



Военно-медицинская академия

*Кафедра рентгенологии и
радиологии*

История открытия ультразвука,
физические основы ультразвуковой
диагностики

Ультразвуковой метод диагностики — это способ получения медицинского изображения на основе регистрации и компьютерного анализа отраженных от биологических структур ультразвуковых волн, т. е. на основе эффекта эха. Данный метод нередко также называют эхографией.

Что такое колебание, волна и звук?



Звук (в общем понимании) – часть волновых колебаний материи
в виде зон сжатия и растяжения межмолекулярных связей
данного вещества

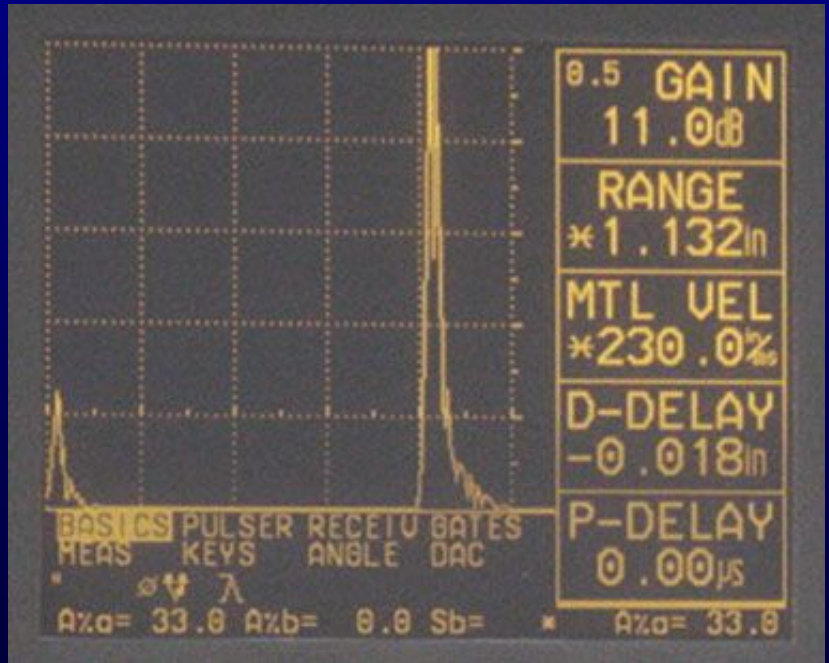
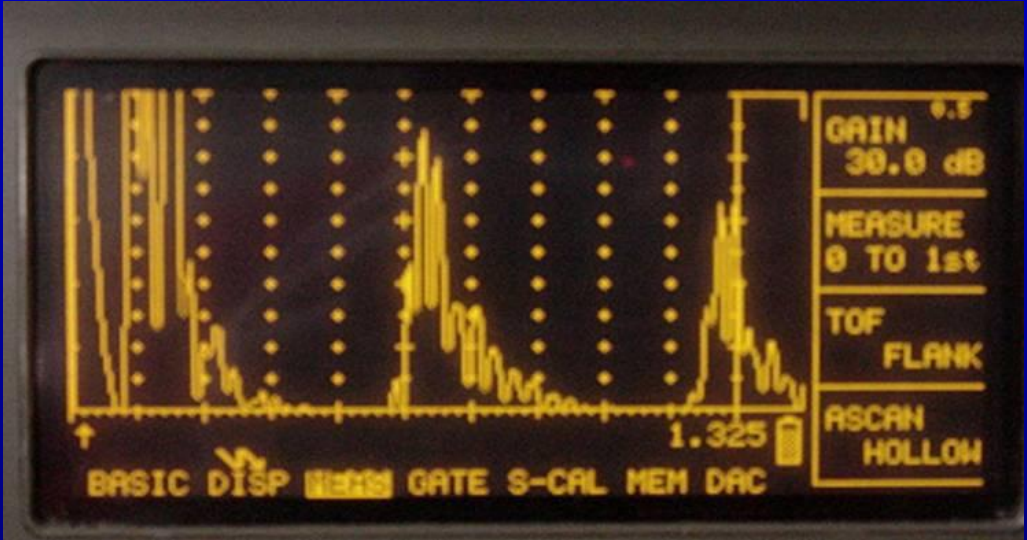
Физические параметры звуковых волн

Период колебания (T) – время полного цикла колебания (с)

Частота колебания (ν) – количество колебаний в единицу времени (с^{-1} ; Гц)

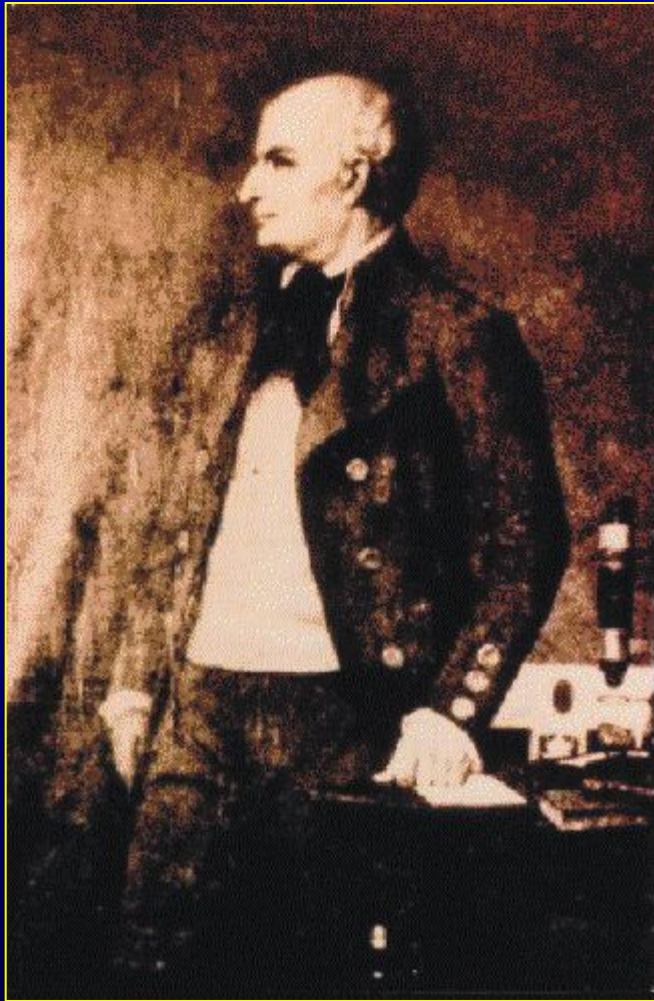
Длина волны (λ) – расстояние между соседними однофазовыми точками (м)

Амплитуда колебания (A) – характеризует силу колебаний





Первое подозрение о существовании ультразвука (1794 г.)



Спалланцани (Spallanzani) Ладзаро
(12.1.1729- 12.2.1799),
итальянский натуралист.



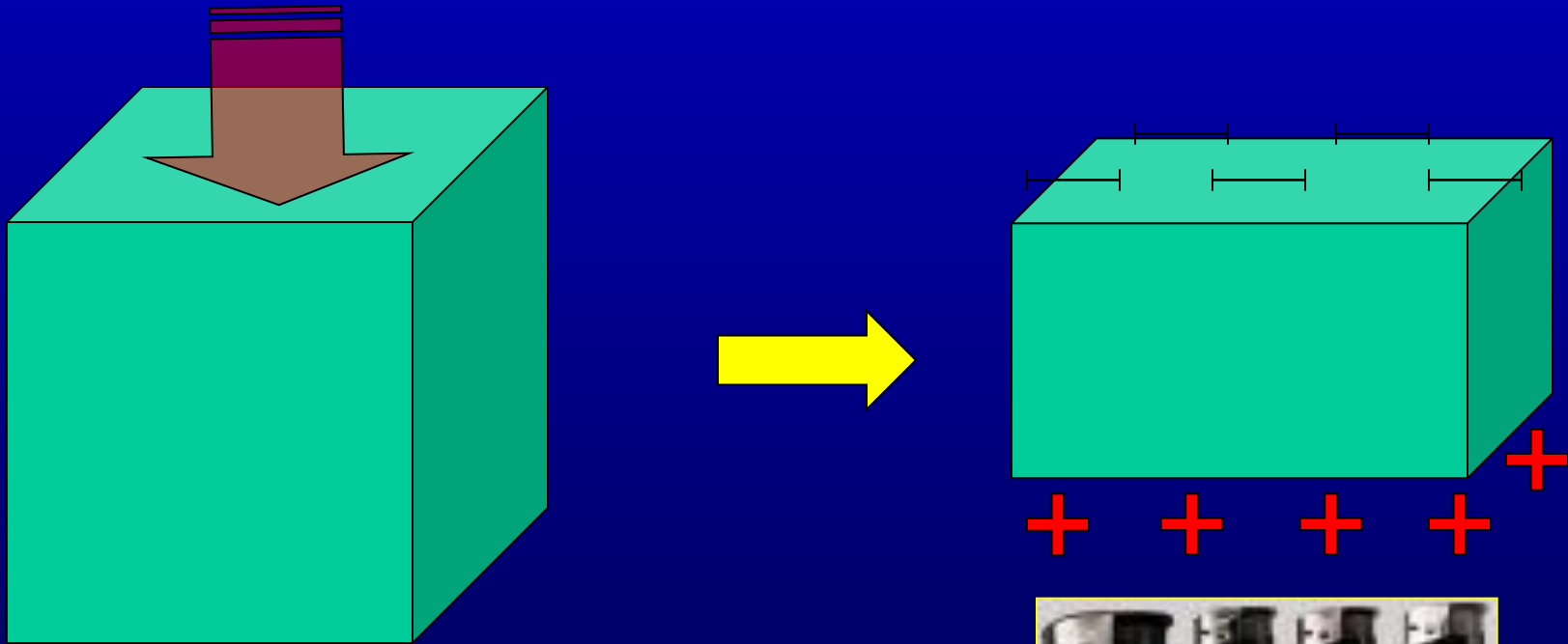
Открытие ультразвука (1881 г.)



Пьер (верхний ряд
справа) и Жак Кюри
открыли
пьезоэлектрический
эффект

Пьезоэлектрический эффект

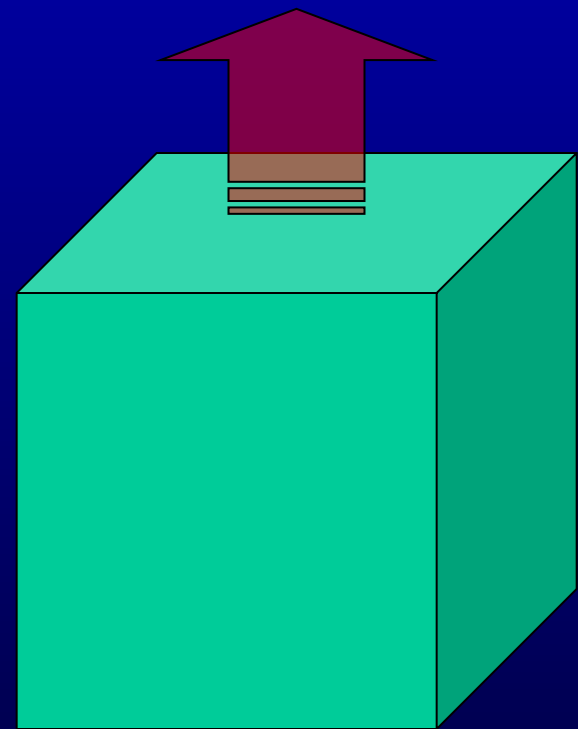
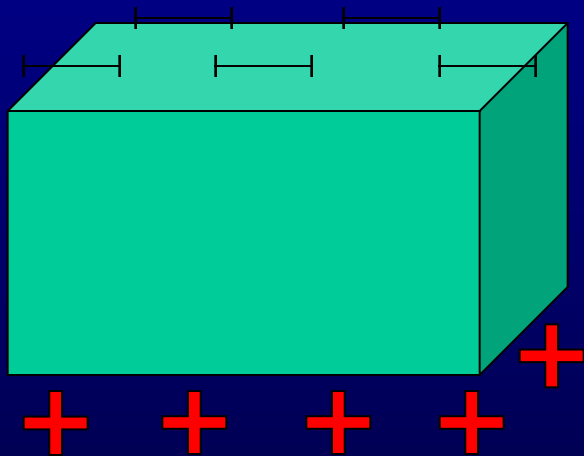
(«пьеzo» — по-гречески означает «давить»)



Прямой
пьезоэлектрический
эффект



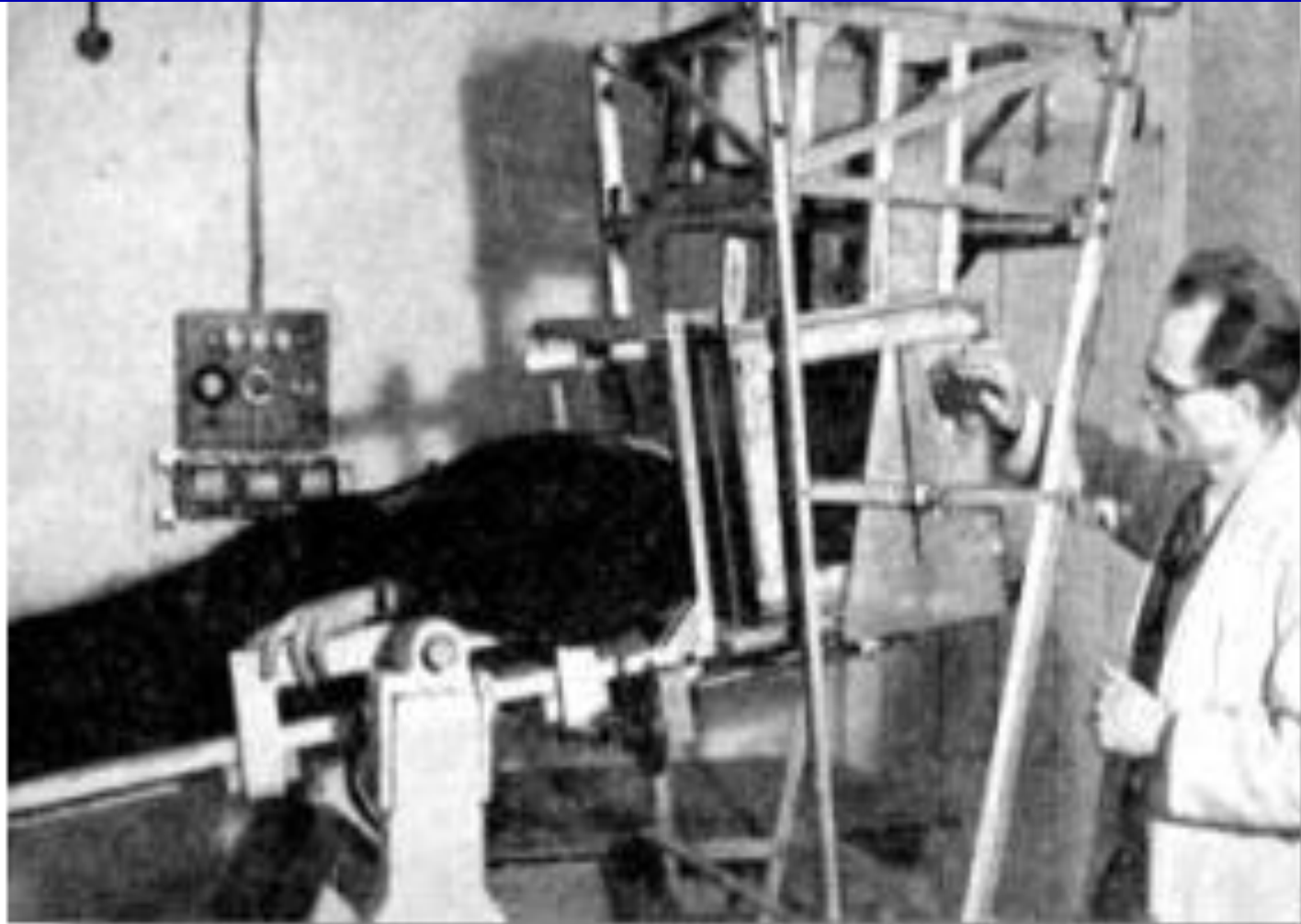
Обратный пьезоэлектрический эффект



В 1928 г. концепция ультразвуковой детекции дефектов в материалах *«проходящим излучением»* впервые в мире разработана советским ученым С.Я. Соколовым. Затем Соколов разработал на принципе *отражения звука* "звуковой микроскоп" частоты 3 МГц и ввел термин "звуковидение". Он предложил использовать очень короткие *импульсы*, необходимые для детектирования *отраженного сигнала* приемником в том же месте, где был и излучатель для визуализации источника эхо (по удаленности, т.е. по времени возвращения эхо). Соколов признан в мире «отцом сонографии». Его идеи нашли применение в радарах и системах подводной навигации.

