

Физические свойства ультразвука.

Введение

Несмотря на то, что ультразвук применяется в медицине уже несколько десятилетий, в анестезиологии и реаниматологии его используют относительно недавно. Ультразвуковая навигация позволяет повысить качество проводимых инвазивных манипуляций, протоколы осмотра пациентов в критических состояниях выполнены для улучшения диагностики непосредственно на месте оказания помощи, поэтому все ведущие мировые общества и ассоциации рекомендовали включить в образование специалистов интенсивной терапии, неотложной помощи, анестезиологов обучение ультразвуковым технологиям.

Введение

В данную программу были включены следующие темы: физические свойства ультразвука, общие принципы катетеризации сосудов с помощью ультразвука, характеристика ультразвуковых признаков в диагностике объема и характера поражения легких, ургентная сонография при травме FAST протокол, ультразвук в оценке волемического статуса пациентов в критическом состоянии, УЗИ для диагностики обратимых причин остановки сердца.

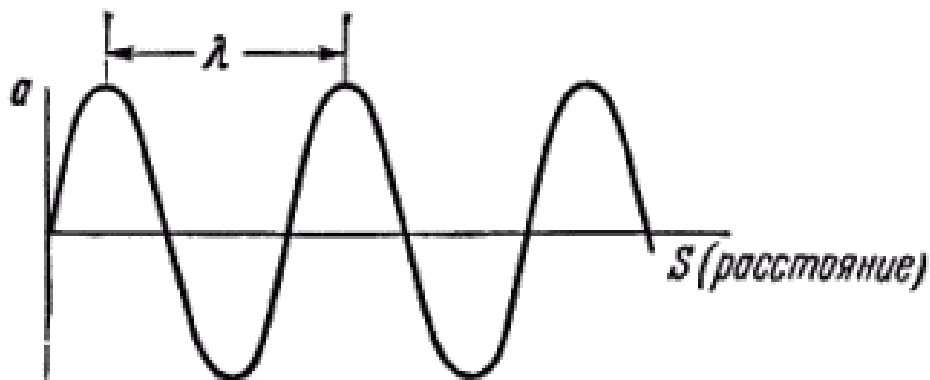
Основные понятия.

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.

Основные понятия.

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

Волна переносит энергию, но не материю. В отличие от электромагнитных волн (свет, радиоволны и т.д.) для распространения звука необходима среда — он не может распространяться в вакууме.



Основные понятия.

Как и все волны, звук можно описать рядом параметров. Это частота, длина волны, скорость

распространения в среде, период, амплитуда и интенсивность. Частота, период,

амплитуда и интенсивность определяются источником звука, скорость распространения

— средой, а длина волны — и источником звука, и средой. Частота — это число полных

колебаний (циклов) за период времени в 1 секунду. Единицами измерения

частоты являются герц (Гц) и мегагерц (МГц). Один герц — это одно колебание в секунду.

Один мегагерц = 1000000 герц. Что же делает звук “ультра”? Это частота. Верхняя граница

слышимого звука — 20000 Гц (20 килогерц (кГц)) — является нижней границей ультразвукового диапазона. Ультразвуковые локаторы летучих мышей работают в диапазоне 25-500 кГц.

Основные понятия.

В современных ультразвуковых приборах для получения изображения используется ультразвук частотой от 2 МГц и выше. Период — это время, необходимое для получения одного полного цикла

колебаний. Единицами измерения периода являются секунда (с) и микросекунда (мкс).

Одна микросекунда является одной миллионной долей секунды. Период (мкс) = $1/\text{частота}$ (МГц). Длина волны — это длина, которую занимает в пространстве одно колебание.

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 представлены скорости распространения ультразвука в некоторых тканях тела человека. Усредненная скорость распространения ультразвука в тканях тела человека составляет 1540 м/с — на эту скорость запрограммировано большинство ультразвуковых диагностических приборов.

Основные понятия.

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 (усредненно)	1,54
Вода (20 ⁰ С)	1,48
Воздух	0,33

Скорость распространения ультразвука в мягких тканях.

Основные понятия.

Скорость распространения ультразвука (C), частота (f) и длина волны (Y) связаны между собой следующим уравнением: $C=f \times Y$. Так как в нашем случае скорость считается постоянной (1540 м/с), то оставшиеся две переменные 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).

Основные понятия.

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. 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. 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.

Основные понятия.

Амплитуда ультразвуковой волны — это максимальное отклонение наблюдаемой физической переменной от среднего значения. Интенсивность ультразвука — это отношение мощности волны к площади, по которой распределяется ультразвуковой поток. Измеряется в ваттах на квадратный сантиметр (Вт/см^2). 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.

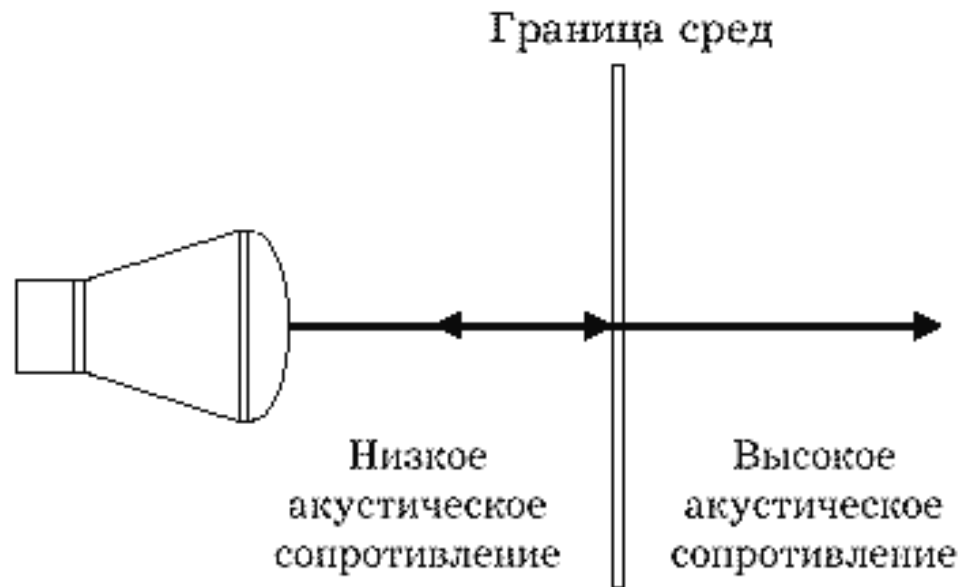
Основные понятия.

