого ультразвукового луча. Оси всех лучей составляют единую плоскость сканирования. Густота линий (акустических строк) отражает количество лучей, проходящих на плоскость сканирования. Яркости свечения точек на каждой акустической строке плоскости сканирования запоминаются и представляются на дисплее в виде единой картины – ультразвукового скана.

Ультразвуковой скан представляет интегрированную картину пространственной локализации и энергии отраженного ультразвука, полученного за время работы ультразвукового датчика на прием, сформированную в один кадр. Чем больше частота смены кадров, тем более полной и информативной представляется ультразвуковая картина инsonируемой области.

Для каждой линии сканирования короткие импульсы ультразвука излучаются с частотой (PRF, Pulse Repetition Frequency – частота повторения импульса), детерминируемой временем, необходимым для прохождения импульсов на максимальную глубину зоны интереса и возврата отраженных / рассеянных ультразвуковых волн к датчику. Период повторения импульсов включает общую продолжительность ультразвукового сигнала и интервал между сигналами.

В средней в ультразвуковом луче формируется 60–100–200 сканирующих линий (акустических строк) (рисунок 17).

Оптимальное соотношение между плотностью линий сканирования и скоростью передачи кадров изображения определяет количество изображений, формируемых в секунду. Например, при эхокардиографии для точного отображения движения сердца необходима высокая частота кадров (≥ 30 кадров в секунду). Эта частота кадров в 2D-изображении разрешает 33 мсек на кадр или 128 сканирующих линий на глубине визуализации 20 см.

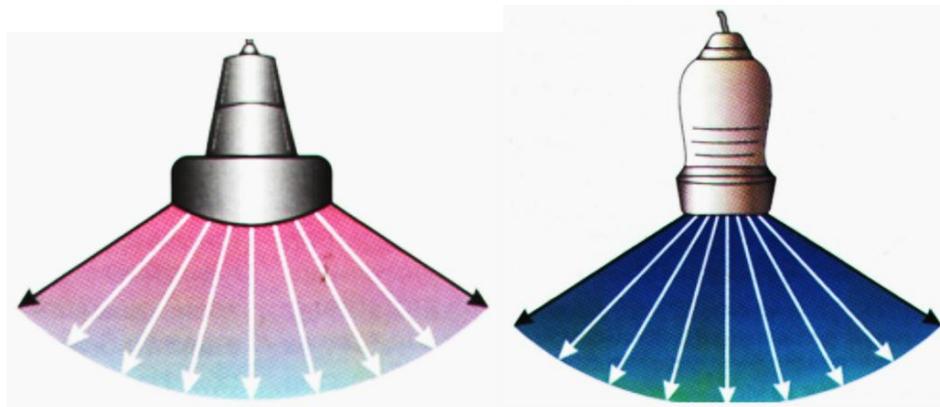


Рисунок 17. Схема сканирующих линий у датчиков конвексного и секторного типа

Пьезоэлектрический кристалл получает отраженные ультразвуковые сигналы от каждой сканирующей линии и генерирует малый электрический сигнал с амплитудой, пропорциональной углу падения и акустическому сопротивлению тканей, и временем, пропорциональным дистанции от датчика. Сигнал после обработки отображается на мониторе. Постобработка сигналов необходима для улучшения визуальной оценки томографической анатомии и отображения в формате «реального времени» — почти одновременно с полученными данными.

Кривая зависимости яркости свечения монитора в серой шкале от интенсивности (амплитуды) отраженного сигнала называется **кривой постобработки (постпроцесса)**. Изменение вида постобработки бывает необходимо при осмотре разных по структуре и эхогенности объектов. Например, для изучения границы сосудистой стенки, структуры комплекса интима-медиа и просвета могут быть использованы кривые постобработки, в которых выделены высокие интенсивности сигналов и репрессированы низкие. И, наоборот, для дифференцировки границ между мало отличающимися по акустическим характеристикам средами, например, гипоехогенной атеросклеротической бляшкой и просветом сосуда, следует подчеркивать низкие и средние интенсивности и уменьшать высокие.

Контрастная разрешающая способность характеризуется возможностью ультразвукового сканера передавать в виде различно светящихся точек изображения (пикселей) минимальные различия

интенсивности отраженных ультразвуковых сигналов. В режиме серошкальной визуализации каждый пиксель может иметь до 256 оттенков. При этом, чем больше амплитуда отраженного сигнала, тем более ярким будет кодирующий ее оттенок цвета (рисунок 18).

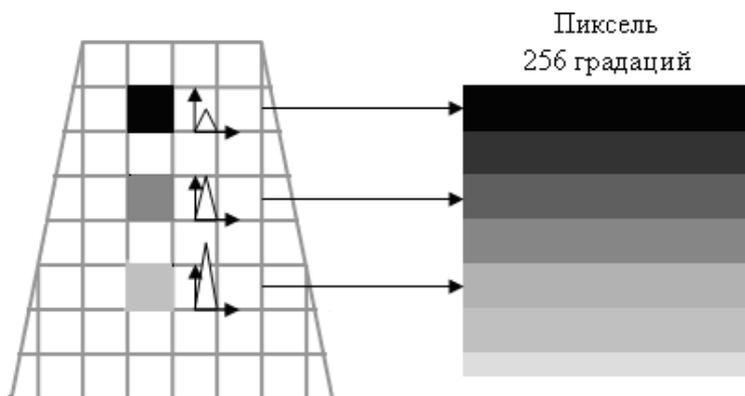


Рисунок 18. Кодирование амплитуды эхосигнала в яркость свечения точек дисплея. Чем больше амплитуда отраженного сигнала, тем более светлые градации серого цвета кодируют ее

Крайними являются белый и черный цвета. Если шкала не инвертирована, белый цвет отражает сигнал, имеющий максимальную интенсивность, черный – минимальную анализируемую. Контрастная разрешающая способность зависит от чувствительности ультразвукового сканера, которая в свою очередь детерминируется динамическим диапазоном.

Временное разрешение характеризуется частотой смены кадров, обеспечиваемой сканером. Лимитирующими факторами являются быстрота перехода процесса излучения на локацию всей порции отраженных волн, а также быстродействие в последующей обработке полученной информации. Комбинация режимов ультразвукового сканирования требует дополнительного быстродействия процессора. Временное разрешение ультразвукового сканера находится в пределах 5–60 Гц. Оптимизация изображения осуществляется путем уменьшения ширины и глубины сканирования, что может существенно повысить качество эхограмм.

Для того чтобы сформировать объемное изображение лоцируемых структур (**трехмерный режим, 3D**), необходимо дополнительно кодировать объекты, расположенные сагиттально, добавляя к срезу по горизонтальной и вертикальной осям дополнительную информацию по третьей (сагиттальной) оси.

Сканирование в троичной системе координат, сочетающей аксиальное, латеральное, сагиттальное пространственное разрешение, дает интегральную единицу трехмерного режима – объем разрешения (рисунок 19).

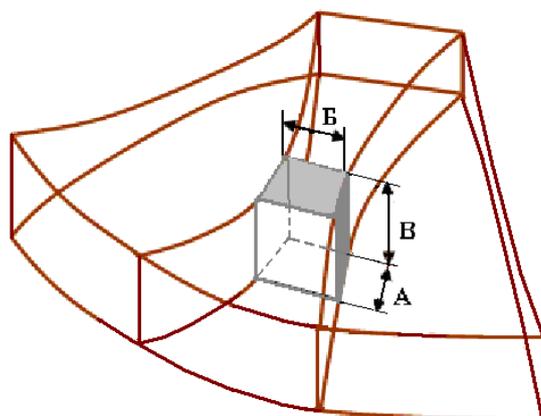


Рисунок 19. Объем разрешения в трехмерном режиме визуализации формируется путем интегрирования аксиального (А), латерального (Б), сагиттального видов (В) пространственного разрешения

Допплеровские режимы

Основной методикой анализа доплеровского сдвига частот, формирующегося при отражении ультразвука от движущихся объектов, является **спектральная доплерография**.

Спектральный анализ представляет собой процесс разделения в реальном времени комплексного мультисигментного ультразвукового сигнала, рассеянного от форменных элементов крови, на составляющие, различающиеся по частоте. При этом яркость свечения пикселей, формирующих доплеровский спектр, соответствует количественной мере отражателей, движущихся с определенной скоростью и дающих сопоставимый по значениям доплеровский сдвиг частот. Яркие (белые) фрагменты спектра кодируют большое количество отражателей, темно-серые (черные) пиксели указывают на малое количество форменных элементов крови, двигающихся с данной скоростью.

В каждый момент времени спектральный анализ представляет информацию о направлении кровотока, скорости (или доплеровском сдвиге), амплитуде сигналов. Каждый компонент отображается с 4-миллисекундным интервалом, что соответствует 250 периодам в секунду.

Допплерограмма – это кривая доплеровского сдвига частот, зарегистрированного в пределах контрольного объема, развернутая по времени. По оси ординат доплерограммы откладываются значения частоты

сдвига ультразвука (в kHz) или пропорциональные скоростные характеристики кровотока в м/сек. Ось ординат называется базовой линией (изолинией). Кровоток, направленный к датчику, отображается выше базовой линии, направленный от датчика – ниже базовой линии.

Структура доплеровского спектра на каждый момент сердечного цикла называется **спектральным расширением доплерограммы**. Спектральное расширение позволяет качественно и количественно оценить степень организованности кровотока в исследуемой области. Огибающая доплеровского спектра называется **доплеровской кривой** (рисунок 20).

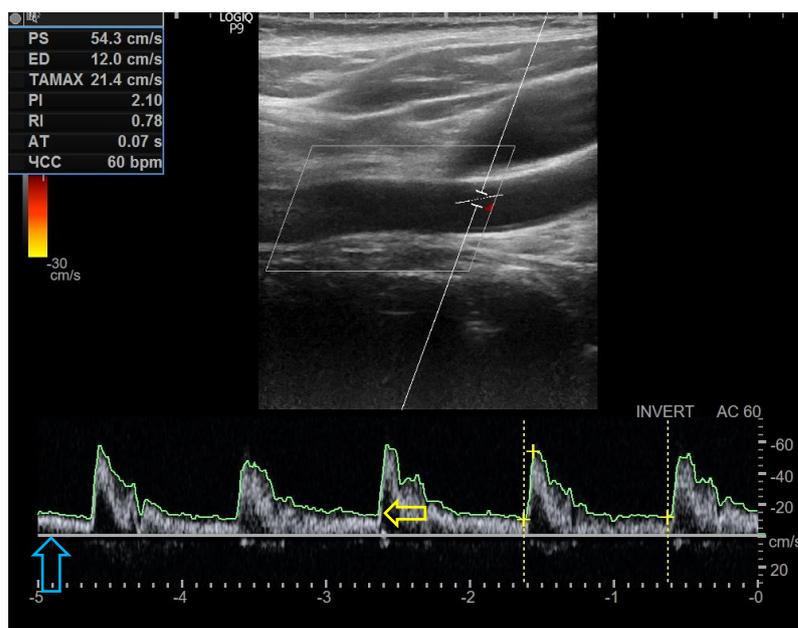


Рисунок 20. Пример доплерограммы кровотока в общей сонной артерии. Основными элементами доплерограммы являются доплеровская кривая, огибающая доплеровский спектр (зеленая кривая); доплеровский спектр, отображаемый под доплеровской кривой (желтая стрелка); доплеровское окно, формирующееся под систолическим пиком кровотока при ламинарном характере кровотока (синяя стрелка)

Различают два доплеровских режима – непрерывноволновой (Continuous Wave Doppler, CW) и импульсноволновой (Pulsed Wave Doppler, PW).

