

Физические и технические основы ультразвуковых исследований

лекция для сертификационного цикла врачей
ультразвуковой диагностики

к.м.н, доцент медицинского института
Васильев В.А.

Ультразвуковые волны (колебания)

– это упругие колебания среды с частотой лежащей выше диапазона слышимых человеком звуков, то есть **свыше 20кГц (20000 Гц)**

Они обладают высокой проникающей способностью, относятся (условно) к неионизирующим излучениям, практически не оказывают вредного воздействия на организм

Биологические эффекты ультразвука

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.

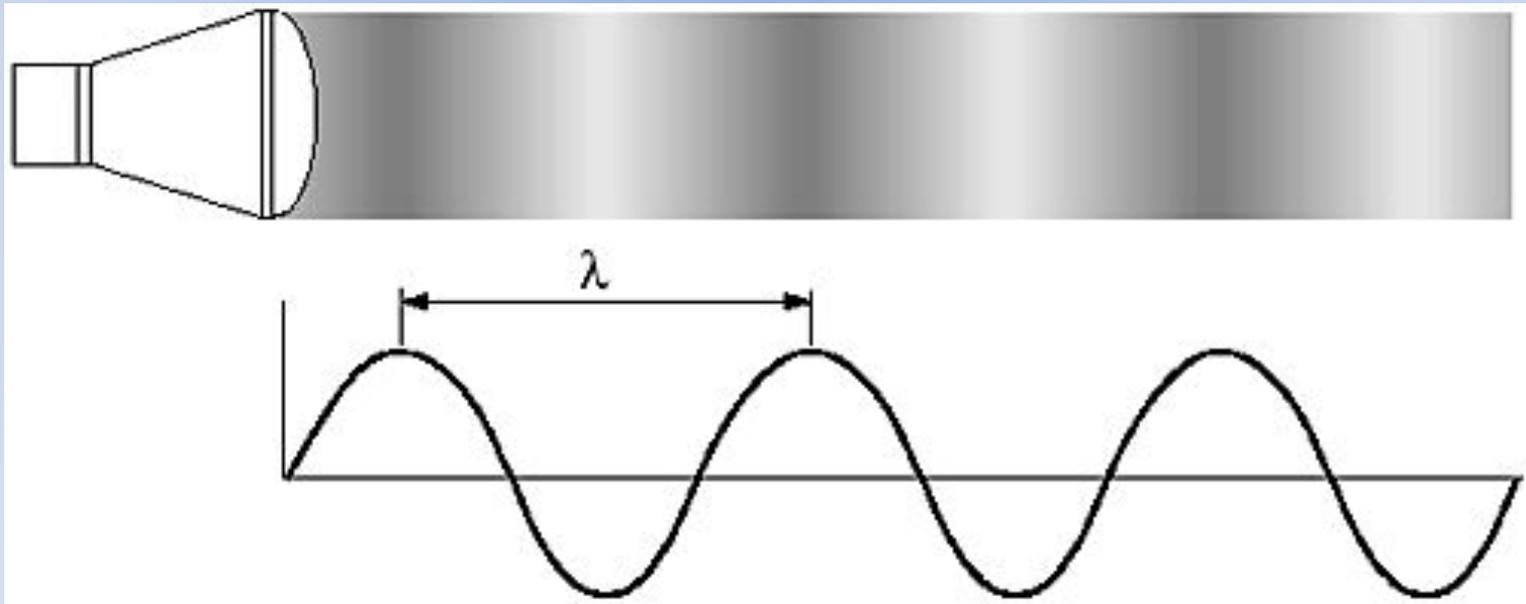
Нагрев тканей увеличивается с увеличением интенсивности излучаемого ультразвука и его частоты.

Кавитация — это образование в жидкости пульсирующих пузырьков, заполненных газом, паром или их смесью. Одной из причин возникновения кавитации может являться ультразвуковая волна.

Применение ультразвука в медицинской диагностике связано с возможностью получения изображения внутренних органов и структур. Основой метода является взаимодействие ультразвука с тканями тела человека.

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

Изменение давления и плотности в ультразвуковой волне

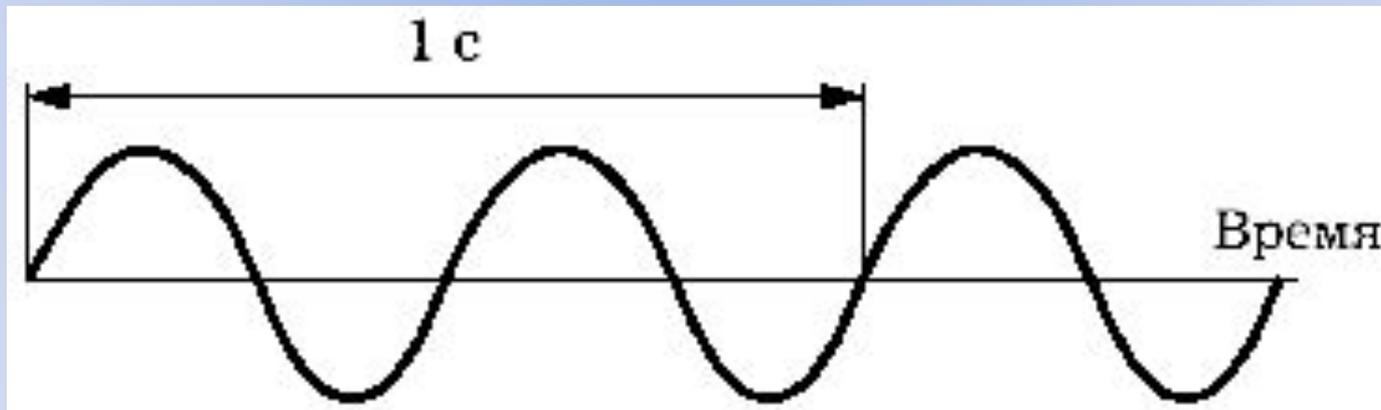


Параметры звуковых волн

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



Параметры ультразвуковых колебаний

Единицами измерения частоты являются **герц** (Гц) и **мегагерц** (МГц).

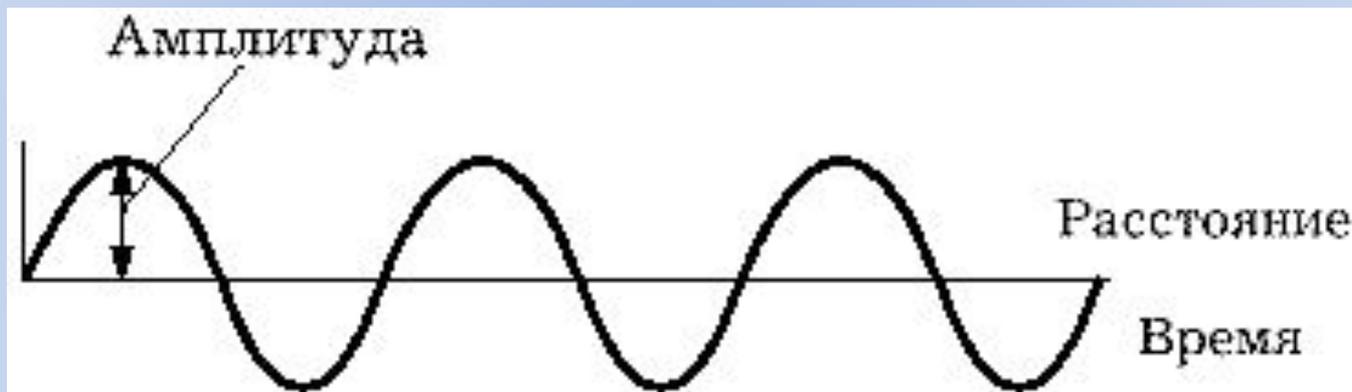
Один герц — это одно колебание в секунду. Один мегагерц = 1000000 герц.

Верхняя граница слышимого звука — **20000** Гц (20 кГц) — является нижней границей ультразвукового диапазона.

В современных ультразвуковых приборах для получения изображения используется ультразвук частотой **от 2 МГц и выше**.

Параметры ультразвуковых колебаний

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/кв.см)

Параметры ультразвуковых колебаний

Скорость распространения ультразвука определяется **плотностью и упругостью** среды.

Скорость распространения ультразвука увеличивается при увеличении упругости и уменьшении плотности среды.

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

Скорость распространения ультразвука (C), частота (f) и длина волны (λ) связаны между собой следующим **уравнением**:

$$C = f \times \lambda$$

Скорость распространения ультразвука в тканях тела человека

Ткани	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

Понятие и характеристики импульсного ультразвука

Для получения изображения в ультразвуковой диагностике используется не ультразвук, который излучается трансдьюсером непрерывно (постоянной волной), а ультразвук, излучаемый в **виде коротких импульсов** (импульсный).

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

Затухание ультразвуковых колебаний

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.

Затухание ультразвуковых колебаний

Децибел — логарифмическая единица уровней, затуханий и усиления.

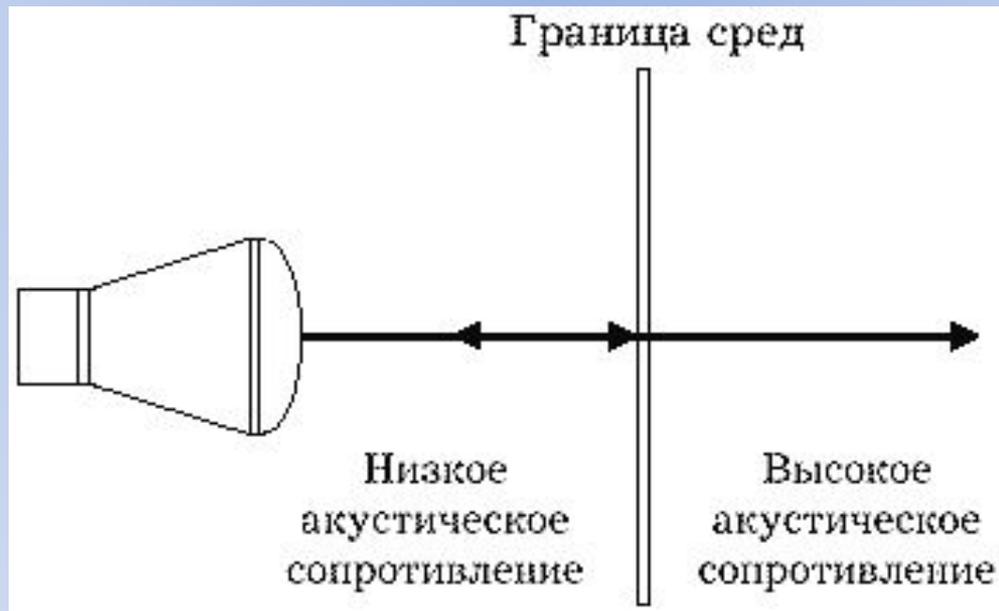
Децибел — десятая часть бела, то есть десятая часть логарифма безразмерного отношения физической величины к одноименной физической величине, принимаемой за исходную.

Децибел — это безразмерная единица, применяемая для измерения отношения некоторых величин — «энергетических» (мощности, энергии, плотности потока мощности и т. п.) или «силовых» (силы тока, напряжения и т. п.). Иными словами, децибел — это относительная величина.

При прохождении ультразвука через ткани на границе сред с **различным акустическим сопротивлением и скоростью проведения** ультразвука возникают явления отражения, преломления, рассеивания и поглощения.

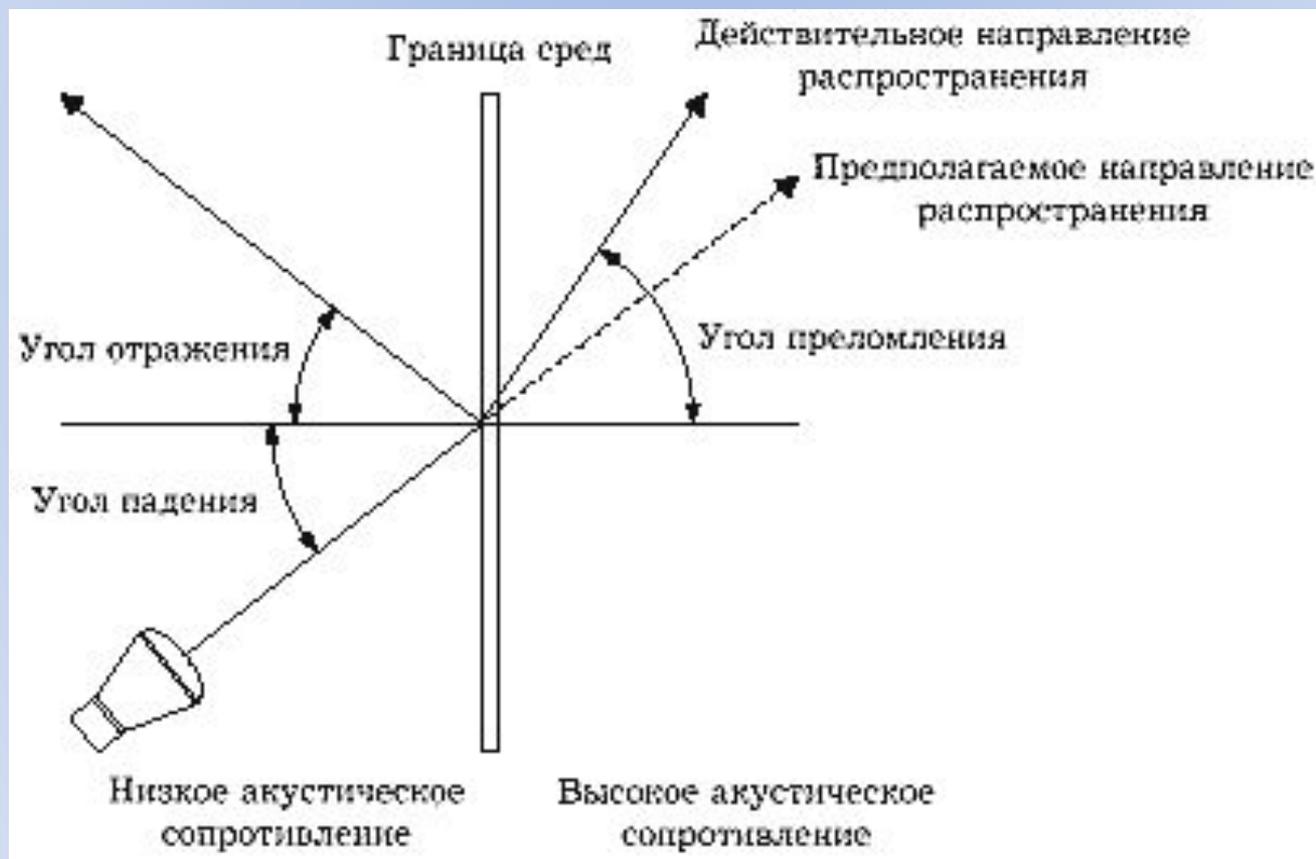
В зависимости от угла говорят о **перпендикулярном и наклонном** (под углом) падения ультразвукового луча.

