

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ  
НОВОСИБИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ**

**Физический факультет**

**Кафедра общей физики физического факультета**

# Радиологические инструменты: ультразвук

Проф. Ирина Георгиевна Пальчикова

Проф. Евгений Иванович Пальчиков

Новосибирск, 2012

# Аннотация

## Радиологические инструменты: ультразвук

Мультимедийная презентация соответствует 5-му разделу курса «Физические основы диагностики». Она освещает физико-технические основы ультразвуковой диагностики, а именно: Сравнение ультразвуковых и электромагнитных волн. Физика звука. Физиологически обоснованное представление интенсивности звука. Виды ультразвуковых волн и распространение их в тканях. Биологическое воздействие ультразвуковых волн. Генерация ультразвуковых колебаний. Ультразвуковая визуализация. Преимущества метода ультразвуковой диагностики.

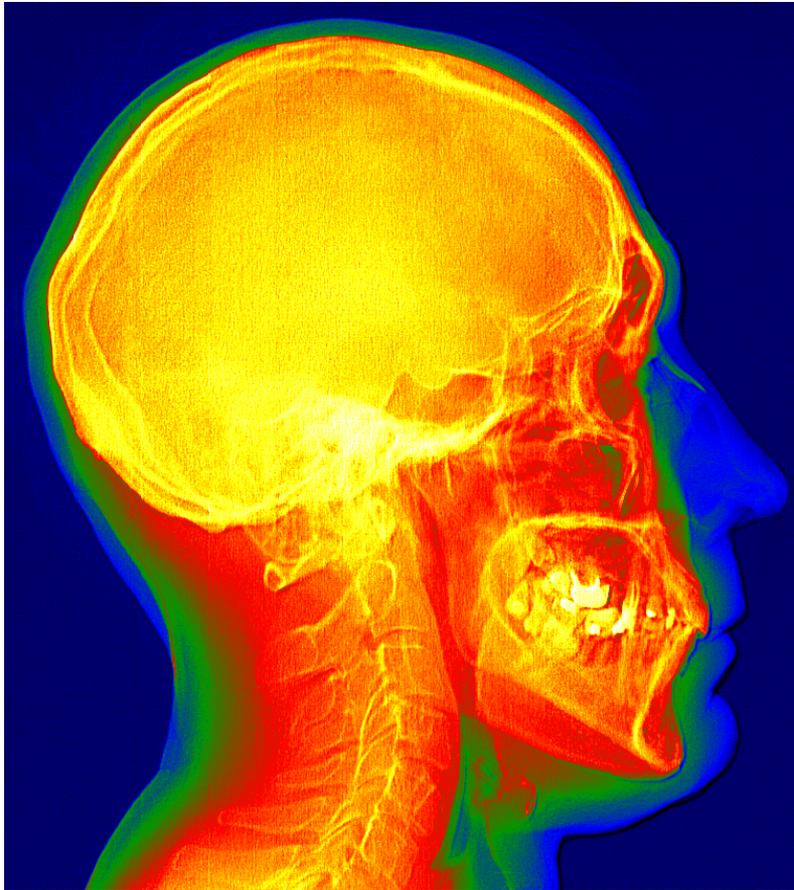
Мультимедийная презентация предназначена для студентов второго курса медицинского факультета и может быть так же рекомендована для студентов физического факультета в рамках образовательных программ направления подготовки «Медицинская физика» и «Радиационная медицина».

Мультимедийная презентация подготовлена в рамках реализации Программы развития НИУ-НГУ на 2009–2018 г. г.

Новосибирск, 2012

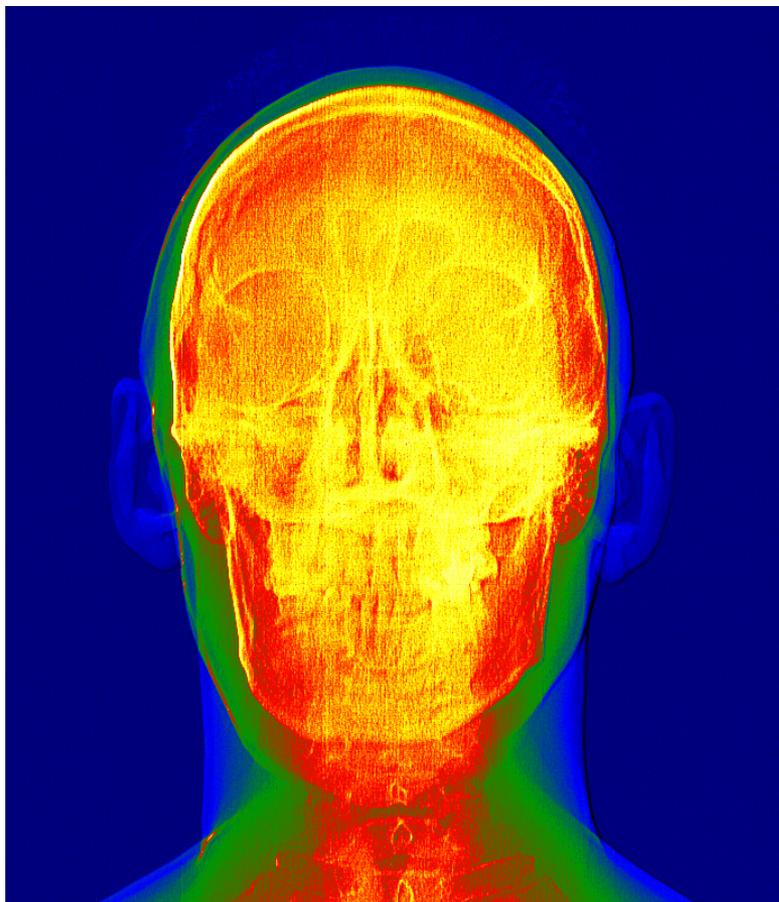


# Инструменты, использующие излучения



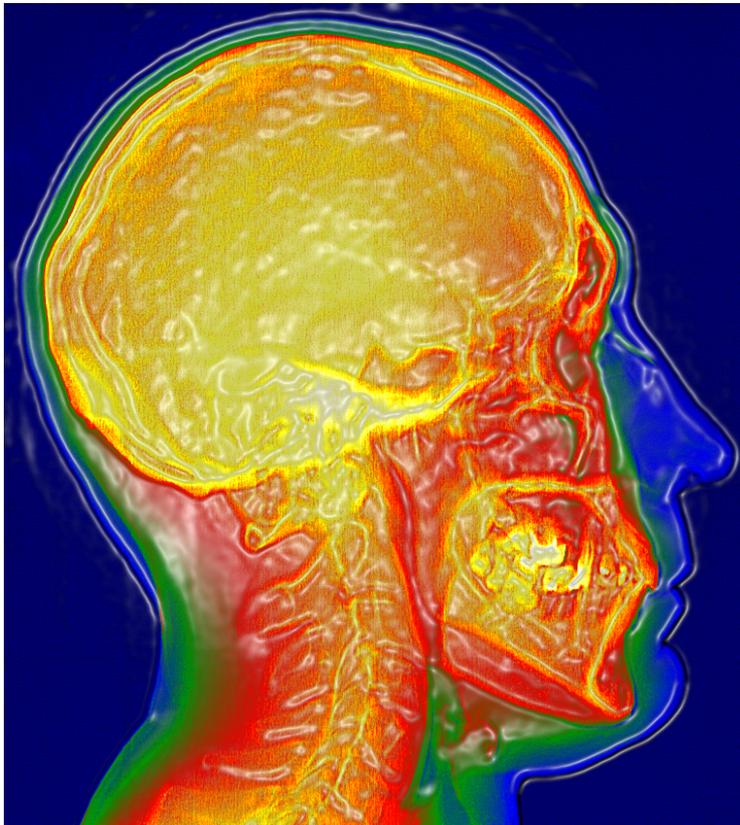
- Рентген
- Компьютерная томография
- Изотопное сканирование
- Магнитный резонанс
- Ультразвук
  
- Сечение – тонкий слой
- Проекции – всё тело

# Как выбрать решение



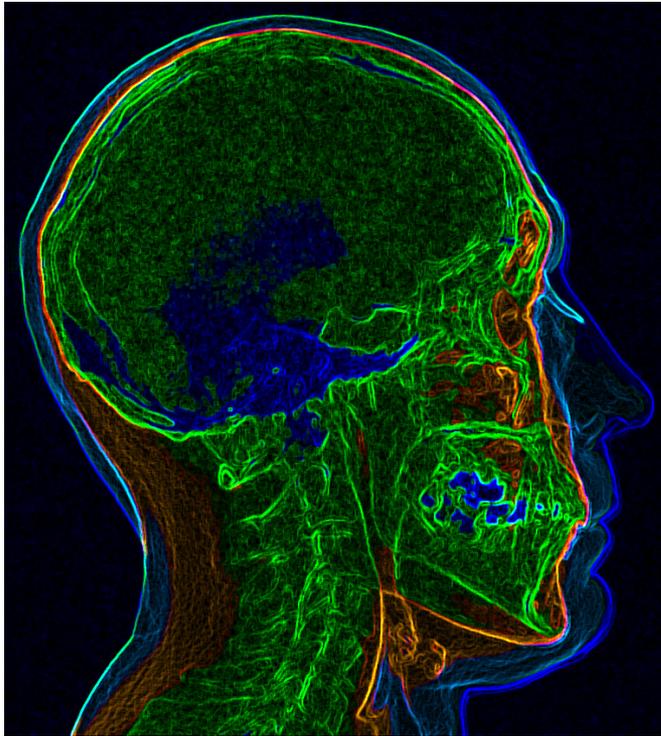
- 1. Стоимость**
- 2. Эффективность**
- 3. Риски**
- 4. Доступность**

# СТОИМОСТЬ



- Рентген (X-ray)
- Ультразвук (Ultrasound)
- Компьютерная томография (СТ)
- Магнито-резонансная томография (МРЕ)
- Изотопное сканирование (Ядерная медицина NM)
- Позитрон-эмиссионная томография (PET/FDG)

# Эффективность. Риски



**Обследуемая ткань**

**Требуемая детализация**

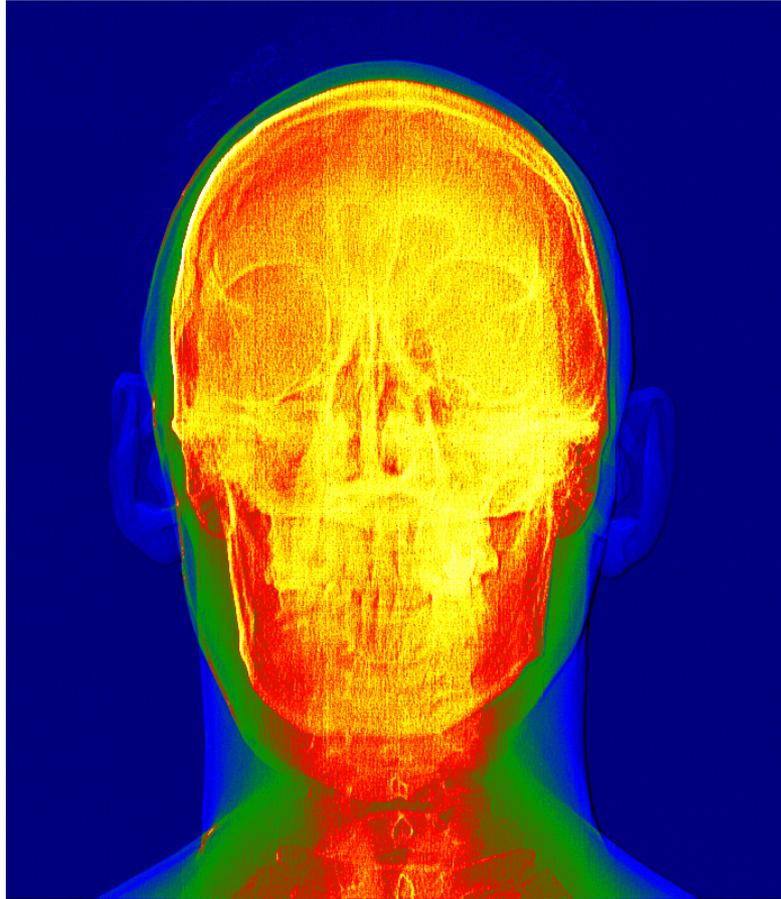
**Экспозиция**

**Пациент: возраст/пол**

**Целевой орган**

**Преимущества/риски**

# Доступность



- Рентген X-ray
- Компьютерная томография СТ
- Ультразвук US
- Магнито-резонансная томография MRT
- Изотопное сканирование NM
- Позитрон-эмиссионная томография PET/FDG

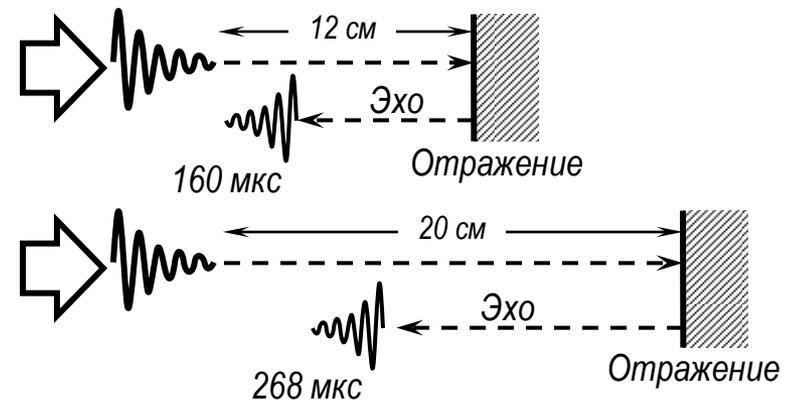
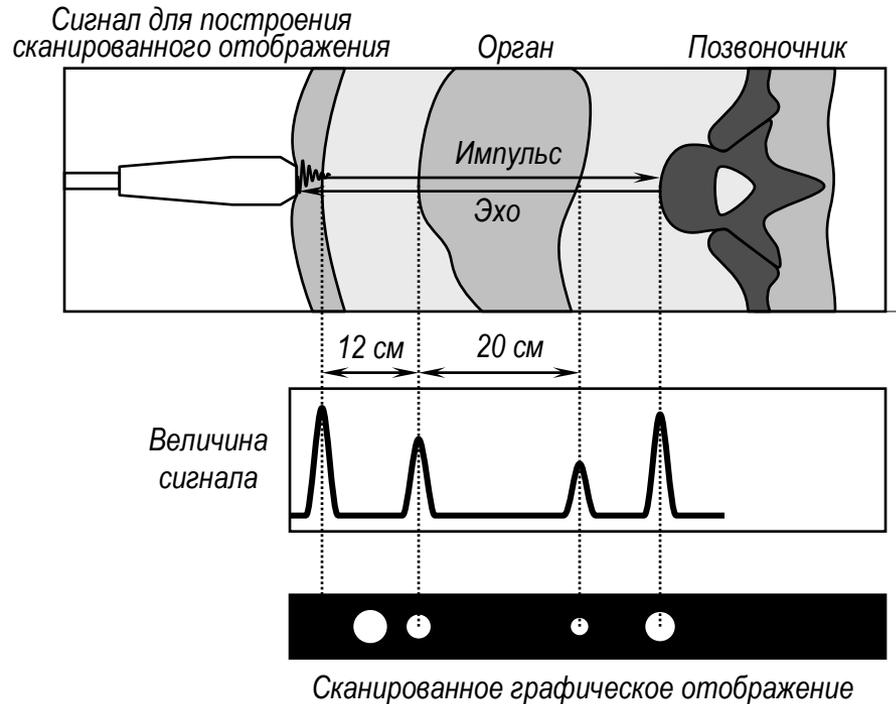
# Ультразвуковая диагностика

- **Звуковая волна**
- **Нет ионизирующего излучения**
- **Отражение к детектору**



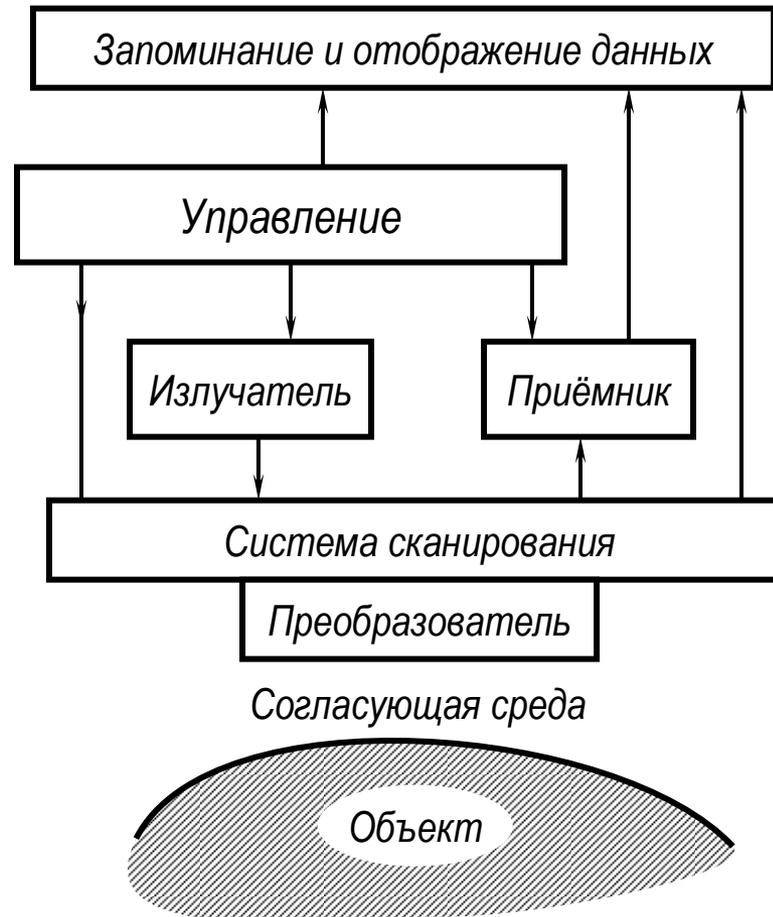
# Принцип построения ультразвуковой визуализации

- Механическая энергия передается в ткани путем создания в них колебаний.
- Механические колебания распространяются сквозь ткани.
- Время между инициацией импульса излучения и возвратом эха определяет глубину.
- Интенсивность эха определяет «уровень серого» в изображении.
- Отображение интенсивности импульсного эха в режиме «запрос-ответ».



# Принцип построения ультразвуковой визуализации

**Блок-схема взаимосвязи между основными узлами эхо-импульсных диагностических систем**



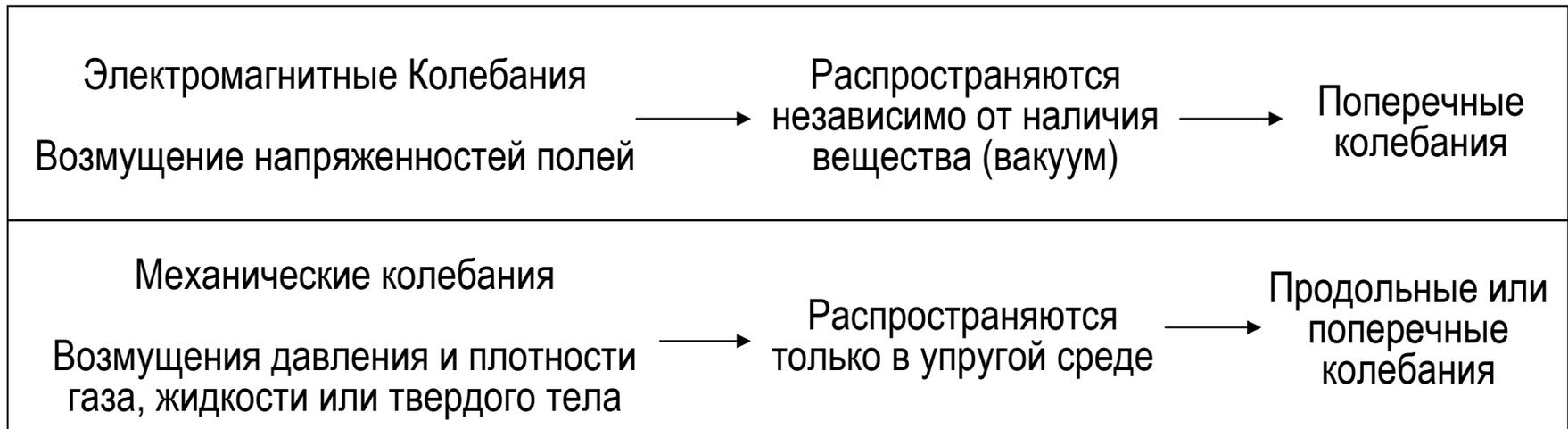
# Сравнение шкал излучений

## Механический и электромагнитный волновые спектры

Механический волновой спектр		Электромагнитный волновой спектр		
Частота (Гц)	Название спектрального диапазона	Длина волны (см)	Название спектрального диапазона	Частота (Гц)
$2 \times 10^1$	Аудио (слышимый)	$3 \times 10^4$	Радиоволны	$3.0 \times 10^8$
$2 \times 10^3$		$3 \times 10^2$		
$2 \times 10^4$	Ультразвуковой	$3 \times 10^0$	Микроволны	$3.0 \times 10^{11}$
$2 \times 10^7$		$3 \times 10^{-2}$		
$2 \times 10^9$	Гиперзвуковой	$3 \times 10^{-4}$	Инфракрасное излучение	$4.0 \times 10^{14}$
$2 \times 10^{11}$		$3 \times 10^{-6}$		
$2 \times 10^{13}$	Вибрация кристаллической решетки	$3 \times 10^{-8}$	Видимый	$7.5 \times 10^{14}$
		$3 \times 10^{-10}$		
				Ультрафиолет
			Рентгеновские лучи	$3.0 \times 10^{19}$
			Гамма-лучи	

# Типы волн

Волна – периодическое возмущение, которое перемещается в пространстве.

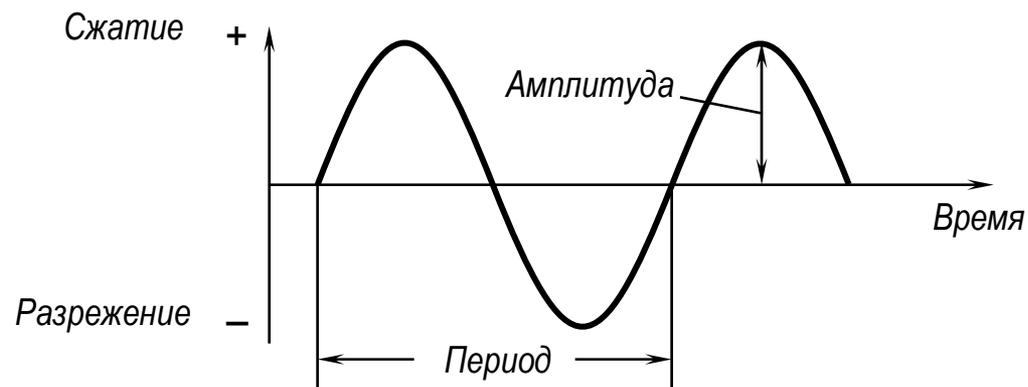


# **Характеристики звука**

# Характеристики звука

## Распространение звука

- Пифагор Самосский (580-500 до н.э.).
- Звук – распространяющиеся во все стороны колебания воздуха.
- Изменения давления  $P$  в воздухе, перенос механической энергии.
  - Сжатие (высокое давление = большая амплитуда сигнала).
  - Разрежение (низкое давление = малая амплитуда сигнала).



# Характеристики звука

## Звуковое давление

$$P = P(t) - P_{\text{атмосферное}}$$

– гармонические колебания.

Единица измерения – паскаль [Па].

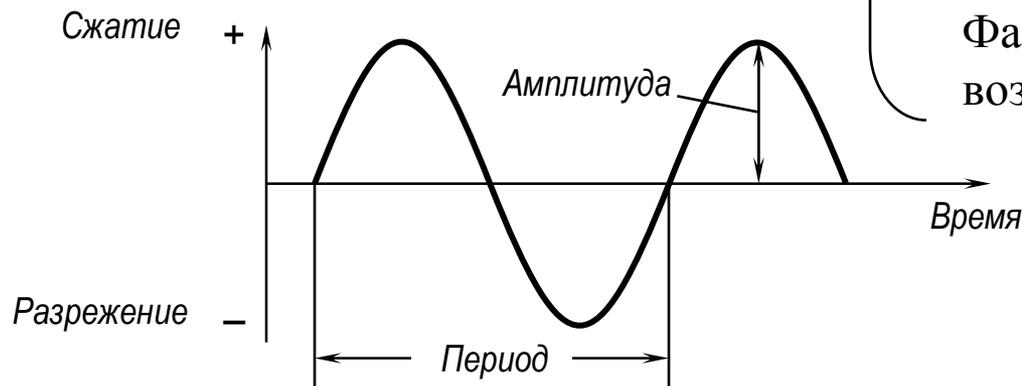
Длина волны ( $\lambda$ ) [мм] или [мкм] – расстояние между фазами сжатия и разрежения.

Частота ( $f$ ) [периодов в сек] = [Гц] – количество осцилляций за 1 сек. (скорость изменения давления).

Период ( $1/f$ ) [сек] – временная протяженность одного цикла колебаний.

Амплитуда – сила давления, отражает смещение частиц среды.

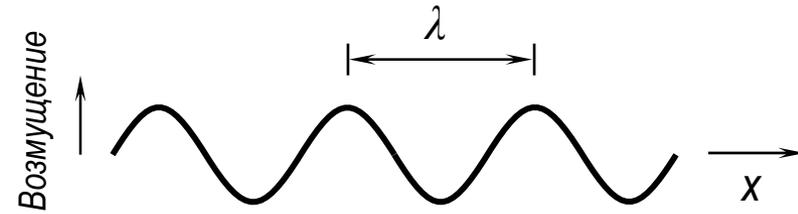
Фаза – отражает момент времени возникновения колебаний.



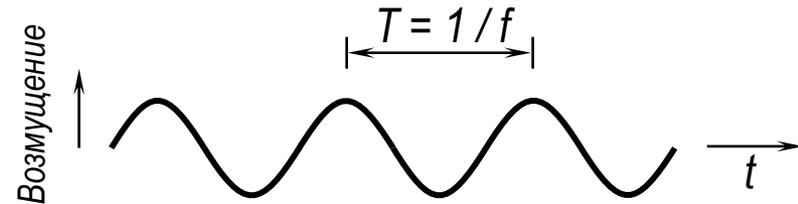
# Характеристики звука

## Распространение звука

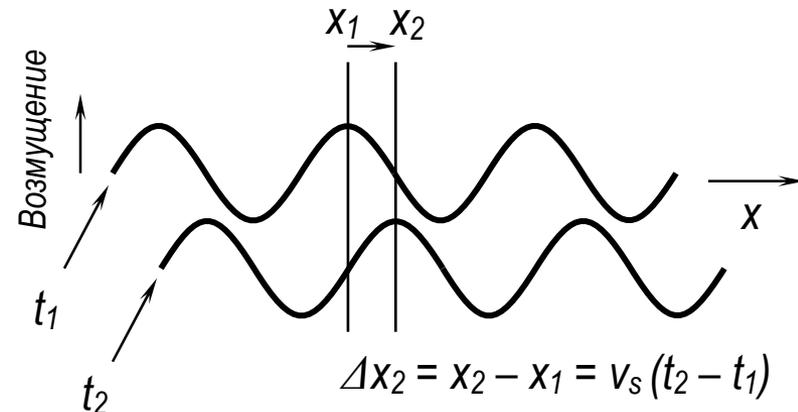
- Волна в данный момент времени  $t$ :



- Волна данной точке пространства  $z$ :

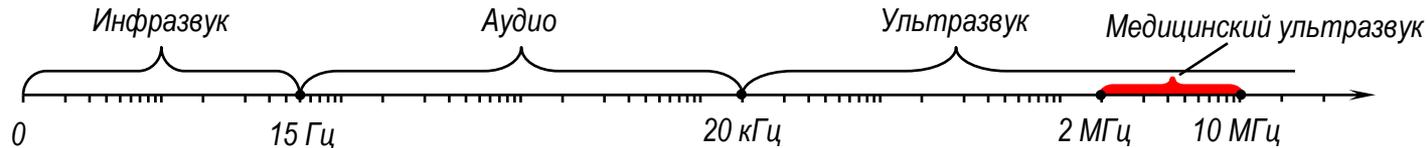


- Волна в два данных момента времени  $t$ , что отражает процесс распространения :



# Звуковая волна

## Распространение звука



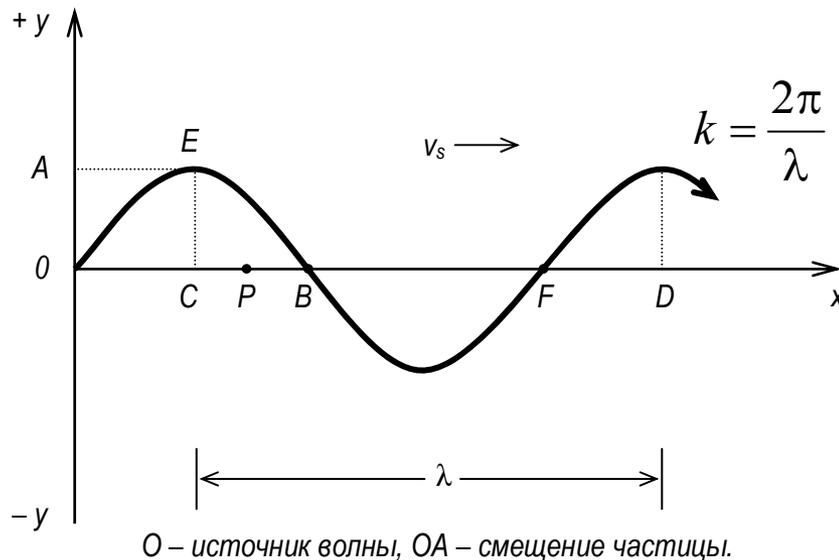
**Инfrasound** –  $f < 15 \text{ Гц}$

**Аудио** –  $15 \text{ Гц} < f < 20 \text{ кГц}$

**Ультразвук** –  $f > 20 \text{ кГц}$

(обычно **медицинский ультразвук** 2-10 МГц)

**Бегущая волна, движущаяся в положительном направлении оси  $x$**



В точке  $O$  частицы водной среды совершают гармонические колебания. Следовательно, смещение частицы относительно точки  $O$  во времени  $t$  можно записать в таком виде:

$$y = A \sin(\omega t - kx).$$

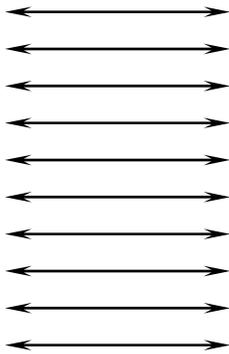
Скорость волны – расстояние, проходимое фронтом волны в единицу времени:

$$v_s = \frac{\omega}{k} = \frac{\lambda}{T}.$$

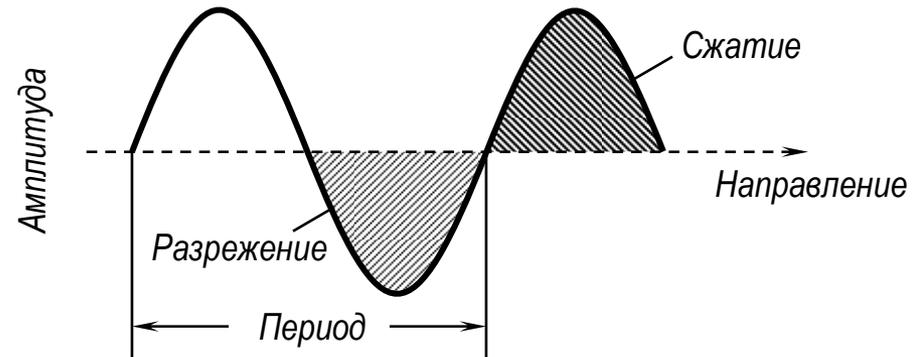
# Продольные или волны сжатия

- Распространяются в твёрдых телах, жидкостях и газах.

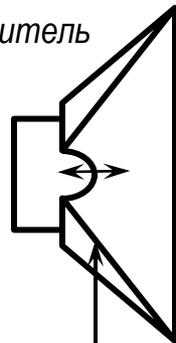
Колебание частиц



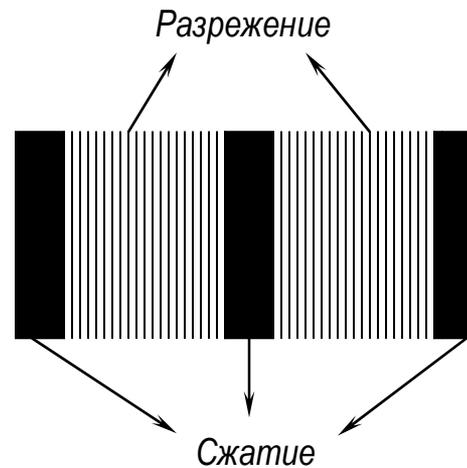
Распространение волны



Громкоговоритель



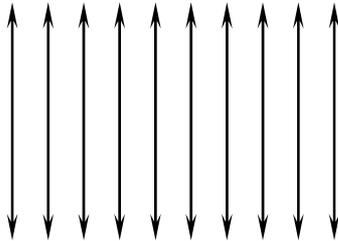
Разряжение



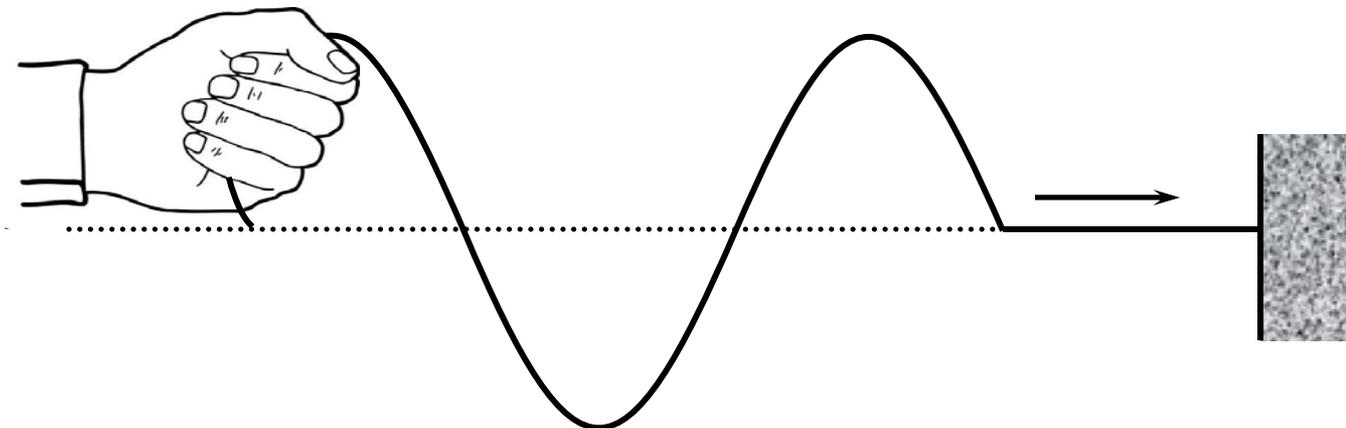
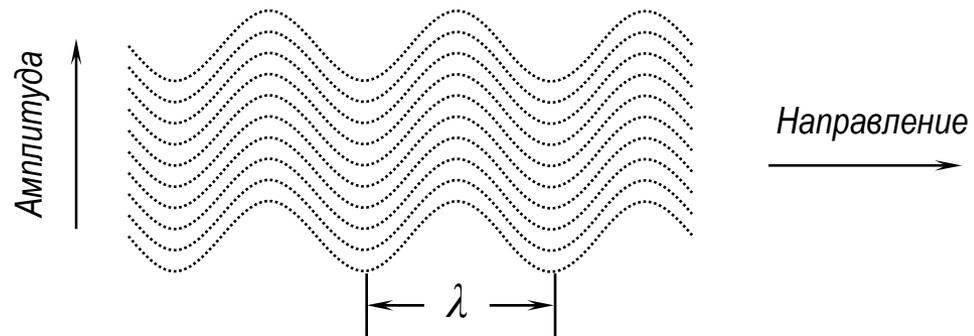
# Поперечные или волны сдвига

- Колебания частиц направлены поперёк направления распространения волнового движения.
- Могут передаваться только в твёрдых телах.

Колебание частиц



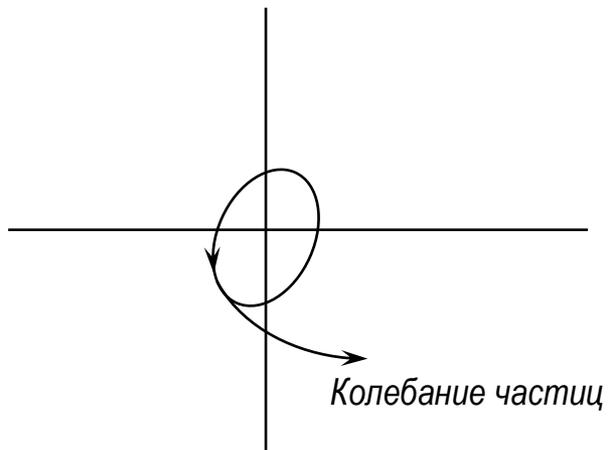
Распространение волны



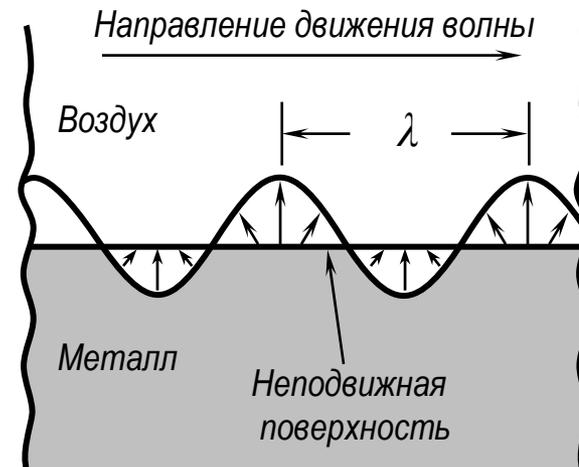
# Поверхностные волны Рэлея

- Распространяются вдоль плоской границы упругого полупространства (твёрдое вещество) и вакуума.
- Быстро затухают вглубь среды.