В режиме **непрерывноволновой доплерографии** для излучения и приема ультразвуковых колебаний используются две различные группы пьезокристаллов фазированного ультразвукового датчика: одна непрерывно излучает ультразвуковые колебания, вторая детектирует рассеянные эхосигналы. В связи с этой конструктивной особенностью главным преимуществом режима является возможность регистрации высокоскоростных потоков (рисунок 21), главным недостатком – отсутствие

дифференцировки сигнала в зависимости от глубины сканирования, так как результирующий доплеровский спектр представляет собой обобщенную информацию о сдвигах частот рассеивателей, расположенных на разных глубинах вдоль ультразвукового луча. Режим CW используется в эхокардиографии.

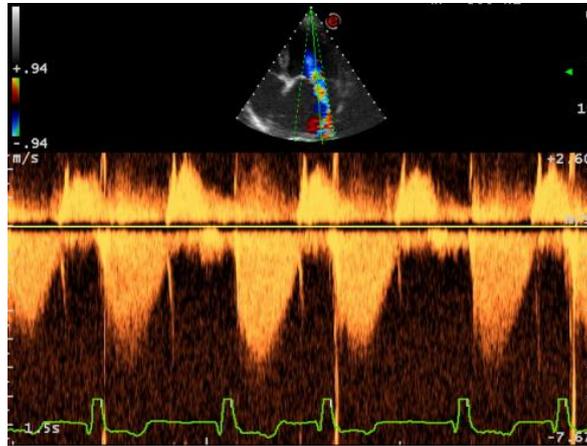


Рисунок 21. Непрерывноволновая доплерография митрального потока. Выше изолинии отображается диастолический трансмитральный кровоток (движется в сторону датчика), ниже изолинии – митральная регургитация (от датчика)

Импульсноволновой доплеровский режим позволяет анализировать спектр доплеровских частот в заданном объеме, располагающемся на известном расстоянии от излучающей поверхности датчика, который называется **контрольным объемом** (рисунок 22).

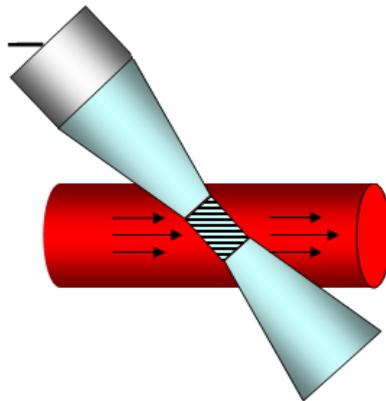


Рисунок 22. Схема положения контрольного объема в импульсноволновом доплеровском режиме. С помощью окна опроса определенного размера отбираются и анализируются эхосигналы на заданной глубине. Контрольный объем (заштрихованная область) зависит от ширины ультразвукового луча, размера окна опроса и длительности генерируемого импульса

В режиме импульсноволновой доплерографии излучателем и детектором являются одни и те же группы пьезокристаллов, которые вначале генерируют импульс, а затем работают на «прием» рассеянного

ультразвукового сигнала. Частота опроса прибором равна частоте повторения импульсов (Pulse Repetition Frequency, *PRF*).

Частота повторения импульсов – количество импульсов (*n*) в единицу времени (обычно за 1 с):

$$PRF = n/1 \text{ с} \quad (15)$$

При перемещении контрольного объема на меньшую глубину сканирования частота повторения импульса в ультразвуковых сканерах автоматически возрастает и наоборот.

Чем больше частота повторения импульсов, тем большую скорость кровотока можно детектировать. Предельная скорость кровотока, которую регистрируют с помощью режима импульсно-волновой доплерографии, определяется **пределом Найквиста**. Если лоцируемая скорость кровотока превосходит предел Найквиста, возникает элайзинг-эффект (*aliasing*) – искажение доплеровского спектра, когда часть принятого сигнала не попадает в окно приема и оказывается в последующем (простой *aliasing*-эффект) или нескольких последующих окнах (множественный *aliasing*-эффект).

Ограничение для отраженных высокочастотных сигналов вытекает из теоремы Найквиста, согласно которой частота повторения импульсов должна быть больше удвоенной величины доплеровского сдвига частот (рисунок 23).

$$PRF > 2\Delta f \quad (16)$$

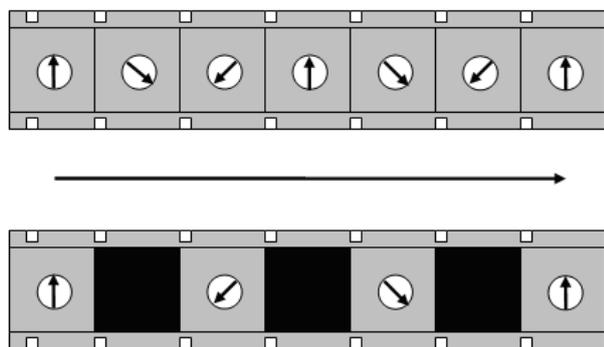


Рисунок 23. Принцип элайзинг-эффекта. Кадры киноплёнки представляют вращение объекта по часовой стрелке. Если количество кадров уменьшить наполовину, убрав каждый второй кадр, при просмотре создастся впечатление движения объекта против часовой стрелки

Таким образом, достоинством импульсно-волновой доплерографии является получение информации из интересующей исследователя области, ограничением – локация высокоскоростных потоков, особенно на больших глубинах.

Длина (высота) контрольного объема в режиме импульснoво-волновой доплерографии может варьировать. Установочная величина контрольного объема 3 мм позволяет сохранить баланс разрешающей способности по дальности и качеству сигнала, однако в специальных целях может быть использован более длинный (5–10 мм) или короткий (1–2 мм) контрольный объем.

Технологии импульснoво-волнового доплеровского режима:
цветовое доплеровское картирование (Color Doppler Imaging, CDI),
энергетическое доплеровское картирование (ЭДК, Power Doppler Imaging, PDI),

тканевое доплеровское картирование (ТДК, Tissue Doppler Imaging) и его варианты: цветовой двумерный режим ТДК; цветовой М-режим ТДК; импульснoво-волновой спектральный режим ТДК.

Цветовое доплеровское картирование базируется на принципах импульснoво-волновой доплерографии. В режиме ЦДК доплеровский сдвиг частот в зоне окна опроса кодируется цветом и накладывается на двумерное изображение (рисунок 24).

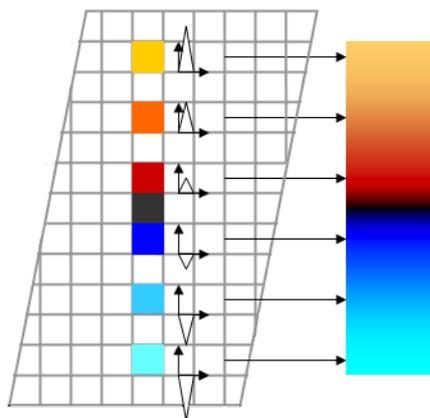


Рисунок 24. Схема отображения доплеровского сдвига частот в режиме цветового доплеровского картирования. Цветовая шкала кодирует скорости и направление движения рассеивателей. Средние значения доплеровского сдвига частот (скорости кровотока) кодируются определенными цветами. Черным цветом картируется отсутствие движения (базовая линия)

При этом используется не одинарный контрольный объем вдоль ультразвукового луча, а применяются множественные контрольные выборки вдоль каждой линии сканирования. PRF детерминирует максимальную глубину сектора доплеровского опроса. Изображение кровотока формируется путем объединения данных от линий сканирования. Сигналы в зоне окна цветового опроса анализируются путем расчета *средних значений скорости кровотока* в каждом контрольном объеме вдоль сканирующих

линий и кодируются определенными цветами в двухцветной вертикальной шкале. Верхняя часть шкалы кодирует движение, направленное к датчику, и традиционно представляет собой переливы красного цвета, где более светлые оттенки соответствуют большим скоростям, нижняя часть картирует сигналы, движущиеся от датчика, и представляет переливы синего цвета. Линия, разделяющая верхнюю и нижнюю части цветовой шкалы, называется изолинией и соответствует нулевой скорости.

Таким образом, режим ЦДК представляет информацию о направлении и скорости движения форменных элементов крови. Методика цветового доплеровского картирования, как и любая другая доплеровская методика, **зависима от величины доплеровского угла** и имеет ограничения при регистрации высокоскоростных потоков.

На качество цветового изображения оказывает влияние угол между каждой сканирующей линией ультразвукового луча и направлением кровотока. В частности, на линии, перпендикулярной направлению кровотока, цветовое окрашивание отсутствует, отображается черная область.

Превышение предела Найквиста вызывает элайзинг-эффект в виде перемешивания синего и красного цветов с переходом от одного цвета к противоположному через светлые оттенки. Смена окрашивания на противоположное в шкале через белый или светлый оттенок принципиально отличает элайзинг-эффект от истинного изменения направления кровотока, характерного для турбулентности, при которой смена цвета происходит через изолинию – черный цвет.

Энергетическое доплеровское картирование кодирует не скорость, а величину амплитуды (интенсивности) рассеянного ультразвукового сигнала, которая характеризует его энергию или мощность. Так как анализируемые показатели, в частности значения интенсивности рассеянных ультразвуковых сигналов, не бывают отрицательными, шкала энергетического картирования монохромна, не зависит от направления движения крови и имеет переливы. Темный цвет шкалы отражает минимальную интенсивность движения, светлый – максимальную. Важным преимуществом данной методики является малая зависимость от доплеровского угла. Так как анализу подвергается не доплеровский сдвиг частот, а интенсивность, режим ЭДК позволяет кодировать перпендикулярно направленные потоки и обладает высокой чувствительностью к низкоскоростным кровотокам (рисунок 25). При ЭДК возможно качественное кодирование одно- и разнонаправленных потоков из близко залегающих сосудов, отсутствует aliasing-эффект, поскольку принцип обработки доплеровского сигнала не включает анализ скорости. Основные показания

для использования данной методики заключаются в оценке васкуляризации органа, типа внутриопухолевого кровотока, диагностике субтотального артериального стеноза, характеризующегося низкоскоростным кровотоком (типа «string flow»), неокклюзирующего венозного тромбоза и пр.