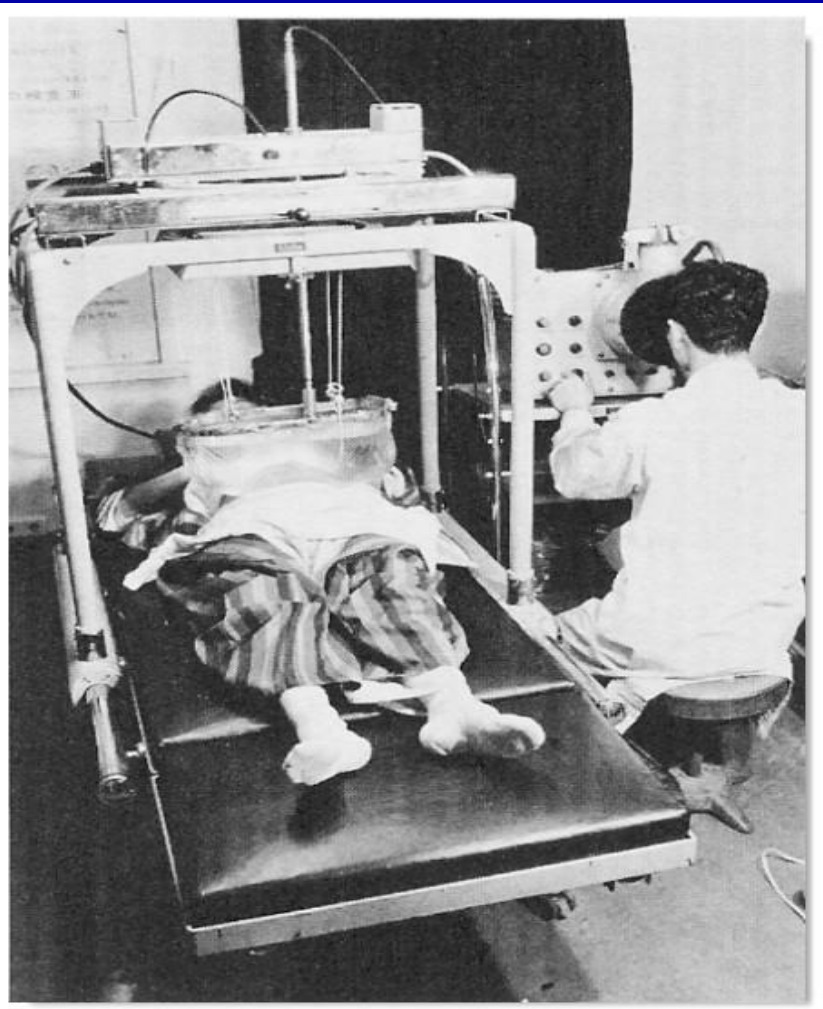
В 1940 г. Н. Gohr and Th. Wedekind в Германии опубликовали статью «Ультразвук в медицине», в которой обосновали возможность *эхо-детектирования* опухолей, абсцессов и экссудатов методом УЗИ, но без фактических результатов. Впервые попытался использовать ультразвук для диагностики опухолей мозга венский невропатолог К. Т. Dussik (1942). Однако к 50-м годам было показано, что применявшийся им метод *проходящего излучения с тeneвым изображением* не обеспечивает приемлемой информативности. В послевоенные годы исследования возможности УЗ-диагностики на основе отражения развивались во всем мире, наиболее интенсивно в США.

Карл Дуссик проводит исследование структур головного мозга



Dussik and his ultrasonic apparatus in 1946

первые приборы фирмы ALOKA



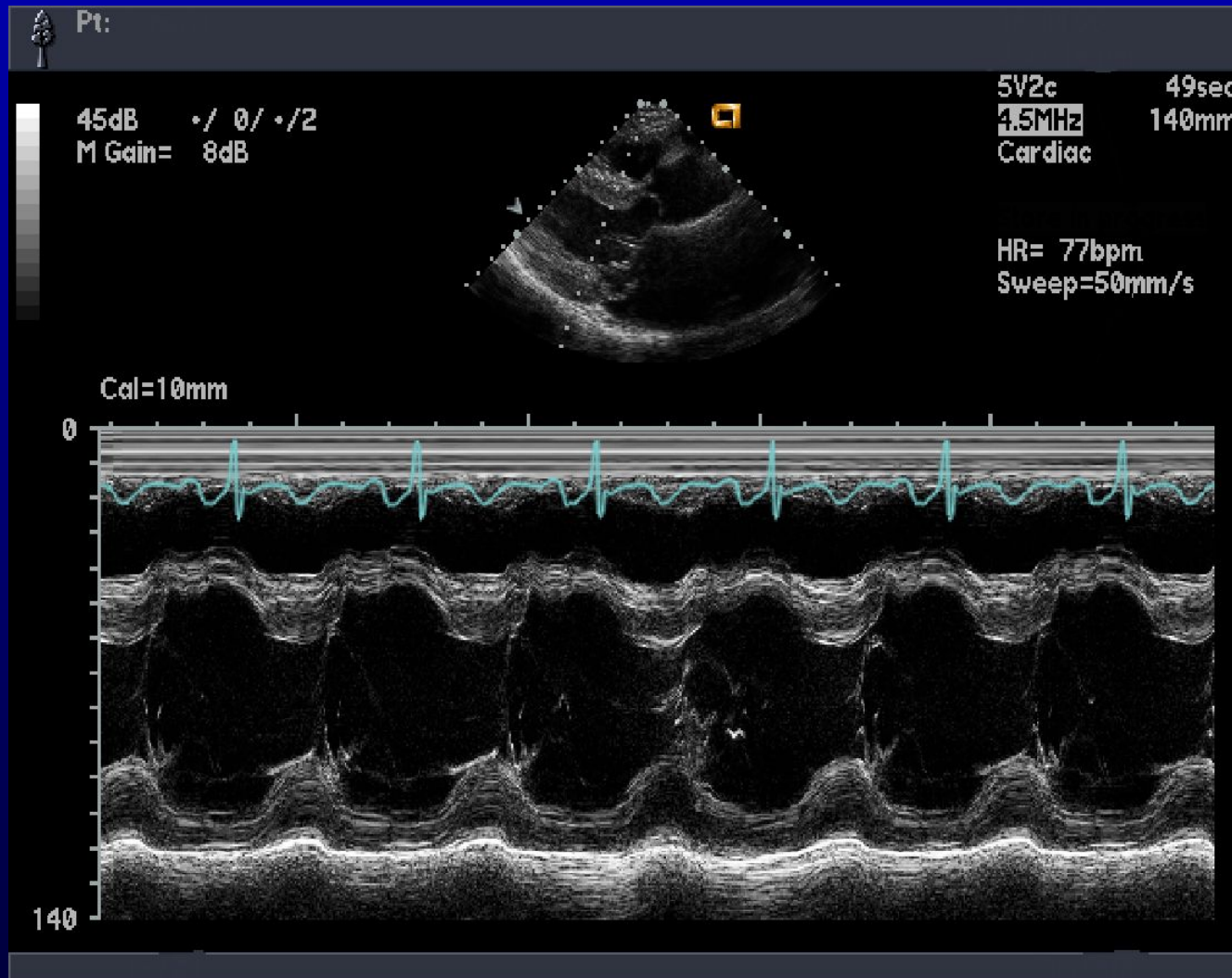




Эхокардиография и М-методика

М-режим — одномерный. В нем одна из двух пространственных координат заменена временной, так что по вертикальной оси откладывается расстояние от датчика до лоцируемой структуры, а по горизонтальной оси — время. Этот режим используется в основном для исследования сердца. Он дает информацию в виде кривых, отражающих амплитуду и скорость движения кардиальных структур.

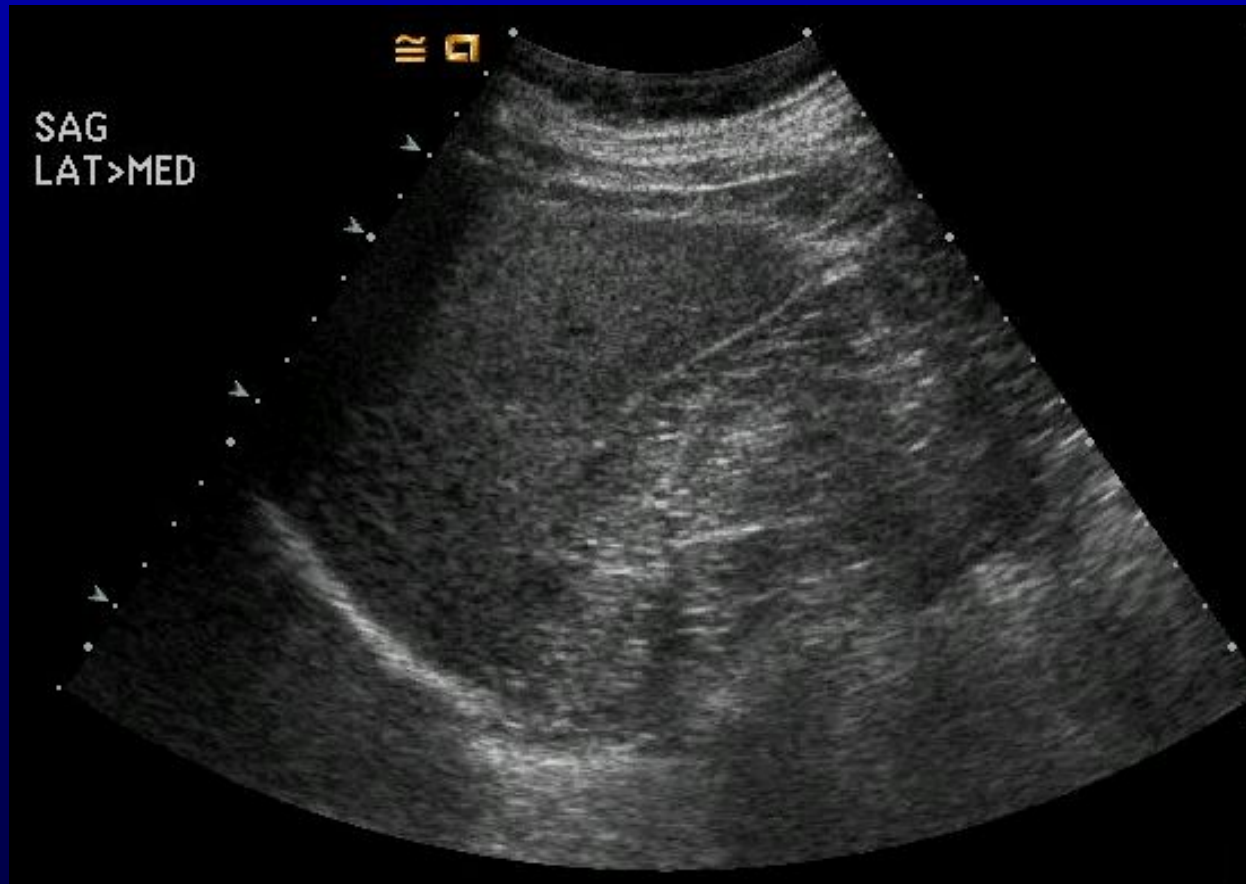
Современное ультразвуковое изображение в М-режиме



Ультрасонография в В-режиме

В-режим — это методика, дающая информацию в виде двухмерных серошкальных томографических изображений анатомических структур в масштабе реального времени, что позволяет оценивать их морфологическое состояние. Этот режим является основным, и именно с его использования начинается УЗИ во всех случаях.

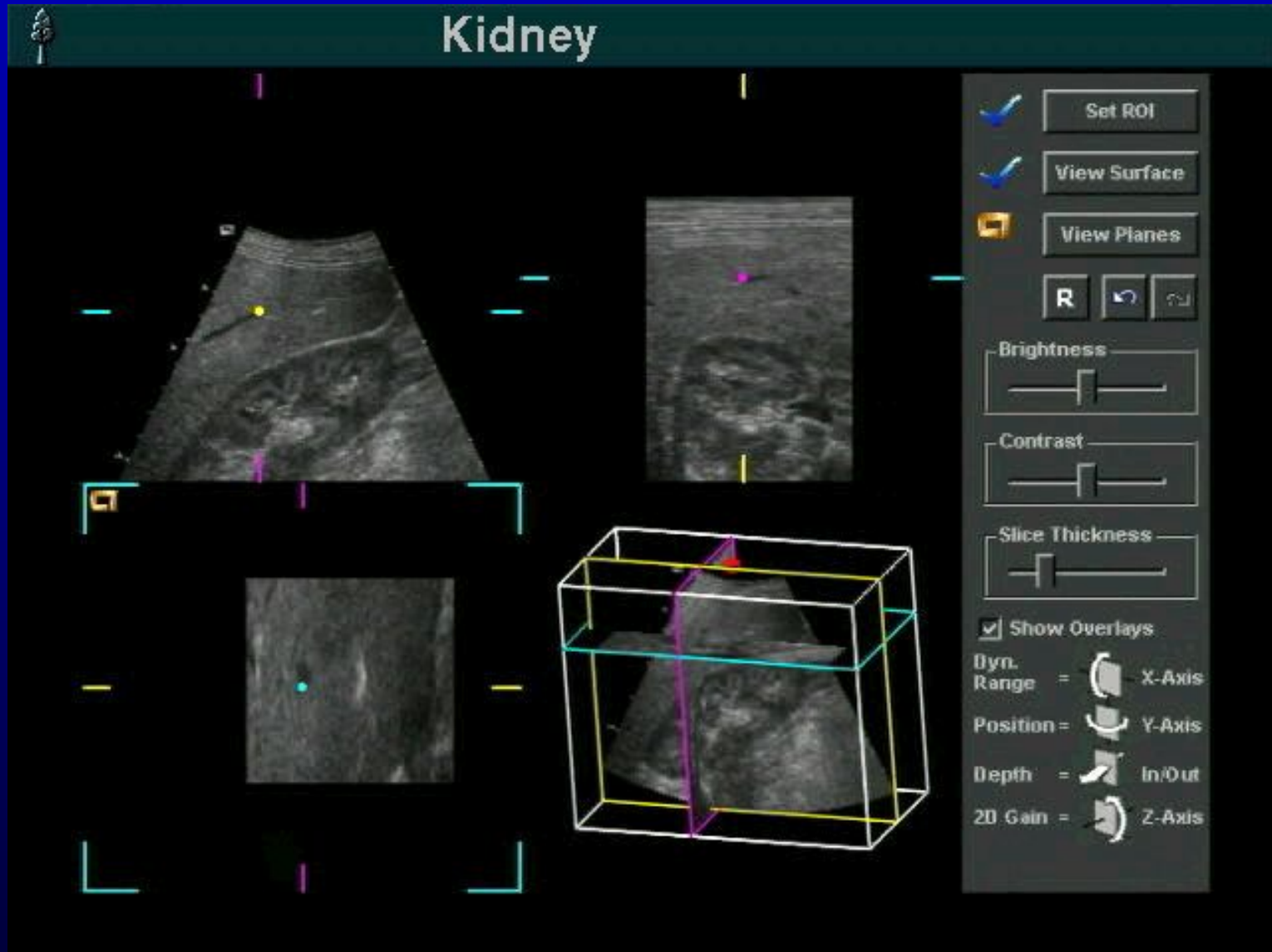
Современное ультразвуковое изображение в В-режиме



Современное ультразвуковое изображение в В-режиме



Современное ультразвуковое изображение в В-режиме





Найди отличий за 25 лет:

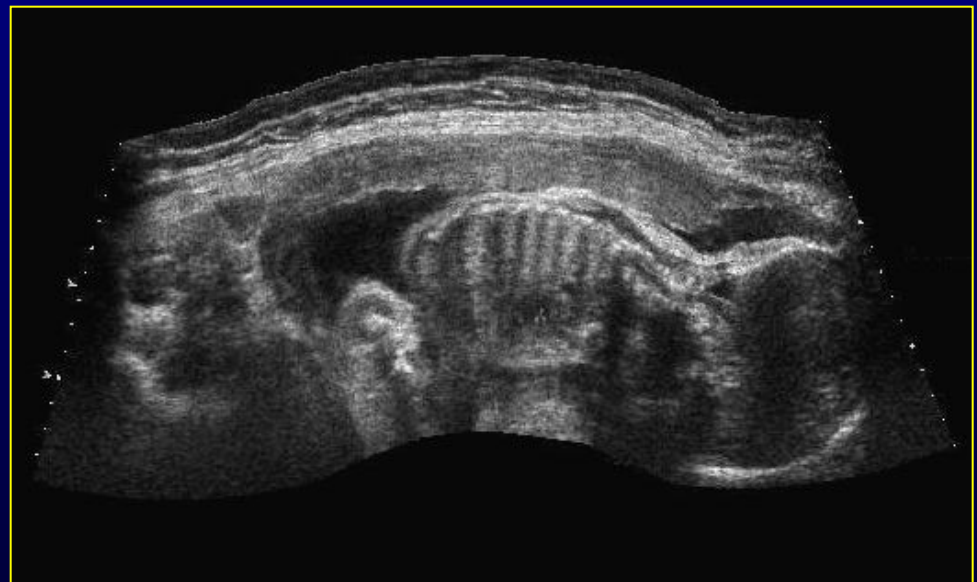
- 1975

- Широкое поле обзора
- Статическое изображение



- 1999

- Динамическое изображение
- Высокое разрешение
- Большее поле обзора



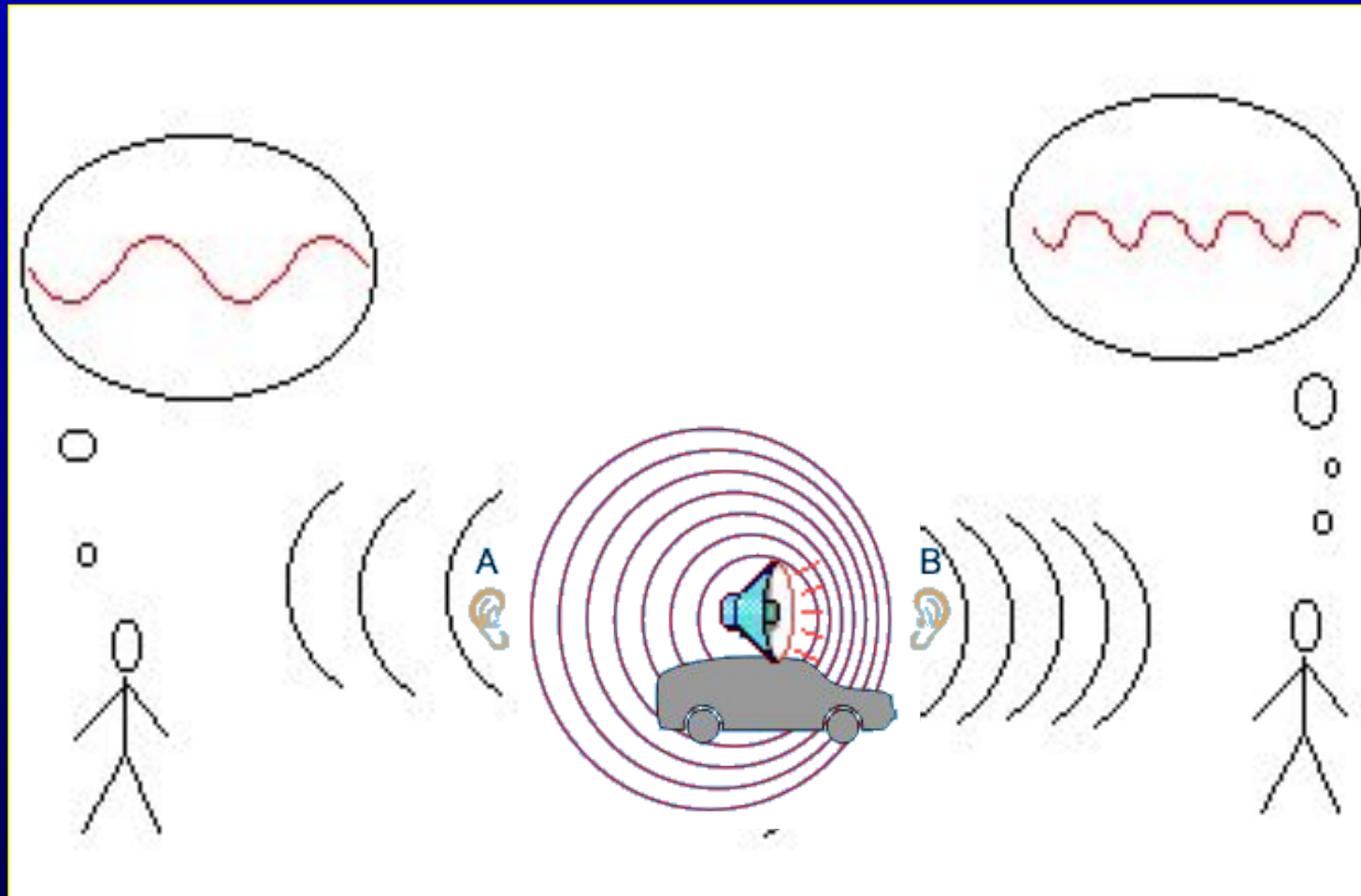
Открытие эффекта Допплера (1841 г.)



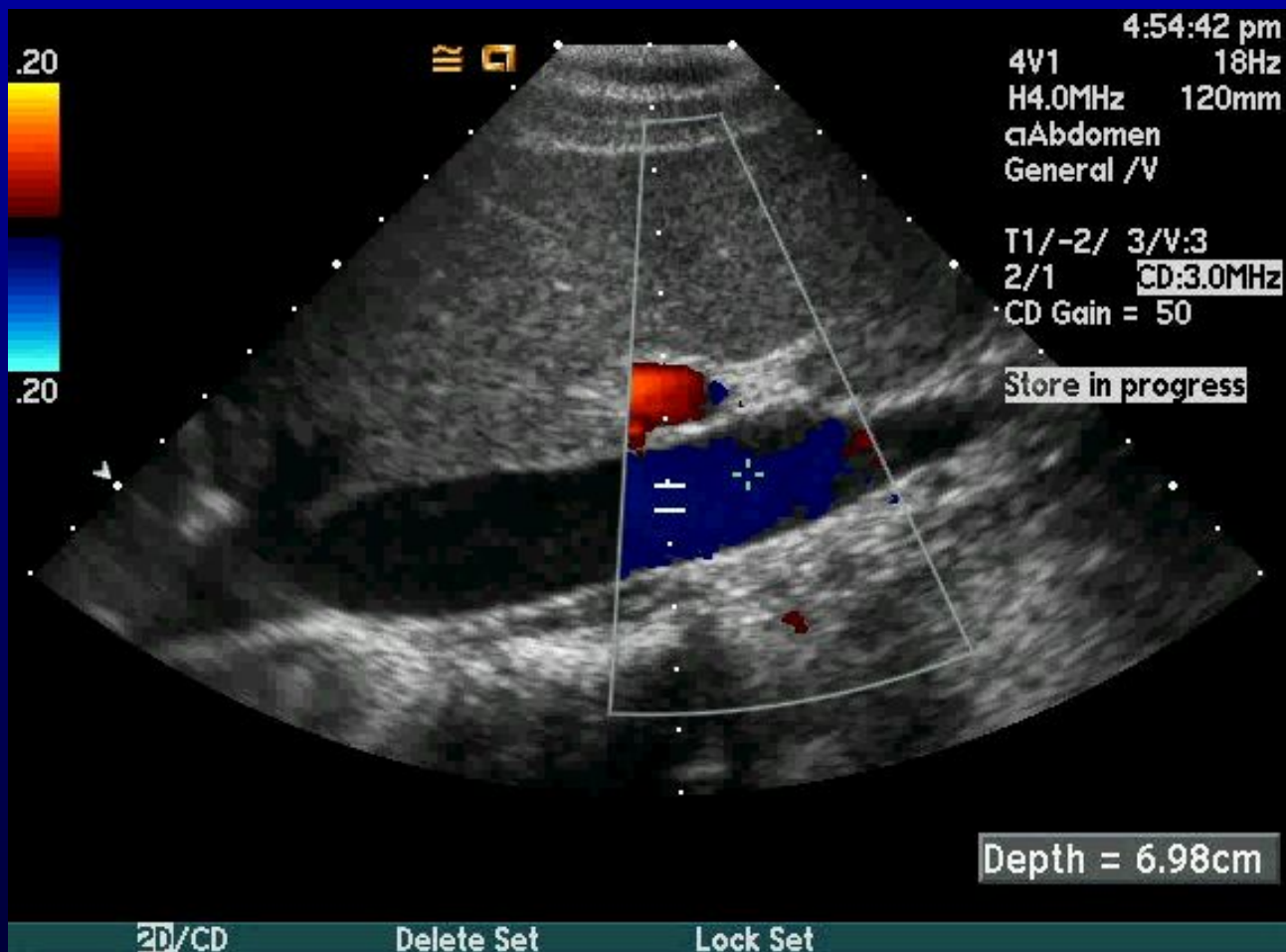
Христиан Андерс Допплер
«О колориметрической
характеристике излучения
двойных звезд и
некоторых других звезд
неба», 1841 г. (доклад)

Публикация в 1842 г.

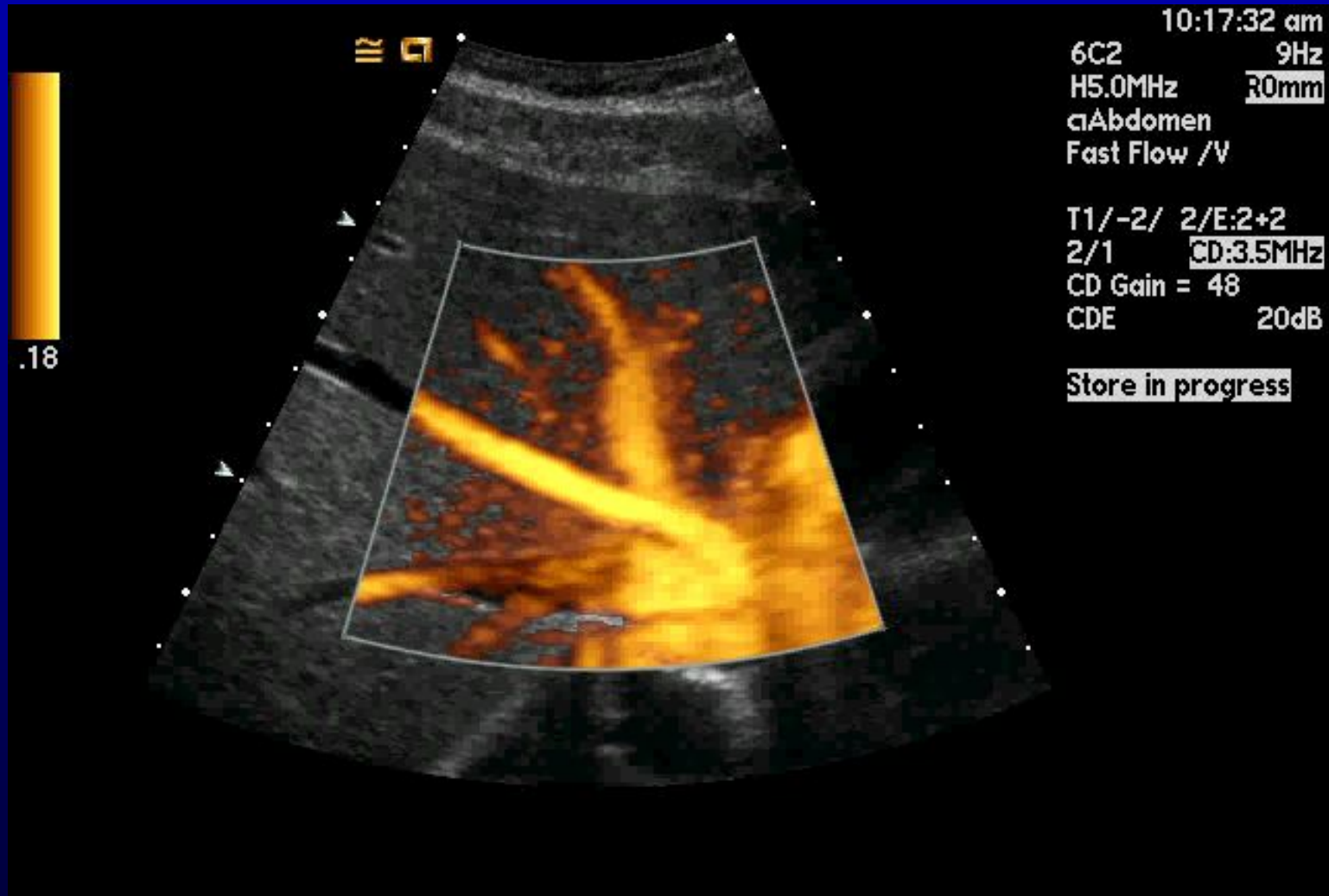
Доплеровский эффект



Современное ультразвуковое доплеровское изображение (ЦДК) основано на кодировании в цвете значения доплеровского сдвига излучаемой частоты. Методика обеспечивает прямую визуализацию потоков крови в сердце и в относительно крупных сосудах.



Энергетическая доплерография основана на анализе нечастотных доплеровских сдвигов, отражающих скорость движения эритроцитов.