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



При наклонном падении ультразвукового луча определяют **угол падения, угол отражения и угол преломления**.

Угол падения равен углу отражения. Преломление — это изменение направления распространения ультразвукового луча при пересечении им границы сред с различными скоростями проведения ультразвука.



Эффект Доплера

Кристиан Андреас Доплер, нем. *Christian Doppler*

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

Эффект Доплера

Простая схема, иллюстрирующая эффект Доплера



Эффект Доплера

Путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной возможно определить **доплеровский сдвиг** и рассчитать **скорость движения объекта**.

Не имеет значения, излучается ли звук движущимся объектом или этот объект отражает звуковые волны. Во втором случае источник ультразвука может быть неподвижным (ультразвуковой датчик), а в качестве отражателя ультразвуковых волн могут выступать **движущиеся эритроциты**.

Доплеровский сдвиг может быть как **положительным** (если отражатель движется к источнику звука), так и **отрицательным** (если отражатель движется от источника звука).

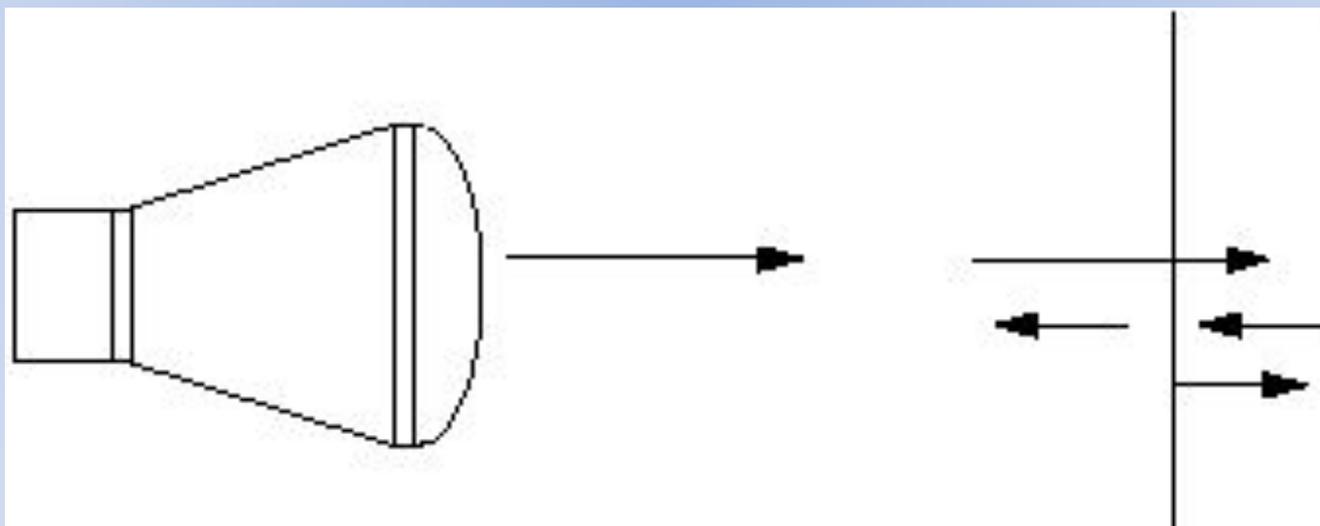
Артефакты

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.

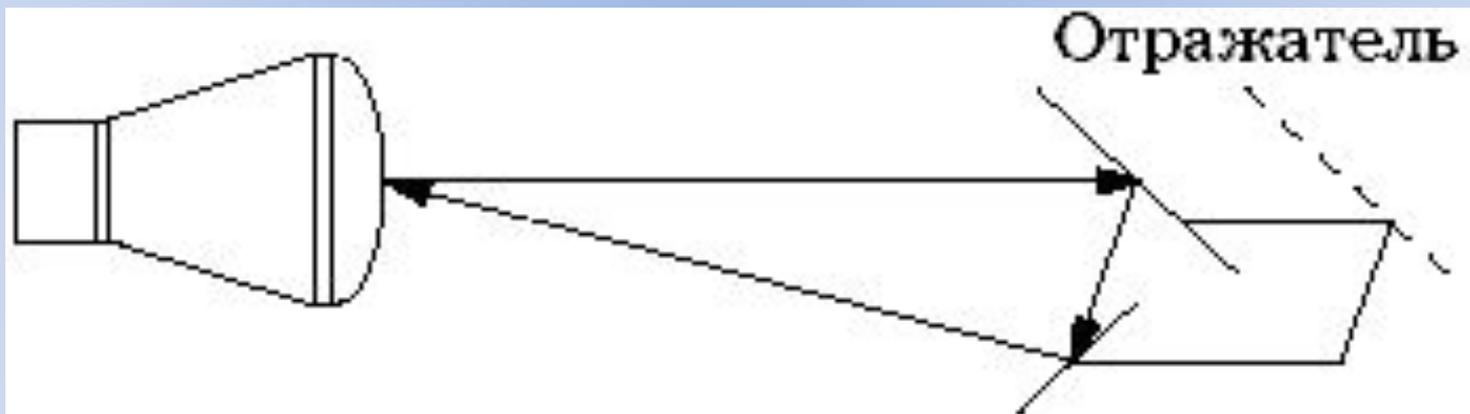
При этом часть энергии ультразвукового импульса многократно отражается от этих поверхностей, каждый раз частично возвращаясь к датчику через равные промежутки времени

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



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



Зеркальные артефакты часто возникают около диафрагмы

Артефакт **акустической тени** возникает за сильно отражающими или сильно поглощающими ультразвуком структурами. Механизм образования акустической тени аналогичен формированию оптической.



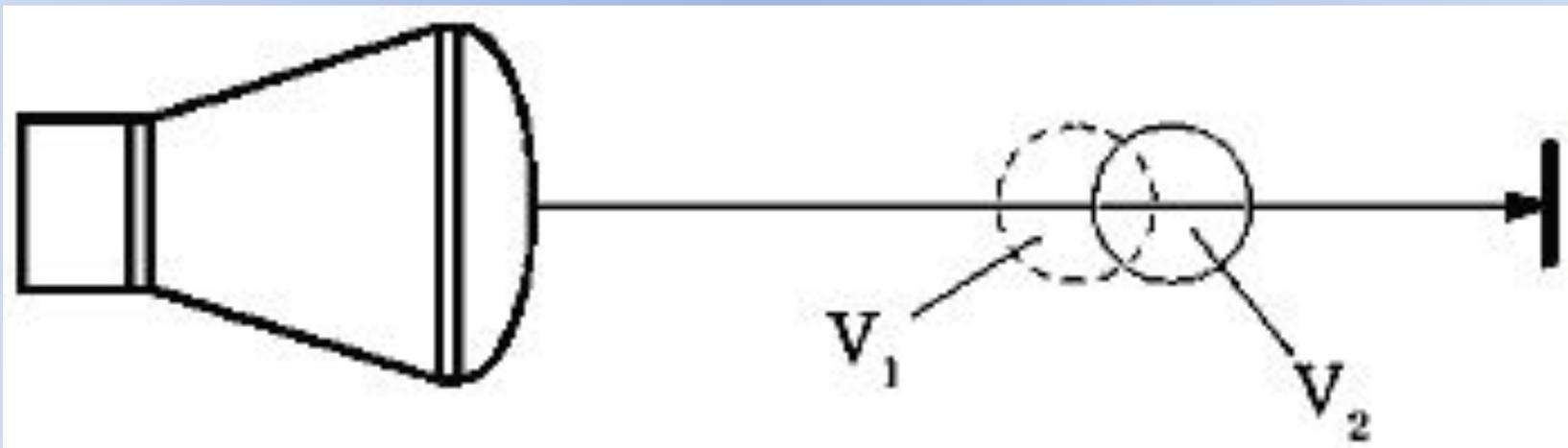
Артефакт **дистального псевдоусиления** сигнала возникает позади слабо поглощающих ультразвук структур (жидкостные, жидкостьсодержащие образования).



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

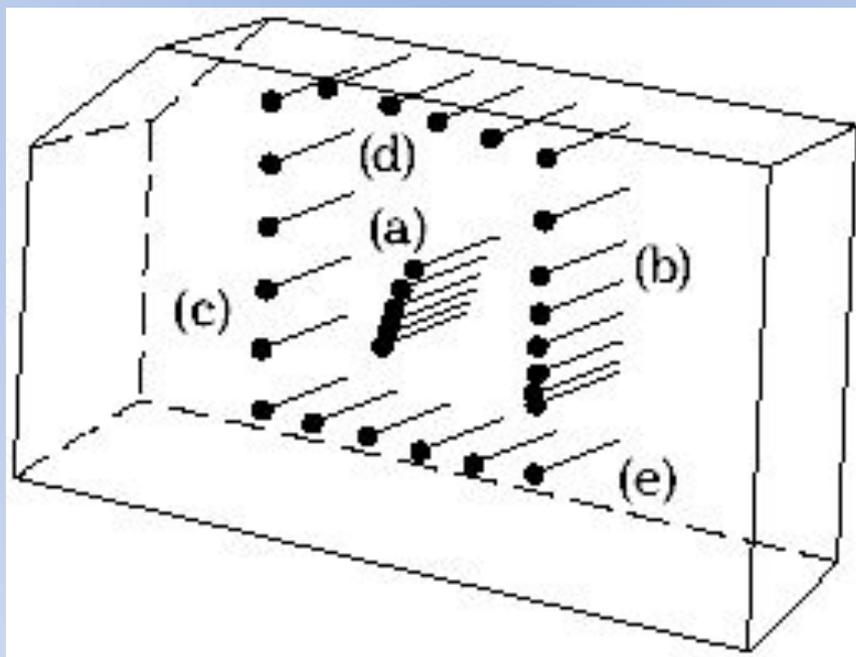


Артефакты, связанные с **неправильным определением скорости** ультразвука, возникают из-за того, что реальная скорость распространения ультразвука в той или иной ткани больше или меньше усредненной (1,54 м/с) скорости, на которую запрограммирован прибор



Контроль качества ультразвукового оборудования включает в себя определение относительной чувствительности системы, осевой и боковой разрешающей способностей, мертвой зоны, правильности работы измерителя расстояния, точности регистрации, определение динамического диапазона серой шкалы и т.д.

Для контроля качества работы ультразвуковых приборов используются специальные тест-объекты или тканево-эквивалентные фантомы. Они являются коммерчески доступными, однако в нашей стране мало распространены.