Колебание частиц



Распространение волны на поверхности металл – воздух



# Скорость звуковых волн

Звуковые волны распространяются со скоростью  $v_s$ , которая определяется свойствами среды. В общем случае скорость звука равна

$$v_s = \sqrt{C / \rho},$$

где  $C$  – это константа, характеризующая жесткость (или упругость) материала (в отсутствие теплового потока, т. е. в «адиабатических» условиях), а  $\rho$  – массовая плотность. В твердых веществах константа упругости может зависеть от направления распространения звуковой волны. Она равняется модулю Юнга  $Y$  для распространения компрессионных волн по стержню, длина которого намного больше ширины. Для стали  $v_s = 5960$  м/с. В текучей среде (жидкости и газы),  $C$  – это объемный модуль упругости  $B$  (адиабатический), который описывает, какой величины давление требуется для достижения данного уменьшения объема. В глазах  $B = \gamma P$ , где  $\gamma$  – это постоянная адиабата, то есть отношение удельных теплоемкостей при постоянном давлении ( $c_p$ ) и постоянном объеме ( $c_v$ ). (Отношение  $c_p/c_v$  находится в диапазоне от 1 – для очень больших молекул – до  $5/3$  для идеального одноатомного газа; для воздуха, который состоит из двухатомных газов, эта величина составляет 1,4.) скорость звука в газах

$$\sqrt{\frac{\gamma P}{\rho}} = \sqrt{\frac{\gamma R T}{m}},$$

где  $R$  – универсальная газовая постоянная ( $R = 8,31$  Дж/моль/К), а  $m$  – молекулярная масса. Скорость звука в воздухе составляет 343 м/с (при 20°C), что в 15 раз медленнее, чем в стали, тогда как скорость звука в воде равны 1482 м/с.

# ИНТЕНСИВНОСТЬ ЗВУКОВЫХ ВОЛН

**Интенсивность** звуковой волны  $I$  – это энергия, переносимая волной через единицы поверхности за единицу времени (с размерностью Дж/м<sup>2</sup>/с или Вт/м<sup>2</sup>). На расстоянии  $R$  от изотропного источника средней звуковой мощности  $P_{\text{power}}$ , интенсивность составляет

$$I = \frac{P_{\text{power}}}{4\pi R^2}.$$

Интенсивность равна кинетической энергии волны на единицу объема,  $\rho u_{\text{max}}^2/2$  умноженной на скорость звука  $v_s$ ,

$$I = \frac{1}{2} \rho u_{\text{max}}^2 v_s,$$

где  $u_{\text{max}} = (\Delta x_{\text{max}}) \omega$  – максимальная скорость молекул при максимальном смещении  $\Delta x_{\text{max}}$  в ходе возмущения.

$$I = \frac{1}{2} \rho v_s [(\Delta x_{\text{max},x}) \omega]^2.$$

**Акустический импеданс** среды  $Z$  определяется как произведение массовой плотностью среды и скорости звука в ней,

$$Z = \rho v_s.$$

# ИНТЕНСИВНОСТЬ ЗВУКОВЫХ ВОЛН

Величина максимального изменения давления в звуковой волне связана с максимальным смещением уравнением

$$|P| = (\rho v_s) \omega |\Delta x_{\max}| = Z \omega |\Delta x_{\max}|.$$

Это вытекает из того факта, что давление – это сила, приходящаяся на единицу поверхности, а сила – это изменение импульса в единицу времени, и, таким образом, давление – это изменение импульса на единицу поверхности за единицу времени.

$$I = \frac{1}{2} Z (\Delta x_{\max})^2 \omega^2 = \frac{P^2}{2Z}.$$

$I$  измеряется в [Вт/м<sup>2</sup>].

# Физиологически обоснованное представление интенсивности звука

В аудиометрии за опорную величину принимается интенсивность  $I_{ref}$  звука, который на частоте 2000 Гц едва различим. Причем величины исчисляются в логарифмической шкале с основанием 10 (десятичный логарифм).

$$I_{ref} = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$$

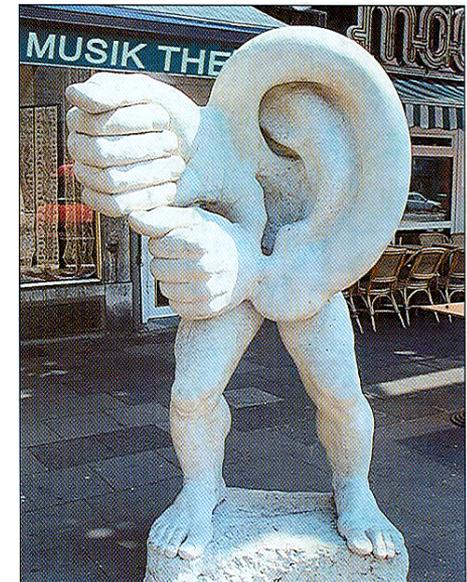
$$I_{db} \text{ (в дБ)} = 20 \cdot \lg\left(\frac{P}{P_{ref}}\right) = 10 \cdot \lg\left(\frac{P}{P_{ref}}\right)^2 = 10 \cdot \lg\left(\frac{I}{I_{ref}}\right) \text{ дБ}$$

Соответствующее звуковое давление

$$P_{ref} = 2 \cdot 10^{-4} \text{ мкбар} = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па} \cong 2 \cdot 10^{-10} \text{ атм.}$$

$$1 \text{ Белл} = \lg \frac{I}{I_{ref}}; \quad \frac{1}{10} \text{ Белл} = 1 \text{ дБ}$$

Для справки:  $1 \text{ мкбар} = 1,02 \cdot 10^{-6} \text{ атм} = 0,1 \text{ Н/м}^2 = 0,1 \text{ Па}$ .



# Единицы измерения

$$1 \text{ Белл} = \lg \frac{I}{I_{ref}}; \quad \frac{1}{10} \text{ Белл} = 1 \text{ дБ}$$

При  $I = 10^{-8} \text{ Вт/м}^2 = 10^4 I_{ref}$ ,  $I$  (в дБ) =  $10 \lg (10^4) = 10 \cdot 4 = 40 \text{ дБ}$ .

Шкала децибел также применяется для того, чтобы показать относительные величины интенсивности, например  $I_2$  к  $I_1$ . При

$$I_1 \text{ (в дБ)} = 10 \cdot \lg \frac{I_1}{I_{ref}} \quad \text{и} \quad I_2 \text{ (дБ)} = 10 \cdot \lg \frac{I_2}{I_{ref}},$$

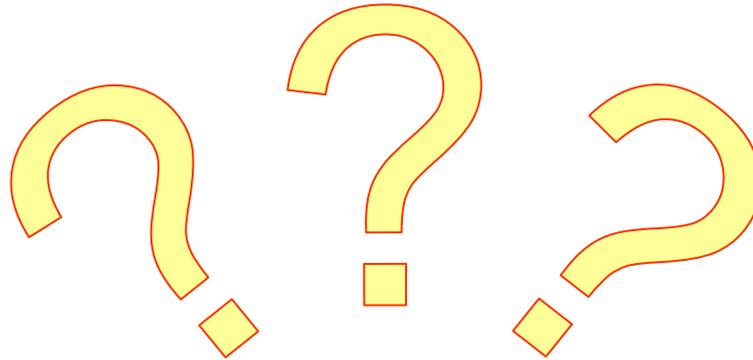
$$I_2 \text{ (дБ)} - I_1 \text{ (дБ)} = 10 \lg \frac{I_2}{I_{ref}} - 10 \cdot \lg \frac{I_1}{I_{ref}} = 10 \cdot \lg \frac{I_2}{I_1}.$$

Повышение интенсивности звука на 20 дБ соответствует множителю  $10^2$  или 100-кратному увеличению  $I$ .

В ультразвуковой диагностике интенсивность импульса излучения может превышать интенсивность эхо импульса в  $10^6$  раз.

Логарифмическая функция «сжимает» большие отношения и «растягивает» маленькие в более обозримый диапазон.

# Контрольный вопрос



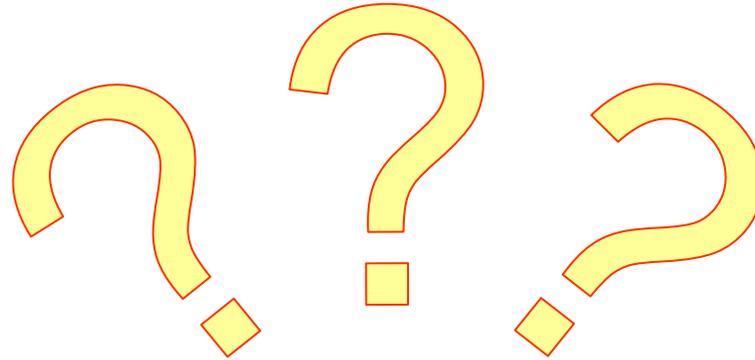
$$\text{Относительная интенсивность (дБ)} = 10 \cdot \lg \left( \frac{I_2}{I_1} \right).$$

$$\text{Относительная интенсивность (дБ)} = 20 \log \left( \frac{P_2}{P_1} \right).$$

Найдите относительную интенсивность ультразвука в децибелах на «глубине проникновения». «Глубина проникновения» обозначает толщину слоя в где интенсивность падает до 50% от первоначальной.

$$10 \log \left( \frac{I_2}{I_1} \right) = 10 \log(0,5) = -3 \text{ дБ}.$$

# Контрольный вопрос



Рассчитайте остаточную интенсивность 100-милливаттного импульса, который потерял 30 дБ при прохождении через ткань.

$$-30 \text{ дБ} = 10 \log \left( \frac{I_2}{100 \text{ мВт}} \right),$$

$$-3 = \log \left( \frac{I_2}{100 \text{ мВт}} \right),$$

$$10^{-3} = \left( \frac{I_2}{100 \text{ мВт}} \right),$$

$$I_2 = (10^{-3})(100 \text{ мВт}) = 0,1 \text{ мВт}.$$

# Ультразвуковые волны

- Подвид звуковых волн.
- Механические колебания с различными длинами волн, распространяющиеся в среде.
- Изменение длины волны в среде обусловлено упругими свойствами среды и характером вынужденных колебаний частиц среды.
- Ультразвук не воспринимается человеческим ухом.

# Виды ультразвуковых волн

Ультразвуковые волны классифицируют по четырем различным категориям в соответствии с механизмом колебания частицы в среде с учетом направления распространения первичной волны:

- 1) продольные, или волны сжатия;
- 2) поперечные, или волны сдвига;
- 3) поверхностные, или волны Рэлея;
- 4) волны в пластинах, или волны Лэмба.

# Свойства ультразвуковых (УЗВ) и звуковых волн совпадают

- Скорость. Зависит от природы вещества.
- Волновое сопротивление (импеданс)  $Z$  распространению УЗВ в среде.  $Z = \rho v_s$ ,  $\rho$  – плотность вещества,  $v_s$  – скорость УЗВ.
- Интенсивность звука – мощность акустического поля в точке.  $I = P^2 / 2Z$ ,  $P$  – звуковое давление.
- $P = Z\alpha$ ,  $\alpha$  – амплитуда колебаний частиц среды.

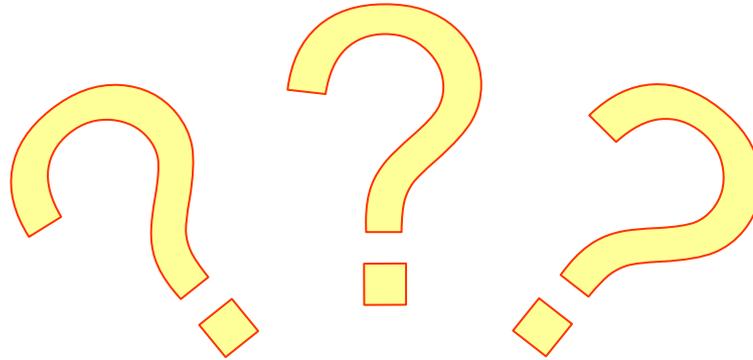
# Массовая плотность и скорость звука

Материал	$\rho$ [кг/м <sup>3</sup> ]	$v_s$ [м/с](= $\lambda \cdot f$ )
Воздух (20°C)	1,20	343
Вода	$1,00 \times 10^3$	1480
Жир	$0,92 \times 10^3$	1450
Мышцы	$1,04 \times 10^3$	1580
Кость	$2,23 \times 10^3$	3500
Кровь	$1,03 \times 10^3$	1570
Мягкие ткани среднее *	$1,06 \times 10^3$	1540
Легкие	286	630

\* – Значение для мягких тканей репрезентативно для кожи, почек, печени и мозга.

В сжимаемых средах (воздух) скорость звука небольшая в сравнении с плотными средами костей.

# Контрольный вопрос



Если используется пучок частотой 2 МГц, то какова длина волны в мягких тканях?

$$\lambda = \frac{v_s}{f} = \frac{1540 \text{ м/с}}{2 \times 10^6 \text{ с}^{-1}} = \frac{1540 \text{ м/с}}{2 \times 10^6 \text{ с}^{-1}},$$

$$\lambda = 0,00077 \text{ м} = 0,77 \text{ мм}.$$

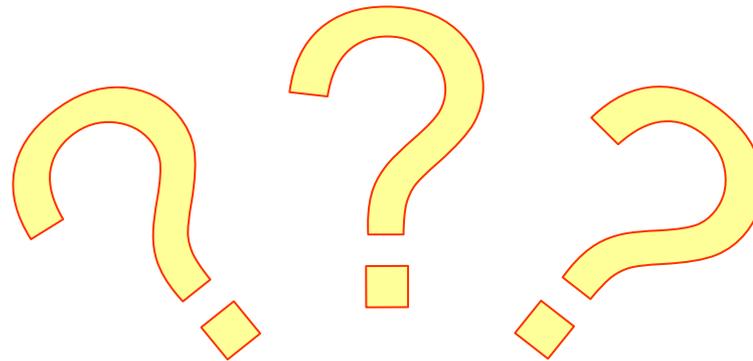
Что изменится, если используется 10 МГц пучок?

$$\lambda = \frac{v_s}{f} = \frac{1540 \text{ м/с}}{10 \times 10^6 \text{ с}^{-1}},$$

$$\lambda = 0,154 \text{ мм}.$$

Вывод: пучок большей частоты имеет более короткую длину волны.

# Контрольный вопрос



5 МГц пучок переходит из мягких тканей в жир. Рассчитайте длину волны в каждой среде и изменение длины волны в процентах.

В мягких тканях:

$$\lambda = \frac{v_s}{f} = \frac{1540 \text{ м/с}}{5 \cdot 10^6 \text{ Гц}} = 0,31 \text{ м}.$$

В жире:

$$\lambda = \frac{v_s}{f} = \frac{1450 \text{ м/с}}{5 \cdot 10^6 \text{ Гц}} = 0,29 \text{ м}.$$

Уменьшение длины волны – 5,8%. Оно вызвано различием в скоростях звука в тканях.

# Ультразвук: характеристики волны

## Длина волны, частота и скорость

**Важно!** Изменение скорости в тканях приводит к изменению длины УЗ-волны, но частота не изменяется по мере прохождения ее сквозь различные ткани.

Длина волны и частота определяют разрешение и ослабление сигнала.

- Высокая частота (малая длина волны) → улучшение пространственного разрешения, в то время как глубина проникновения уменьшается.
- Низкая частота (большая длина волны) → увеличивается глубина проникновения, но разрешение падает.

Конструктивная и деструктивная интерференция – в значительной степени зависят от фазы.

# **Взаимодействие ультразвука с тканями**

# Взаимодействие ультразвука с тканями

**Взаимодействие зависит от акустических свойств вещества**

## **Акустический импеданс**

### **Взаимодействия**

- **Отражение** возникает на границах тканей (акустический импеданс соседствующих веществ).
- **Преломление** – изменение направления движения передаваемой механической энергии.
- **Рассеяние** возникает при отражении или преломлении. Энергия рассеивается во многих направлениях (влияние на текстуру и шкалу серого в акустическом изображении).
- **Поглощение** – энергия звука переходит в тепло (теряется).
- **Затухание** – потеря интенсивности из-за поглощения и рассеяния.

# Взаимодействие ультразвука с тканями.

## Перемещение УЗВ в тканях

Если препятствие по отношению к длине волны ультразвука мало, то ультразвук обтекает препятствие. Неоднородности живого организма (клетки, мышечные волокна и т. д.) не вызывают заметного отклонения, т.к. по сравнению с длиной волны (800 кГц – 2 мм) их размерами (максимально 0,1...0,2 мм) можно пренебречь.

Если ультразвук на своем пути наталкивается на органы или участки тканей, размеры которых больше длины волны, то направление распространения ультразвука изменяется – происходит преломление и отражение.

Если не принимать во внимание инородные препятствия в теле, то наиболее сильное отражение происходит на границе кости и окружающих ее тканей (главным образом, мышечных), а также на границах участков тканей, соприкасающихся с воздухом. Однако поскольку разные кости имеют разную структуру и форма их тоже очень многообразна, то отраженные от костей ультразвуковые сигналы трудно распознать. Значительно благоприятнее положение при отражении на граничных поверхностях воздух – ткань. Дело в том, что у воздуха очень малая плотность, и если ультразвуковые волны распространяются в воде или тканях тела и подходит к граничной поверхности, соприкасающийся с воздухом, то наблюдается почти полное отражение.

# Взаимодействие ультразвука с тканями.

## Акустический импеданс ( $Z$ )

Подобен жесткости и подвижности пружины. Зависит от плотности среды и скорости звука, единица измерения – рейл.

Материал	$Z (= \rho v_s)$ [кг/м <sup>2</sup> /с]
Воздух (20°C)	413
Вода	$1,48 \times 10^6$
Жир	$1,33 \times 10^6$
Мышцы	$1,64 \times 10^6$
Кость	$7,80 \times 10^6$
Кровь	$1,61 \times 10^6$
Мягкие ткани среднее *	$1,63 \times 10^6$
Легкие	$1,80 \times 10^5$

\* – Значение для мягких тканей репрезентативно для кожи, почек, печени и мозга.

В сжимаемых средах (воздух) скорость звука небольшая в сравнении с плотными средами костей.

# Взаимодействие ультразвука с тканями.

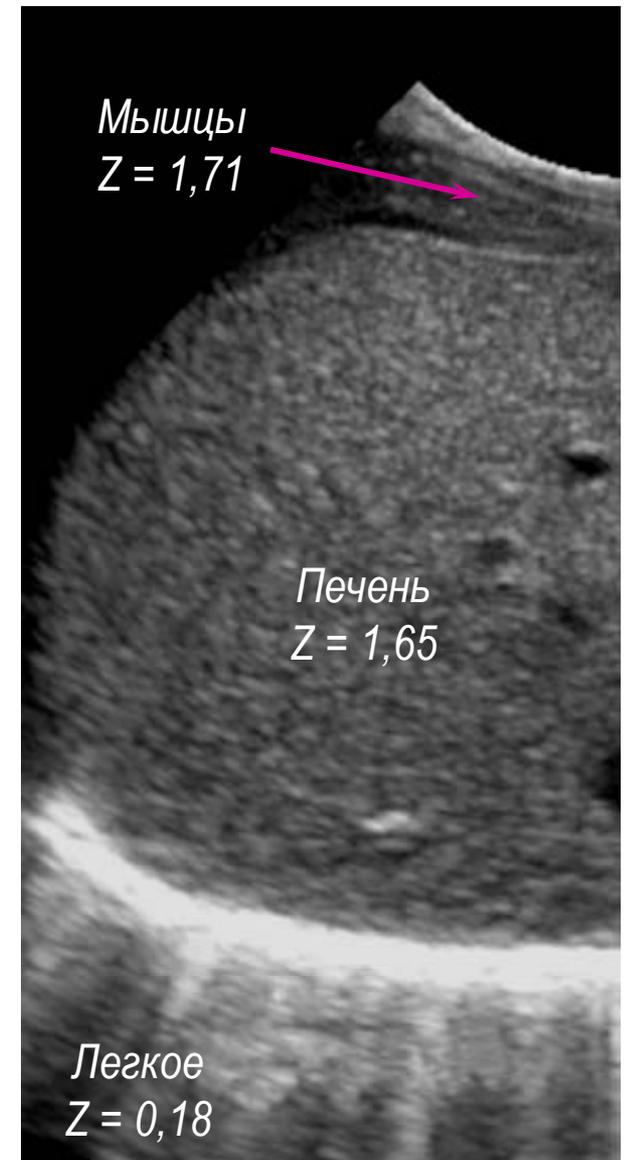
## Акустический импеданс ( $Z$ )

Если энергия проходит через границу раздела между двумя соседними средами, то

- большая разница импедансов приводит к большому отражению энергии,
- малая разница импедансов допускает распространение энергии (малое отражение на границе).

Пример: При переходе из мягких тканей в наполненные воздухом легкие (большая разница импедансов) пучок почти полностью отражается. Если  $Z_1 \sim Z_2 \rightarrow$  возникает незначительное отражение.

Вывод: акустический импеданс характеризует разницу в пропускании и отражении ультразвуковой энергии (основа метода «импульс-эхо»).



# Взаимодействие ультразвука с тканями

**Примеры распределения отраженной и переданной (прошедшей в другую среду) звуковой энергии на границах раздела тканей**

Граница раздела тканей (сред)	Отраженная фракция (в %)	Переданная фракция (в %)
Вода/мягкие ткани	0,23	99,77
Жир/мышца	1,08	98,92
Кость/мышца	41,23	58,77
Мягкие ткани/кость	43,50	56,50
Кость/жир	48,91	51,09
Мягкие ткани/легкое	63,64	36,36
Воздух/мышца	98,01	1,99
Воздух/вода	99,89	0,11
Воздух/мягкие ткани	99,90	0,10

## Аналогия с оптикой

$$\lambda = v / f$$

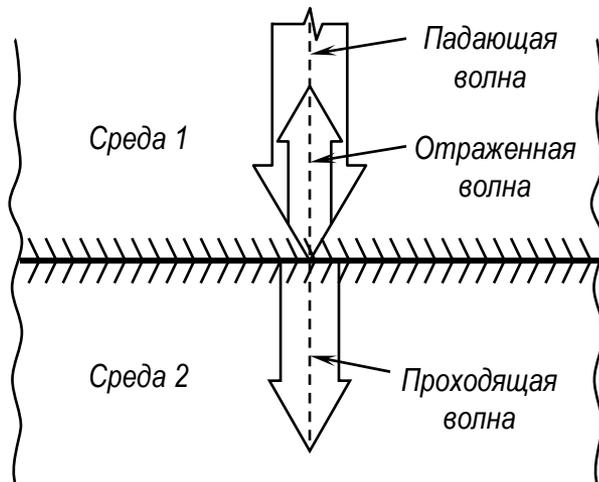
Длины волн слышимых звуков измеряются метрами, т. е. длина волны существенно больше размеров источника звука. Вследствие этого звуковые волны исходят из источника звука в виде сферических волн и распространяются в пространстве по всем направлениям.

С увеличением частоты распространение ультразвука все больше напоминает распространение света. При высоких частотах распространение ультразвуковых волн происходит почти по прямой. В этой области применимы те же законы отражения, фокусировки, рассеяния, что и для света. Здесь могут применяться отражатели и звуковые линзы.

# Взаимодействие ультразвука с тканями

## Аналогия с оптикой

Отражение и прохождение ультразвуковых волн на границе двух сред



Акустика ← Аналог → Оптика

$$Z = \rho v_s$$

$\rho$  – плотность

$v_s$  – скорость звука

Коэффициент преломления

$n$

- Коэффициент отражения – отношение интенсивностей отраженных к падающим волнам.

**Акустика**

$$R = \left( \frac{\rho_1 v_{s1} - \rho_2 v_{s2}}{\rho_1 v_{s1} + \rho_2 v_{s2}} \right)^2$$

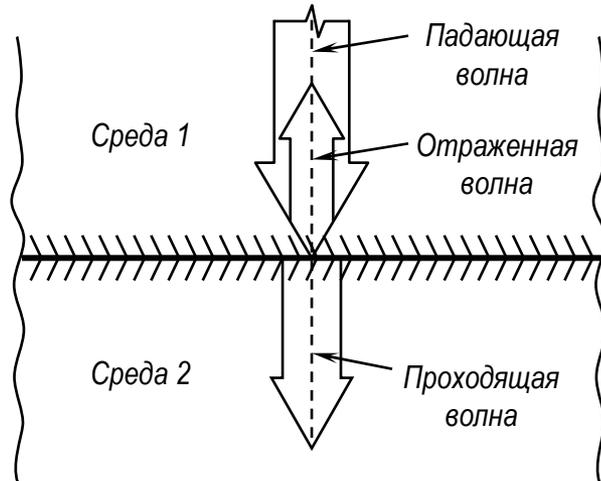
**Оптика**

$$\left( \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right)^2$$

# Взаимодействие ультразвука с тканями

## Отражение и акустический импеданс

### Отражение и прохождение ультразвуковых волн на границе двух сред



- Кoeffициент отражения зависит от угла падения. Кoeffициент отражения по интенсивности при нормальном падении:

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2.$$

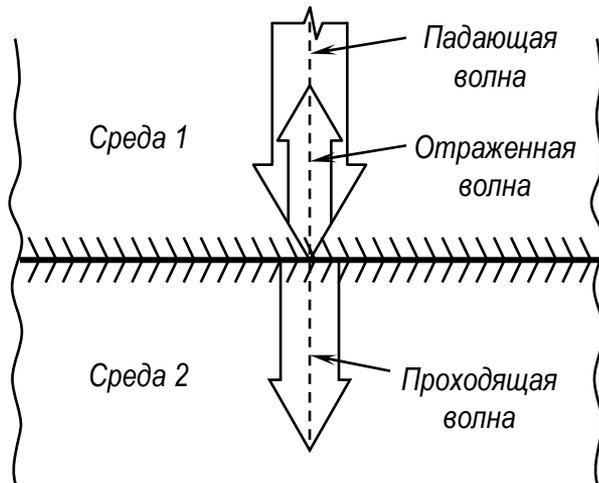
- Интенсивность пропорциональна  $P^2$ :  $I \sim P^2$ .

- Кoeffициент отражения по амплитуде:  $R_P = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$ .

# Взаимодействие ультразвука с тканями

## Отражение, пропускание и акустический импеданс

### Отражение и прохождение ультразвуковых волн на границе двух сред



$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

- Интенсивность прошедшей волны.
- Коэффициент пропускания ( $T_I$ ) – доля падающей интенсивности, прошедшей через границу раздела тканей.
- Закон сохранения энергии –  $T_I = 1 - R_I$ .

# Взаимодействие ультразвука с тканями

## Отражение, пропускание и акустический импеданс



$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

**Контрольный вопрос:** Какая доля (в процентах) ультразвукового пучка передается от жировых тканей к мускулам?

$$R_{I(\text{жировые} \rightarrow \text{мышцы})} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 = \left( \frac{1,71 - 1,34}{1,71 + 1,34} \right)^2 = 0,015 ,$$

$$T_{I(\text{жировые} \rightarrow \text{мышцы})} = 1 - R_{I(\text{жировые} \rightarrow \text{мышцы})} = 0,985 .$$

98,5% ультразвука проходит через границу раздела.

# Взаимодействие ультразвука с тканями

## Отражение, пропускание и акустический импеданс



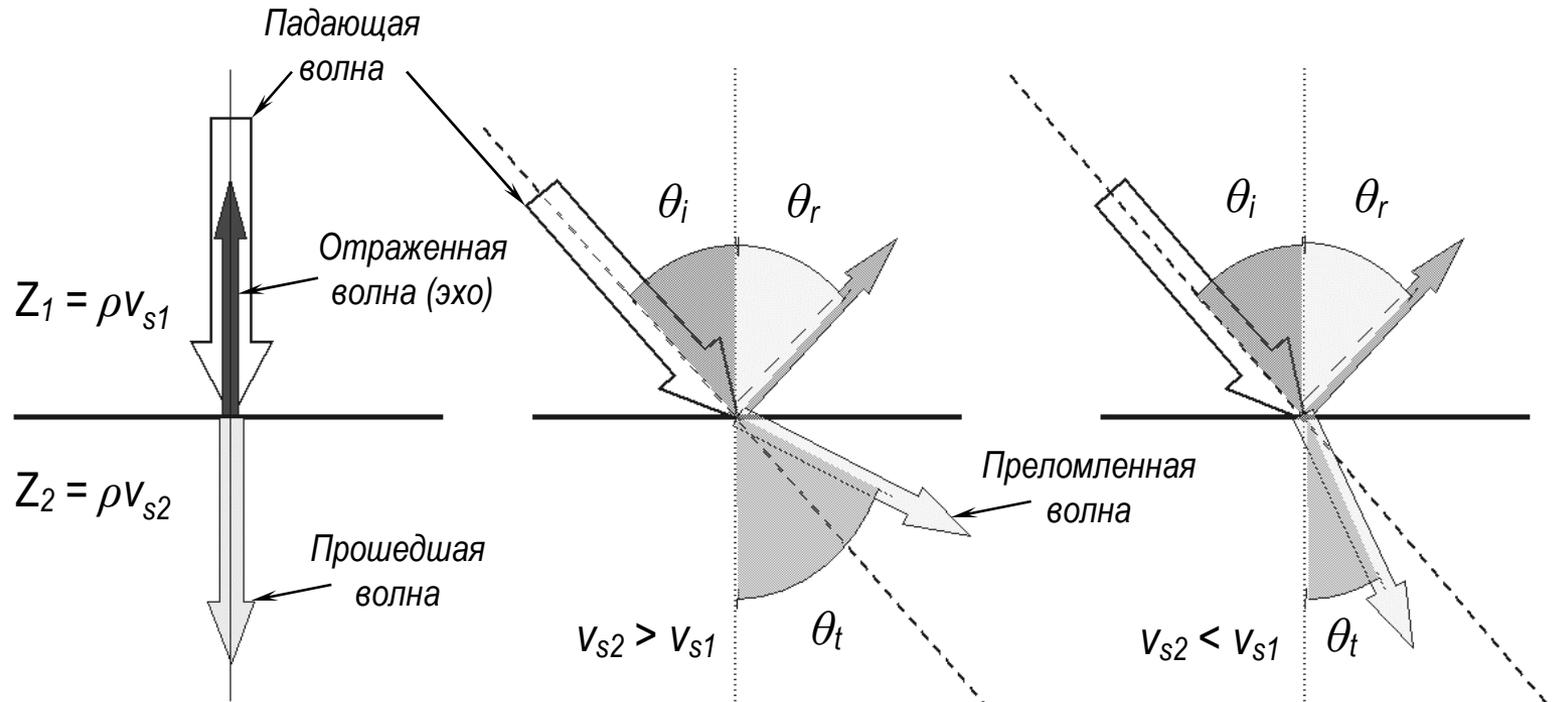
$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

**Контрольный вопрос:** Какая доля ультразвукового пучка передается от мускулов к легким?

$$R_{I(\text{ионёё} \rightarrow \text{эääêå})} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 = \left( \frac{0,18 - 1,71}{0,18 + 1,71} \right)^2 = 0,655 .$$

# Взаимодействие ультразвука с тканями

## Преломление



- Подобно свету звук преломляется, если падающая волна распространяется не по нормали к границе раздела сред.
- Частота ультразвуковой волны не изменяется на границе раздела.
- Скорость звука (как прошедшего, так и отраженного) – изменяется.
- Углы отражения и преломления зависят от изменения скорости звука.

# Взаимодействие ультразвука с тканями

## Преломление

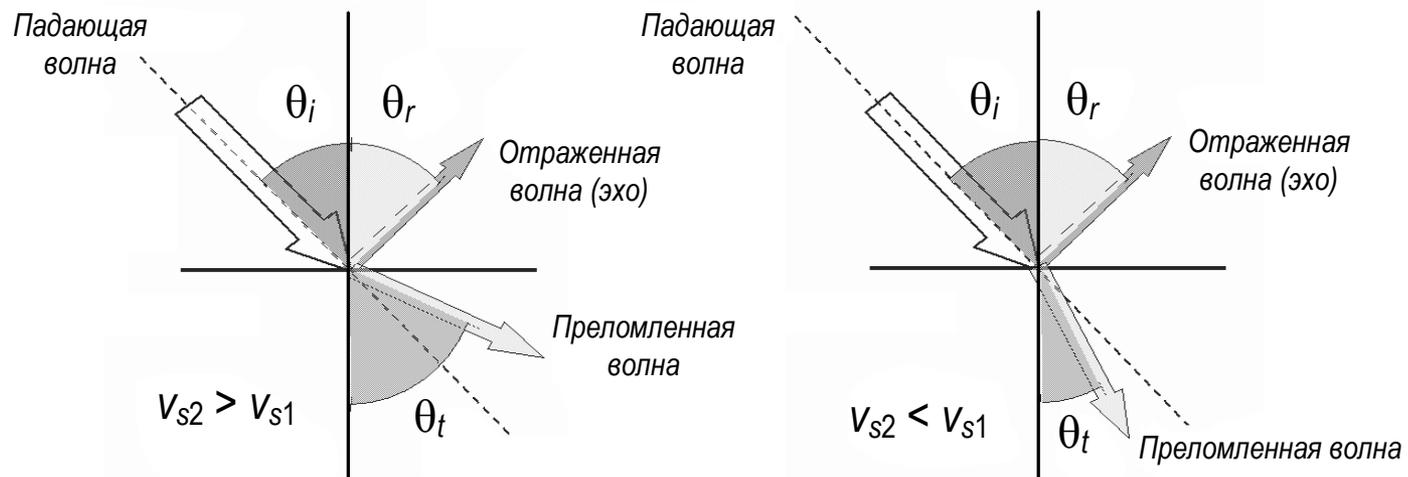
Угол преломления возрастает пропорционально разности скоростей и угла падения, согласно закону преломления Снелла:

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{v_{s2}}{v_{s1}}.$$

Если  $v_{s2} > v_{s1}$ , то  $\theta_2 > \theta_1$ .

Если  $v_{s2} < v_{s1}$ , то  $\theta_2 < \theta_1$ .

Отраженная часть падающего пучка движется от границы раздела под углом  $\theta_r = \theta_i$ .



# Взаимодействие ультразвука с тканями

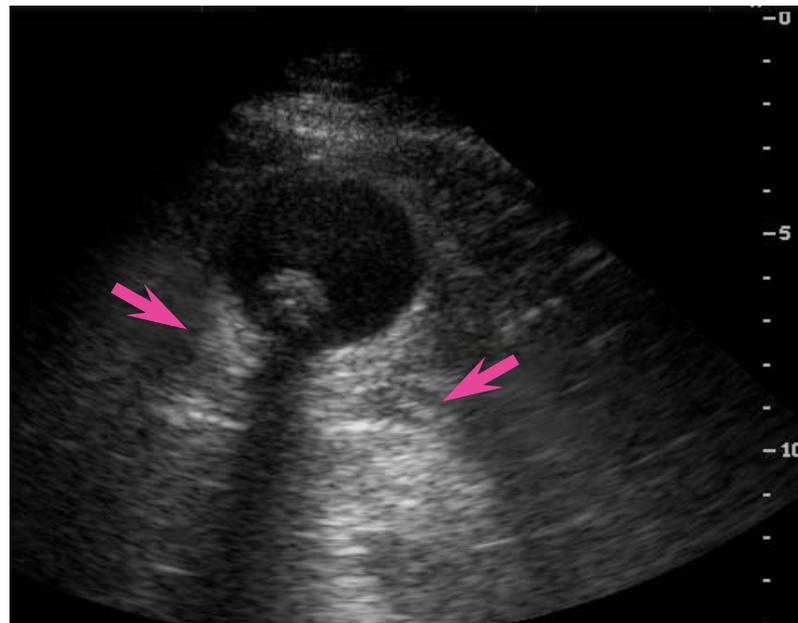
## Преломление

Преломления нет, если...

- угол падения совпадает с нормалью к границе раздела,
- скорость звуковой волны одинакова в обеих средах.

Предполагается, что ультразвуковые волны распространяются по прямой.

«Артефакты» преломления порождают тени и усиления яркости, поскольку звуковые волны отклоняются от предполагаемых траекторий.

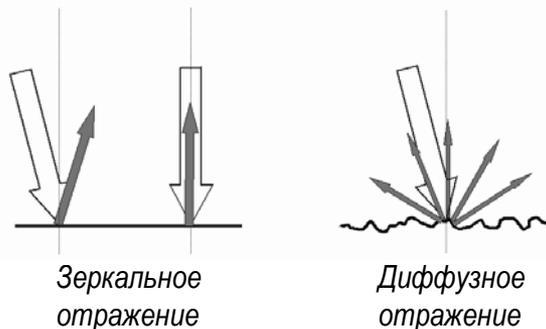


# Взаимодействие ультразвука с веществом

## Рассеяние

- Зеркальный отражатель – гладкая граница между средами; однородная среда.
- Диффузный отражатель – неровная поверхность или неоднородная среда:
  - отражает совсем небольшое эхо к датчику,
  - может вызывать уменьшение амплитуды эха вследствие деструктивной интерференции.
- Два случая рассеяния:
  - на границе – для более коротких длин волн граница становится «грубой» и отражение становится диффузным,
  - небольшие отражающие включения в ткани – картина диффузного рассеяния характеризует специфический орган или структуру ткани.

Взаимодействия с границей



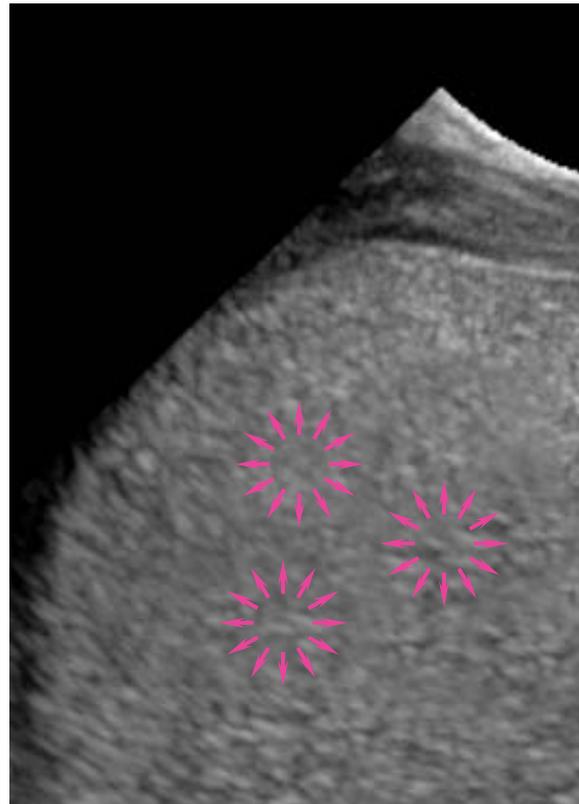
Взаимодействия внутри ткани.  
Акустическое рассеяние



# Взаимодействие ультразвука с веществом

## Рассеяние

- Небольшие отражающие включения характерны для данного органа.