Частота, МГц	Усредненный коэффициент затухания для мягких тканей, дБ/см	Уменьшение интенсивности на глубине	
		1 см (%)	10 см (%)
1	1	21	90,0
2	2	37	99,0
3	3	50	99,0
5	5	68	99,999
7	7	80	->100
10	10	90	->100

Усредненный коэффициент затухания в мягких тканях.

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.

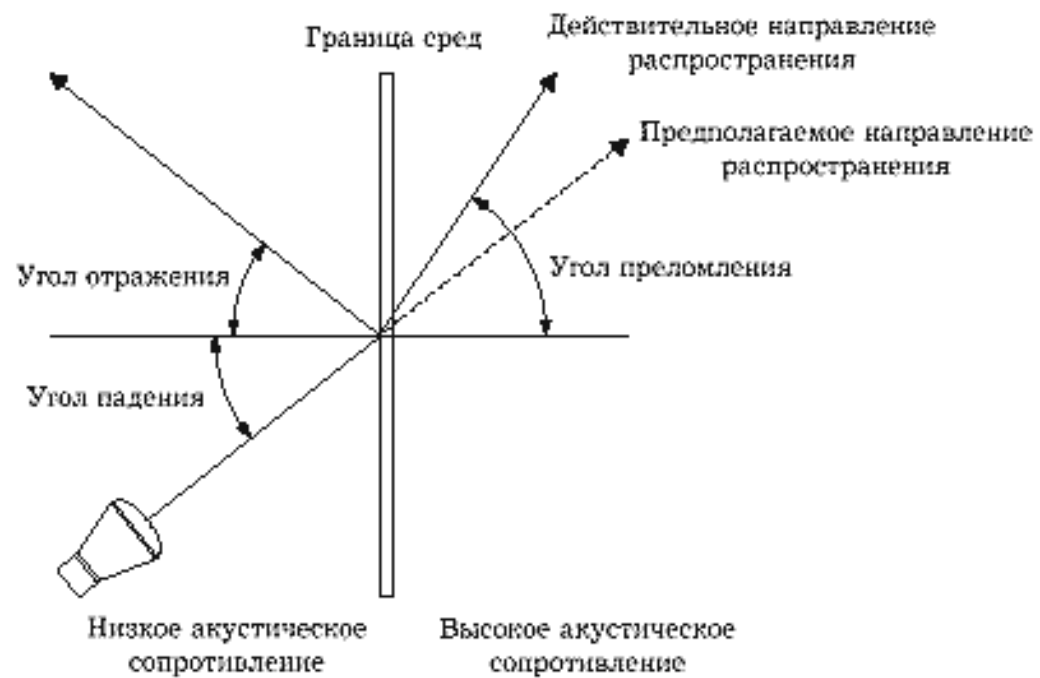


Перпендикулярное падение ультразвукового луча.

ОТРАЖЕНИЕ И РАССЕЙВАНИЕ.

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.

ОТРАЖЕНИЕ И РАССЕЙИВАНИЕ.



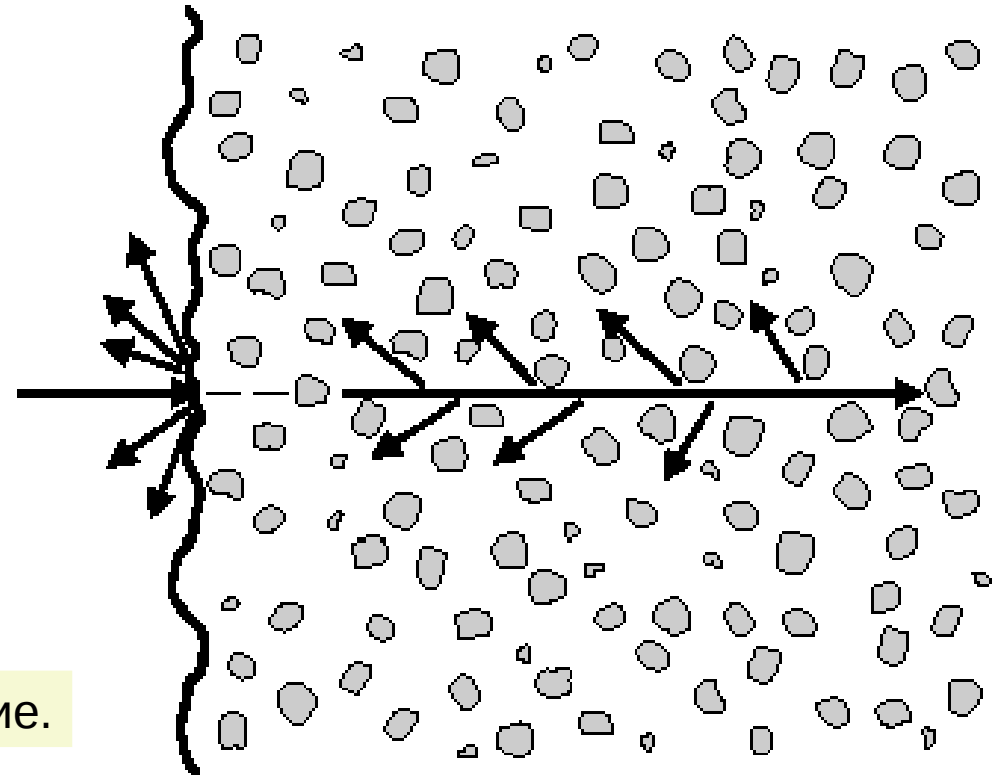
Наклонное падение
ультразвукового луча

ОТРАЖЕНИЕ И РАССЕЙВАНИЕ.

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).

ОТРАЖЕНИЕ И РАССЕЙВАНИЕ.

В случае, если длина волны сопоставима с неровностями отражающей поверхности или имеется неоднородность самой среды, происходит рассеивание ультразвука. При обратном рассеивании ультразвук отражается в том направлении, откуда пришел исходный луч.