Устройство ультразвуковой аппаратуры



УЗ сканер может принадлежать к **четырёх группам** данного вида приборов:

- простой УЗ сканер;
- УЗ сканер среднего класса;
- УЗ сканер повышенного класса;
- УЗ сканер высокого класса

Одним из технических параметров, по которым определяют, к какому классу относится тот или иной ультразвуковой сканер, является максимальное число приемных и передающих каналов. Чем выше число каналов, тем лучше **чувствительность и разрешающая способность**, которыми обладает ультразвуковой сканер. И тем выше будет **качество изображения**, которое будет выдавать ультразвуковой сканер

Устройство ультразвукового аппарата

1. Датчик – пьезокерамическая пластинка, или кристалл (титанит или цирконат свинца)

2. Усилитель сигнала

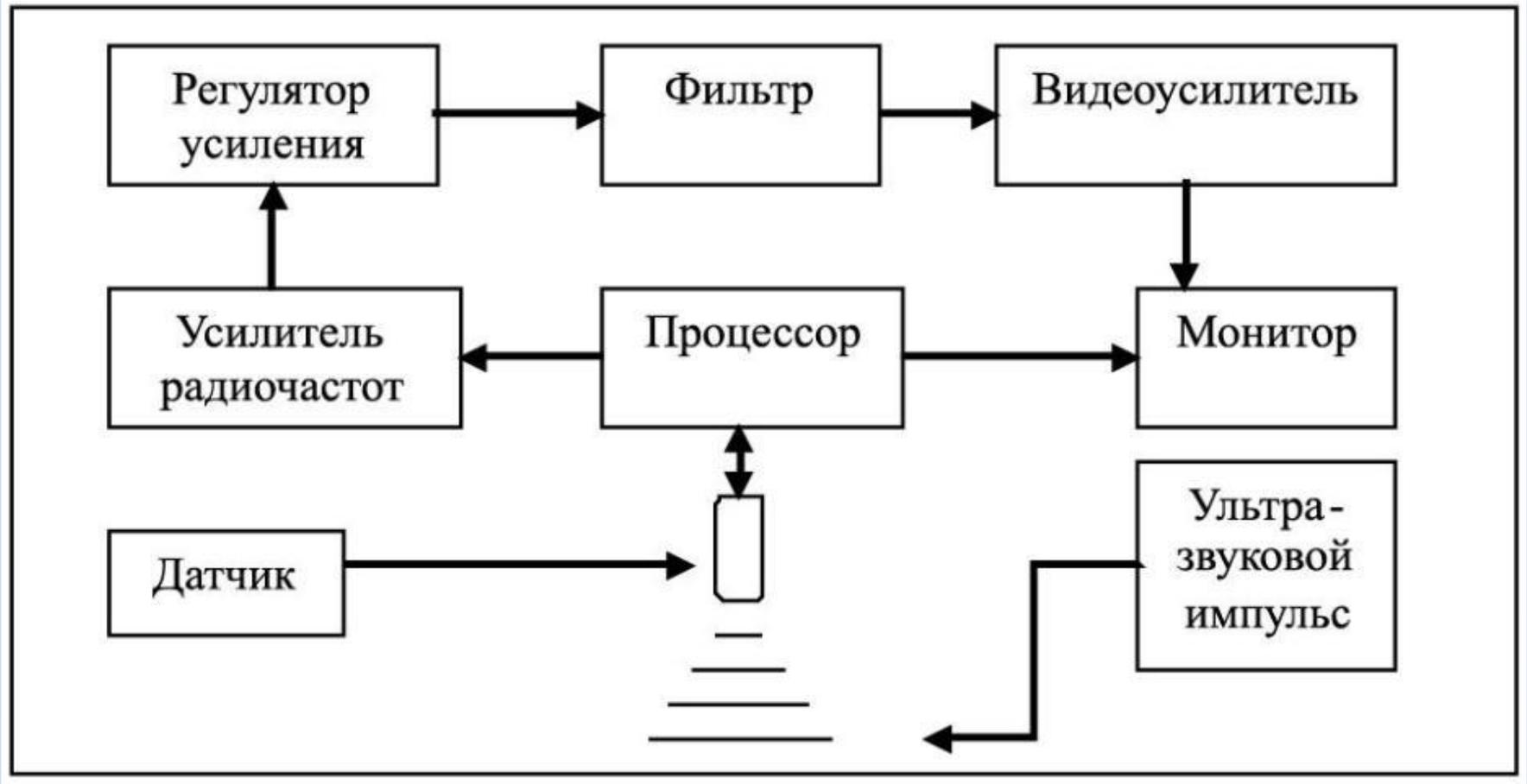
3. Система компьютерной обработки, результат в виде:

- одномерного изображения (кривой)
- двухмерного изображения (картинки)
- цифрового представления
- сочетанного варианта изображений

4. Монитор для вывода информации

5. Устройства архивации изображений

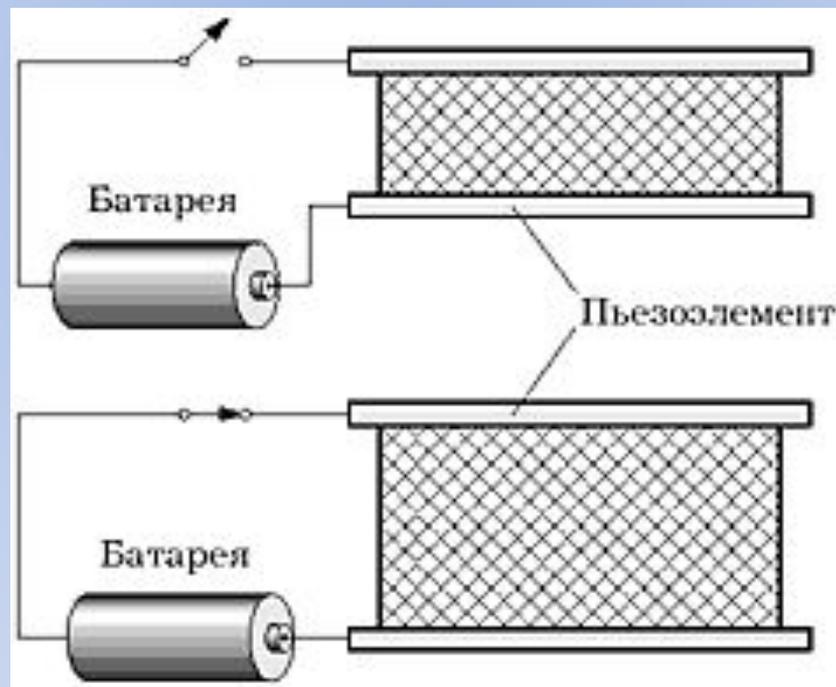
Устройство ультразвукового аппарата



Датчики и получение ультразвуковых колебаний

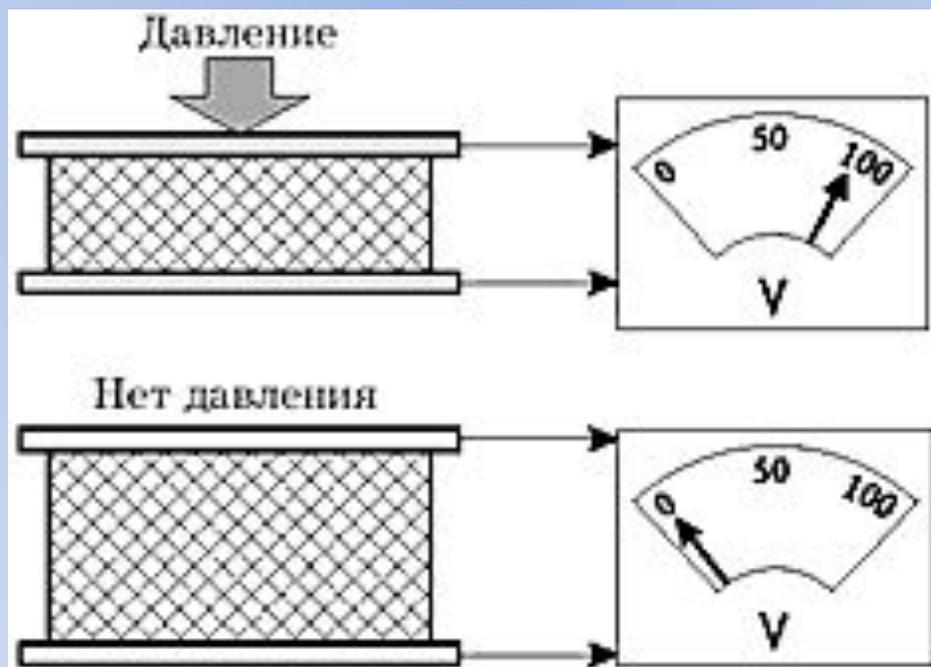
Для получения ультразвука используются специальные преобразователи — трансдюсеры, которые превращают электрическую энергию в энергию ультразвука. Получение ультразвука базируется на **обратном пьезоэлектрическом эффекте**.

Суть эффекта состоит в том, что если к определенным материалам (пьезоэлектрикам) приложить электрическое напряжение, то произойдет изменение их формы

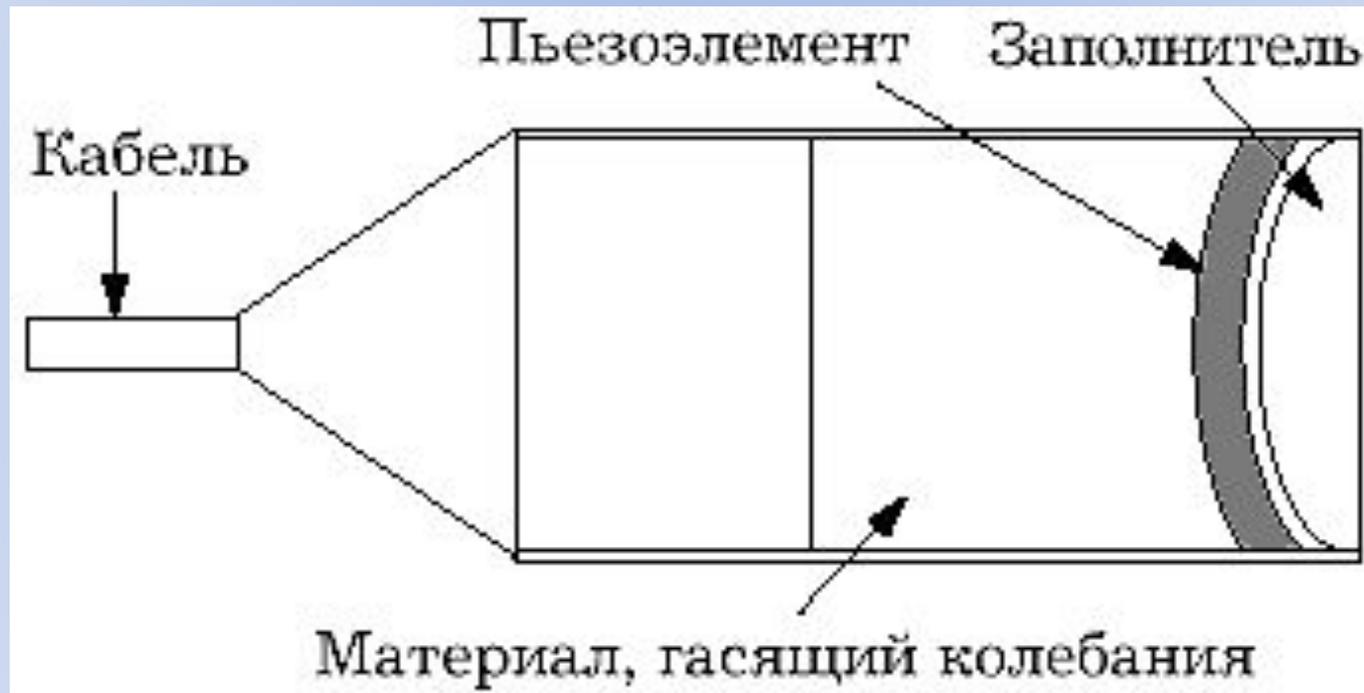


С этой целью в ультразвуковых приборах чаще всего применяются **искусственные пьезоэлектрики**, такие, как цирконат или титанат свинца. При отсутствии электрического тока пьезоэлемент возвращается к исходной форме, а при изменении полярности вновь произойдет изменение формы, но уже в обратном направлении.

Если к пьезоэлементу приложить быстропеременный ток, то элемент начнет с высокой частотой сжиматься и расширяться (т.е. колебаться), генерируя ультразвуковое поле.



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



Ультразвуковые датчики

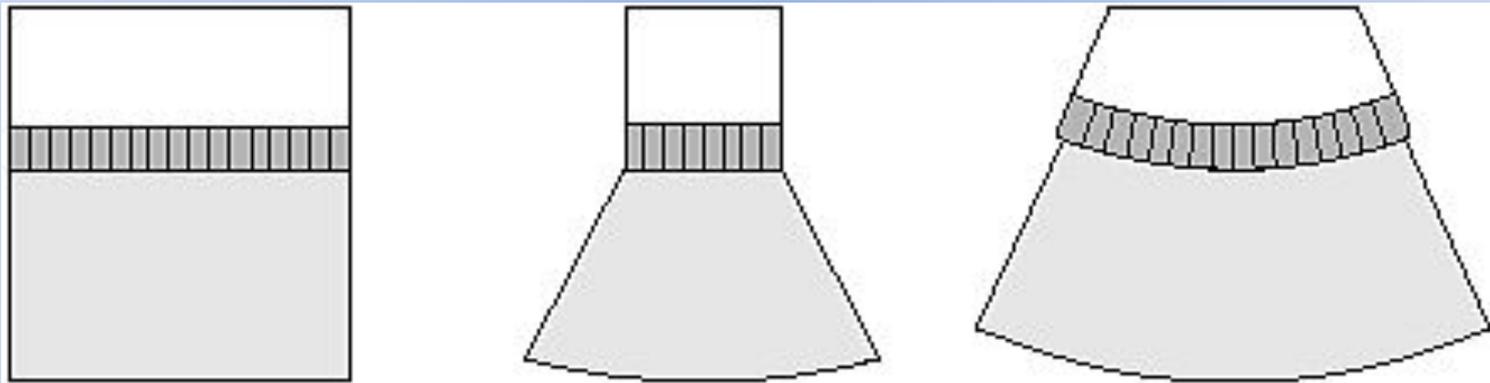
представляют собой сложные устройства и, в зависимости от способа развертки изображения, делятся на датчики для приборов медленного сканирования (одноэлементные) и быстрого сканирования (сканирования в реальном времени) — механические и электронные.

Механические датчики могут быть одно- и многоэлементные (анулярные).

Развертка ультразвукового луча может достигаться за счет качания элемента, вращения элемента или качания акустического зеркала

Изображение на экране в этом случае имеет форму сектора (секторные датчики) или окружности (круговые датчики).