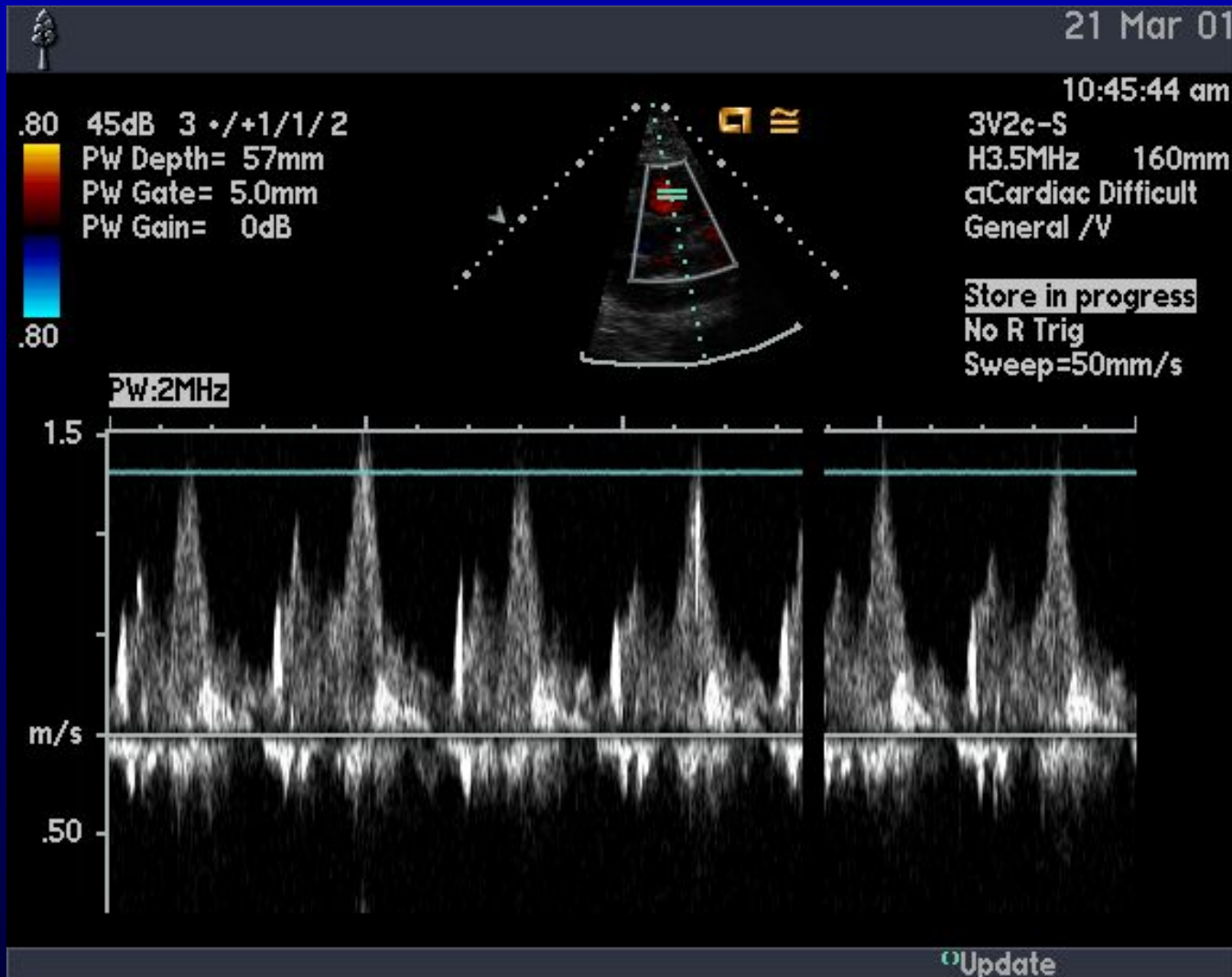


Результирующее изображение аналогично обычному

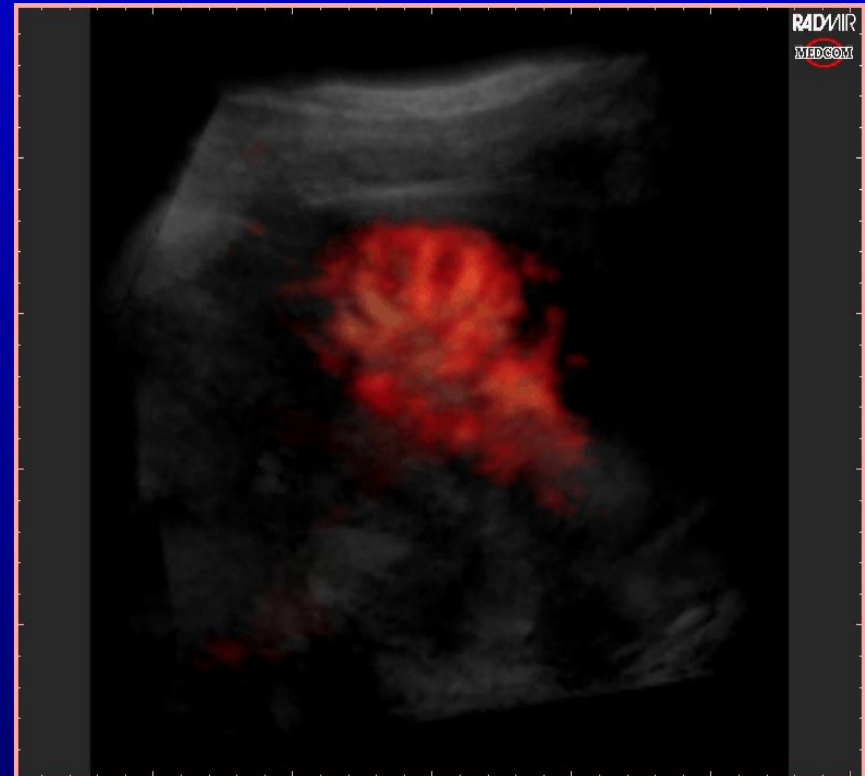
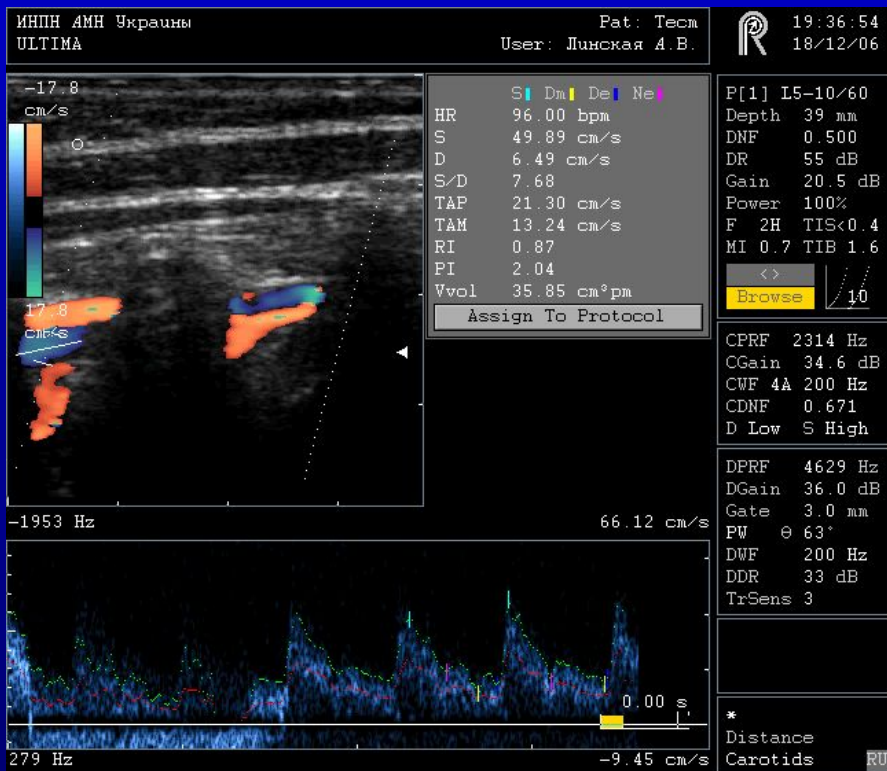
ЦДК, но отличается от последнего тем, что отображение получают все сосуды, независимо от их хода относительно УЗ-луча, визуализируются кровеносные сосуды очень небольшого диаметра и с незначительной скоростью потока крови.

Информация ограничивается только самим фактом наличия кровотока и количеством сосудов.

Потоковая спектральная доплеровография



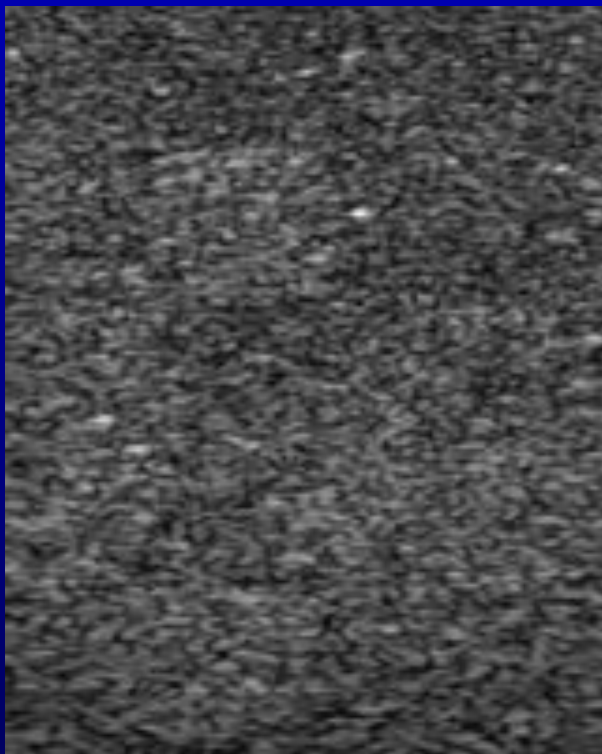
- *Потоковая спектральная доплерография* предназначена для оценки кровотока в относительно крупных сосудах и в камерах сердца. Основным видом диагностической информации является спектрографическая запись, представляющая собой развертку скорости кровотока во времени. На таком графике по вертикальной оси откладывается скорость, а по горизонтальной — время. Сигналы, отображающиеся выше горизонтальной оси, идут от потока крови, направленного к датчику, ниже этой оси — от датчика. Помимо скорости и направления кровотока по виду доплеровской спектрограммы можно определить и характер потока крови: ламинарный поток отображается в виде узкой кривой с четкими контурами, турбулентный — широкой неоднородной кривой.



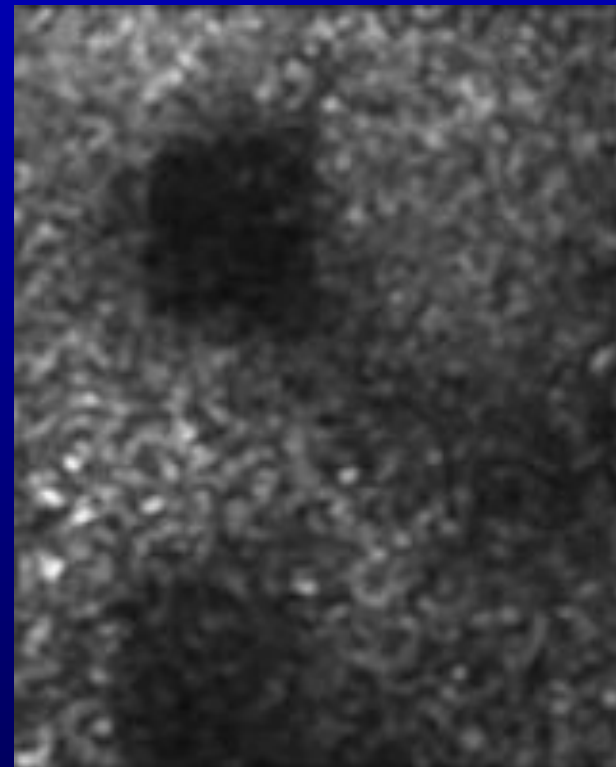
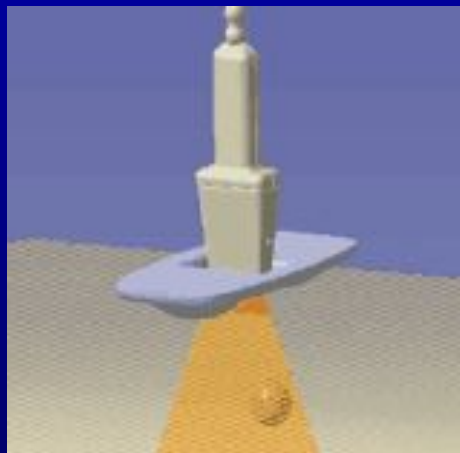
**Триплексный режим
(внизу – спектральная
развёрстка скоростей
кровотока)**

**3-D визуализация с
применением
энергетического доплера**

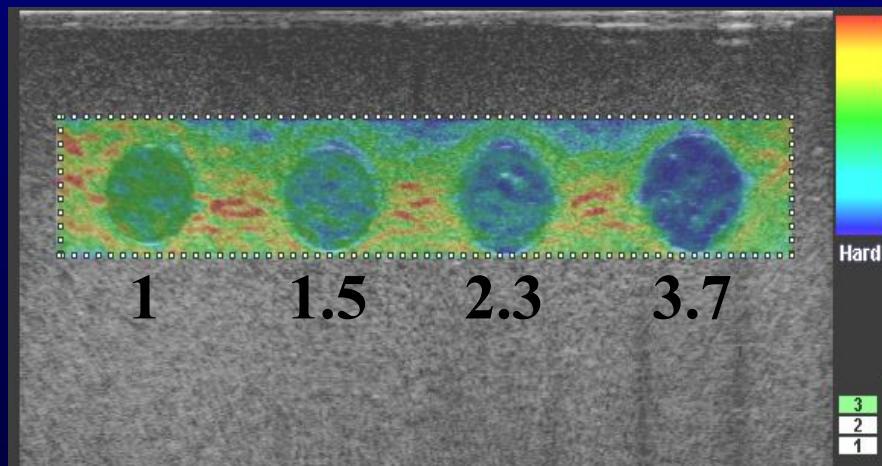
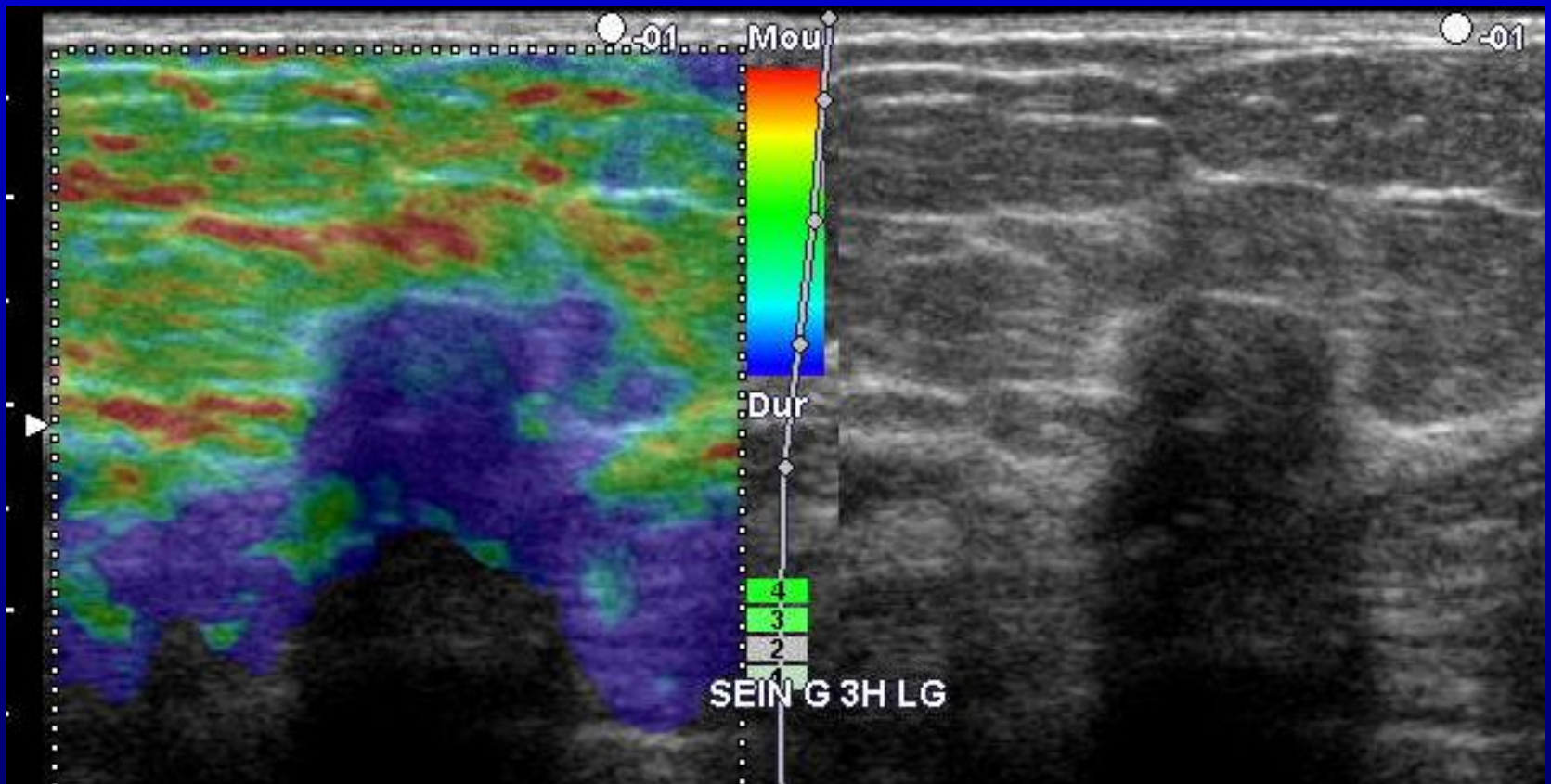
Соноэластография



Двухмерная
эхографическая
картина



Эластографическая
картина



Свойства ультразвуковой волны

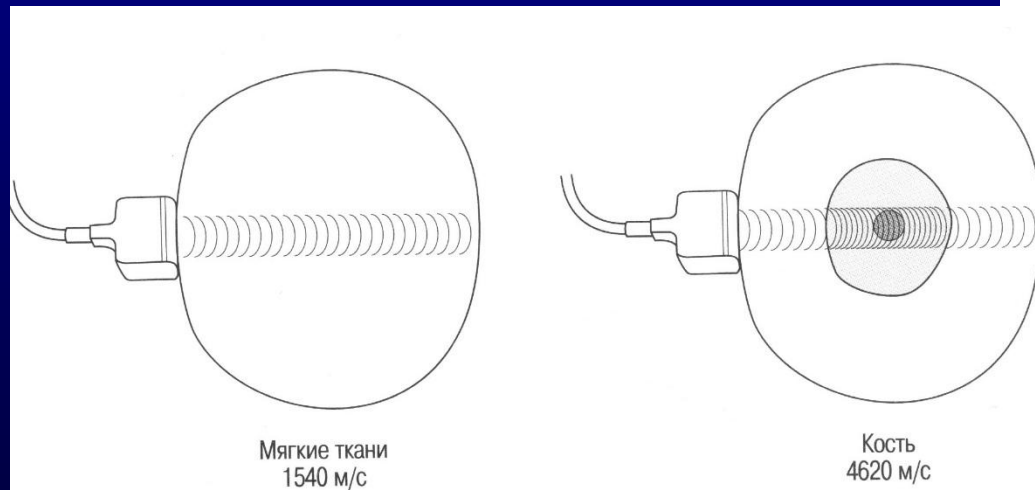
1. Затухание (поглощение)

2. Отражение

3. Преломление

4. Рассеивание

5. Расхождение



При прохождении через любую среду наблюдается уменьшение амплитуды и интенсивности ультразвукового сигнала, называемое затуханием.

Причинами затухания являются поглощение, отражение и рассеяние ультразвуковых волн

- Преломление – это изменение направления распространения ультразвуковых волн при переходе из одной среды в другую, что может обуславливать геометрические искажения получаемого изображения
- Рассеяние – это возникновение множественных изменений направления распространения ультразвука, обусловленное мелкими неоднородностями среды и, следовательно, многочисленными отражениями и преломлениями
- Поглощение – это переход энергии ультразвуковых волн в другие виды энергии, в частности, в тепло

Отражение – основное физическое явление, на котором базируется получение информации о различных структурах человеческого организма

- Коэффициент отражения по амплитуде определяется отношением уровней давления отражённой и падающей ультразвуковых волн
- Данный коэффициент зависит только от разности акустических сопротивлений сред и не зависит от того, какая из сред находится дальше другой – с большим или меньшим акустическим сопротивлением
- Акустическое сопротивление определяется как произведение плотности среды и скорости звука

Распространение ультразвуковой волны

1. Чередование зон сжатия и растяжения межмолекулярных пространств
2. Продольное (для жидких веществ) и поперечное (для твердых) распространение
3. Распространение УЗ-волны зависит от упругости (сила межмолекулярных связей) и плотности (характеристика химического состава) вещества:

$$C = \sqrt{E/\rho}$$

E – модуль упругости; ρ - плотность вещества

Распространение ультразвуковой волны

4. Акустический импеданс – изменение амплитуды звукового давления при прохождении волны

5. Чем выше разница в акустических импедансах соседних сред, тем выше отражающая способность их границы:

Среды	Отношение амплитуд давления	Отраженная энергия (%)
Жир - мышцы	0,10	1,08
Мышцы - кровь	0,03	0,07
Кость - жир	0,69	48,91
Мягкие ткани - вода	0,05	0,23
Мягкие ткани - воздух	0,9995	99,90

Распространение ультразвуковой волны

6. Границы тканей не являются идеально ровными. Поэтому при прохождении их могут возникать ультразвуковые артефакты, связанные с отражением, преломлением, рассеиванием волн
7. Более высокие частоты дают более детальное изображение, но имеют меньшую проникающую способность.