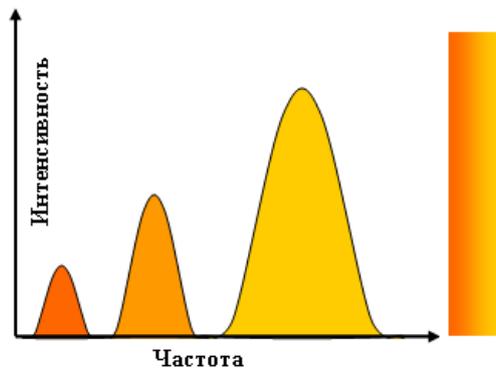


Рисунок 25. Энергетическое доплеровское картирование кодирует не скорость, а величину амплитуды (интенсивности) рассеянного ультразвукового сигнала, которая характеризует его энергию или мощность

Конвергентный доплер или направленный энергетический доплер совмещает преимущества, присущие как цветовому, так и энергетическому доплеровскому картированию: одновременно анализируется как значение и направление средней скорости кровотока, так и амплитуда (интенсивность) рассеянного ультразвукового сигнала (рисунок 26).

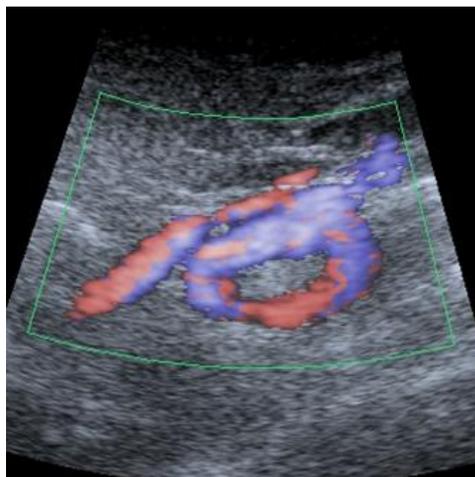


Рисунок 26. Петлеобразная деформация внутренней сонной артерии в режиме направленного энергетического доплера

Дуплексное сканирование в реальном времени объединяет режимы двухмерного сканирования и спектральной доплерографии. По сравнению с методикой ультразвуковой доплерографии, широко распространенной до недавнего времени, дуплексное сканирование имеет множество

преимуществ: возможность идентификации исследуемого сосуда; регистрация кровотока в определенных исследователем точках; исключение колебаний сосудистой стенки. Возможность коррекции доплеровского угла под визуальным контролем делает полученные результаты достоверными. И, наконец, главное преимущество – возможность диагностики специфических изменений сосудистой стенки, нестенозирующих и стенозирующих атеросклеротических поражений, не вызывающих достоверного изменения качественных и количественных характеристик кровотока.

Триплексное сканирование (цветовое дуплексное сканирование) объединяет дуплексное сканирование и цветное доплеровское картирование. Однако при использовании триплексного сканирования резко падает частота повторения импульсов, и временная разрешающая способность во всех трех режимах визуализации, происходит выраженная задержка частоты смены кадров, поддерживаемой сканером, что неизбежно приводит к потере части информации и затрудняет управление положением контрольного объема. Поэтому в современных ультразвуковых системах при включении режима импульсноволновой доплерографии происходит «замораживание» цветовой сканограммы.

Методы оптимизации изображения в 2D-режиме

Мощность на излучении (*Power output*) регулирует общую ультразвуковую энергию, передаваемую датчиком, что обуславливает большую амплитуду отраженного сигнала. Однако повышать мощность излучения необходимо с осторожностью в связи с возрастанием риска формирования биологических эффектов взаимодействия ультразвука со средой вследствие процессов кавитации и нагрева, особенно в центральной части зоны фокусировки луча. Необходимость увеличения мощности на передаче возникает в случаях, когда требуется более качественная инсонация объектов на большой глубине, у тучных пациентов.

Предпочтительным является использование заводских установок данной опции, т. к. изменение мощности на излучении может значительно ухудшить качество изображения, скорректировать которое будет невозможно другими методами оптимизации изображения.

Тотальное усиление эхосигналов (*2D Gain*) в отличие от мощности на излучении, искусственно выравнивает амплитуду отраженных эхосигналов: обеспечивает тотальное усиление отраженных ультразвуковых волн путем регулирования амплитудных характеристик детектируемых эхосигналов и количества отражаемой информации, что значительно влияет на качество

изображения. При повышении уровня чувствительности изображение «светлеет», при снижении – «темнеет».

Неоправданное чрезмерное увеличение или уменьшение амплитуд ведет к значительному падению качества изображения, т. к. данные значения начинают не попадать в установленный динамический диапазон – интервал значений амплитуд, отображаемых на экране.

Динамический диапазон (*Dimamic Range; Log Compression*) системы характеризуется отношением одновременно отображаемых системой максимальных и минимальных интенсивностей сигналов. Динамический диапазон влияет на способность ультразвуковой системы отображать одновременно высоко и низко интенсивные сигналы: чем больше динамический диапазон, тем выше способность сканера передавать различия в амплитуде высоко и низко интенсивных ультразвуковых сигналов, а значит чувствительность и качество ультразвукового изображения.

Верхняя граница является величиной постоянной, не может быть изменена. Таким образом, расширение (сужение) динамического диапазона осуществляется за счет смещений его нижней границы (рисунок 27). Динамический диапазон регулирует уровень представления на эхограмме низкочастотных сигналов. При низком значении динамического диапазона изображение неадекватно контрастно за счет «срезания» низкочастотных сигналов. Чем больше значение динамического диапазона, тем лучше детализация изображаемого участка. Если необходимо подчеркнуть границу раздела сред (например, при изучении структуры сосудистой стенки), используют низкие значения динамического диапазона; при исследовании мало различающихся акустическими характеристиками сред (атеросклеротические бляшки низкой эхогенности – просвет сосуда) – высокие значения динамического диапазона. Также динамический диапазон определяется соотношением полезный сигнал / шум. Чувствительность сканера зависит от способности распознавать среди множества помех (шумов) полезные акустические сигналы. Фильтры, используемые в акустических системах, отсекают слабоинтенсивные сигналы, которые с большой вероятностью являются шумом.

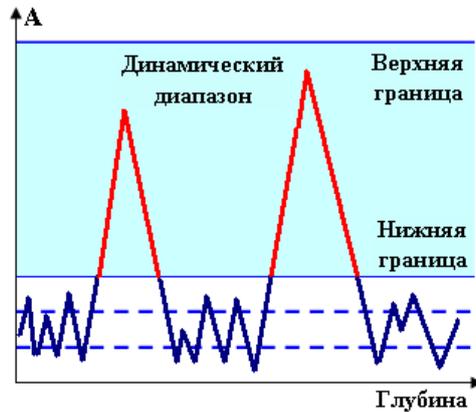


Рисунок 27. Схема динамического диапазона. Соотношение полезный сигнал / шум. Высокоамплитудные составляющие отраженного ультразвукового сигнала (красный цвет) формируются от границ разделов сред, являются полезными сигналами и будут представлены на сканограмме. Низкоамплитудные составляющие отраженного ультразвукового сигнала представляют собой шум и будут отфильтрованы. Нижняя граница динамического диапазона может быть изменена. Верхняя граница неизменна. А – амплитуда колебания ультразвуковой волны

Компенсация усиления с глубиной (*DGC* – Depth Gain Compensation) осуществляется в 8 зонах формируемого изображения и компенсирует потерю энергии ультразвука за счет процессов отражения, поглощения и рассеивания на всех сканируемых глубинах (рисунок 28).

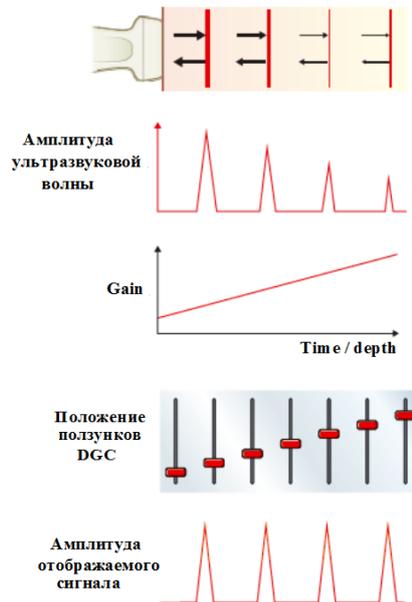


Рисунок 28. Компенсация тканевого поглощения. Ввиду того, что затухание ультразвукового сигнала в тканях происходит по экспоненциальному закону, яркость объектов на экране с увеличением глубины прогрессивно падает. Использование опции DGC позволяет компенсировать эффекты затухания ультразвуковой волны, выровнять амплитуды отображаемых ультразвуковых сигналов на всех сканируемых глубинах

Использование 8 ползунков позволяет изменять амплитуды анализируемых сигналов избирательно на различных глубинах.

Функция **Глубина** (*Depth*) выбирает глубину сканирования. Оптимизация глубины сканирования существенно повышает качество эхограмм и временное разрешение. Стандартная глубина отображает всю плоскость ультразвукового скана от сканирующей поверхности датчика вглубь.

Избирательное увеличение зоны сканирования (функция **ZOOM** или **RES**) позволяет значительно увеличить плотность линий в малом объеме и, таким образом, повысить информативность исследования малых структур. Основная область применения данной функции – исследование маленьких структур, например, толщины и эхоструктуры комплекса интима-медиа в контрольных точках общей сонной артерии. Необходимо помнить, что данный режим приводит к возрастанию энергии излучения в малом объеме.

Фокусировка (*Focus*) позволяет установить фокус на зону интереса, улучшая качество латерального пространственного разрешения. Современные системы позволяют использовать несколько фокусных зон. Однако увеличение количества фокусных зон более двух значительно ухудшает качество изображения и снижает временное разрешение сканера.

