

Физика ультразвука

1. Физические свойства ультразвука
2. Отражение и рассеивание
3. Датчики и ультразвуковая волна
4. Приборы медленного сканирования
5. Приборы быстрого сканирования
6. Приборы для доплерографии
7. Артефакты
8. Контроль качества работы ультразвуковой аппаратуры
9. Биологическое действие ультразвука и безопасность
10. Новые направления в ультразвуковой диагностике
11. Литература
12. Тестовые вопросы

ФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА УЛЬТРАЗВУКА

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

Звук — это механическая продольная волна, в которой колебания частиц находятся в той же плоскости, что и направление распространения энергии (рис. 1).

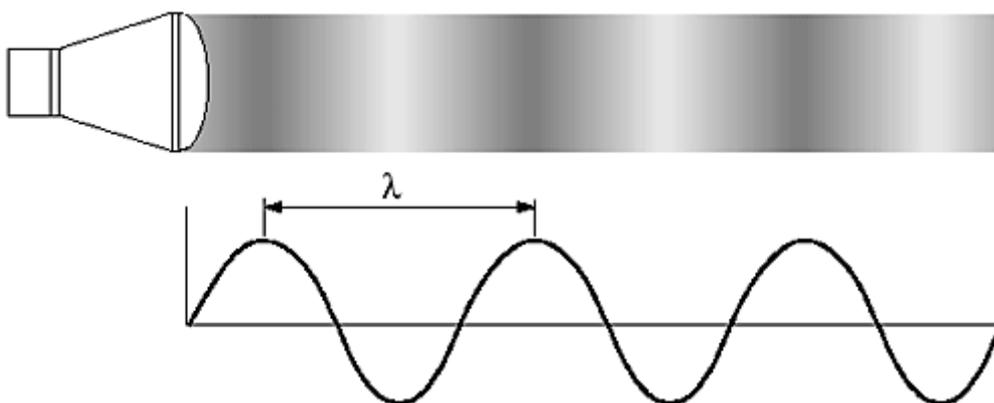


Рис. 1. Визуальное и графическое представление изменений давления и плотности в ультразвуковой волне.

(МГц). Длина волны — это длина, которую занимает в пространстве одно колебание (рис. 4).

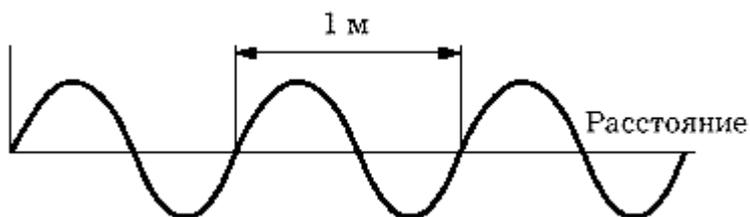


Рис. 4. Длина волны.

Единицы измерения — метр (м) и миллиметр (мм). Скорость распространения ультразвука — это скорость, с которой волна перемещается в среде. Единицами скорости распространения ультразвука являются метр в секунду (м/с) и миллиметр в микросекунду (мм/мкс). Скорость распространения ультразвука определяется плотностью и упругостью среды. Скорость распространения ультразвука увеличивается при увеличении упругости и уменьшении плотности среды. В таблице 2.1 представлены скорости распространения ультразвука в некоторых тканях тела человека.

Таблица 2.1. Скорость распространения ультразвука в мягких тканях

Ткань	Скорость распространения ультразвука в мм/мкс
Мозг	1,51
Печень	1,55
Почки	1,56
Мышцы	1,58
Жировая ткань	1,45
Кости	4,08
Кровь	1,57
Мягкие ткани (усреднение)	1,54
Вода (20°C)	1,48
Воздух	0,33

Усредненная скорость распространения ультразвука в тканях тела человека составляет 1540 м/с — на эту скорость запрограммировано большинство ультразвуковых диагностических приборов. Скорость распространения ультразвука (С), частота (f) и длина волны (λ) связаны между собой следующим уравнением: $C = f \times \lambda$. Так как в нашем

случае скорость считается постоянной (1540 м/с), то оставшиеся две переменные f и λ связаны между собой обратно пропорциональной зависимостью. Чем выше частота, тем меньше длина волны и тем меньше размеры объектов, которые мы можем увидеть. Еще одним важным параметром среды является акустическое сопротивление (Z). Акустическое сопротивление — это произведение значения плотности среды и скорости распространения ультразвука. Сопротивление (Z) = плотность (ρ) \times скорость распространения (C).

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

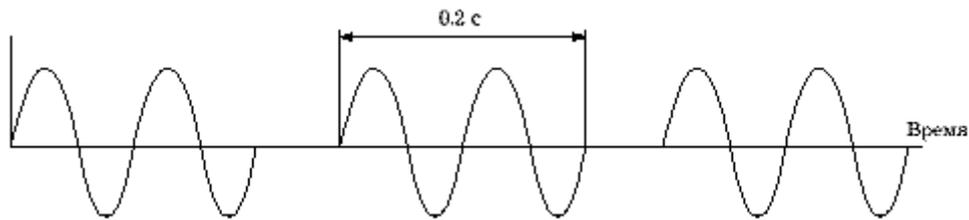


Рис. 5. Продолжительность ультразвукового импульса.

Измеряется в секундах (с) и микросекундах (мкс). Фактор занятости — это часть времени, в которое происходит излучение (в форме импульсов) ультразвука. Пространственная протяженность импульса (ППИ) — это длина пространства, в котором размещается один ультразвуковой импульс (рис. 6).

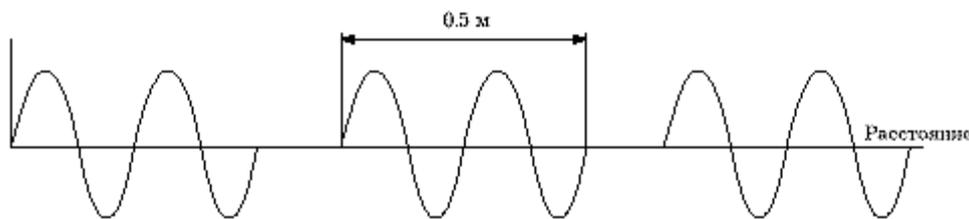


Рис. 6. Пространственная протяженность импульса.

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



Рис. 7. Амплитуда ультразвуковой волны

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

При прохождении через любую среду будет наблюдаться уменьшение амплитуды и интенсивности ультразвукового сигнала, которое называется затуханием. Затухание ультразвукового сигнала вызывается поглощением, отражением и рассеиванием. Единицей затухания является децибел (дБ). Коэффициент затухания — это ослабление ультразвукового сигнала на единицу длины пути этого сигнала (дБ/см). Коэффициент затухания возрастает с увеличением частоты. Усредненные коэффициенты затухания в мягких тканях и уменьшение интенсивности эхосигнала в зависимости от частоты представлены в таблице 2.2.

Таблица 2.2. Усредненные коэффициенты затухания в мягких тканях

Частота, МГц	Усреднённый коэффициент затухания для мягких тканей, дБ/см	Уменьшение интенсивности по глубине	
		1 см (%)	10 см (%)
1	1	21	90.0
2	2	37	99.0
3	3	50	99.9
5	5	60	99.999

7	7	80	-100
10	10	90	-100

ОТРАЖЕНИЕ И РАССЕЙВАНИЕ

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

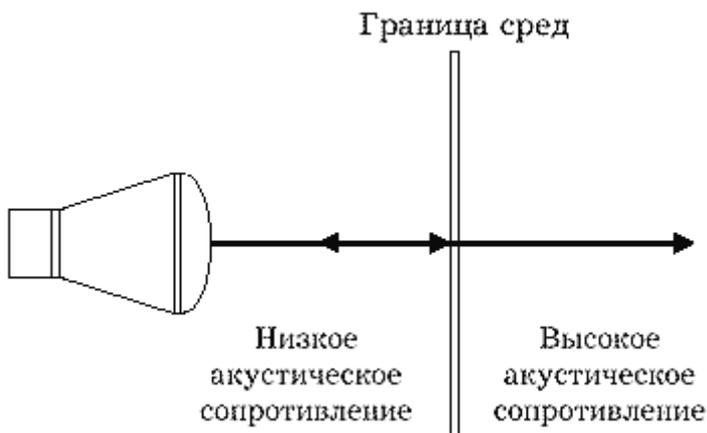


Рис. 8. Перпендикулярное падение ультразвукового луча.