Распространение ультразвуковой волны



Звуковое давление

1. Звуковое давление – это величина, характеризующая степень смещения колеблющейся частицы от точки равновесия («0» - фазы)
2. Чем выше амплитуда (A), тем выше звуковое давление (P) и соответственно интенсивность звуковой волны (I)

Интенсивность звукового давления

Интенсивность звукового давления – это энергия звуковой волны, проходящая в единицу времени через единицу площади вещества ($\text{Вт}/\text{м}^2$)

Интенсивность варьирует в широком диапазоне!!!

Как ее измерить?

Отношение интенсивностей

1. Измерение отношений интенсивностей

2. Десятичный логарифм отношения интенсивностей (дБ):

$$\text{дБ} = 10 \log I_1/I_2$$

I_1 - максимальная интенсивность
первичного ультразвукового пучка;

I_2 - максимальная интенсивность волны эха.

Ослабление ультразвуковой волны

1. Рассеивание

2. Поглощение

3. Отражение

4. Преломление

5. Расхождение

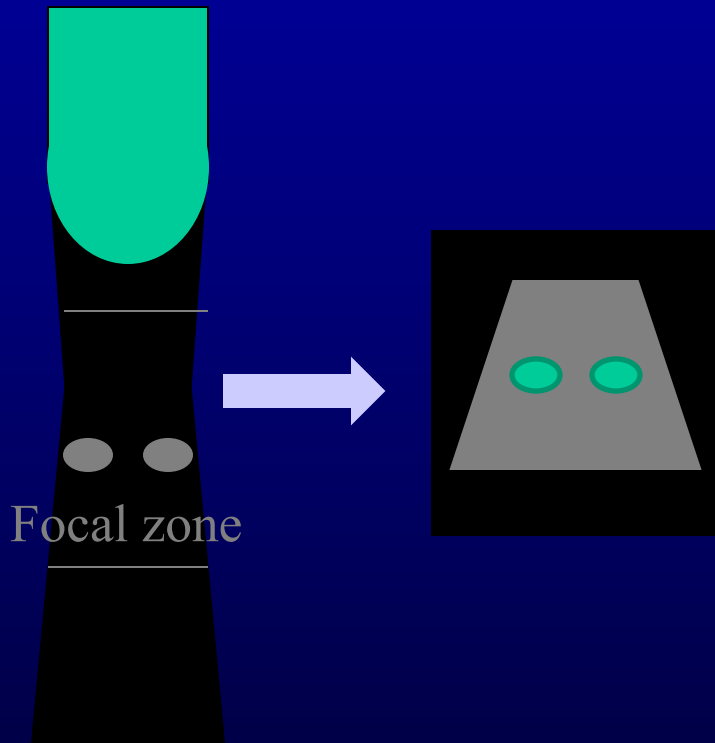
Как для первичной, так и
для отраженной
ультразвуковых волн

Разрешение ультразвуковой волны

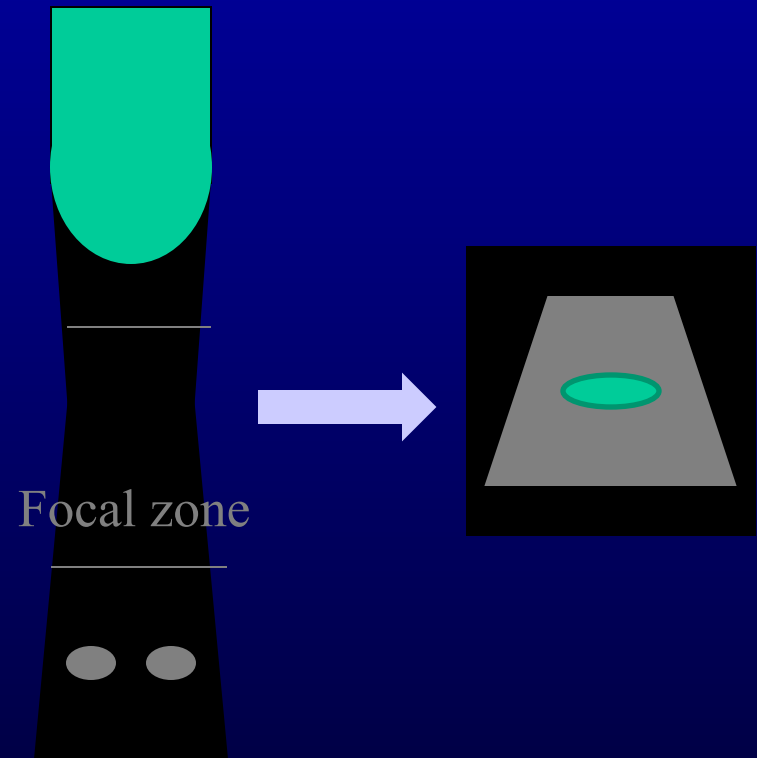
Разрешение – это минимальное расстояние между объектами, когда они могут быть визуализированы отдельно

Боковое разрешение – объекты расположены в плоскости сканирования перпендикулярно оси распространения волны (зависит от удаленности объектов от датчика и от ширины волны)

- В фокусе



- Не в фокусе

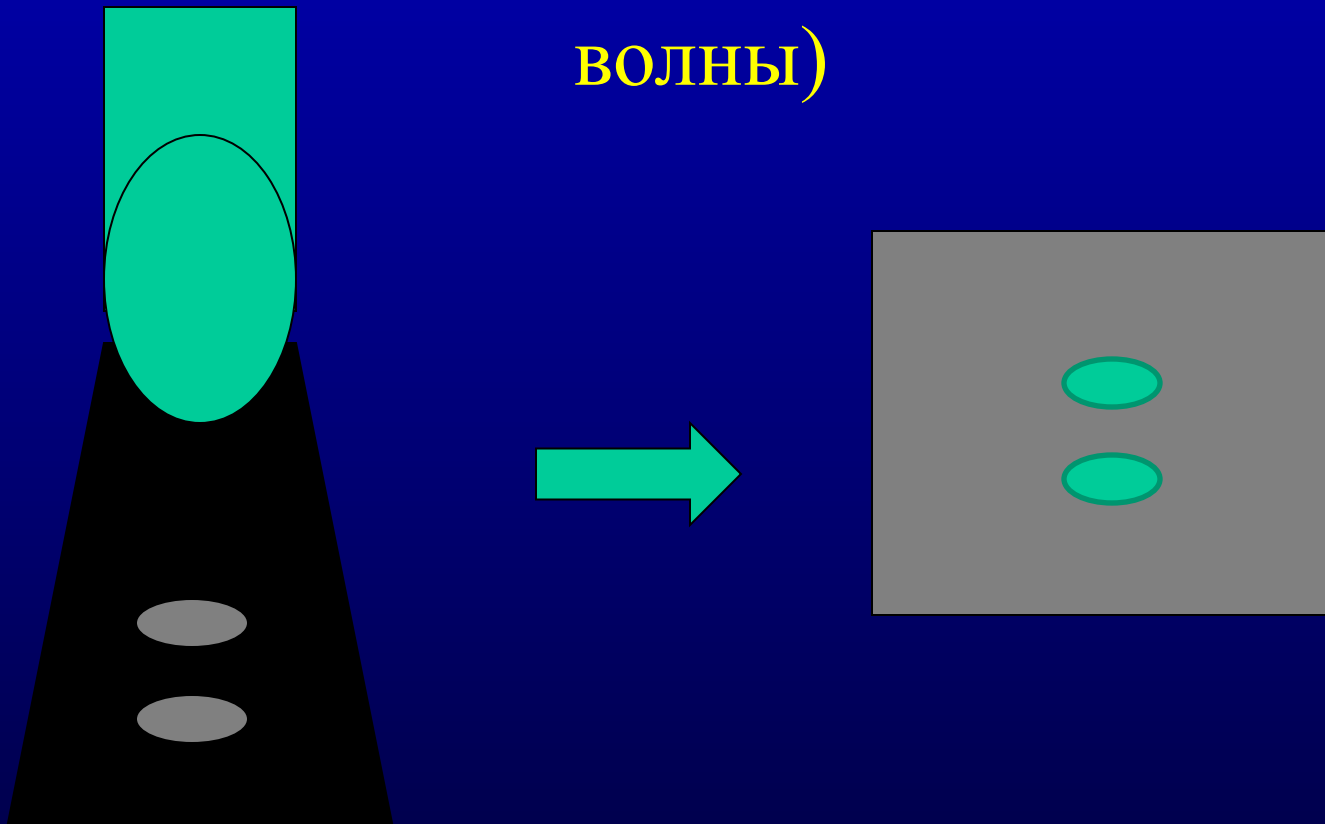


Осевое разрешение – объекты

расположены вдоль оси волны

(теоретически! зависит от длины

волны)



Осевое разрешение ультразвуковой волны

ЗАВИСИТ ОТ:

1. Длительности волнового импульса (обратная связь)
2. Строения пьезоэлемента (способность к демфированию)
3. Способ обработки ультразвукового сигнала
4. Строение исследуемого объекта (его акустический импеданс)

Борьба за качество

1. Фокусировка
2. Временная регулировка усиления ультразвуковой волны
3. Амплитудная регулировка усиления ультразвуковой волны в зависимости от глубины
4. Регулировка динамического диапазона отображаемых эхосигналов
5. Вторая тканевая гармоника

Кроме того, использование задержки, изменение чувствительности, искусственное усиление и др.

Фокусировка

1. Уменьшение ширины испускаемого и поглощаемого импульсов
2. Пути: а) применение внешних и внутренних линз
б) специальная форма кристалла
3. Требуется применение повышения динамического диапазона в ближнего поля (зоны)

Фокусировка



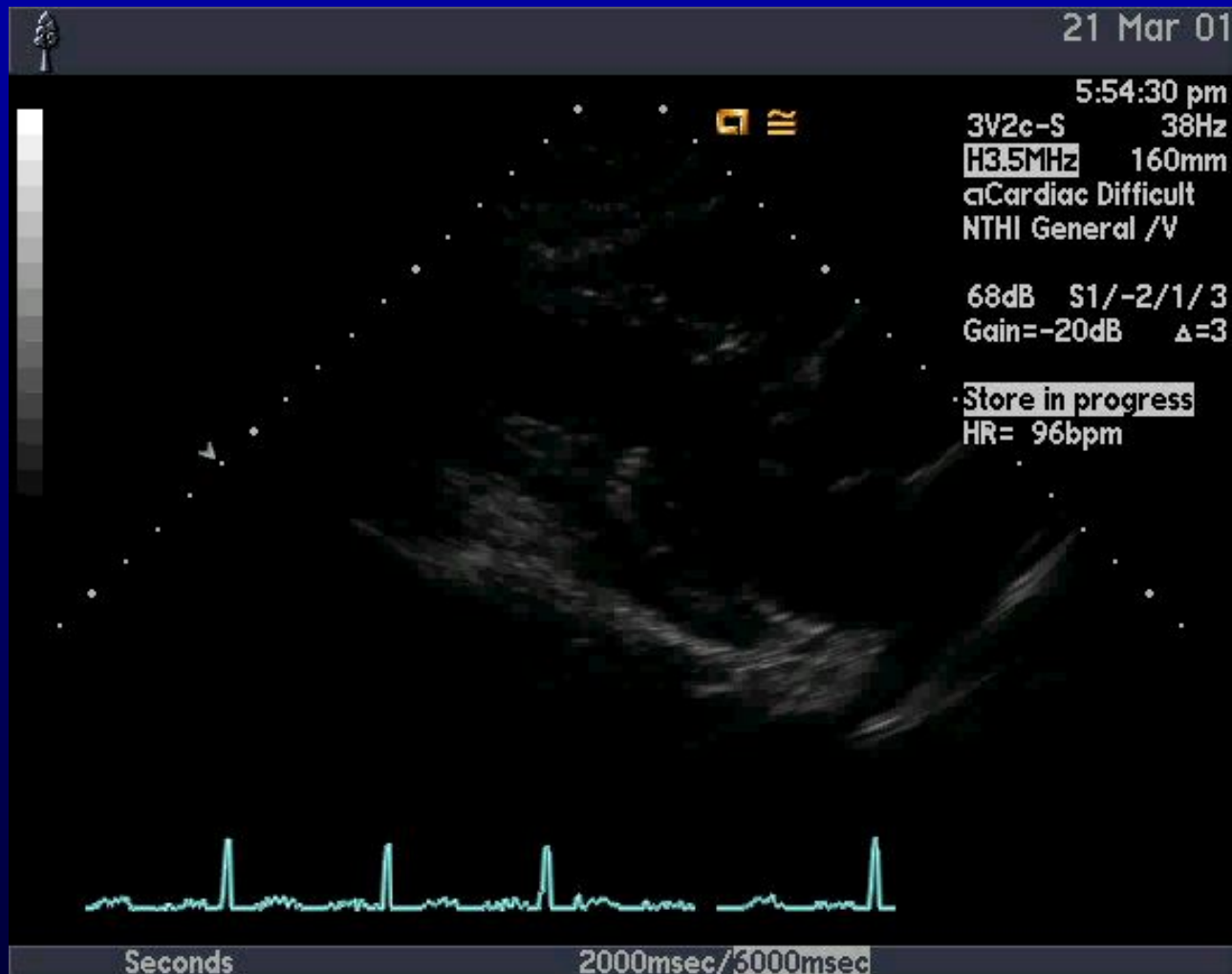
Усиление (Gain)

- При усилении слабые сигналы могут усилиться
- Дальнейшее усиление обрежет высокие сигналы
- Поэтому вначале нужно регулировать Gain, затем ДД до шумов и чуть выше.

Временная регулировка усиления

ультразвуковой волны

Регистрация эхосигналов смещена в стороны более позже
приходящих ультразвуковых волн

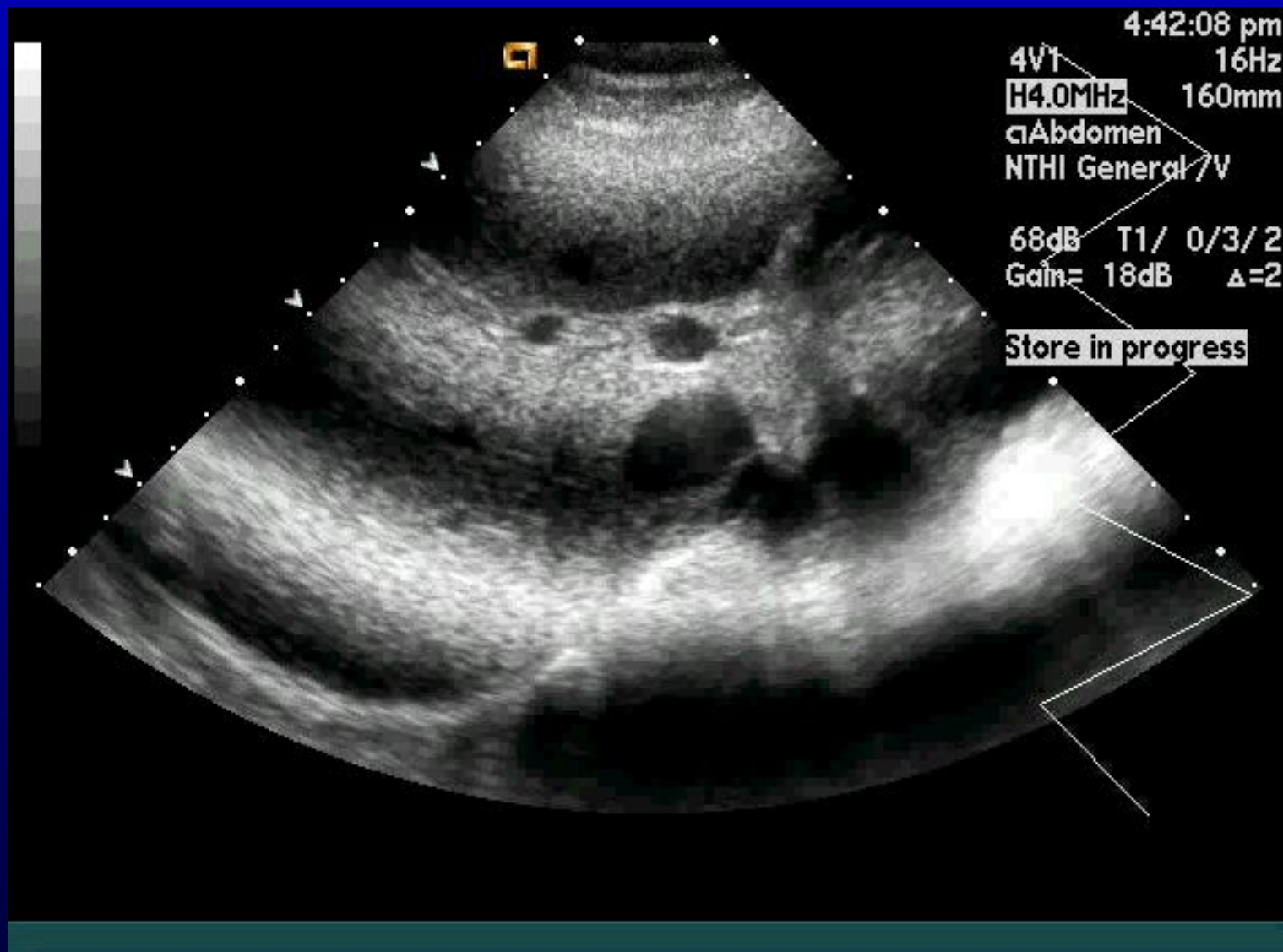


Амплитудная регулировка усиления ультразвуковой волны в зависимости от глубины

Избирательно усиливаются
ультразвуковые сигнала
приходящие от глубже
расположенных объектов