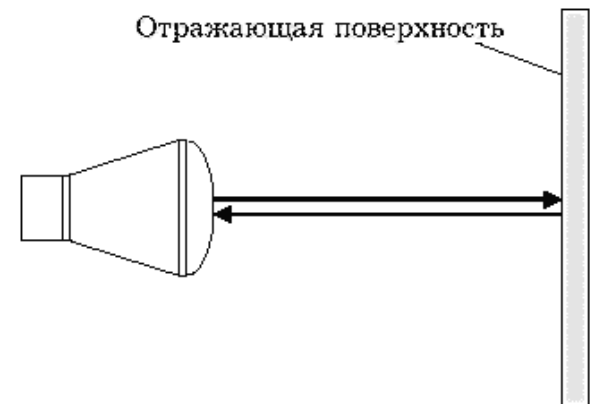


Обратное рассеивание.

ОТРАЖЕНИЕ И РАССЕЙВАНИЕ.

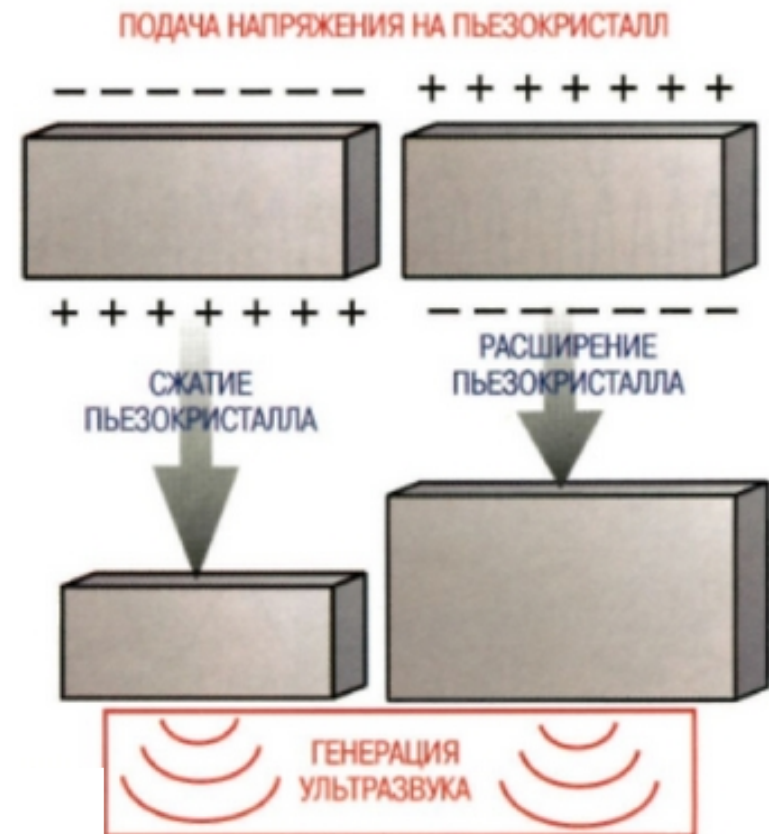
Интенсивность рассеянных сигналов увеличивается с увеличением неоднородности среды и увеличением частоты (т.е. уменьшением длины волны) ультразвука. Рассеивание относительно мало зависит от направления падающего луча и, следовательно, позволяет лучше визуализировать отражающие поверхности, не говоря 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. 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.

Измерение расстояния с помощью
ультразвука.



ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

Для получения ультразвука используются специальные преобразователи или 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.



Обратный пьезоэлектрический эффект.

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

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.

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

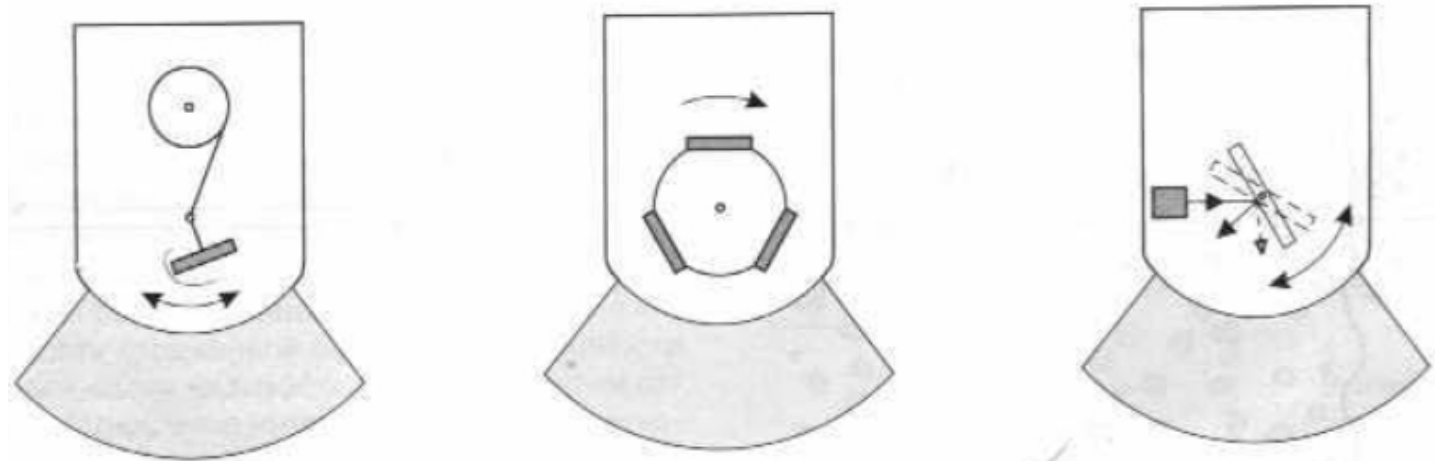
Детектирование отраженных сигналов базируется на прямом пьезоэлектрическом эффекте. Возвращающиеся сигналы вызывают колебания пьезоэлемента и появление на его гранях переменного электрического тока.



Прямой пьезоэффект.

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

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", "трансдюсер", "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.