Технология **тканевого гармонического изображения** (**второй тканевой гармоники**, *Second Harmonic, Tissue Harmonic Imaging*) основывается на гармонической энергии частоты, генерируемой при распространении ультразвукового сигнала через ткани. Гармонические частоты являются результатом нелинейных эффектов взаимодействия ультразвука с тканями. При сканировании на больших глубинах за счет многочисленного отражения от границ раздела сред, взаимодействия отраженных волн, в частности эффекта интерференции, происходит значительное искажение амплитуды ультразвукового сигнала, затухание высокочастотных его составляющих, снижение информативности основного отраженного сигнала и одновременное нарастание результирующей амплитуды второго отраженного эхосигнала (рисунок 29). Чем больше глубина сканирования, тем меньше информации несет основное отражение и больше – второе. Интенсивность гармонических колебаний возрастает по мере отдаления от поверхности датчика. Частота их кратна частоте основного эхосигнала (соответственно, вторая гармоника, третья гармоника и т.д.). С помощью фильтров ультразвуковой сканер принимает отраженные эхосигналы удвоенной, по сравнению с зондирующей, частоты, которые формируются в глубоко залегающих тканях. Основной (фундаментальный сигнал) и гармонический сигнал имеют довольно существенную зону «перекрывания», устранение которой достигается путем пространственного и временного изменений конфигурации импульса.

Ключевые свойства для генерации гармонического изображения:

1. сила гармонического сигнала увеличивается с глубиной распространения;
2. более сильные основные частоты производят более сильные гармоники.

При гармоническом изображении ослабляются артефакты ближнего поля и боковых лепестков, улучшаются контрастное и пространственное разрешения, повышается четкость отображения, особенно в случаях изначально плохого качества изображения (рисунок 30).

Если амплитуда основного эхосигнала многократно превышает по величине амплитуду гармонического, его подавление приведет к ухудшению качества изображения. Вторая тканевая гармоника имеет ограничение по глубине сканирования: при удовлетворительном уровне фоновой визуализации использование данной опции приводит к неудовлетворительному качеству визуализации на малых и больших глубинах. Поэтому использование режима ТНІ при хорошем уровне фоновой визуализации, как правило, отрицательно влияет на качество получаемого изображения.

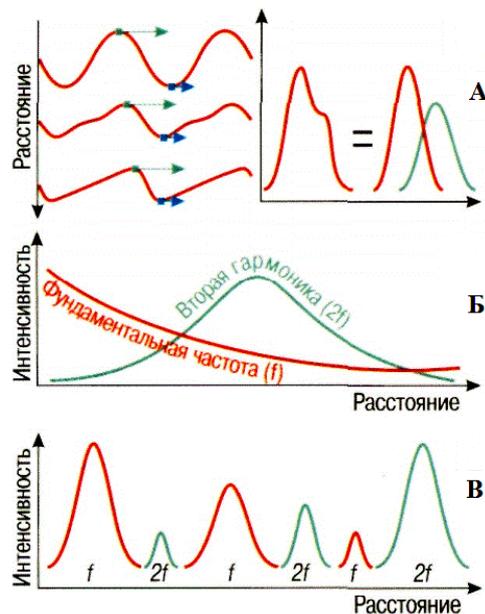


Рисунок 29. Гармонические сигналы. А – формирование гармонической составляющей отраженного эхосигнала с увеличением глубины сканирования или расстояния от сканирующей поверхности датчика. Б, В – с увеличением глубины основной эхосигнал (на фундаментальной частоте) затухает, гармонический сигнал (на кратно увеличенной) нарастает



Рисунок 30. Примеры сканограмм органов брюшной полости с и без второй тканевой гармоники

Постпроцессинг и динамический диапазон обсуждались ранее. Обычно используются заводские установки.

Временная суммация кадров (усреднение, *Persistence*) используется для «сглаживания» изображения. Сканограмма, отображаемая на экране, представляет собой не единичный кадр, а результат суммирования нескольких последовательных кадров (от 1 до 10). При использовании данной функции частота кадров значительно снижается, отображение движущихся структур становится плавным, сглаживается нежелательная пульсация и снижается зернистость. Активация данного режима оптимизации изображения является нежелательной в эхокардиографии и при дуплексном сканировании сосудов, особенно для изучения небольших по продолжительности и низко интенсивных потоков (например, функционирующего овального окна).

Псевдоокрашивание (B-MAP, Tint) позволяет провести колоризацию серошкального изображения в оттенки других цветов. При этом в выбранном исследователем цвете по аналогии с серой шкалой используется 256 оттенков. Данная функция весьма полезна в случае, если необходимо дифференцировать структуры, приближающиеся по эхогенности, подчеркнуть границы их раздела, например, неорганизованные тромботические массы и неизменный просвет сосуда. Кроме того, цветовое окрашивание изображения является более физиологичным для рецепторов сетчатки глаза, в сравнении с серой шкалой, что вызывает меньшее утомление врача в процессе работы (рисунок 31).

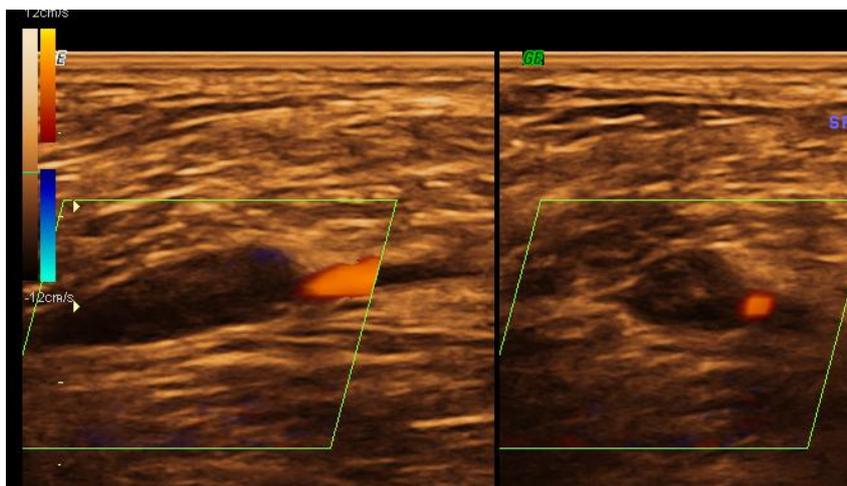


Рисунок 31. Окклюзирующий тромбоз суральных вен (цветом в режиме ЦДК окрашивается кровоток в суральной артерии). Режим псевдоокрашивания позволяет дифференцировать экоструктуру тромботических масс

Методы оптимизации изображения в режимах доплерографии

Усиление на приеме (доплеровский гейн, *D Gain*) позволяет оптимизировать кодируемую величину доплеровского сдвига частот. В режиме импульсволновой доплерографии чрезмерное усиление «загрязняет» спектрограмму, вызывая ложное заполнение спектрального окна, недостаточное усиление, наоборот, занижает спектральное расширение. В режиме ЦДК чрезмерно высокий уровень усиления приводит к появлению цветовых артефактов, которые равномерно распределяются по всему инсонированному полю, создавая впечатление присутствия несуществующих кровотоков. Слишком низкий доплеровский гейн приводит к отсечению средне- и низкоскоростных потоков и, соответственно, к фатальной потере информации. Поэтому изменение установок должно происходить строго в соответствии с характеристиками исследуемой гемодинамики. В ультразвуковой ангиологии принято использовать средние значения усиления на приеме.

Мощность на излучении (*Power*) увеличивает амплитуду излучаемого и соответственно рассеянного сигналов. Увеличение мощности на излучении не только повышает качество цветовой и импульсволновой доплерограмм, но и увеличивает риск возникновения биологических эффектов взаимодействия со средой, что делает предпочтительным использование заводских установок данной опции.

Размер и положение зоны опроса, контрольного объема имеют большое значение для формирования достоверной информации о кровотоке.

Размер зоны опроса в режиме ЦДК (Gate, ограниченное пространство, в котором анализируются доплеровские сдвиги частот) должен строго соответствовать интересующей исследователя области. При немотивированном расширении зоны опроса уменьшаются плотность лучей на единицу площади и частота кадров, что снижает пространственную и временную разрешающую способность сканера. Поэтому оптимальным является проведение вначале обзорного сканирования с большим размером окна цветового картирования с последующим уменьшением зоны опроса для детального изучения интересующей области. Кроме того, необходимо помнить, что адекватное качество кодируемой цветом информации достигается в центральной области окна опроса.

В режиме импульсно-волновой доплерографии периферических сосудов **контрольный объем (SV)** должен располагаться в центре сосуда, на одинаковом удалении от стенок, занимать при этом не менее $2/3$ – $4/5$ диаметра просвета, то есть иметь высоту 1,5–3 мм. При слишком малом контрольном объеме, расположенном в центре потока, спектральному анализу будет подвергаться незначительное число «пластин» кровотока, имеющих близкие значения скоростей. В этом случае доплерограмма не будет отражать истинного значения спектрального расширения, и оно будет искусственно занижено. Смещение контрольного объема к одной из стенок сосуда также приведет к неправильной оценке спектра, т. к. анализироваться будут «пластины» пристеночного потока без учета значений скоростей частиц крови в центре сосуда. При размере контрольного объема, превышающего просвет сосуда, спектральное расширение будет завышенным за счет низкочастотной вибрации паравазальных тканей, вызванной пульсовой волной и движением стенки сосуда.

При сканировании сосудов брюшной полости и забрюшинного пространства, транскраниальном дуплексном сканировании размер контрольного объема должен приблизительно соответствовать внутрисосудным диаметрам исследуемых сосудов, т.к. стенки сосудов по акустическим свойствам приближаются к окружающим тканям и практически не дифференцируются от них.

Коррекция угла (Angle) и направления ультразвукового луча (Steer) по отношению к оси кровотока является важнейшей составляющей доплеровских режимов для исключения углозависимой ошибки в оценке скоростных характеристик кровотока.

В режиме ЦДК при исследовании конвексным, секторным и векторным датчиками направление ультразвуковых лучей не может быть скорректировано. Использование линейного формата сканирования

позволяет произвольно менять угол распространения ультразвуковых волн в режиме ЦДК за счет наличия вариантных доплеровских карт (функция *Steer*). В связи с тем, что ЦДК является углозависимой методикой, угол распространения ультразвуковых лучей должен быть скорректирован по направлению результирующего вектора скорости потока, и составлять $\leq 60^\circ$. Если рамка окна опроса в режиме ЦДК ориентирована неправильно, перпендикулярно кровотоку, это приведет к искажению и даже отсутствию окраски кровотока. Если коррекция вариантной цветовой доплеровской карты мало результативна, необходимо редактировать направление ультразвуковых лучей путем смены положения датчика.

В режиме импульсноволновой доплерографии изменение доплеровского угла происходит аналогичным образом (функция *Angle*). Курсор контрольного объема устанавливают параллельно оси кровотока, при этом доплеровский угол не должен превышать 60° , когда еще возможен корректный расчет скорости лоцируемого кровотока.

Ошибки, связанные с коррекцией доплеровского угла при выполнении дуплексного сканирования сосудов:

1. Доплеровский луч может быть установлен по оси кровотока, но значение доплеровского угла превышает максимально допустимое для корректного отображения скоростей и составляет $>60^\circ$.

