

Ультразвуковые диагностические приборы.

Ультразвук

Ультразвук (УЗ)

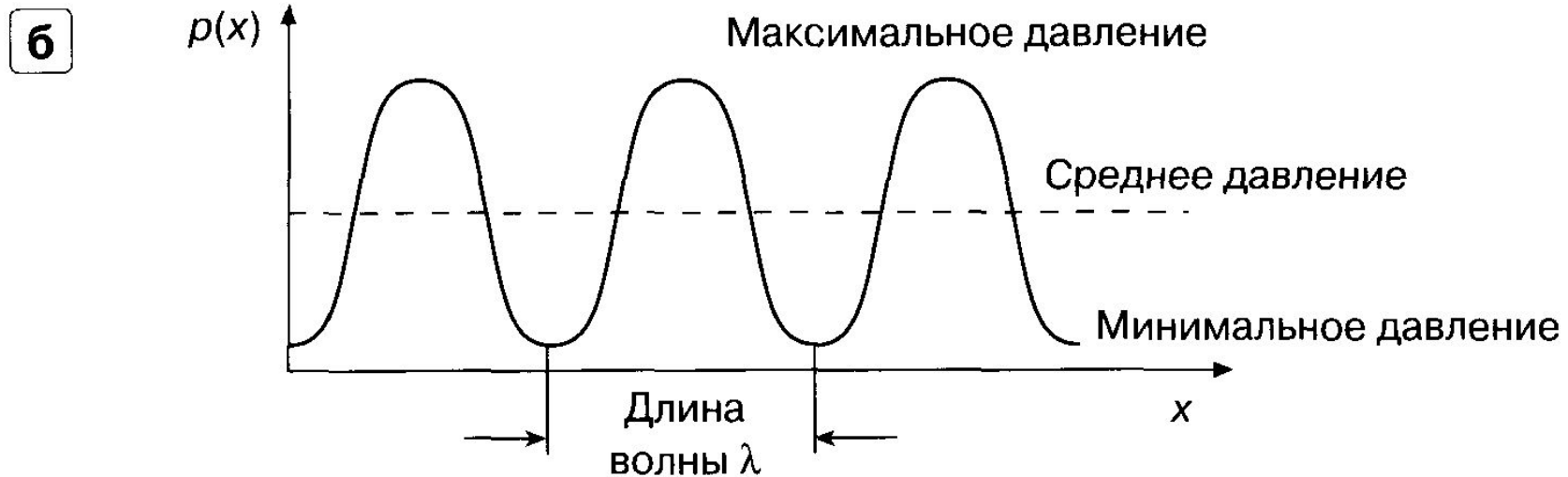
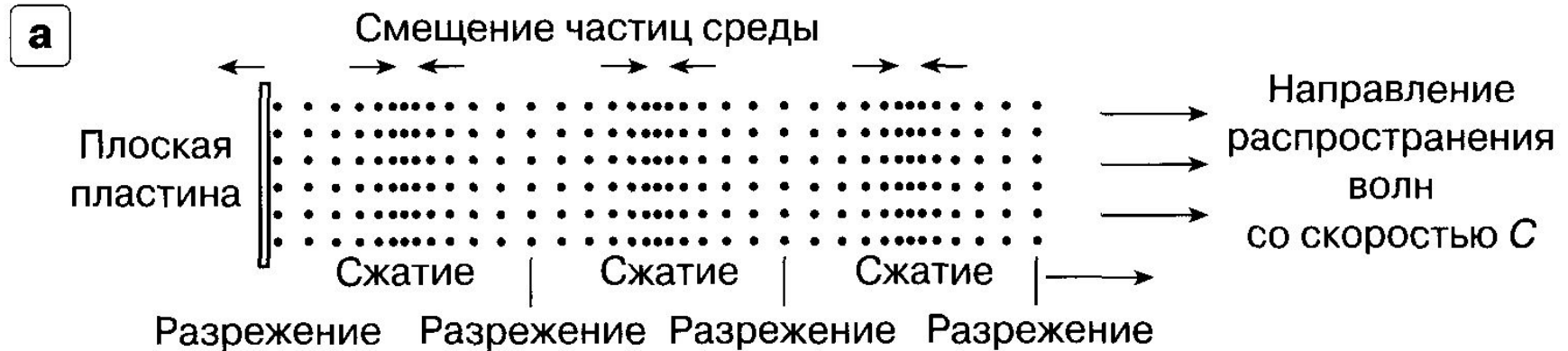
-механические колебания и волны с частотой более 20 кГц.

Верхний предел УЗ - частот
 $10^9 - 10^{10}$ Гц.

Особенности распространения УЗ в среде

- 1. УЗ - волна является продольной.**
- 2. Лучевой характер распространения.**
- 3. Проникновение в оптически непрозрачные среды.**
- 4. Возможность фокусировки энергии луча в малом объеме.**
- 5. Отсутствие дифракции на стенках внутренних органов человека.**
- 6. Отражение от границы раздела сред, отличающихся волновым сопротивлением.**
- 7. Способность поглощаться биологическими тканями.**

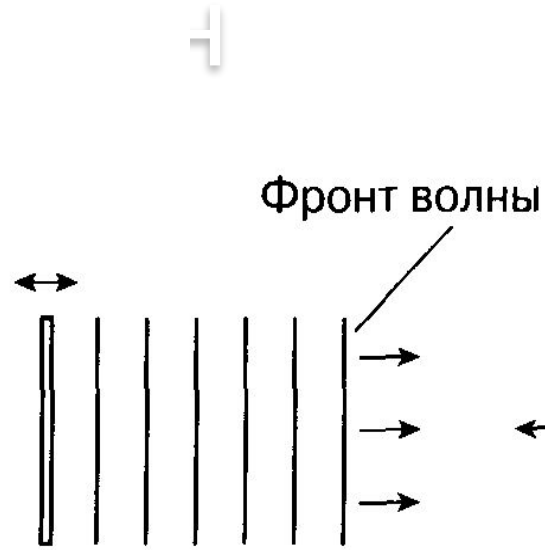
Продольные акустические волны в упругой среде



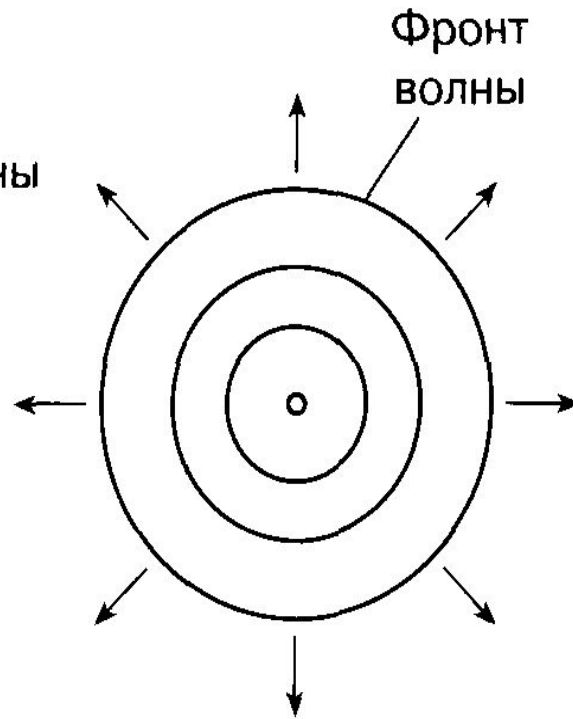
а – чередование зон сжатия и разрежения

б – изменение давления в зависимости от координаты

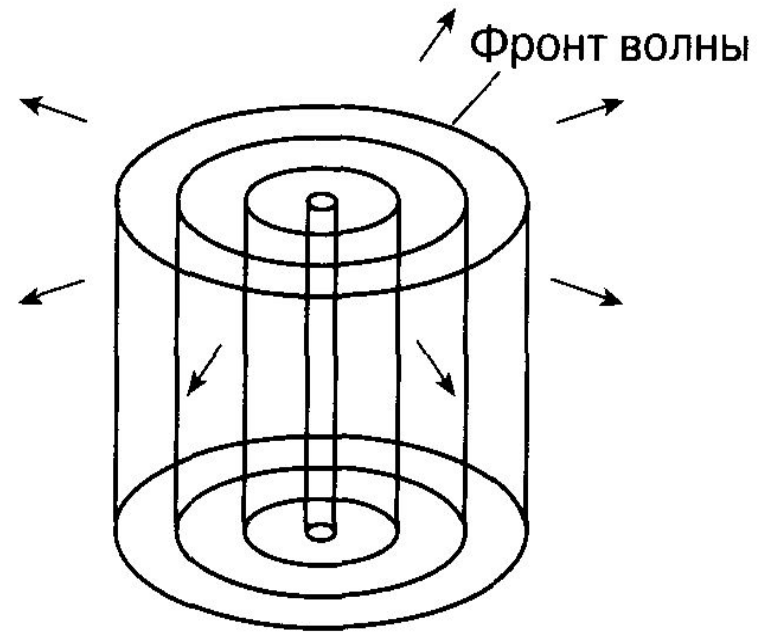
Различные виды акустических



ПЛОСКИЕ



СФЕРИЧЕСКИЕ



ЦИЛИНДРИЧЕСКИЕ

Основные явления при взаимодействии УЗ с веществом

ОТРАЖЕНИЕ – изменение направления волны на границе двух сред с разными оптическими свойствами, в котором волновой фронт возвращается в среду, из которой он пришёл.

ПРЕЛОМЛЕНИЕ - изменение направления распространения волн при переходе из одной среды в другую.

РАССЕЯНИЕ – возникновение множественных изменений направления распространения, обусловленное мелкими неоднородностями среды, следовательно многочисленными отражениями и преломлениями.

ПОГЛОЩЕНИЕ – переход энергии волны в другие виды энергии (в частности в тепло), обусловленный вязкостью среды.

Распространение и отражение УЗ



АКУСТИЧЕСКИЙ ИМПЕДАНС

$$Z = \rho c$$

ρ - плотность среды

c – скорость распространения УЗ в данной среде

КОЭФФИЦИЕНТ ОТРАЖЕНИЯ

$$K_{\text{отр}} = \frac{P_{\text{отраж}}}{P_{\text{падающ}}}$$

$$K_{\text{отр}} = \left| \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right|$$

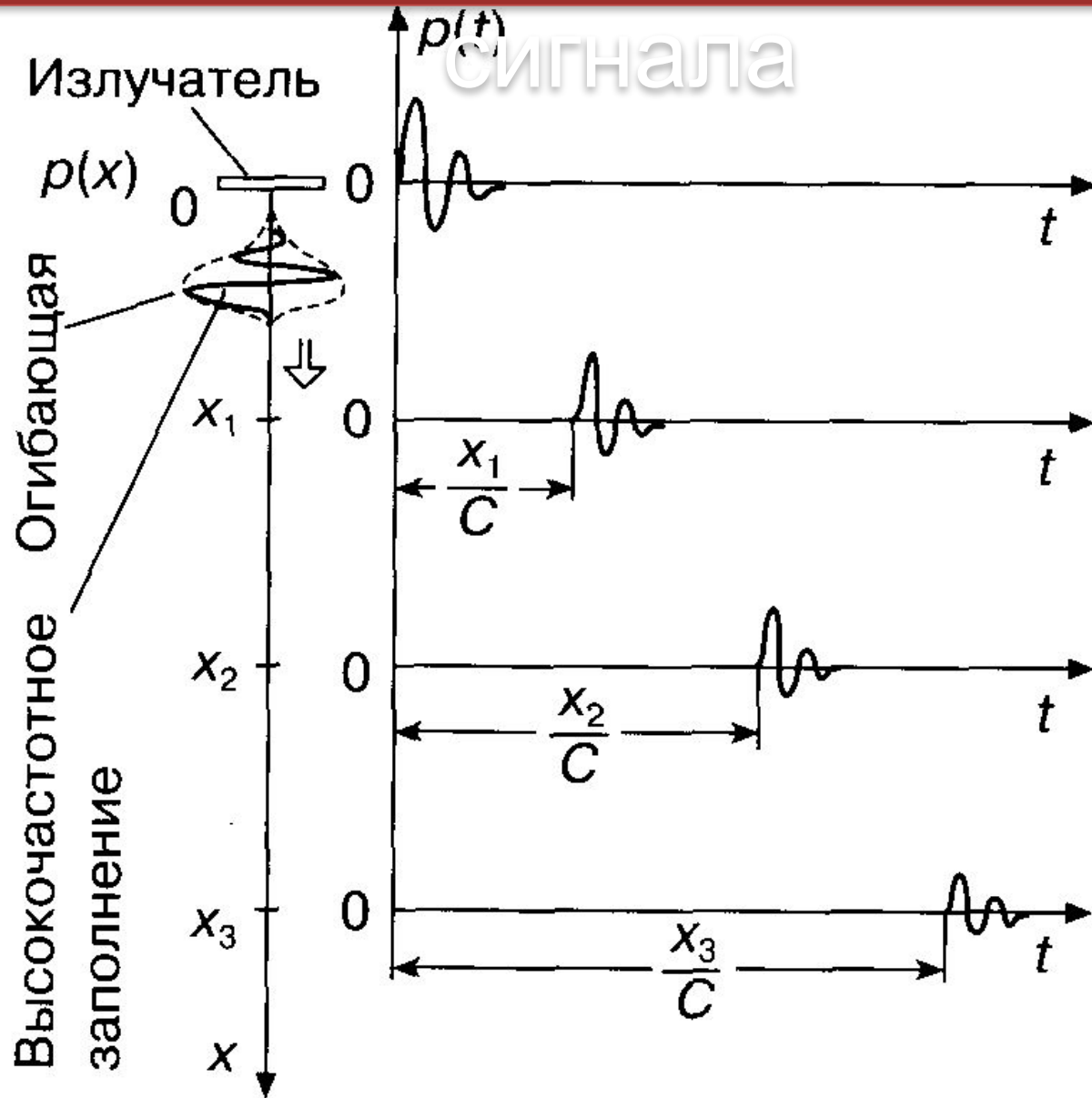
Скорости УЗ и акустические сопротивления