- Стрелки указывают направления рассеяния звука. Эти волны интерферируют образуя характерную эхо-структуру изображения для многих нормальных и патологических тканей.

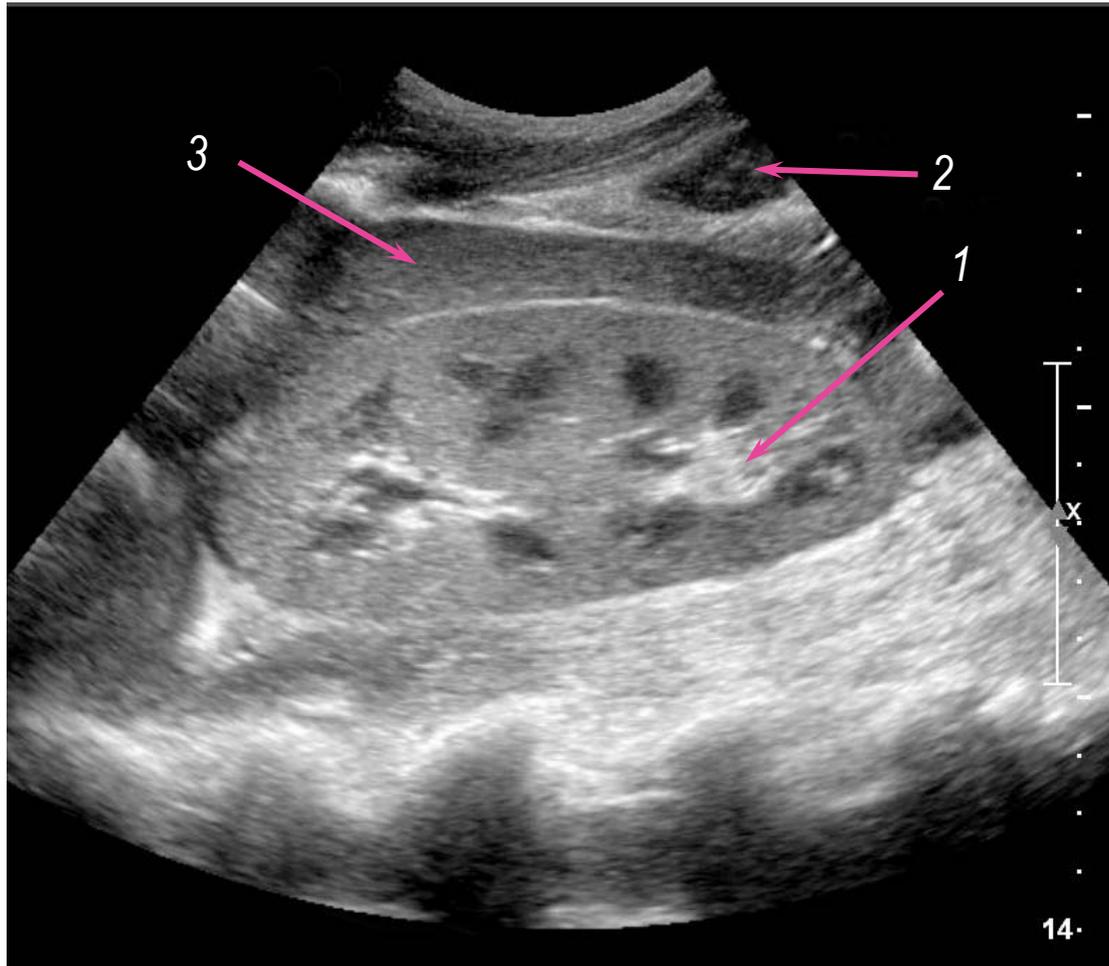
# Взаимодействие ультразвука с веществом

## Рассеяние

- Рассеяние от диффузных отражателей уменьшает амплитуду сигнала. Рассеяние зависит от:
  - количества рассеивающих включений на единицу объема,
  - разницы акустических импедансов,
  - размера рассеивателей,
  - частоты ультразвука (поскольку частота связана с длиной волны).
  
- **Гиперэхогенный** – высокая амплитуда рассеяния по сравнению со средним уровнем сигнала.
- **Гипоэхогенный** – небольшая амплитуда рассеяния по сравнению со средним уровнем сигнала.

# Взаимодействие ультразвука с веществом

## Рассеяние



*Отметим различия в ультразвуковом представлении анатомических структур*

Яркие или гиперэхогенные структуры

Жир в почечной пазухе (1)

Темные или гипоэхогенные структуры

Почечные пирамиды

Заполненная жидкостью кишечная петля (2)

Однородные, эхогенность среднего уровня

Печень (3)

Корковое вещество почки

Заметные отражающие поверхности

Передняя поверхность почки

Передняя поверхность печени

## Поглощение ультразвука

- Поглощение ультразвука – результат трения частиц вещества друг об друга.
- Большая часть поглощённой энергии преобразуется в тепло, меньшая – вызывает необратимые структурные изменения вещества.
- Зависит от среды и частоты УЗВ. Коэффициент поглощения показывает как уменьшается интенсивность УЗВ в среде, пропорционален квадрату частоты.
- Глубина проникновения – глубина при которой интенсивность уменьшается наполовину. (Обратно пропорциональна поглощению)

# Взаимодействие ультразвука с веществом

- Ослабление сигнала – результат рассеяния и поглощения (нагрева).
- Ослабление – это потеря акустической энергии (амплитуды сигнала).
- Поглощенная акустическая энергия.
  - Коэффициент ослабления (затухания) ,  $\mu$  [дБ на см], – это относительные потери интенсивности на 1 см распространения волны.
  - Ослабление ультразвука примерно пропорционально частоте.
  - Для мягких тканей: интенсивность пучка ослабляется на 0,5 дБ на 1 см и на 1 МГц.
  - Поскольку шкала дБ логарифмическая, то интенсивность сигнала ослабляется экспоненциально от расстояния
- «Глубина проникновения» для ультразвука (ГПУ) обозначает толщину слоя ткани, в где интенсивность падает до 50% от первоначальной. Эта величина указывает положение уменьшения относительной интенсивности до 3 дБ (или 6 дБ падение в амплитуде давления).
  - Увеличение частоты → уменьшение ГПУ.

# По Взаимодействие ультразвука с веществом

- Ослабление сигнала – результат рассеяния и поглощения (нагрева). При рассеянии часть распространяющегося излучения направляется во множество разных направлений, не будучи поглощенной.
- Интенсивность звука изменяется с глубиной, как

$$I(z) = I(z = 0) \exp(-2\gamma_{\text{звук}} Fz).$$

- Эта зависимость также применима к поглощению света в среде, где  $\gamma_{\text{звук}}$  – это коэффициент поглощения, а  $F$  – зависимость от частоты. Для чистых жидкостей  $F \sim f^2$  [Гц<sup>2</sup>], а в мягких тканях  $F \sim f$  [Гц]. Типичные значения  $\gamma_{\text{звук}}$  для тканей организма даны далее в таблицах.

# Взаимодействие ультразвука с веществом

## Величины коэффициентов поглощения $\gamma_{\text{звук}}$ для тканей

Ткань	$\gamma_{\text{звук}}$ [с/м]
Внутриглазная жидкость	$1,1 \times 10^{-6}$
Стекловидное тело	$1,2 \times 10^{-6}$
Кровь	$2,1 \times 10^{-6}$
Мозг (младенца)	$3,4 \times 10^{-6}$
Живот	$5,9 \times 10^{-6}$
Жир	$7,0 \times 10^{-6}$
Мягкие ткани ( в среднем)	$8,3 \times 10^{-6}$
Печень	$1,0 \times 10^{-5}$
Нервы	$1,0 \times 10^{-5}$
Мозг (взрослого)	$1,1 \times 10^{-5}$
Почки	$1,2 \times 10^{-5}$
Мышцы	$2,3 \times 10^{-5}$
Хрусталик	$2,6 \times 10^{-5}$
Кость	$1,6 \times 10^{-4}$
Легкое	$4,7 \times 10^{-4}$

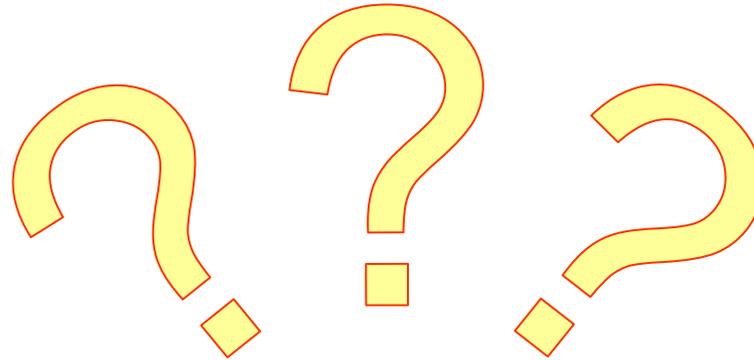
Умножение этой величины на частоту  $f$  (в Гц) дает величину коэффициента поглощения на единицу длины.

## Величины коэффициентов поглощения $\gamma_{\text{звук}}$ для жидкостей

Жидкость	$\gamma_{\text{звук}}$ [с/м]
Вода	$1,1 \times 10^{-6}$
Касторовое масло	$1,2 \times 10^{-6}$
Воздух (при нормальных условиях)	$2,1 \times 10^{-6}$

Умножение на  $f^2$ , где  $f$  частота (в Гц) дает величину коэффициента поглощения на единицу длины.

# Контрольный вопрос



Рассчитайте примерную ГПУ в мягких тканях для 2 МГц и 10 МГц ультразвуковых пучков.

Напоминание: коэффициент ослабления  $\sim 0,5$  дБ на см на МГц.

Напоминание: 50% уменьшение интенсивности соответствует 3 дБ.

$$\tilde{I}O_{f[\text{МГц}]}[\text{см}] = \frac{3 \text{ дБ}}{\left(\frac{0,5 \text{ дБ}}{\text{МГц}}\right) \cdot f[\text{МГц}]} = \frac{6 \text{ см} \cdot \text{МГц}}{f[\text{МГц}]},$$

$$\tilde{I}O_{2 \text{ МГц}}[\text{см}] = \frac{6 \text{ см} \cdot \text{МГц}}{2 \text{ МГц}} = 3 \text{ см},$$

$$\tilde{I}O_{10 \text{ МГц}}[\text{см}] = \frac{6 \text{ см} \cdot \text{МГц}}{10 \text{ МГц}} = 0,6 \text{ см}.$$

Напоминание: если частота возрастает, то ГПУ уменьшается.

# Контрольный вопрос



Для условий предыдущего вопроса определите количество «глубин проникновения» (ГПУ), пройденных падающим пучком и эхом, если рабочая глубина – 6 см.

$$\tilde{A}\tilde{I}\tilde{O}_{2\tilde{\lambda}\tilde{\omega}}[\tilde{\eta}] = 3\tilde{\eta},$$

$$\tilde{A}\tilde{I}\tilde{O}_{10\tilde{\lambda}\tilde{\omega}}[\tilde{\eta}] = 0,6\tilde{\eta}.$$

Напоминание: если глубина проникновения 6 см, полный путь, пройденный ультразвуком – 12 см.

$$\frac{12\tilde{\eta}}{3\tilde{\eta}/\tilde{A}\tilde{I}\tilde{O}_{2\tilde{\lambda}\tilde{\omega}}} = 4\tilde{A}\tilde{I}\tilde{O}_{2\tilde{\lambda}\tilde{\omega}},$$

$$\frac{12\tilde{\eta}}{0,6\tilde{\eta}/\tilde{A}\tilde{I}\tilde{O}_{10\tilde{\lambda}\tilde{\omega}}} = 20\tilde{A}\tilde{I}\tilde{O}_{10\tilde{\lambda}\tilde{\omega}}.$$

По мере роста частоты, ГПУ уменьшается и ослабление возрастает.

# Контрольный вопрос



Рассчитайте примерные потери интенсивности для 5 МГц УЗ волны, проходящей 4 см туда и обратно в печени и отраженной от инкапсулированного воздушного мешка (предполагается 100% отражение).

Если известно значение 0,5 дБ на см на 1 МГц, то каков коэффициент ослабления для 5 МГц пучка?

2,5 дБ/см.

Общий пройденный путь:

8 см.

Общие потери интенсивности:

20 дБ (8 см · 2,5 дБ/см = 20 дБ).

Напоминание:

$$\hat{I}_{\text{пад}} - \hat{I}_{\text{эхо}} = 20 \text{ дБ} = 10 \log \left( \frac{I_{\text{пад}}}{I_{\text{эхо}}} \right).$$

$$10^2 = \frac{I_{\text{падающая}}}{I_{\text{эхо}}}; \quad I_{\text{эхо}} = 0,01(I_{\text{падающая}}).$$

# Контрольный вопрос



В предыдущем примере интенсивность эха составила одну сотую от первоначальной интенсивности УЗ волны:

$$I_{\text{эхо}} = 0,01(I_{\text{исходная}}).$$

Что произойдет, если граница имеет не 100% отражение? Пусть только 1% падающей интенсивности отразится (это типичное значение).

$$\frac{I_{\text{исходная}}}{I_{\text{эхо}}} = \frac{I_{\text{исходная}}}{1\%(0,01 \cdot I_{\text{исходная}})} = \frac{1}{0,0001} = 10,000.$$

$$\hat{\Delta} = 10 \log(10,000) = 40 \text{ дБ}.$$

Наши оценки указывают, что динамический диапазон УЗ датчика-преобразователя очень широкий.

Чтобы достичь более глубоких тканей, необходимо использовать низкочастотные преобразователи из-за сильной зависимости ослабления от частоты.

# **Получение данных для ультразвуковой визуализации**

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## Составляющие диагностических УЗ устройств: аппаратные средства

- Формирователь пучка – генерация электронных задержек сигналов для элементов матрицы преобразователя, чтобы управлять пучком и фокусировать передаваемые и принимаемые УЗ-волны.
- Импульсный генератор (преобразователь) – электрическое напряжение для возбуждения пьезоэлектрических элементов; управление выходной передаваемой мощностью с помощью прикладываемого напряжения. Мощность характеризуется термическим коэффициентом или механическим коэффициентом в зависимости от производителя.
- Переключение режимов прием/передача синхронизуется электронно с помощью импульсного генератора. Передача – высокое напряжение  $\sim 150$  В используется для создания импульсов. Прием – система усилителей напряжения, созданного отраженным эхо-сигналом на пьезоэлектрических элементах (обычно эхо дает от  $\sim 1$  В до  $\sim 2$  мкВ).
- Сканирующий преобразователь частоты. Сохранение изображения.
- Устройство отображения. Дисплей.

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Принципы действия

УЗ пучок передается в виде импульсов с помощью импульсного генератора, большая часть времени остается для считывания эха. Получение данных по принципу импульс – эхо или запрос – ответ.

Обычно передаваемая пульсация содержит 2 – 3 импульса, продолжительностью по 1 – 2 мксек.

Временная задержка прием/передача напрямую соотносится с возможностями устройства сопряжение (интерфейса).  
Скорость звука в мягких тканях предполагается 1540 м/сек.

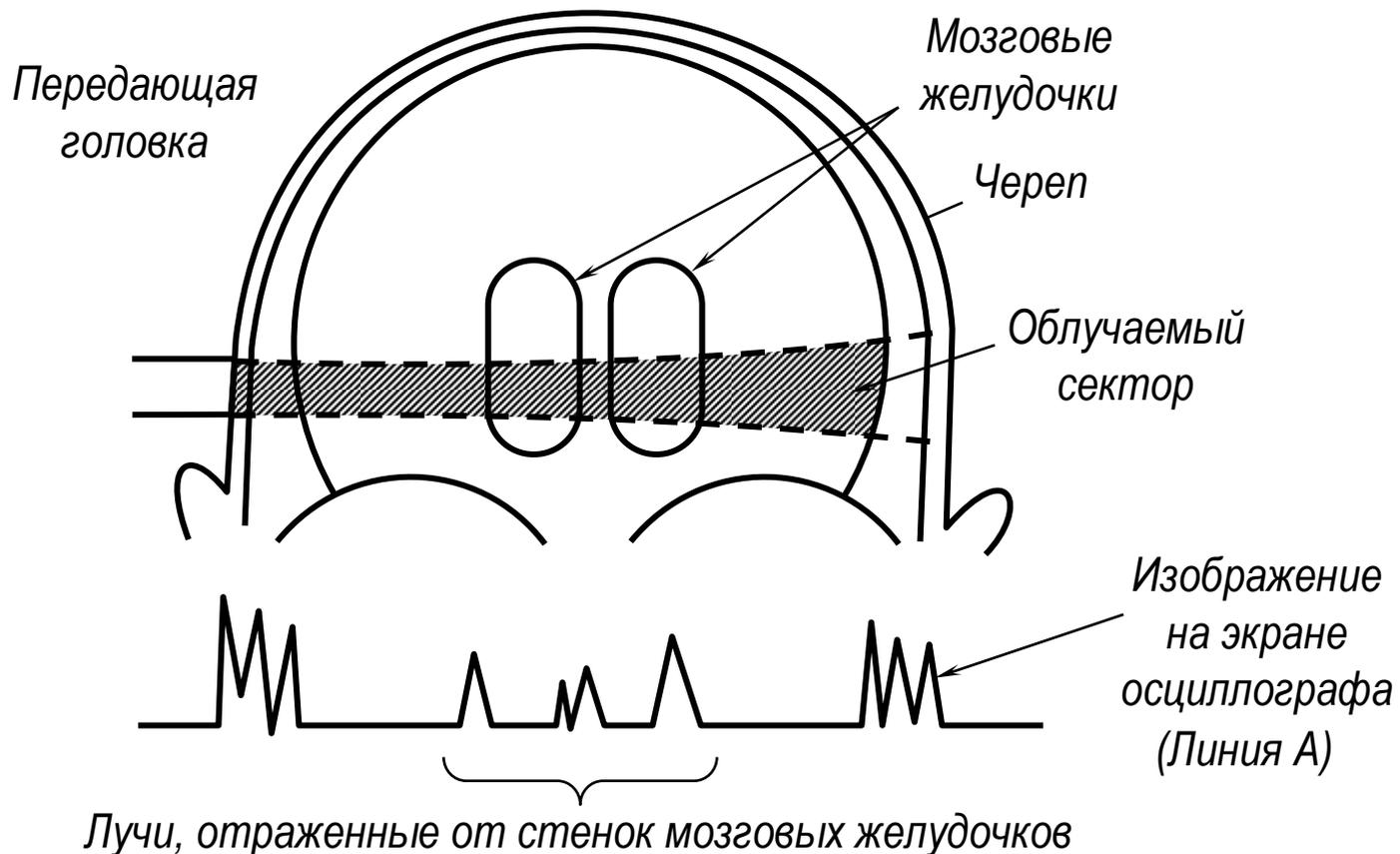
$$\text{Время[мксек]} = \frac{2 \text{ Дистанция[см]}}{v_s [\text{см/мксек}]} = \frac{2D[\text{см}]}{0,154 \text{ см/мксек}} = 13 \text{ мксек} \cdot D[\text{см}]$$

$$\text{Дистанция [см]} = 0,077 \cdot \text{Время(мксек)}$$

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Принципы действия

Одна импульсная эхо последовательность создает одну амплитудно-модулированную последовательность данных (линию А) для изображения.

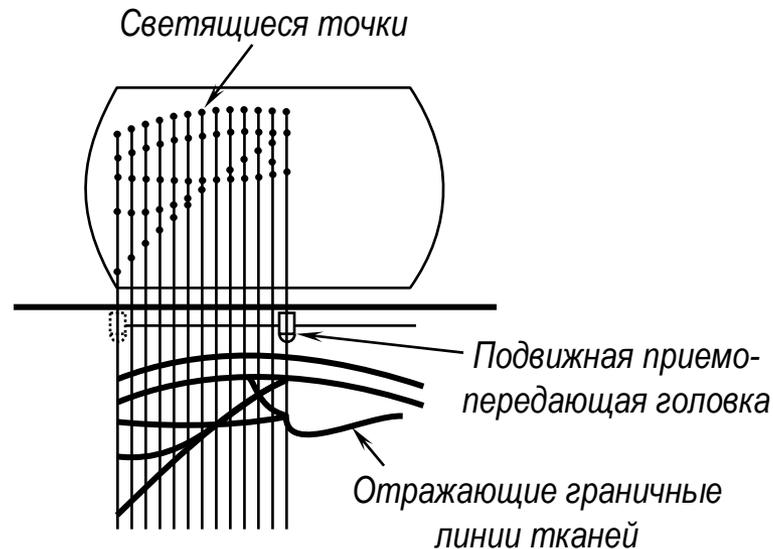


# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Принципы действия

Чтобы создать изображение из линий А необходимо повторять последовательность. Если необходимо получить поперечную картину области слоев, имеющих акустические особенности, то следует перемещать УЗ пучок. Если в обследуемой области это облучение будем производить от точки к точке, то получится поперечная картина исследуемой части тела. Этот метод получил название ультразвукового сканирования.

### Вид поперечного сечения, полученный с помощью ультразвукового сканирования

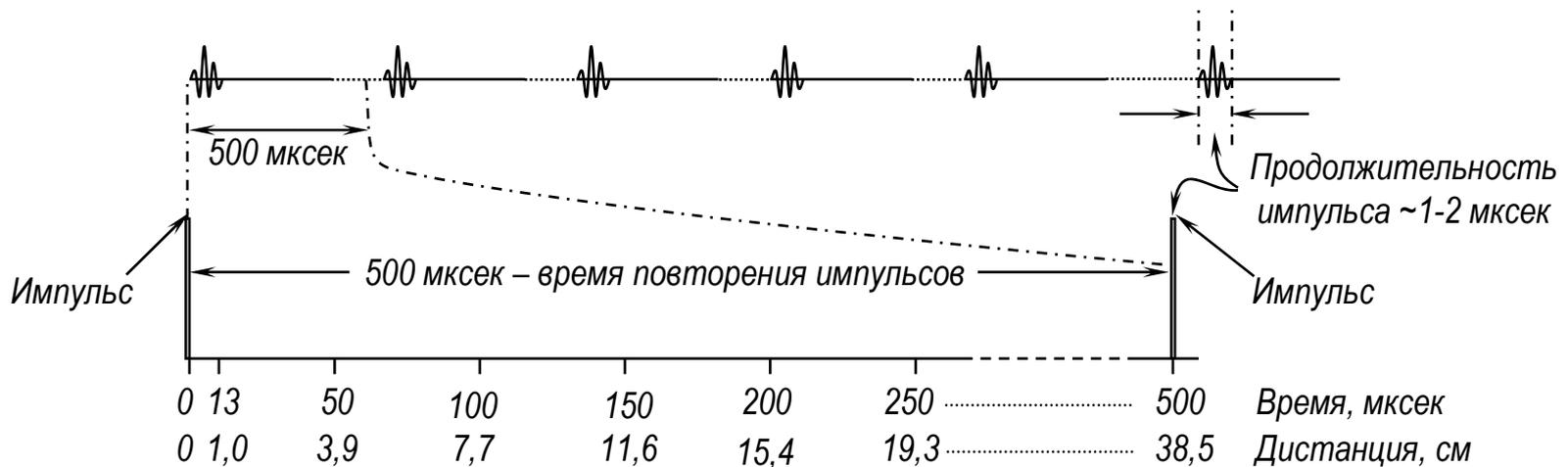


# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Характерные времена

$$\text{Время} = \frac{2D}{v_s}$$

- Передача УЗ-волны.
  - Частота повторения импульсов (*PRF*) – [импульсов в секунду] (обычно, от 2 до 4 кГц).
- Прием эха.
  - Время повторения импульсов (*PRP*) – Время между импульсами; обратно пропорционально *PRF*.



$$PRF = \frac{1}{PRP} = \frac{1}{500 \text{ мксек}} = \frac{1}{500 \times 10^{-6} \text{ сек}} = \frac{2000}{\text{сек}} = 2 \text{ кГц}$$

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Принципы действия

- Возрастание частоты импульса ( $PRF$ ) приводит к уменьшению времени считывания.
  - Если последующий импульс генерируется прежде, чем порожденное наиболее удаленной границей эхо от предыдущего импульса достигнет преобразователя (датчика), то эхо от последующего импульса будет воспринято как «эхо-указание» на прием близкого к датчику эхо-сигнала.
  - Диапазон измеряемых глубин проникновения  $D_{\max}$  определяется длительностью работы преобразователя в режиме «считывание» эхо-сигнала.

$$D_{\max} [\tilde{n}] = \frac{v_s [\tilde{n} / \tilde{n}^{\circ}]}{2} \cdot PRP[\tilde{n}^{\circ}],$$

$$D_{\max} [\tilde{n}] = \frac{154,000 \tilde{n} / \tilde{n}^{\circ} \cdot PRP[\tilde{n}^{\circ}]}{2},$$

$$D_{\max} [\tilde{n}] = 77,000 \tilde{n} / \tilde{n}^{\circ} \cdot PRP[\tilde{n}^{\circ}] = \frac{77,000 \tilde{n} / \tilde{n}^{\circ}}{PRF[\tilde{n}^{\circ}]}.$$

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Принципы действия



### Контрольный вопрос

Найдите время повторения импульсов ( $PRP$ ) и диапазон измеряемых глубин  $D_{\max}$  для УЗ пучка с частотой повторения импульсов ( $PRF$ ) 2кГц (для мягких тканей).

$$PRP [\tilde{n}] = \frac{1}{PRF[\tilde{\text{А}}\ddot{o}]} = \frac{1}{2 \hat{e}\tilde{\text{А}}\ddot{o}} = 0,0005 \tilde{n} = 500 \hat{i}\tilde{n},$$

$$D_{\max} [\tilde{n}\hat{i}] = \frac{154000 \tilde{n}\hat{i} / \tilde{n} \cdot 0,0005 \tilde{n}}{2} = 38,5 \tilde{n}\hat{i}.$$

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Принципы действия

**Важно!** Не следует путать  $PRF$  с рабочей частотой преобразователя.

Рабочая частота преобразователя – это МГц – Частота повторения импульсов ( $PRF$ ) – это кГц;  
Период для преобразователя – это мкс – Время повторения импульсов ( $PRP$ ) – это мс.

Ранее указывалось, что для получения лучшего разрешения и одновременно – меньшей глубины проникновения – необходима высокая частота УЗ волн (Рабочая частота преобразователя). Вследствие ограниченной глубины проникновения может быть эмитировано больше импульсов (высокое  $PRF$ ), т.к. нет эха с большей глубины.

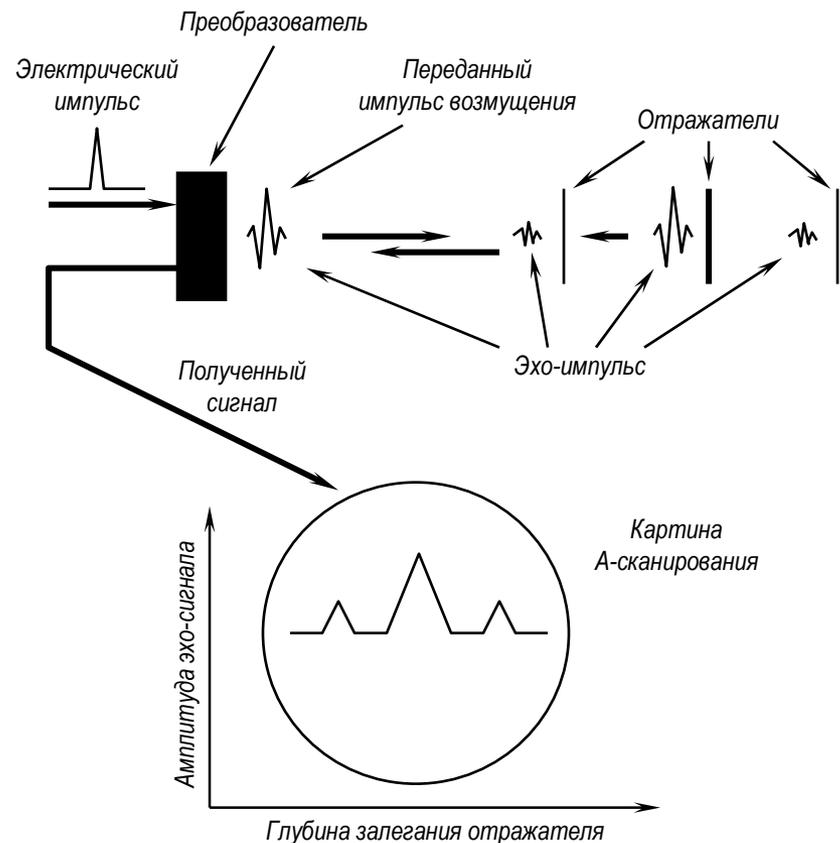
Следовательно, при низкой частоте УЗ волн (рабочая частота преобразователя), необходимой для лучшего проникновения, требуется более продолжительное  $PRP$  (чтобы принять эхо от удаленных границ), а значит – низкое  $PRF$ .

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Режимы работы

### Режим I (A-mode): амплитуда

- Одинокое импульсное эхо
- Клиническое применение – офтальмология, точное измерение размеров.
- Основной режим, позволяет получать все остальные режимы и качественные изображения органов.
  - УЗ волна отражается от границы и создает разность потенциалов между передней и задними поверхностями преобразователя.
  - Полученный сигнал производит вертикальное отклонение пятна на экране. Величина смещения пятна – мера амплитуды эхо-сигнала.
  - Отклонение вдоль горизонтальной оси пропорционально времени прохождения эхо-сигнала «туда-обратно».

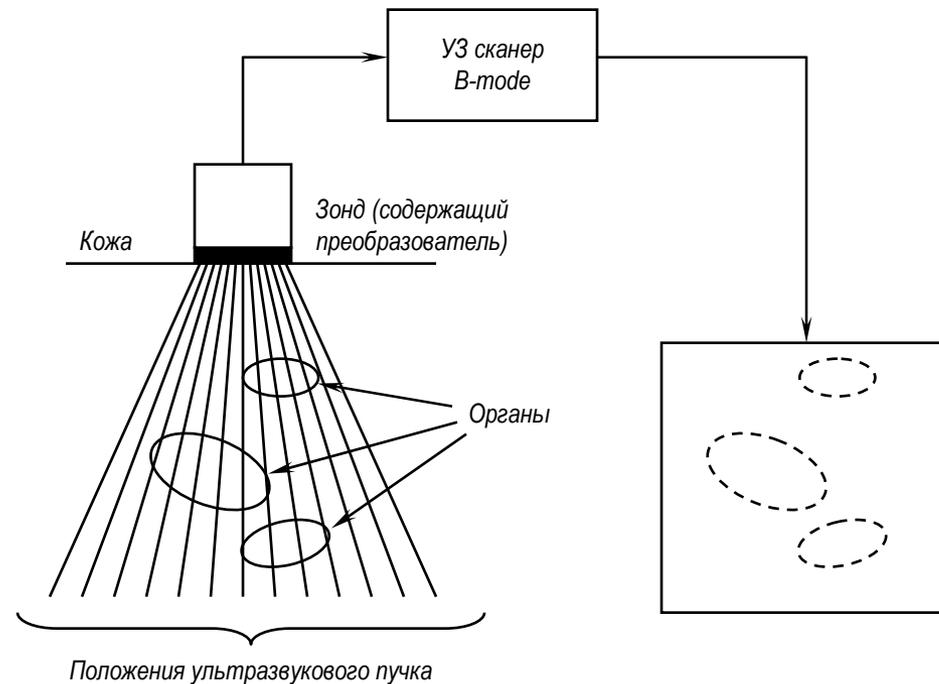


# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Режимы работы

### Режим II (B-mode): яркость

- Яркость пропорциональна амплитуде сигнала. Яркостно-модулированная временная развертка. Положение и направление временной развертки на экране связаны с положением и направлением УЗ пучка в теле пациента.
- Используется в режиме III и при построении 2D изображений с передачей уровней серого. Если перемещать зонд вдоль тела и сохранять все картины B-mode, то в плоскости сканирования будет воспроизведена 2D картина поверхностей, производящих эхо-сигналы.



# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Режимы работы

### Режим II (B-mode): яркость

- Формирование 2D изображений; обеспечивает более широкую область интересов при диагностике, чем одиночная линия приема/передачи.

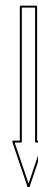
*Поверхности,  
производящие  
эхо-сигналы*

=

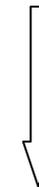
*Границы  
органов,  
размеры  
которых  
намного  
превышают  
длину УЗ  
волны*

+

*Маленькие  
группы  
клеток,  
размеры  
которых  
равны или  
меньше  
длины УЗ  
волны*



*Зеркальное  
отражение*



*Диффузное отражение  
(во всех направлениях)*

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Режимы работы

### Режим II (B-mode): яркость

- Формирование 2D изображений; обеспечивает более широкую область интересов при диагностике, чем одиночная линия приема/передачи.

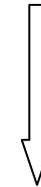
*Зеркальное  
отражение*



*Методика составного  
сканирования*

*Макс. сигнал, когда  
преобразователь направлен по  
нормали к поверхности  
(перемещение по дуге)*

*Диффузное отражение  
(во всех направлениях)*



*Методика линейного  
сканирования*

*Рассеяние во все стороны и  
движение тканей приводят к  
ухудшению картины при  
составном сканировании*

- 2D сканирование: необходимо устранять воздух между преобразователем и кожей (сканеры с водяной ванной и контактные сканеры с выравнивающим слоем жидкого геля, парафина или оливкового масла).

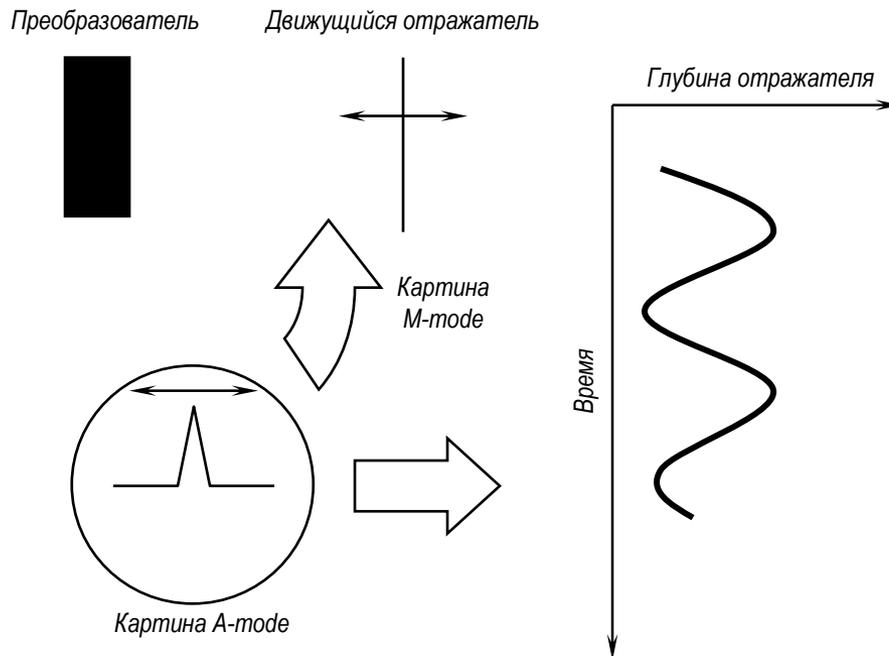
# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо» – Режимы работы

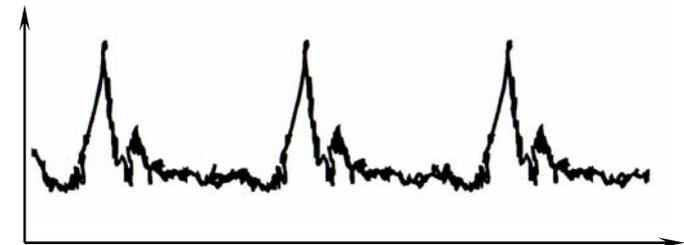
### Режим III (M-mode): движение

- Фиксированное положение преобразователя и направление пучка – измерение картины движения для диагностики анатомии вдоль одиночной линии
- Изучение движущихся структур сердца.
- Эхо-сигналы являются яркостно – модулированными (B-mode).

#### УЗ сканер в режиме M-mode



#### Картина сканирования местоположения во времени в режиме M-mode

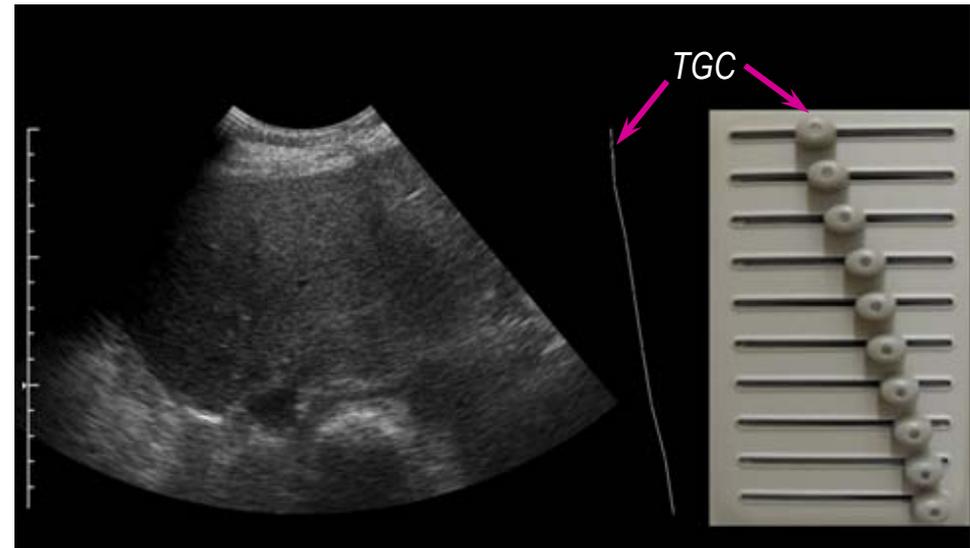
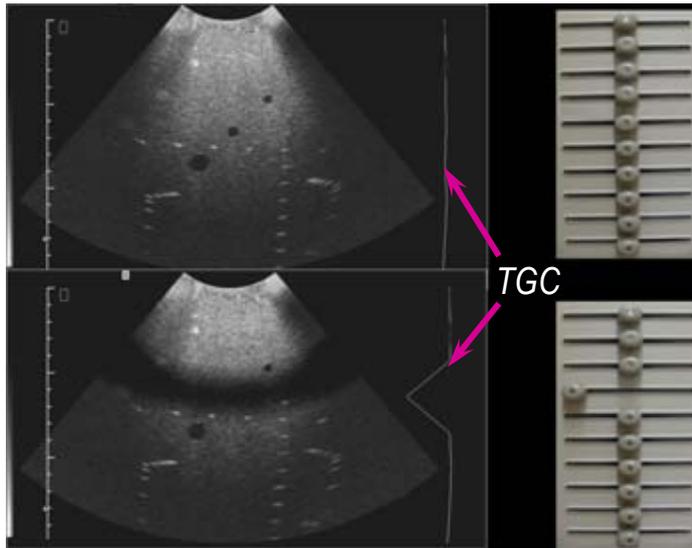


# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо». Функционирование

### Режимы приема и обработка сигнала

- Эхо характеризуется временем задержки (глубина эха) и амплитудой (контраст).
- Подстройка усиления.
  - Компенсация усиления (*TGC*) – подстраиваемое пользователем усиление сигнала для компенсации ослабления пучка.
  - Идеальное *TGC* – одинаково отражающие границы представляются одинаковой амплитудой сигнала, независимо от глубины расположения.