Амплитудная регулировка усиления



Динамический диапазон

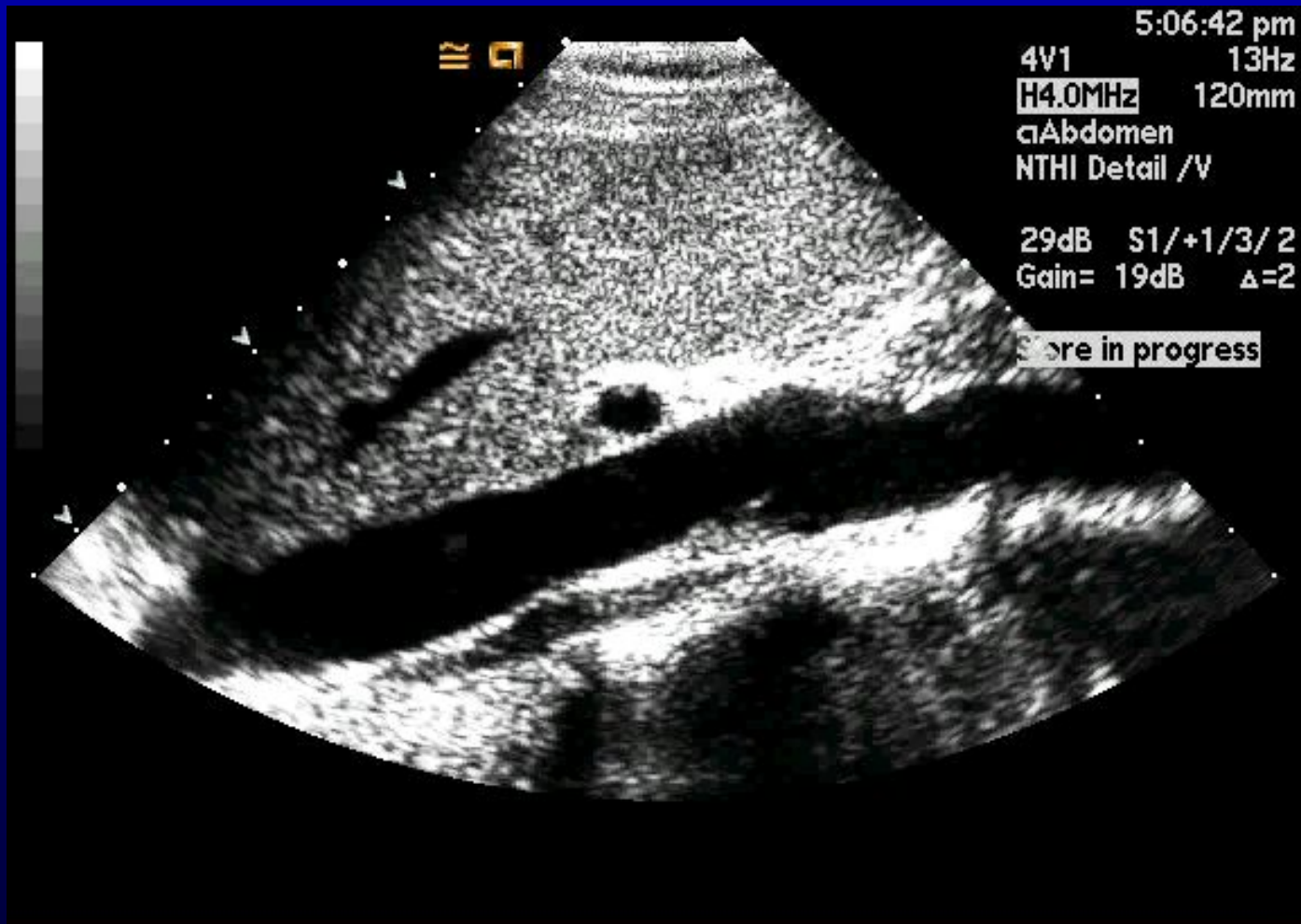
- Динамический диапазон – характеризует возможность системы отображать одновременно малые и большие сигналы
- Два порога
 - порог насыщения – выше которого все сигналы отражаются одинаково
 - порог отсечки (регулируемый)
- Динамический диапазон - отношение одного порога к другому (логарифм) –10 db – 10 градаций
- 70 db это 10 млн градаций
- В современных системах до 100 db. И даже до 180.

Динамический диапазон

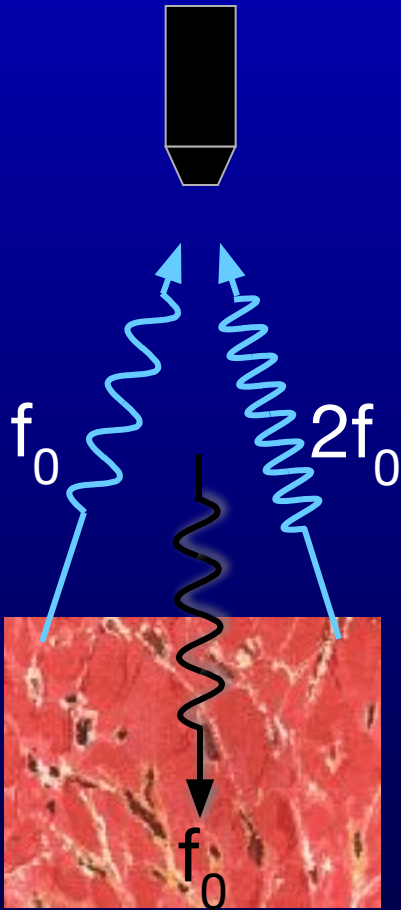
- При высоком динамическом диапазоне получают слабые полезные сигналы, однако появляется шум
- Любой динамический диапазон переводится в одно и то же число градаций серого перераскрашивание.

Динамический диапазон

Регулировка диапазона в зависимости от физических свойств исследуемой ткани (ее упругость и плотность)



Вторая тканевая гармоника

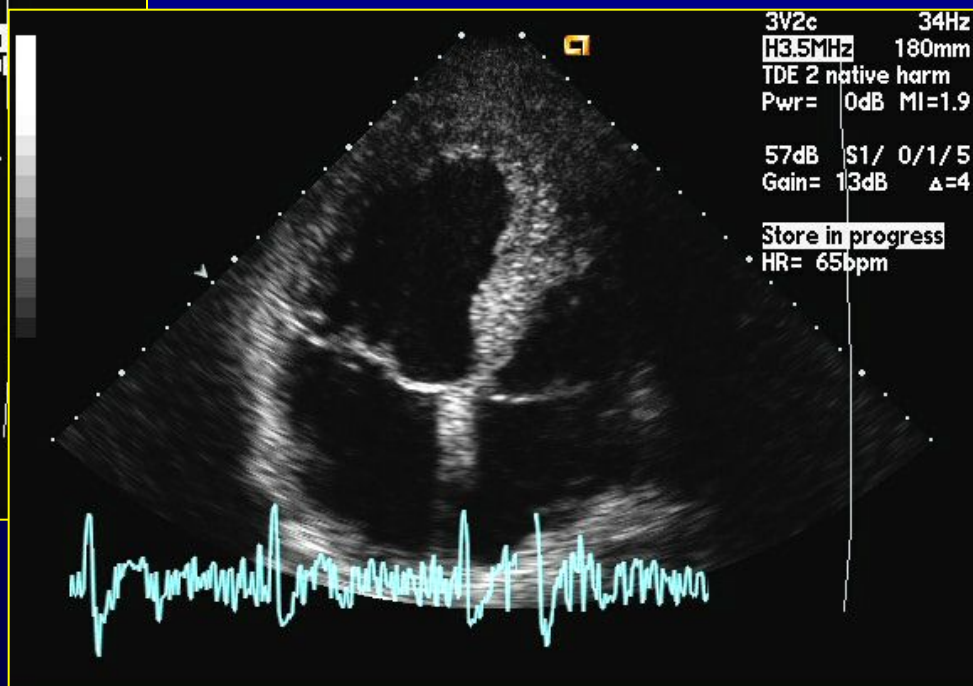
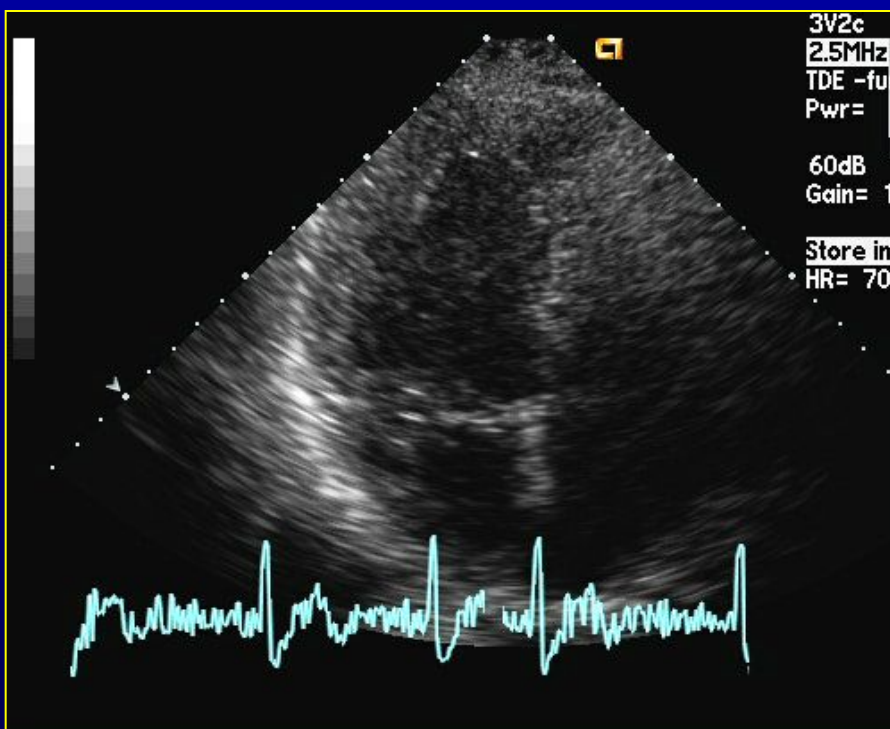


Применение разложения
ультразвуковой волны на
гармонические волны

Тканевая гармоническая визуализация

- При применении этой методики изображения создаются не путем получения эхосигналов, возвращающихся на исходный датчик, а путем их гармоник, т. е. обертонов, кратных исходной частоте (например, 7,0 МГц при исходной частоте 3,5 МГц). Гармоники возникают лишь при достижении лучом определенной глубины в ткани. Они невосприимчивы к шумам и рассеиванию на поверхностных уровнях. Амплитуда у гармонических сигналов значительно ниже, чем у исходной частоты, поэтому их можно четко различить.

Вторая тканевая гармоника - улучшение контрастности и разрешения по сравнению с традиционным способом изображения



Ультразвуковые датчики

1. Линейные
2. Конвексные
3. Секторные
4. Полостные
(специальные)