В этом случае измерение скорости некорректно и необходимо изменить положение датчика для поиска корректного угла.

2. Доплеровский луч не совмещен с осью кровотока. В этом случае, несмотря на корректное значение доплеровского угла, будут получены значения скоростей кровотока, не соответствующие истинным скоростям кровотока у пациента, которые могут отличаться от истинных даже на порядок.

Необходимо клавишей *Angle* добиться расположения доплеровского луча по оси кровотока.

3. Неправильно по отношению к кровотоку может быть сориентировано направление вариантной доплеровской карты в режиме ЦДК и доплеровского луча в режиме импульсноволновой доплерографии. Оно должно максимально приближаться к параллельному оси кровотока и регулируется клавишей *Steer* в режиме ЦДК, *Angle* в режиме импульсноволновой доплерографии.

Если направление луча будет перпендикулярным оси кровотока, это приведет к крайне выраженному искажению не только скорости кровотока, но и формы спектра.

Шкала (Scale). Данная опция устанавливает емкость шкалы скоростей путем изменения частоты повторения импульсов (*PRF*). Емкость шкалы, как в режиме ЦДК, так и импульсноволновой доплерографии во избежание элайзинг-эффекта должна быть скорректирована с учетом диапазона лоцируемых скоростей. Масштаб шкалы должен быть выбран так, чтобы значение максимальной скорости кровотока составляло $2/3$ – $3/4$ от максимальной емкости шкалы. Особенно важна правильная корректировка шкалы в режиме ЦДК. При неадекватно завышенной емкости возможно отсутствие цветового окрашивания и ложноположительная диагностика окклюзирующего поражения сосуда, и, наоборот, в случае неоправданного занижения максимальной скорости шкалы (рисунок 32) – формирование ложного элайзинг (*aliasing*)-эффекта.

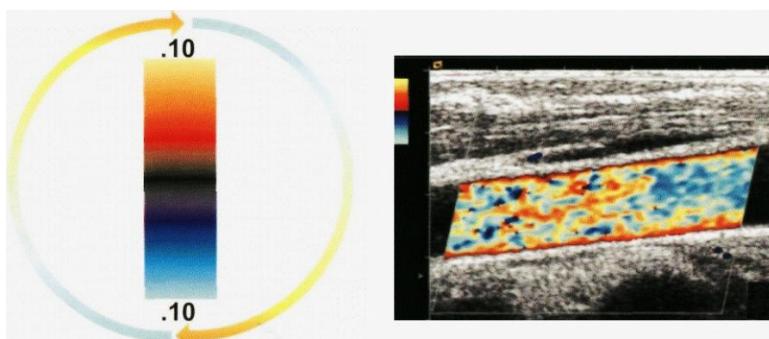


Рисунок 32. Aliasing-эффект в режиме ЦДК.

Схема цветового «перехлеста» при некорректной установке уровня PRF (скорости). Множественный *aliasing*-эффект в режиме ЦДК в просвете общей сонной артерии, скорости в которой значительно превосходят установленный предел Найквиста

Уровень шкалы является адекватным, если все скоростные параметры укладываются в установленный диапазон. Когда значения анализируемых скоростей превышают установленные (или частота повторения импульсов меньше удвоенного значения доплеровского сдвига частоты), возникает цветовой *aliasing*-эффект. Если кровь движется «к датчику», ее скорость превышает установленное максимальное значение верхней шкалы, данный доплеровский сигнал будет закодирован цветом из области максимальных величин нижней шкалы. При движении «от датчика» значения скоростей, не укладывающиеся в максимально установленный уровень нижней шкалы, будут кодироваться цветом, соответствующим максимальным значениям верхней шкалы. Следовательно, шкалу можно представить в виде замкнутого кольца (рисунок 32).

Наиболее важным фактором оптимизации изображения в режиме ЦДК является **частота кадров (*Frame Rate*)**. Частота кадров определяется

шириной, глубиной сектора опроса, PRF, числом контрольных объемов на линиях сканирования. Исследователь оптимизирует частоту кадров путем фокусировки на кровотоке в зоне интереса, сужения сектора опроса и снижения глубины сканирования, насколько это возможно. Если оптимизировать частоту кадров в полной мере не удастся, возможно использование цветового М-модального сканирования.

Базовая линия (*Baseline*) в режиме ЦДК и импульсноразностной доплерографии традиционно занимает срединное положение, т.к. обычно в зоне вариантной доплеровской карты визуализируются сосуды, имеющие противоположное направление кровотока: одноименные артерия и вена. Изменение положения базовой линии может быть произведено в случае наличия в срезе сосудов с однонаправленным кровотоком, в режиме импульсноразностной доплерографии – для преодоления элайзинг-эффекта.

Функция инверсии отображения направления потока (*Invert*) позволяет изменить отображаемое направление движения крови на противоположное. Для того чтобы корректно сделать заключение о направлении кровотока – антеградном или ретроградном, необходимо убедиться в отсутствии активации функции инверсии шкалы.

Логарифмическая компрессия регулирует значение динамического диапазона, отражаемого в доплеровском спектре. Увеличение логарифмического сжатия приводит к увеличению динамического диапазона, что проявляется возрастанием в отображаемом спектре низко- и среднечастотных составляющих. Данная функция более значима для ЭДК.

Уровень фильтра обеспечивает фильтрацию низкочастотных сигналов. Опция используется для фильтрации шумов, формирующихся от передаточной пульсации окружающих сосудов тканей и имеющих низкочастотные характеристики. Адекватная установка фильтров позволяет получить спектральное расширение, отражающее скоростной паттерн лоцируемого кровотока. В режиме ЦДК завышенная фильтрация приводит к окрашиванию потока только по оси сосуда, где располагаются наиболее скоростные слои форменных элементов.

Временная суммация кадров (*Persistence*) заключается в суммации («усреднении») нескольких последовательных кадров в одном, позволяет сгладить пульсацию цветовой картограммы, повысить интенсивность цвета и снизить зернистость изображения. Данная функция прямо влияет на временное разрешение сканера: неадекватное завышение Persistence может приводить к потере части информации о турбулентных высокоскоростных потоках.

Фокусировка на передаче позволяет сфокусировать излучаемую датчиком энергию в зоне интереса, повышая информативность сканограмм. Удобным представляется установка зоны фокусировки глубже зоны интереса, что приводит к улучшению качества изображения поверхностно расположенных структур.

Методы оптимизации изображения для исключения элайзинг-эффекта:

- применение непрерывноволновой доплерографии – наиболее надежный метод исключения элайзинг-эффекта в эхокардиографии;
- импульснoволновая доплерография может быть использована, если элайзинговая скорость превышает предел Найквиста в умеренной степени (\leq двойного пределу Найквиста);
- повышение PRF до максимума на глубине интереса;
- использование низкочастотных датчиков (или, при возможности, понижение частоты сканирования мультисигментного датчика);
- смещение изолинии.

Артефакты

Под **артефактами** понимают появление на экране монитора в процессе ультразвукового сканирования образований, не существующих в действительности и формирующихся вследствие физических эффектов взаимодействия ультразвука с тканями; отсутствие отображения структур, которые существуют в ультразвуковом срезе; изображение структур, отличающихся от истинных структур по размеру и/или форме.

В ряде случаев артефакты имеют собственное важное диагностическое значение, в то же время незнание физических основ формирования артефактов может приводить к диагностическим ошибкам.

Наиболее часто встречается **субоптимальное качество визуализации** вследствие плохого проникновения ультразвука в тканях, обусловленного конституцией пациента, интерпозицией ткани, вызывающей затухание ультразвука (например, легкого или кости), или увеличением дистанции между датчиком и исследуемыми структурами (например, из-за жировой ткани). Строго говоря, низкое качество изображения не является артефактом, однако низкое соотношение сигнал/шум вносит сложности в диагностику, препятствует проведению корректных измерений.

Часто улучшению качества визуализации способствует применение режима тканевого гармонического изображения (ТНИ).

Реверберация является следствием многократного переотражения ультразвуковых волн между границами раздела сред, характеризующихся различным акустическим сопротивлением, и датчиком. Энергия отраженной ультразвуковой волны частично возвращается к датчику через равные промежутки времени. Поэтому реверберация представляет собой несуществующие в реальности гиперэхогенные равноудаленные полосы, ориентированные вдоль плоскости сканирования и расположенные на одинаковом расстоянии.

Эффект реверберации характерен для возбужденных ультразвуковой волной объектов, имеющих принципиально отличное от окружающих тканей акустическое сопротивление. Примером является возбуждение пузырьков газа с формированием позади них гиперэхогенных вертикальных конусовидных полос («хвост кометы»).

В ангиологическом исследовании артефакт переотражения может формировать ложную картину дополнительных внутрипросветных включений вследствие многократного отражения ультразвука от стенок сосудов, в виде несуществующих в реальности гиперэхогенных линейных структур, расположенных в просвете сосуда, параллельно стенкам артерии или вены (рисунок 33). Данный артефакт может быть принят за несуществующие в просвете сосуда включения (атеросклеротические бляшки или тромботические массы) (рисунок 34). Артефакт переотражения может быть преодолен путем полипозиционного исследования, оптимизации изображения, режима ЦДК.