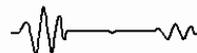


Динамическая подстройка частоты – изменение чувствительности в принимаемом диапазоне; эхо из областей вблизи поверхности принимается на более высоких частотах; эхо от более глубоких структур подстраивается к низким частотам.

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо». Функционирование

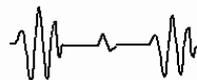
### Режимы приема и обработки сигнала

Детектирование 

Предусиление 

#### Приёмник системы преобразования данных

1. Коррекция диапазона 

2. Логарифмическая коррекция 

3. Демодуляция 

4. Пороговая фильтрация 

5. Обработанный сигнал 

- Компенсация динамического диапазона необходима, т.к. амплитуда передаваемого УЗ-сигнала в 10000 раз больше, чем амплитуда эха, отраженного тканью (~40 дБ уменьшение интенсивности сигнала).
- Используем логарифмическое усиление → увеличиваем малые амплитуды эхо-сигнала и уменьшаем большие амплитуды эхо-сигнала.
- Выполняем обработку входного эхо-сигнала (логарифмирование) → формируем диапазон выходных сигналов, соответствующий шкале серого для дисплея.
- Коррекция → инверсия отрицательных амплитуд сигналов.
- Подстройка уровня подавления → установка пороговой амплитуды сигнала; удаление значительной части низкоамплитудных шумовых сигналов и шумов, возникших при рассеянии или электронных.

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо». Функционирование

- Электронное сканирование и изображение в реальном времени
- Параметры (ширина) линии  $A$  соотносятся с параметрами (шириной) элементов преобразователя.
- Скан конвертор – создает 2D изображения из получаемых эхо-сигналов; один кадр собирается из набора  $N$  линий  $A$ , полученных на поле зрения (FOV) кадра.
- Увеличение количества  $N \rightarrow$  лучшее качество изображения, уменьшение частоты смены кадров ( $FR$ ):

$$FR = \frac{1}{\hat{A} \cdot \Delta t_{\text{эхо}} [\text{нс}]}$$

Частота смены кадров – типично 15-40 кадров в секунду.

- Движение отслеживается.
- Максимальное  $FR$  – ограничивается количеством  $N$  и измеряемой глубиной проникновения ( $D$ ):

$$FR = \frac{1}{T_{\text{эхо}}} = \frac{1}{N \cdot T_{A-\text{эхо}}} = \frac{1}{N \cdot 13 \cdot \hat{A} \cdot D [\text{нс}]}$$

Напоминание

$$\hat{A} [\text{нс}] = \frac{2D}{v_s} = 13 \cdot \hat{A} \cdot D [\text{нс}],$$

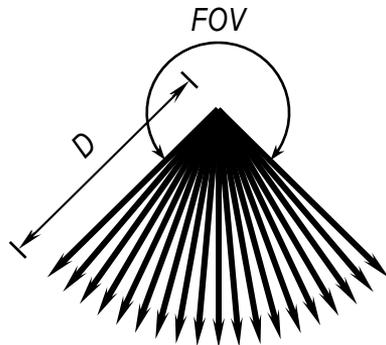
$$D [\text{нс}] = 0,077 \cdot \hat{A} [\text{нс}].$$

# Получение данных для ультразвуковой визуализации

## «Импульс – эхо». Функционирование

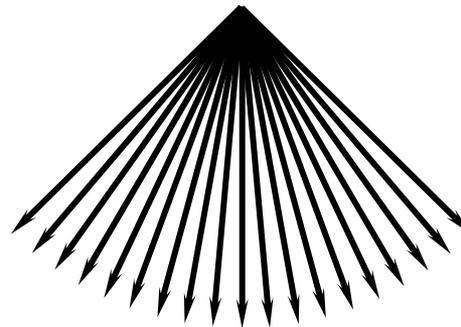
- Электронное сканирование и изображение в реальном времени.
- Максимальное  $FR$  – ограничивается количеством  $N$  и измеряемой глубиной проникновения ( $D$ ).

Типичные значения для частоты смены кадров ( $FR$ )  
15 – 40 кадров в секунду



Поле зрения  $FOV$   
Число линий  $N$   
Плотность линий  $LD$   
Глубина проникновения  $D$

Низкие значения  $FR$

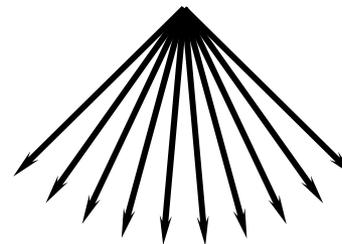


$FOV$	$Const$
$N$	$Const$
$LD$	$Const$
$D$	$\downarrow$

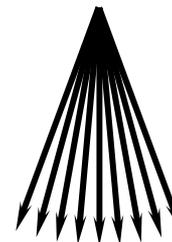
Высокие значения  $FR$



$FOV$	$Const$
$N$	$\downarrow$
$LD$	$\downarrow$
$D$	$Const$



$FOV$	$\downarrow$
$N$	$\downarrow$
$LD$	$Const$
$D$	$Const$



# **Ультразвуковые преобразователи**

# Ультразвуковые преобразователи

## Генерация ультразвуковых колебаний

В основном для создания ультразвуковых волн используются следующие методы:

- 1) механический;
- 2) электростатический;
- 3) электродинамический;
- 4) магнитострикционный;
- 5) электромагнитный;
- 6) пьезоэлектрический;
- 7) лазерный;

Во всех вышеперечисленных методах используется закон сохранения энергии, то есть один вид энергии преобразуется в другой. К примеру, в механическом методе механическая энергия переходит в ультразвуковую (тоже механическую). В пьезоэлектрическом методе электрическая энергия превращается в механическую по законам пьезоэлектричества. В лазерном методе лазерная энергия (электромагнитная энергия) или термоупругая энергия переходит в механическую.

# Ультразвуковые преобразователи

## Генерация ультразвуковых колебаний Сравнение пьезоэлектриков, ЕМАТ и лазера

Характеристика	Пьезоэлектрик	ЕМАТ	Лазер
Связующая среда	Требуется, не может работать в вакууме	Не требуется контакта может работать в вакууме	Не требуется контакта может работать в вакууме
Расстояние при работе	Прямой контакт при контактном методе; при методе погружения расстояния равно прослойке воды	Расстояние не должно превышать 1 мм	Может быть очень большим (несколько метров)
Диапазон частоты	100кГц – 25МГц	0,5 – 10 МГц	Очень большой диапазон частоты (от кГц до МГц)
Тип воли	Продольные, поперечные и поверхностные волны	Продольные, поперечные и поверхностные волны	Продольные, поперечные и поверхностные волны
Чувствительность	Очень высокая	Относительно низкая, резко уменьшается с увеличением расстояния	Относительно низкая, но ограничений по расстоянию нет

# Ультразвуковые преобразователи

## Генерация ультразвуковых колебаний Сравнение пьезоэлектриков, ЕМАТ и лазера

Характеристика	Пьезоэлектрик	ЕМАТ	Лазер
Материал	Практически любой материал	Проводящие материалы (металлы)	Практически любой материал, однако при работе с лазером высокой интенсивности нужно следить за возможным причинением ущерба
Обследование при высоких температурах	До определенной степени	Успешно применяется	Успешно применяется
Безопасность	Достаточно безопасен	не требуется	Могут потребоваться меры ограниченного доступа
Стоимость	Вполне приемлемая	Приемлемая	Очень высокая

# Пьезоэлектрический метод

## Ультразвуковые преобразователи

В данном методе, когда грани кристалла, например, кварца, турмалина, сегнетовой соли подвергаются сжатию (сдавливанию), скручиванию или сгибанию, на противоположных гранях возникает разность потенциалов. Величина разности потенциалов в кристалле пропорциональна степени деформации. Данный эффект называется *прямым пьезоэлектрическим эффектом*. Пьезоэлектрическим эффект действует и в обратном направлении. То есть если на одну пару граней кристалла подается переменное напряжение, возникают механические сжатия и растяжения и кристалл начинает совершать колебания. Когда частота подаваемого переменного напряжения совпадает с частотой собственных колебаний кристалла, последний начинает резонировать и, следовательно, генерировать ультразвуковые волны.

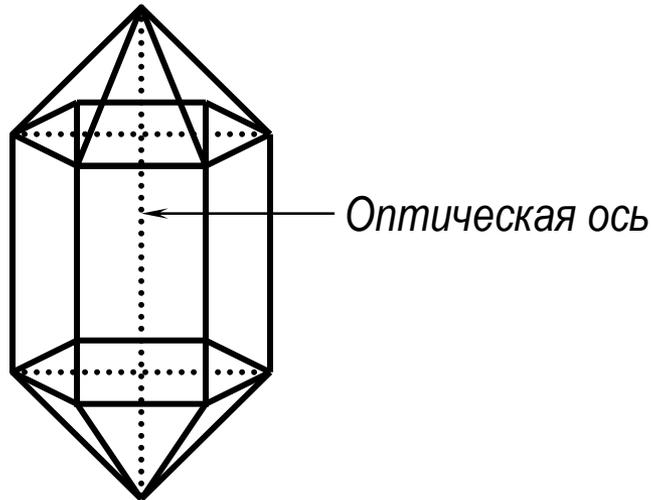
# Ультразвуковые преобразователи

## Важные параметры/константы некоторых пьезоэлектрических материалов

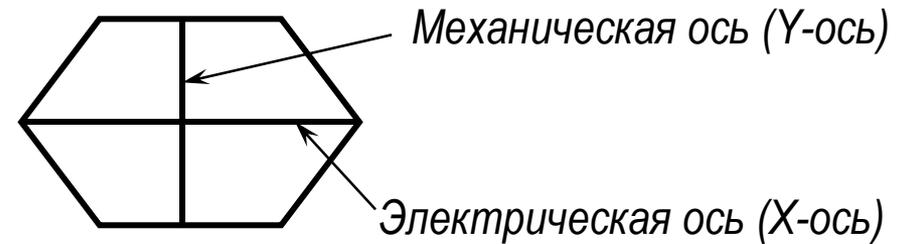
Параметр/ константа	Единица измерения	Цирконат титанат свинца (PZT)	Титанат бария	Метаниобат свинца	Сульфатеобат лития	Ниобат лития	PVDF	Кварц
Плотность $\rho$	$10^3 \text{ кг}\cdot\text{м}^{-3}$	7,8	5,3	6,2	2,06	4,64	1,3-1,8	2,65
Скорость звука $v_s$	$\text{м}\cdot\text{с}^{-1}$	4200	5200	3300	5460	7320	1500- 2600	5740
Акусти- ческий импеданс $Z$	$10^6 \text{ кг}\cdot\text{м}^{-2}\cdot\text{с}^{-1}$	32,8	27,6	20,5	11,2	34	2,1-4,7	15,2

# Пьезоэлектрический эффект

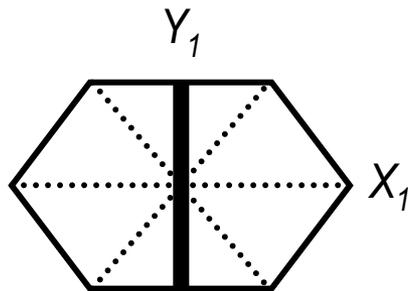
## Ультразвуковые преобразователи



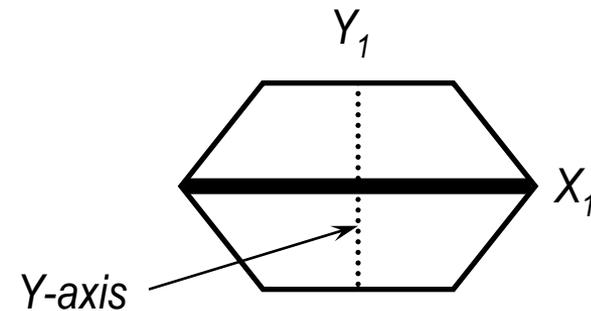
(a) Кристалл



(б) Электрическая и механическая оси



(в) Кварц перпендикулярного среза  
(X-кристалл)



(г) Кварц параллельного среза  
(Y-кристалл)

# Ультразвуковые преобразователи

- Пьезоэлектрический эффект можно успешно использовать для генерации/обнаружения ультразвуковых волн.
- Пример кристалла кварца. Кристаллы представляют собой строго симметричные тела, поэтому их можно разбить на секции с помощью оси симметрии/главной оси. Разбиение осуществляется таким образом, чтобы продольные или поперечные деформации в случае возникновения таковых были максимальными. Это позволяет передавать продольные и поперечные смещения в соприкасающиеся материалы. Пластины, разрезанные перпендикулярно оси  $x$  (X-срез), максимизирует растяжение, тогда как пластины, разрезанные перпендикулярно оси  $y$  (Y-срез), максимально увеличивают поперечный перекося, что позволяет использовать их при генерации продольных и поперечных волн соответственно.

# Ультразвуковые преобразователи

## Полоса пропускания

- Разработка новых технологий в области материалов → композиционные преобразователи → улучшение согласования импедансов → увеличение полосы пропускания частот.
- Пример: если используется преобразователь с центральной частотой 2 МГц, то диапазон плоского участка амплитудно-частотной характеристики находится в пределах 0,6 – 3,4 МГц.
- Широкая полоса пропускания необходима для хорошего осевого разрешения.
- Выбор оптимальной УЗ частоты – компромисс между глубиной проникновения (целевая область) и пространственным разрешением. Выбор частоты датчика обусловлен максимальной глубиной расположения органов и целевых структур. В ряде случаев при обследовании тучных пациентов приходится применять датчики с частотой 2,5 МГц, у которых максимальная рабочая глубина 240 мм, однако разрешающая способность при использовании таких датчиков и, следовательно, качество изображения хуже, чем при частоте 3,5 МГц.

# Ультразвуковые преобразователи

- Преобразователь передает (порождает) и принимает (детектирует) УЗ волны.
- Основные элементы преобразователя:
  - Пьезоэлектрические элементы (PZT)– функциональные компоненты преобразователя.
  - Выравнивающий слой – уменьшает разницу акустических импедансов PZT/ткань.
  - Тыльный акустический демпфер – поглощает направленные назад паразитные УЗ волны.

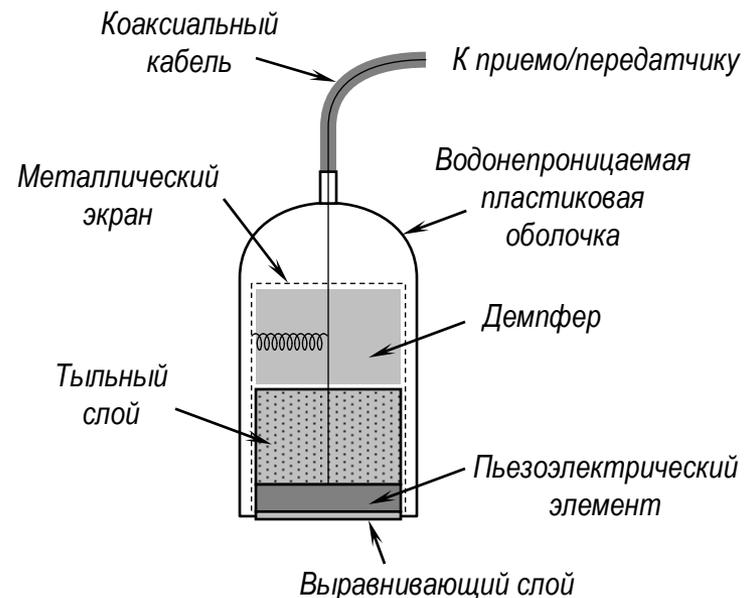
Напряжение на электродах – до 100 В,

Толщина пьезопреобразователя >100 мкм,

Площадь рабочей поверхности < 10 см<sup>2</sup>,

Характерной размер поля 2 см,

Интенсивность волны ~ 2 Вт/см<sup>2</sup>.



# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

### Пьезоэлектрические элементы (PZT) – функциональные компоненты преобразователя

- **Режим передачи** – преобразует электрическую энергию (приложенное напряжение) в механическую (звуковую) энергию путем физической деформации кристаллической структуры. Переменный ток, приложенный к кристаллу преобразователя, вынуждает его вибрировать (расширяться и сжиматься), создавая при этом звуковые колебания на частоте вибрации.
- **Прием** – наоборот, механическое давление, прикладываемое к поверхности кристалла во время режима «прием эха», преобразуется в электрическую энергию. Кристаллические вибрации на звуковой частоте эха порождают электрический ток.

УЗ преобразователи – синтетическая пьезоэлектрическая керамика, иногда – цирконат-титанат свинца (PZT).

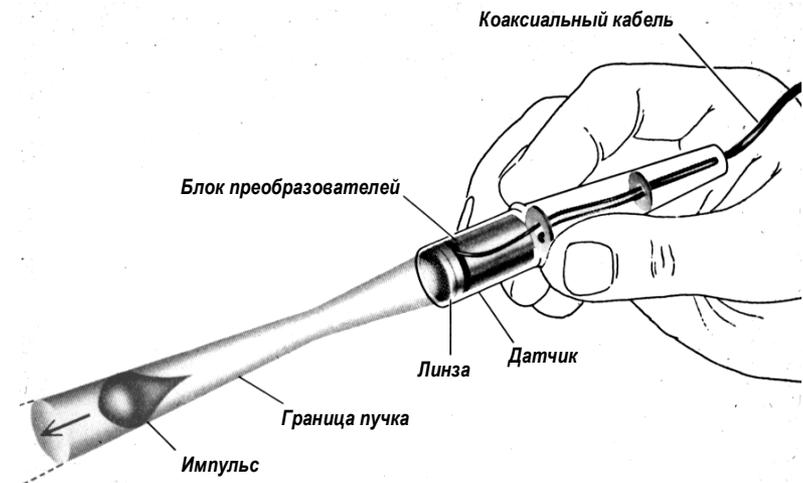
Напряжение на электродах – до 100 В,

Толщина пьезопреобразователя > 100 мкм,

Площадь рабочей поверхности < 10 см<sup>2</sup>,

Характерной размер поля 2 см,

Интенсивность волны ~ 2 Вт/см<sup>2</sup>.

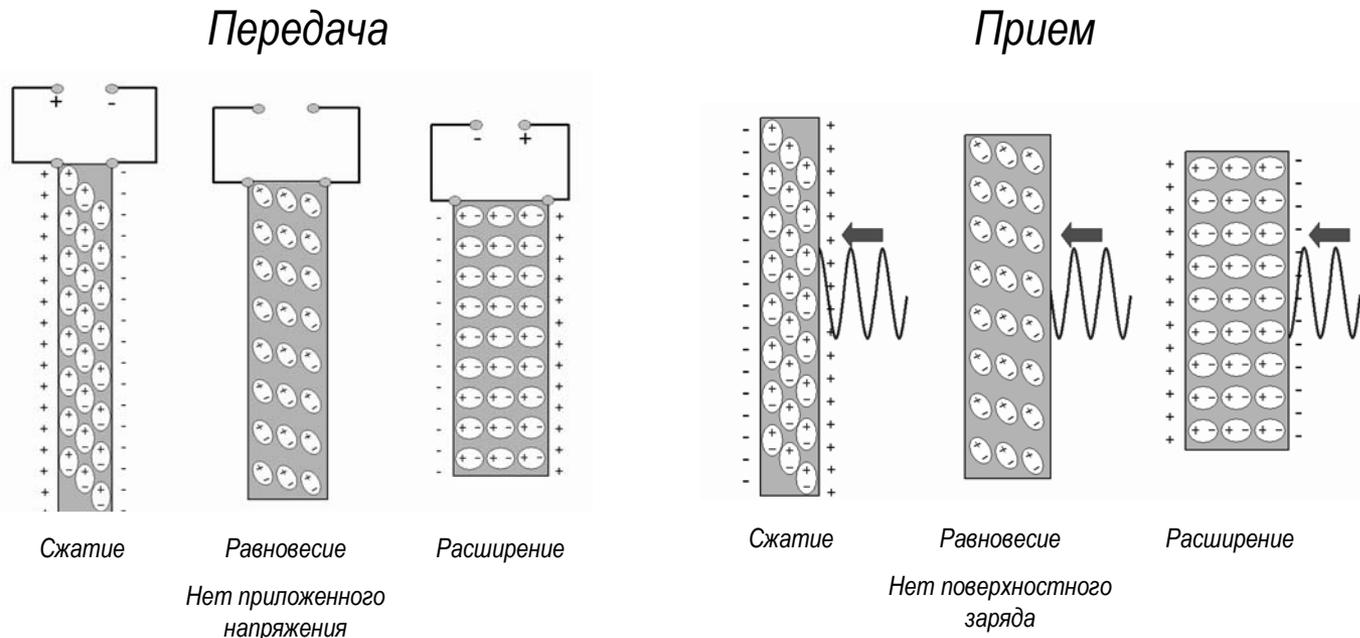


# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

### Пьезоэлектрические элементы (PZT) – функциональные компоненты преобразователя

- Электрический диполь – расположение молекул, содержащее положительные и отрицательные заряды, но без цепи разряда.
- Внешнее давление изменяет расположение молекул относительно равновесного, что вызывает дисбаланс в распределении зарядов.
- Появляется разница потенциалов в поперечном направлении (одна поверхность приобретает общий положительный заряд, другая – отрицательный).



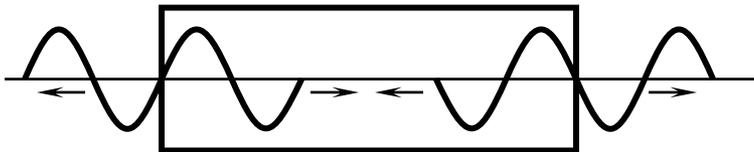
# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

### Одиночный элемент резонансного преобразователя

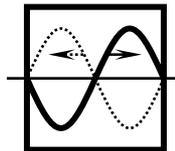
- Недемпфированный кристалл преобразователя значительно вибрирует
- Резонансный преобразователь – длина волны – это удвоенная толщина кристалла, и эта частота называется резонансной.
- На резонансной частоте преобразователь производит волны давления с максимальной интенсивностью.
- Преобразователь так же производит и принимает гармоники резонансной частоты.

1. Толщина  $> \lambda$



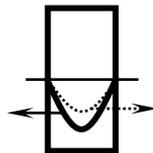
При толщине, превышающей длины, волны, исходящие от каждой грани элемента, и их запаздывающие отражения от граней накладываются друг на друга, поэтому интерференционное усиление волны обычно минимально.

2. Толщина  $= \lambda$



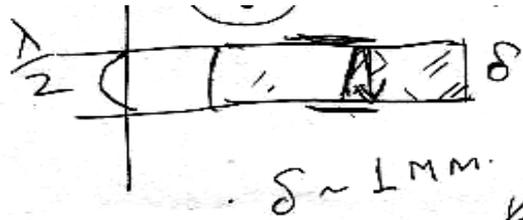
При толщине, равной длине волны, интерференция приводит к ослаблению волны.

3. Толщина  $= \lambda / 2$



При толщине, равной половине длины волны, на частоте, равной собственной частоте пьезоэлектрического элемента, возбуждаются достаточно сильные волны.

# Ультразвуковые преобразователи



$$\frac{2\delta}{c} = T \leftarrow \begin{array}{l} \text{период колебаний} \\ \text{резонанса.} \end{array}$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{c}{2\delta} = \frac{3,55 \cdot 10^3 \text{ м/с}}{2 \cdot 10^{-3} \text{ м}} = 1,75 \cdot 10^6 \text{ Гц} = \underline{1,75 \text{ МГц}}$$

8 оборотов макс  
1-2 - 12 МГц

Рабочие частоты 434.

$$c_{\text{возд}} = 1,5 \text{ км/с} \\ 0,5 \text{ мм}$$

здесь  $\lambda \rightarrow$   $\frac{\lambda}{T} = c \leftarrow$  здесь  $\frac{c}{\lambda}$   
здесь  $\frac{c}{\lambda}$   
здесь  $\frac{c}{\lambda}$

$$\lambda = cT = \frac{c}{f} = \frac{1,5 \cdot 10^3 \text{ м/с}}{(2 \div 12) \cdot 10^6 \text{ Гц}} = 0,75 \text{ мм} - 0,125 \text{ мм} \\ 0,13$$

$$\theta \sim \frac{\lambda}{d} = \frac{(0,75 \div 0,13) \text{ мм}}{20 \text{ мм}} = 0,038 \div 0,006 \text{ рад}$$

Пучок  $\theta \cdot z = 3,8 \text{ мм} \div 0,6 \text{ мм}$   
в глубине на 100 мм = ~~z~~

диф. или итерное  $\sigma$   $\lambda$   $\mu$   
частот следовании 1000 Гц

# Контрольный вопрос



- Какая толщина должна быть у кристалла, чтобы получить УЗ волны с центральной частотой  $f = 5$  МГц ?
- Справочные данные: скорость звука в PZT  $\sim 4000$  м·с<sup>-1</sup>

$$\lambda = \frac{v_s}{f},$$

$$\lambda = \frac{v_s}{f} = \frac{4000 \text{ м} \cdot \tilde{n}^{-1}}{5 \text{ МГц}} = 0,8 \text{ м}.$$

- Толщина кристалла должна быть  $\frac{1}{2} \lambda$ .
- Поэтому толщина PZT = 0,4 мм.

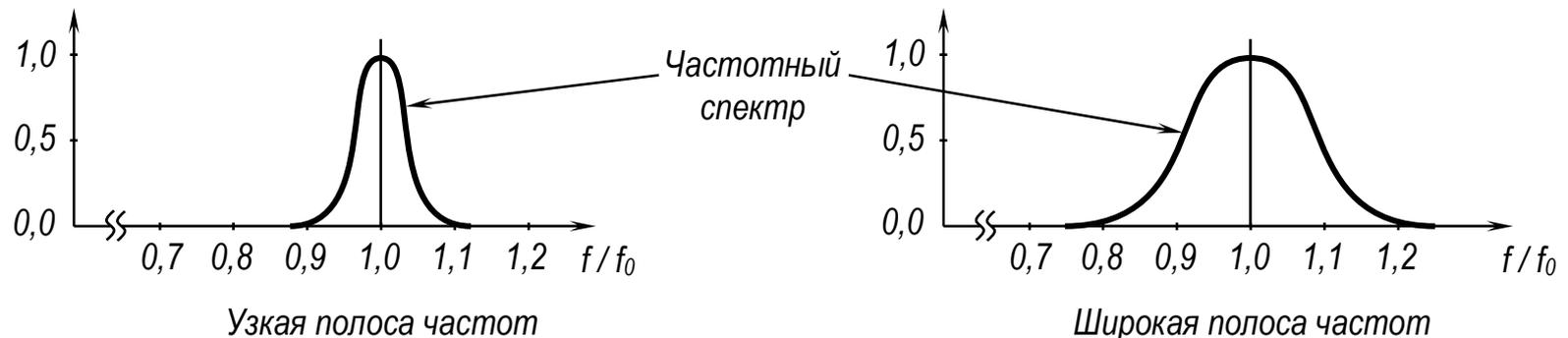
# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

### Тыльный демпфирующий блок (нанесен на тыльную поверхность PZT)

- Поглощает направленные назад или паразитные УЗ волны в корпусе преобразователя.
- Гасит УЗ вибрации, чтобы создать импульс с малой пространственной протяженностью (т.е. ограничивает вибрации PZT элементов до величины, меньшей протяженности цикла).
- Длина пространственной протяженности импульса  $\approx$  длине волны, на которой работает преобразователь.
- Демпфирование или гашение вибраций определяет полосу частот УЗ импульса.

### «Выделение центральной частоты $f_0$ »



# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

### Тыльный демпфирующий блок – многослойник на тыльной поверхности PZT

- Поглощает направленные назад или паразитные УЗ волны в корпусе преобразователя.
- Гасит УЗ вибрации, чтобы создать импульс с малой пространственной протяженностью (т.е. ограничивает вибрации PZT элементов до величины, меньшей протяженности цикла).
- Необходим в Доплеровских приложениях, где сохраняется информация о скорости.
- **Q-фактор преобразователя** – воздействие на формирование изображения и возможные приложения

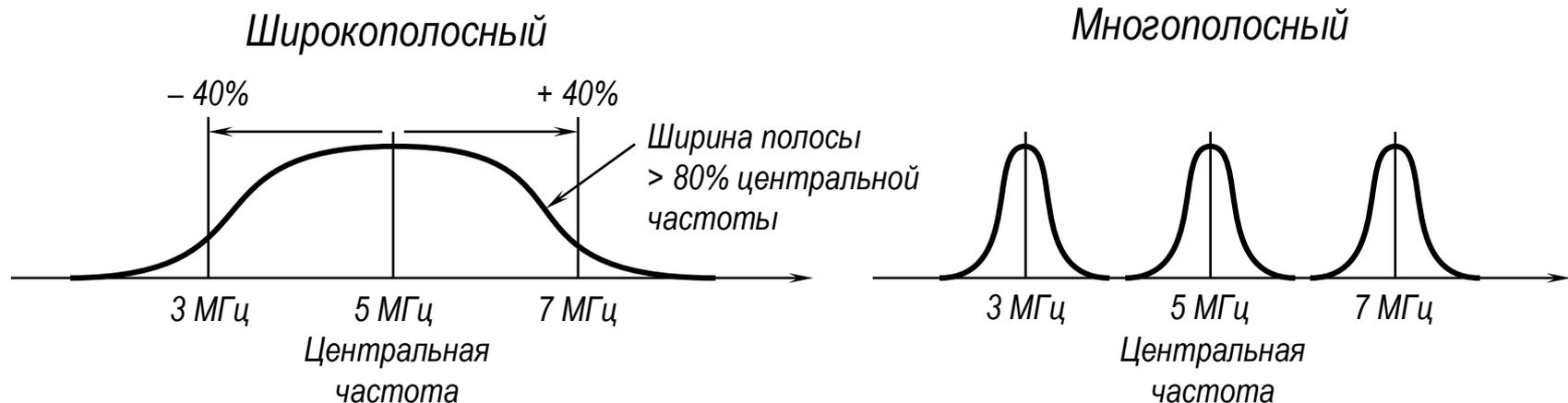
$$Q = \frac{f_0}{\Delta f}$$

- **Низкий Q-фактор** → интенсивное демпфирование → малая пространственная длина импульса, широкая полоса частот.
  - Применяется в приложениях, где требуется высокое пространственное разрешение.
- **Высокий Q-фактор** → малое демпфирование → большая пространственная длина импульса, узкая полоса частот.
  - Необходим в Доплеровских приложениях, где сохраняется информация о скорости.

# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

- Широкополосный, «многополосный» датчик-преобразователь.
  - Подстраиваемая центральная частота в режиме передачи.
  - Сложная обработка материала *PZT* (акустические свойства д.б. близки к тканевым).
  - Ширина полосы превышает 80% ( $\pm 40\%$ ) от центральной частоты.



«**Широкополосный**» обозначает, что датчик чувствителен к широкой полосе частот в режиме приема эха, а цифровой сигнал затем обрабатывается в выбранной полосе частот.

# Ультразвуковые преобразователи

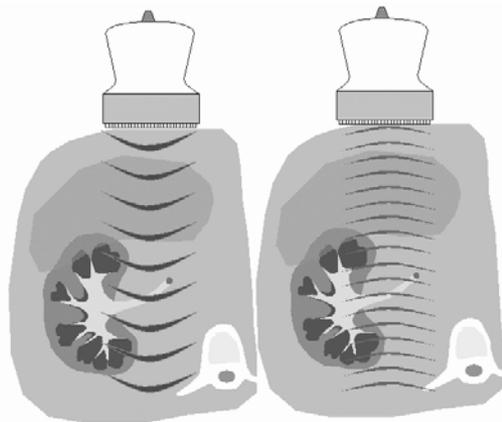
## Основные элементы преобразователя

- Обычно преобразователь в медицинских УЗ устройствах обладает широкой шириной полосы по частотам.
  - Импульсы малой длины содержат специфическое частотное заполнение.
  - Импульсы заполнены двумя-тремя периодами УЗ-волн.
  - Более короткие импульсы применяются при формировании изображения на высоких частотах; укорочение импульса приводит к уширению полосы частот.
  
- Преимущества широкополосного преобразователя:
  - один преобразователь может работать на различных центральных частотах («многополосный» датчик-преобразователь).
  - более короткие импульсы.
  - формирование изображений с помощью гармоник.

# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

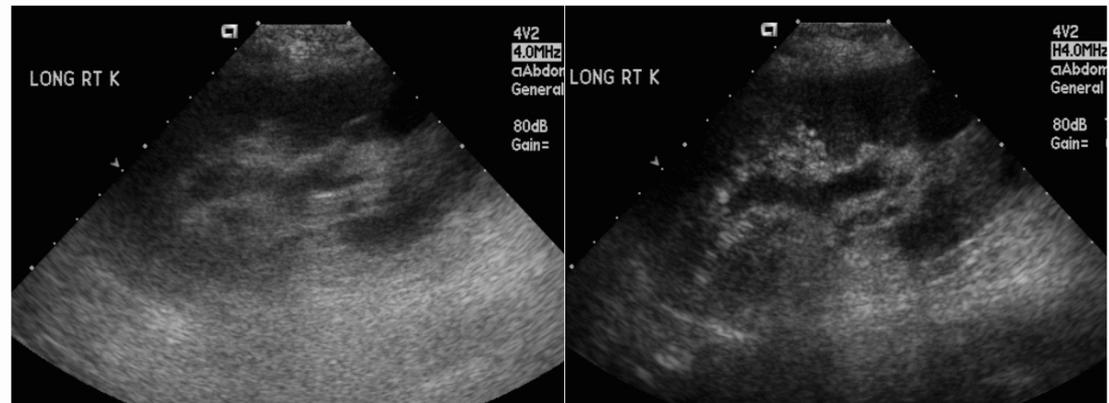
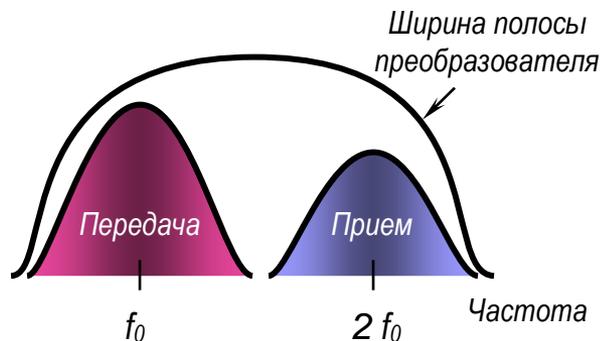
- Широкополосный, «многополосный» датчик-преобразователь.
  - Пример: формирование изображений с помощью гармоник (гармоническое изображение).



- Передача – УЗ-импульсы низкой частоты; прием – эхо на более высокой частоте (Частота эха кратна центральной частоте переданного УЗ-импульса)
  - Более высокая частота эха возникает от взаимодействия УЗ-импульса с контрастирующими агентами и тканью.
- Преимущества формирования изображений с помощью гармоник– большая глубина проникновения, удаляются шумы и помехи, улучшается поперечное пространственное разрешение.

Обычное

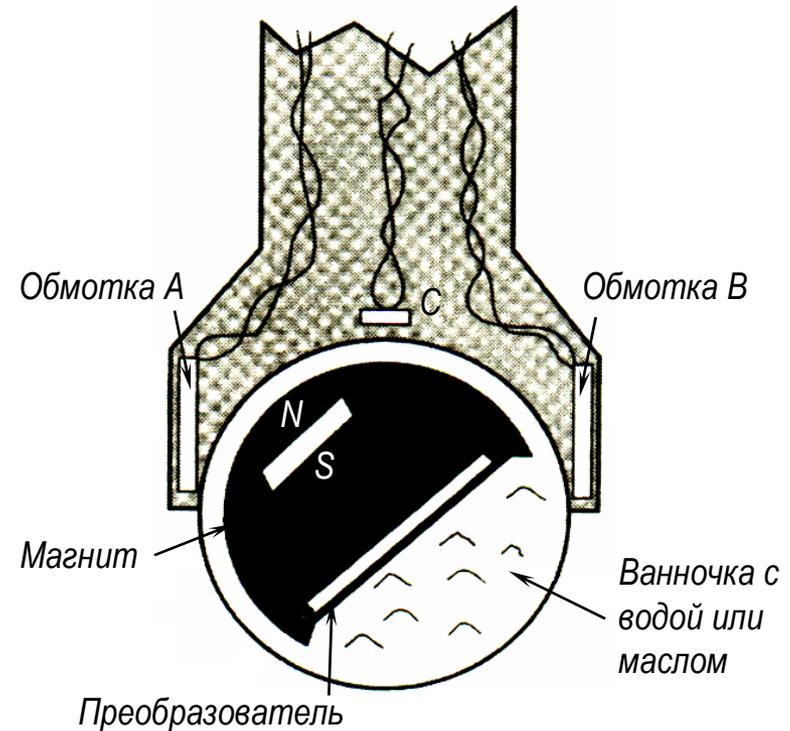
Гармоническое



# Ультразвуковые преобразователи

## Преобразователи с механическим сканированием

- Механический секторный сканер качающегося типа.
- Базовые элементы:
  - опорная ось (вблизи передней поверхности),
  - электродвигатель (секторные обмотки А, В и ротор электромагнита),
  - ванночка с водой или маслом в качестве прослойки.
- Дополнительное сканирование – два преобразователя с различной частотой или фокусным расстоянием, развернутые в противоположные стороны.
  - Проблема: вибрации.
  - Характерные частоты: 10 – 15 МГц.