Среда	Скорость звука, м/с	Плотность относительно воды, ρ_c/ρ_v	Акустическое сопротивление относительно воды, Z_c/Z_v
Воздух (при нормальных условиях)	343	$1,2 \times 10^{-3}$	$0,3 \times 10^{-3}$
Дистиллированная вода (при +20°C)	1480	1,0	1,0
Легкие	400–1200	–	–
Жировая ткань	1350–1470	0,95	0,86–0,94
Мозг	1520–1570	1,03	1,06–1,09
Кровь	1540–1600	1,06	1,04–1,08
Печень	1550–1610	1,06	1,11–1,14
Мышечная ткань	1560–1620	1,07	1,13–1,18
Почка	1560	1,07	1,13
Мягкие ткани (среднее значение)	1540	1,06	1,11
Костная ткань	2500–4300	1,2–1,8	2,2–5,0
Камни печени	1400–2200	–	0,8–1,6

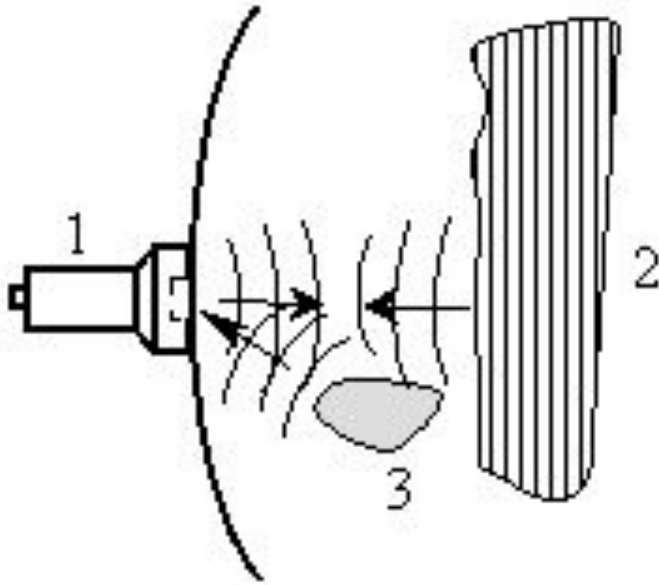
Коэффициент отражения УЗ на границе биологических сред

Граница сред	$K_{отр}, \%$
Кровь–мышца	1,5
Кровь–почка	2,1
Кровь–печень	2,7
Мышца–жир	10,0
Печень–камни печени	0–17,0
Мышца–кость	64,0
Мозг–кость черепа	66,0
Воздух–мягкие ткани	99,95

Распространение импульсного сигнала



Принцип метода эхолокации



1- УЗ-зонд

2- граница сред

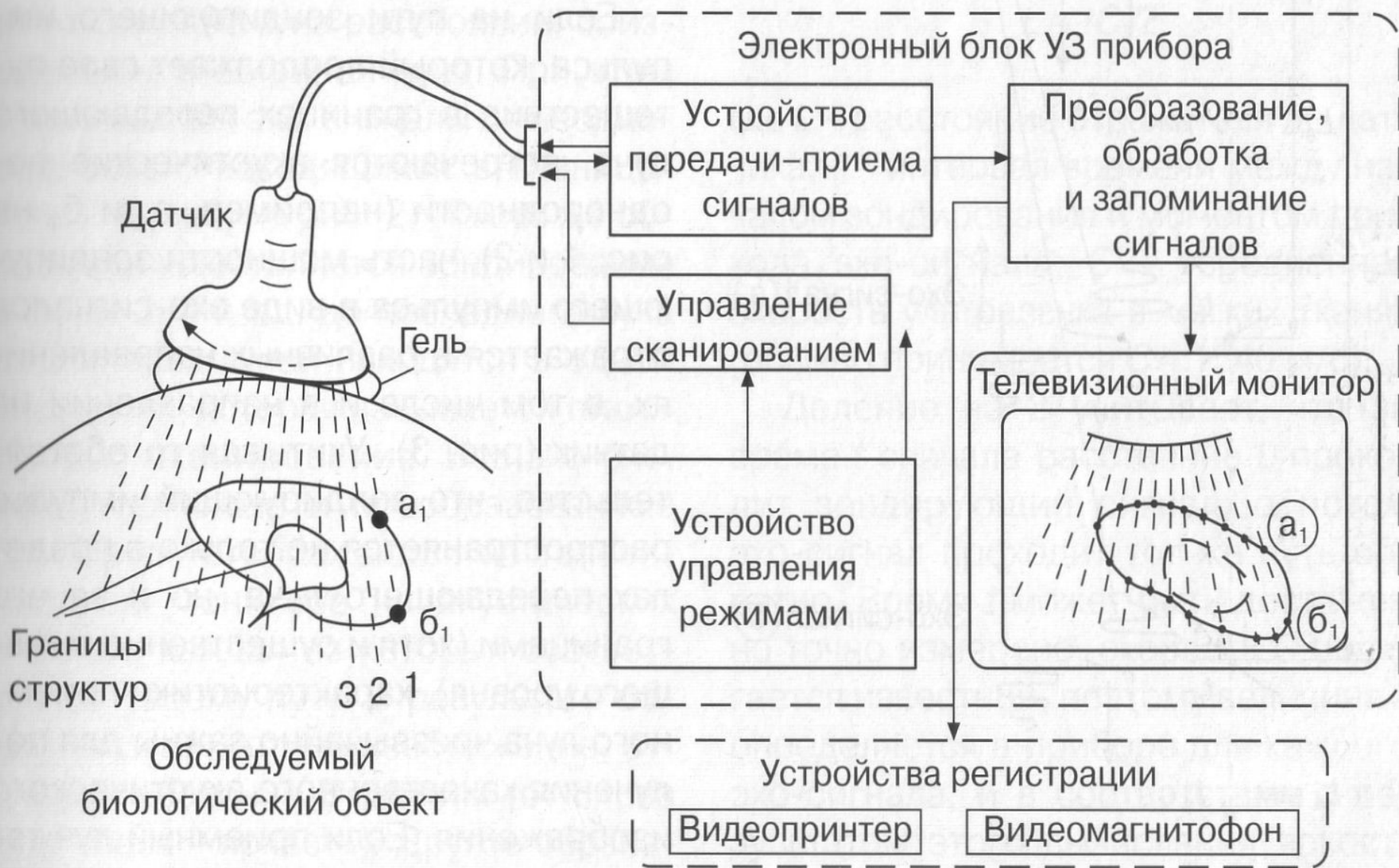
3- включение

УЗ-зонд является сразу и источником, и приемником ультразвука. Для того чтобы разделить во времени прием и передачу УЗ-сигнала и избежать их наложения, а также для измерения времени распространения сигнала в объекте, эхоскопы работают в *импульсном режиме*. При этом в промежутках времени между импульсами излучения УЗ-зонд работает на прием.

Метод эхолокации используется для определения внутренней структуры непрозрачных сред, местонахождения неоднородностей, их формы и размеров. Для этого, измеряя время t между излучением и приемом отраженного сигнала и зная среднюю скорость распространения УЗ-волны в изучаемой среде v , находят расстояние S до отразившего сигнал объекта по формуле