Интенсивность отраженного ультразвука и ультразвука, прошедшего границу сред, зависит от исходной интенсивности и разности акустических сопротивлений сред. Отношение интенсивности отраженной волны к интенсивности падающей волны называется коэффициентом отражения. Отношение интенсивности ультразвуковой волны, прошедшей через границу сред, к интенсивности падающей волны называется коэффициентом проведения ультразвука. Таким образом, если ткани имеют различные плотности, но одинаковое акустическое сопротивление — отражения ультразвука не будет. С другой стороны, при большой разнице акустических сопротивлений интенсивность отражения стремится к 100%. Примером этого служит граница воздух/мягкие ткани. На границе этих сред происходит практически полное отражение ультразвука. Чтобы улучшить проведение ультразвука в ткани тела человека, используют соединительные среды (гель). При наклонном падении ультразвукового луча определяют угол падения, угол отражения и угол преломления (рис. 9).

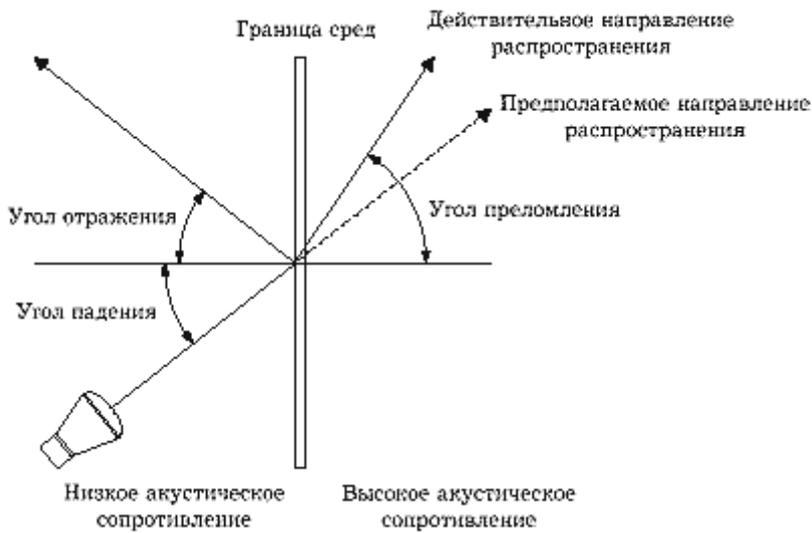


Рис. 9. Отражение, преломление.

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

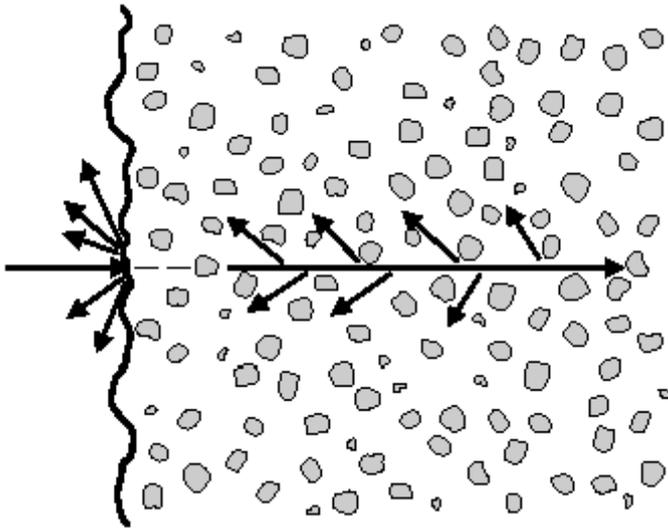


Рис. 10. Обратное рассеивание.

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

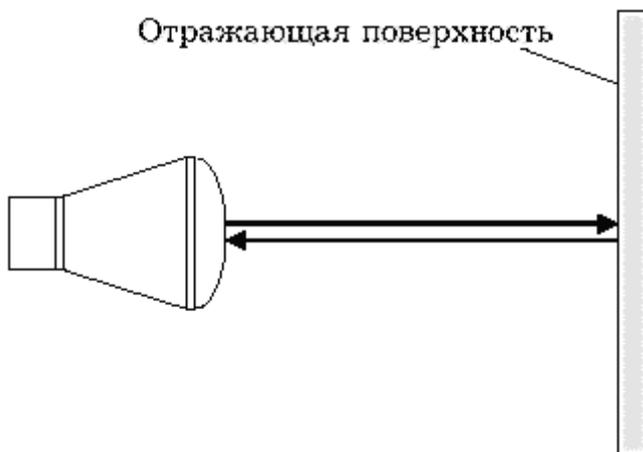


Рис. 11. Измерение расстояния с помощью ультразвука.

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА

Для получения ультразвука используются специальные преобразователи — трансдюсеры, которые превращают электрическую энергию в энергию ультразвука. Получение ультразвука базируется на обратном пьезоэлектрическом эффекте. Суть эффекта состоит в том, что если к определенным материалам (пьезоэлектрикам) приложить электрическое напряжение, то произойдет изменение их формы (рис. 12).

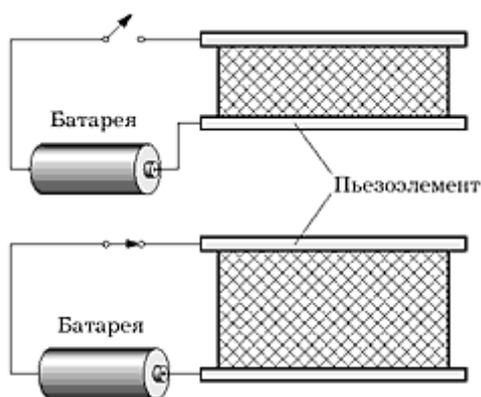


Рис. 12. Обратный пьезоэлектрический эффект.

С этой целью в ультразвуковых приборах чаще всего применяются искусственные пьезоэлектрики, такие, как цирконат или титанат свинца. При отсутствии электрического тока пьезоэлемент возвращается к исходной форме, а при изменении полярности вновь произойдет изменение формы, но уже в обратном направлении. Если к пьезоэлементу приложить быстропеременный ток, то элемент начнет с высокой частотой сжиматься и расширяться (т.е. колебаться), генерируя ультразвуковое поле. Рабочая частота трансдюсера (резонансная частота) определяется отношением скорости распространения ультразвука в пьезоэлементе к удвоенной толщине этого пьезоэлемента. Детектирование отраженных сигналов базируется на прямом пьезоэлектрическом эффекте (рис. 13).

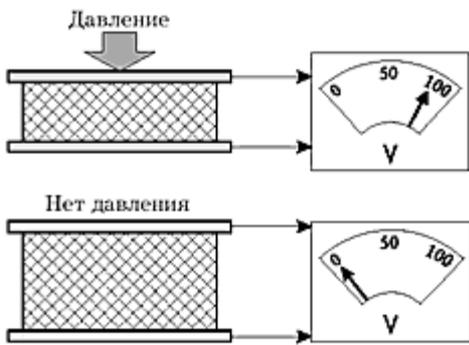


Рис. 13. Прямой пьезоэлектрический эффект.

Возвращающиеся сигналы вызывают колебания пьезоэлемента и появление на его гранях переменного электрического тока. В этом случае пьезоэлемент функционирует как ультразвуковой датчик. Обычно в ультразвуковых приборах для излучения и приема ультразвука используются одни и те же элементы. Поэтому термины "преобразователь", "транзьюсер", "датчик" являются синонимами. Ультразвуковые датчики представляют собой сложные устройства и, в зависимости от способа развертки изображения, делятся на датчики для приборов медленного сканирования (одноэлементные) и быстрого сканирования (сканирования в реальном времени) — механические и электронные. Механические датчики могут быть одно- и многоэлементные (анулярные). Развертка ультразвукового луча может достигаться за счет качания элемента, вращения элемента или качания акустического зеркала (рис. 14).

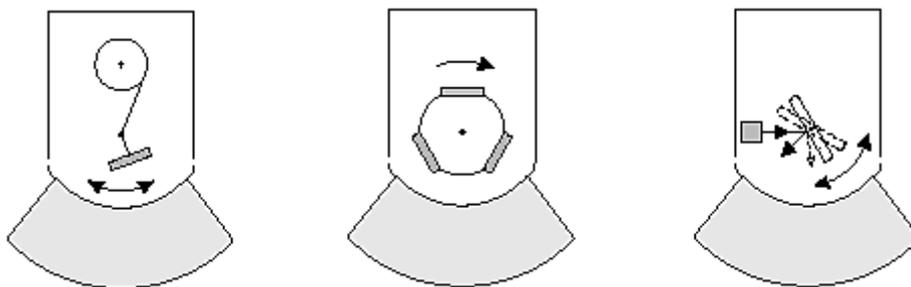


Рис. 14. Механические секторные датчики.