# Ультразвуковые преобразователи

## Преобразователи с механическим сканированием

- Устройство, альтернативное сканеру качающегося типа, – «вертушка».
- Четыре преобразователя установлены на ободу колеса.
- Колесо непрерывно вращается в одном направлении.
  - Возможность выбора преобразователя в одном зонде.
  - Уменьшение проблем вибрации.
  - Характерные частоты: 10 – 15 МГц.



# Ультразвуковые преобразователи

## Матрица преобразователей

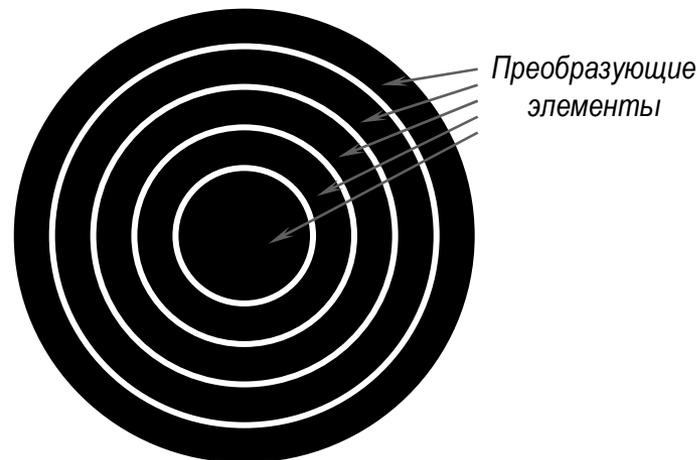
- Несколько преобразователей, расположенных на определенном расстоянии друг от друга.
  - Принимаемые сигналы подвергаются некогерентной обработке.
  - Матрица используется для формирования и направления УЗ пучков путем учета фаз сигналов от каждого элемента.



# Ультразвуковые преобразователи

## Матрицы преобразователей. Кольцевые матрицы

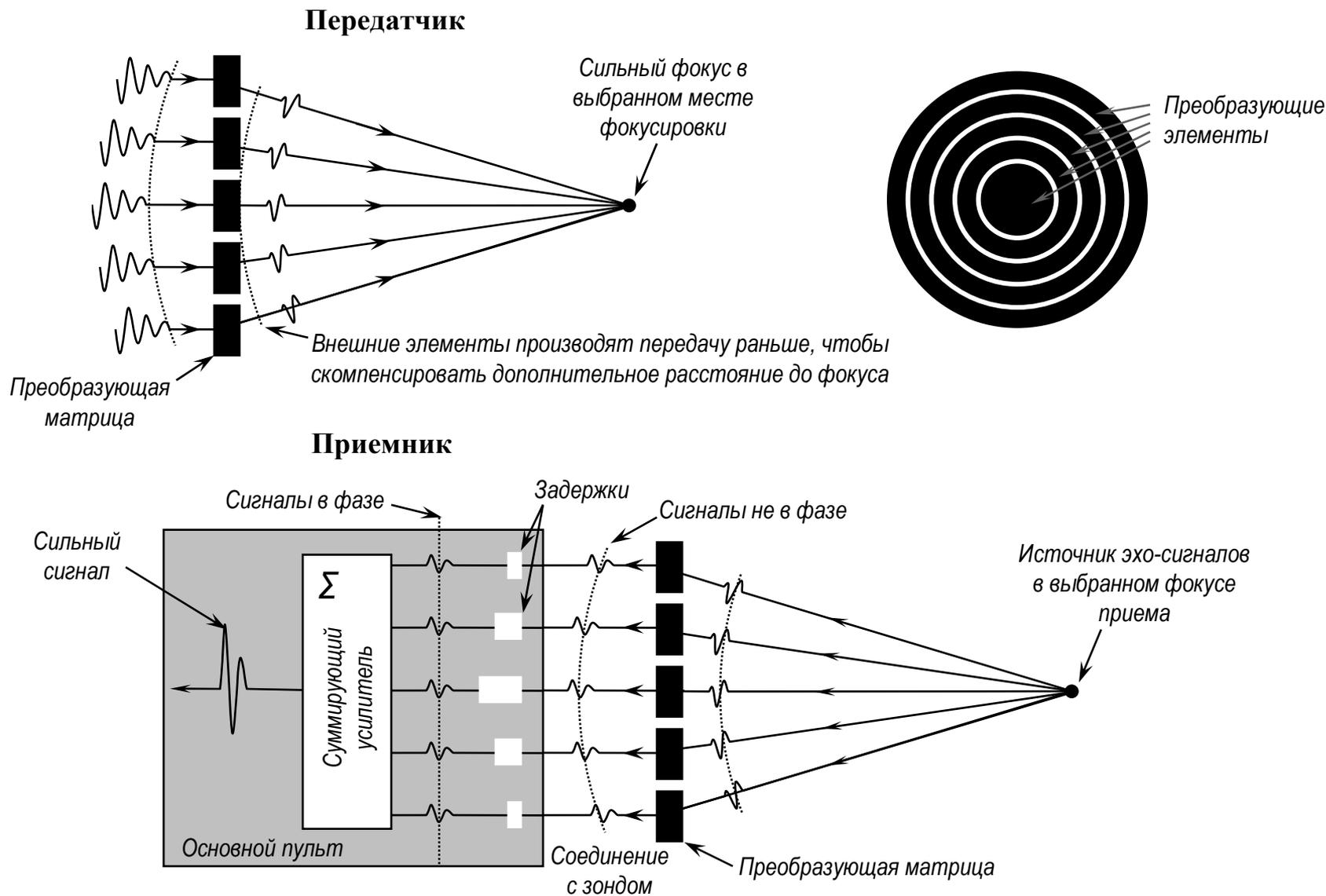
- Пятиэлементная кольцевая матрица.
  - Перестраиваемая фокусирующая система.
- Базовые элементы:
  - центральный диск,
  - несколько коаксиальных колец.



- Фокусировка в нужном интервале на центральной оси путем введения линий задержек электрических сигналов к каждому элементу матрицы.

# Ультразвуковые преобразователи

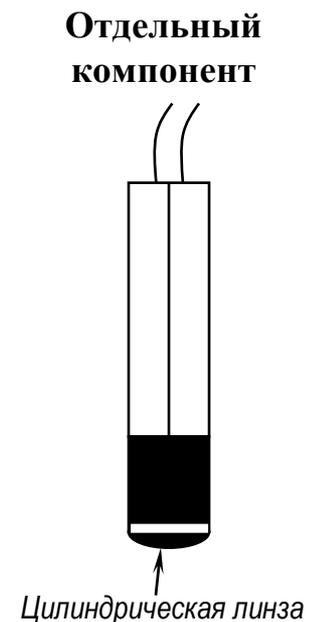
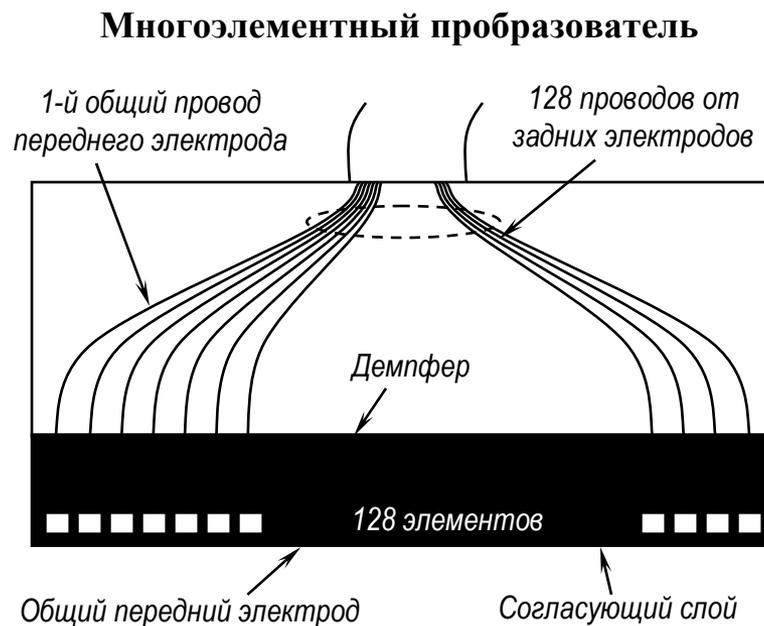
## Матрицы преобразователей. Кольцевые матрицы. Фокусировка



# Ультразвуковые преобразователи

## Линейные и криволинейные многоэлементные преобразователи

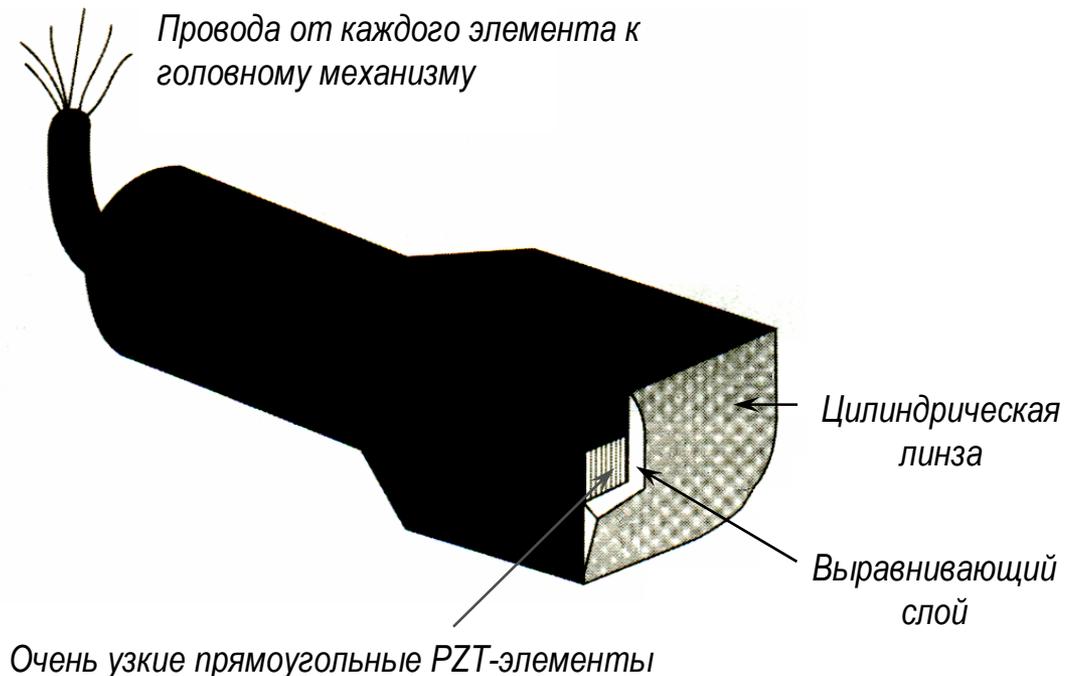
- Типичная матрица состоит из 100 узких прямоугольных элементов, от  $2^\circ$  до  $30^\circ$  каждый.
- Передний электрод – общий для всех элементов. Задние электроды – индивидуальное управление, адресация.
- Цилиндрическая линза осуществляет слабую фокусировку по глубине.
- Разнесение частот резонансов элементов путем дополнительного деления (нарезки) по ширине и толщине элемента, которое не влияет на количество адресуемых элементов.
- Элементы работают поочередно.
- Излучаемая частота – 3 или 4,5 МГц.
- Матрица м.б. выстроена по выгибающейся линии, образуя криволинейный преобразователь.



# Ультразвуковые преобразователи

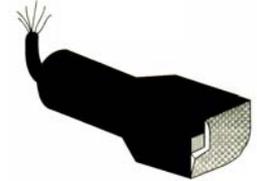
## Фазированные многоэлементные преобразователи

- Около 100 прямоугольных элементов образуют общую многоэлементную прямоугольную апертуру с типичным размером  $30\lambda$ , расстояние между элементами менее  $\lambda/2$ .
- Все элементы участвуют в формировании передаваемых и принимаемых пучков для каждой линии сканирования.
- Цилиндрическая линза осуществляет слабую фокусировку по глубине.
- Толщина слоев среза такая же, как и у линейной матрицы.



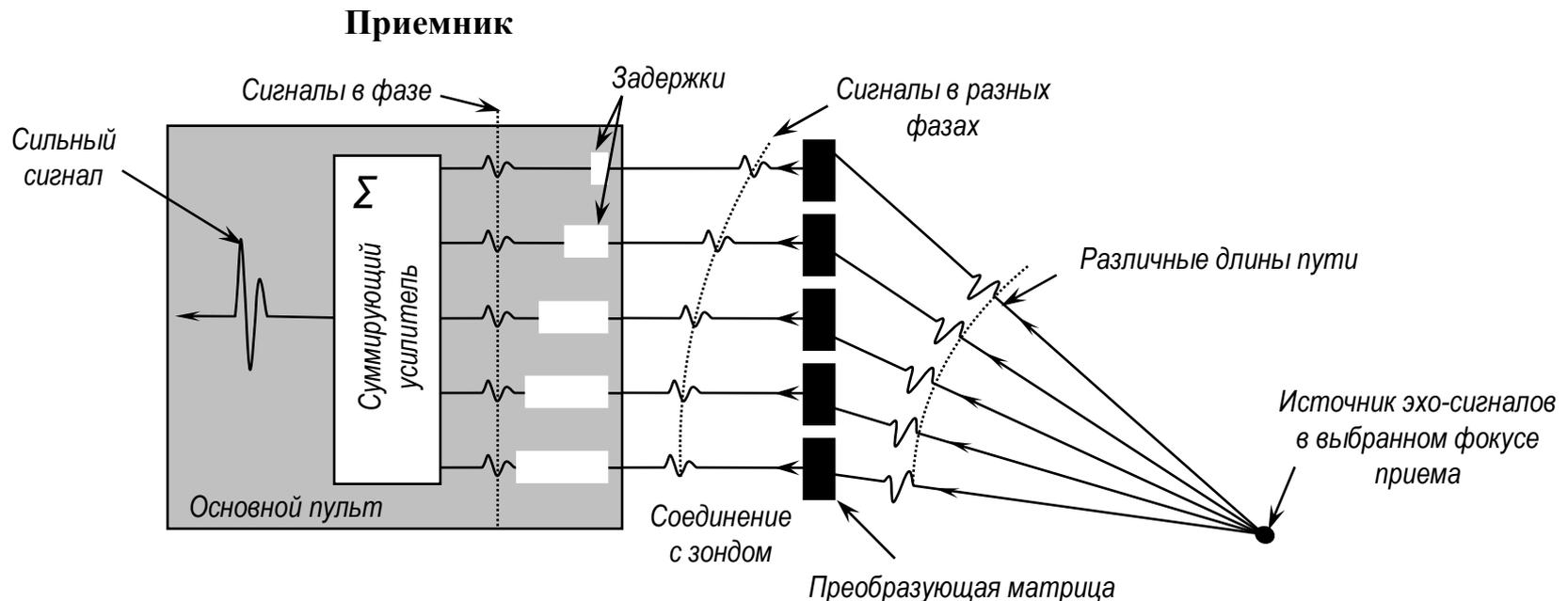
# Ультразвуковые преобразователи

## Фазированные многоэлементные преобразователи



### ■ Фокусировка и ориентация луча.

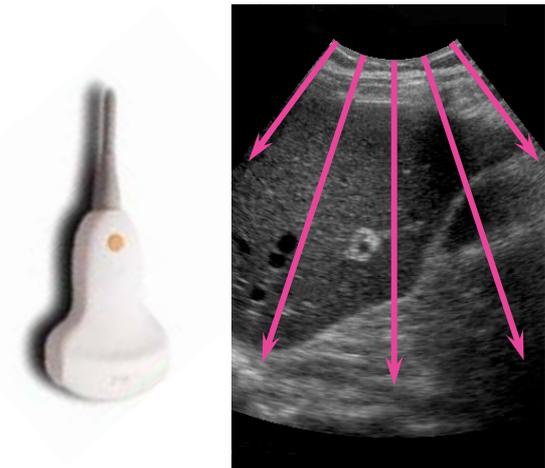
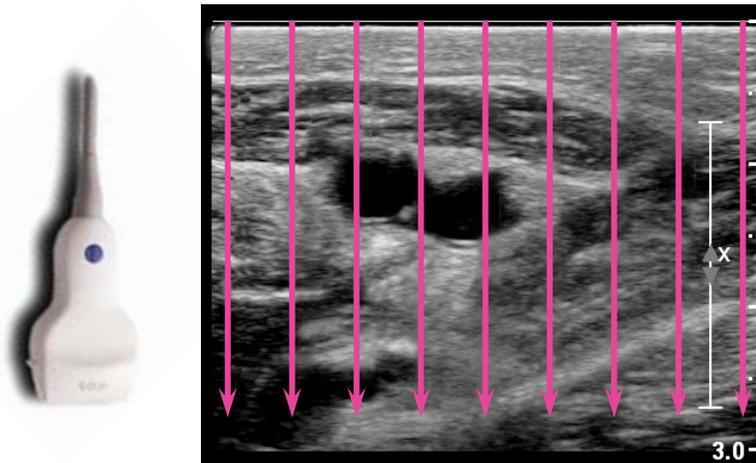
- Запаздывание выбирается таким образом, чтобы создать один или несколько фокусов для излучаемого сигнала и много фокусов приема, плотно расположенных вдоль линии сканирования, которая ориентирована под определенным углом к главной оси.



# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

- Матричный преобразователь – от 128 до 512 отдельных PZT элементов; ширина каждого менее чем  $\frac{1}{2} \lambda$ ; длина – несколько мм.
- Режимы работы матричного преобразователя (прием/передача)
  - Линейный (или криволинейный) матричный преобразователь
    - 256 – 512 элементов (существует огромное количество различных сборок).
    - Одновременно передают  $\sim 20$  смежных элементов, что определяет эффективную ширину преобразователя.
    - Эхо принимается всеми элементами.
    - Линейные матрицы формируют прямоугольное поле зрения (FOV).
    - Криволинейные матрицы формируют трапециевидное FOV.



# Ультразвуковые преобразователи

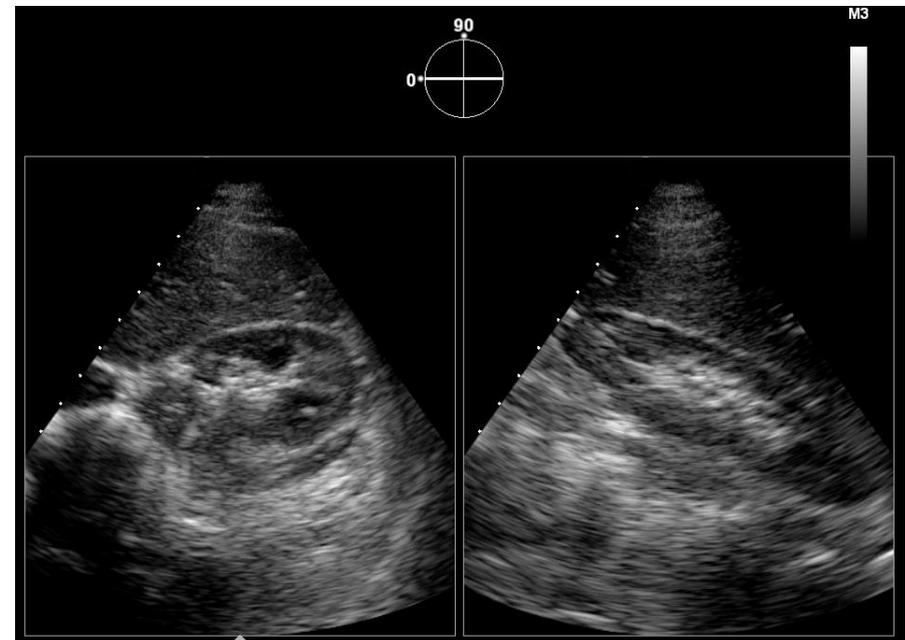
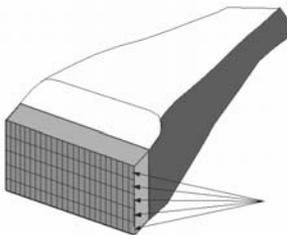
## Основные элементы преобразователя

- Матричный преобразователь – от 128 до 512 отдельных PZT элементов; ширина каждого менее чем  $\frac{1}{2} \lambda$ ; длина – несколько мм.
- Режимы работы матричного преобразователя (прием/передача).
- Фазированная матрица:
  - 64 – 128 элемента (меньше чем линейный преобразователь).
  - Возможно управление или фокусировка путем активации всех близлежащих (но не обязательно) элементов одновременно.
    - Задержки в электронном возбуждении индивидуальных элементов кристалла приводит к фазовым сдвигам в излучаемых УЗ-импульсах.
    - Используя возникающую интерференцию УЗ-волн, можно направлять пучок в выбранном направлении.
  - Чтобы захватить изображение, не нужно двигать преобразователь.
  - Малая передняя сторона преобразователя позволяет делать захват изображения через межреберные промежутки и другие части, где доступ к глубоким тканям ограничен.

# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

- Матричный преобразователь – от 128 до 512 отдельных PZT элементов; ширина каждого менее чем  $\frac{1}{2} \lambda$ ; длина – несколько мм.
- Режимы работы матричного преобразователя (прием/передача).
- Матричный преобразователь– 2D матрица элементов.
  - Одновременный захват 2D изображений в двух ортогональных плоскостях или наклонной плоскости.
  - Формирование 3D и 4D изображений.



# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

- Матричный преобразователь – от 128 до 512 отдельных PZT элементов; ширина каждого менее чем  $\frac{1}{2} \lambda$ ; длина – несколько мм
- Режимы работы матричного преобразователя (прием/передача)
  - Матричный преобразователь– 2D матрица элементов
  - Кольцевые матричные сборки
    - Вложенные концентрические кольца
    - Управление пучком с помощью механического вращения комплекта внутри корпуса проблематично, поэтому обычно не используется.
  - 1,5D матричные преобразователи
    - 1,5D преобразователи – множественные линейные матричные сборки, которые управляют и фокусируют пучок в вертикальном направлении; фокусировка выполняется путем изменения фазы от внешней к внутренней части сборки; улучшение разрешения в вертикальном направлении(толщина сечения), но снижение частоты смены кадров.
- Специальные преобразователи
  - Эндовагинальные преобразователи – область таза и плод
  - Эндоректальные преобразователи – простата
  - Чреспищеводные преобразователи – сердце
  - Интраваскулярные преобразователи – крупные сосуды

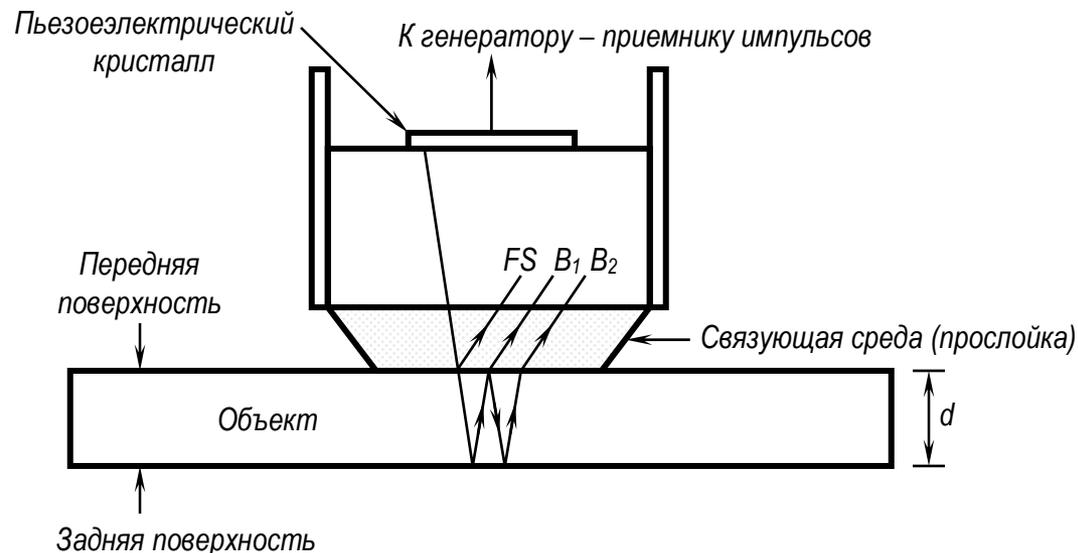


# Ультразвуковые преобразователи

## Основные элементы преобразователя

- Выравнивающий слой.
  - Помогает исключить сильное искажающее эхо между PZT и тканью (возникает из-за большой разницы импедансов).
  - Без выравнивающего слоя сигнал выглядит так же как отраженное эхо от поверхности между легкими и тканью.
  - Улучшает прохождение звука от преобразователя к ткани.
  - Идеальная толщина выравнивающего слоя –  $\frac{1}{4} \lambda$  УЗ-пучка.
  - Добавочный выравнивающий слой – акустический связывающий гель.

Вид устройства в разрезе с демонстрацией основных эхо-сигналов

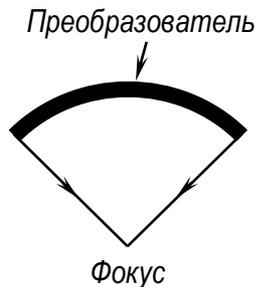


# Ультразвуковые преобразователи

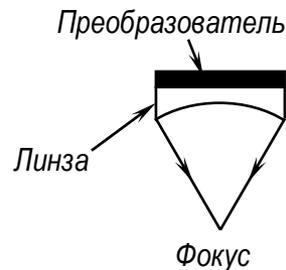
## Ультразвуковая фокусировка луча

- Для улучшения качества изображения и разрешения необходима фокусировка УЗ пучка.
- Четыре способа фокусировки пучка:
  - чашеобразный преобразователь;
  - структура линз на излучающей поверхности плоского преобразователя;
  - подходящий рефлектор;
  - многоэлементный фазированный массив.

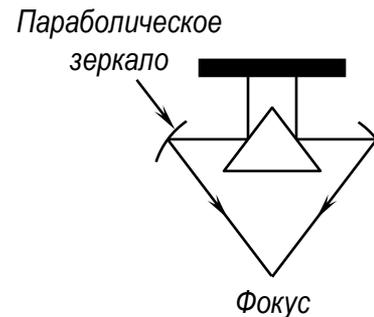
Фиксированный фокус,  
изогнутый  
пьезоэлектрический  
элемент



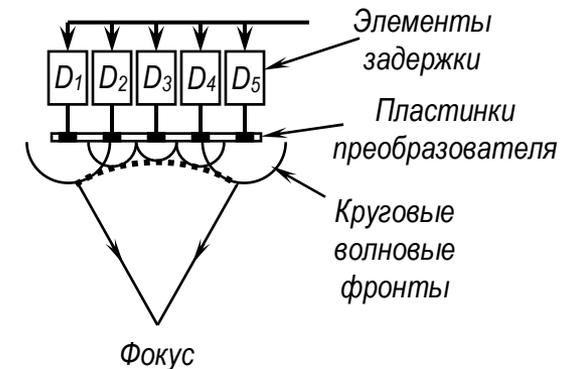
Присоединенная  
структура в  
форме линзы



Отражающая  
система  
(рефлектор)



Фазированный  
массив



# **Свойства УЗ пучка и качество изображения**

# Свойства УЗ пучка

*Частота УЗ волны*

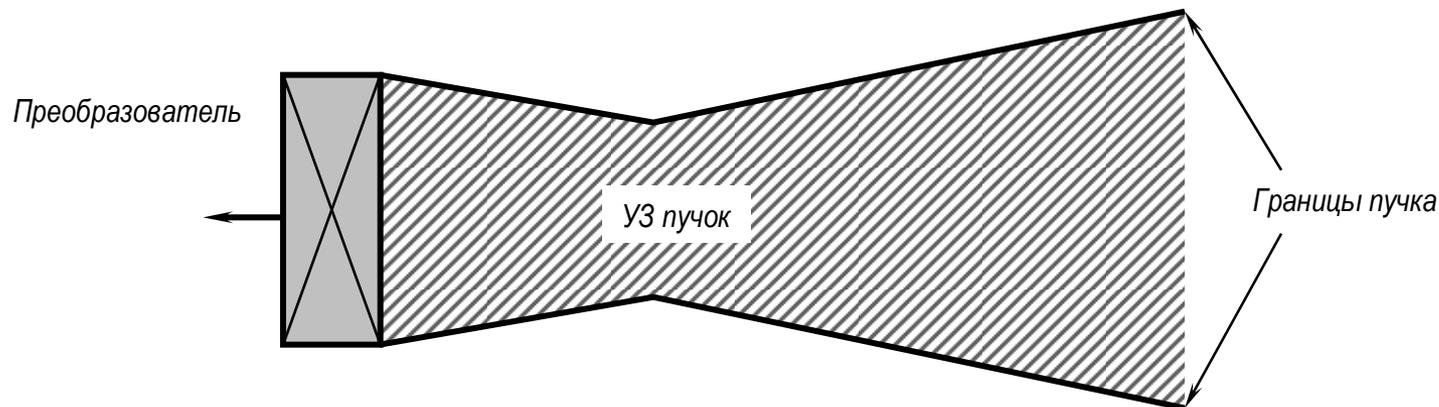
*Интенсивность УЗ волны*

*выбираются в зависимости  
от конкретного применения*

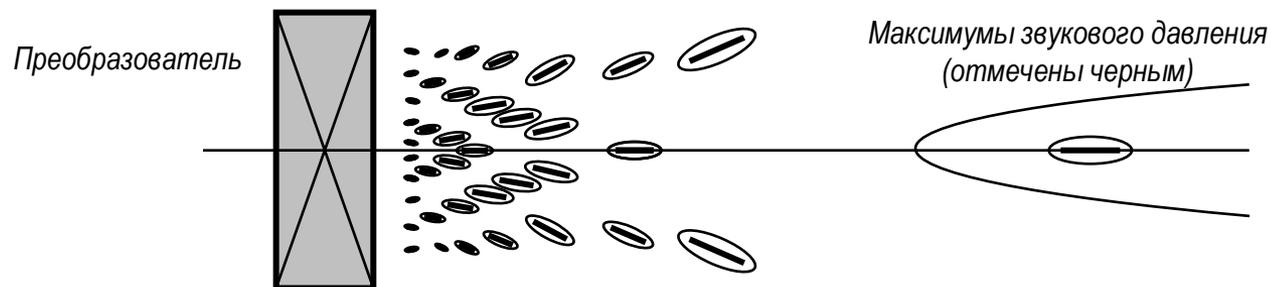
- Существенные характеристики УЗ пучка:
  - траектория пучка;
  - область ближнего поля;
  - область дальнего поля ( или дальняя зона);
  - угол раствора пучка;
  - профиль пучка.

# Свойства УЗ пучка

## Траектория УЗ пучка



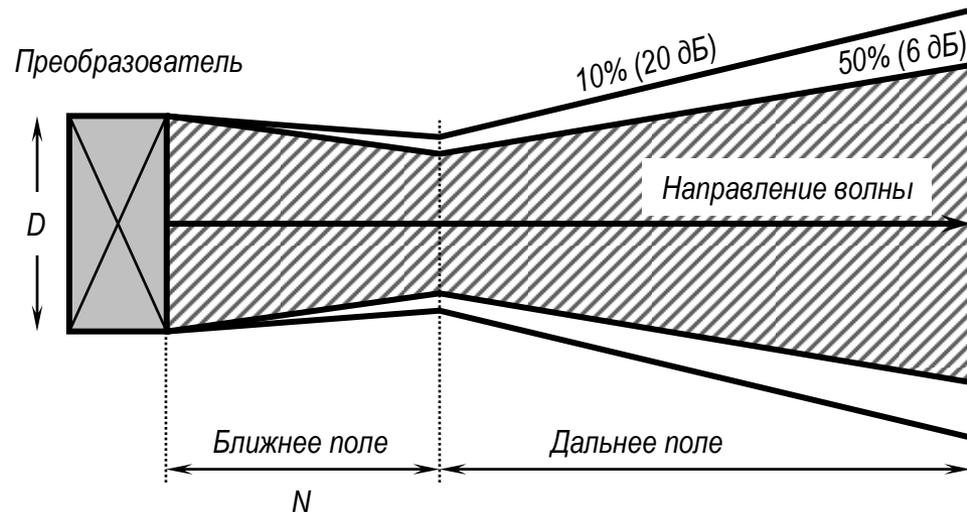
## Давление звука вдоль траектории луча



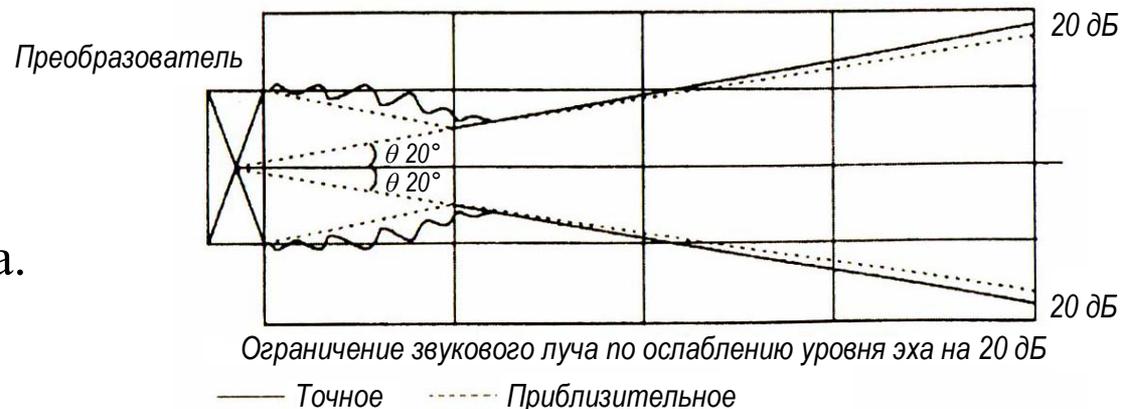
# Свойства УЗ пучка

## Существенные характеристики УЗ пучка

- Области ближнего и дальнего поля.



- Граница пучка определяется местоположением уровня сигнала заданной величины.



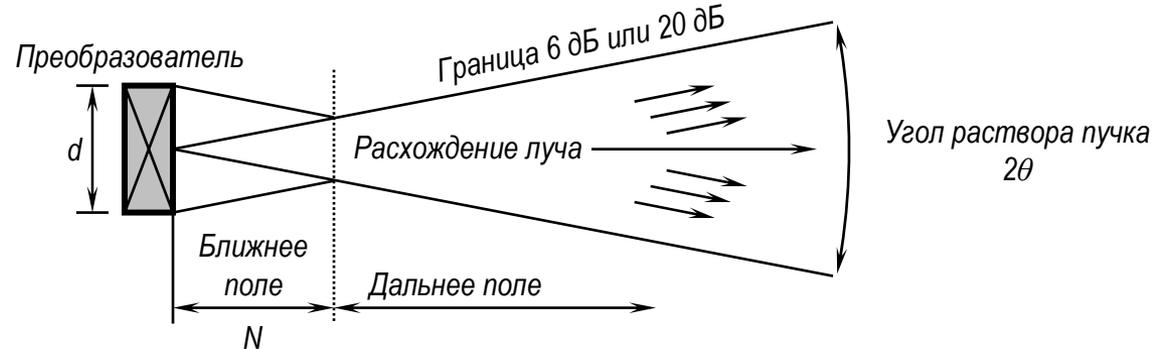
- Угол раствора пучка.
- Профиль пучка.

# Свойства УЗ пучка

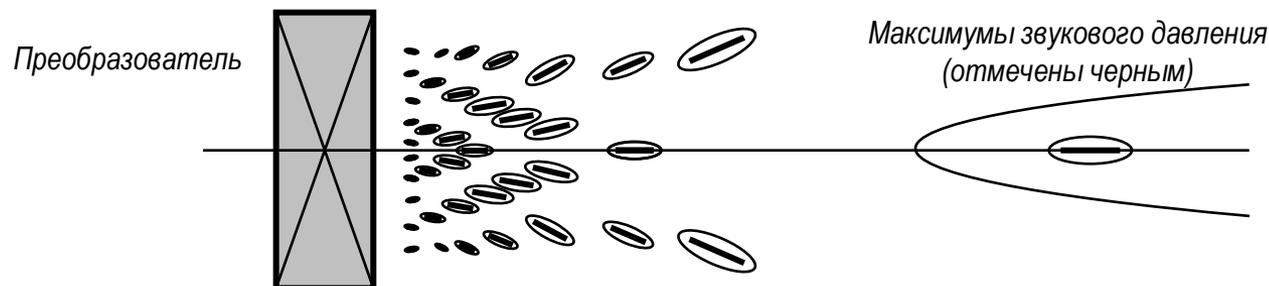
## Ближнее поле (зона Френеля)

- **Одиночный, не сфокусированный преобразователь:** протяженность ближнего поля определяется диаметром преобразователя и частотой излучаемого звука.
- **Матричный преобразователь:** протяженность ближнего поля зависит от конструкции.