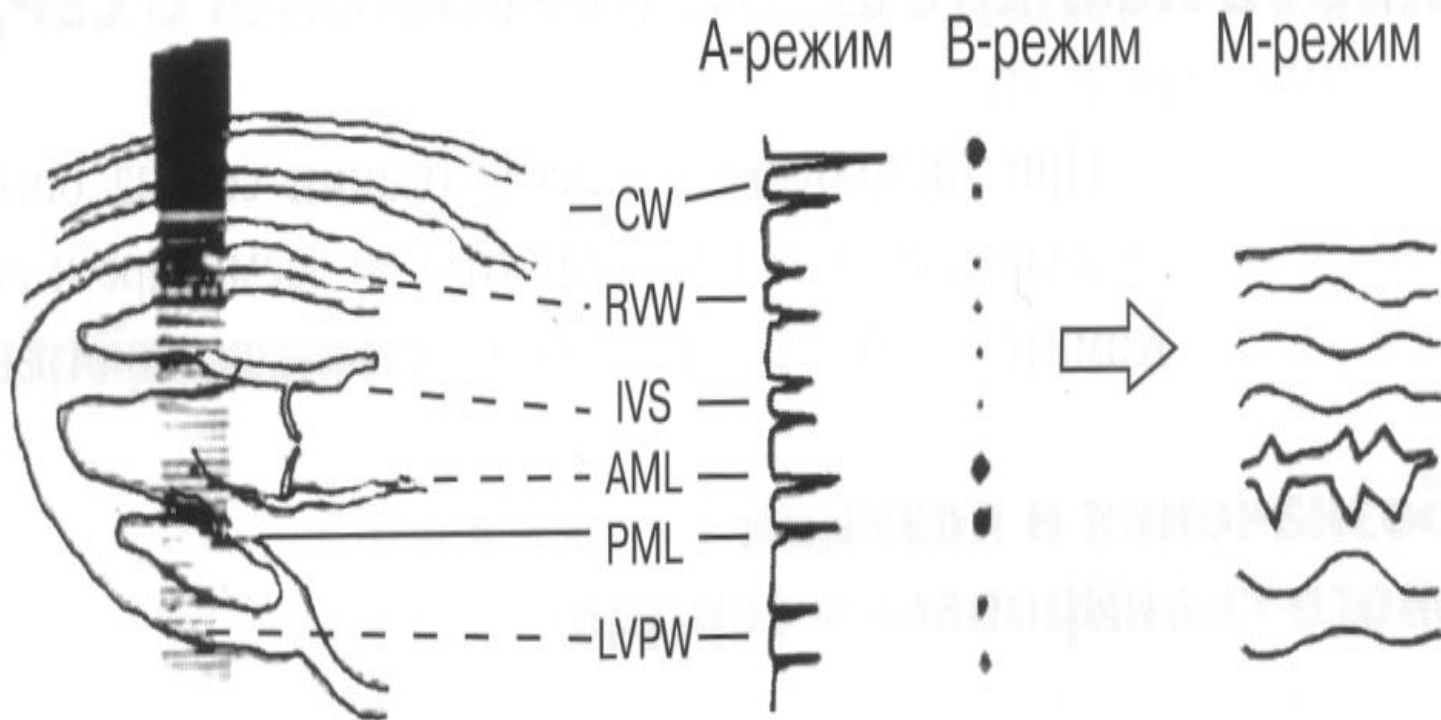
$$S = v \cdot \frac{\tau}{2}$$

Схема получения двухмерного изображения

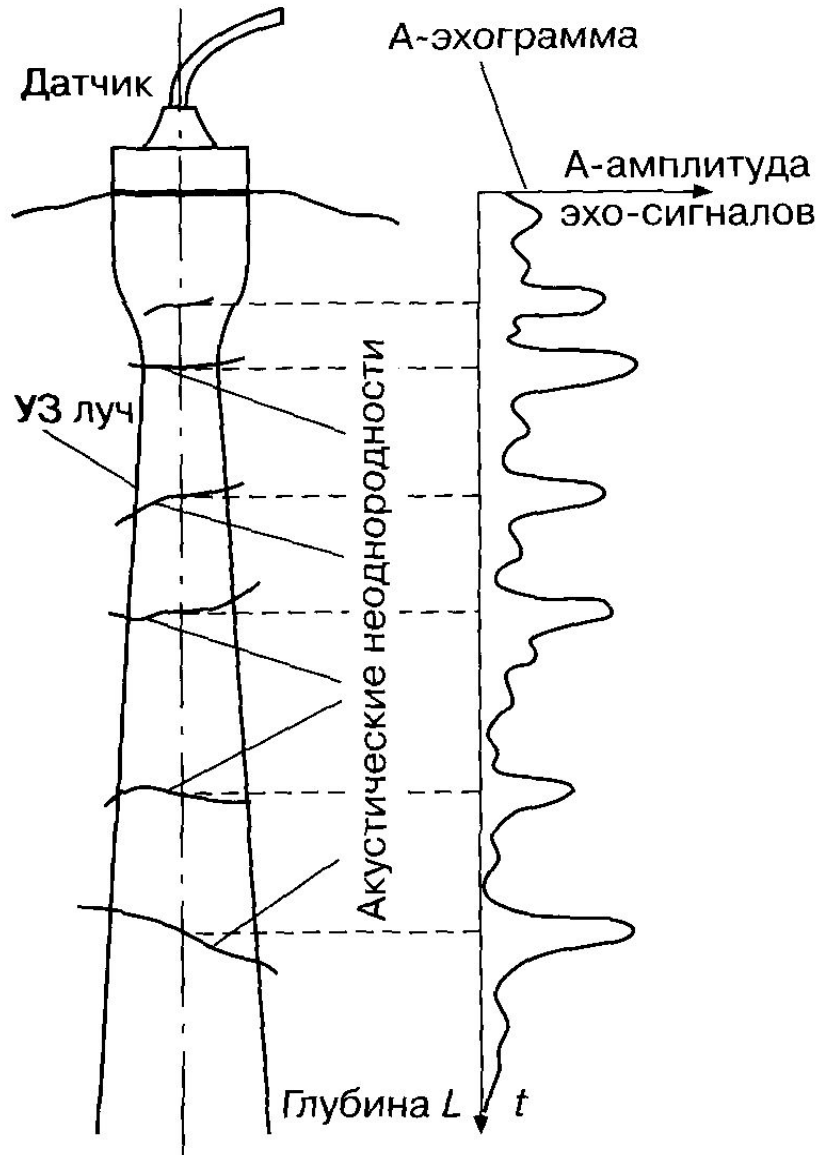


А -, В -, М – режимы УЗ

ИССЛЕДОВАНИЯ

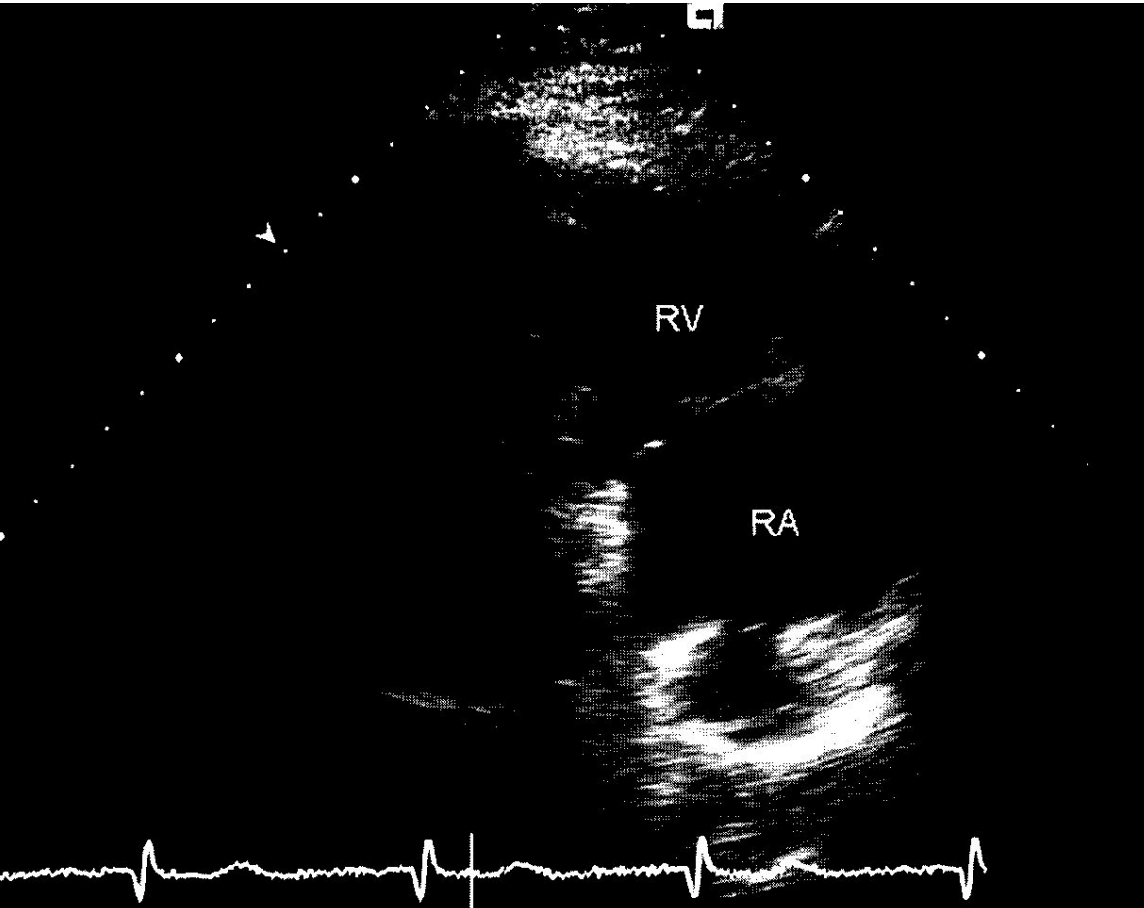


А - режим



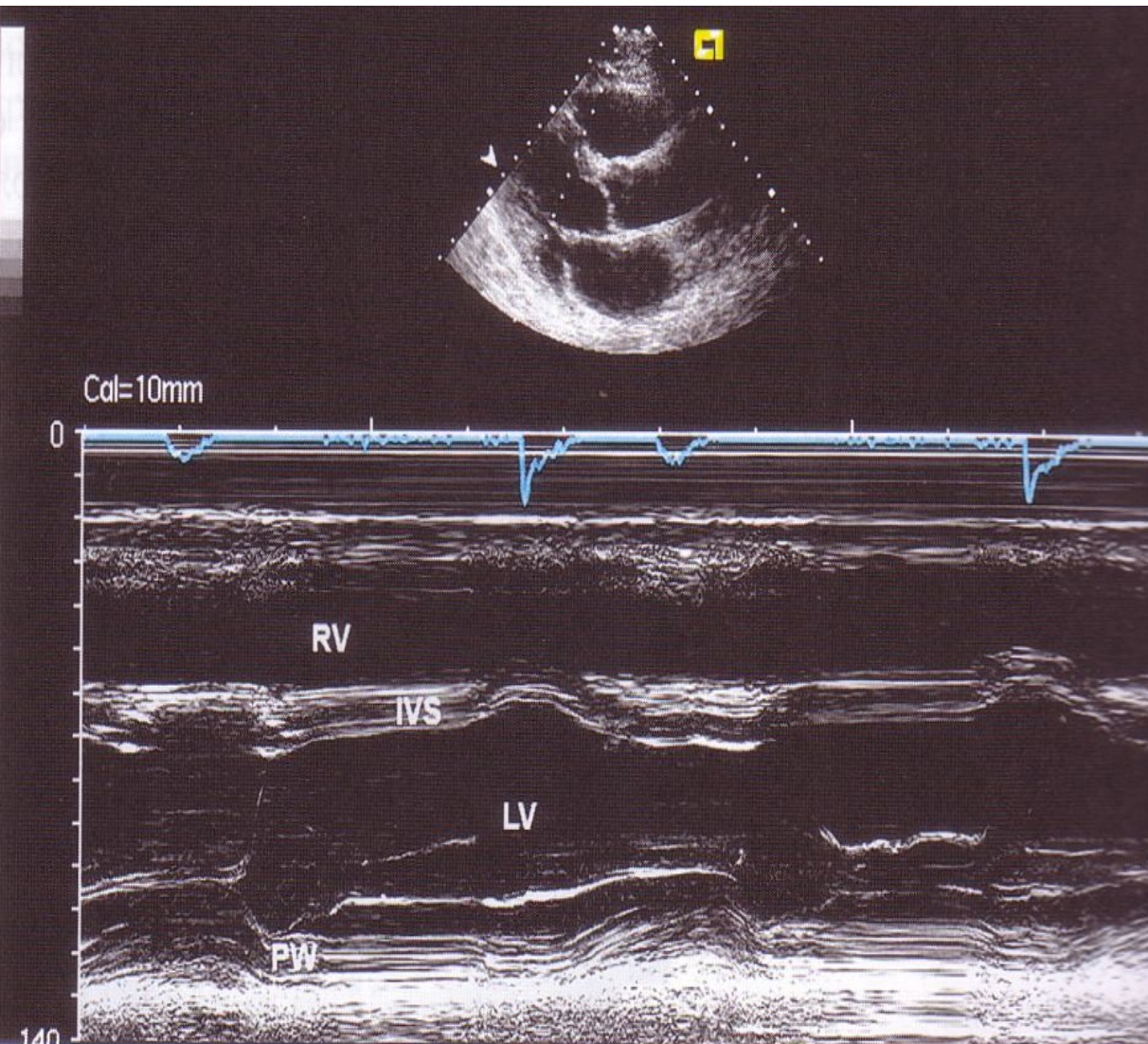
А – режим – амплитудный режим. Зондирование осуществляется при неизменном направлении акустического луча. Интенсивность принятых эхосигналов представлена в виде электрических импульсов различной амплитуды.

В - режим



В – режим (*brightness - яркость*) – двумерный режим визуализации, при котором на экране получают изображение, состоящее из участков, интенсивность которых тем выше, чем больше амплитуда отраженного сигнала.

M - режим



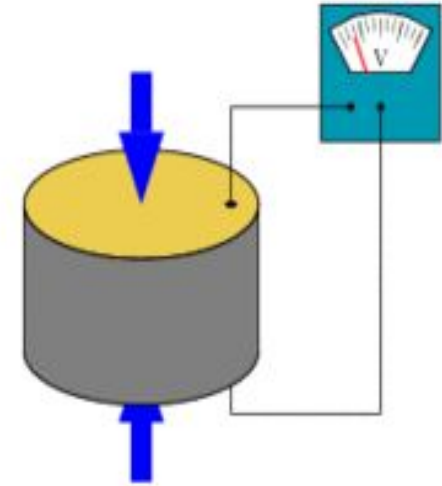
M – режим (*motion* - движение) способ визуализации при котором на экране отображается временная развертка всех движущихся структур.

Практическое использование человеком ультразвука начато после открытия в 1880 году братьями Жаком и Пьером Кюри пьезоэлектрического эффекта («Пьезо» - по гречески «давить, сжимать»). Впервые этот эффект обнаружен у горного хрусталя (разновидности кварца).

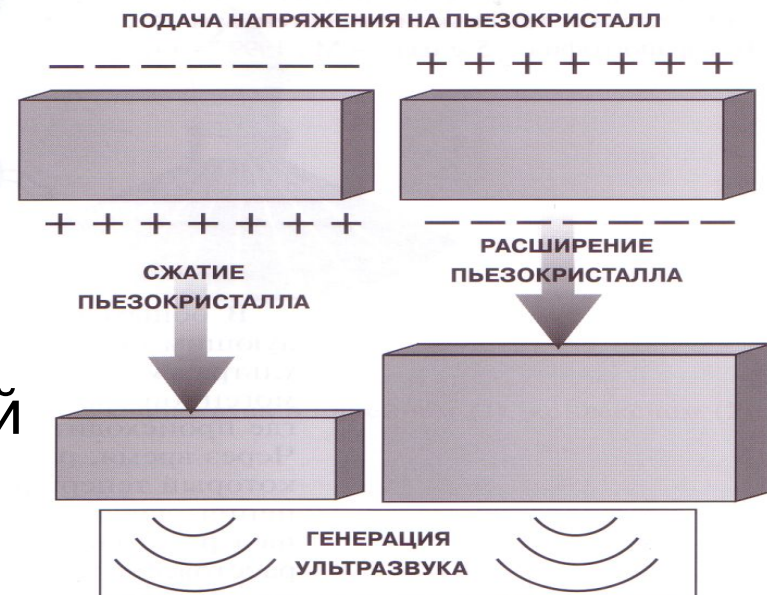
Пьезоэффект наблюдается в кварце, турмалине, сегнетовой соли, титанате бария, цинковой обманке и других веществах.

Ультразвуковые преобразователи

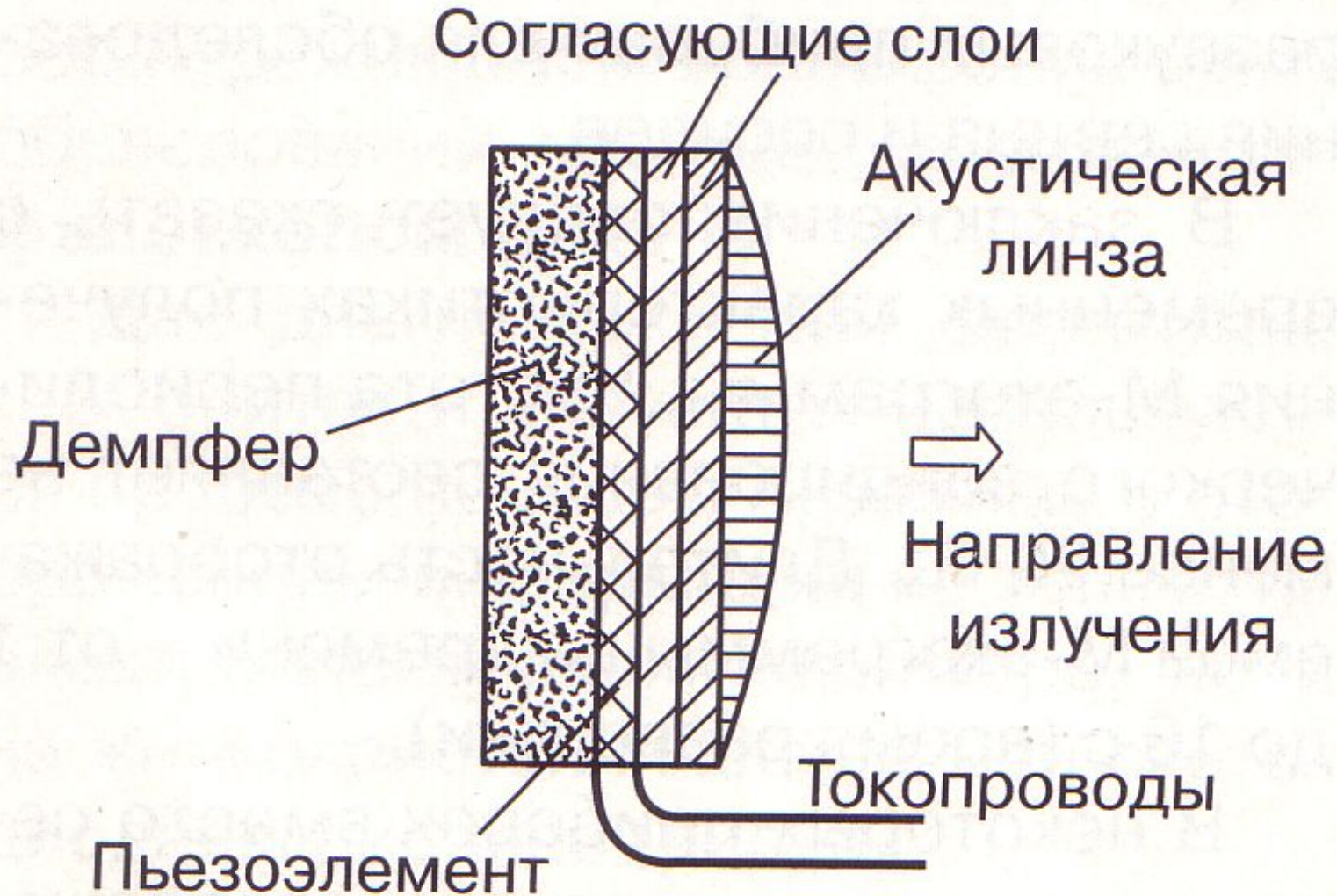
Прямой пьезоэффект - если деформировать пластину пьезоэлектрика, то на ее гранях появляются противоположные по знаку электрические заряды.