Изображение на экране в этом случае имеет форму сектора (секторные датчики) или окружности (круговые датчики). Электронные датчики являются многоэлементными и в зависимости от формы получаемого изображения могут быть секторными, линейными, конвексными (выпуклыми) (рис. 15).

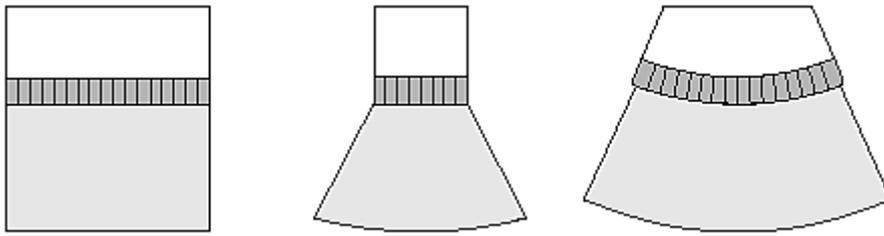


Рис. 15. Электронные многоэлементные датчики.

Развертка изображения в секторном датчике достигается за счет качания ультразвукового луча с его одновременной фокусировкой (рис. 16).

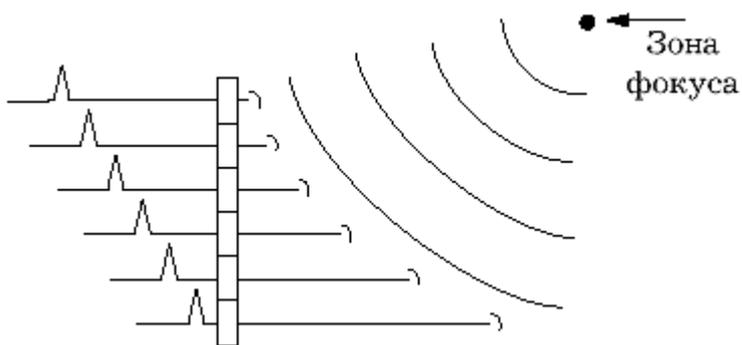


Рис. 16. Электронный секторный датчик с фазированной антенной.

В линейных и конвексных датчиках развертка изображения достигается путем возбуждения группы элементов с пошаговым их перемещением вдоль антенной решетки с одновременной фокусировкой (рис. 17).

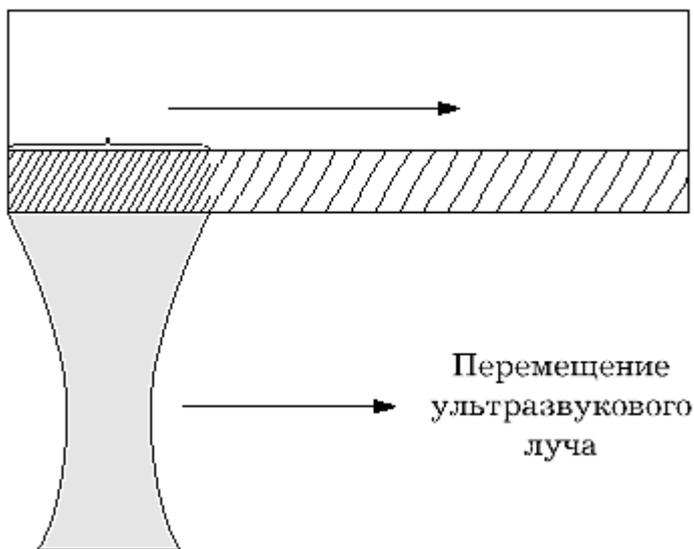


Рис. 17. Электронный линейный датчик.

Ультразвуковые датчики в деталях отличаются устройством друг от друга, однако их принципиальная схема представлена на рисунке 18.

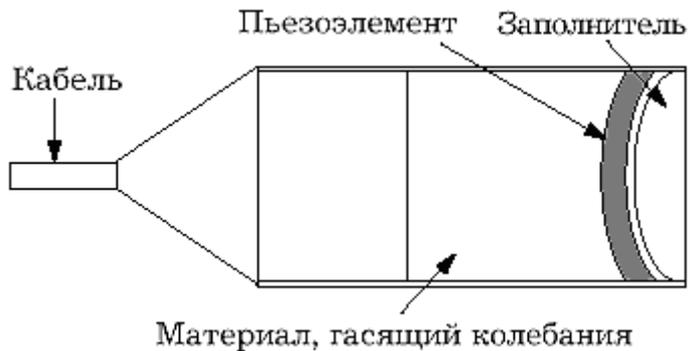


Рис. 18. Устройство ультразвукового датчика.

Одноэлементный трансдюсер в форме диска в режиме непрерывного излучения образует ультразвуковое поле, форма которого меняется в зависимости от расстояния (рис. 19).

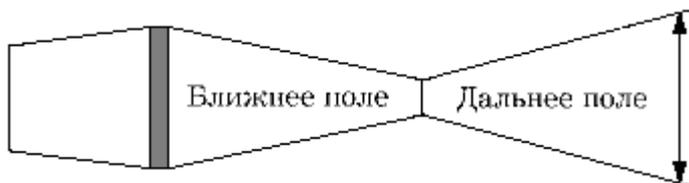


Рис. 19. Два поля нефокусированного трансдьюсера.

Иногда могут наблюдаться дополнительные ультразвуковые "потоки", получившие названия боковых лепестков. Расстояние от диска на длину протяженности ближнего поля (зоны) называется ближней зоной. Зона за границей ближней называется дальней. Протяженность ближней зоны равна отношению квадрата диаметра трансдьюсера к 4 длинам волны. В дальней зоне диаметр ультразвукового поля увеличивается. Место наибольшего сужения ультразвукового луча называется зоной фокуса, а расстояние между трансдьюсером и зоной фокуса — фокусным расстоянием. Существуют различные способы фокусировки ультразвукового луча. Наиболее простым способом фокусировки является акустическая линза (рис. 20).

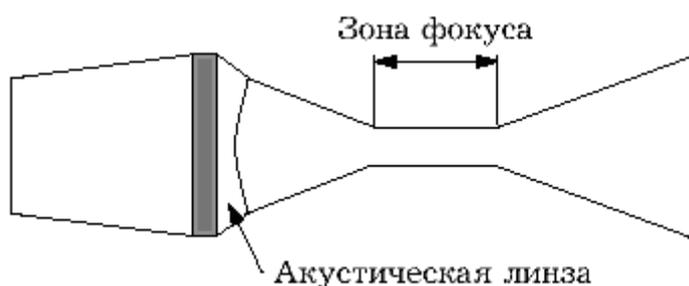


Рис. 20. Фокусировка с помощью акустической линзы.

С ее помощью можно сфокусировать ультразвуковой луч на определенной глубине, которая зависит от кривизны линзы. Данный способ фокусировки не позволяет оперативно изменять фокусное расстояние, что неудобно в практической работе. Другим способом фокусировки является использование акустического зеркала (рис. 21).

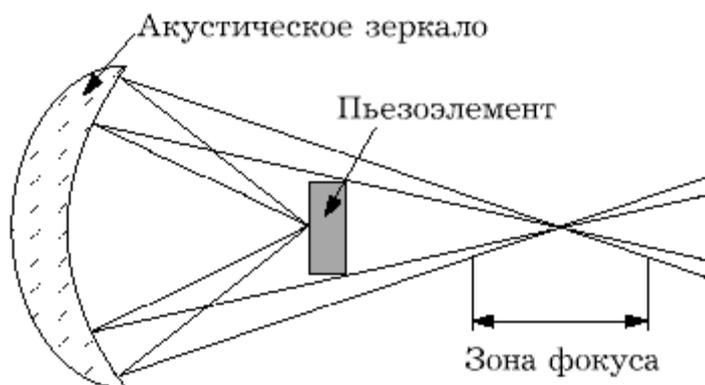


Рис. 21. Фокусировка с помощью акустического зеркала.

В этом случае, изменяя расстояние между зеркалом и трансдьюсером, мы будем менять фокусное расстояние. В современных приборах с многоэлементными электронными датчиками основой фокусировки является электронная фокусировка (рис. 17). Имея систему электронной фокусировки, мы можем с панели прибора изменять фокусное расстояние, однако, для каждого изображения мы будем иметь только одну зону фокуса. 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. Имея такой запас времени, возможно запрограммировать прибор таким образом, чтобы при первом получении изображения была выбрана ближняя зона фокуса (рис. 22) и информация, полученная с этой зоны, была сохранена.