## Дивергенция ультразвукового луча и угол дивергенции



## Давление звука вдоль траектории луча

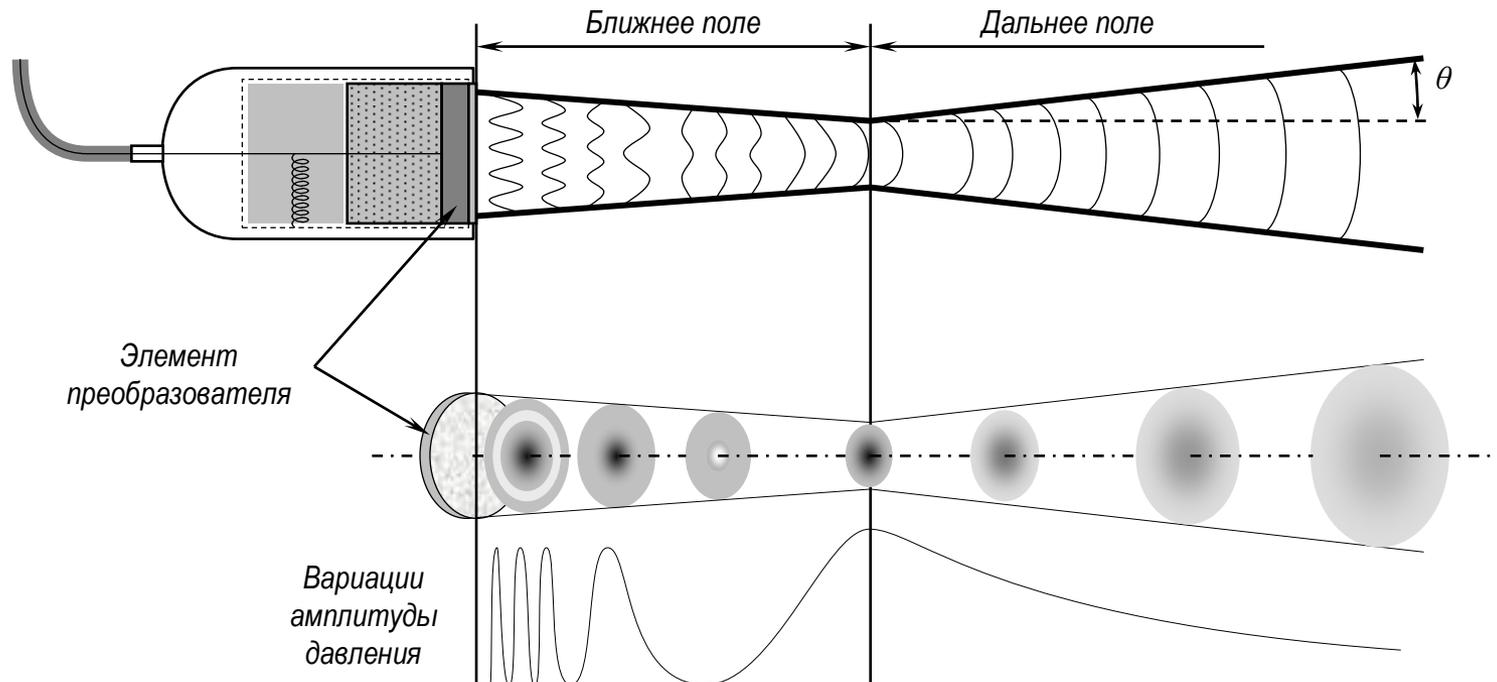


# Свойства УЗ пучка

## Ближнее поле (зона Френеля)

- **Одиночный, не сфокусированный преобразователь:** протяженность ближнего поля определяется диаметром преобразователя и частотой излучаемого звука.
- **Матричный преобразователь:** зависит от конструкции.

$$\text{Протяженность ближнего поля} = \frac{d^2}{4\lambda} = \frac{r^2}{\lambda}.$$

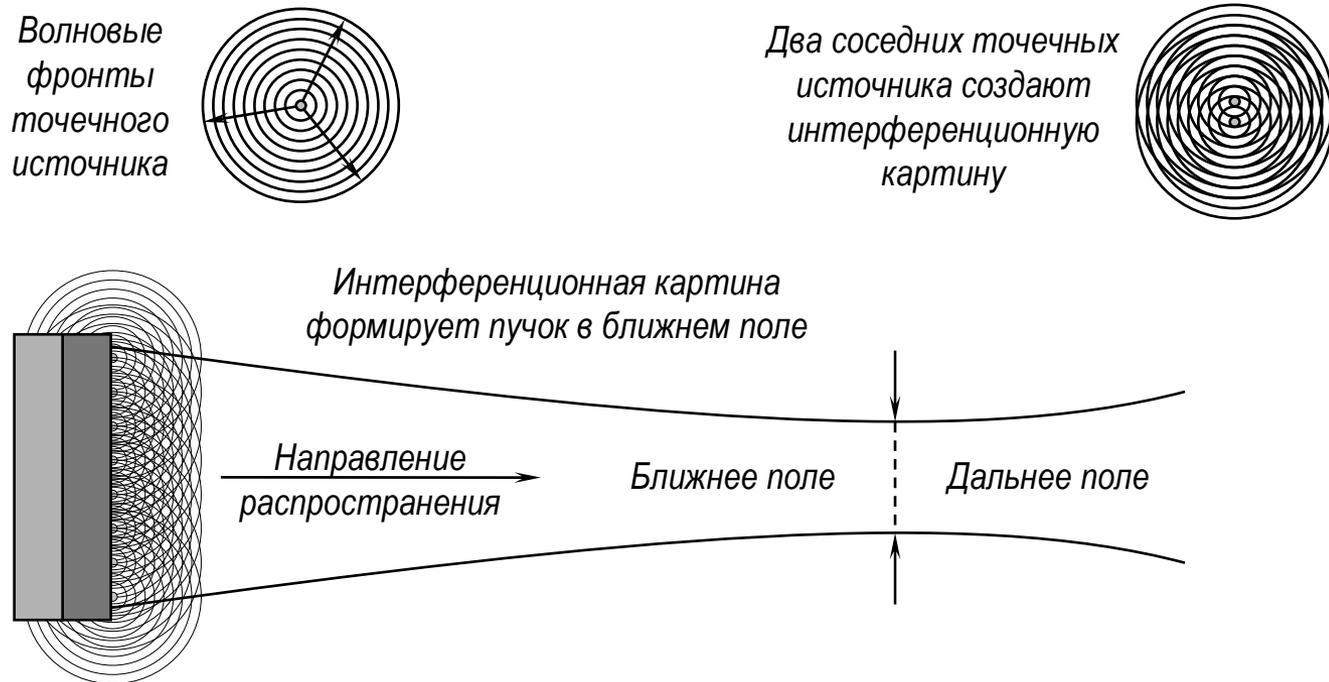




# Свойства УЗ пучка

## Принцип Гюйгенса-Френеля

- Бесконечное множество вторичных точечных источников излучают по радиальным направлениям, вторичные пучки интерферируют, образуя поле излучения.

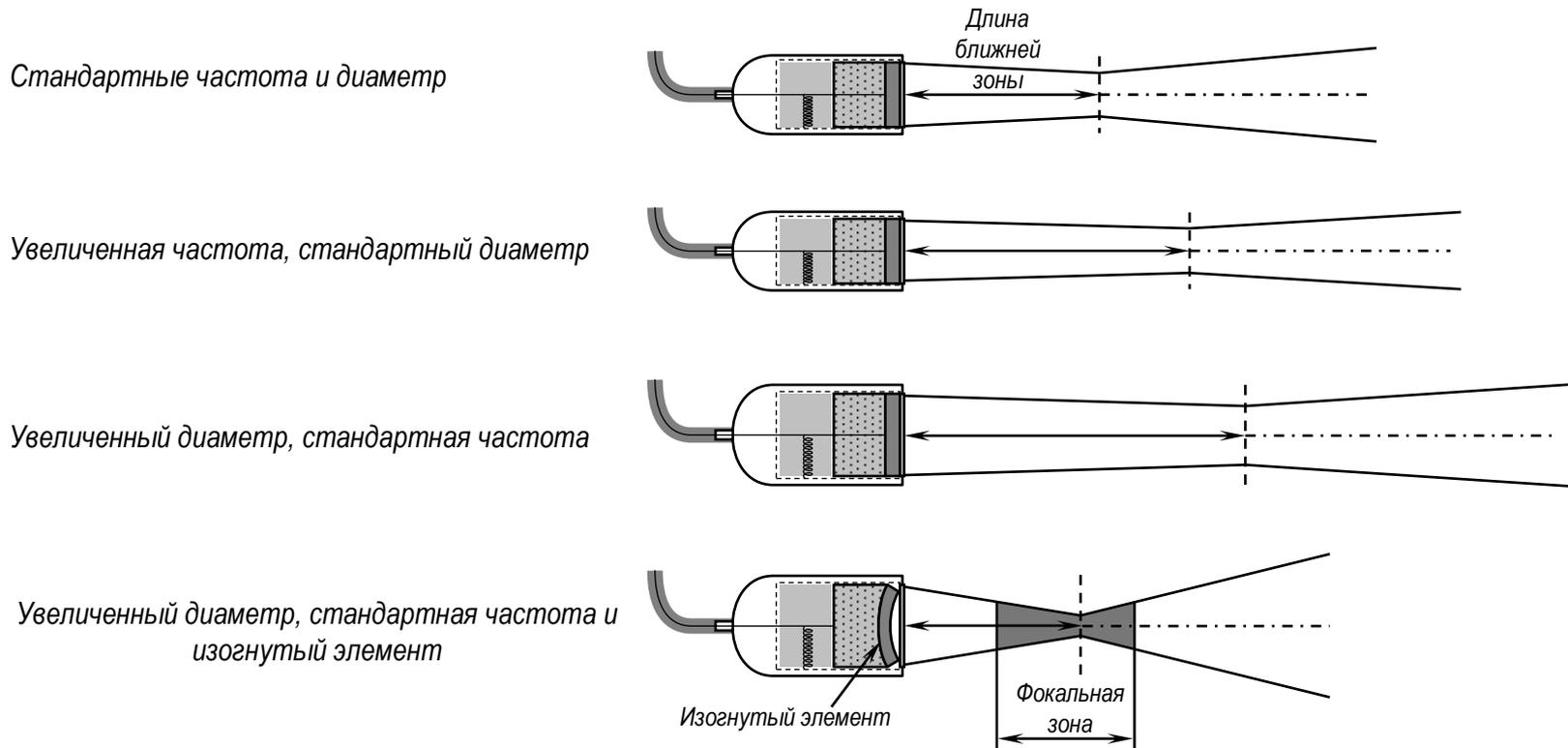


- Интенсивность УЗ пучка колеблется от максимума до минимума по мере распространения сквозь ближнее поле.

# Свойства УЗ пучка

## Зона фокуса

- Область, в которой ширина УЗ пучка минимальна.
- Область, в которой наилучшее поперечное разрешение (область в которой ширина УЗ пучка не более чем в 2 раза превосходит ширину на фокусном расстоянии).





# Свойства УЗ пучка

## Дальнее поле (зона Фраунгофера)

- Область расходимости пучка (за фокальной).
- Чем меньше расходимость пучка, тем больше диаметр преобразователя.
- Угол расходимости можно рассчитать, зная эффективный диаметр  $d$  преобразователя:

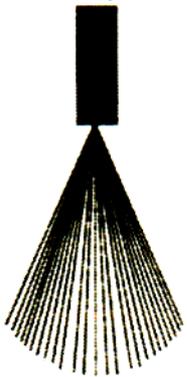
$$\sin \theta = 1,22 \frac{\lambda}{d}$$

- Интенсивность УЗ пучка монотонно уменьшается по мере увеличения расстояния.

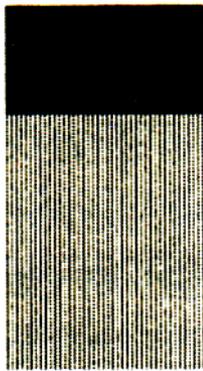
# Свойства УЗ пучка

## Способы сканирования

Секторное



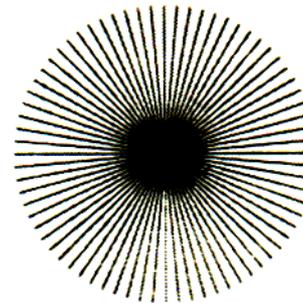
Линейное



Криволинейное



Радиальное



Трапецеидальное

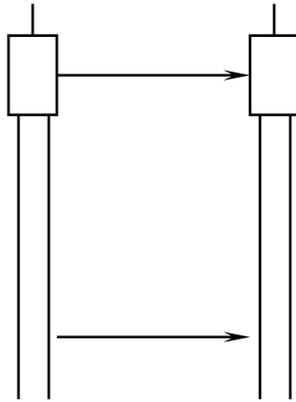


- Проблемы: дифракционные максимумы решетки, которые появляются у некоторых линейных многоэлементных преобразователей.
- У криволинейных матриц ДМ отсутствуют, реализуется преимущество большей области обзора без возникновения сжатия тканей на поверхности.

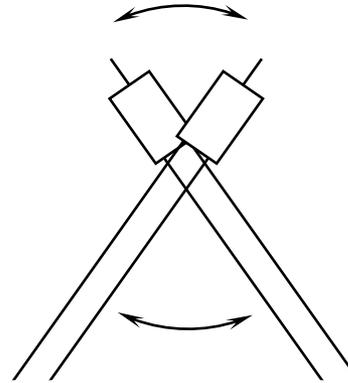
# Свойства УЗ пучка

## Способы сканирования: простые и составные

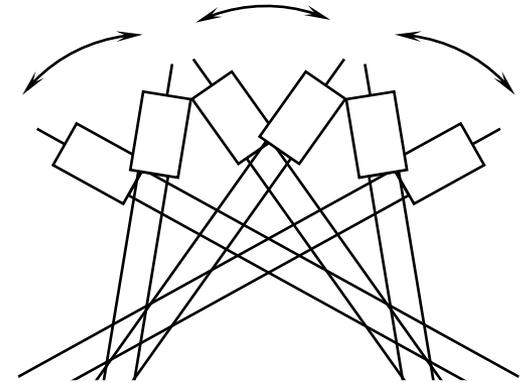
1. Простейшее линейное сканирование



2. Простейшее секторное сканирование



3. Составное сканирование



1. Требуется большое окно обзора. Преимущество: наилучшее изображение вблизи кожи.
2. Преимущество: позволяет легко передвигать пучок с большой скоростью и использовать более узкое окно обзора (Изображение сердца через межреберное пространство).
3. Требуется большое окно обзора, технически сложный, нельзя реализовать быстро, невозможно получать изображения движущихся объектов (усреднение шумов зависит от степени фиксации положения объекта). Преимущество: дает более полную картину границ и улучшает эффективное разрешение путем усреднения шумов или пятен изображения.

# Свойства УЗ пучка

## Процедуры для нахождения профиля пучка преобразователя

- Сквозная передача сигнала (сквозное прозвучивание).
  - Пробник очень маленького диаметра передвигается по задней поверхности плоскопараллельных образцов различной толщины.
  - Одновременно регистрируются амплитуды по показаниям на экране.
  - График раствора пучка получают путем соединения всех точек, соответствующих одинаковым амплитудам.
  - Найденный таким образом пучок называют «свободным полем».
- Метод импульсного эха применяется для измерения раствора пучка.
  - Для построения графика используются маленькие отражатели фиксированного размера, расположенные на различных глубинах.
  - Полученный график называется «полем эхо-сигналов».
- Визуализация УЗ пучка Шлирен методом в оптически прозрачной среде (вода, стекло).
  - Распространение УЗ волны в среде вызывает мгновенные изменения показателя преломления среды, достаточный чтобы породить рефракцию света.
  - Преломленные световые лучи дают визуальное представление о профиле УЗ пучка.

# Свойства УЗ пучка

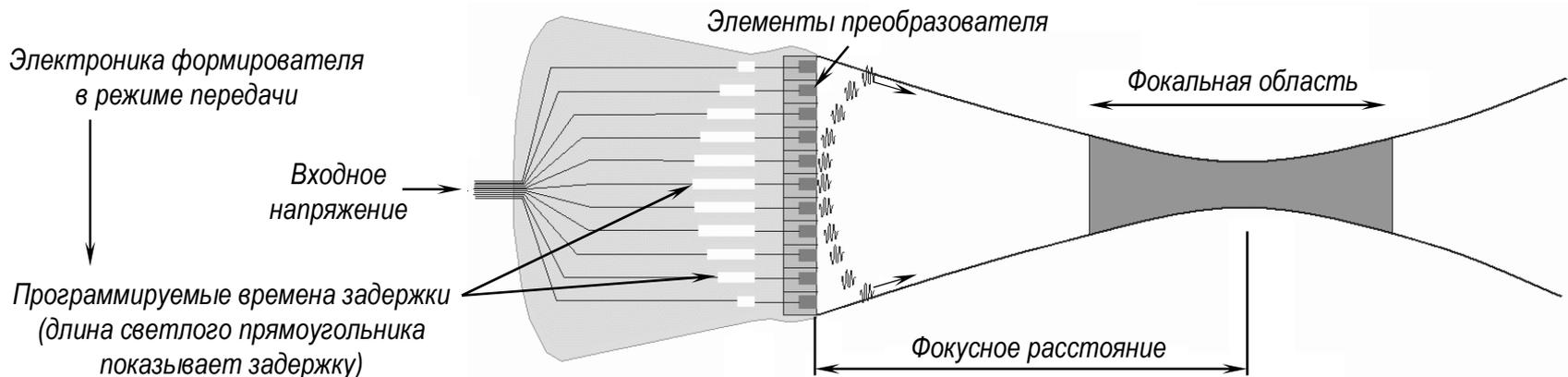
## Формирование пучка

- Управление работой (передачей УЗИ) индивидуальных элементов в сборке матрицы преобразователя изменяет конструктивную и деструктивную интерференционную картину и, соответственно, профиль пучка. Управление осуществляется путем небольших изменений разницы фаз между соседними элементами:
  - используется, чтобы направлять и фокусировать пучок;
  - присутствует как передающем, так и в приемном режиме.

# Свойства УЗ пучка

## Фокусировка в режиме передачи

- Обычно фокусировка достигается с помощью выпуклой линзы, а не многокристаллической структуры.
- Современные преобразователи имеют переменное фокусное расстояние – результат приложенных специфических временных задержек между элементами преобразователя (приводит к появлению фазовой разницы между соседними элементами импульса), что заставляет пучок сходиться на выбранном расстоянии.
  - Короткое расстояние до фокального пятна – внешние элементы матрицы срабатывают прежде внутренних элементов.
  - Длинное расстояние до фокального пятна – уменьшение временных задержек (все еще срабатывание от внешних – к внутренним).
  - Многофокальный режим – повторная передача излучения с измененными фазовыми задержками.

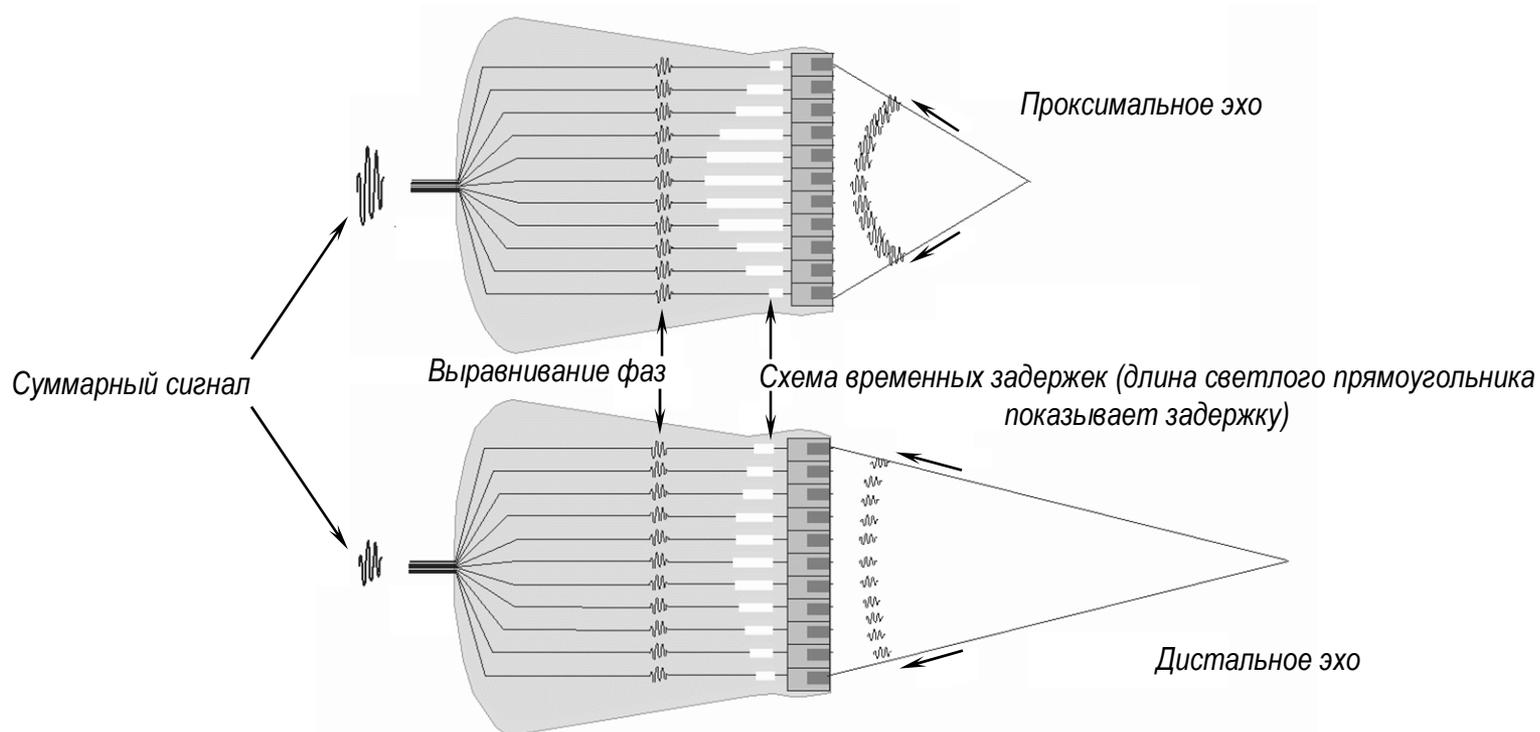


# Свойства УЗ пучка

## Фокусировка в режиме приема

- Эхо пучки, принимаемые крайними элементами матрицы, проходят немного большее расстояние, чем эхо-пучки, принимаемые центральными элементами матрицы (особенно эхо-пучки с небольшой глубины).
- Сигналы нужно перефазировать, чтобы не потерять разрешение.

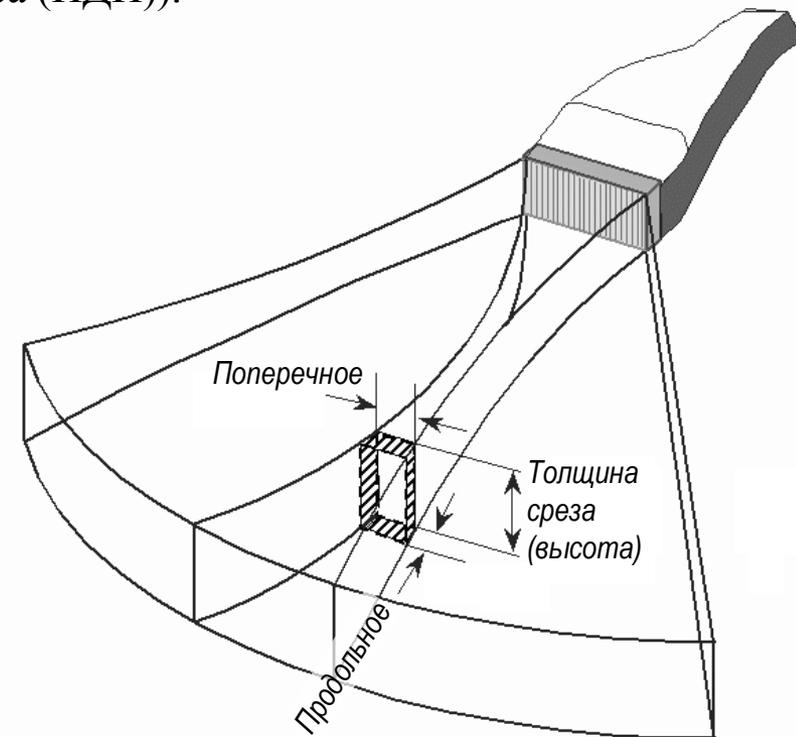
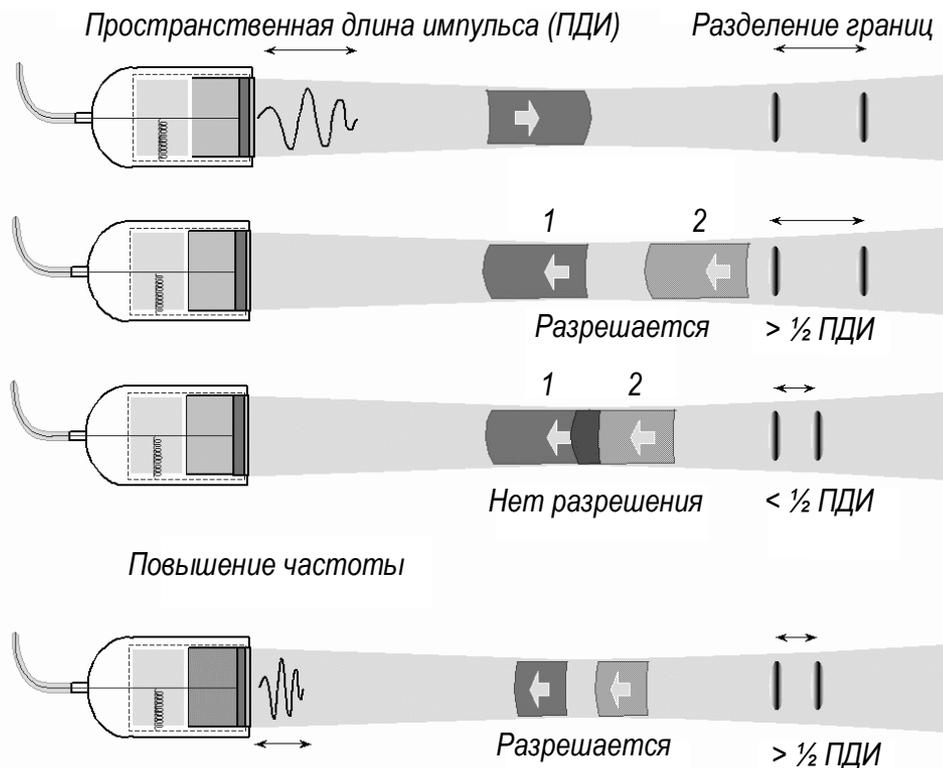
### Динамическая фокусировка эхо-пучков



# Качество изображения

## Пространственное разрешение – три различных критерия

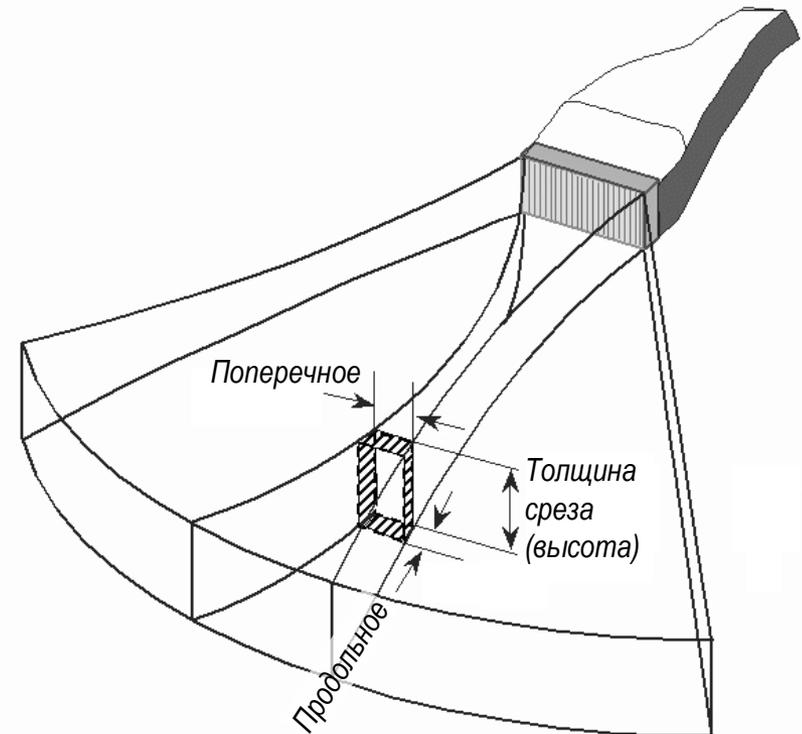
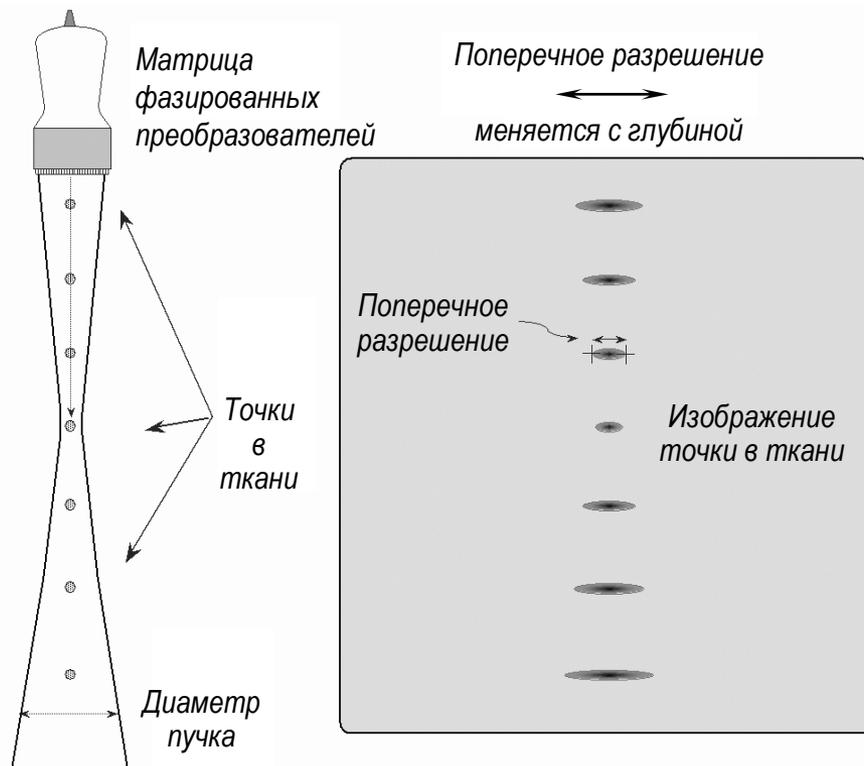
- Продольное (Axial) – разрешение по глубине.
  - Эхо сигнал определяют наличие/отсутствие перекрытия.
  - Минимальное расстояние между объектами –  $\frac{1}{2}$  от пространственной длины импульса (ПДИ).
  - Зависит от частоты и коэффициента демпфирования (ослабления) (эти две величины определяют пространственную длину импульса (ПДИ)).



# Качество изображения

## Пространственное разрешение – три различных критерия

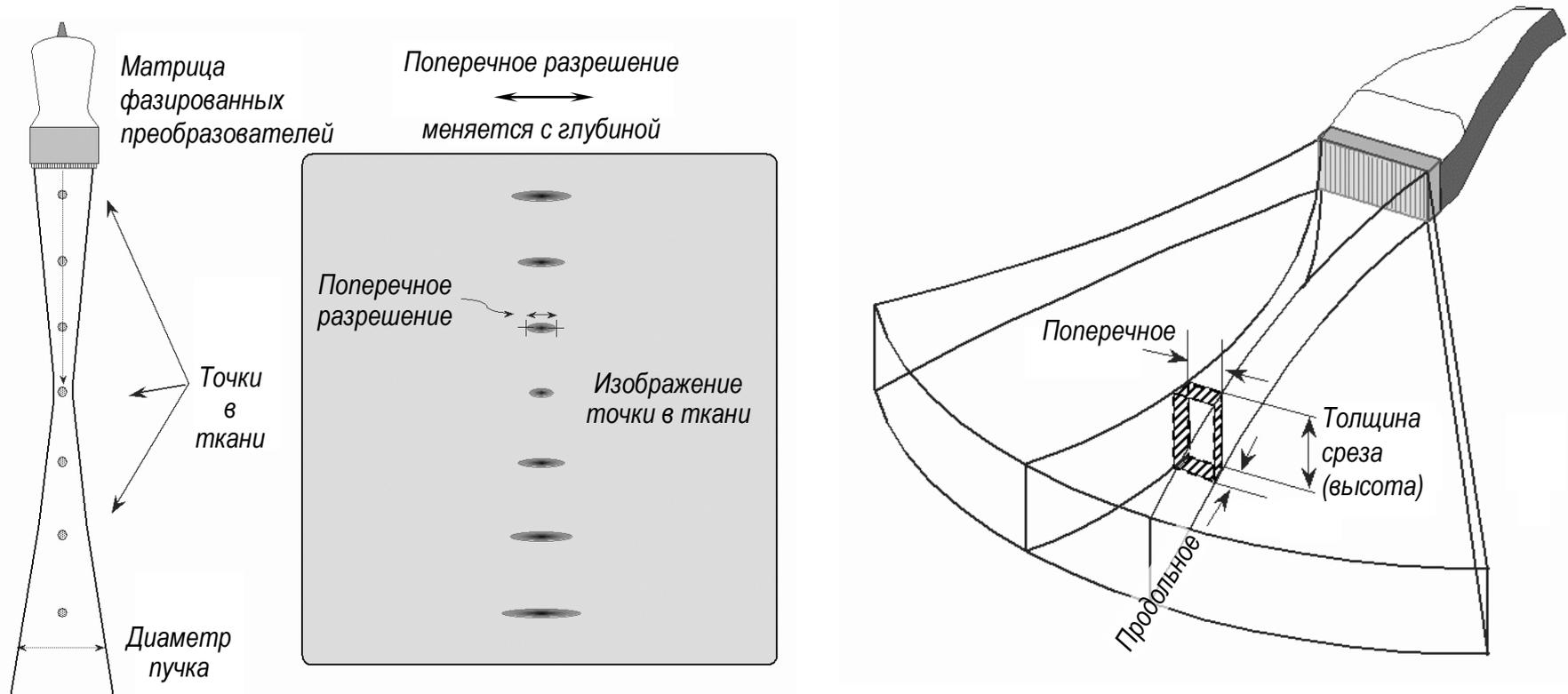
- Продольное (Axial).
- Поперечное (Lateral) – разрешение в плоскости, перпендикулярной направлению пучка.
  - Зависит от диаметра пучка (поскольку диаметр пучка зависит от глубины, то и поперечное разрешение зависит от глубины) и механической или электронной фокусировки.



# Качество изображения

## Пространственное разрешение – три различных критерия

- Разрешение в плоскости обычно на порядок меньше осевого разрешения.
- Низкое разрешение в плоскости приводит к плохому распознаванию целей, лежащих вдоль пучка.
- Пути улучшения: использование фокусирующей системы.

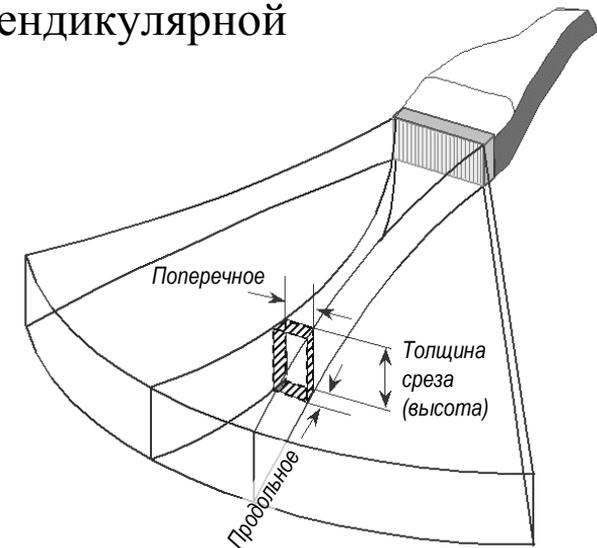
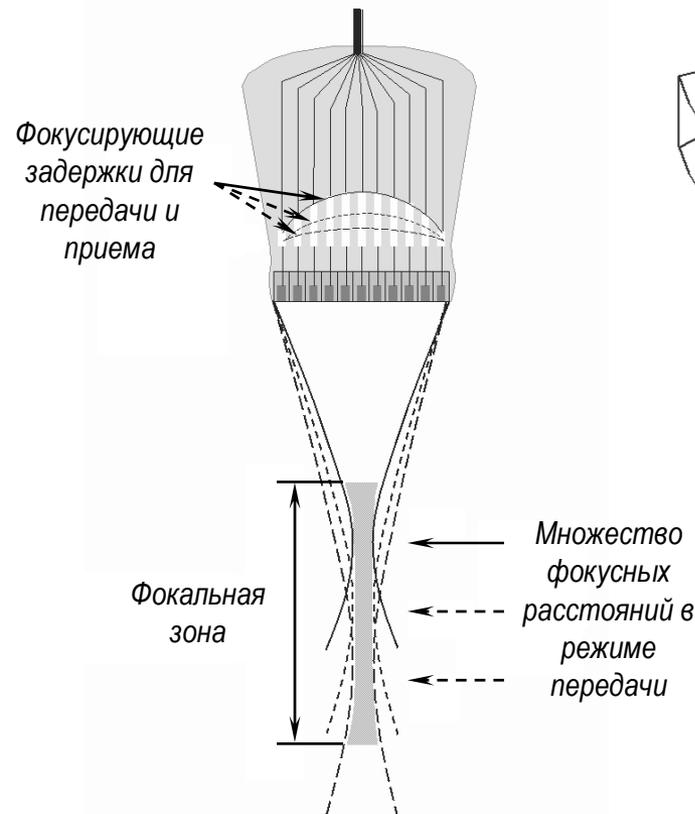


# Качество изображения

## Пространственное разрешение – три различных критерия

- Продольное (Axial).
- Поперечное (Lateral) – разрешение в плоскости, перпендикулярной направлению пучка.