Обратный пьезоэффект - если прикладывать к пластине переменное электрическое напряжение, то кристалл начинает сжиматься и расширяться (изменять геометрические размеры), с частотой прикладываемого напряжения.



Ультразвуковой преобразователь

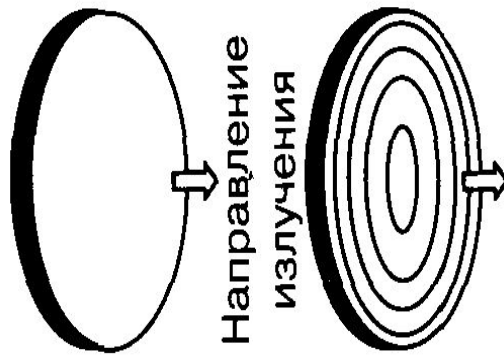


Конфигурация пьезоэлементов в различных типах датчиков

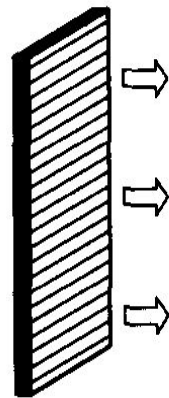
Одноэлементный Многоэлементные решетки

Кольцевая

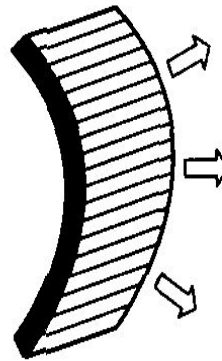
Одномерные Двухмерные



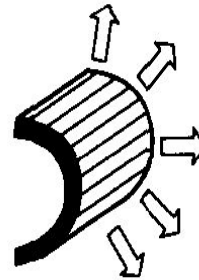
Круглый с плоской или сферической поверхностью



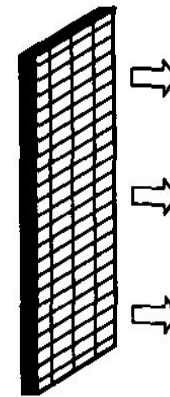
Линейная



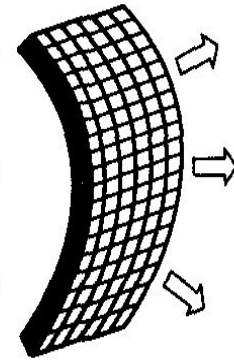
Конвексная



Микрокон-
вексная

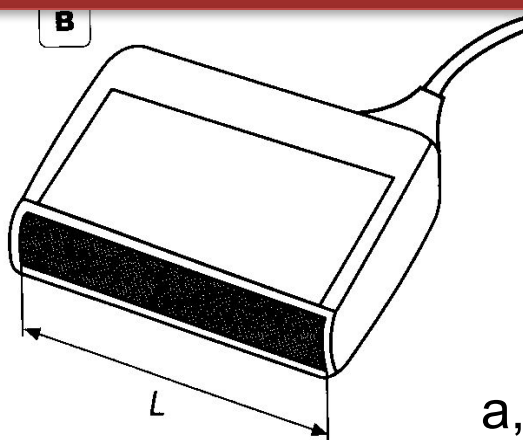
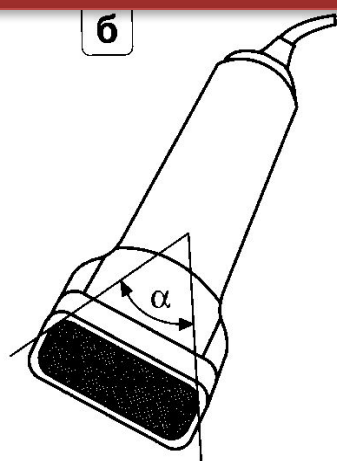
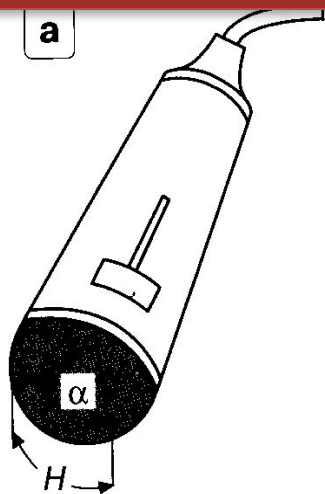


Плоская

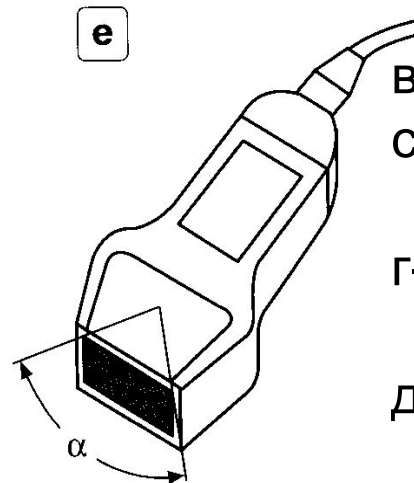
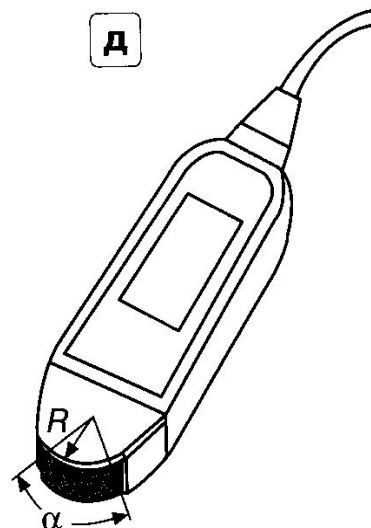
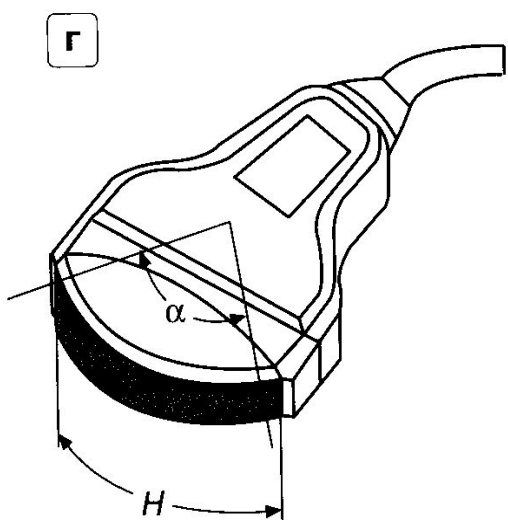


Конвексная

Типы датчиков



а,б- секторные
механические



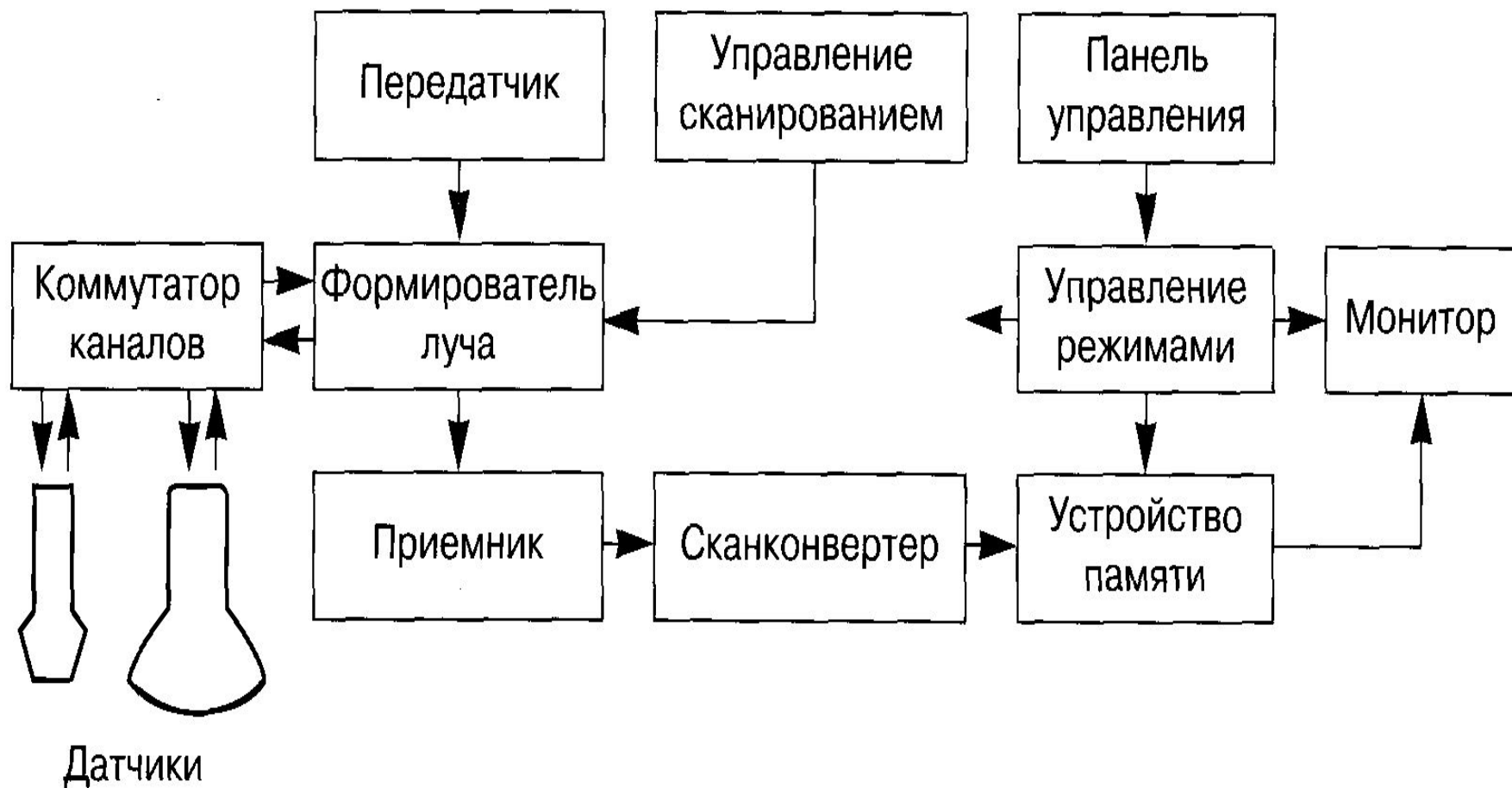
в- линейный
секторный

г- конвексный

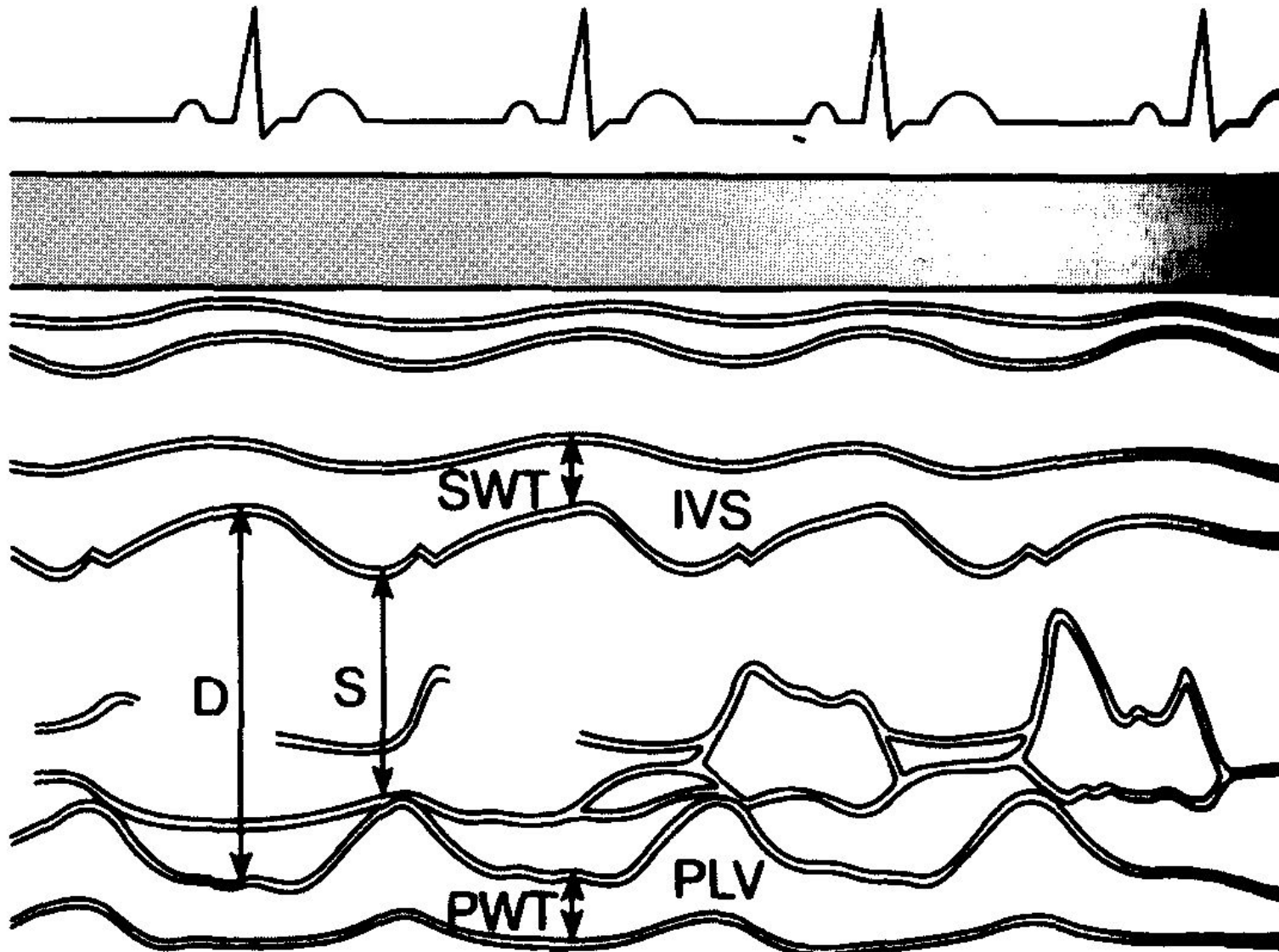
д -микроконвексный

е- фазированный
секторный

Схема УЗ сканера



M-эхокардиограмма ЛЖ



•Эффект Доплера и его использование в медико-биологических исследованиях



Жил в Зальцбурге. Директор первого в мире физического института.