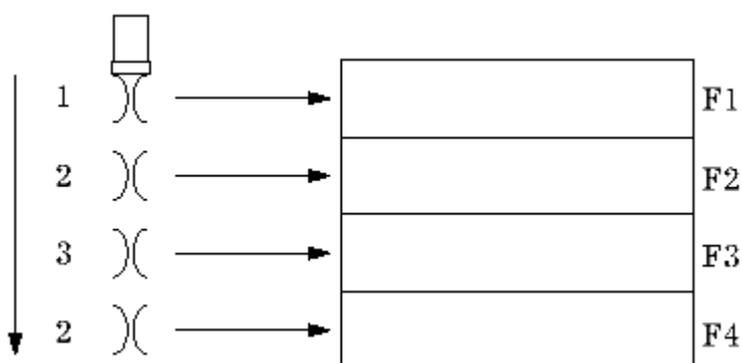


Рис. 22. Способ динамической фокусировки.

Далее — выбор следующей зоны фокуса, получение информации, сохранение. И так далее. В результате получается комбинированное изображение, сфокусированное по всей глубине. Следует, правда, отметить, что такой способ фокусировки требует значительных временных затрат на получение одного изображения (кадра), что вызывает уменьшение частоты кадров и мерцание изображения. Почему же столько усилий прилагается для фокусировки ультразвукового луча? Дело в том, что чем уже луч, тем лучше боковая (латеральная, по азимуту) разрешающая способность. Боковая разрешающая способность — это минимальное расстояние между двумя объектами, расположенными перпендикулярно направлению распространения энергии, которые представляются на экране монитора в виде отдельных структур (рис. 23).

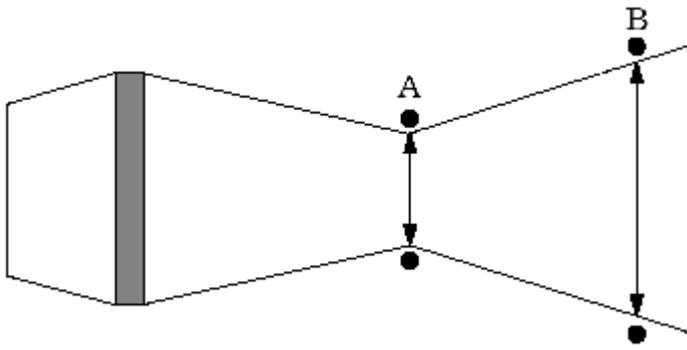


Рис. 23. Способ динамической фокусировки.

Боковая разрешающая способность равна диаметру ультразвукового луча. Осевая разрешающая способность — это минимальное расстояние между двумя объектами, расположенными вдоль направления распространения энергии, которые представляются на экране монитора в виде отдельных структур (рис. 24).

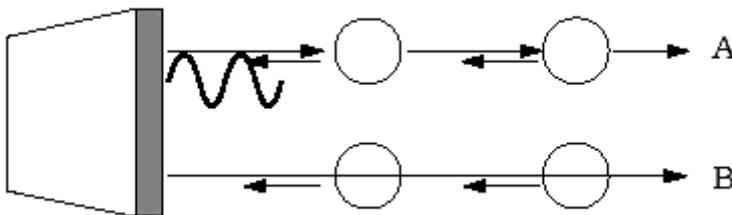


Рис. 24. Осевая разрешающая способность: чем короче ультразвуковой импульс, тем она лучше.

Осевая разрешающая способность зависит от пространственной протяженности ультразвукового импульса — чем короче импульс, тем лучше разрешение. Для укорочения импульса используется как механическое, так и электронное гашение ультразвуковых колебаний. Как правило, осевая разрешающая способность лучше боковой.

ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ

В настоящее время приборы медленного (ручного, сложного) сканирования представляют лишь исторический интерес. Морально они умерли с появлением приборов быстрого сканирования (приборов, работающих в реальном времени). Однако их основные компоненты сохраняются и в современных приборах (естественно, с использованием современной элементной базы). Сердцем является главный генератор импульсов (в современных аппаратах — мощный процессор), который управляет всеми системами ультразвукового прибора (рис. 25).

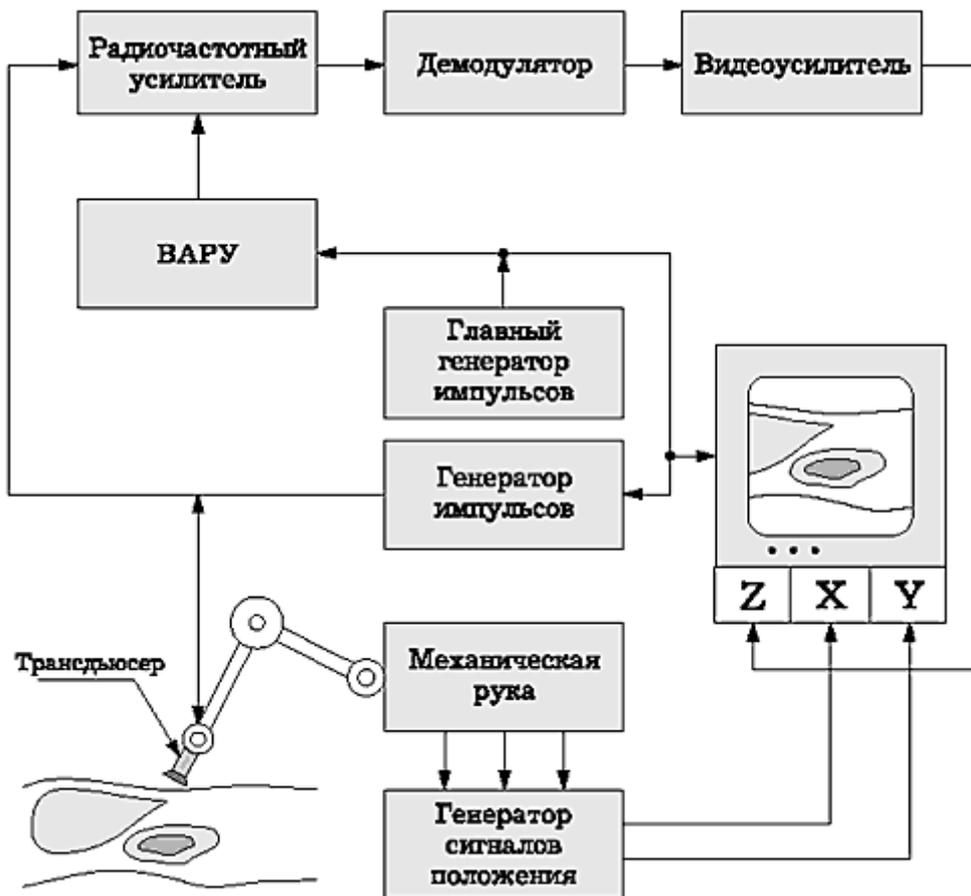


Рис. 25. Блок-схема ручного сканера.

Генератор импульсов посылает электрические импульсы на трансдюсер, который генерирует ультразвуковой импульс и направляет его в ткани, принимает отраженные сигналы, преобразовывая их в электрические колебания. Эти электрические колебания далее направляются на радиочастотный усилитель, к которому обычно подключается временно-амплитудный регулятор усиления (ВАРУ) — регулятор компенсации тканевого поглощения по глубине. Ввиду того, что затухание ультразвукового сигнала в тканях происходит по экспоненциальному закону, яркость объектов на экране с увеличением глубины прогрессивно падает (рис. 26).

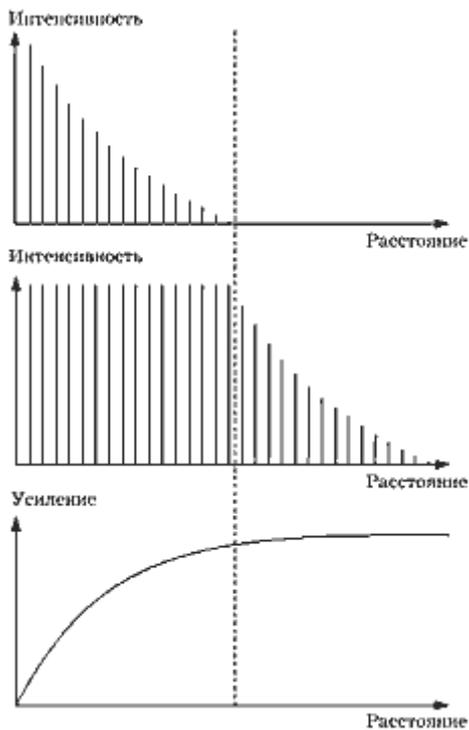


Рис. 26. Компенсация тканевого поглощения.