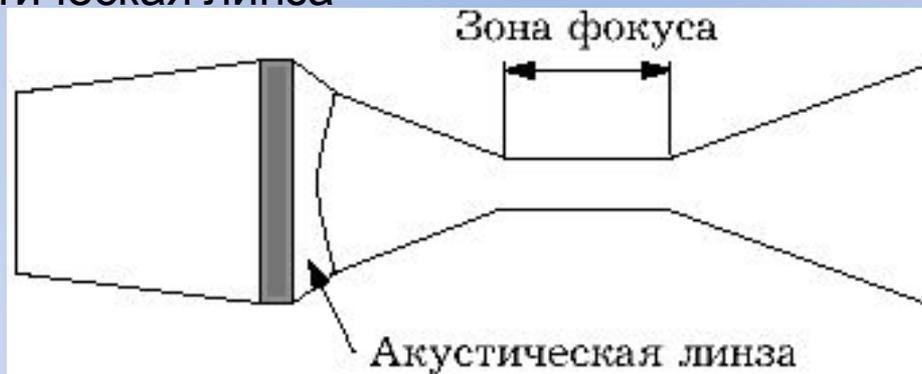
Электронные датчики являются многоэлементными и в зависимости от формы получаемого изображения могут быть секторными, линейными, конвексными (выпуклыми)



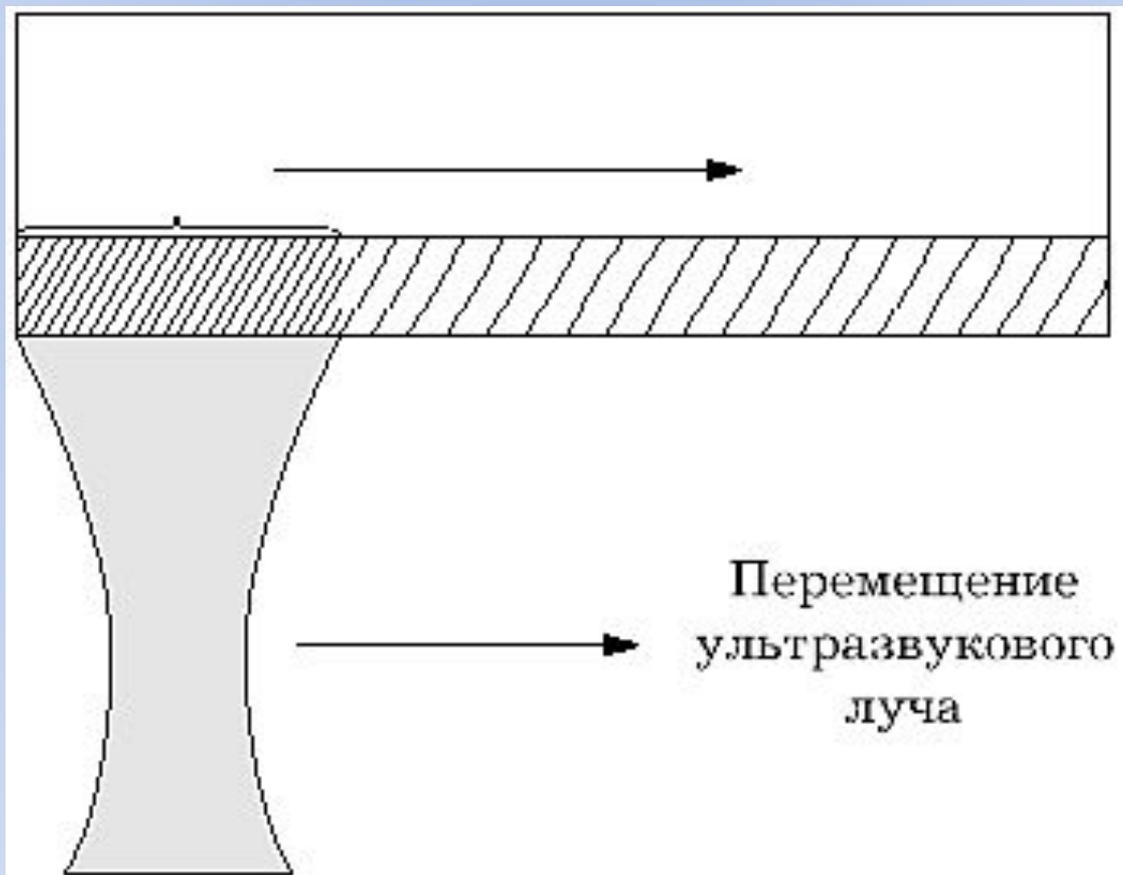
Одноэлементный трансдьюсер в форме диска в режиме непрерывного излучения образует ультразвуковое поле, форма которого меняется в зависимости от расстояния



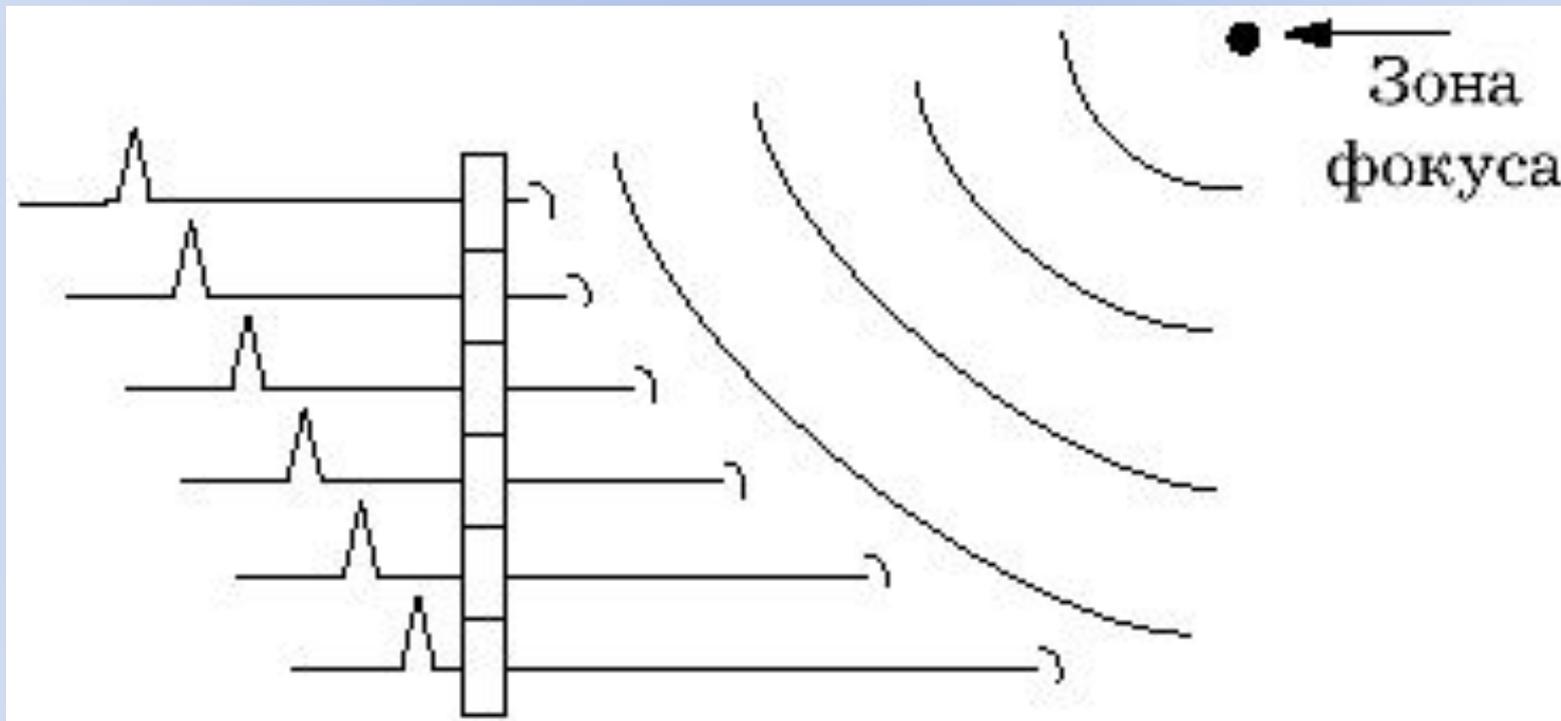
Место наибольшего сужения ультразвукового луча называется **зоной фокуса**, а расстояние между трансдьюсером и зоной фокуса — **фокусным расстоянием**. Существуют различные способы фокусировки ультразвукового луча. Наиболее простым способом фокусировки является акустическая линза



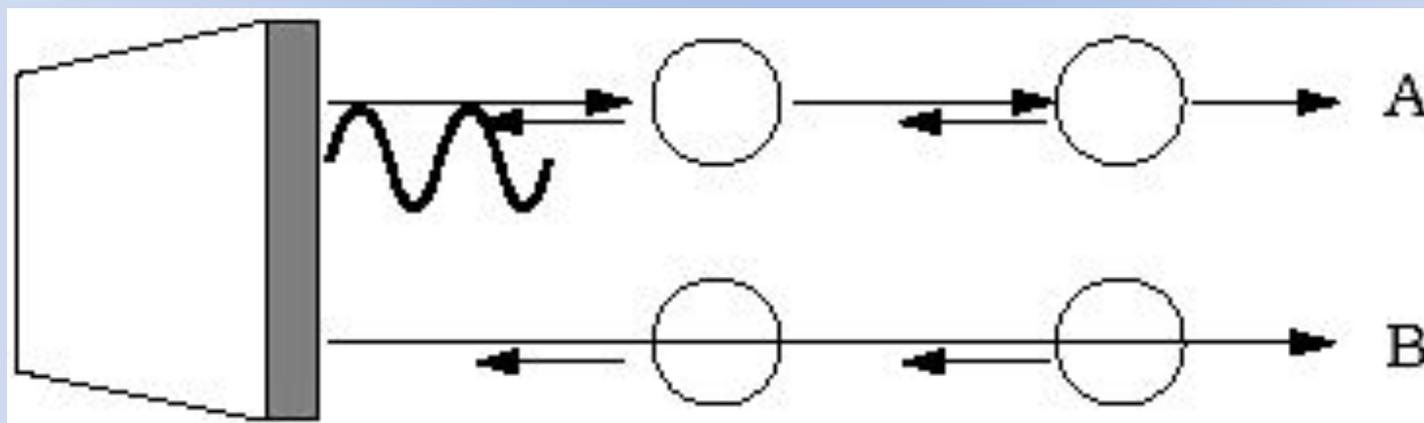
В **линейных и конвексных** датчиках развертка изображения достигается путем возбуждения группы элементов с пошаговым их перемещением вдоль антенной решетки с одновременной фокусировкой



Развертка изображения в **секторном датчике** достигается за счет качания ультразвукового луча с его одновременной фокусировкой



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: чем короче ультразвуковой импульс, тем она лучше.

Виды датчиков по назначению

1. **Линейные** (акушерско-гинекологические, эндокринные исследования)
 - большое поле зрения при исследовании поверхностных структур
 - высокая разрешающая способность при исследовании глубокорасположенных органов
 - легкая идентификация поперечных срезов
2. **Секторные** (абдоминальные, гинекология, кардиология)
 - большое поле зрения при использовании глубоко расположенных структур
 - небольшая площадь контакта с поверхностью тела
3. **Конвексные** (более совершенные в сравнении с секторными)
4. **Трапециевидные** (мало преимуществ перед конвексными, но есть недостатки) – устаревшая модель
5. **Внутриполостные** (вагинальные, ректальные, эндоскопические, интраоперационные)
6. Датчики для выполнения **инвазивных вмешательств**

Виды ультразвуковых датчиков

По частоте генерируемого ультразвука

1. Низкочастотные (от 2 - 5 МГц):

для глубокорасположенных структур (15 - 20см)
– органов брюшной полости, забрюшинного пространства, малого таза, сердца

2. Высокочастотные (7,5 – 10 - 15МГц):

для поверхностно-расположенных органов
– щитовидная железа, суставы, глаза

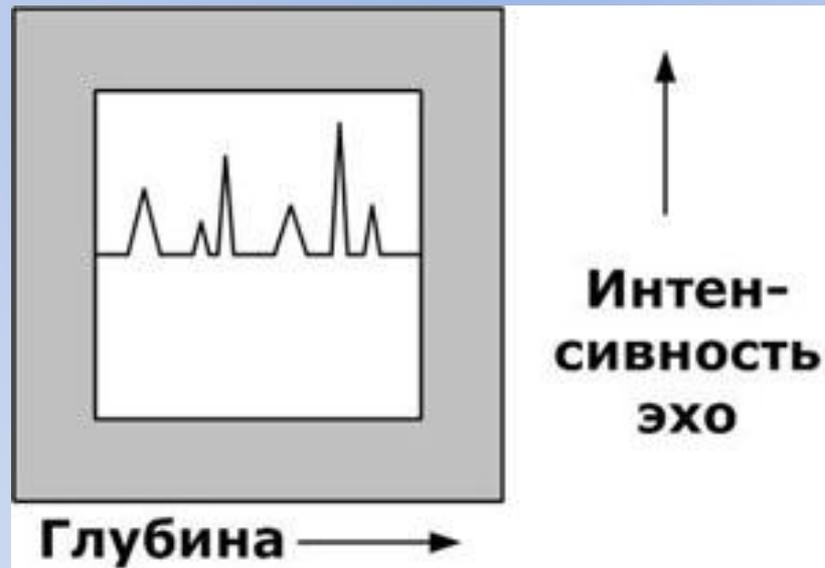
3. Среднечастотные (5- 7,5 Мгц) – для исследования детей раннего возраста

Ультразвуковые режимы исследования



Режимы ультразвукового сканирования

Интенсивность принимаемого сигнала зависит от того, какая часть посланного сигнала отразилась от границы раздела и вернулась к датчику. Интенсивность принятых эхосигналов может быть графически представлена на экране эхокардиографа в различных режимах. Одним из первых режимов, в котором проводилось исследование, был **А-модальный** режим. Изображение регистрирует расстояние между субъектом и датчиком, измеренное данным сигналом в данный момент времени. А-модальное изображение не содержало временной оси координат и не могло поэтому регистрировать движение объекта.