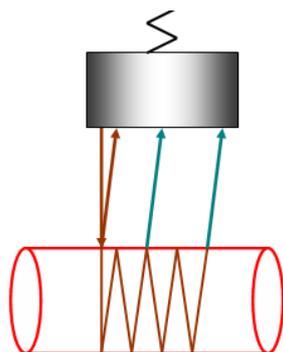


Рисунок 33. Схема формирования реверберации вследствие многократного отражения ультразвука от двух сильных параллельных отражателей – стенок сосуда

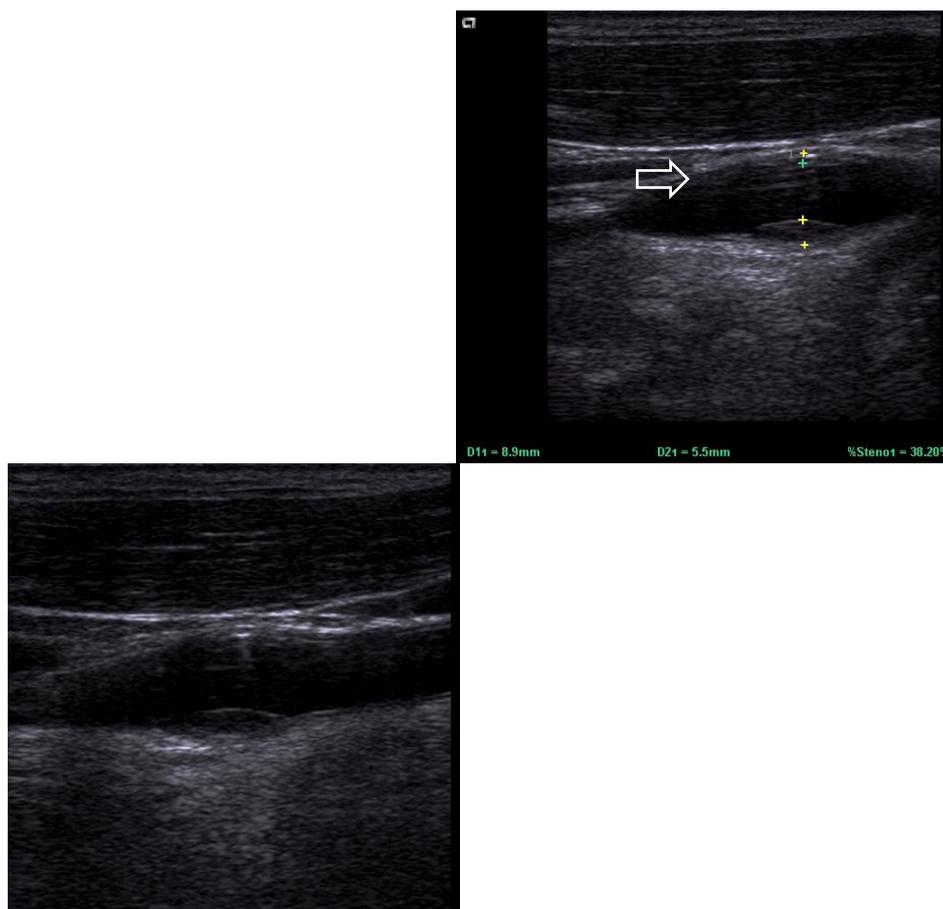


Рисунок 34. Пример атеросклеротического стенозирования луковицы внутренней сонной артерии и формирования артефакта реверберации (стрелки) в просвете артерии между атеросклеротическими бляшками, расположенными по передней и задней стенкам. В этом примере артефакт реверберации может быть ошибочно принят за внутрипросветные включения

Артефакты реверберации, «хвоста кометы» в ряде случаев имеют положительное диагностическое значение. Например, при ультразвуковом исследовании легких артефакт реверберации формируется при отражении ультразвуковой волны от плевральной линии в виде повторяющихся горизонтальных линейных гиперэхогенных линий, которые называются А-линиями. А-линии расположены на одинаковом расстоянии от плевральной линии и друг от друга (рисунок 35).

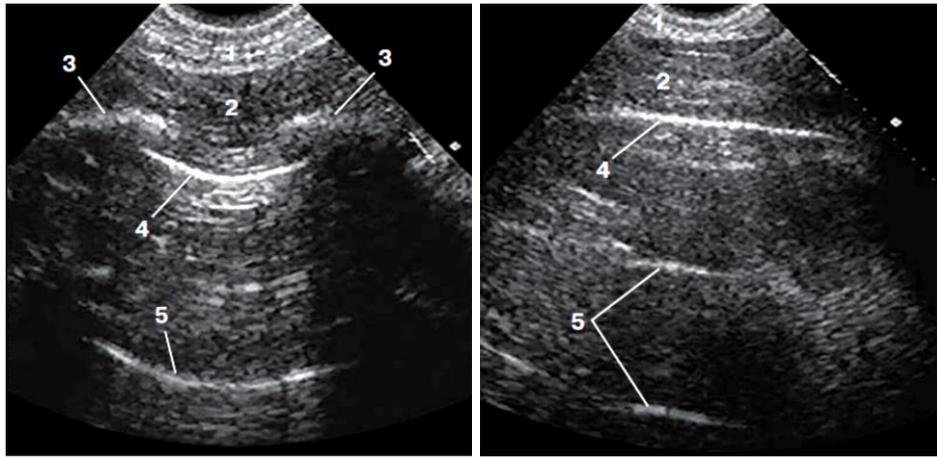


Рисунок 35. Нормальное ультразвуковое изображение легкого при сканировании низкочастотным датчиком поперек (слева) и вдоль (справа) межреберного промежутка: 1 – подкожно-жировая клетчатка, 2 – мышцы, 3 – костные части ребер с акустическими тенями (артефакт акустического затухания), 4 – плевральная линия, 5 – артефакт реверберации (А-линии)

А-линии, ассоциированные со скольжением легкого, являются признаком нормального легкого; А-линии в сочетании с отсутствием скольжения легкого – признак пневмоторакса (рисунок 36).

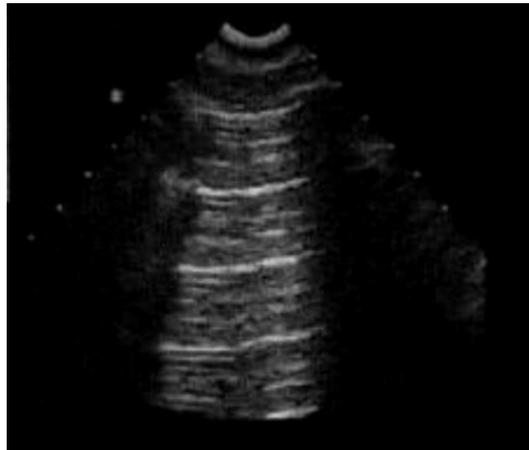


Рисунок 36. А-линии, ассоциированные с отсутствием скольжения легкого, – признак пневмоторакса

Артефакт «хвоста кометы», формирующийся от возбужденных пузырьков газа с определяемыми позади них гиперэхогенными вертикальными конусовидными полосами, позволяет дифференцировать пузырьки газа (рисунок 37).

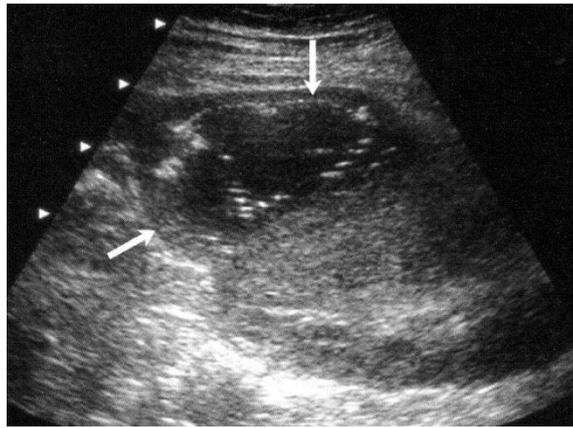


Рисунок 37. Абсцесс в области верхнего полюса почки, представляющий собой сложное по структуре жидкостное образование, содержащее внутренние мелкие гиперэхогенные включения. Артефакты реверберации, формирующиеся позади гиперэхогенных включений в режиме реального времени, позволяют заключить, что гиперэхогенные включения являются пузырьками газа

Акустическое затухание (затенение) формируется по ходу ультразвукового луча дистальнее интенсивно отражающих ультразвуком структур. Например, дистальнее кальцинированной атеросклеротической бляшки формируется акустическая тень – линейная анэхогенная полоса, в зоне которой визуализация не возможна (рисунок 38). Артефакт акустического затухания используется в целях диагностики интенсивно отражающих ультразвуком объектов, например, для дифференциации конкрементов почки (рисунок 39) или желчного пузыря (рисунок 40), кальцификатов органов и тканей и пр.

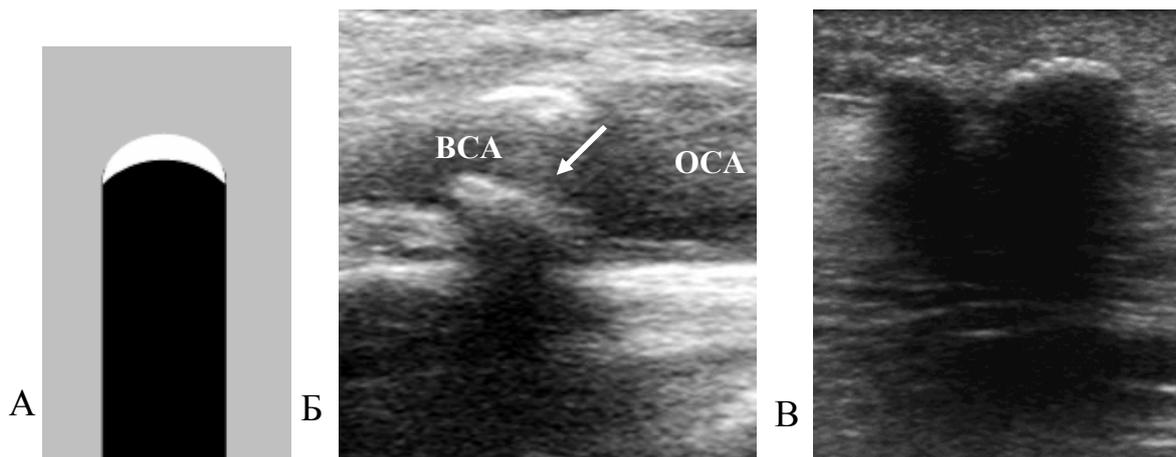


Рисунок 38. Акустическое затухание. А. Схема формирования акустического затухания. Дистальнее интенсивно отражающей ультразвуком структуры формируется акустическая тень. Б. Стеноз бифуркации общей сонной артерии (ОСА) с распространением на устье внутренней сонной артерии гетерогенной с преобладанием гиперэхогенного компонента атеросклеротической бляшкой (стрелка) с дистальной акустической тенью. В. Флеболиты в притоке большой подкожной вены с дистальной акустической тенью

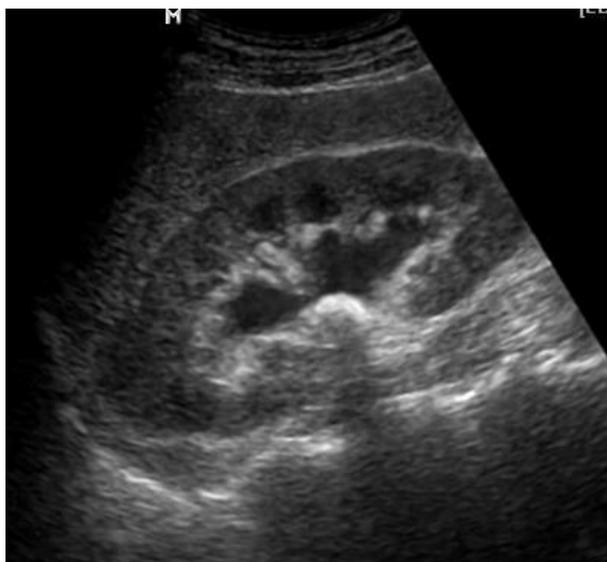


Рисунок 39. Эхограмма пациента с расширенной чашечно-лоханочной системе почки с



конкрементом, дающий дистальную акустическую тень

Рисунок 40. Эхограмма пациента с конкрементом желчного пузыря. 1 – стенка желчного пузыря, 2 – ткань печени, 3 – конкремент в шейке желчного пузыря

Артефакт боковых теней – затенение по ходу ультразвуковых лучей (акустическая дорожка), формирующееся при сканировании выпуклой поверхности. Артефакт возникает из-за потери энергии зондирующего ультразвука в результате преломления и поглощения энергии ультразвуковых лучей при прохождении криволинейной структуры. Примером является формирование боковых теней от неизменных стенок артерий при сканировании в поперечной плоскости (рисунок 41).