Использование линейного усилителя, т.е. усилителя, пропорционально усиливающего все сигналы, привело бы к переусилению сигналов в непосредственной близости от датчика при попытке улучшения визуализации глубоко расположенных объектов. Использование логарифмических усилителей позволяет решить эту проблему. Ультразвуковой сигнал усиливается пропорционально времени задержки его возвращения — чем позже вернулся, тем сильнее усиление. Таким образом, применение ВАРУ позволяет получить на экране изображение одинаковой яркости по глубине. Усиленный таким образом радиочастотный электрический сигнал подается затем на демодулятор, где он выпрямляется и фильтруется и еще раз усиленный на видеоусилителе подается на экран монитора.

Для сохранения изображения на экране монитора необходима видеопамять. Она может быть разделена на аналоговую и цифровую. Первые мониторы позволяли представлять информацию в аналоговой бистабильной форме. Устройство, называемое дискриминатором, позволяло изменять порог дискриминации — сигналы, интенсивность которых была ниже порога дискриминации, не проходили через него и соответствующие участки экрана оставались темными. Сигналы, интенсивность которых превышала порог дискриминации, представлялись на экране в виде белых точек. При этом яркость точек не зависела от абсолютного значения интенсивности отраженного сигнала — все белые точки имели одинаковую яркость. При таком способе представления изображения — он получил название «бистабильный» — хорошо были видны границы органов и структуры с высокой отражающей способностью (например, почечный синус), однако, оценить структуру паренхиматозных органов не представлялось возможным. Появление в 70-х годах приборов, которые позволяли передавать на экране монитора оттенки серого цвета, знаменовало начало эры серошкальных приборов. Эти приборы давали возможность

получать информацию, которая была недостижима при использовании приборов с бистабильным изображением. Развитие компьютерной техники и микроэлектроники позволило вскоре перейти от аналоговых изображений к цифровым. Цифровые изображения в ультразвуковых установках формируются на больших матрицах (обычно 512×512 пикселей) с числом градаций серого 16-32-64-128-256 (4-5-6-7-8 бит). При визуализации на глубину 20 см на матрице 512×512 пикселей один пиксел будет соответствовать линейным размерам в 0,4 мм. На современных приборах имеется тенденция к увеличению размеров дисплеев без потери качества изображения и на приборах среднего класса 12-дюймовый (30 см по диагонали) экран становится обычным явлением.

Электронно-лучевая трубка ультразвукового прибора (дисплей, монитор) использует остро сфокусированный пучок электронов для получения яркого пятна на экране, покрытом специальным фосфором. С помощью отклоняющих пластин это пятно можно перемещать по экрану.

При **А-типе** развертки (Amplitude) по одной оси откладывается расстояние от датчика, по другой — интенсивность отраженного сигнала (рис. 27).

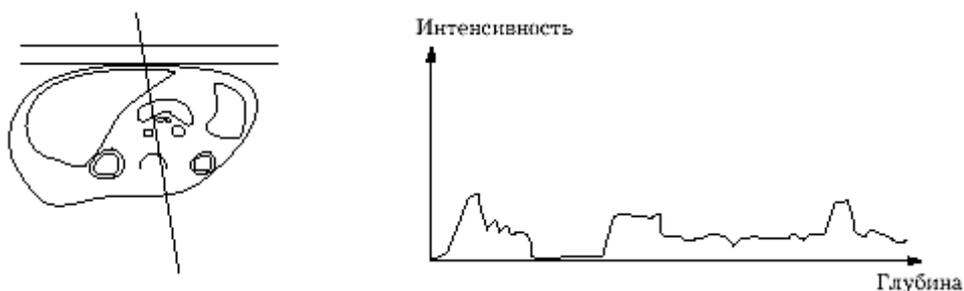
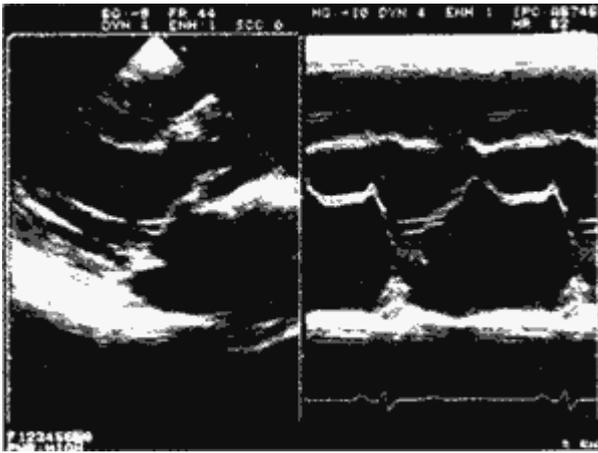


Рис. 27. А-тип развертки сигнала.

В современных приборах А-тип развертки практически не используется.

В-тип развертки (Brightness — яркость) позволяет вдоль линии сканирования получить информацию об интенсивности отраженных сигналов в виде различия яркости отдельных точек, составляющих эту линию.



Пример экрана: слева развёртка **B**, справа — **M** и кардиограмма.

M-тип (иногда ТМ) развертки (Motion — движение) позволяет регистрировать движение (перемещение) отражающих структур во времени. При этом по вертикали регистрируются перемещения отражающих структур в виде точек различной яркости, а по горизонтали — смещение положения этих точек во времени (рис. 28).

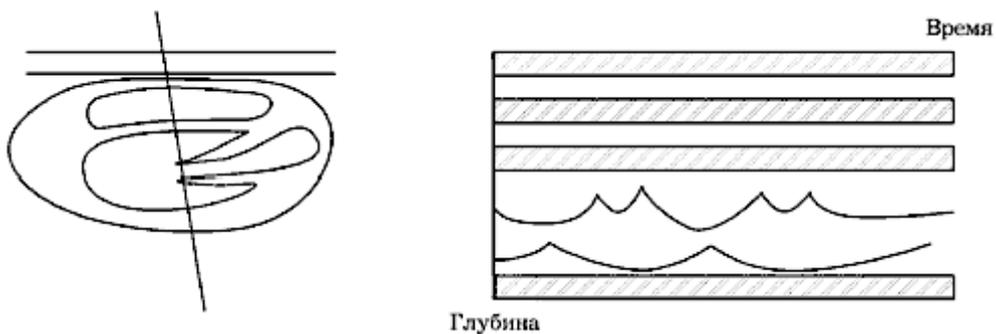


Рис. 28. М-тип развертки.

Для получения двумерного томографического изображения необходимо тем или иным образом произвести перемещение линии сканирования вдоль плоскости сканирования. В приборах медленного сканирования это достигалось перемещением датчика вдоль поверхности тела пациента вручную.

ПРИБОРЫ БЫСТРОГО СКАНИРОВАНИЯ

Приборы быстрого сканирования, или, как их чаще называют, приборы, работающие в реальном времени, в настоящее время полностью заменили приборы медленного, или ручного, сканирования. Это связано с целым рядом преимуществ, которыми обладают эти

приборы: возможность оценивать движение органов и структур в реальном времени (т.е. практически в тот же момент времени); резкое уменьшение затрат времени на исследование; возможность проводить исследования через небольшие акустические окна.

Если приборы медленного сканирования можно сравнить с фотоаппаратом (получение неподвижных изображений), то приборы, работающие в реальном времени — с кино, где неподвижные изображения (кадры) с большой частотой сменяют друг друга, создавая впечатление движения.

В приборах быстрого сканирования используются, как уже говорилось выше, механические и электронные секторные датчики, электронные линейные датчики, электронные конвексные (выпуклые) датчики, механические радиальные датчики.

Некоторое время назад на ряде приборов появились трапециевидные датчики, поле зрения которых имело трапециевидную форму, однако, они не показали преимуществ относительно конвексных датчиков, но сами имели целый ряд недостатков.

В настоящее время наилучшим датчиком для исследования органов брюшной полости, забрюшинного пространства и малого таза является конвексный. Он обладает относительно небольшой контактной поверхностью и очень большим полем зрения в средней и дальней зонах, что упрощает и ускоряет проведение исследования.

При сканировании ультразвуковым лучом результат каждого полного прохода луча называется кадром. Кадр формируется из большого количества вертикальных линий (рис. 29).

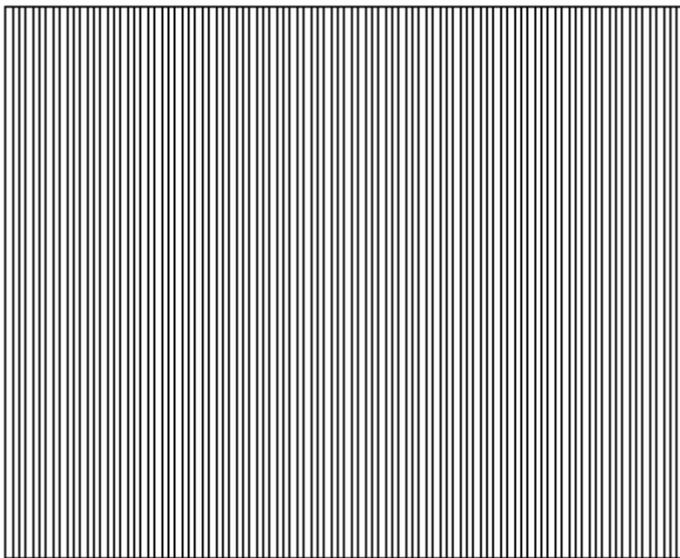


Рис. 29. Формирование изображения отдельными линиями.