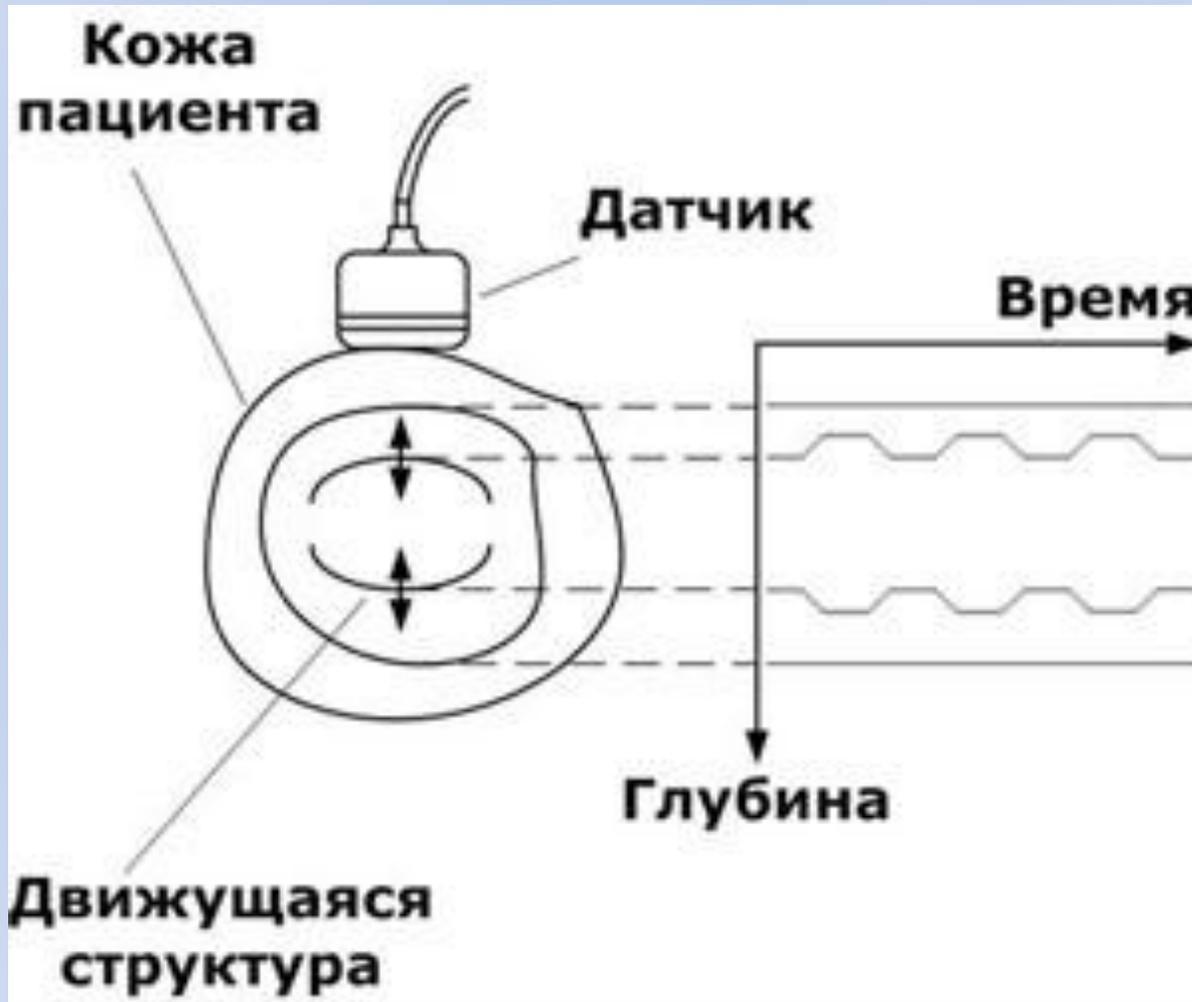


М-модальный и В-модальный режимы

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

В **М-модальном** режиме одна из двух пространственных координат заменена временной. Исторически М-модальное исследование было первым эхорадиографическим методом. В этом режиме на экране эхокардиографа на вертикальной оси откладывается расстояние от структур сердца до датчика, а по горизонтальной оси – время. Он обеспечивает очень высокую частоту смены изображений (высокую временную разрешающую способность). М-модальное исследование дает представление о движении различных структур сердца, которые пересекаются одним ультразвуковым лучом. Главный недостаток метода – одномерность.

M-модальный режим

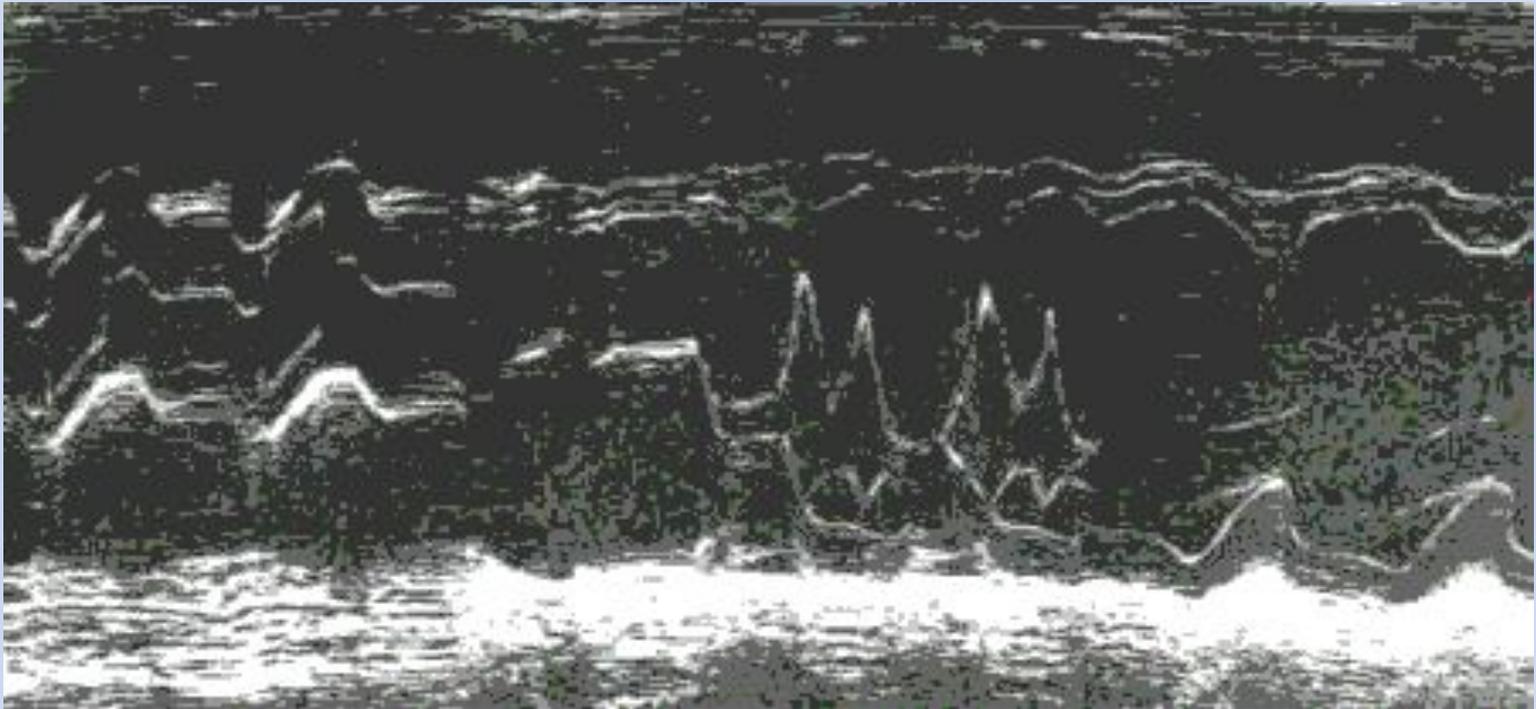


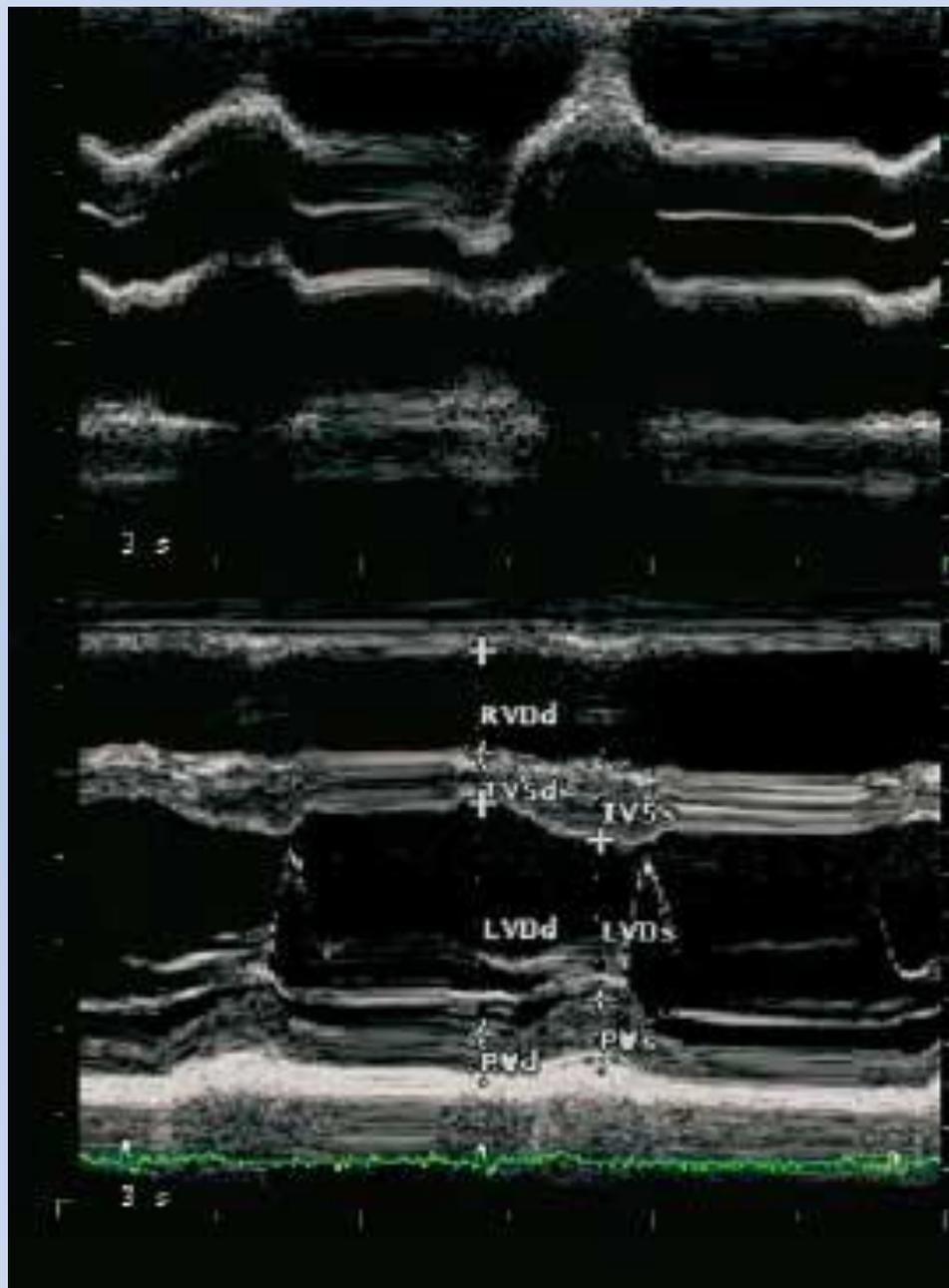
M-режим

M-режим позволил впервые в реальном времени оценить размеры сердца и систолическую функцию желудочков. В настоящее время применяется как вспомогательный режим при проведении эхокардиографического исследования преимущественно для **измерений**.

В том случае, когда в парастернальной позиции курсор *M-режима* располагается **строго перпендикулярно** изображению сердца, измерения могут быть проведены с большой точностью. Если изображение сердца и курсор расположены под углом, все размеры камер сердца будут значительно завышены и могут быть неправильно истолкованы. Поэтому следует проводить измерения в В-режиме в конце диастолы в том случае, если M-режим не может быть применен. В настоящее время существует **анатомический M-режим**, позволяющий изменить угол курсора.