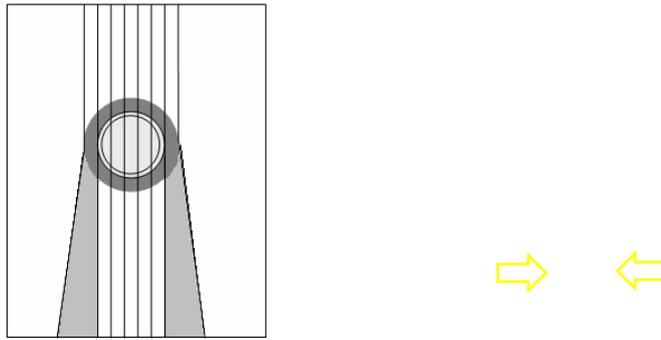


Рисунок 41. Артефакт боковых теней формируется из-за эффектов поглощения и преломления при сканировании криволинейной структуры. Пример сканограммы большой подкожной вены после эндовенозной лазерной облитерации. Ствол большой подкожной вены (белая стрелка) в поперечном сечении визуализируется как гипоэхогенная округлая структура, диаметром 2,5 мм, от боковых стенок которой отходят боковые тени – линейные гипоэхогенные «дорожки», распространяющиеся вплоть до дальнего поля (желтые стрелки)

Боковые тени могут быть ошибочно приняты за признак наличия в стенке артерии кальцифицированных структур.

Артефакт дистального псевдоусиления («повышающий эффект») формируется при прохождении ультразвукового луча через однородную жидкость содержащую структуру. Так как акустически однородная жидкостная среда характеризуется меньшим акустическим сопротивлением, чем окружающие ткани, ультразвуковой луч, прошедший через нее, имеет большую интенсивность, и, следовательно, контрастную разрешающую способность, по сравнению с лучами, прошедшими через рядом залегающие акустически неоднородные ткани (рисунок 42).

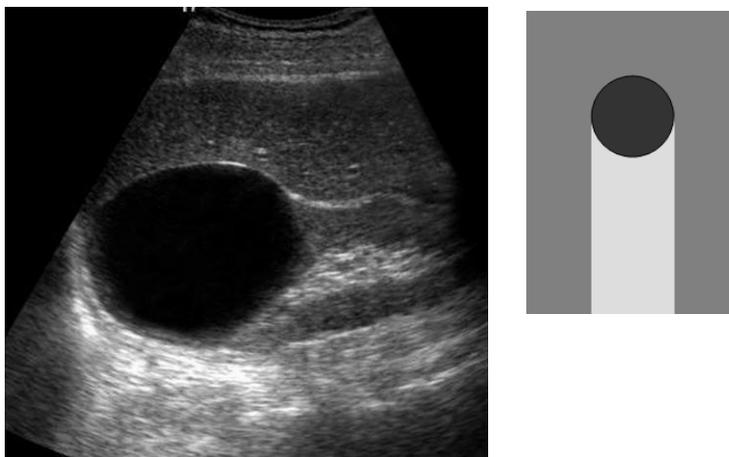


Рисунок 42. Пример артефакта дистального псевдоусиления дистальнее простой кисты почки. Подлежащие под кистой ткани отображаются более эхогенными, по сравнению с тканями, подлежащими под остальной частью почки

«Зеркальный» артефакт формируется при отражении ультразвуковых лучей от анатомической структуры, обладающей значительным акустическим сопротивлением (конкремент, кость, диафрагма и др.), при этом дистальнее формируется изображение несуществующих объектов (рисунок 43).

Примером отражающих ультразвуковые лучи структуры является диафрагма. Диафрагма выступает как «зеркальный» отражатель: при выполнении ультразвукового исследования паренхиматозных органов брюшной полости в дальнем поле за диафрагмой, которая визуализируется как гиперэхогенная непрерывная изогнутая линия, отображаются несуществующие структуры (например, при сканировании печени за диафрагмой появляется отображение структуры, напоминающей печень) (рисунок 44). В данном примере зеркальный артефакт имеет важное диагностическое значение: отображение за диафрагмой «второй печени» практически исключает жидкость в плевральной полости в данной плоскости сканирования; и наоборот, накопление жидкости в плевральной полости приведет к исчезновению зеркального артефакта.

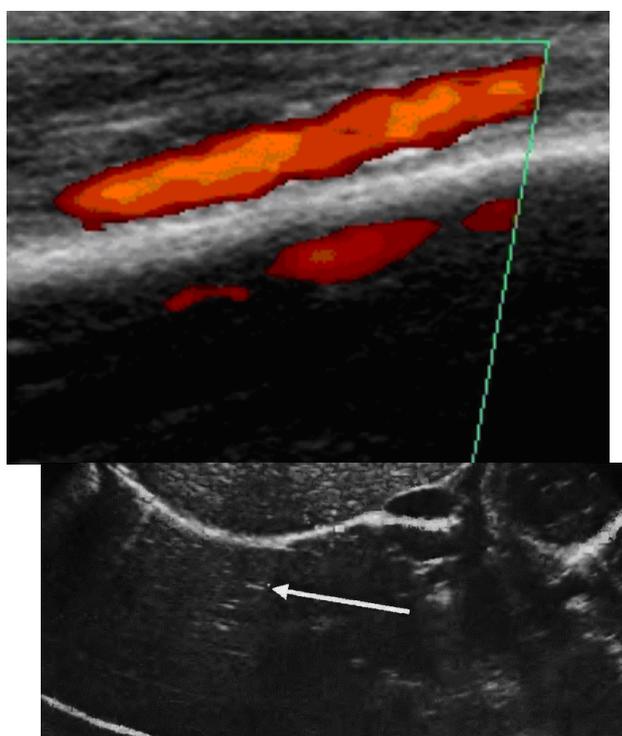


Рисунок 43. Зеркальный артефакт. В режиме ЦДК лоцируется кровоток в дистальном отделе передней большеберцовой артерии. Отражающей структурой является



большеберцовая кость, дистальнее надкостницы которой сформировалось изображение несуществующей артерии

Рисунок 44. Пример зеркального артефакта. Формирование несуществующих структур (белая стрелка) за диафрагмой (желтая стрелка) при сканировании печени

Зеркальный артефакт при недостаточном опыте исследователя может приводить к диагностическим ошибкам.

Рефракция (преломление) обуславливает появление удвоенного изображения «бок-о-бок» при преломлении ультразвуковой волны в тканях вблизи датчика, проксимальнее структур зоны интереса. При преломлении ультразвуковой луч отклоняется от прямого пути или сканирующей линии, но отображается сканером вдоль сканирующей линии передачи сигнала (рисунки 45, 46).

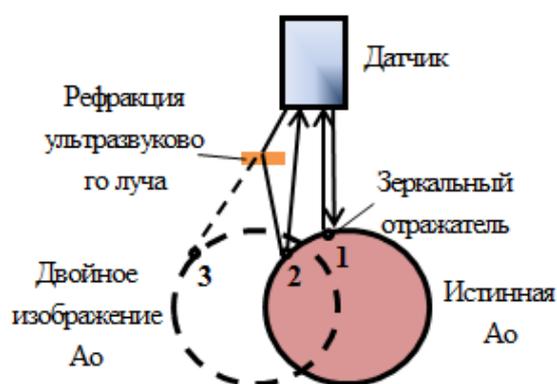


Рисунок 45. Механизм формирования артефакта двойного изображения в 2D-режиме. Ультразвуковой импульс отражается от точки 1 аорты (АО), возвращается к датчику и отображается, соответственно, как яркое пятно в «правильном» месте 2D-изображения. Ультразвуковой импульс преломляется при прохождении через промежуточные ткани вблизи датчика, так что ультразвук возвращается назад к датчику после отражения от точки 2. Однако этот отраженный сигнал отображается ультразвуковым сканером вдоль сканирующей линии передачи сигнала (точка 3), потому что она является предполагаемой траекторией отраженного сигнала



Рисунок 46. Пример артефакта преломления. Преломление формируется при преломлении ультразвукового луча на диафрагме после прохождения через неоднородные биологические структуры (в данном примере неоднородная структура печени). При этом можно сделать ошибочное заключение о нарушении целостности диафрагмы. Устранить этот артефакт можно, изменив положение датчика и угол сканирования. При перпендикулярном положении датчика к границе раздела двух сред искажение становится минимальным

Добиться исчезновения артефактов в любом из режимов сканирования удается в подавляющем большинстве случаев путем применения методов оптимизации изображений и полипозиционного сканирования.

Артефакты импульснoволновой и непрерывнoволновой доплерoграфии

Одним из ведущих артефактов импульснoволновой доплерoграфии является **элайзинг-эффект**, возникающий вследствие несоответствия скорости лоцируемого кровотока и емкости доплеровской шкалы. Данный артефакт может быть легко преодолен путем выбора соответствующего режима сканирования (например, режим «Сонные артерии», «Периферические артерии») и повышения частоты повторения импульсов (PRF) в соответствии с теоремой Найквиста и скоростями кровотока.

Клинически наиболее значимым потенциальным артефактом доплерoграфии является **недооценка скорости кровотока** вследствие увеличения угла между направлением ультразвукового луча и кровотока, особенно при измерении высокоскоростных потоков.

Для преодоления этого артефакта необходимы применение разных акустических окон и тщательная ангуляция ультразвукового луча по направлению кровотока, что чрезвычайно важно при выполнении эхокардиографии и дуплексного сканирования сосудов.

Электронная интерференция представляет собой лентовидную полосу помех, накладывающихся на доплерограмму кровотока. Артефакт отличается короткими высокоамплитудными сигналами, более частыми, чем частота сердечных циклов, с интенсивным аудиологическим сигналом, то типу постукивания. Этот артефакт может возникать вследствие недостаточного экранирования других электронных инструментов, но чаще является следствием плохо заземленной системы электропитания, тогда частота наводки составляет 60 Гц.

Артефакты режима цветового доплеровского картирования

Акустическое затухание (затенение) формируется по ходу ультразвукового луча дистальнее интенсивно отражающих ультразвуком структур, в зоне акустической тени отсутствует как 2D-, так и доплерографическое изображение.