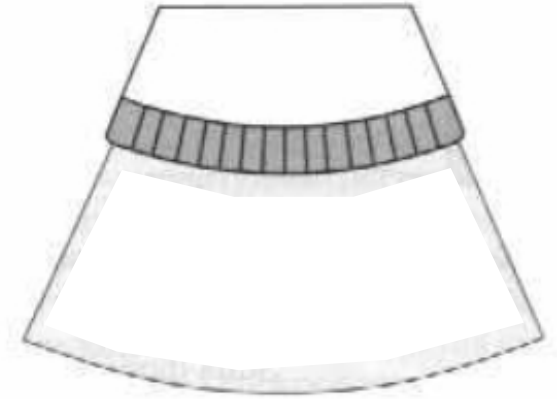
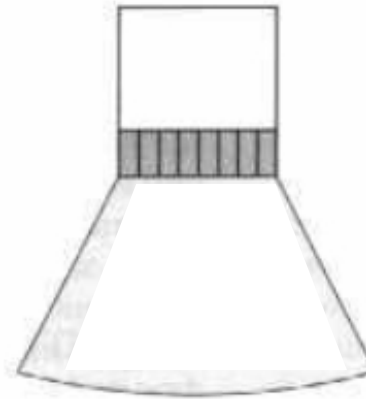
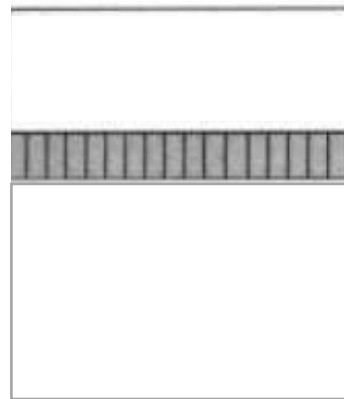


Механические секторные датчики

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

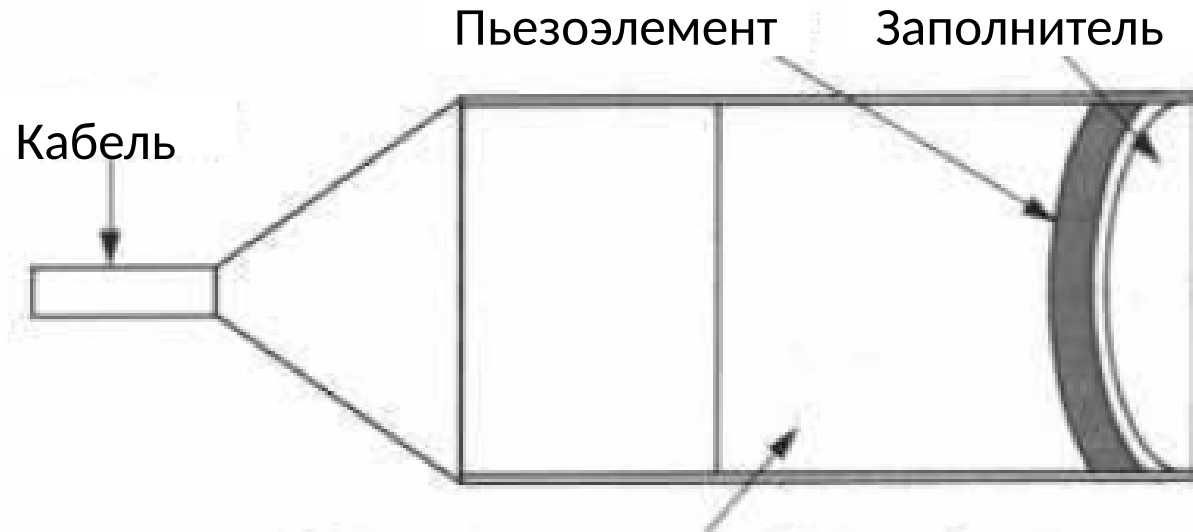
Изображение на экране в этом случае имеет форму сектора (секторные датчики) или окружности (круговые датчики). Электронные датчики являются многоэлементными и в зависимости от формы получаемого изображения могут быть секторными, линейными, конвексными (выпуклыми).

Электронные многоэлементные датчики.



ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

Развертка изображения в секторном датчике достигается за счет качания ультразвукового луча с его одновременной фокусировкой. В линейных и конвексных датчиках развертка изображения достигается путем возбуждения группы элементов с пошаговым их перемещением вдоль антенной решетки с одновременной фокусировкой. Ультразвуковые датчики в деталях отличаются устройством друг от друга, однако их принципиальная схема представлена на рисунке ниже.

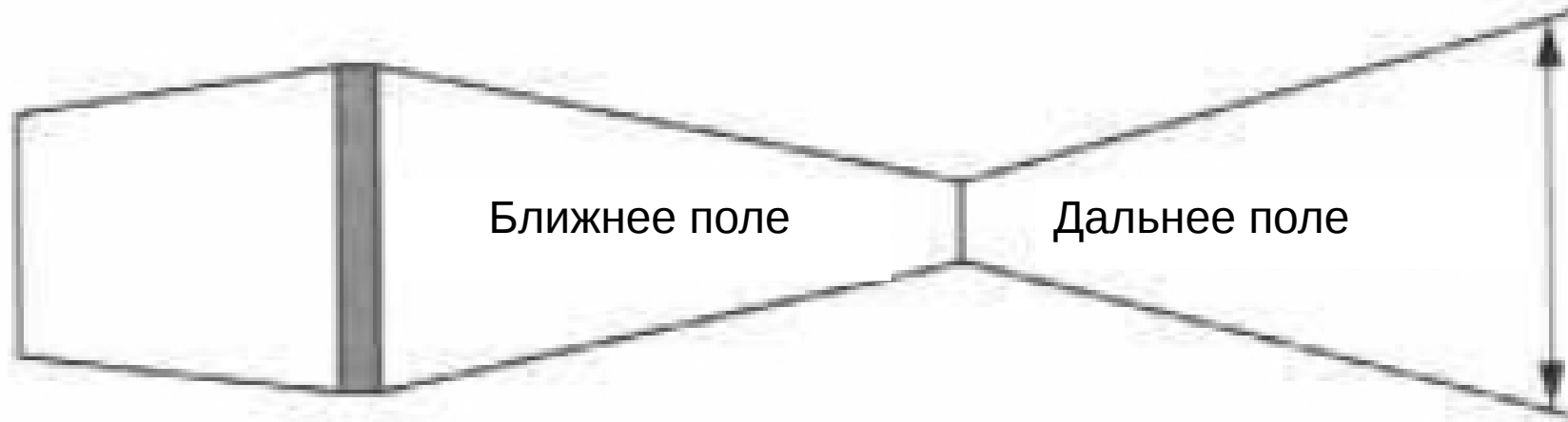


Устройство ультразвукового датчика

Материал, гасящий колебания

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

Одноэлементный трансдьюсер в форме диска в режиме непрерывного излучения образует ультразвуковое поле, форма которого меняется в зависимости от расстояния.