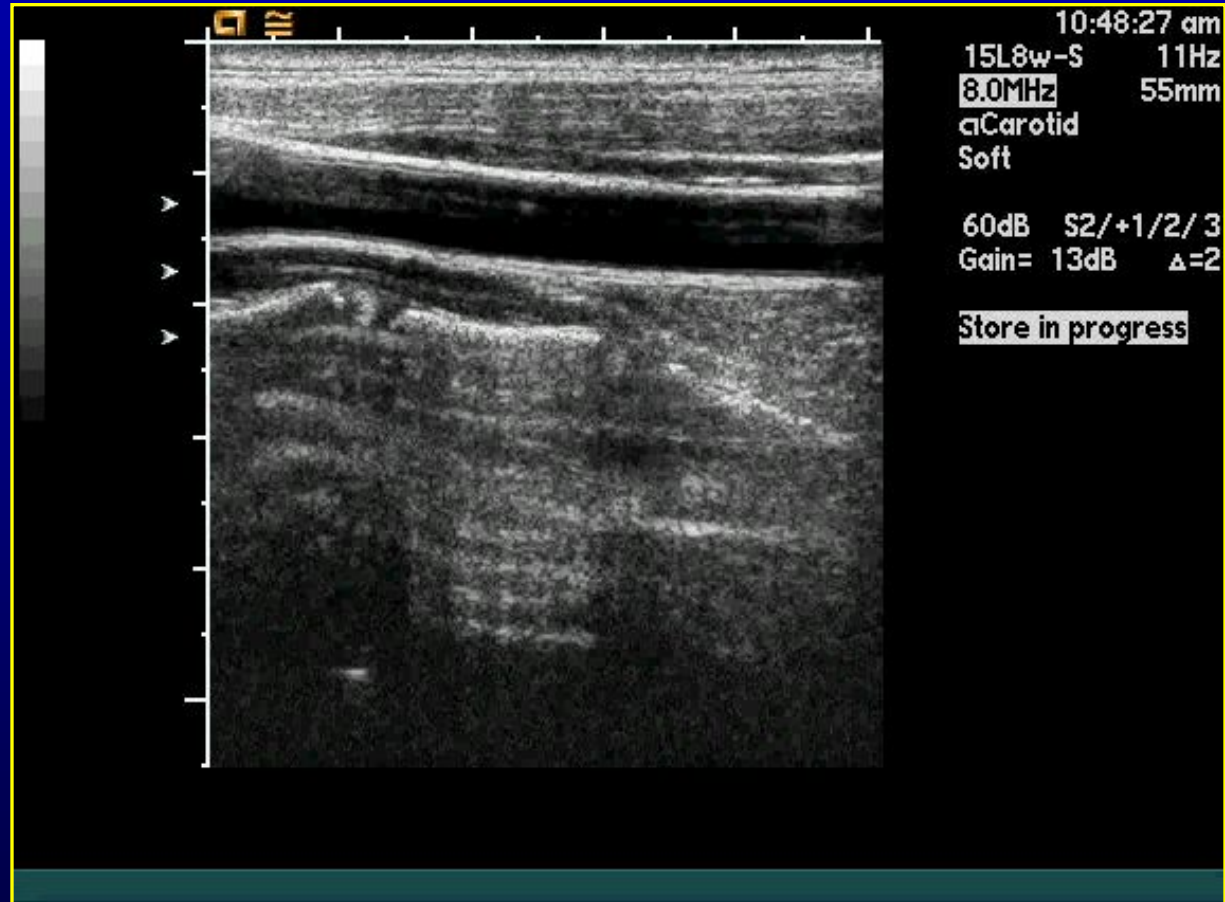
1. Механические
2. Электронные



Изображение линейного датчика

1. Прямоугольная форма

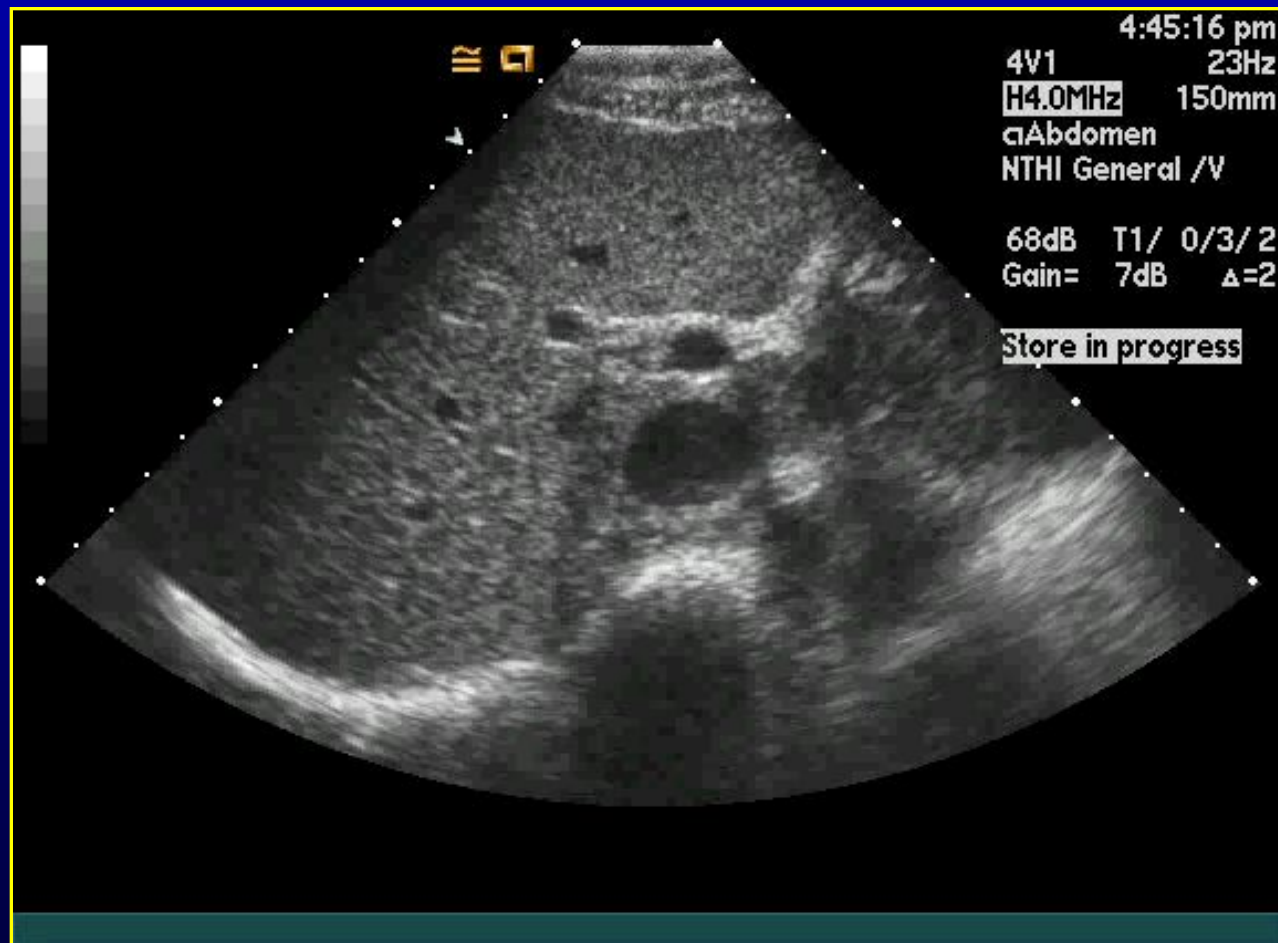
2. В акушерстве, при исследовании щитовидной и молочных желез



Изображение конвексного датчика

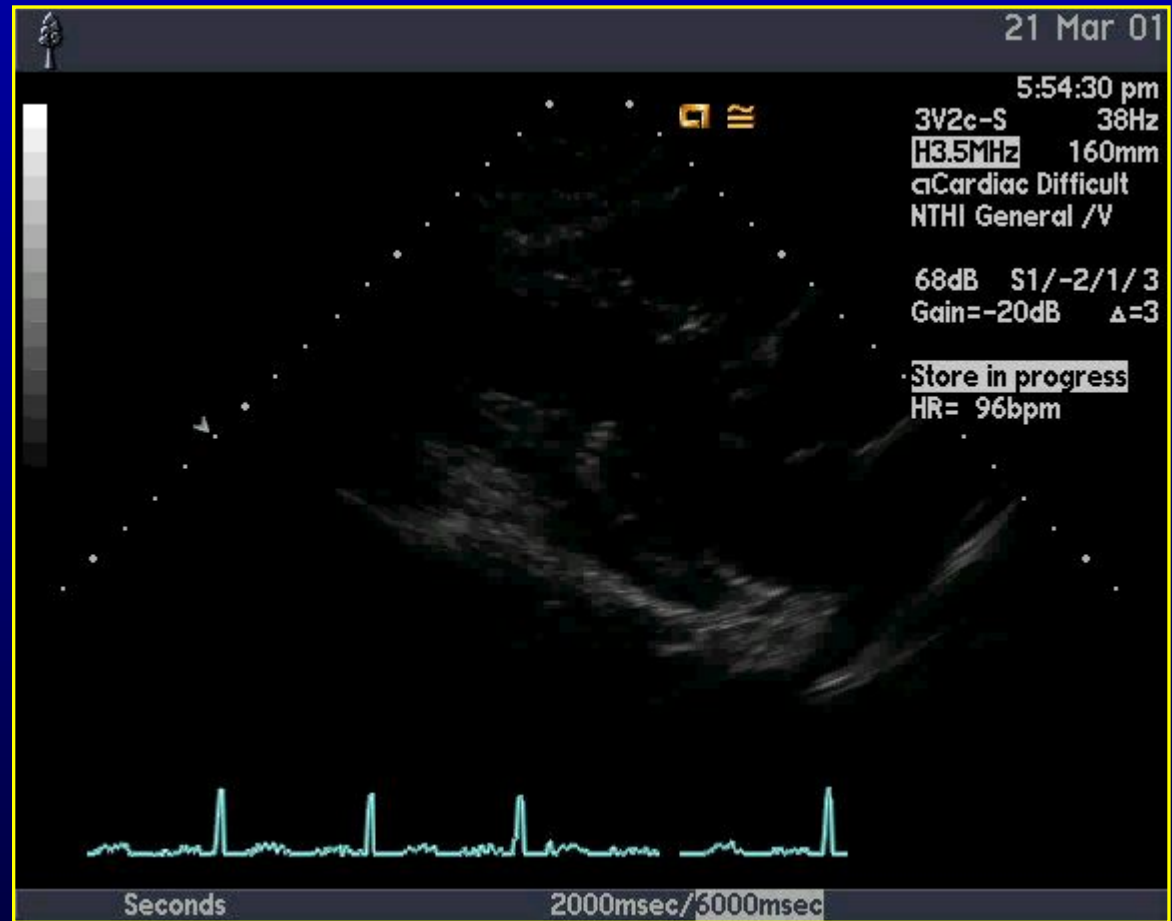
1. Трапециобразная форма

2. Кроме эхокардиографии



Изображение секторного датчика

1. Треугольная форма
2. В эхокардиографии, педиатрии, гинекологии, при исследовании паренхиматозных органов живота



Особенности отображения

1. Две точки должны иметь разные фазы колебания для их успешной визуализации
2. Настройка изображения должна зависеть от области исследования и задачи исследования
3. При формировании изображения возникают оптические феномены акустических процессов (шумовое и мнимое изображение)
4. На восприятие УЗ-изображения оказывают влияние физиологические особенности органа зрения:
 - чем больше объект, тем меньше нужна контрастность
 - для фиксации объекта глазом необходимо более 0,1 с

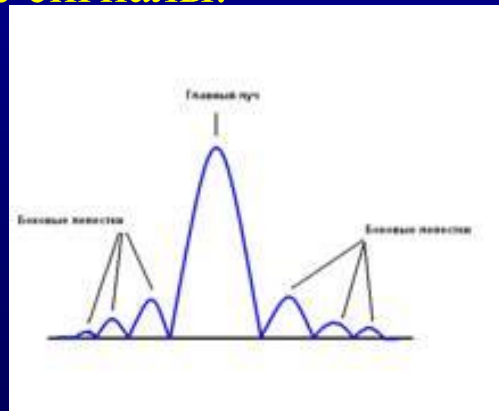
Аппаратурные артефакты- это искажения изображения, возникающие вследствие технического несовершенства ультразвукового прибора. Аппаратурные артефакты не несут диагностической информации и действительно мешают работе врача.

1. Мёртвая зона - это часть изображения, прилегающая непосредственно к рабочей поверхности датчика, где практически невозможно выделить эхо-сигналы . Наличие этого артефакта обусловлено конструктивными особенностями датчика и в большей или меньшей степени имеет место при любых датчиках.

2. Дистальное затухание При сканировании глубоко расположенных структур, получение качественного изображения затрудняется. Это связано с тем, что на глубоко расположенные структуры у ультразвукового луча остаётся мало энергии(4).

3. Боковые лепестки

Алгоритм построения изображения предполагает существование одного луча. В действительности эхо-сигналы принимаются не только от одного луча, называемого основным лепестком, но и от дополнительных сигналов, создаваемых так называемыми боковыми лепестками. В силу относительно низкого энергетического уровня боковых лепестков по сравнению с основным лепестком, эхосигналы их малы и в целом не сказываются на качестве изображения. Однако, если в направлении бокового лепестка находится хорошо отражающая поверхность, эхо-сигналы от неё могут иметь большую амплитуду и воспринимаются как полезные сигналы.

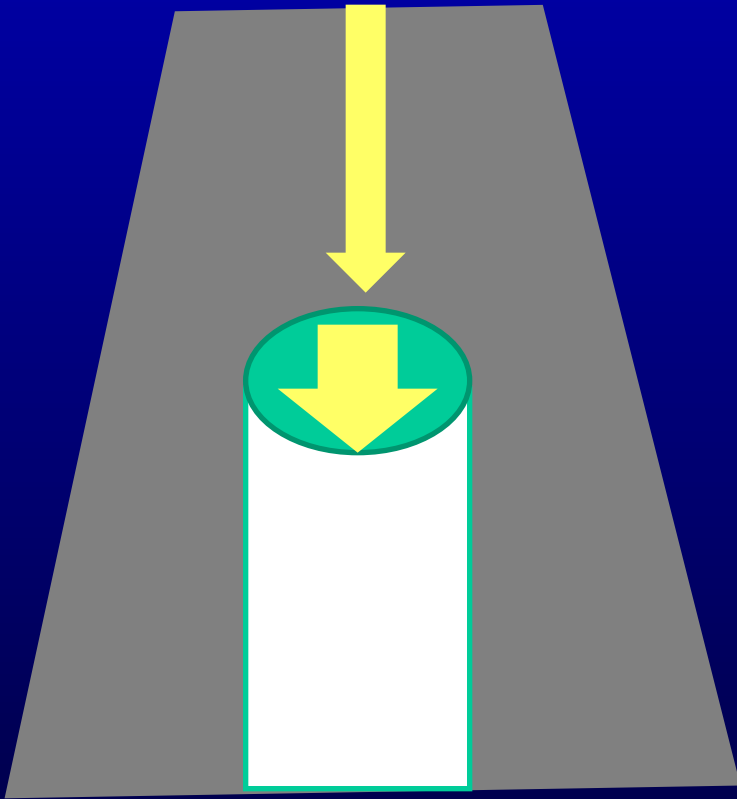


Основной способ выявления и устранения артефакта боковых лепестков - изменение положения датчика. При этом ложные изображения ослабляются относительно более стабильного реального изображения. В приборах высокого класса, артефакт боковых лепестков не наблюдается.

**Артефакты, обусловленные
физикой ультразвукового луча.**

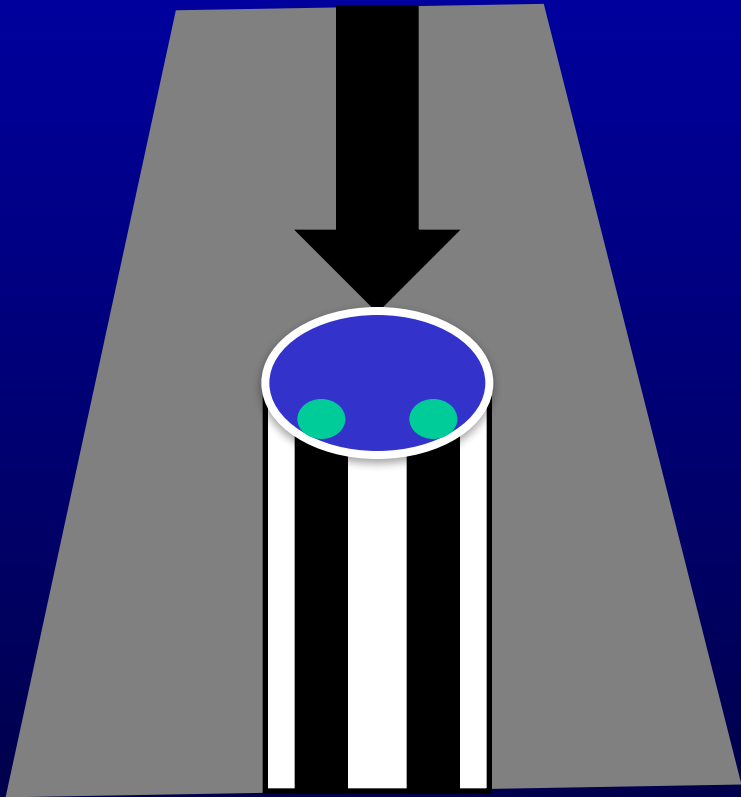
Акустическое усиление

При прохождении ультразвукового луча через различные ткани, находящиеся на одной глубине, он может ослабляться в различной степени, и интенсивность луча, достигающего дистальные ткани, может меняться. Изображение будет более ярким в момент прохождения через жидкостные структуры из-за слабого, по сравнению с мягкими тканями, затухания. Большая интенсивность луча позади жидкостных структур вызывает более сильное отражение ультразвука в тканях, расположенных дистально. Поэтому эхосигналы, возникающие позади таких структур могут ярче или более усиленными по сравнению с соседними эхосигналами на же глубине. Также акустическое усиление может наблюдаться на позади однородных тканей.



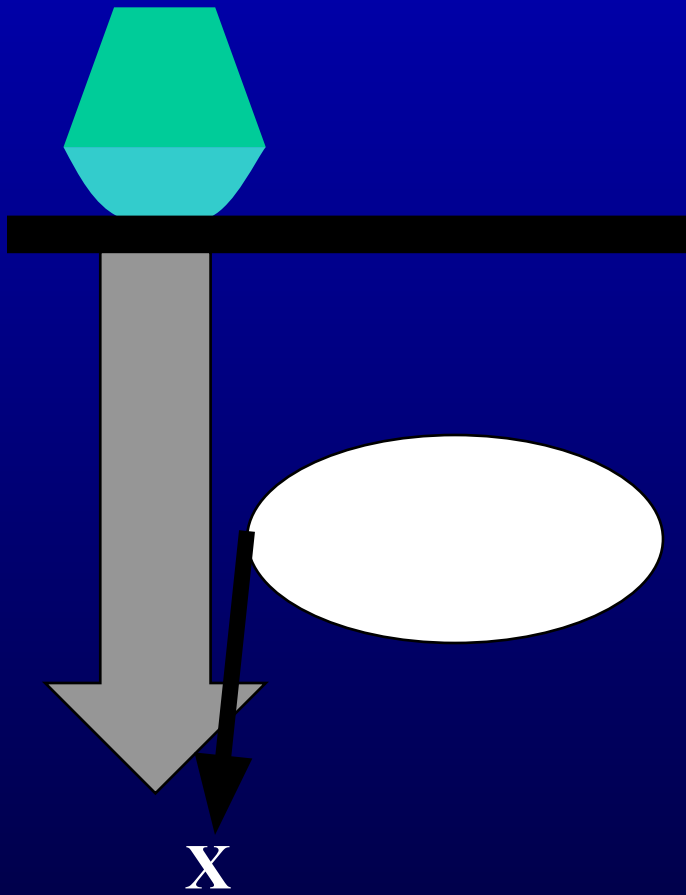
Акустическая тень

- Граница разделения тканей хорошо отражает ультразвук, в результате, прохождение луча может полностью прерываться, и дистальнее образуется тень.
- Для затухания ультразвукового луча размер отражающей поверхности должен быть равным ширине ультразвукового луча или больше. Если объект меньше ширины ультразвукового луча, то волны огибают его, и на экране проецируются ткани, находящиеся дистальнее.
- Акустическая тень, формируется не только от конкрементов, костной ткани и пузырьков воздуха, но и от плотных, чаще всего соединительнотканых, образований. Важно отметить, что отсутствие акустической тени не исключает диагноза мелкого конкремента, где конкременты могут выглядеть как очаги повышенной эхогенности.