Доплер
Христиан
(1803-1853) -
австрийский
физик,
математик,
астроном.



Эффект Доплера заключается в **изменении** частоты колебаний, воспринимаемых наблюдателем, вследствие движения источника волн и наблюдателя относительно друг друга.

$$v_{набл} = \frac{v_{зв} \pm v_{набл}}{v_{зв} \boxtimes v_{ист}} \cdot v_{ист}$$

При **сближении** источника и наблюдателя – **верхние** знаки,
 при **удалении** – **нижние** знаки

**Классический
пример этого
 феномена: Звук
 свистка от
 движущегося
 поезда.**



Источник звука **неподвижен**

Источник звука **приближается** к уху

A



B



Источник звука **удаляется** от уха

C



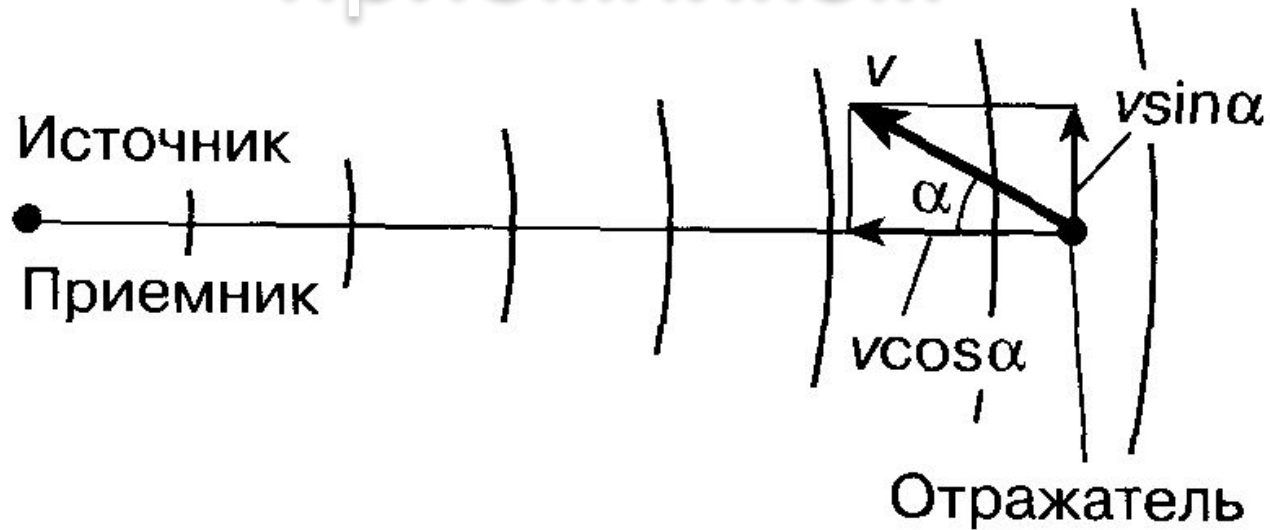
Когда УЗ **отражается** от движущегося объекта, частота отраженного сигнала **изменяется**. Происходит **сдвиг частоты**.

$$\Delta \nu_{\text{д}} = \frac{2v_0}{v_{\text{уз}}} \nu_{\text{ген}}$$

Доплеровский **сдвиг** $\Delta \nu$ - это разность между отраженной и переданной частотами.

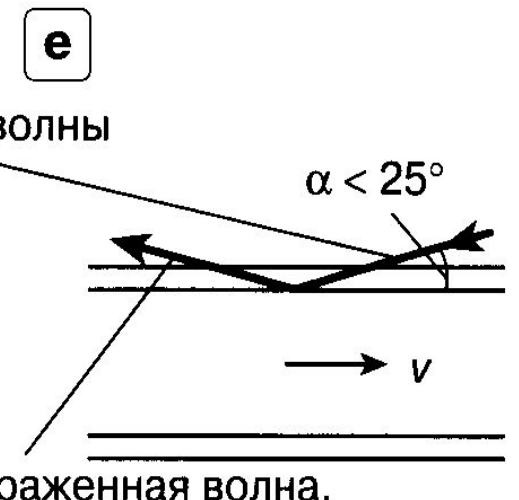
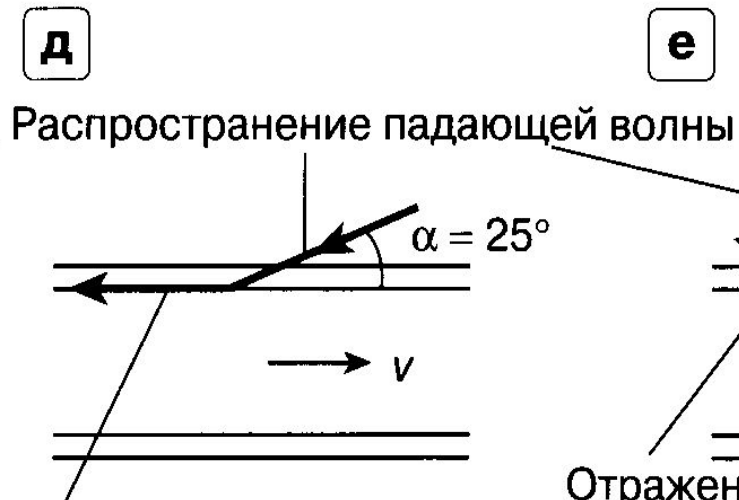
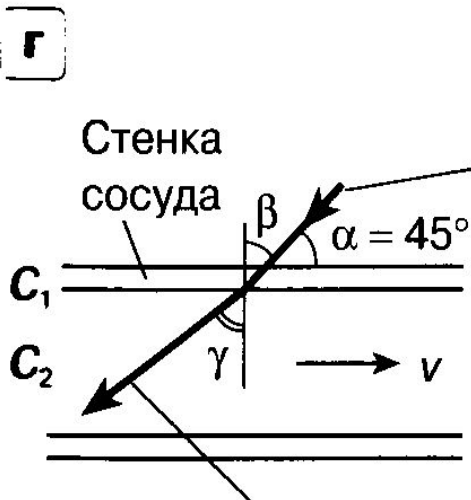
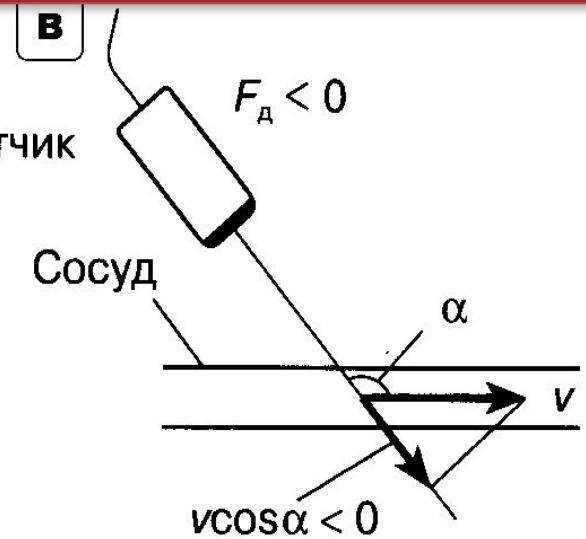
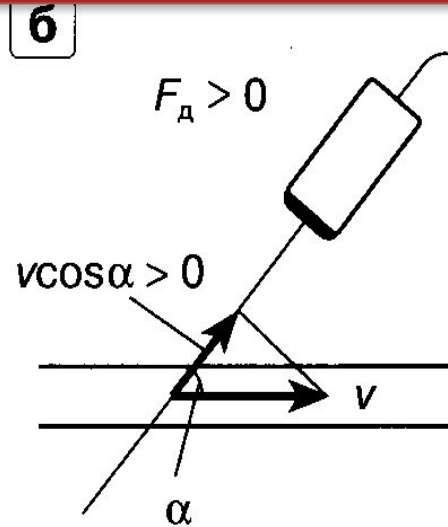
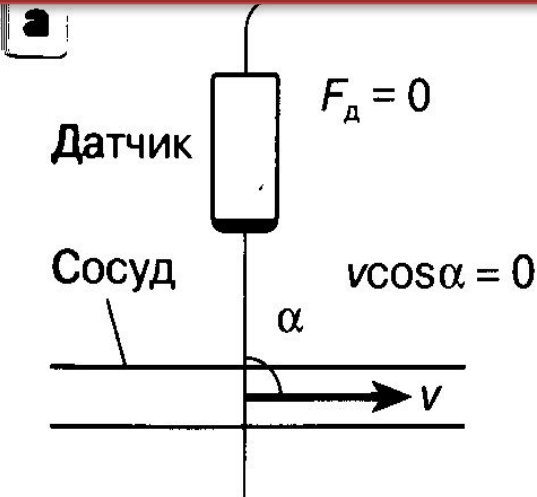
Учет доплеровского угла между направлением движения отражателя и источник-приемником

приемником



$$\Delta \nu_{\text{д}} = \frac{2v_0}{v_{\text{уз}}} \nu_{\text{ген}} \cos \alpha$$

Влияние угла на измерение доплеровского сдвига частоты

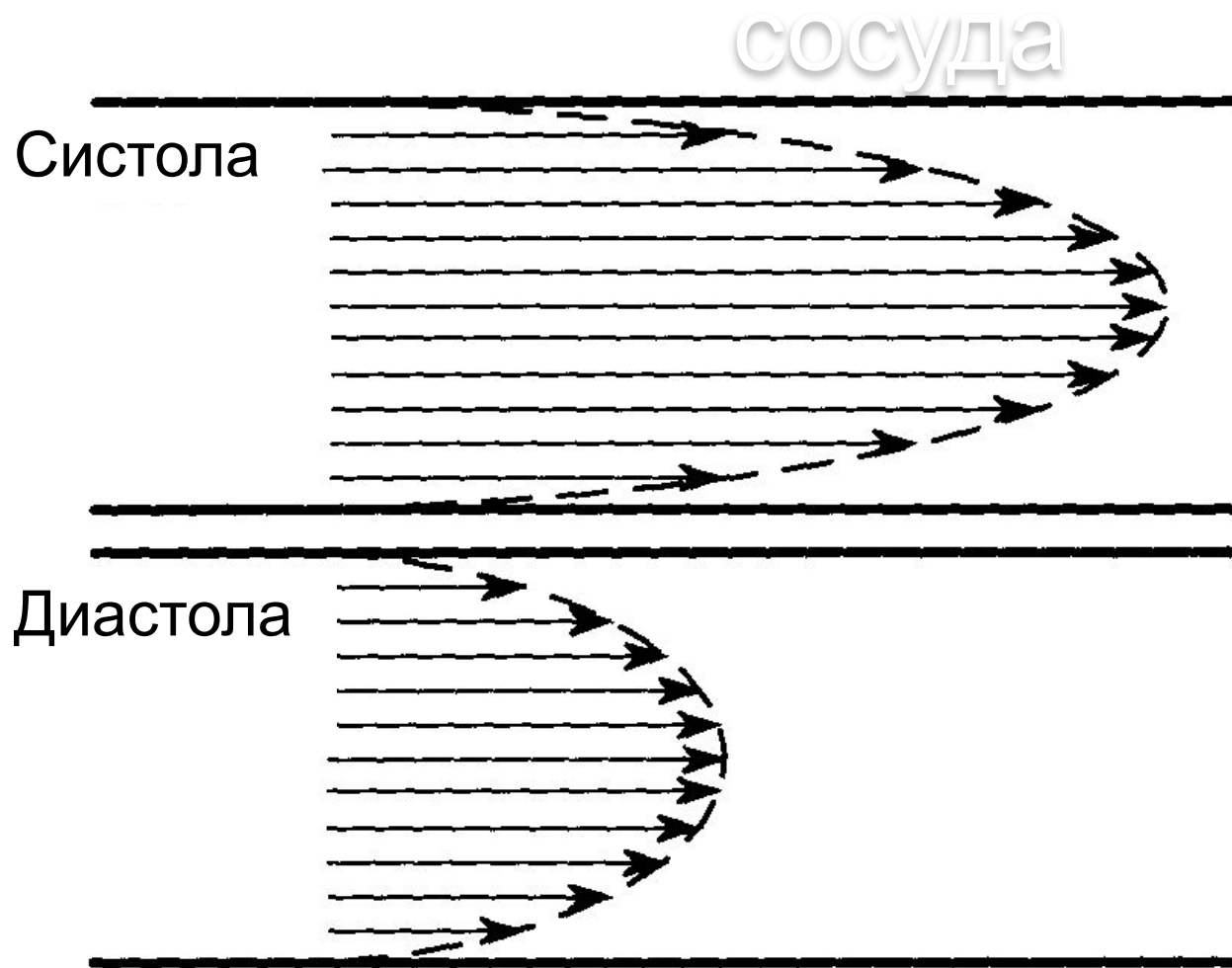


Распространение преломленной волны

Эффект Доплера используется для определения:

- скорости движения тела в среде,
- скорости кровотока,
- скорости движения клапанов и стенок сердца (доплеровская эхокардиография)