Каждая линия — это как минимум один ультразвуковой импульс. Частота повторения импульсов для получения серошкального изображения в современных приборах составляет 1 кГц (1000 импульсов в секунду).

Существует взаимосвязь между частотой повторения импульсов (ЧПИ), числом линий, формирующих кадр, и количеством кадров в единицу времени: **ЧПИ = число линий × частота кадров.**

На экране монитора качество получаемого изображения будет определяться, в частности, плотностью линий. Для линейного датчика плотность линий (линий/см) является отношением числа линий, формирующих кадр, к ширине части монитора, на котором формируется изображение.

Для датчика секторного типа плотность линий (линий/градус) — отношение числа линий, формирующих кадр, к углу сектора.

Чем выше частота кадров, установленная в приборе, тем (при заданной частоте повторения импульсов) меньше число линий, формирующих кадр, меньше плотность линий на экране монитора, ниже качество получаемого изображения. Зато при высокой частоте кадров мы имеем хорошее временное разрешение, что очень важно при эхокардиографических исследованиях.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОПЛЕРОГРАФИИ

Ультразвуковой метод исследования позволяет получать не только информацию о структурном состоянии органов и тканей, но и характеризовать потоки в сосудах. В основе этой способности лежит эффект Доплера — изменение частоты принимаемого звука при движении относительно среды источника или приемника звука или тела, рассеивающего звук. Он наблюдается из-за того, что скорость распространения ультразвука в любой однородной среде является постоянной. Следовательно, если источник звука движется с постоянной скоростью, звуковые волны, излучаемые в направлении движения как бы сжимаются, увеличивая частоту звука. Волны, излучаемые в обратном направлении, как бы растягиваются, вызывая снижение частоты звука (рис. 30).



Рис. 30. Эффект Доплера.

Путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной возможно определить доплеровский сдвиг и рассчитать скорость. Не имеет значения, излучается ли звук движущимся объектом или этот объект отражает звуковые волны. Во втором случае

источник ультразвука может быть неподвижным (ультразвуковой датчик), а в качестве отражателя ультразвуковых волн могут выступать движущиеся эритроциты. Допплеровский сдвиг может быть как положительным (если отражатель движется к источнику звука), так и отрицательным (если отражатель движется от источника звука). В том случае, если направление падения ультразвукового луча не параллельно направлению движения отражателя, необходимо скорректировать доплеровский сдвиг на косинус угла θ между падающим лучом и направлением движения отражателя (рис. 31).

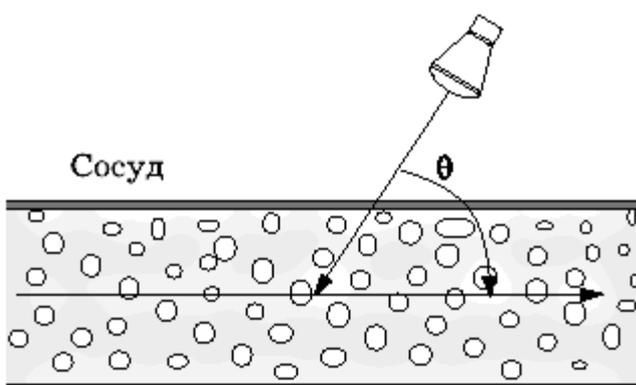


Рис. 31. Угол между падающим лучом и направлением тока крови.

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

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

Ввиду того, что ультразвуковые импульсы, направляемые в ткани, содержат большое количество частот помимо основной, а также из-за того, что скорости отдельных участков

потока неодинаковы, отраженный импульс состоит из большого количества различных частот (рис. 32).

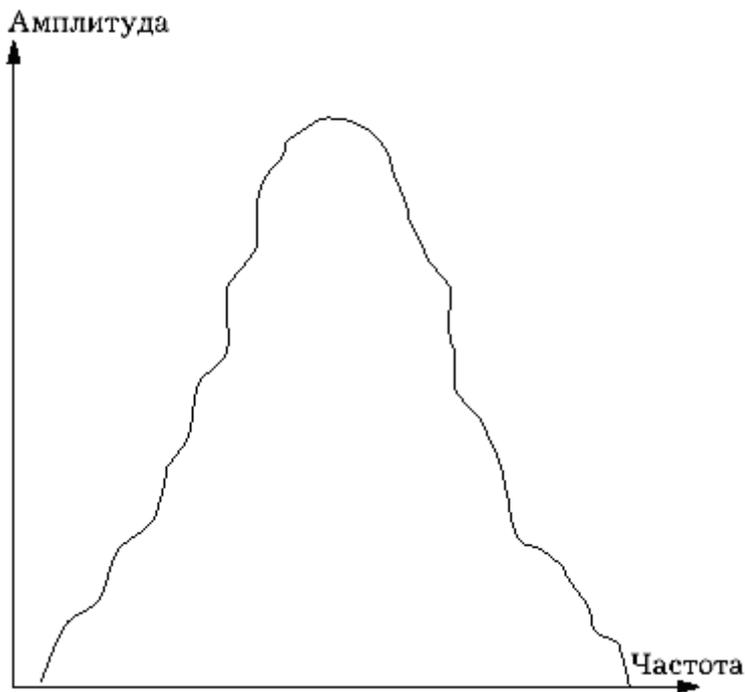


Рис. 32. График спектра ультразвукового импульса.

С помощью быстрого преобразования Фурье частотный состав импульса может быть представлен в виде спектра, который может быть изображен на экране монитора в виде кривой, где по горизонтали откладываются частоты доплеровского сдвига, а по вертикали — амплитуда каждой составляющей. По доплеровскому спектру возможно определять большое количество скоростных параметров кровотока (максимальная скорость, скорость в конце диастолы, средняя скорость и т.д.), однако эти показатели являются углозависимыми и их точность крайне зависит от точности коррекции угла. И если в крупных неизвитых сосудах коррекция угла не вызывает проблем, то в мелких извитых сосудах (сосуды опухоли) определить направление потока достаточно сложно. Для решения этой проблемы был предложен ряд почти углонезависимых индексов, наиболее распространенными из которых являются индекс резистентности и пульсаторный индекс. Индекс резистентности является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к максимальной скорости потока (рис. 33). Пульсаторный индекс является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к средней скорости потока.

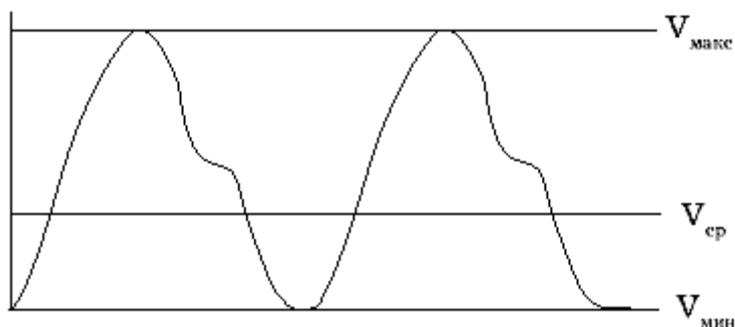


Рис. 33. Расчет индекса резистентности и пульсаторного индекса.

Получение доплеровского спектра с одного контрольного объема позволяет оценивать кровоток в очень небольшом участке. Цветовая визуализация потоков (цветовое доплеровское картирование) позволяет получать двумерную информацию о кровотоках в реальном времени в дополнение к обычной серошкальной двумерной визуализации. Цветовая доплеровская визуализация расширяет возможности импульсного принципа получения изображения. Сигналы, отраженные от неподвижных структур, распознаются и представляются в серошкальном виде. Если отраженный сигнал имеет частоту, отличную от излученного, то это означает, что он отразился от движущегося объекта. В этом случае производится определение доплеровского сдвига, его знак и величина средней скорости. Эти параметры используются для определения цвета, его насыщенности и яркости. Обычно направление потока к датчику кодируется красным, а от датчика — синим цветом. Яркость цвета определяется скоростью потока.