Артефакт боковых теней

- 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



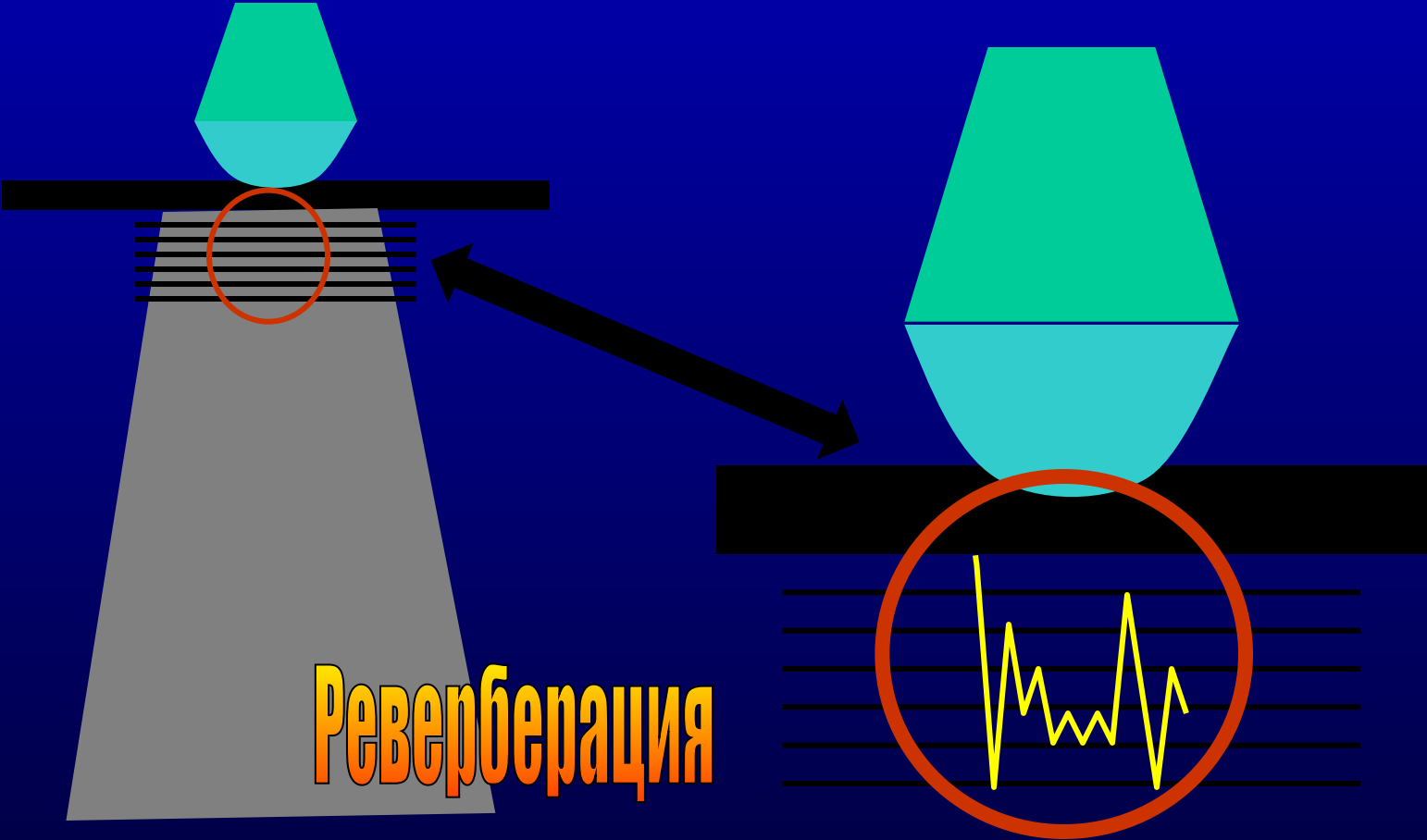
Артефакт широкого луча или краевые эффекты

- При линейном сканировании возникают краевые эффекты, вызванные попаданием в срез и отображением на экран исследуемого объекта (например, желчного пузыря, кисты) и рядом расположенных органов или образований (например, кишечника). В этом случае в полостных образованиях визуализируется плотный "осадок", ложные перегородки, появляется двойной контур.
- Этот недостаток ультразвуковых датчиков обусловлен их техническим устройством и, прежде всего, величиной пьезоэлектрического кристалла. Луч ультразвука имеет определенную ширину, и при формировании изображения предполагается, что он абсолютно плоский. Это может вызвать искажения, когда исследуемый объект и окружающие ткани одновременно находятся внутри ультразвукового луча.



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. Выглядит как множество белых линий, параллельных исследуемой поверхности. Очень сильная реверберация называется «хвост кометы».



Ревверберация

ШОКАЛО
КОТ Лет
№ 45218
Пол: М
Кадр: 20

12/06/2008
7.5 МГц

0



Артефакт "хвост кометы".

- При прохождении ультразвуковых волн через образования с сильно отражающими криволинейными поверхностями наблюдается феномен "хвоста кометы", имеющий определенное клиническое и диагностическое значение. Он проявляется в виде эхопозитивной линейной или конусообразной полосы и ориентирован по ходу ультразвукового луча.
- Основная причина его возникновения - схождение акустических пучков и суммация их энергии после прохождения через небольшие по размеру объекты при отражении ультразвуковых волн в одном направлении.
- Чаще всего этот феномен наблюдается при сканировании небольших кальцинатов, мелких желчных камней, пузырьков газа, металлических тел (дробь), реже - при эхографии через ребра, наличии остаточного воздуха между датчиком и кожей вследствие неполного прилегания или прижатия, недостаточного количества геля.

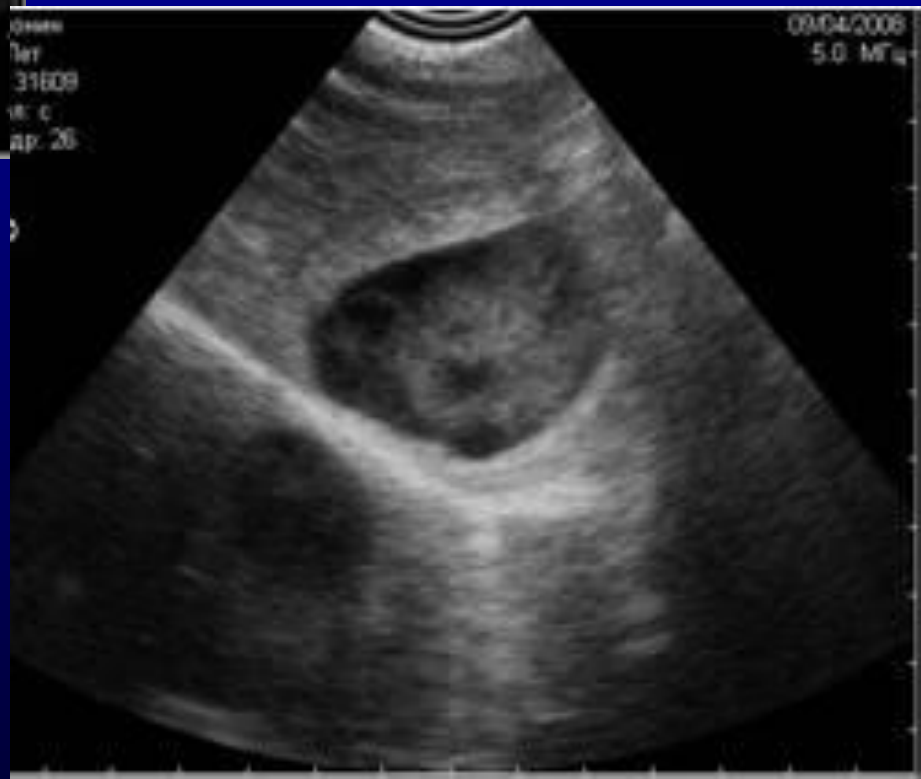
**"Хвост кометы" от
газового пузырька,
находящегося в мочевом пузыре.**



Зеркальное отражение

Этот артефакт, возникает на границе двух сред (поверхность диафрагма - лёгкие и поверхность перикард - лёгкие). Механизм этого явления заключается в том, что на границе раздела сред часть луча проходит через неё, а часть - отражается. Отраженные лучи возвращаются на трансдуктор и формируют ложное изображение.

Примером артефакта зеркального отражение в норме является появление ложного изображения паренхимы печени и второго желчного пузыря за пределами диафрагмы. Такое изображение важно трактовать не как нарушение целостности диафрагмы и не как «двойную» печень.



Рефракция.

С детства мы знакомы с примером рефракции - карандаш в стакане с водой оптически преломляется. Подобное явление мы можем наблюдать и при прохождении ультразвуковым лучом неоднородных биологических структур - различные объекты могут изменять свою форму и «преломляться»

Чаще всего этот артефакт нам приходится наблюдать при прохождении ультразвукового луча через диафрагму. При этом можно сделать ошибочное заключение о нарушении целостности диафрагмы.

Сенцов, Гудаль

Пат

43024

в.к.

дп. 22

02/07/2008

5.0 МГц

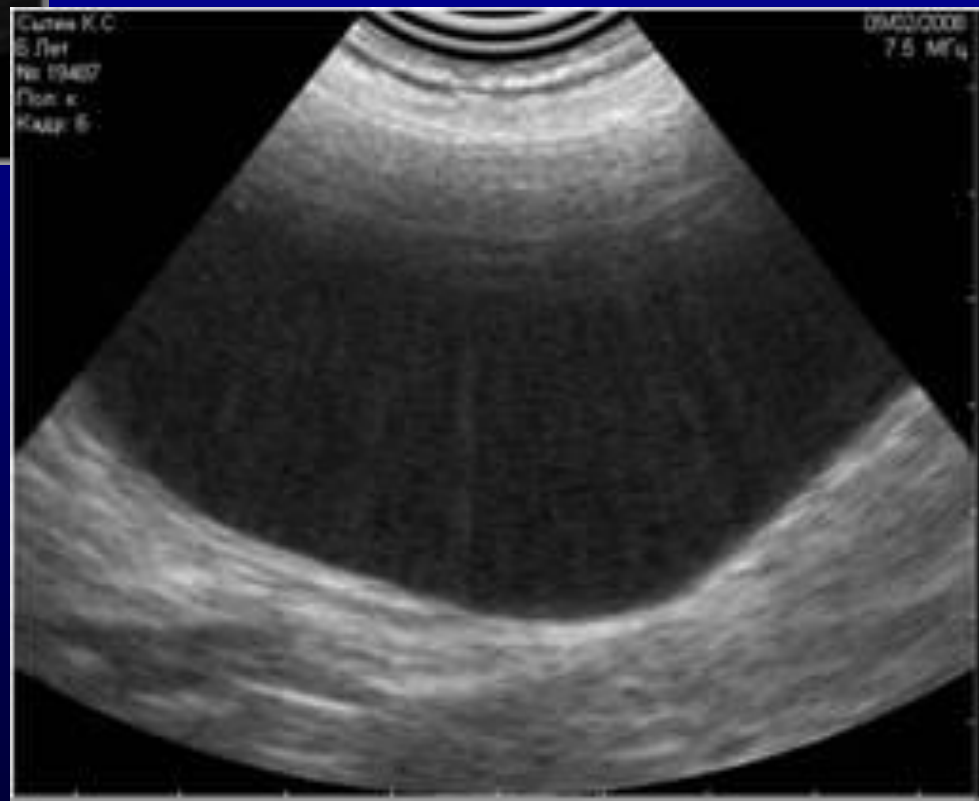


Артефакт псевдослизи

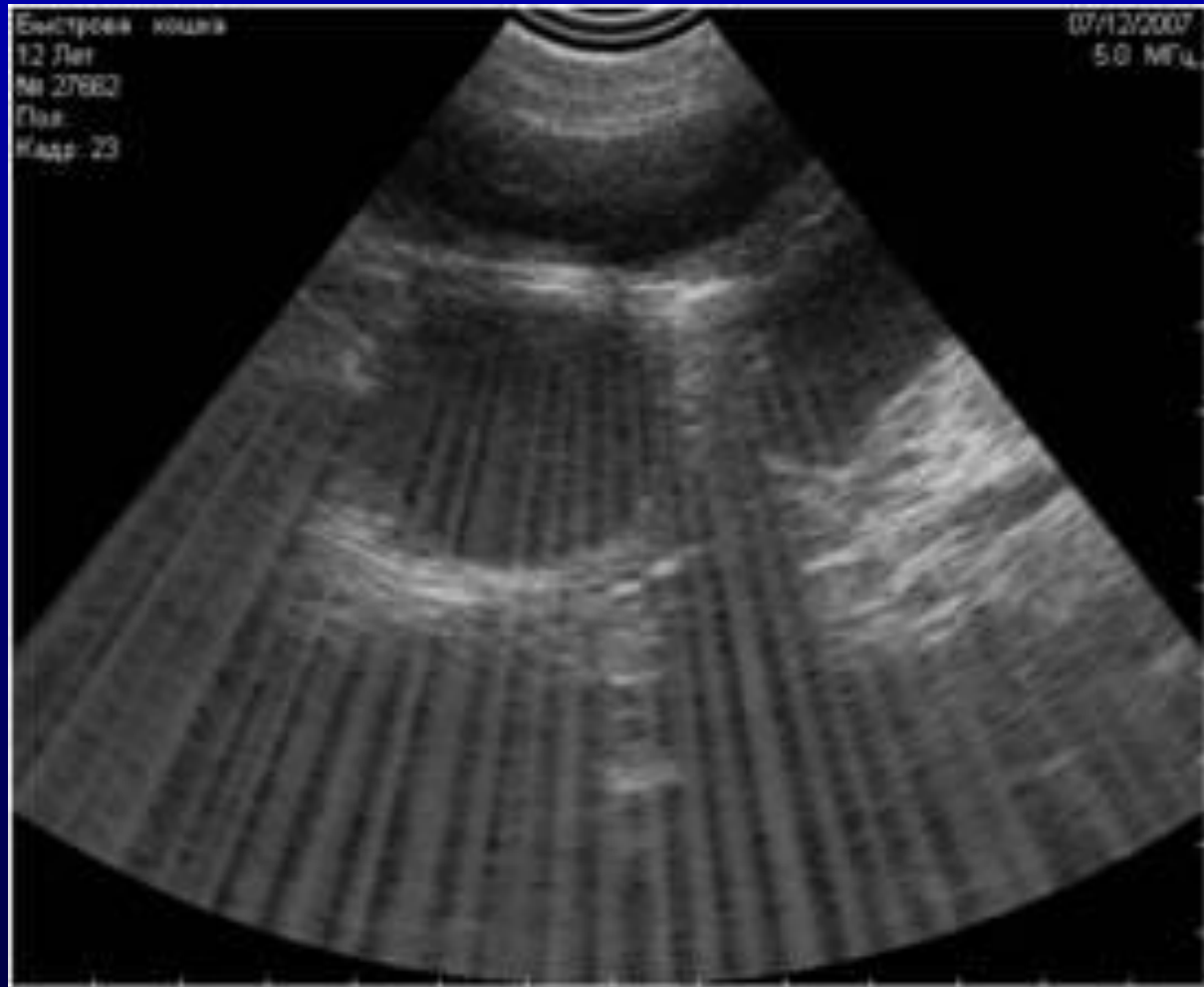
Этот артефакт очень часто встречается в мочевом, реже - в желчном пузыре. Он имитирует присутствие слизи или осадка в них.

Причиной этого артефакта является искажение изображения за счёт толщины реального трёхмерного луча (5). Толщиной реального луча называется его размер в плоскости, проходящей через фокус луча перпендикулярно плоскости сканирования.

Между псевдослизью и истинной слизью имеются существенные различия. Поверхность псевдослизи является обычно вогнутой, в то время как поверхность настоящей слизи, как правило, горизонтально-плоская или имеет фестончатый край. Кроме того, изменение угла наклона датчика обычно помогает устранить этот артефакт.



Помехи, вызванные включённым рядом с аппаратом УЗИ соевым телефоном.



Помехи, вызванные работающими
электроприборами, включёнными в сеть рядом с
аппаратом УЗИ.



Ультразвуковая характеристика объекта

1. Положение
2. Число
3. Форма
4. Размеры
5. Интенсивность ультразвукового сигнала (эхогенность)
6. Рисунок (ультразвуковая структура - эхоструктура)
7. Контуры объекта
8. Смещаемость и эластичность



ЭХОГЕННОСТЬ



анэхогенный

гипоэхогенный

**средней
эхогенности**

**повышенной
эхогенности**

гиперэхогенный

Правила сканирования

1. Расположение аппарата и освещение кабинета
2. Расположение пациента и оператора
3. Ориентация изображения (справа-налево, сверху-вниз)
4. Контакт с кожей пациента
5. Постоянный контроль качества изображений
6. Определенная последовательность сканирования
7. Полипозиционность и полипроекционность

Способы регистрации и архивирования УЗ-изображений

Термопечать

Запись на видео

Запись на электронные носители (CD, DVD, MOD и др.)

Запись на жесткий диск аппарата

- Диагностические мощности ультразвука практически безвредны.
- Само исследование не имеет противопоказаний, безопасно, безболезненно, атравматично и необременительно.
- Оно при необходимости в неотложных случаях может проводиться сиюминутно без какой-либо подготовки больных.
- В связи с мобильностью ультразвуковой аппаратуры она может быть доставлена в любое функциональное подразделение для обследования нетранспортабельных больных.
- Большим достоинством, особенно при неясной клинической картине, является возможность одномоментного исследования многих органов.
- Немаловажно также, что по сравнению с другими лучевыми методами эхография отличается значительно большей экономичностью.

Недостатки метода

- высокая аппарато- и операторозависимость;
- большая субъективность в интерпретации эхографических изображений;
- малая информативность и плохая демонстративность застывших изображений.