Примеры изображений в М-режиме

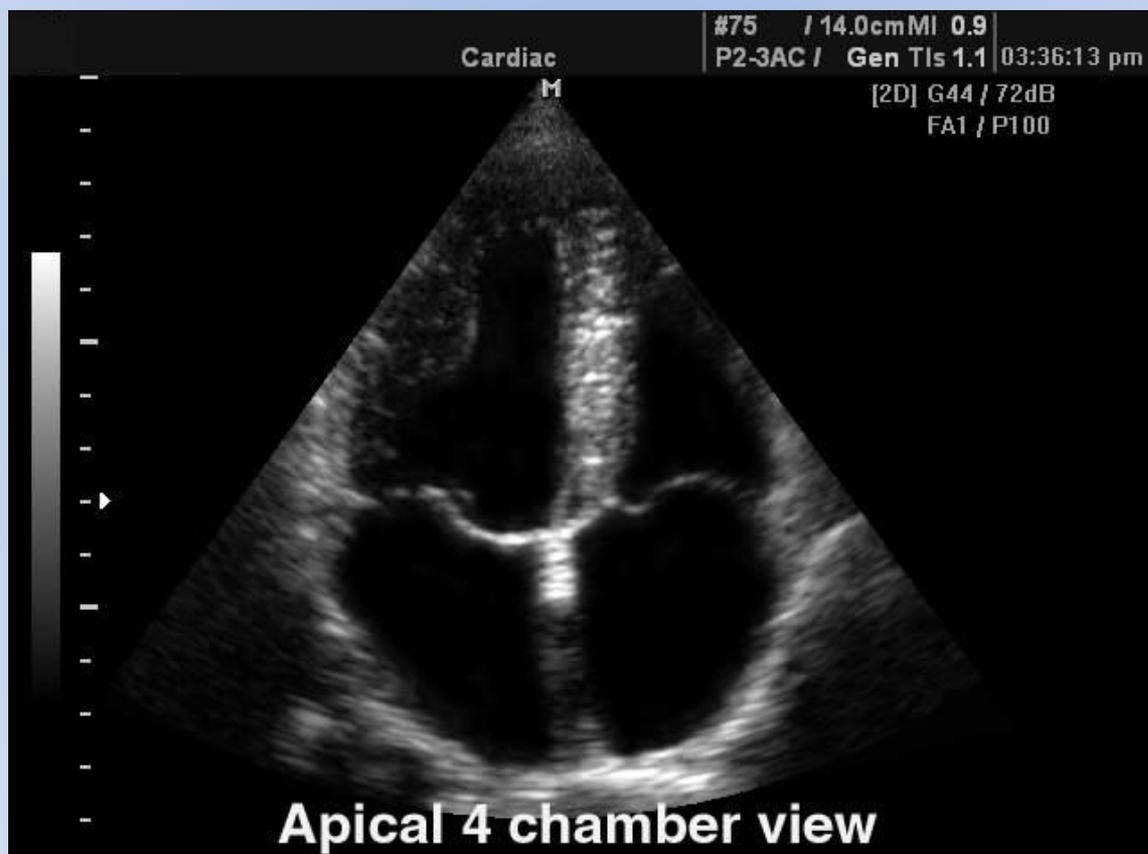




Двухмерная эхография (В-режим)

Двухмерная эхография является развитием М-модального режима. 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. Для получения двухмерного изображения органа в реальном времени производится сканирование (изменение направления ультразвукового луча) в секторе 90° . В режиме двухмерного изображения мы получаем на экране сечение органа, состоящее из множества точек, соответствующих В-модальным эхокардиограммам при различных направлениях ультразвукового луча. Частота смены кадров при двухмерном исследовании - около 60 в минуту.

Двухмерная эхокардиография - изображение сердца по длинной или короткой оси в реальном времени. Двухмерная эхокардиография (**B-режим**) позволяет в реальном времени оценить размеры полостей сердца, толщину стенок желудочков, состояние клапанного аппарата, подклапанных структур, глобальную и локальную сократимость желудочков, наличие тромбоза полостей и т. д.



Доплеровские режимы

назначение:

1. Оценка наличия движения объекта
2. Оценка направления движения объекта
3. Оценка скорости движения объекта

Доплеровские режимы

Импульсный доплер (PW - pulsed wave) – спектральный доплеровский анализ

Импульсный высокочастотный доплер (HFPW - high frequency pulsed wave)

Постоянноволновой доплер (CW - continuouse wave)

Цветовой доплер (Color Doppler)

Цветовой М-модальный доплер (Color M-mode)

Энергетический доплер (Power Doppler)

Тканевой скоростной доплер (TissueVelocity Imaging)

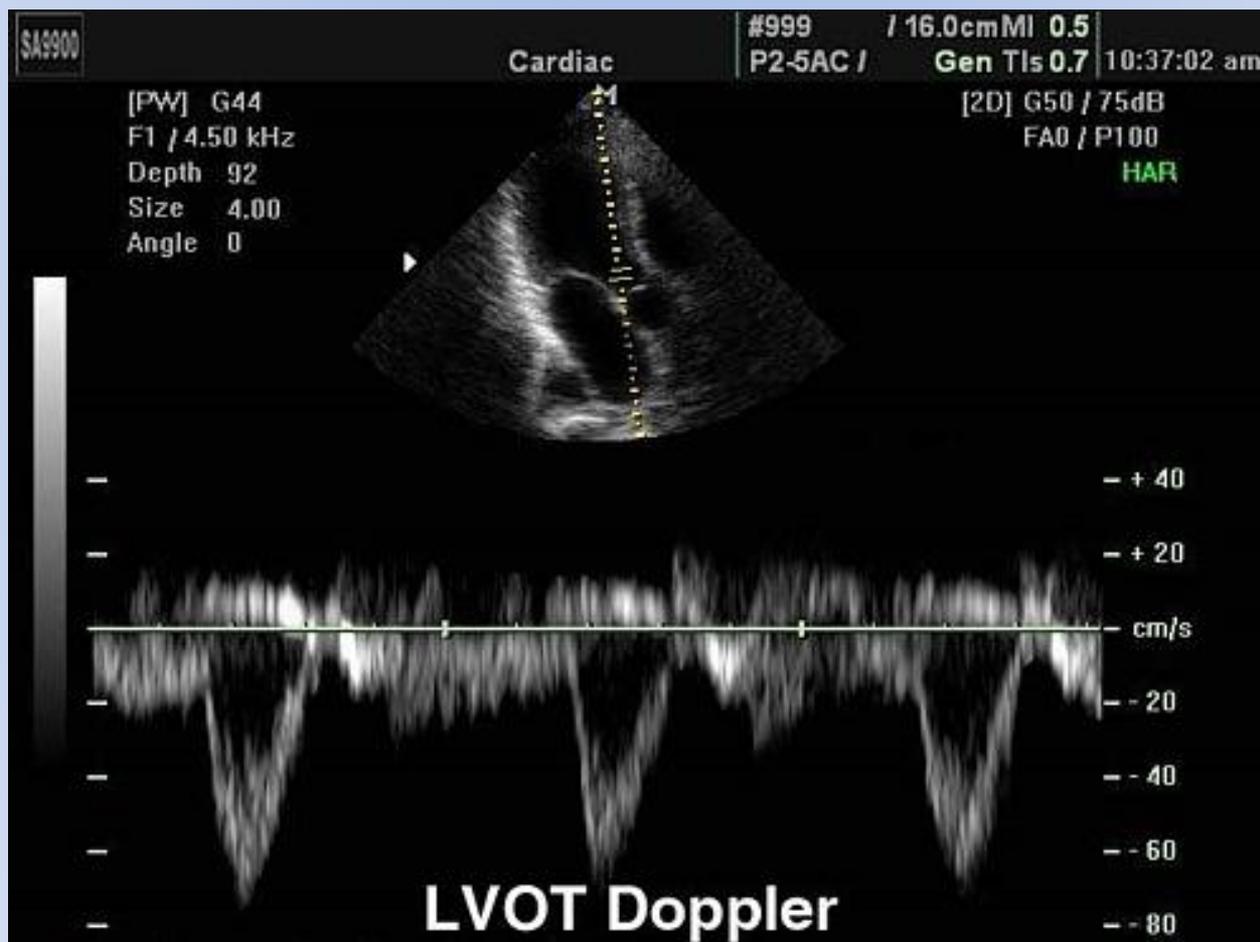
Тканевой импульсный доплер (Pulsed Wave TissueVelocity Imaging) и др.

Импульсный доплер (Pulsed Wave, или PW)

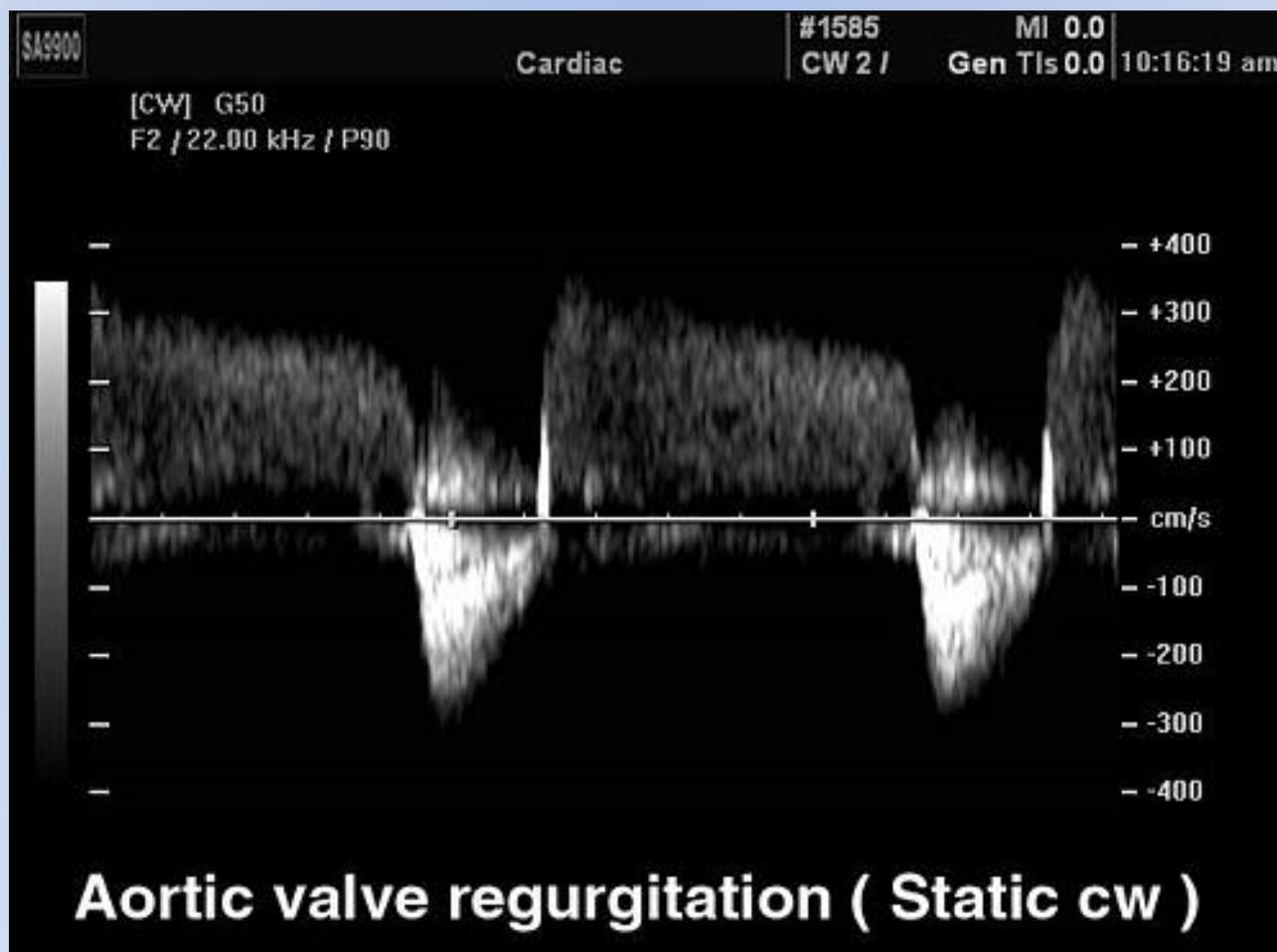
Графическая разверстка импульсно-волнового доплера отражает характер кровотока в конкретной данной точке, в месте установки контрольного объема. Точка установки контрольного объема называется базовой линией. По вертикали на графике откладывается скорость потока, по горизонтали - время.



Высокочастотный импульсный доплер (HFPW - high frequency pulsed wave) позволяет регистрировать скорости потока большей скорости, однако тоже имеет ограничение, связанное с искажением доплеровского спектра.



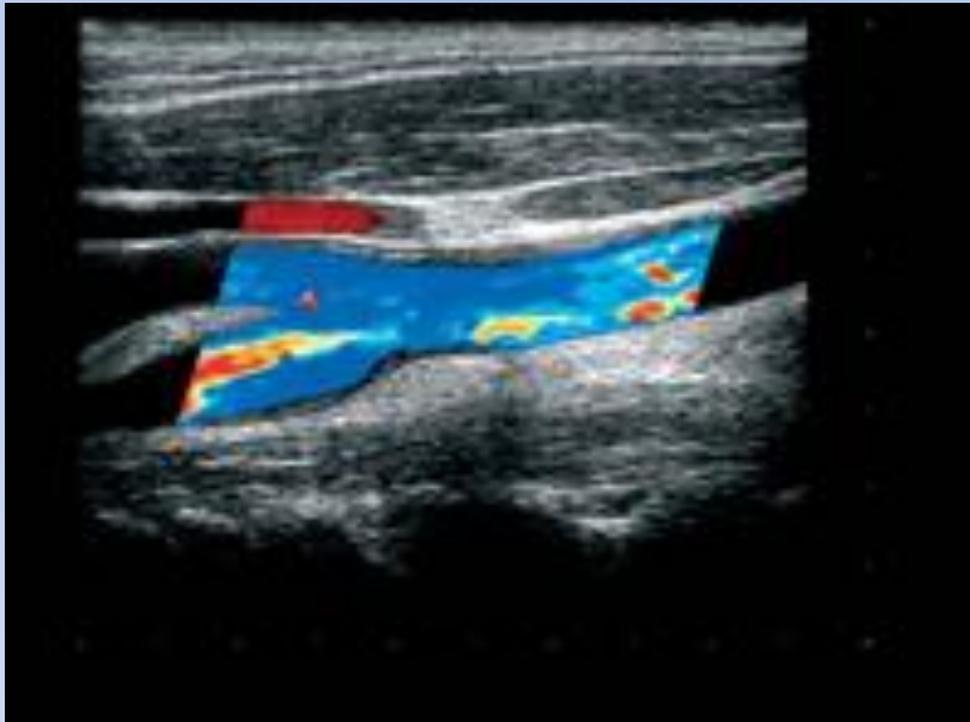
Постоянно-волновой доплер (Continuous Wave Doppler или CW) применяется для количественной оценки кровотока в сосудах с высокоскоростными потоками. Недостаток метода состоит в том, что регистрируются потоки по **всей глубине** сканирования.