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

АРТЕФАКТЫ

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

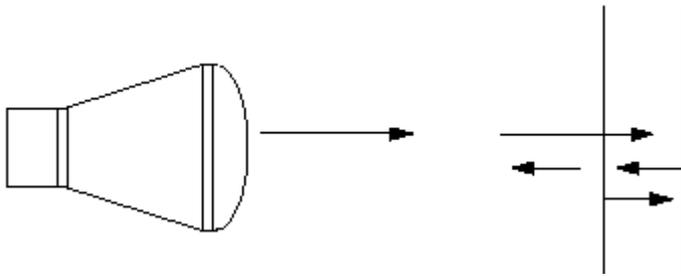


Рис. 34. Реверберация.

Результатом этого будет появление на экране монитора несуществующих отражающих поверхностей, которые будут располагаться за вторым отражателем на расстоянии равном расстоянию между первым и вторым отражателями. Уменьшить реверберации иногда удается изменением положения датчика. Вариантом реверберации является артефакт, получивший название "хвост кометы". Он наблюдается в том случае, когда ультразвук вызывает собственные колебания объекта. Этот артефакт часто наблюдается позади мелких пузырьков газа или мелких металлических предметов. Ввиду того, что далеко не всегда весь отраженный сигнал возвращается к датчику (рис. 35), возникает артефакт эффективной отражательной поверхности, которая меньше реальной отражательной поверхности.

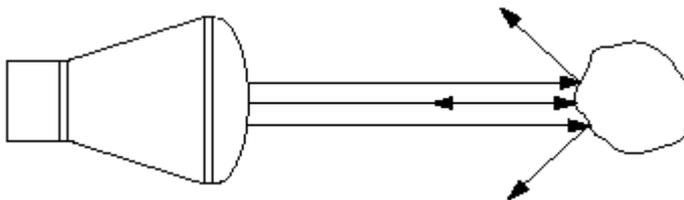


Рис. 35. Эффективная отражательная поверхность.

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

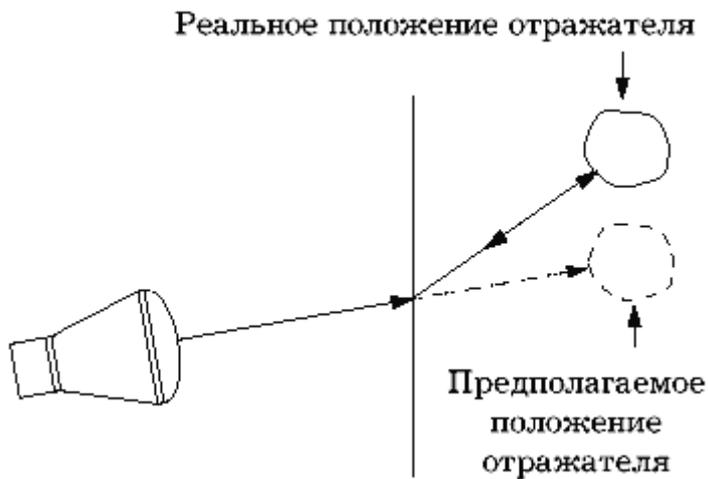


Рис. 36. Эффективная отражательная поверхность.

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

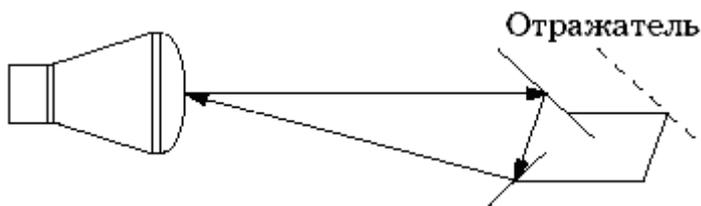


Рис. 37. Зеркальный артефакт.

Зеркальные артефакты часто возникают около диафрагмы.

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



Рис. 38. Акустическая тень.

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



Рис. 39. Дистальное псевдоусиление эха.

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

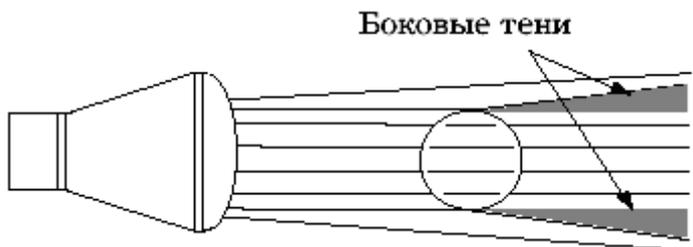


Рис. 40. Боковые тени.

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

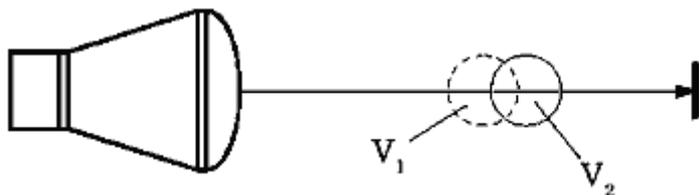


Рис. 41. Искажения из-за различия в скорости проведения ультразвука (V_1 и V_2) различными средами.

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

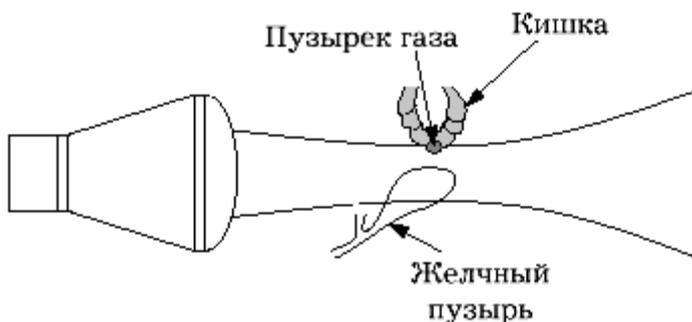


Рис. 42. Артефакт толщины ультразвукового луча.

КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА РАБОТЫ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ АППАРАТУРЫ

Контроль качества ультразвукового оборудования включает в себя определение относительной чувствительности системы, осевой и боковой разрешающей способностей, мертвой зоны, правильности работы измерителя расстояния, точности регистрации, правильности работы ВАРУ, определение динамического диапазона серой шкалы и т.д. Для контроля качества работы ультразвуковых приборов используются специальные тест-объекты или тканево-эквивалентные фантомы (рис. 43). Они являются коммерчески

доступными, однако в нашей стране мало распространены, что делает практически невозможным провести поверку ультразвукового диагностического оборудования на местах.

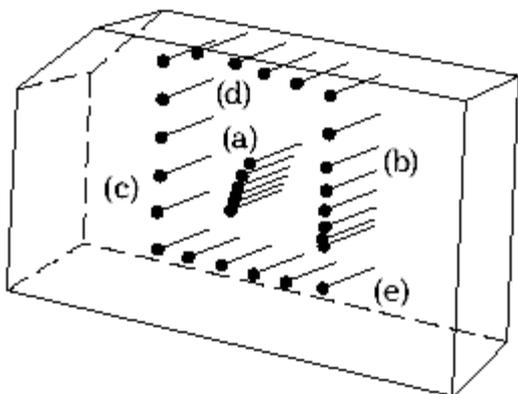


Рис. 43. Тест-объект Американского института ультразвука в медицине.

БИОЛОГИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ УЛЬТРАЗВУКА И БЕЗОПАСНОСТЬ

Биологическое действие ультразвука и его безопасность для больного постоянно дискутируется в литературе. Знания о биологическом воздействии ультразвука базируются на изучении механизмов воздействия ультразвука, изучении эффекта воздействия ультразвука на клеточные культуры, экспериментальных исследованиях на растениях, животных и, наконец, на эпидемиологических исследованиях.

Ультразвук может вызывать биологическое действие путем механических и тепловых воздействий. Затухание ультразвукового сигнала происходит из-за поглощения, т.е. превращения энергии ультразвуковой волны в тепло. Нагрев тканей увеличивается с увеличением интенсивности излучаемого ультразвука и его частоты. Кавитация — это образование в жидкости пульсирующих пузырьков, заполненных газом, паром или их смесью. Одной из причин возникновения кавитации может являться ультразвуковая волна. Так вреден ультразвук или нет?

Исследования, связанные с воздействием ультразвука на клетки, экспериментальные работы на растениях и животных, а также эпидемиологические исследования позволили сделать Американскому институту ультразвука в медицине следующее заявление, которое в последний раз было подтверждено в 1993 году:

"Никогда не сообщалось о подтвержденных биологических эффектах у пациентов или лиц, работающих на приборе, вызванных облучением (ультразвуком), интенсивность которого типична для современных ультразвуковых диагностических установок. Хотя существует возможность, что такие биологические эффекты могут быть выявлены в будущем, современные данные указывают, что польза для больного при благоразумном

использовании диагностического ультразвука перевешивает потенциальный риск, если таковой вообще существует".

НОВЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ В УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Происходит бурное развитие ультразвуковой диагностики, постоянное совершенствование ультразвуковых диагностических приборов. Можно предположить несколько основных направлений будущего развития этого диагностического метода.

Возможно дальнейшее совершенствование доплеровских методик, особенно таких, как энергетический доплер, доплеровская цветовая визуализация тканей.

Трехмерная эхография в будущем может стать весьма важным направлением ультразвуковой диагностики. В настоящий момент существуют несколько коммерчески доступных ультразвуковых диагностических установок, позволяющих проводить трехмерную реконструкцию изображений, однако, пока клиническое значение этого направление остается неясным.

Концепция применения ультразвуковых контрастов была впервые выдвинута R.Gramiak и P.M.Shah в конце шестидесятых при эхокардиографическом исследовании. В настоящее время существует коммерчески доступный контраст "Эховист" (Шеринг), применяемый для визуализации правых отделов сердца. Недавно он был модифицирован с уменьшением размеров частиц контраста и может рециркулировать в кровеносной системе человека ("Левовист", Шеринг). Этот препарат существенно улучшает доплеровский сигнал, как спектральный, так и цветовой, что может оказаться существенным для оценки опухолевого кровотока.

Внутриполостная эхография с использованием ультратонких датчиков открывает новые возможности для исследования полых органов и структур. Однако в настоящее время широкое применение этой методики ограничивается высокой стоимостью специализированных датчиков, которые к тому же могут применяться для исследования ограниченное число раз (1÷40).

Компьютерная обработка изображений с целью объективизации получаемой информации является перспективным направлением, которое может в будущем улучшить точность диагностики незначительных структурных изменений в паренхиматозных органах. К сожалению, полученные к настоящему времени результаты существенного клинического значения не имеют.

Тем не менее то, что еще вчера казалось в ультразвуковой диагностике далеким будущим, стало сегодня обычной рутинной практикой и, вероятно, в ближайшее время мы станем свидетелями внедрения новых ультразвуковых диагностических методик в клиническую практику.

ЛИТЕРАТУРА

1. American Institute of Ultrasound in Medicine. AIUM Bioeffects Committee. — J. Ultrasound Med. — 1983; 2: R14.

2. AIUM Evaluation of Biological Effects Research Reports. Bethesda, MD, American Institute of Ultrasound in Medicine, 1984.
3. American Institute of Ultrasound in Medicine. AIUM Safety Statements. — *J. Ultrasound Med.*— 1983; 2: R69.
4. American Institute of Ultrasound in Medicine. Statement on Clinical Safety. — *J. Ultrasound Med.* — 1984; 3: R10.
5. Banjavic RA. Design and maintenance of a quality assurance for diagnostic ultrasound equipment. — *Semin. Ultrasound* — 1983; 4: 10-26.
6. Bioeffects Committee. Safety Considerations for Diagnostic Ultrasound. Laurel, MD, American Institute of Ultrasound in Medicine, 1991.
7. Bioeffects Conference Subcommittee. Bioeffects and Safety of Diagnostic Ultrasound. Laurel, MD, American Institute of Ultrasound in Medicine, 1993.
8. Eden A. The Search for Christian Doppler. New York, Springer-Verlag, 1992.
9. Evans DH, McDicken WN, Skidmore R, et al. Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation, and Clinical Applications. New York, Wiley & Sons, 1989.
10. Gill RW. Measurement of blood flow by ultrasound: accuracy and sources of errors. — *Ultrasound Med. Biol.* — 1985; 11: 625-641.
11. Guyton AC. Textbook of Medical Physiology. 7th edition. Philadelphia, WB Saunders, 1986, 206-229.
12. Hunter TB, Haber K. A comparison of real-time scanning with conventional static B-mode scanning. — *J. Ultrasound Med.* — 1983; 2: 363-368.
13. Kisslo J, Adams DB, Belkin RN. Doppler Color Flow Imaging. New York, Churchill Livingstone, 1988.
14. Kremkau FW. Biological effects and possible hazards. In: Campbell S, ed. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. London, WB Saunders, 1983, 395-405.
15. Kremkau FW. Doppler angle error due to refraction. — *Ultrasound Med. Biol.* — 1990; 16: 523-524. — 1991; 17: 97.
16. Kremkau FW. Doppler shift frequency data. — *J. Ultrasound Med.* — 1987; 6: 167.
17. Kremkau FW. Safety and long-term effects of ultrasound: What to tell your patients. In: Platt LD, ed. *Perinatal Ultrasound; Clin. Obstet. Gynecol.*— 1984; 27: 269-275.
18. Kremkau FW. Technical topics (a column appearing bimonthly in the Reflections section). — *J. Ultrasound Med.* — 1983; 2.
19. Laing FC. Commonly encountered artifacts in clinical ultrasound. — *Semin. Ultrasound* —1983; 4: 27-43.
20. Merrit CRB, ed. Doppler Color Imaging. New York, Churchill Livingstone, 1992.
21. MilnorWR. Hemodynamics. 2nd edition. Baltimore, Williams & Wilkins, 1989.
22. Nachtigall PE, Moore PWB. Animal Sonar. New York, Plenum Press, 1988.
23. Nichols WW, O'Rourke MF. McDonald's Blood Flow in Arterials. Philadelphia, Lea &Febiger, 1990.
24. Powis RL, Schwartz RA. Practical Doppler Ultrasound for the Clinician. Baltimore, Williams & Wilkins, 1991.
25. Safety Considerations for Diagnostic Ultrasound. Bethesda, MD, American Institute of Ultrasound in Medicine, 1984.
26. Smith HJ, Zagzebski J. Basic Doppler Physics. Madison, WI, Medical Physics Publishing, 1991.
27. Zweibel WJ. Review of basic terms in diagnostic ultrasound. — *Semin. Ultrasound* — 1983; 4: 60-62.
28. Zwiebel WJ. Physics. — *Semin. Ultrasound* — 1983; 4:1-62.
29. П. Голямина, гл. ред. Ультразвук. Москва, "Советская Энциклопедия", 1979.

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

- Основой ультразвукового метода исследования является:
А. визуализация органов и тканей на экране прибора
Б. взаимодействие ультразвука с тканями тела человека
В. прием отраженных сигналов
Г. излучение ультразвука
Д. серошкальное представление изображения на экране прибора
- Ультразвук — это звук, частота которого не ниже:
А. 15 кГц
Б. 20000 Гц
В. 1 МГц Г. 30 Гц Д. 20 Гц
- Скорость распространения ультразвука возрастает, если:
А. плотность среды возрастает
Б. плотность среды уменьшается
В. упругость возрастает
Г. плотность, упругость возрастают
Д. плотность уменьшается, упругость возрастает
- Усредненная скорость распространения ультразвука в мягких тканях составляет:
А. 1450 м/с
Б. 1620 м/с
В. 1540 м/с
Г. 1300 м/с
Д. 1420 м/с
- Скорость распространения ультразвука определяется:
А. частотой
Б. амплитудой
В. длиной волны
Г. периодом
Д. средой
- Длина волны в мягких тканях с увеличением частоты:
А. уменьшается
Б. остается неизменной
В. увеличивается
- Имея значения скорости распространения ультразвука и частоты, можно рассчитать:
А. амплитуду
Б. период
В. длину волны
Г. амплитуду и период Д. период и длину волны
- С увеличением частоты коэффициент затухания в мягких тканях:
А. уменьшается
Б. остается неизменным
В. увеличивается
- Какой из следующих параметров определяет свойства среды, через которую проходит ультразвук:
А. сопротивление
Б. интенсивность
В. амплитуда

- Г частота
Д. период
10. Какой параметр из следующих не может быть определен из имеющихся остальных:
А. частота
Б. период
В. амплитуда
Г. длина волны
Д. скорость распространения
11. Ультразвук отражается от границы сред, имеющих различия в:
А. плотности
Б. акустическом сопротивлении
В. скорости распространения ультразвука
Г. упругости
Д. скорости распространения ультразвука и упругости
12. Для того, чтобы рассчитать расстояние до отражателя, нужно знать:
А. затухание, скорость, плотность
Б. затухание, сопротивление
В. затухание, поглощение
Г. время возвращения сигнала, скорость
Д. плотность, скорость
13. Ультразвук может быть сфокусирован:
А. искривленным элементом
Б. искривленным отражателем
В. линзой
Г. фазированной антенной
Д. всем вышеперечисленным
14. Осевая разрешающая способность определяется:
А. фокусировкой
Б. расстоянием до объекта
В. типом датчика
Г. числом колебаний в импульсе
Д. средой
15. Поперечная разрешающая способность определяется:
А. фокусировкой
Б. расстоянием до объекта
В. типом датчика
Г. числом колебаний в импульсе
Д. средой