Параболическое распределение скоростей кровотока в сечении

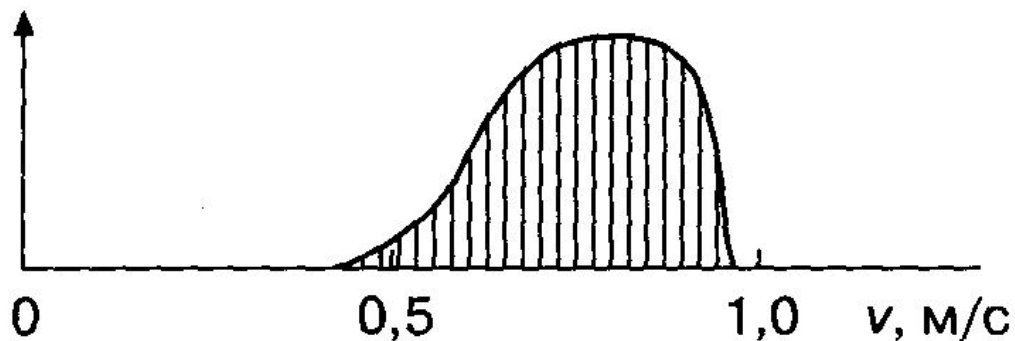


Спектр скоростей в сечении

сосуда

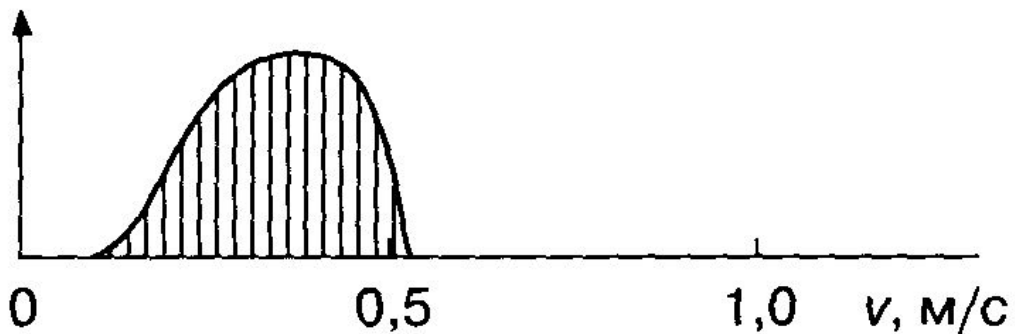
Систола

Уровень эхо-сигнала

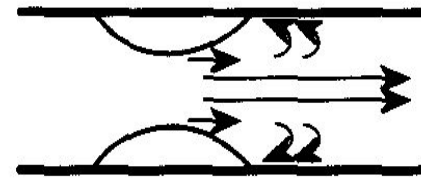
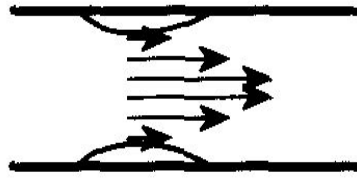
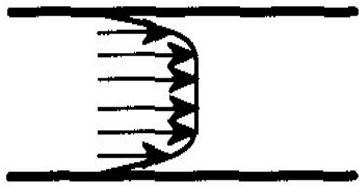
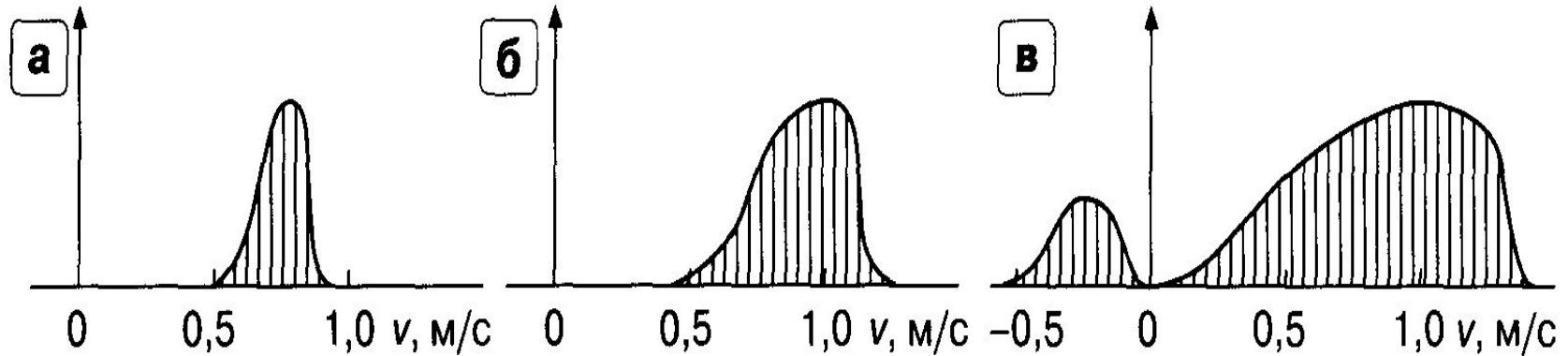


Диастола

Уровень эхо-сигнала



Спектр скоростей в сосудах

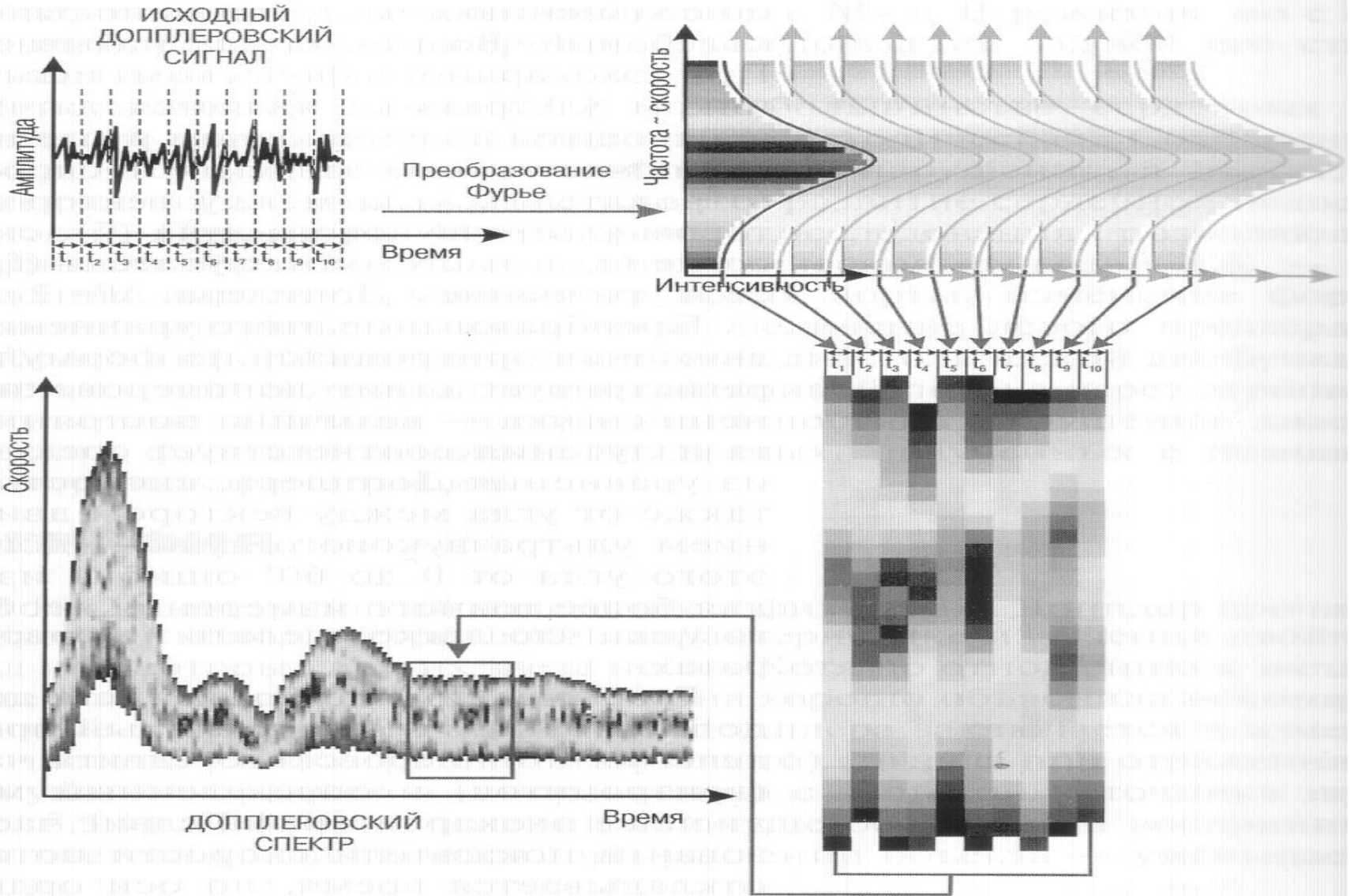


а - широкий сосуд б- зона стеноза в- зона сильного стеноза

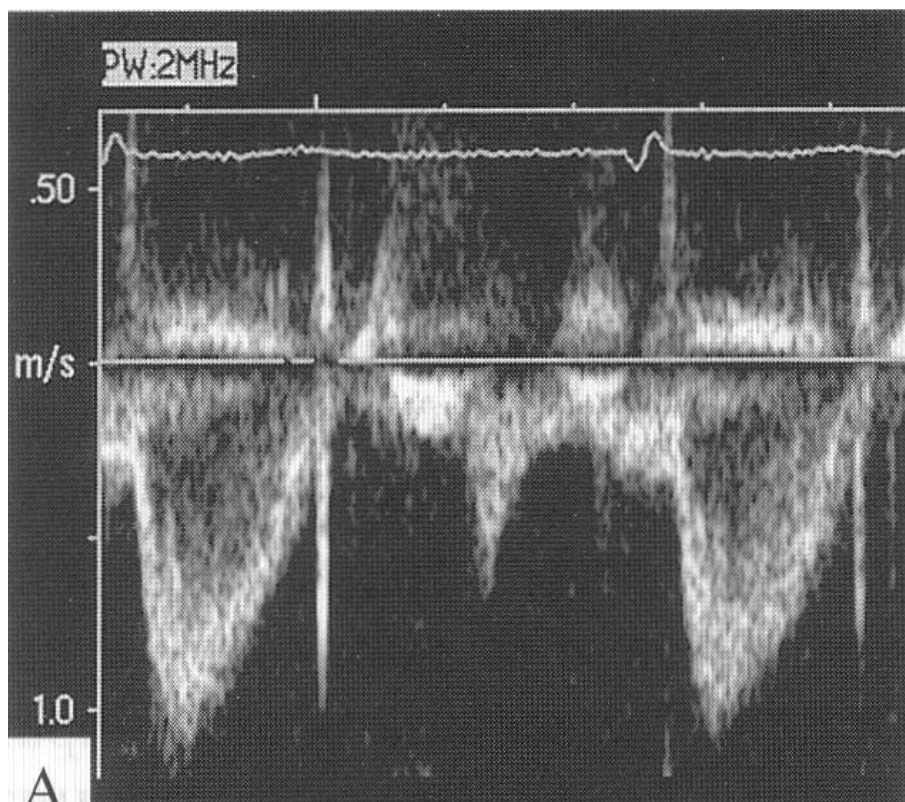
Формирование доплеровского спектра

спектра

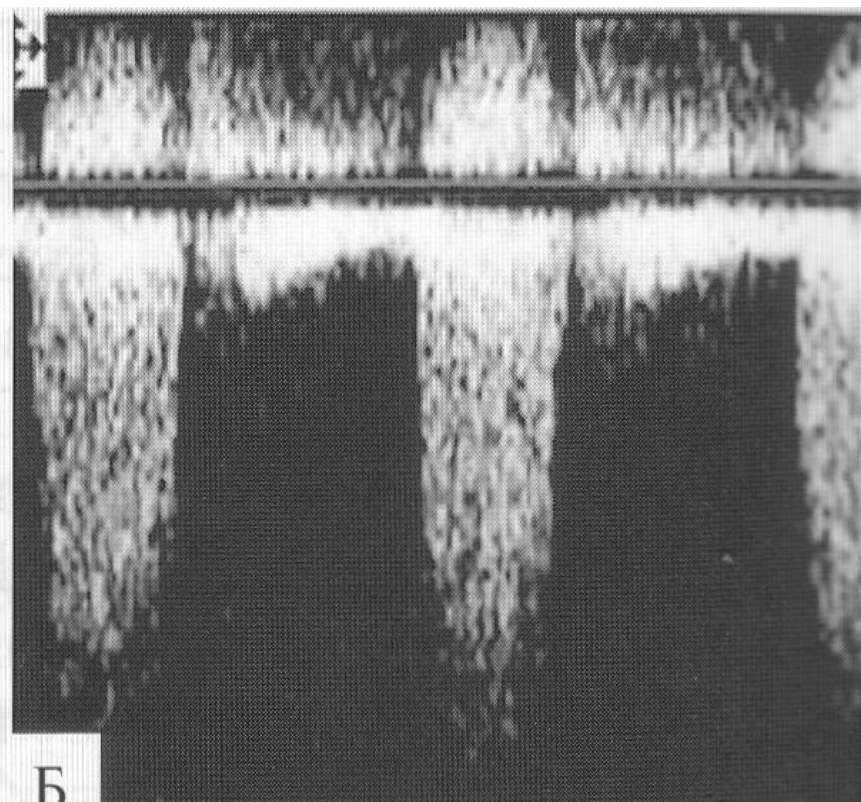
Глава



Допплеровская спектрограмма ламинарного и турбулентного потоков



А- нормальный ламинарный
поток в аорте



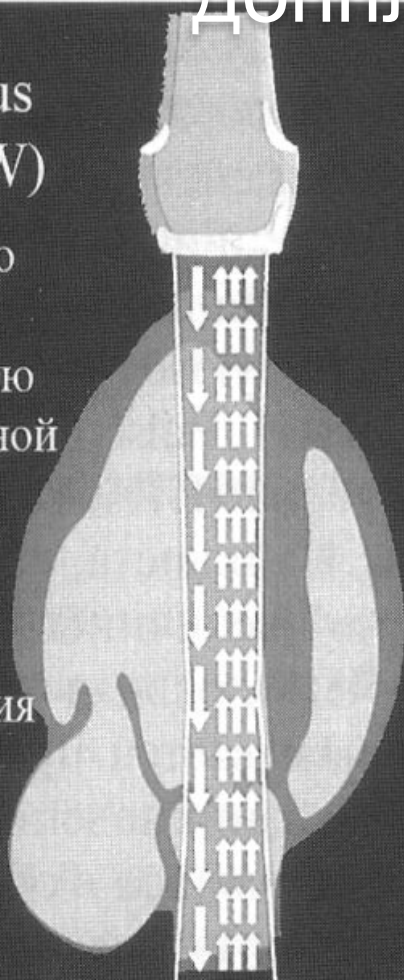
Б- стенозированный аортальный
клапан

Схема непрерывно-волнового (CW) и импульсно-волнового (PW) режимов доплеровграфии