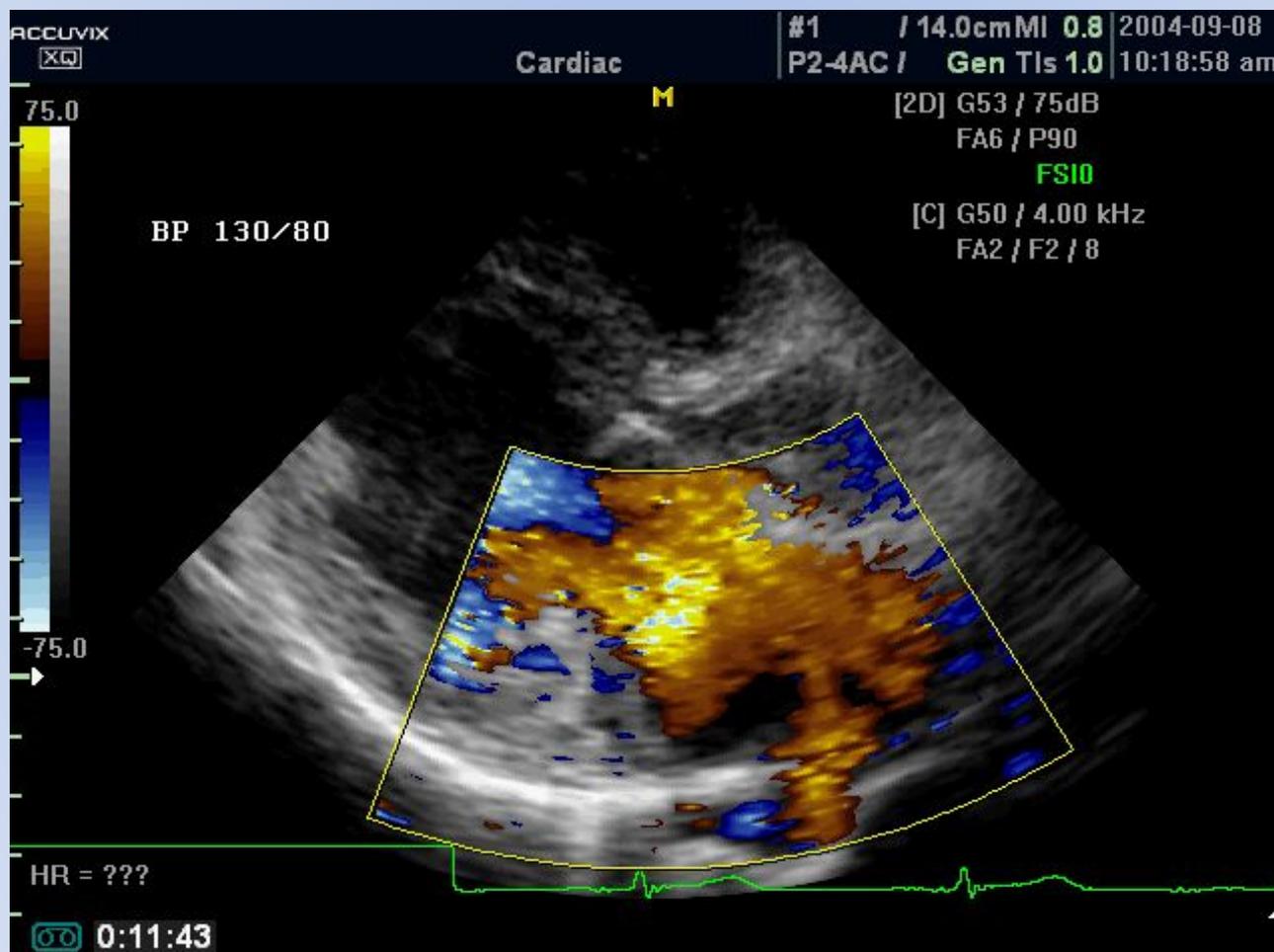
Цветной доплер

Цветное доплеровское картирование кровотока (**ЦДК**) - это ультразвуковая технология визуализации кровотока, основанная на регистрации скоростей движения крови, кодировании этих скоростей разными цветами и наложении полученной картины на двухмерное черно-белое изображение исследуемого объекта.

В англоязычной литературе наиболее часто используются термины **Colour Doppler Imaging (CDI)** и **Colour Flow Imaging (CFI)**



Кровоток к датчику принято картировать **красным цветом**, от датчика - **синим цветом**. Турбулентный кровоток картируется сине-зелено-желтым цветом



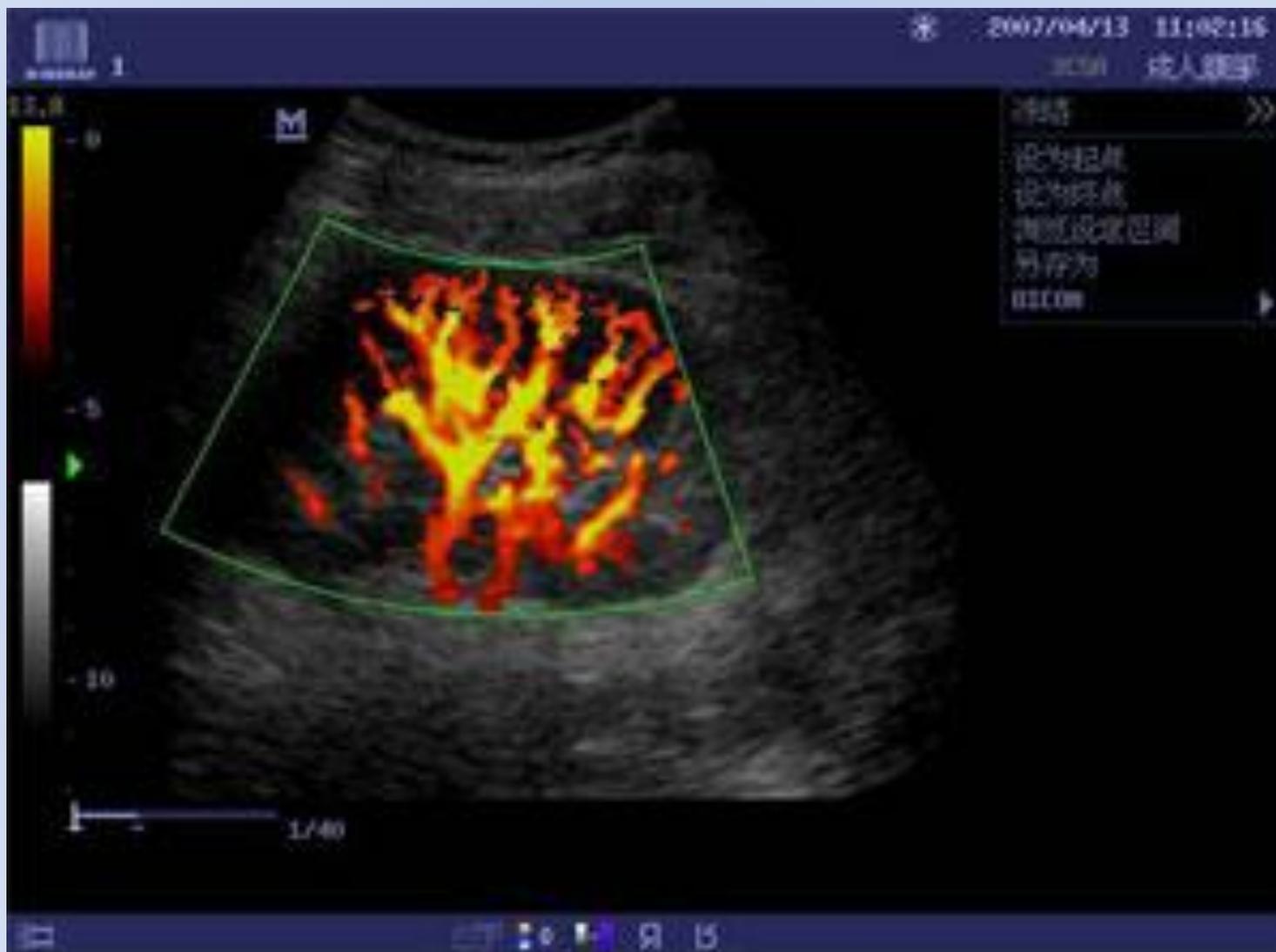
Энергетический доплер

Энергетическое доплеровское картирование кровотока – ЭДК (power doppler) - качественная оценка низкоскоростного кровотока, применяется при исследовании сети мелких сосудов (щитовидная железа, почки, яичник), вен (печень, яички) и др. Более чувствителен к наличию кровотока, чем цветовой доплер.

На эхограмме обычно отображается в **оранжевой палитре**, более яркие оттенки свидетельствуют о большей скорости кровотока. Главный недостаток - отсутствие информации о направлении кровотока.

В настоящее время энергетический доплер используют в сочетании с контрастными веществами (левовист и др.) для изучения **перфузии миокарда**.

Энергетический доплер



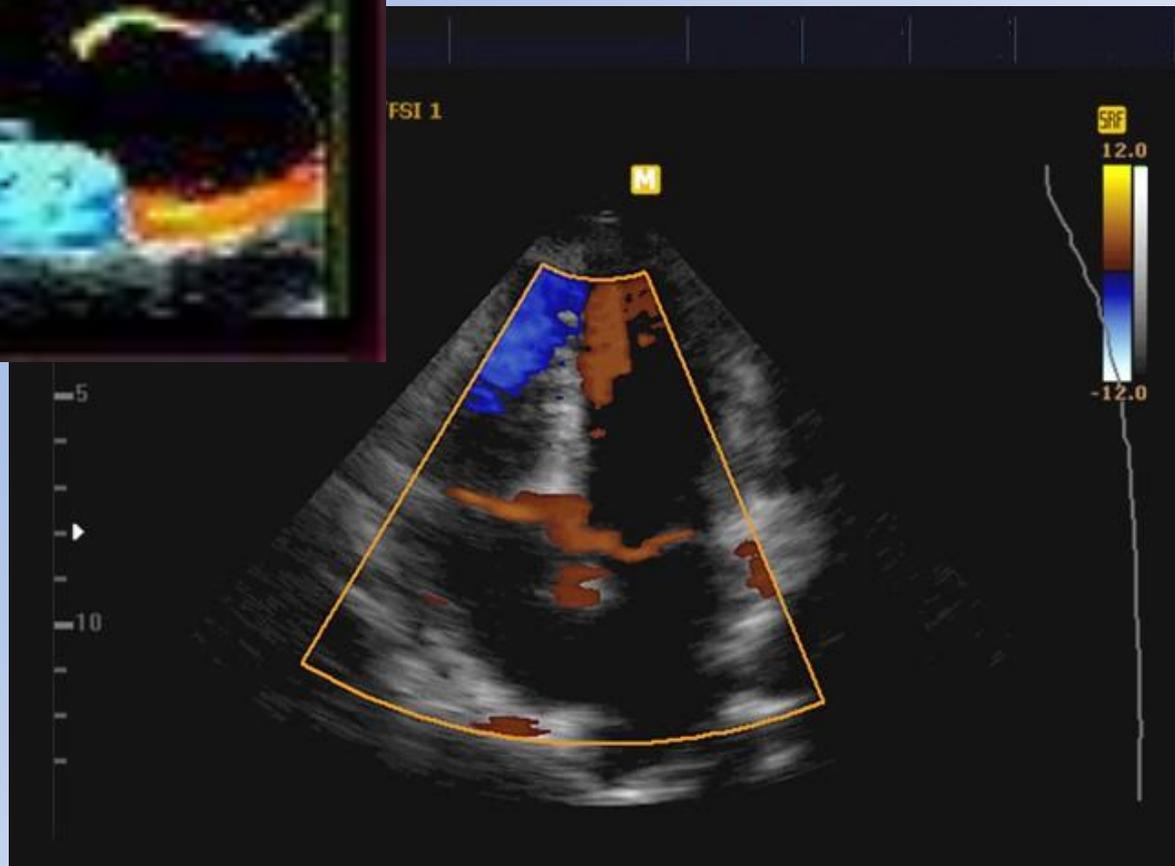
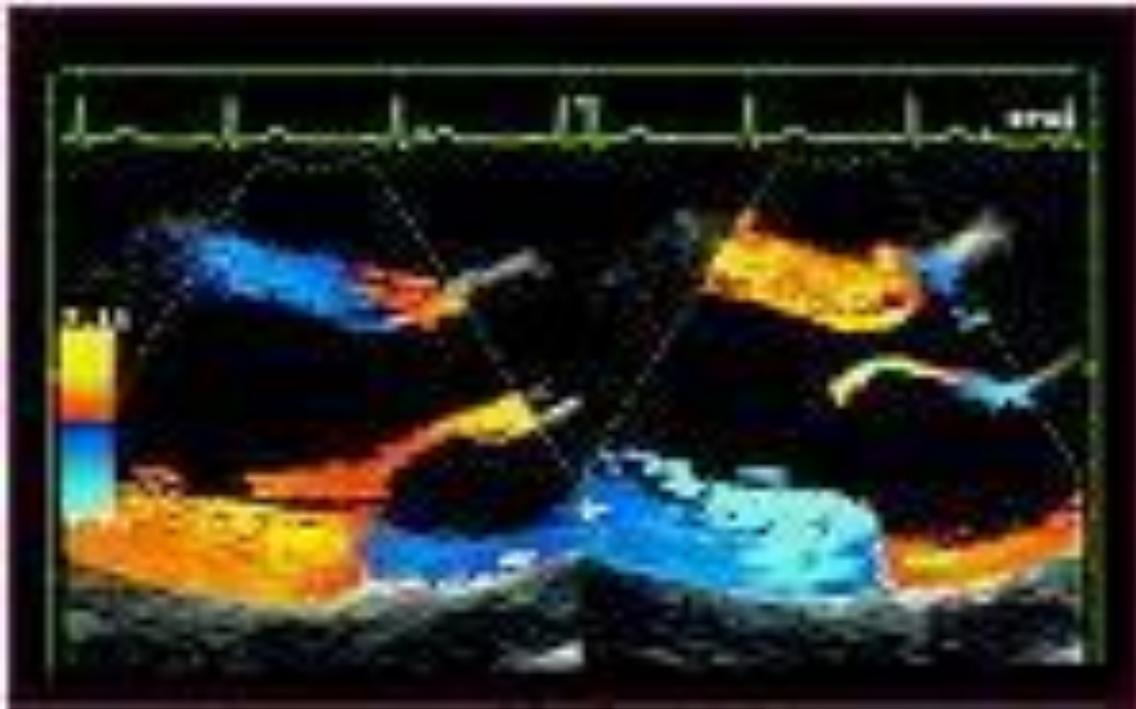
Тканевой доплер

Тканевой скоростной доплер – или тканевая цветовая доплерография (Tissue Velocity Imaging) основан на картировании направления **движения тканей** определенным цветом. Применяется совместно с импульсным доплером в эхокардиографии для оценки сократительной способности миокарда.