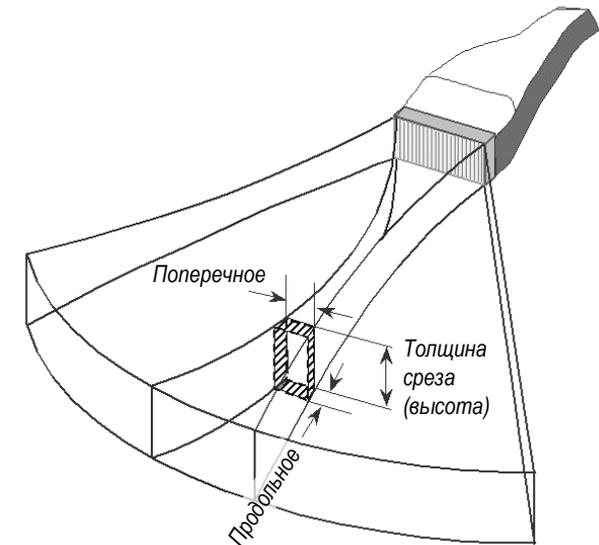
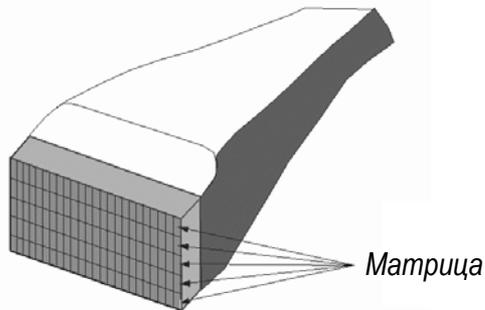
- Многофокальная зона приема и передачи (улучшение поперечного разрешения, увеличение частоты захвата изображения и частоты смены кадров)
- Фокальная зона – область в которой ширина УЗ пучка не более чем в 2 раза превосходит ширину на фокусном расстоянии.



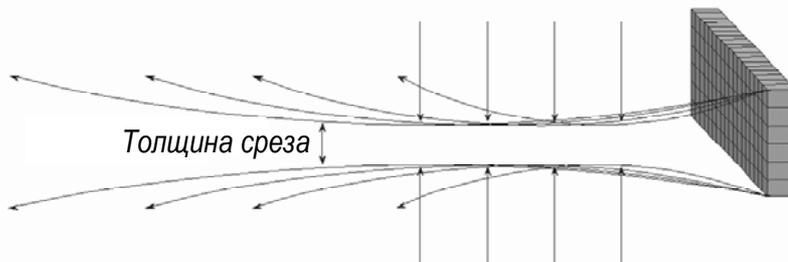
# Качество изображения

## Пространственное разрешение – три различных критерия

- Продольное (Axial).
- Поперечное (Lateral).
- По высоте (вертикальное или толщина среза) (Elevational).
  - Обычно самое плохое разрешение для матричного преобразователя.
  - Объемное осреднение акустических деталей.



**Множественная фокальная зона: выбор плоскости «на высоте»**



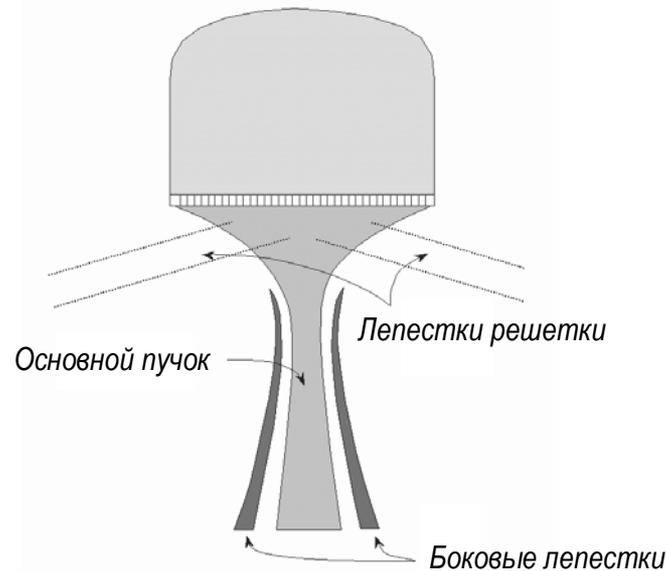
# Качество изображения

## Боковые лепестки

- Вне-осевое излучение, направленное от главного пучка.
  - Не удалимо; воспроизводится вдоль главного пучка в режиме приема.
  - Низкое  $Q$  (широкая ширина полосы) – уменьшает эмиссию энергии в боковые лепестки.

## Лепестки решетки

- Энергия, эмитированная многоэлементной матрицей под большими углами к оси основного пучка.
  - Следствие того, что поверхность преобразователя – состоит из отдельных элементов.
  - Низкая амплитуда; проявляется в изображении как хорошо отражающий, вне осевой объект в основном пучке.



# Качество изображения

## Расстояние, площадь и объемные измерения

- Допустимые скорости звука в мягких тканях известны с точностью  $\pm 1\%$  ( $1540 \text{ м}\cdot\text{сек}^{-1} \pm 15 \text{ м}\cdot\text{сек}^{-1}$ ).
- Калибровка основывается на времени пролета импульса/эха туда-обратно.
- Измерения в направлении УЗ пучка более надежны т.к. наилучшее разрешение – в аксиальном направлении.
- Измерения в поперечном направлении подвергаются большему размытию в зависимости от глубины.

# Качество изображения

## Контраст и шум

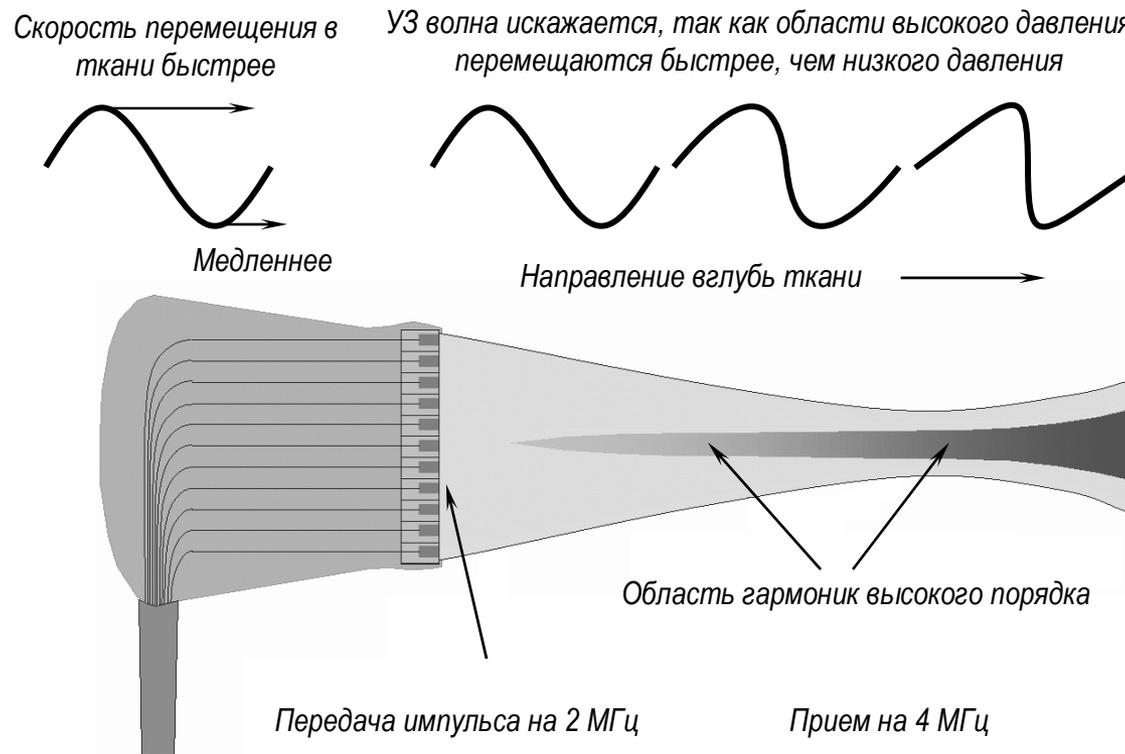
- Зависят от разницы импедансов, плотности и размеров рассеивателей, а так же потерь сигнала с глубиной.
- Отношение сигнал/шум определяет возможность детектировать едва различимую анатомию.
- Шум в основном возникает от электронных усилителей; шум так же возрастает с глубиной.
- Обработка изображения для увеличения отношения сигнал/шум (временное или пространственное осреднение); компромисс малая частота смены кадров / или плохое пространственное разрешение.

## Артефакты (искажение изображения) (подробно см. ниже)

- Рефракция – смещение анатомии в изображении.
- Затенения и улучшения.
- Реверберации (возбуждения).
- Скоростные перемещения.
- Боковые лепестки и лепестки решетки.
- Многократные отражения и зеркальные отражения.
- Толщина среза.

# Гармоники частот и УЗ визуализация

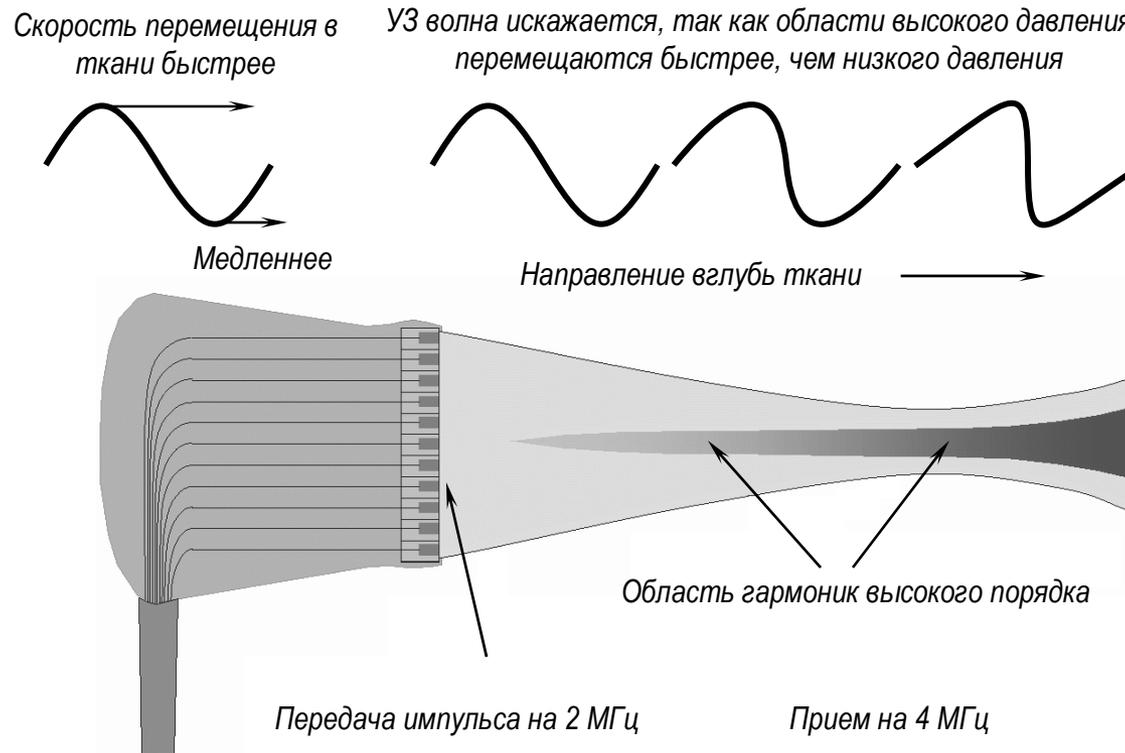
- Гармоники частот – это целочисленное умножение частот, содержащихся в УЗ-импульсе.
  - Импульс с центральной частотой  $f_0$  МГц.
  - Процесс взаимодействия со средой.
  - В импульсе появляются высокочастотные гармоники  $2f_0, 3f_0, 4f_0 \dots$



Гармоника – центральная частота, умноженная на целое число

# Гармоники частот и УЗ визуализация

- Высокие частоты возникают из-за:
  - нелинейного процесса распространения сквозь ткани,
  - части волны в фазе сжатия двигаются быстрее, чем фазе разрежения, что и порождает искажения УЗ-волны в центральной части пучка,
  - искажения волны нарастают с глубиной и расположены в центральной части пучка.

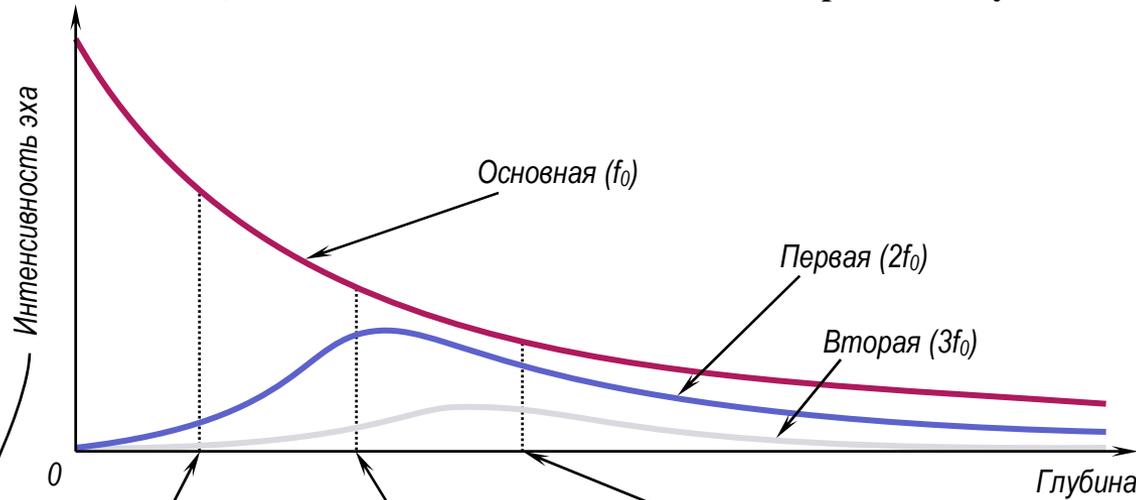


- Гармоника – центральная частота, умноженная на целое число.

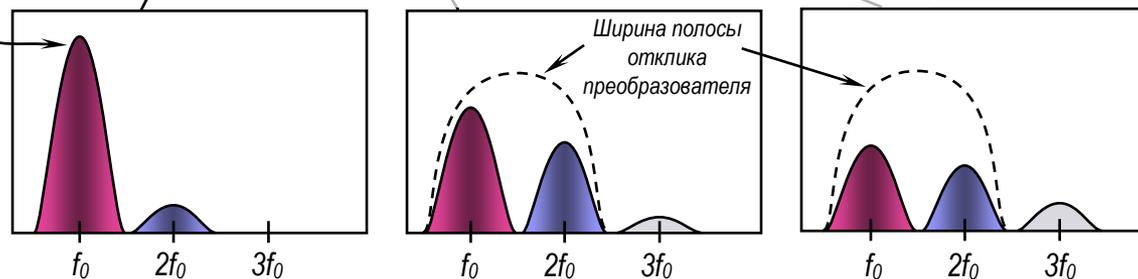
# Гармоники частот и УЗ визуализация

- Амплитуды гармоник возрастают с глубиной распространения.
- Обычно используется первая гармоника ( $2f_0$ ) т.к. в процессе приема она меньше ослабляется, чем остальные гармоники (высокого порядка).
- Настройка приемника на первую гармонику спектра не подавляет низкие частоты эха.

**Относительные интенсивности гармоник на различной глубине в ткани, в отношении к величинам на выбранной глубине 0**

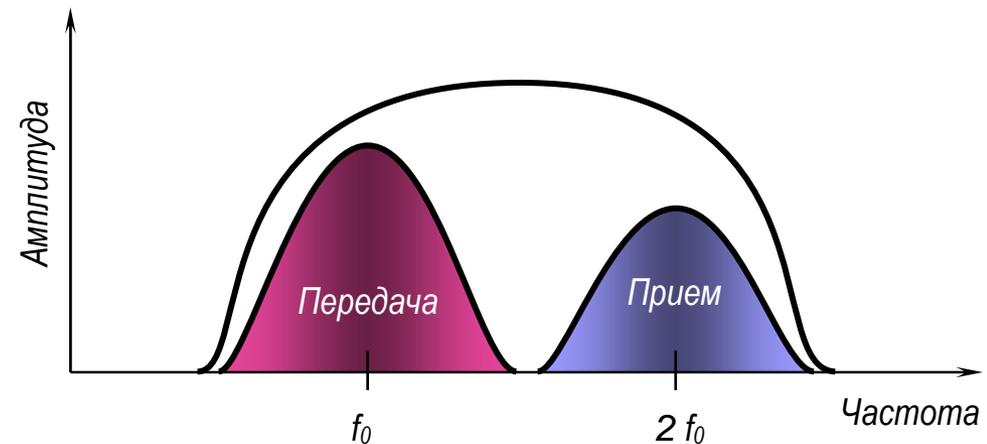
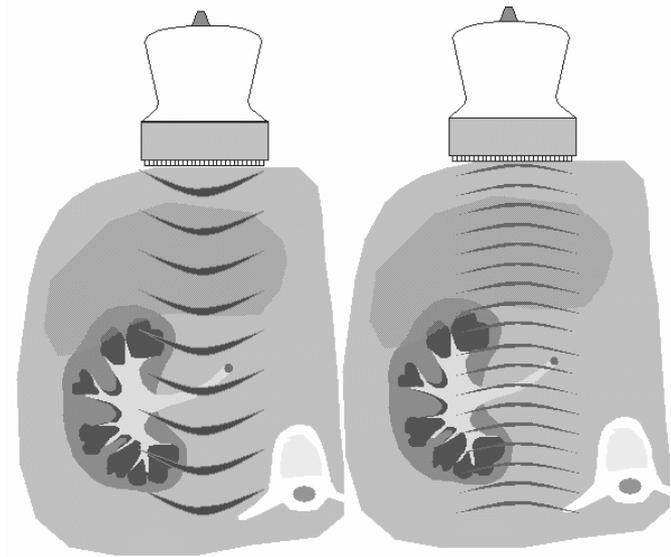


**Частотный спектр эхо – сигнала**



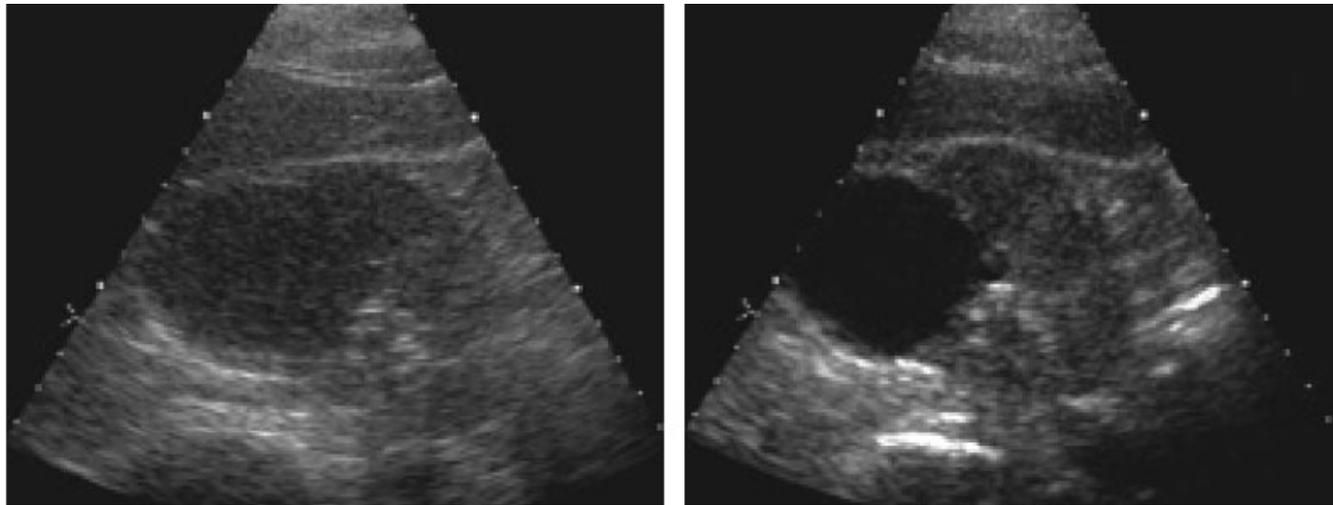
# Гармоники частот и УЗ визуализация

- Ширина полосы частотной характеристики преобразователя должна охватывать высокие гармоники.
- При УЗ отображении биологических тканей гармониками используется низкая центральная частота (2 МГц) спектра и принимается эхо высоких гармоник (4 МГц).
- Для преобразователя необходим высокий коэффициент  $Q$  чтобы можно было отделить частоты гармоник от основной частоты (использование многополосного преобразователя).



# Гармоники частот и УЗ визуализация

- Деградация продольного разрешения.
- Улучшение поперечного пространственного разрешения.
- Предпочтительно применять для абдоминальных (брюшно-стеночных) отображений, Вначале используется низкая частота, затем переключаемся на высокочастотные гармоники для улучшения качества изображения и уменьшения шумов на преобразователе от соседних областей.



*a*

*б*

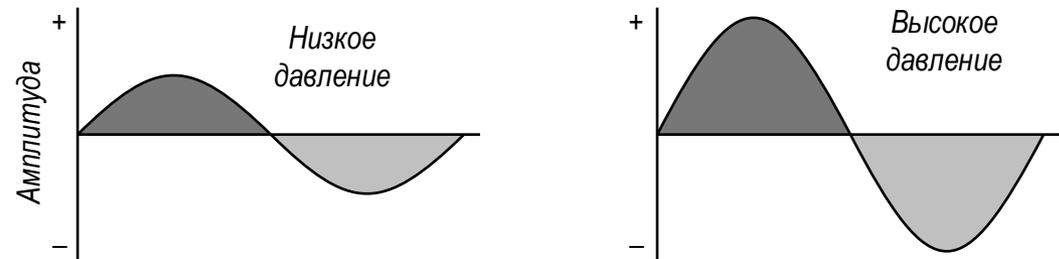
**УЗ визуализация почечной кисты на основной частоте (*a*) и на гармониках (*б*).**

На изображении *б* более подчеркнуты границы и меньше эхо – шумов .

# Гармоники частот, УЗ изображение и контрастирование

- Высокие частоты появляются вследствие:
  - вибраций инкапсулированных газовых пузырьков, используемых в качестве контрастирующих веществ,
  - отклика микропузырьков при высоком и низком давлении отражает нелинейность процесса сжатия и расширения (уменьшения и увеличения радиуса пузырька).

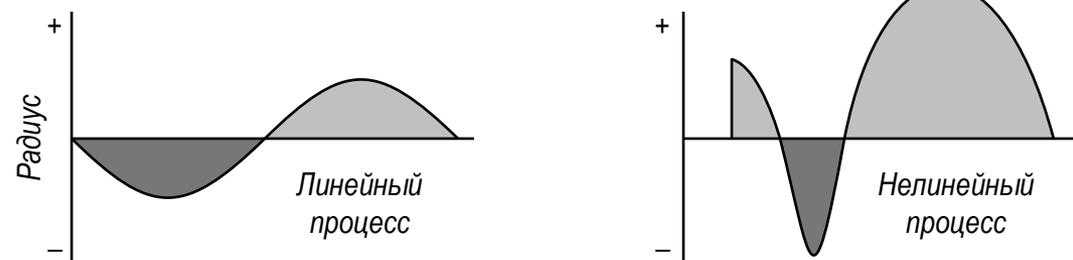
Акустические микропузырьки



Размер микропузырьков

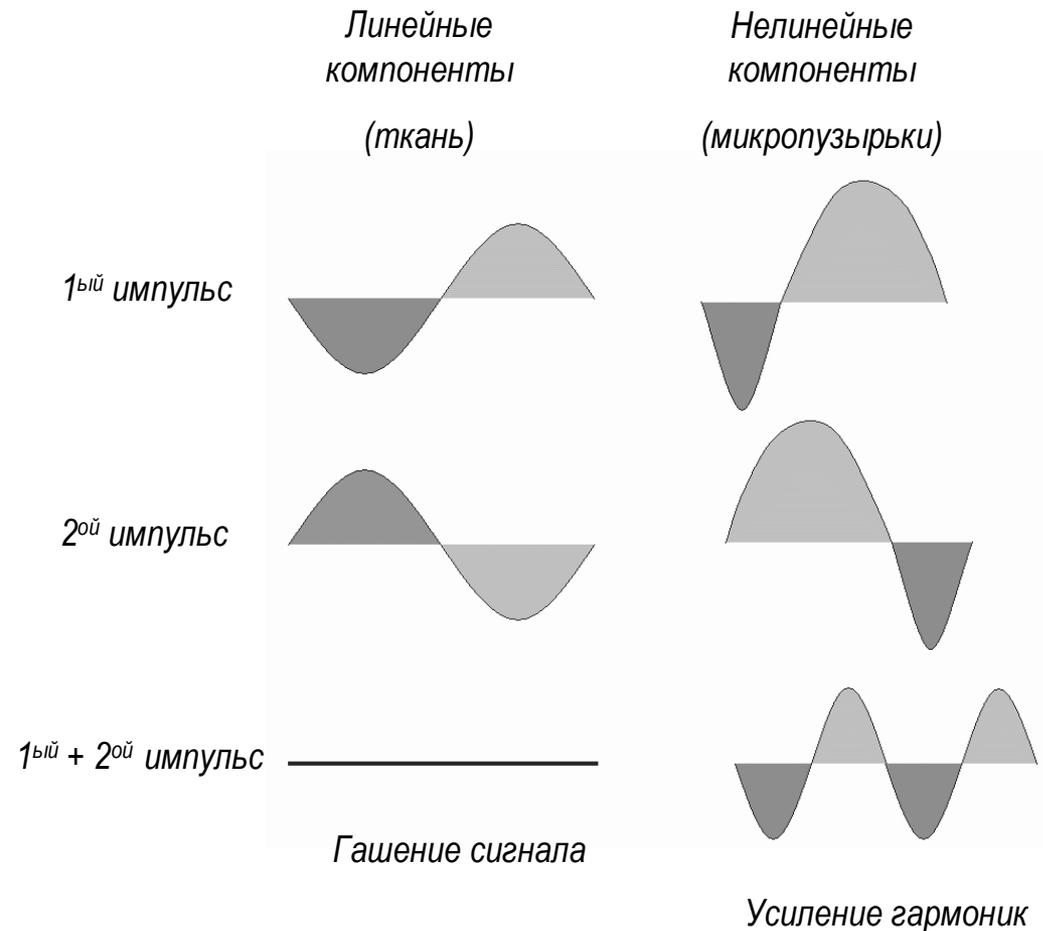


Радиус микропузырьков



# Гармоники частот, УЗ изображение и контрастирование

- Инверсия импульса в УЗ отображении гармониками:
  - следом за стандартным импульсом передается инвертированный импульс по тому же самому направлению пучка,
  - после сложения линейные компоненты откликов взаимно гасятся (мягкие ткани), в то время как усиленный сигнал от гармоник сохраняется главным образом из-за наличия контрастирующих веществ.

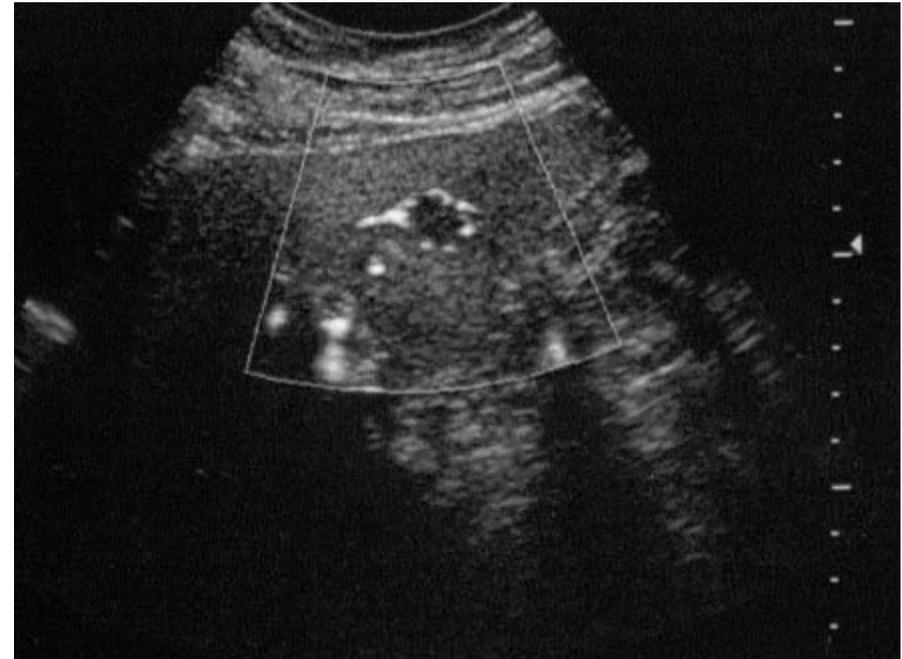


# Гармоники частот, УЗ изображение и контрастирование

## Инверсия импульса в УЗ отображении гармониками

- Исключение конкурирующих сигналов от мягких тканей усиливает чувствительность к контрастирующим веществам и обеспечивает возможность детектировать кровотоки в тканях используя поглощение в пузырьках.
- К недостаткам относятся артефакты движения и уменьшение частоты смены кадров (в 2 раза медленней, чем стандартный скан).

*УЗ отображение с инверсией импульса*





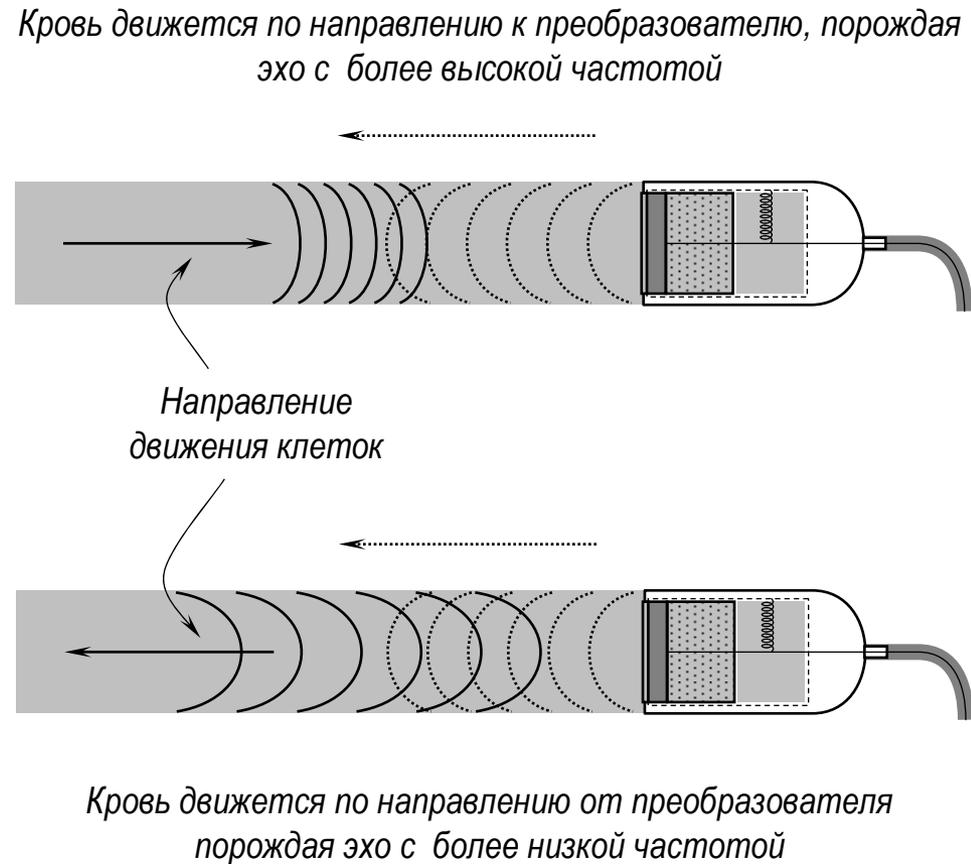
# Доплеровская звуковая диагностика

Основан на том, что частота непрерывных колебаний, отраженных от движущейся поверхности, меняется, причем от поверхности, приближающейся поверхности, меняется, мы получаем отраженные сигналы с меньшей частотой (по сравнению с частотой излучаемых сигналов). Если принять скорость распространения ультразвука в тканях 1500 м/с и применять ультразвук частотой 2 МГц, то при скорости перемещения отражающей поверхности 10 м/с частота отраженных колебаний изменится на 260 Гц, т. е. окажется в полосе слышимых звуков. Это интересно, потому что разницу в частоте, полученную в результате интерференции излученных и отраженных колебаний, можно принять и оценить даже вооруженным ухом. Этот метод можно применять в кардиологии для регистрации функционирования сердечных мышц и отдельных сердечных клапанов, в акушерстве для установления признаков жизни у зародыша (работу сердца плода можно обнаружить уже на 12-й недели беременности) или для определения скорости потока крови.

# Ультразвук и эффект Доплера

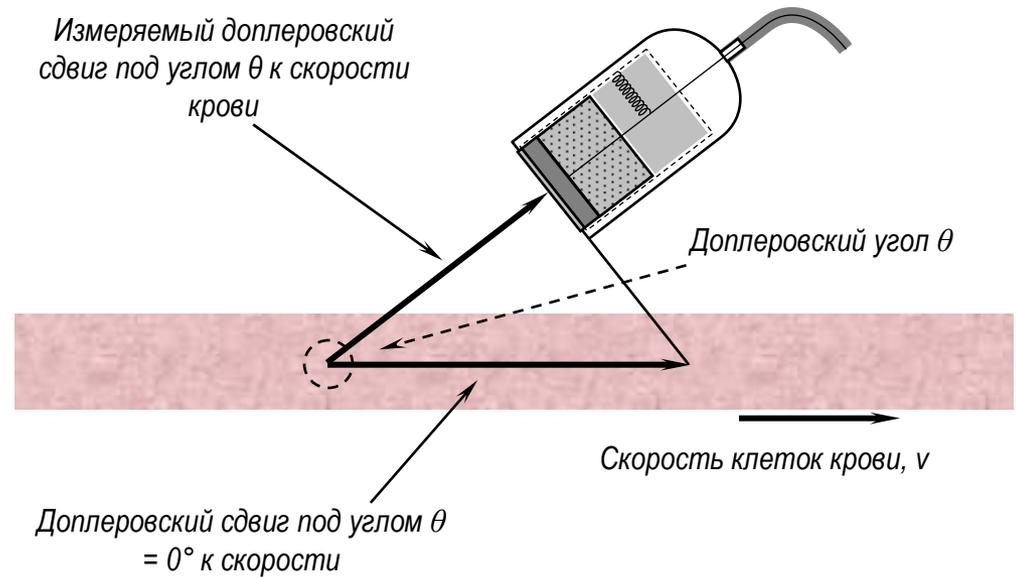
## Доплеровское УЗИ

- Основывается на сдвиге частот в УЗ волне, вызванного движением отражателей (клеток крови).
- Объекты движутся по направлению к преобразователю – увеличение частоты и уменьшение длины волны.
- Объекты движутся по направлению от преобразователя – уменьшение частоты и увеличение длины волны.
- Если объекты движутся в направлении, перпендикулярном к преобразователю, то принимаемая частота и длина волны не изменяются.



# Доплеровский сдвиг частоты

- Доплеровский сдвиг – это разница между частотой падающей волны и частотой отраженной волны.
- $f_d$  = Доплеровский сдвиг частоты.
- $f_i$  = частота, излученная преобразователем.
- $f_r$  = отраженная частота.
- $v$  = скорость крови.
- $v_s$  = скорость звука в ткани.
- Если по отношению к продольной оси сосуда угол падения возрастает, то эффект Доплера уменьшается:  $\cos 0^\circ = 1$ ;  
 $\cos 30^\circ = 0,87$ ;  $\cos 45^\circ = 0,707$ ;  
 $\cos 60^\circ = 0,5$ ;  $\cos 90^\circ = 0$ .



$$f_d = f_i - f_r = \frac{2v \cos(\theta)}{v_s} f_i$$

$$v = \frac{f_d v_s}{2 f_i \cos(\theta)}$$

# Доплеровский сдвиг частоты

- Частота сдвига находится в аудио-диапазоне.
- Аудио спектр человека: 15 Гц – 20 кГц.
- Наилучшие доплеровские углы 30°– 60°.
- При > 60° небольшие ошибки в определении угла могут привести к значительным ошибкам в скорости.
- При < 20° появляются неоднозначности, связанные с рефракцией и наложением спектров.