Два поля нефокусированного
трандьюсера.

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

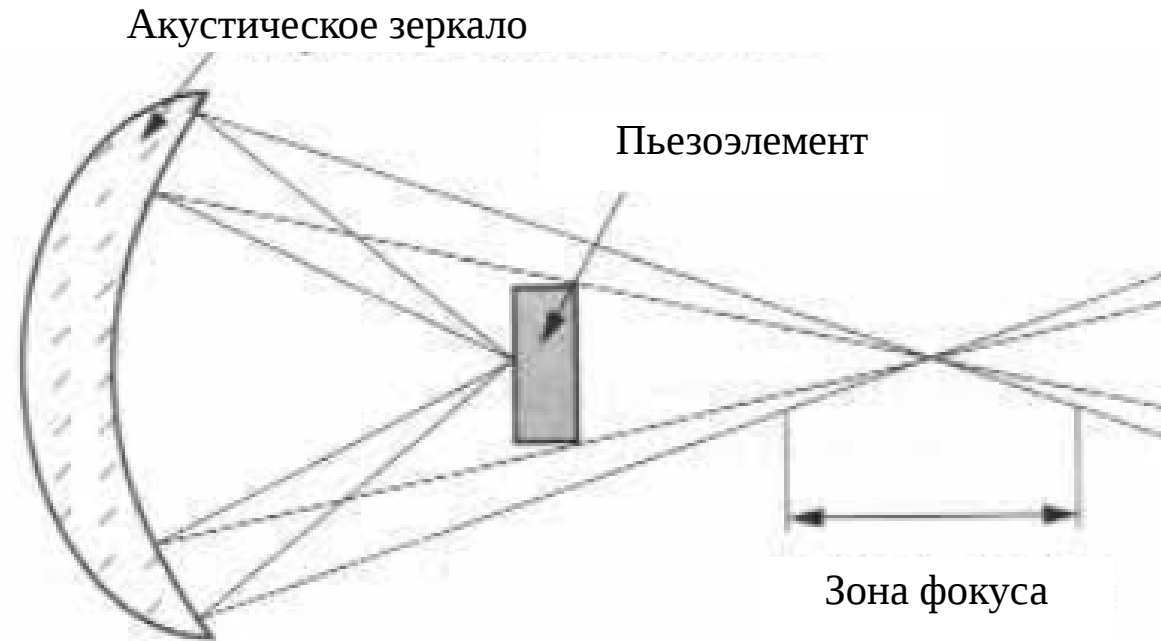
Иногда могут наблюдаться дополнительные ультразвуковые “потоки”, получившие названия боковых лепестков. Расстояние от диска на длину протяженности ближнего поля (зоны) называется ближней зоной. Зона за границей ближней называется дальней. Протяженность ближней зоны равна отношению квадрата диаметра трансдьюсера 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. 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.

Фокусировка с помощью
акустической линзы.



ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

Другим способом фокусировки является использование акустического зеркала. В этом случае, изменяя расстояние между зеркалом и трансдьюсером, мы будем менять фокусное расстояние.

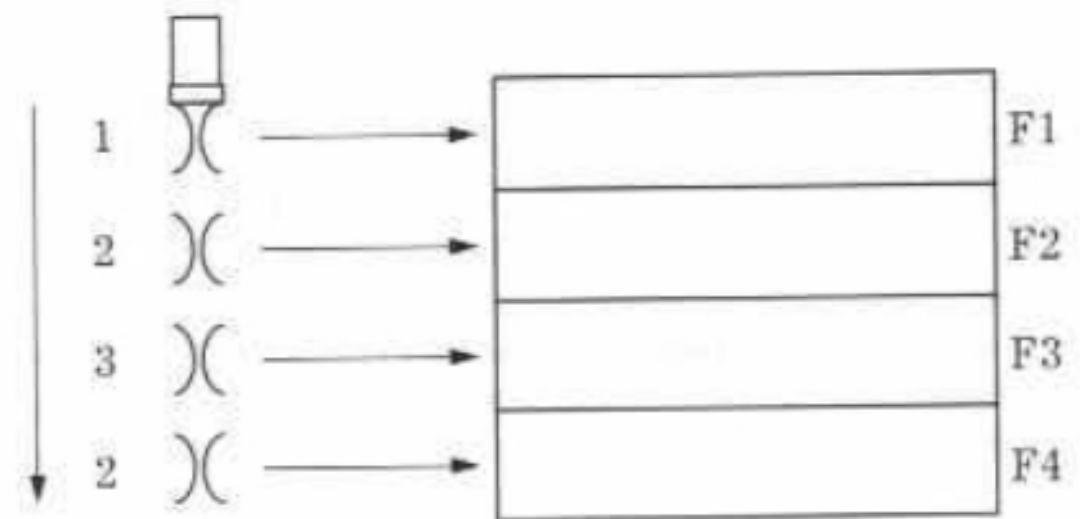


Фокусировка с помощью акустического зеркала.

ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

В современных приборах с многоэлементными электронными датчиками основой фокусировки является электронная фокусировка. 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 и информация, полученная с этой зоны, была сохранена. Далее — выбор следующей зоны фокуса, получение информации, сохранение. И так далее.

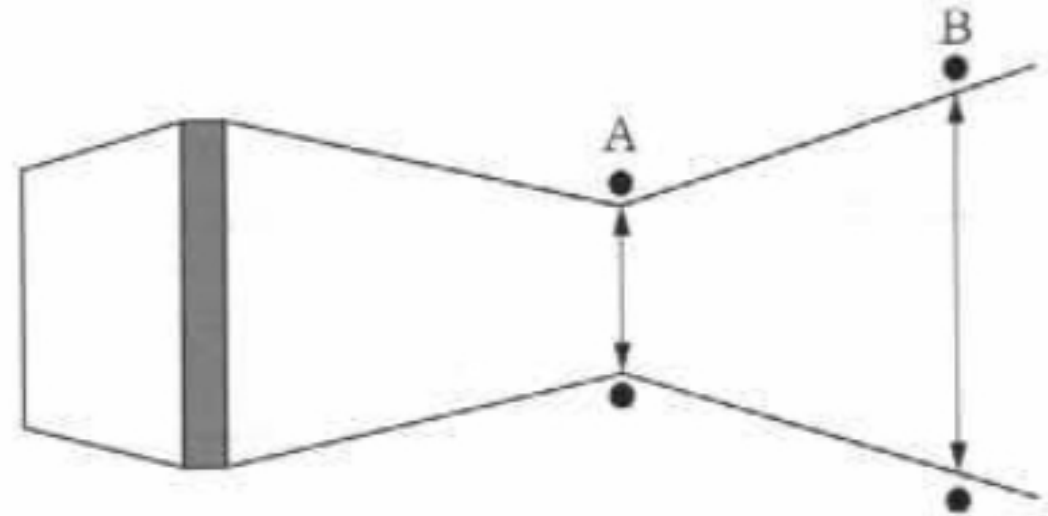
Способ динамической фокусировки.



ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

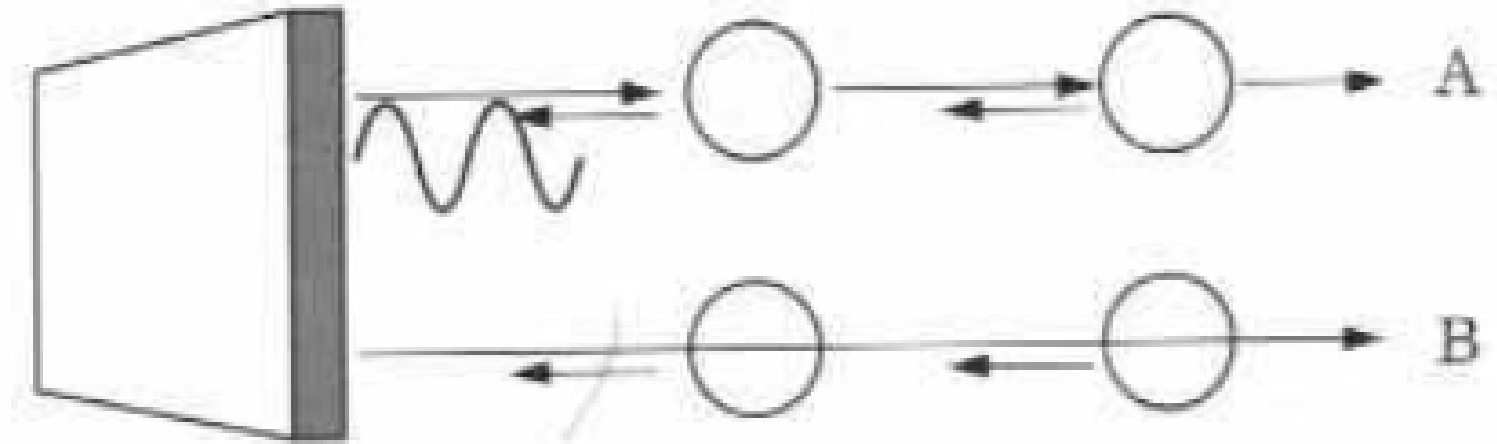
В результате получается комбинированное изображение, сфокусированное по всей глубине. Следует, правда, отметить, что такой способ фокусировки требует значительных временных затрат на получение одного изображения (кадра), что вызывает уменьшение частоты кадров и мерцание изображения. Почему же столько 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.

Боковая разрешающая способность в зоне фокуса является наилучшей (А), ухудшаясь по мере удаления от датчика (В).



ДАТЧИКИ И УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВОЛНА.

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. 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.



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

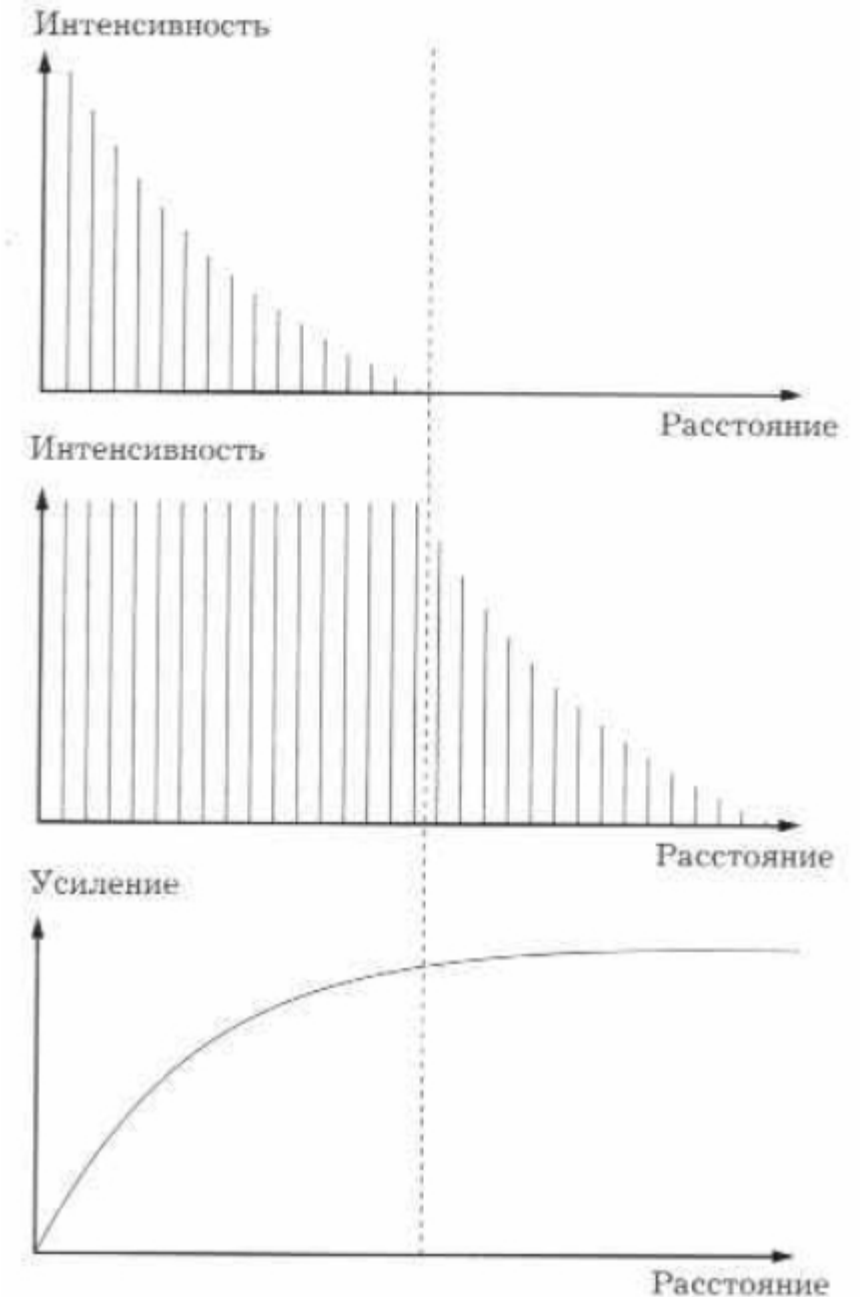
ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ.