Красным цветом обозначают движение к датчику, синим – от датчика. Изучая направления движения стенок левого и правого желудочков в систолу и диастолу с помощью TVI можно обнаружить скрытые зоны нарушения локальной сократимости. Совмещение двухмерного исследования в режиме TVI с М-модальным увеличивает точность диагностики.

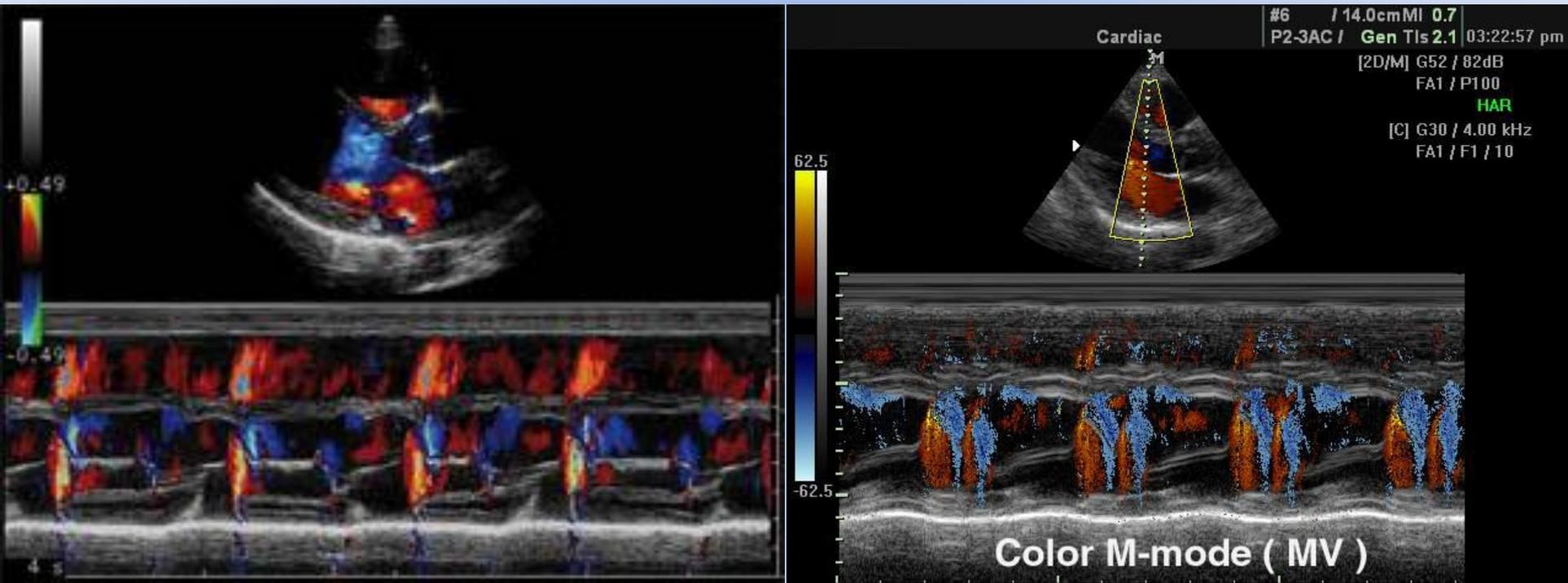
Тканевой импульсный доплер (Pulsed Wave Tissue Velocity Imaging). Позволяет оценить графически характер движения стенки желудочков в **конкретной данной точке**. Выделяют систолический компонент, ранний и поздний диастолический компоненты. Данный вариант доплера позволяет проводить картирование миокарда и увеличивает точность диагностики у больных с ишемической болезнью сердца.

Тканевой доплер



Цветовой М-режим

Цветовой М-модальный доплер (Color M-mode). Сопоставление М-модального режима и цветового доплера при проведении курсора через ту или иную плоскость, позволяет разобраться с фазами сердечного цикла и патологическим кровотоком.



Параметры оценки

Эхогенность:

Гиперэхогенный объект

Изоэхогенный

Гипоэхогенный

Анэхогенный

Эхоструктура

Однородная

Неоднородная

Мелко- крупнозернистая и т.д.

Размеры

ДхШхВ

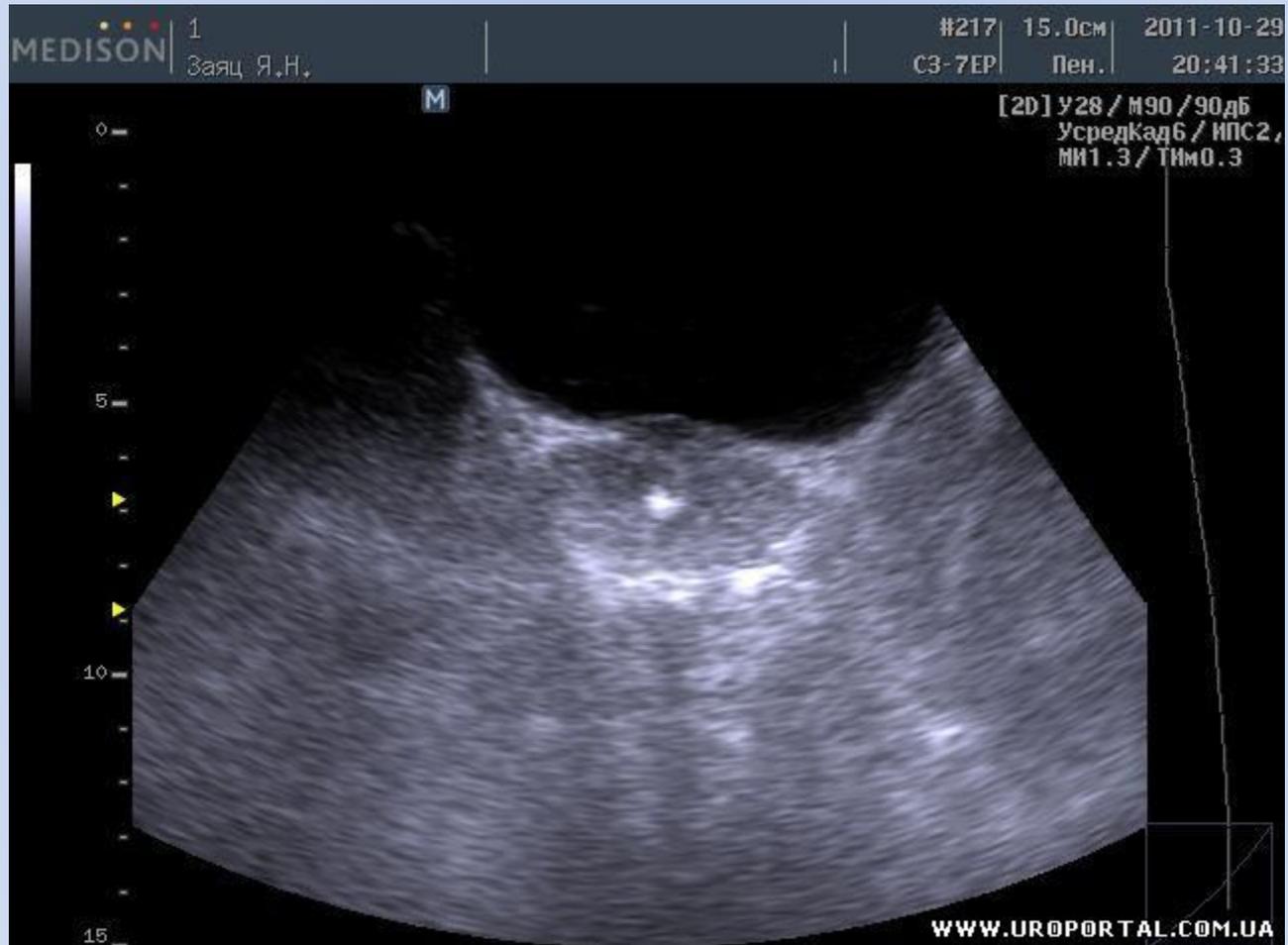
Контуры

Ровные, четкие

Неровные, нечеткие и т.д.

Параметры оценки

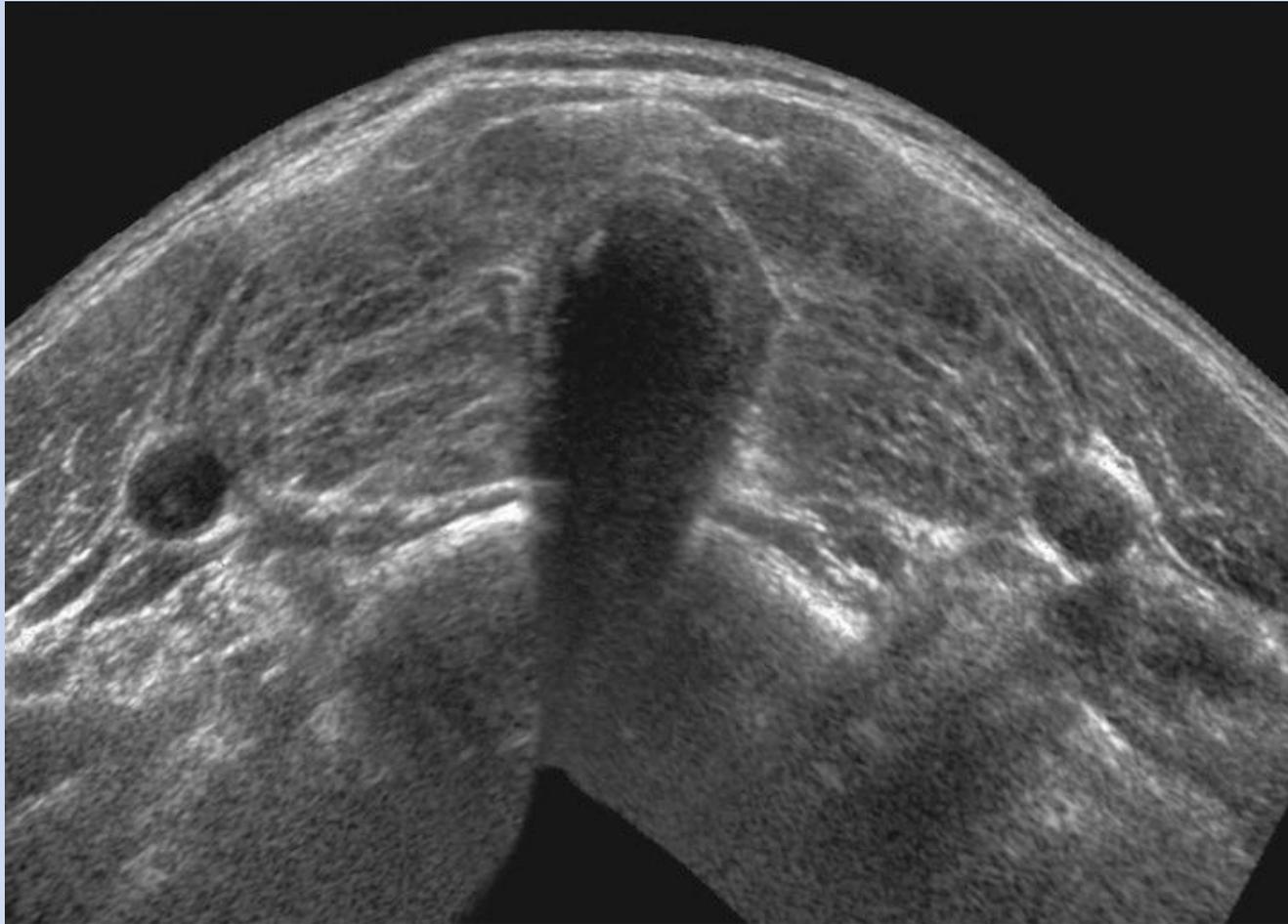
Эхогенность (эхоплотность)



Гиперэхогенный объект

Параметры оценки

Эхоструктура



Неоднородность

Параметры оценки

Контуры



Неровность контуров