Continuous Wave (CW)

невозможно
оценить
локализацию
максимальной
скорости

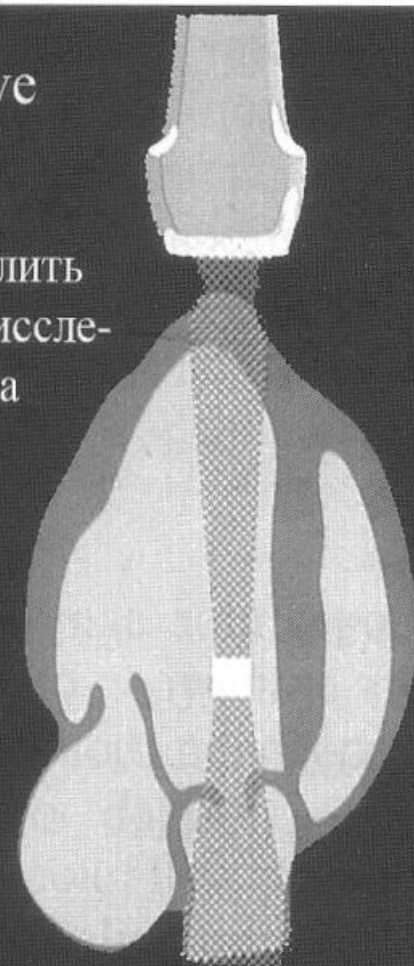
нет
ограничения
измерения
скорости



Pulsed Wave (PW)

можно определить
локализацию исследуемого потока

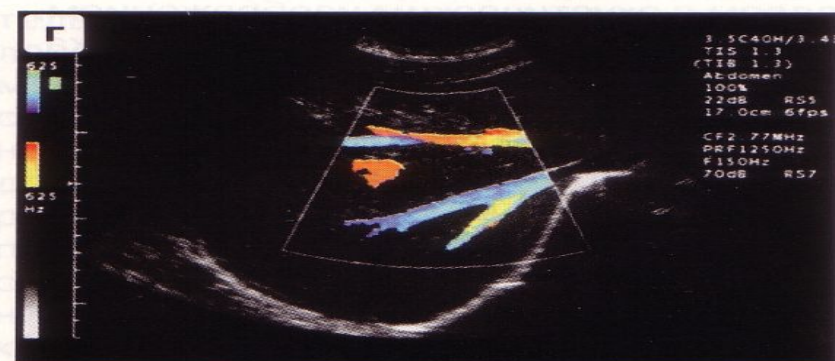
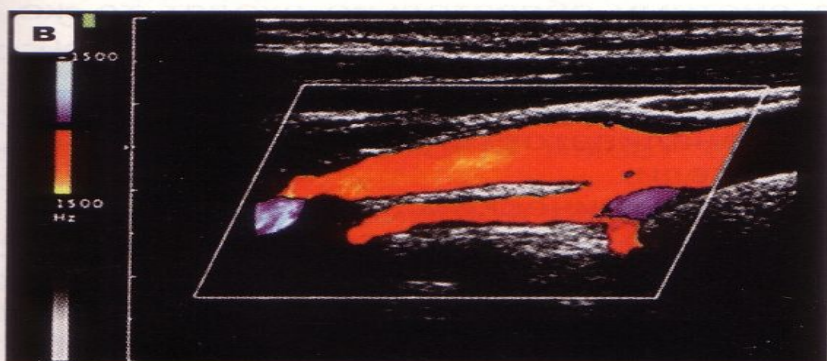
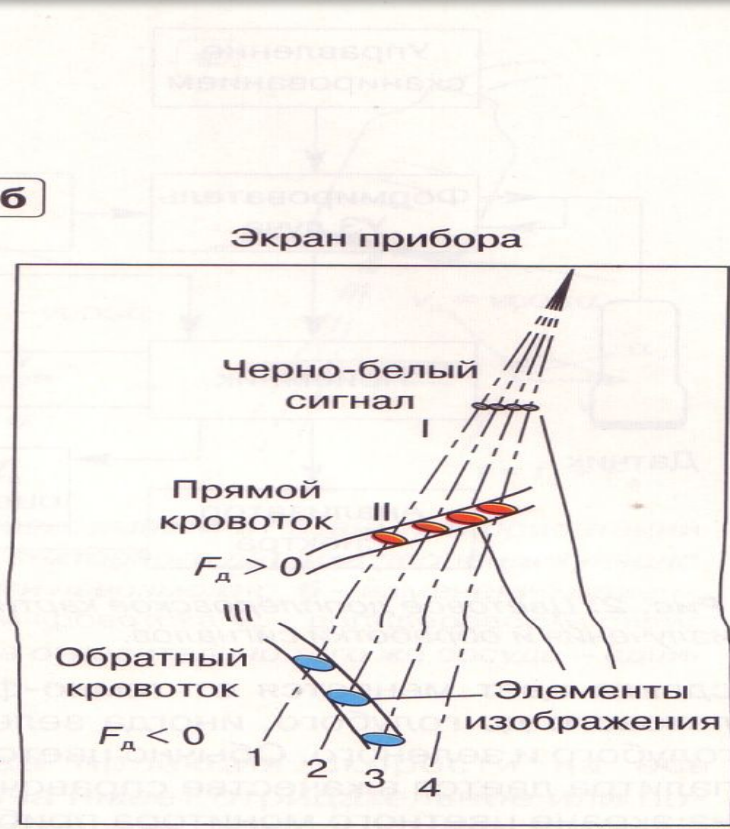
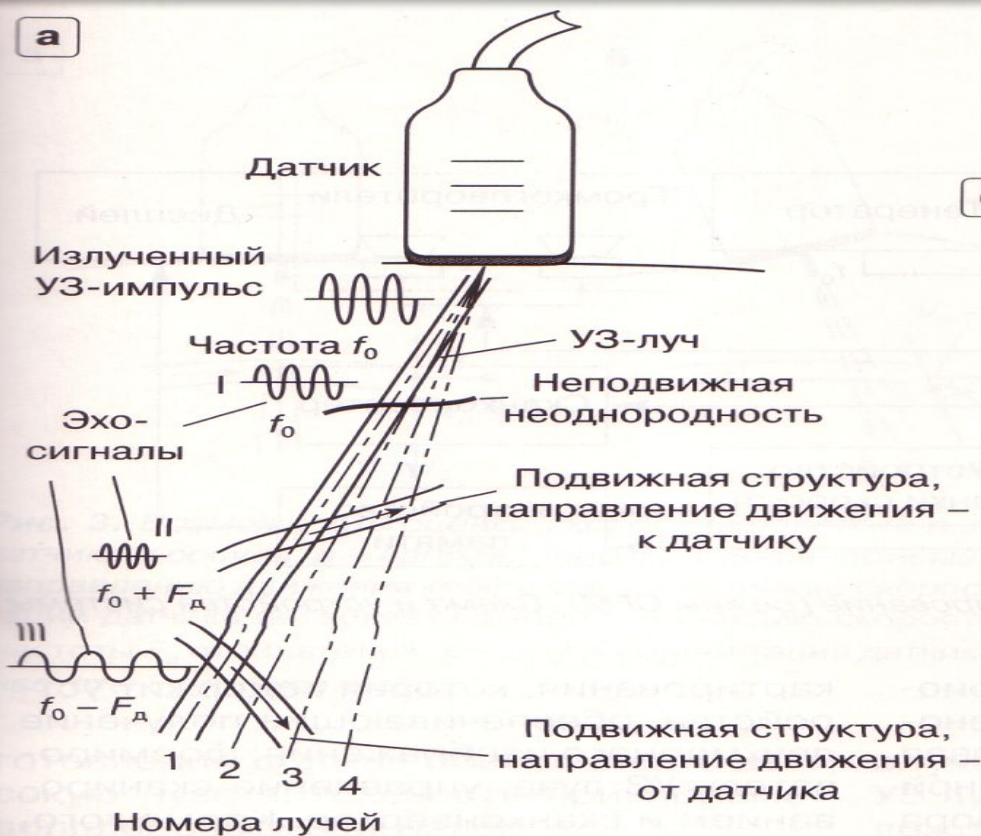
есть
ограничение
измерения
скорости



Преобразование доплеровского сигнала в доплеровский спектр



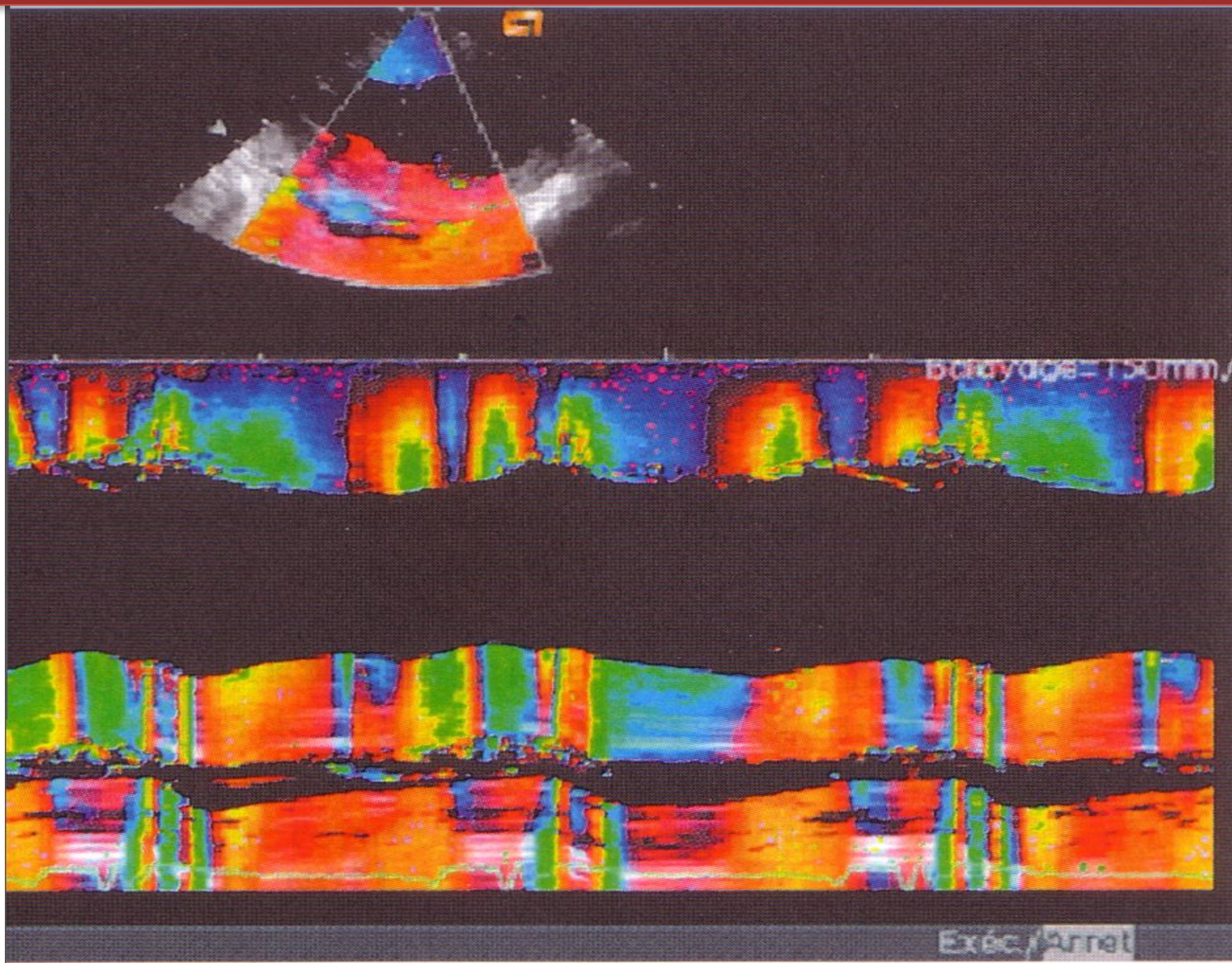
Принцип формирования цветowego доплеровского изображения