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. Генератор импульсов посылает электрические импульсы на трансдьюсер, 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).

ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ.

Ввиду того, что затухание ультразвукового сигнала в тканях происходит по экспоненциальному закону, яркость объектов на экране с увеличением глубины прогрессивно падает.

Компенсация тканевого поглощения.



ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ.

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.

ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ.

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.

ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ.

Появление в 70-х годах приборов, которые позволяли передавать на экране монитора оттенки серого

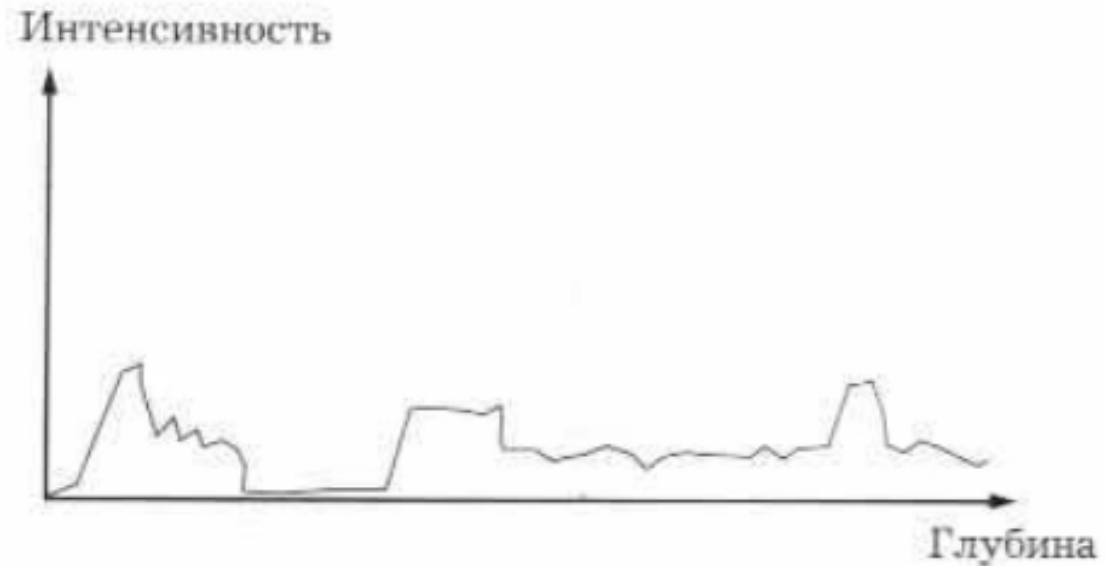
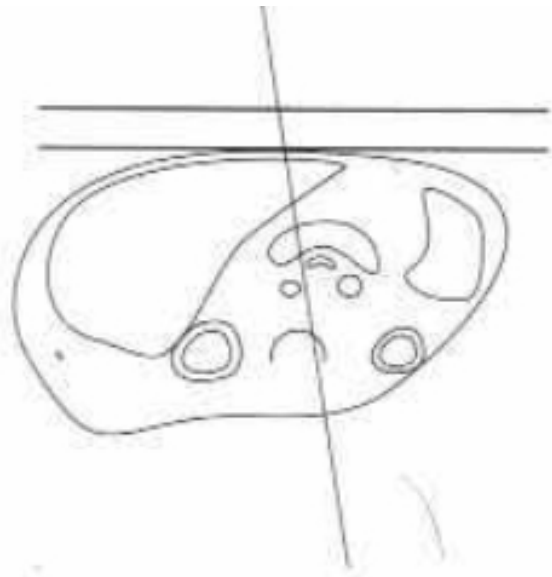
цвета, знаменовало начало эры серошкальных приборов. Эти приборы давали возможность получать информацию, которая была недостижима при использовании приборов с бистабильным изображением. Развитие компьютерной техники и микроэлектроники позволило вскоре перейти от аналоговых изображений к цифровым. Цифровые изображения в ультразвуковых установках формируются на больших матрицах (обычно 512x512 пикселей) с числом градаций серого 16-32-64-128-256

(4-5-6-7-8 бит). При визуализации на глубину 20 см на матрице 512x512 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.

ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ.

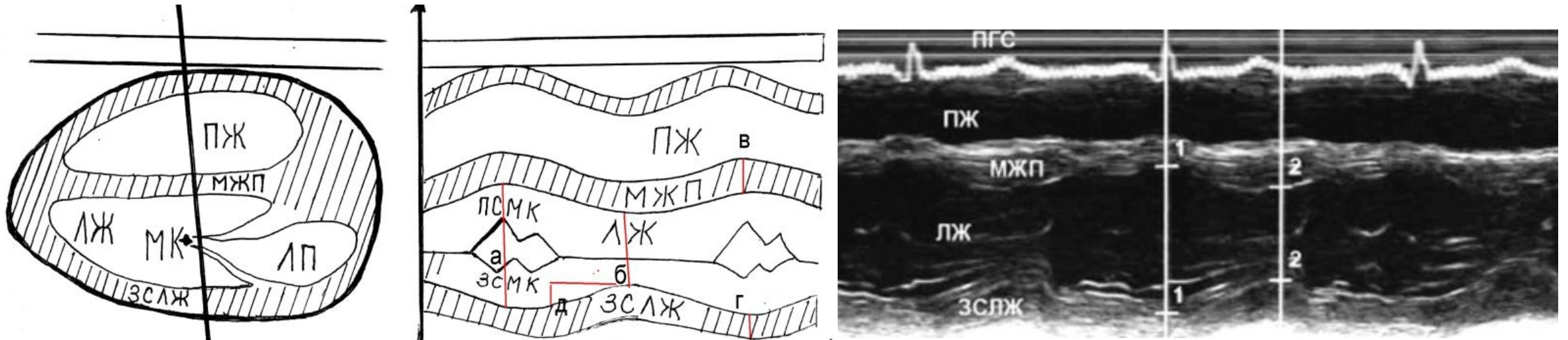
При А-типе развертки (А — вместо английского слова “амплитуда” (Amplitude) по одной оси откладывается расстояние от датчика, по другой — интенсивность отраженного сигнала. Это классический режим, который присутствует в современных офтальмологических аппаратах, но во всех диагностических сканерах общего плана его уже нет.