Артефакт ореола («мерцающий» артефакт) (Twinkling), характерный для режимов цветовой и импульсноволновой доплерографии, представляет собой появление коротких (обычно в течение одного или двух кадров) больших по площади цветовых изображений, которые накладываются на анатомические структуры и не соответствуют кровотоку. Артефакт ореола формируется при наличии в зоне сканирования объекта с высокими отражающими свойствами и неровной поверхностью (например, диск протеза клапана, газ). Феномен генерируется на поверхности отражателя, соответствует его размерам и направлению распространения ультразвуковых волн. Визуально данный артефакт напоминает артефакт «хвоста кометы» и имеет интенсивную цветовую окраску (рисунок 47).

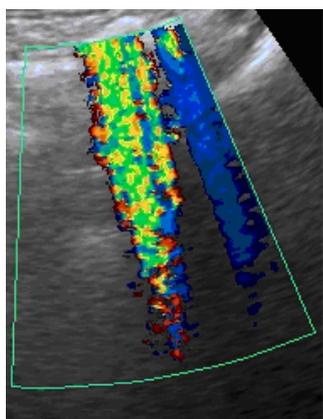


Рисунок 47. «Мерцающий» артефакт формируется при наличии в зоне сканирования объекта с высокими отражающими свойствами и неровной поверхностью, в данной примере – нисходящая ободочная кишка с газом в просвете

Добиться исчезновения артефактов в любом из режимов сканирования удастся в подавляющем большинстве случаев путем применения методов оптимизации изображений и полипозиционного сканирования.

Биоэффекты и безопасность

Ультразвуковые биоэффекты могут быть разделены на три базовые категории: тепловые эффекты; кавитация; другие (силы крутящего момента, микротоки).

При диагностическом ультразвуковом исследовании преобладают *тепловые эффекты*. При прохождении ультразвуковой волны через ткани разогрев происходит вследствие поглощения механической энергии волн. Степень повышения температуры (dT/dt) зависит от коэффициента поглощения ткани для данной частоты α , плотности ρ , специфической температуры ткани C_m и интенсивности I ультразвуковой экспозиции:

$$dT/dt = 2\alpha I / \rho C_m. \quad (17)$$

Увеличение температуры вследствие ультразвуковой экспозиции компенсируется потерей тепла при тканевом кровотоке (конвективные потери) и диффузии тепла. Плотные ткани, такие как кость, разогреваются быстрее, чем менее плотные ткани, например, жировая. Однако оценить фактическое повышение температуры конкретной ткани сложно из-за комплексности всей биологической системы и точности оценки интенсивности экспозиции. Фактическое повышение температуры зависит от частоты датчика, фокусировки, глубины, мощности на выходе, перфузии и плотности ткани.

Кавитация представляет собой образование и/или вибрацию микропузырьков газа в биологических тканях под действием ультразвуковых волн. Кавитация может формироваться только при высоких интенсивностях экспозиции. Микропузырьки резонируют (расширяются и уменьшаются в размерах) в зависимости от их величины по отношению к длине волны с частотой резонанса F_o , обратно пропорциональной радиусу микропузырьков (R_o , в микронах):

$$F_o = 3260/R_o \quad (18)$$

Микропузырьки также могут возникать под действием ультразвука путем расширения малых кавитационных ядер. Кавитация под действием ультразвука не доказана в диагностических ультразвуковых системах. Однако этот эффект важен, когда в ультразвуковое поле попадают газ-содержащие среды, например, для выполнения ультразвукового исследования с контрастом.

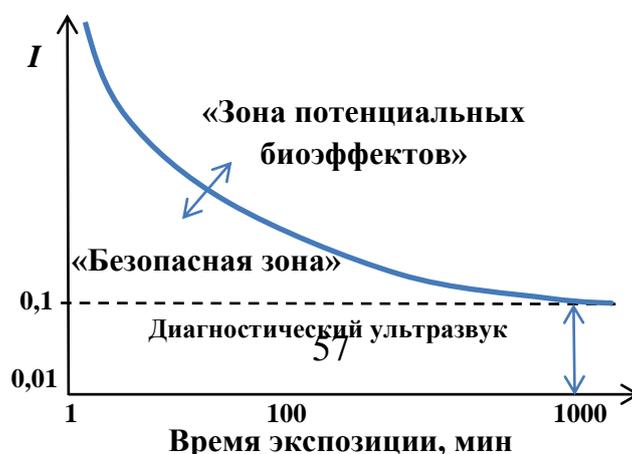
Другие ультразвуковые биоэффекты формируются только при более высоких экспозициях, по сравнению с теми, которые имеют место при диагностическом ультразвуковом исследовании. Эти эффекты включают формирование микропотоков, сил крутящего момента и другие комплексные биологические эффекты.

Излучение ультразвука сканером осуществляется в импульсном режиме. Каждый излучаемый импульс ультразвука может продолжаться 1–2 мксек. В промежутках между генерированием ультразвуковых волн пьезодатчик фиксирует отраженные ультразвуковые сигналы, ультразвуковая система обрабатывает полученную информацию. Так как для получения изображения используются очень короткие ультразвуковые импульсы, излучаемые 1000 раз в секунду (частота повторения импульсов 1 кГц), то 99,9 % времени прибор работает как приемник отраженных сигналов. Эта особенность работы ультразвуковой системы дополнительно снижает потенциальную возможность развития биоэффектов.

Безопасность

Интенсивность I ультразвуковой экспозиции может быть выражена несколькими методами. Наиболее общей единицей определения интенсивности является мощность, переданная на площадь ($\text{Вт}/\text{см}^2$), где мощность является переданной энергией в течение специфического временного интервала (формула 4).

Пороговым значением интенсивности ультразвука для соблюдения безопасности исследования при любых экспозициях является $1 \text{ Вт}/\text{см}^2$. Предел интенсивности ультразвукового пучка в современных ультразвуковых системах в режиме доплерографии составляет $0,43 \text{ Вт}/\text{см}^2$,



двухмерной визуализации – $0,01 \text{ Вт/см}^2$, стандарт вывода на дисплее – $0,72 \text{ Вт/см}^2$, что позволяет установить баланс потенциального риска ультразвуковой экспозиции и пользы диагностического теста (рисунок 48).

Рисунок 48. Потенциальные биоэффекты ультразвука. «Безопасная зона» и «зона потенциальных биоэффектов» распределяются согласно уровням интенсивности (I , Вт/см^2) и времени экспозиции. Пунктирная линия демонстрирует верхний предел интенсивности, применяемый для диагностического ультразвука

Значительным ограничением измерения интенсивности ультразвуковой экспозиции является трудность оценки фактической тканевой экспозиции вследствие затухания и других видов взаимодействия ультразвука с тканями. Кроме того, тканевая экспозиция ограничивается только периодами передачи ультразвуковых волн, временем нахождения ультразвукового луча в ткани, которые значительно короче, чем общее время исследования.

Другими показателями, характеризующими уровни экспозиции диагностического ультразвука, являются тепловой индекс (TI) и механический индекс (MI).

Тепловой индекс мягких тканей основывается на отношении акустической мощности к мощности, необходимой для повышения температуры тканей на 1°C :

$$TI = W_p / W_{deg}, \quad (19)$$

где W_p – параметр мощности, рассчитанный из мощности на выходе и акустического ослабления, W_{deg} – приблизительная мощность, необходимая для повышения температуры тканей на 1°C .

Механический индекс описывает нетемпературные эффекты ультразвука (кавитацию и другие) как отношение пикового давления разреженности и квадратного корня частоты датчика:

$$MI = [\rho_{r.3} / (f_o^{1/2})] / C_{MI}, \quad (20)$$

где C_{MI} равно $1 \text{ МПа МГц}^{-1/2}$, $\rho_{r.3}$ – ослабление пикового давления разреженности в МПа, f_o – центральная частота датчика в МГц.

Тепловой и механический индексы менее 1 считаются безопасными. Тепловой индекс более важен для доплерографии; механический индекс –

для двухмерной визуализации. Эти индексы указываются только на приборах, способных превышать безопасное значение TI или MI .

Для минимизации биологических эффектов должны соблюдаться следующие условия:

- выполнение ультразвукового исследования при наличии клинических показаний в рамках утвержденного протокола исследования и соответствующих технических установок;

- знание мощности на выходе и интенсивности экспозиции различных режимов (двухмерной визуализации и доплерографии);

- ограничение мощности на выходе и времени экспозиции в максимально возможных пределах;

- применение современных научных знаний для нивелирования возможных неблагоприятных эффектов.

Таким образом, диагностические ультразвуковые исследования являются безопасными для пациента и исследователя.

Рекомендуемая литература

1. Жерко, О. М. Клиническая трансторакальная эхокардиография : практ. рук. для врачей. - 2-е изд. / О. М. Жерко. – Минск : Альфа-книга, 2020. – 840 с.
2. Жерко, О. М. Ультразвуковая диагностика патологии сосудов : практ. рук. для врачей. - 2-е изд. / О. М. Жерко. – Минск : Альфа-книга, 2019. – 687 с.
3. Цвибель, В. Дж. Ультразвуковое исследование сосудов : пер. с англ. / В. Дж. Цвибель, Дж. С. Пеллегрито. – 5-е изд. – М. : Видар, 2008. – 646 с.
4. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике : [Электронный ресурс] / под ред. В. В. Митькова, В. А. Сандрикова. – М. : Видар-М, 2002. - Т. 1-5.
5. Лелюк, В. Г. Ультразвуковая ангиология. – 2-е изд., доп. и перераб. / В. Г. Лелюк, С. Э. Лелюк. – М., 2003. – 324 с.
6. The practice of clinical echocardiography / С. М. Otto [et al.] ; ed. С. М. Otto. – 5th ed. – Philadelphia : Elsevier, 2017. – 965 p.

Учебное издание

Жерко Ольга Михайловна

**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ
УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Учебно-методическое пособие

В авторской редакции

Подписано в печать 14.11.2022. Формат 60x84/16. Бумага «Снегурочка».

Печать ризография. Гарнитура «Times New Roman».

Печ. л. 3,69. Уч.- изд. л. 3,56. Тираж 120 экз. Заказ 46.

Издатель и полиграфическое исполнение –
государственное учреждение образования «Белорусская медицинская
академия последипломного образования».

Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий № 1/136 от 08.01.2014.

Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий № 3/1275 от 23.05.2016.

220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 3, корп. 3.

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
ГОСУДАРСТВЕННОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ
«БЕЛОРУССКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ
ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ»

Кафедра ультразвуковой диагностики

О.М. Жерко

**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ
УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Минск, БелМАПО
2023

ISBN 978-985-584-822-7



9 789855 848227