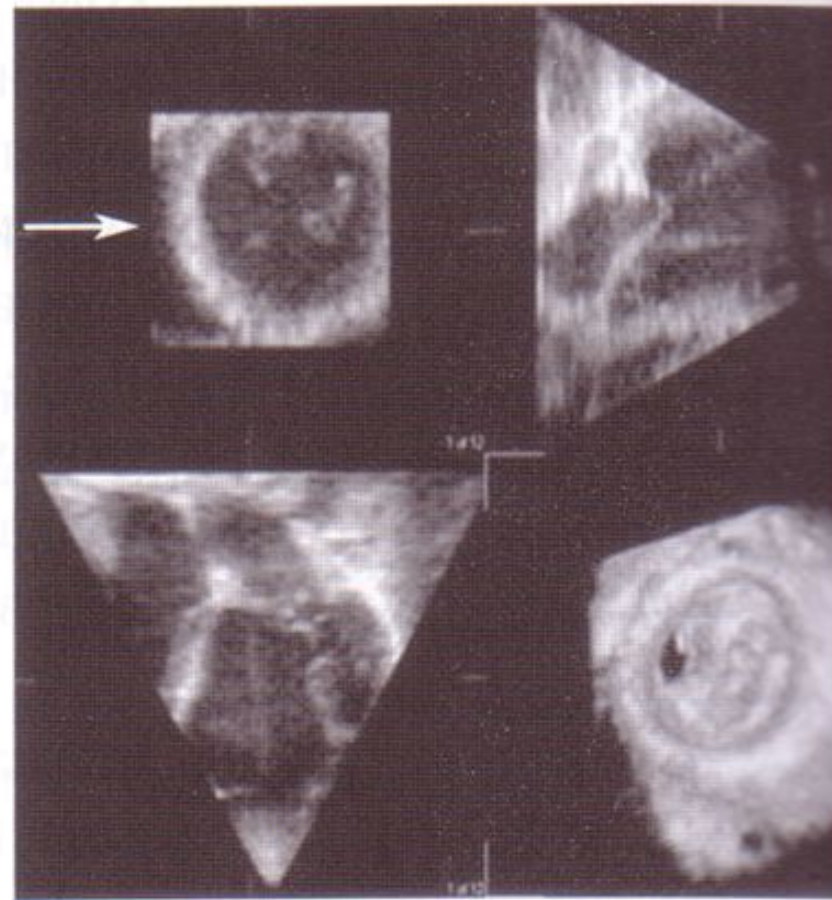
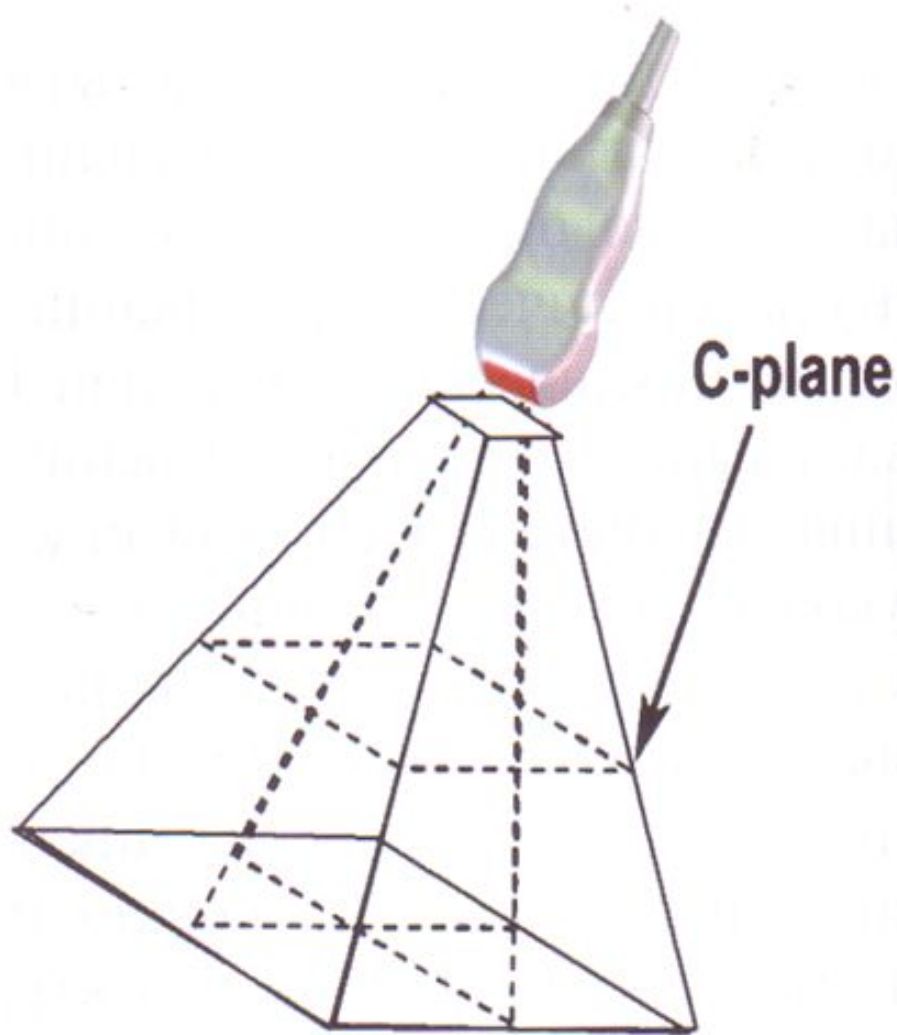
Изображение в режиме энергетического доплера



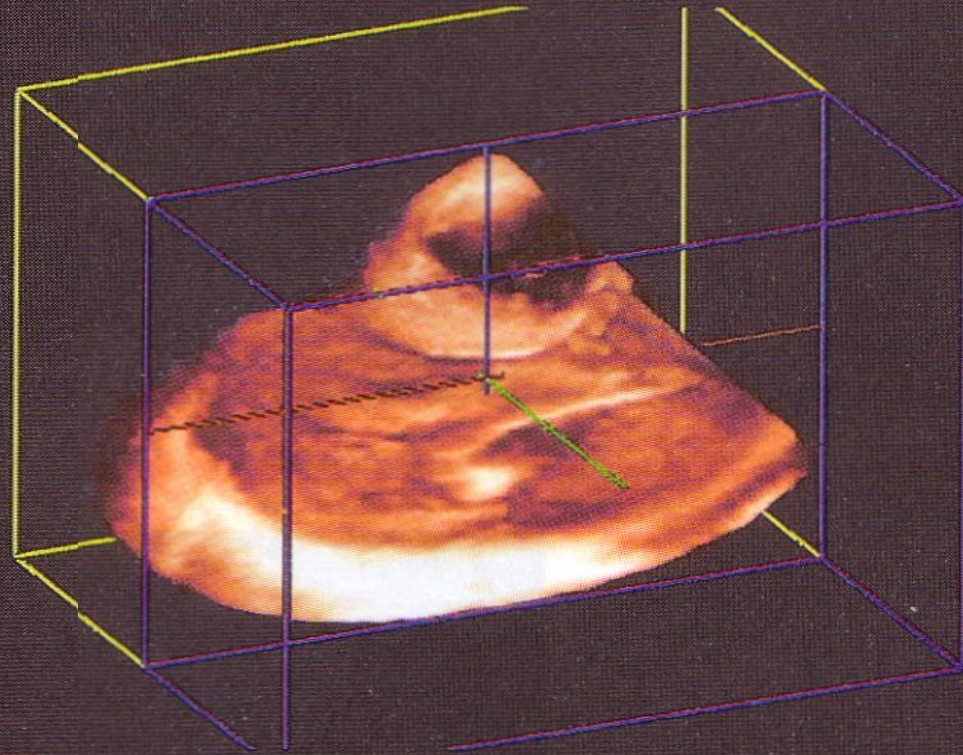
Допплеровская визуализация в В- и М-режимах



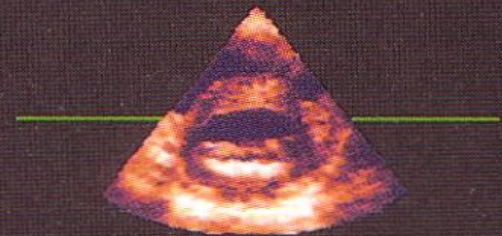
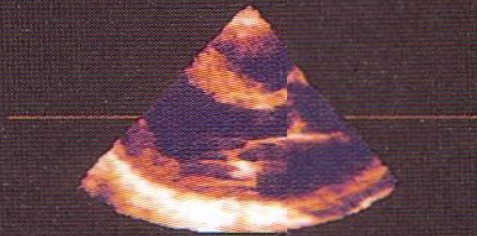
Сканирование матричной фазированной решеткой



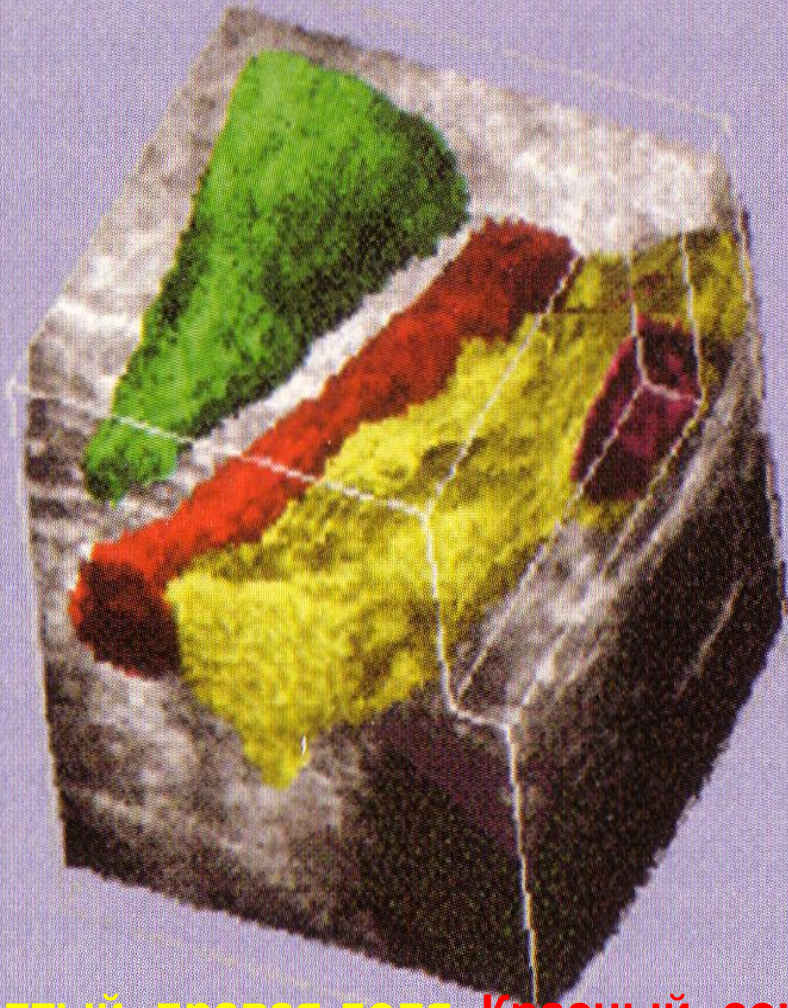
3D- ЭхоКГ сердца



0.59
SEC

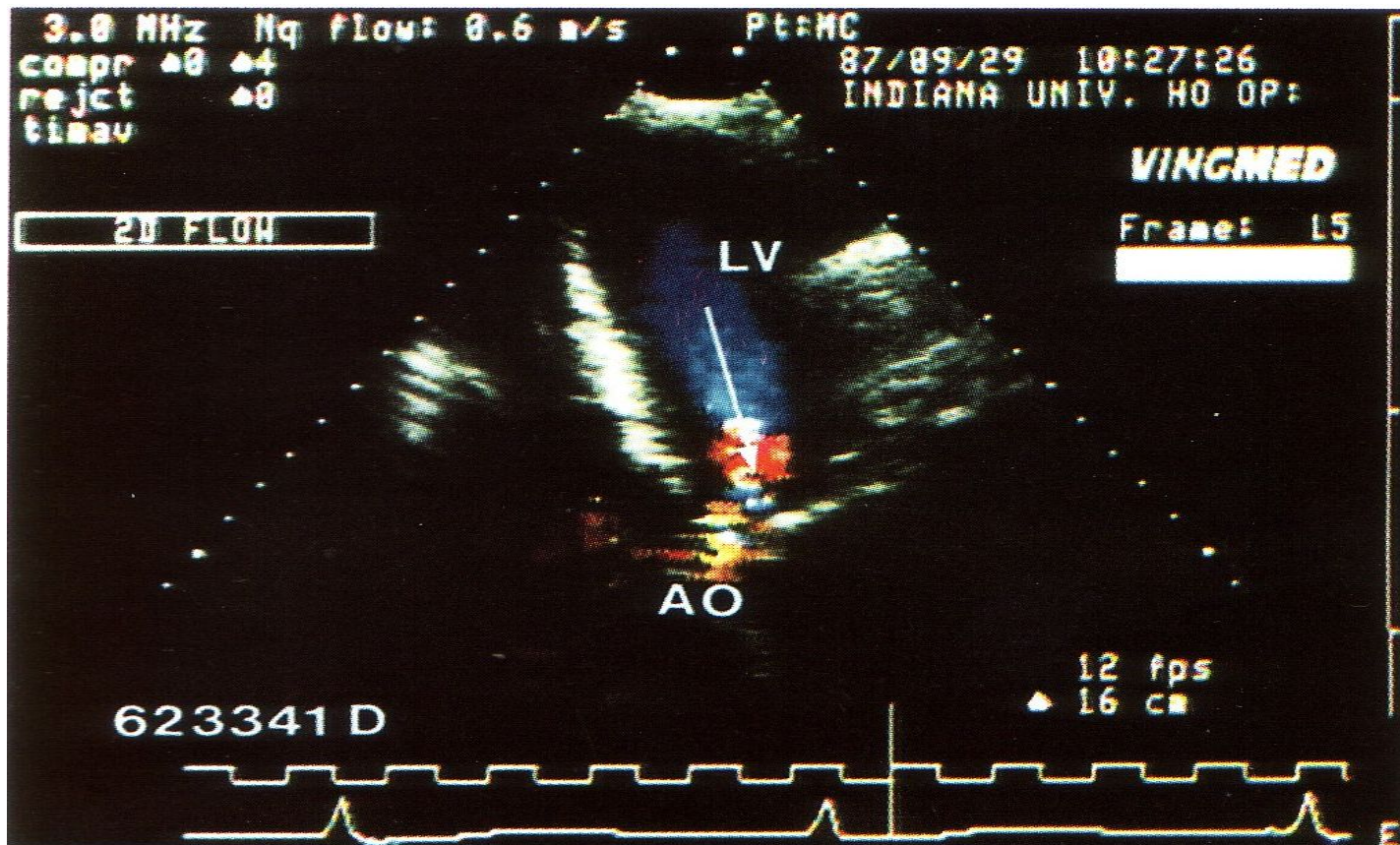


Окрашивание сегментированных структур щитовидной железы в 3D изображении



Желтый- правая доля, Красный- сонная артерия, Зеленый - яремная вена,
Лиловый - узел на границе перешейка

Двухмерное цветное доплеровское картирование при нарушении оттока из левого желудочка. Относительно низкая скорость выходного потока левого желудочка кодируется **синим** цветом. В области **сужения** скорость возрастает, возникает наложение спектров (aliasing), и кодировка сигнала потока меняется на **красную**. На участке обструкции регистрируется относительно узкий турбулентный поток.



LV – левый
желудочек

AO – аорта