А-тип развертки сигнала.

ПРИБОРЫ МЕДЛЕННОГО СКАНИРОВАНИЯ.

В-тип развертки (В — вместо английского слова “яркость” (Brightness)) позволяет вдоль линии сканирования получить информацию об интенсивности отраженных сигналов в виде различия яркости отдельных точек, составляющих эту линию. М-тип (иногда ТМ) развертки (М — вместо английского слова “движение” (Motion)) 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. 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.



М-режим развертки.

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. В приборах быстрого сканирования используются, как уже говорилось выше, механические и электронные секторные датчики, электронные линейные датчики, электронные конвексные (выпуклые) датчики, механические радиальные датчики. 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. Каждая линия— это как минимум один ультразвуковой импульс.

ПРИБОРЫ БЫСТРОГО СКАНИРОВАНИЯ.

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: $\text{ЧПИ} = \text{число линий} \times \text{частота кадров}$. 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, тем меньше плотность линий на экране монитора, тем ниже качество получаемого изображения. Правда, при высокой частоте кадров мы имеем хорошее временное разрешение, что очень важно при эхокардиографических исследованиях.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОППЛЕРОГРАФИИ.

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, путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной возможно определить доплеровский сдвиги рассчитать скорость.

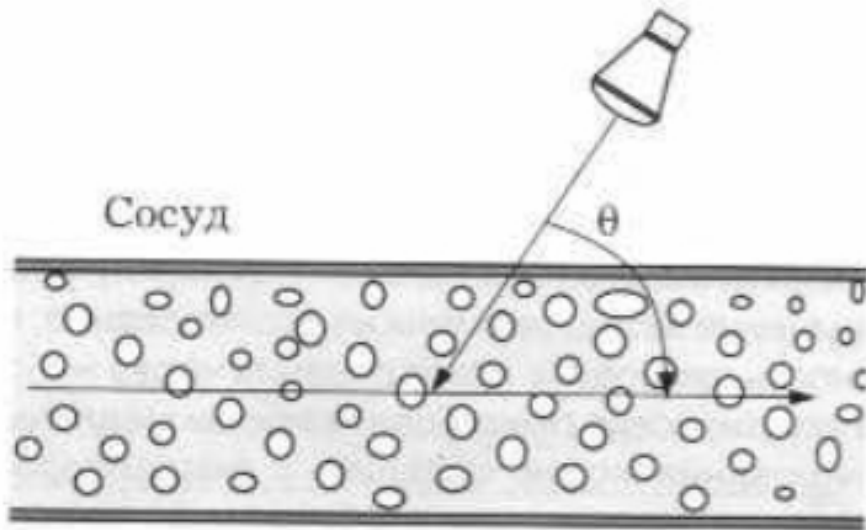


Эффект доплера.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОППЛЕРОГРАФИИ.

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 « α » между падающим лучом и направлением движения отражателя.



Угол между падающим лучом и направлением тока крови.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОППЛЕРОГРАФИИ.

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. Постоянноволновые 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.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОППЛЕРОГРАФИИ.

Для того, чтобы оценить кровоток 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 Найк-виста). 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.

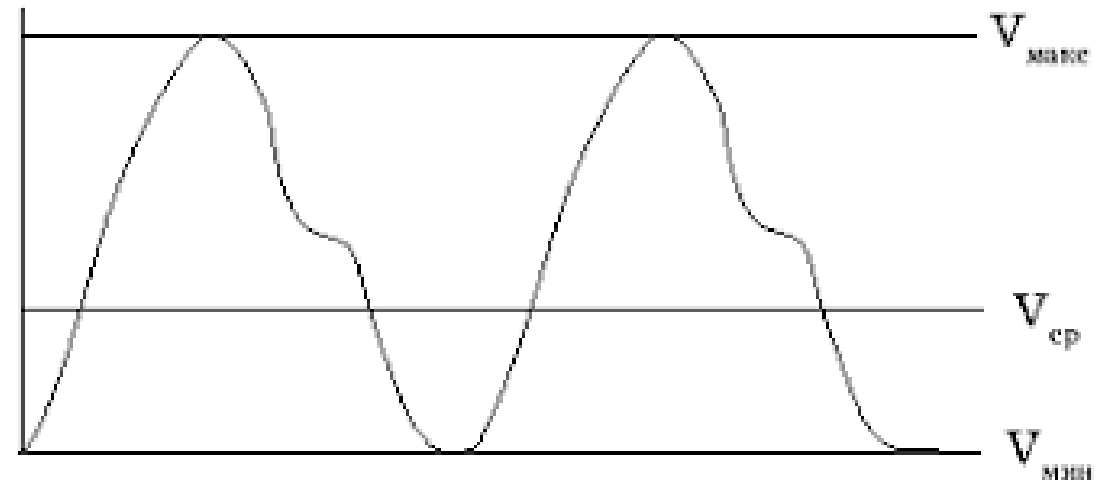
ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОППЛЕРОГРАФИИ.

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. 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 уголзависимыми 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.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОППЛЕРОГРАФИИ.

Для решения этой проблемы был предложен ряд почти уголнезависимых индексов, наиболее распространенными из которых являются индекс резистентности и пульсаторный индекс. Индекс резистентности является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к максимальной скорости потока.

Расчет индекса резистентности и пульсаторного индекса.



ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОППЛЕРОГРАФИИ.

Пульсаторный индекс является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к средней скорости потока. 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 углозависимым, правда, ценой потери возможности определения абсолютного значения скорости и направления потока.