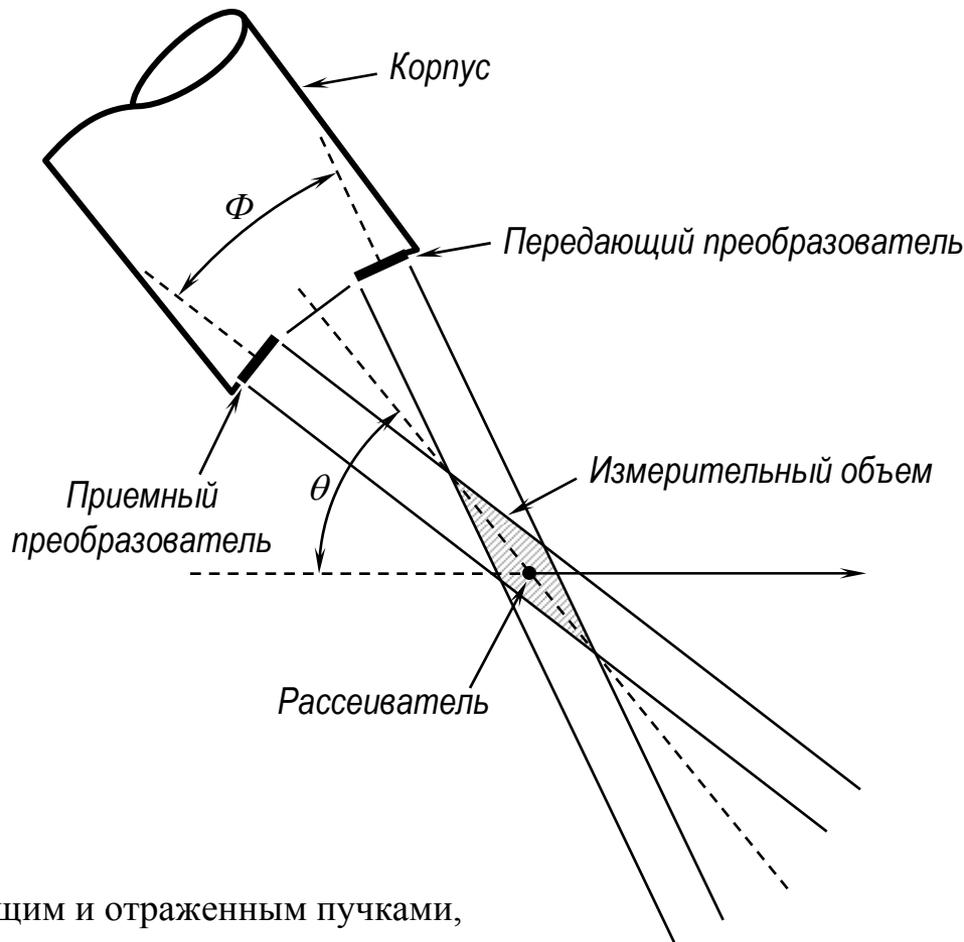
$$f_d = f_i - f_r = \frac{2v \cos(\theta)}{v_s} f_i$$

## Влияние ошибки в определении доплеровского угла на точность расчета скорости

Реальный угол, °	Установленный для расчетов угол, °	Реальная скорость, см/сек	Рассчитанная скорость, см/сек	Ошибка, %
0	3	100	100,1	0,14
25	28	100	102,6	2,65
45	48	100	105,7	5,68
60	63	100	110,1	10,1
80	83	100	142,5	42,5

# Доплеровское устройство непрерывного излучения

**Корпус, передающий и приемный преобразователи и пучки Доплеровского прибора непрерывного излучения**

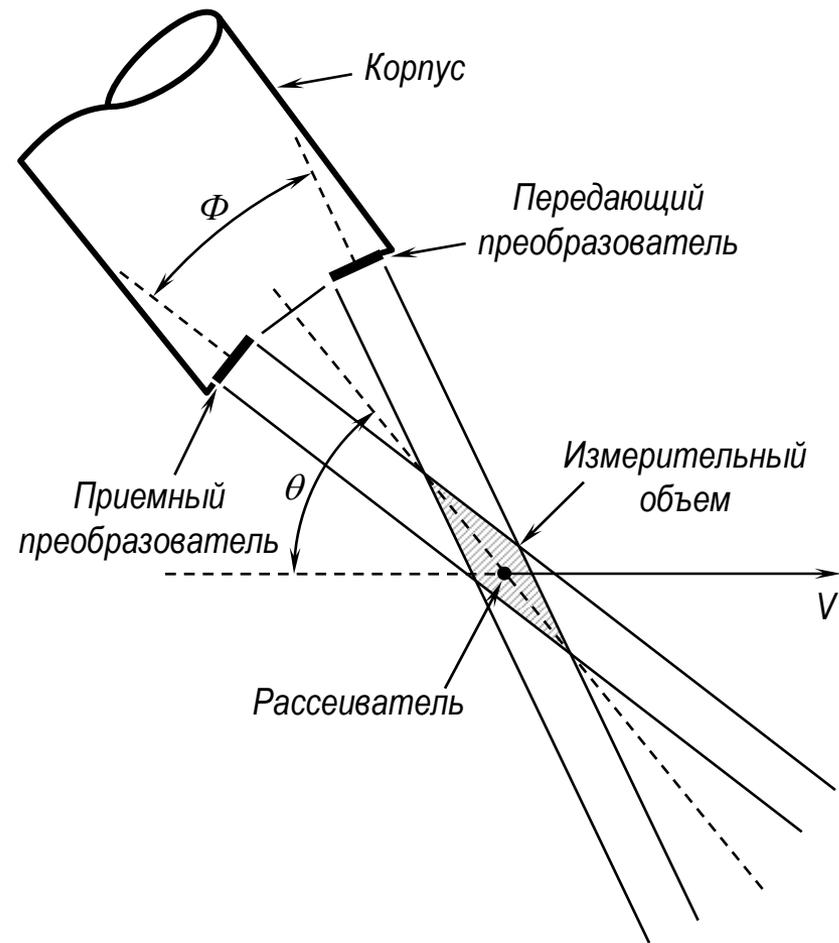


$\Phi$  – угол между падающим и отраженным пучками,

$\theta$  – угол между биссектрисой угла между пучками и вектором скорости.

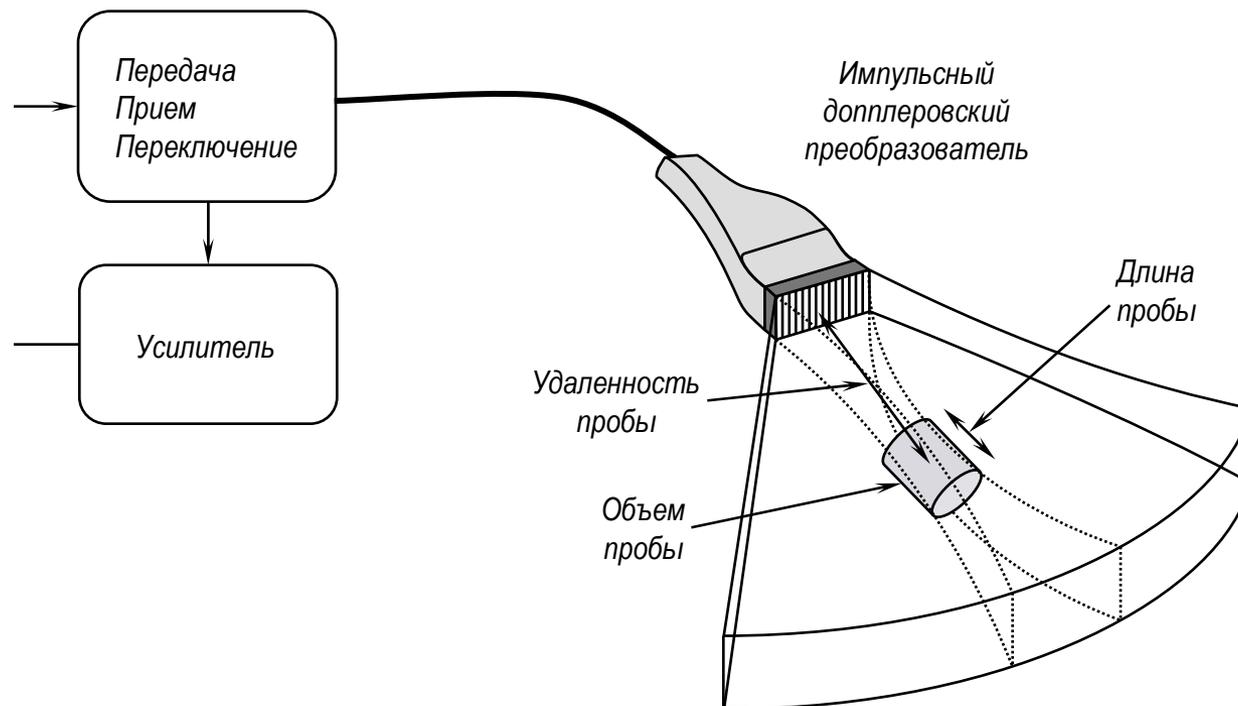
# Доплеровское устройство непрерывного излучения

- Простое и относительно недорогое устройство для измерения скорости крови.
- Необходимы два преобразователя: один непрерывно передает, а другой непрерывно принимает УЗ волну.
- Область перекрытия волн определяет местоположение точки измерения.
- Частоты двух сигналов вычитаются и находится Доплеровский сдвиг.
- Недостаточное разрешение по глубине.
- Удобен для измерения быстрых потоков и оценки глубоко лежащих сосудов.



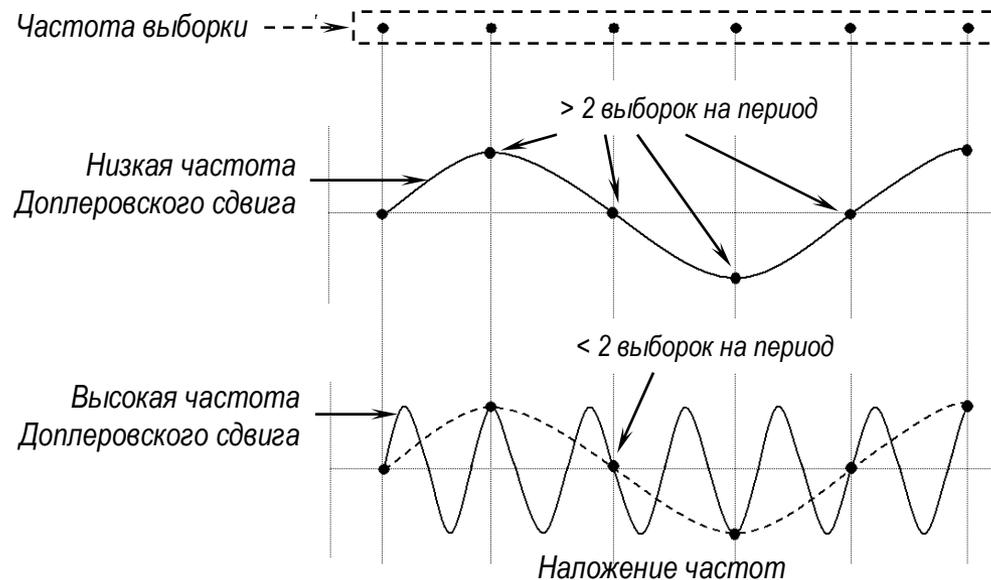
# Импульсное Доплеровское устройство

- Позволяет получать информацию как о скорости кровотока, так и о глубине расположения клеток (импульс – эхо).
- Используется один преобразователь.
- Селекция по глубине достигается электронно путем установления окна – селектора временного диапазона в пределах которого принимается сигнал, вне этого окна все сигналы обрезаются.



# Наложение спектров

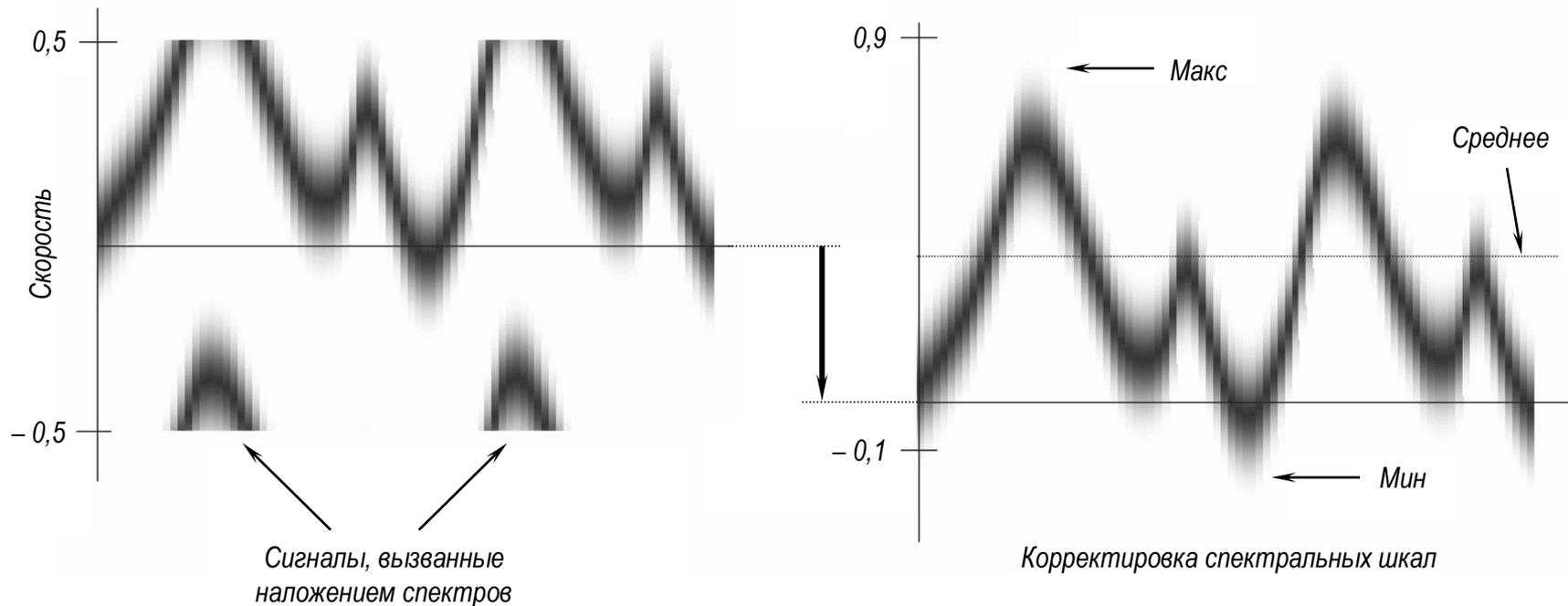
- Согласно теореме Шеннона о выборках, сигнал может быть восстановлен до тех пор, пока его собственная частота составляет менее половины от частоты замеров.
- Частота повторения импульсов ( $PRF$ ) должна быть по крайней мере в 2 раза больше максимального Доплеровского сдвига, найденного из измерений.
- Для сильного тока крови, порождающего Доплеровский сдвиг, который превышает  $\frac{1}{2} PRF$ , результат измерения скорости будет ошибочным.



$$\Delta f_{\max} = \frac{PRF}{2}$$

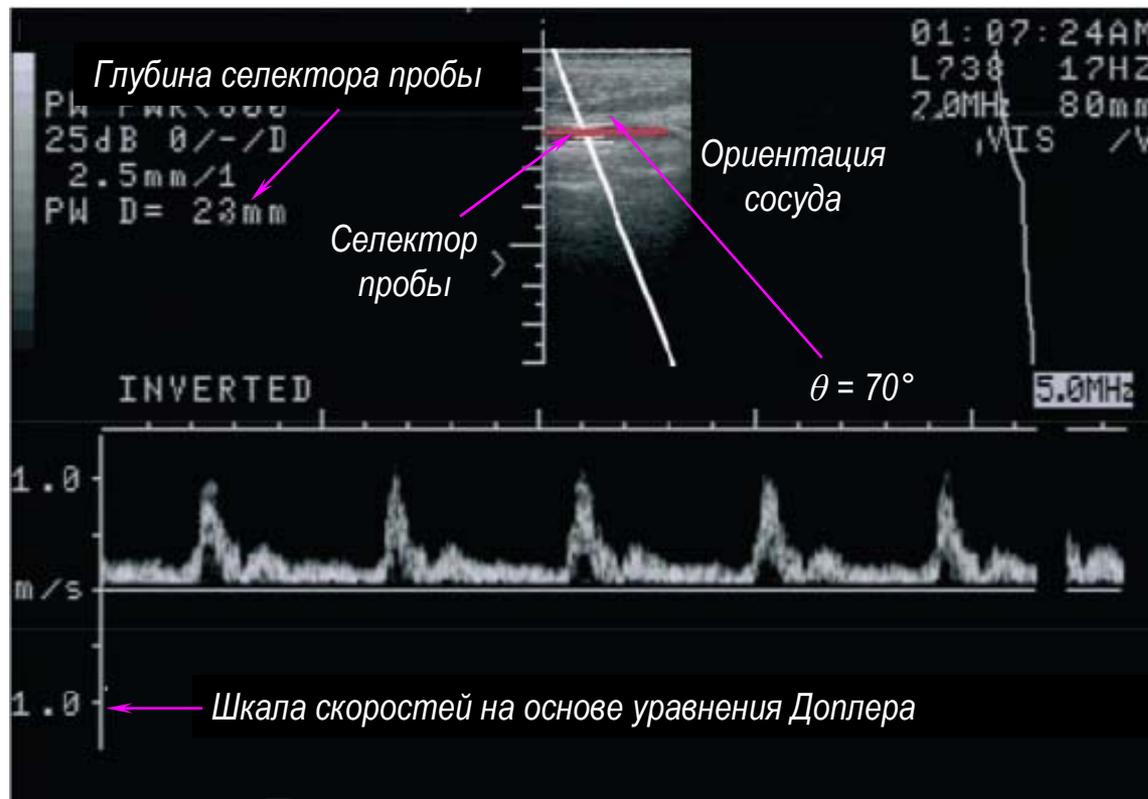
# Наложение спектров

- Наложение спектров характеризуется «циклическим возвратом» больших скоростей к противоположному направлению.
- Уменьшение или исключение наложения путем установки шкалы скоростей до более широких диапазонов, поскольку в большинстве устройств *PRF* сцеплено с установкой шкалы.



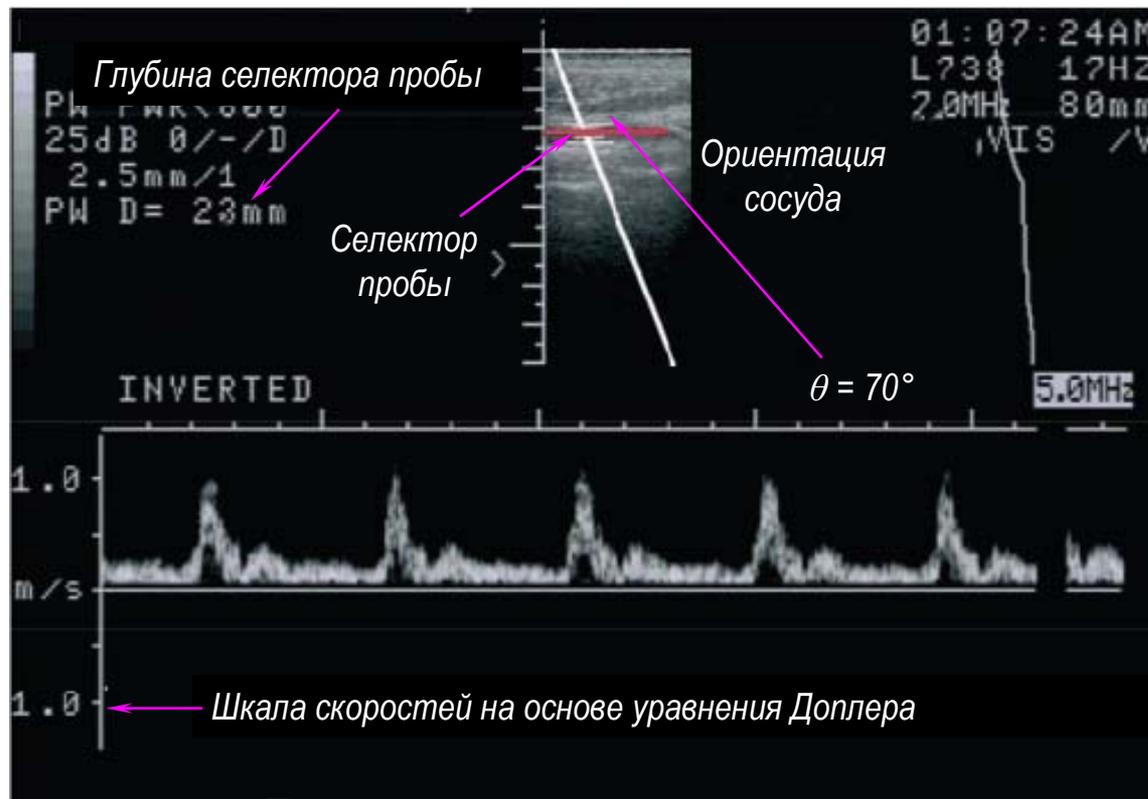
# Двойное сканирование

- Комбинация 2D режима II (B-mode ) УЗ визуализации и импульсного Доплеровского режима получения данных.
- 2D режим II (B-mode ) формирует изображение в реальном времени, что помогает выбрать установки окна Доплеровского селектора и затем – переключиться к Доплеровскому режиму.



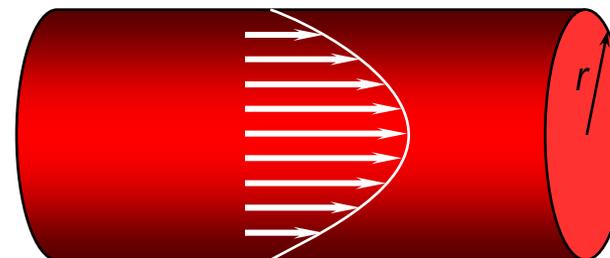
# Двойное сканирование

- Положение объема пробы (селектор диапазона) показывается курсором положения окна и линейным курсором для угла.
- Ошибки в определении объема потока могут возникать если:
  - ось сосуда не целиком лежит в сканируемой плоскости,
  - сосуд может быть искривленным.

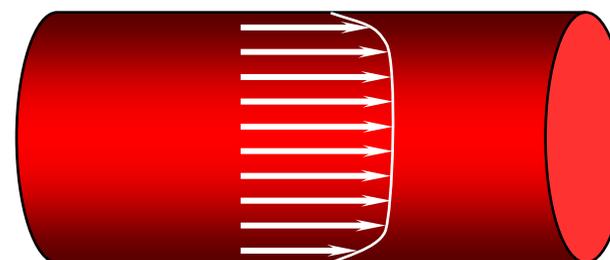


# Ток крови. Ламинарный, поток с тупым профилем скоростей и турбулентный

- Ламинарный поток – быстрый в центре большого сосуда с гладкими стенками.
  - Замедленный у стенок сосуда (трение).
- Поток с тупым профилем скоростей – однородный в центре, быстро спадающий у стенок сосуда.
- Турбулентный поток – в присутствии стеноза (сужение).
  - Проявляется как разделение потока, происходящее вниз от области сужения.



*Ламинарный поток*



*Поток с тупым профилем*

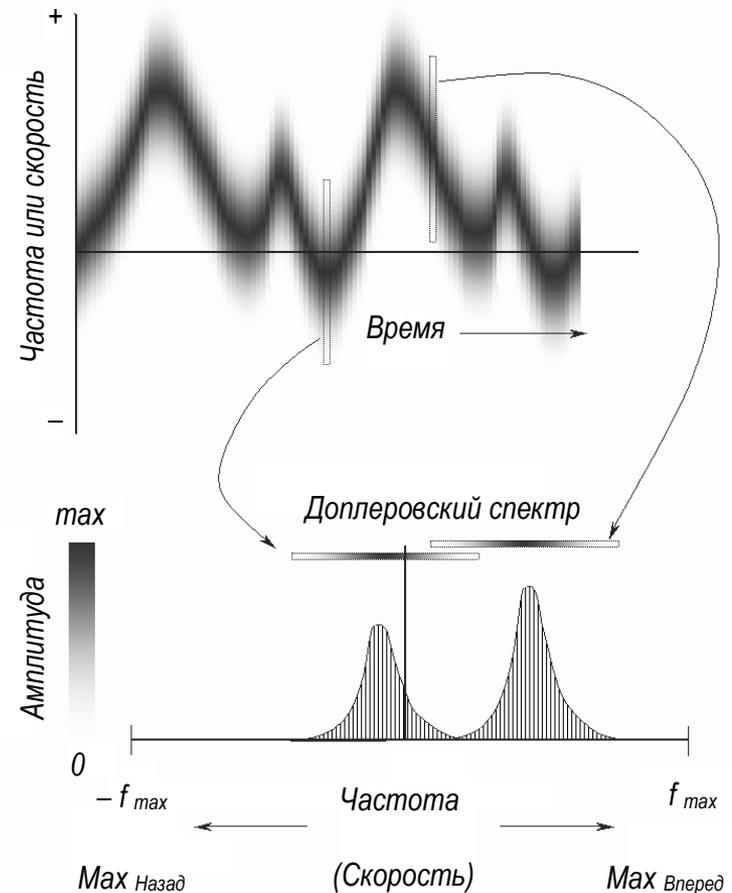


*Турбулентный поток*

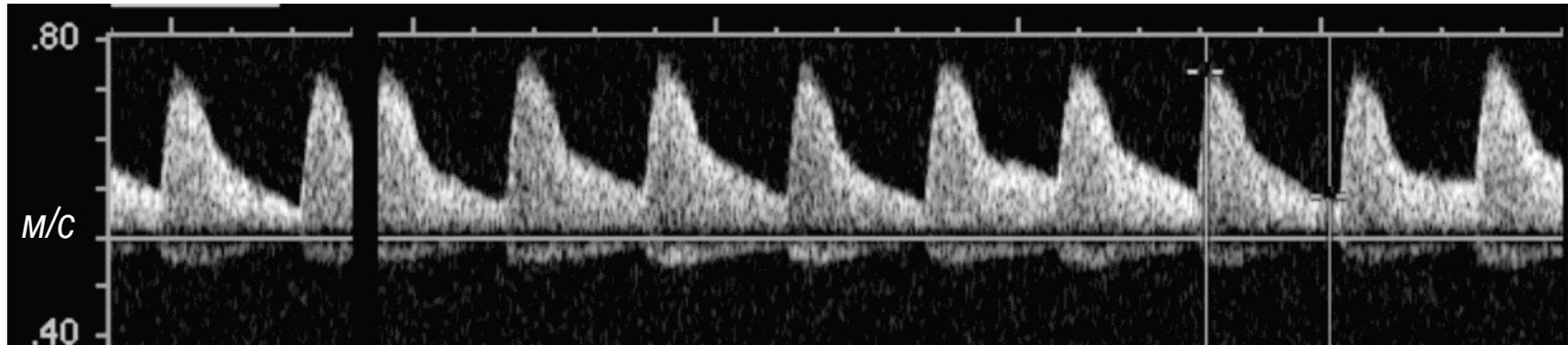
# Волновое представление спектра

- График зависимости Доплеровского сдвига частоты от времени.
- Амплитуда кодируется вариациями шкалы серого.
- Вид спектра – слышимый сигнал, который дает информацию:
  - о направлении потока;
  - как быстро поток движется (скорость);
  - качество течения (нормальный или аварийный поток)

## Представление доплеровского спектра

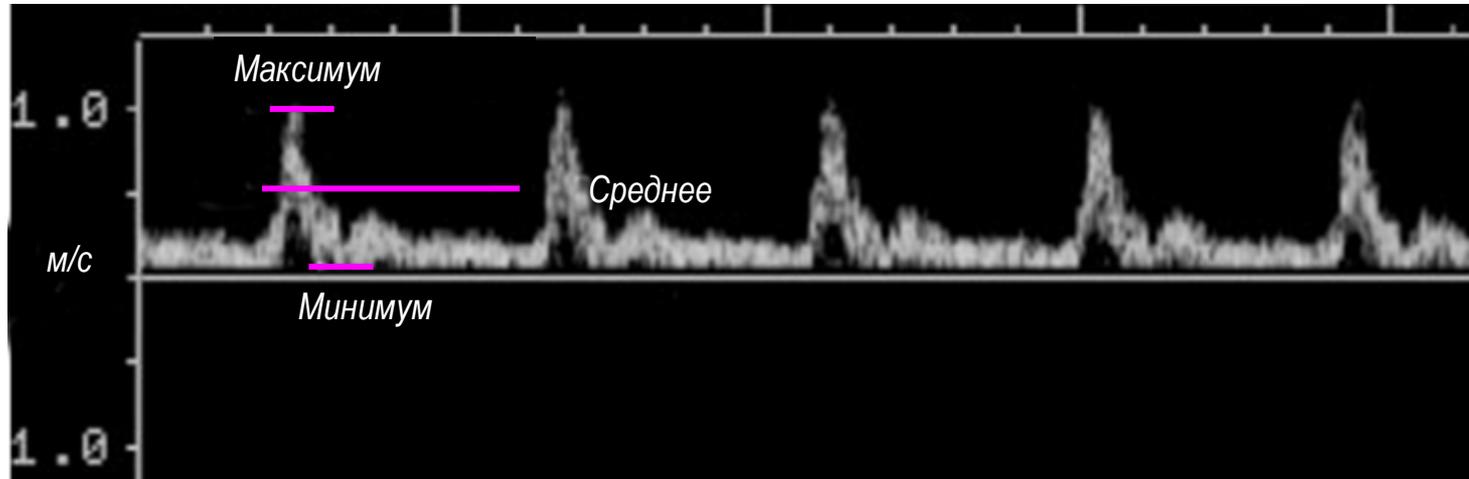


# Волновое представление спектра



- Широкий спектр соответствует турбулентному потоку.
- Узкий спектр соответствует ламинарному потоку в пределах Доплеровского спектра.
- На рисунке показано волновое представление спектра.

# Волновое представление спектра



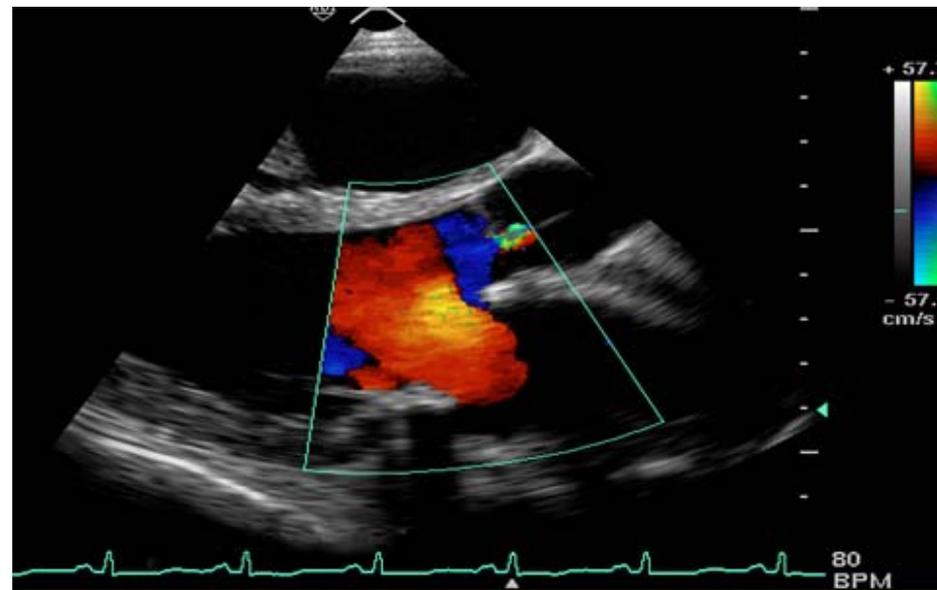
- $PI$  – коэффициент пульсаций,
- $RI$  – коэффициент резистивности,
- $S$  – систола,
- $D$  – диастола.

$$PI = \frac{v_{\max} - v_{\min}}{v_{\text{mean}}} = \frac{S - D}{\text{mean}}$$

$$RI = \frac{v_{\max} - v_{\min}}{v_{\max}} = \frac{S - D}{S}$$

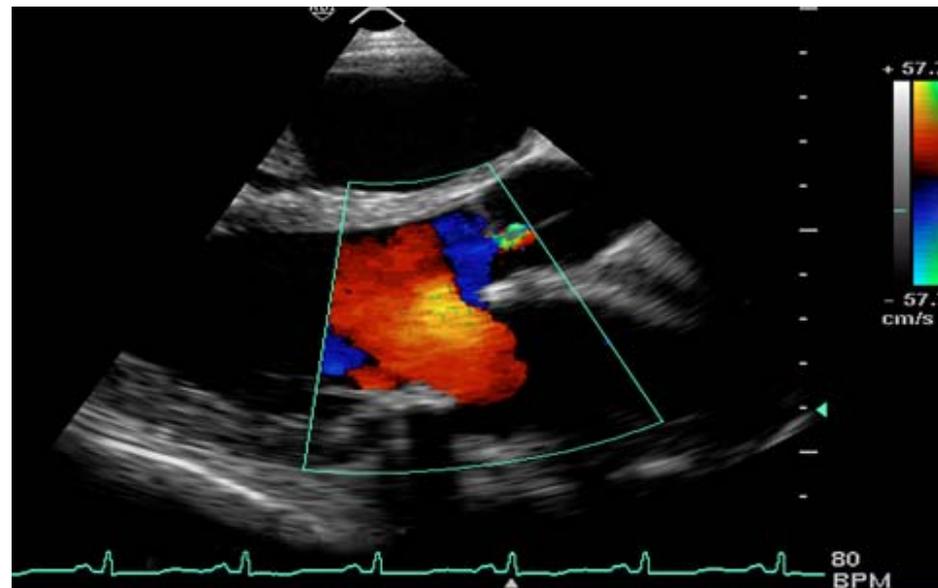
# Псевдораскраска УЗ визуализации потоков

- Окрашивание УЗ изображений потоков позволяет на двумерном экране показать движение крови в сосудах, наложенное на обычное серое изображение.
- Обычно, поток, направленный к преобразователю, обозначается красным и от преобразователя – синим.
- Турбулентные потоки могут изображаться зелеными или желтыми.



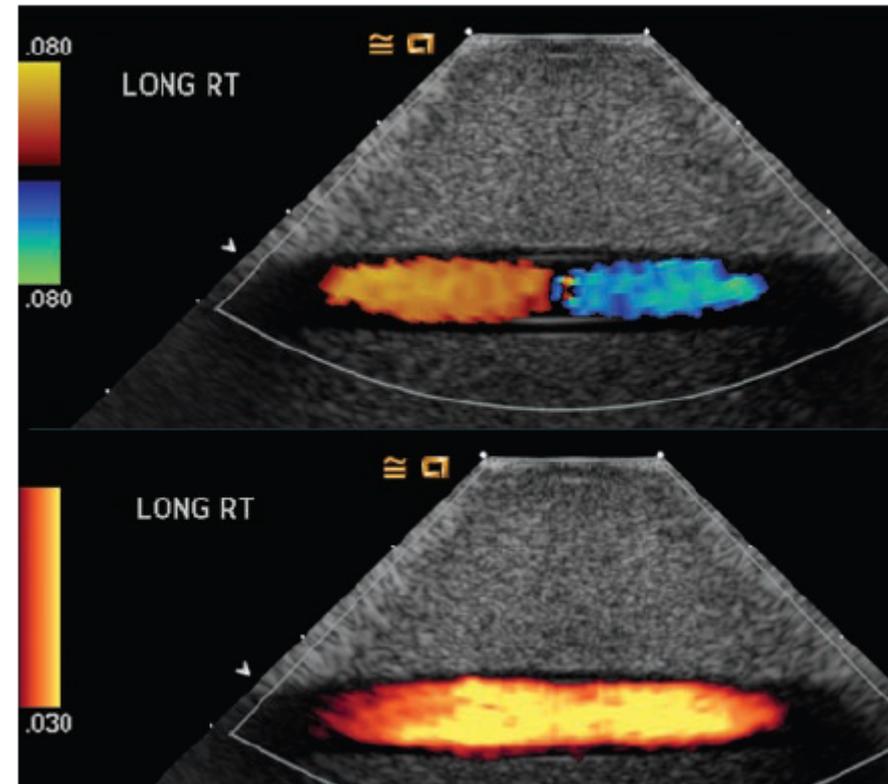
# Псевдораскраска УЗ визуализации потоков

- Интенсивность раскраски изменится с интенсивностью (скоростью) потока.
- Цветной Доплер может детектировать много меньшие потоки в сосудах, чем это видно на обычных УЗ изображениях.
- Единственное ограничение псевдораскраски – помехи от медленно движущихся твердых структур и шумы могут подавить более слабое эхо от движущейся крови.
- Пространственное разрешение цветных УЗ изображений много хуже, чем у серых изображений.



# Изображение (PD) мощности Доплеровского сигнала

- PD позволяет детектировать и интерпретировать слабые потоки крови, но при этом приносится в жертву количественная информация о потоке и информация о его направлении.
- PD использует только величину полученного Доплеровского сигнала.
- PD более чувствительно в областях, перпендикулярных направлению потока, где сигнал в стандартном псевдоокрашенном УЗ изображении потока теряется.
- Изображение сигнала не изменяется при изменении направления потока.



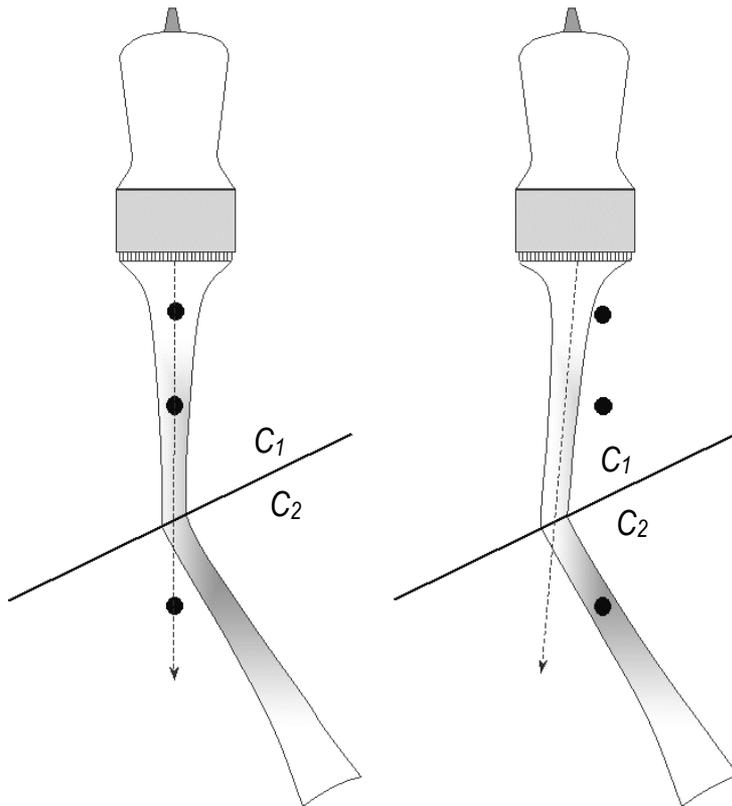
Псевдоокрашенный поток (наверху) и изображение мощности Доплеровского сигнала (внизу) одного и того же образца при равных условиях. Направление потока к и от преобразователя видны в псевдоокрашенном изображении (вверху). Изображение мощности Доплеровского сигнала демонстрирует только величину Доплеровского сдвига.

# **Ультразвуковые артефакты**

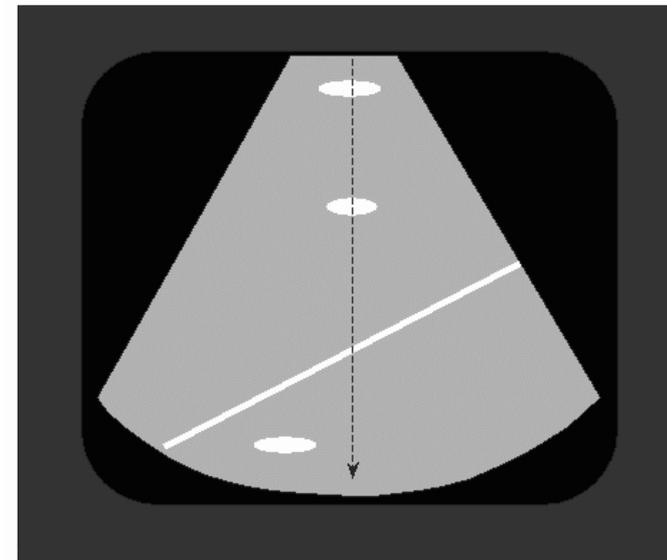
# Ультразвуковые артефакты

- Артефакты возникают при некорректном отображении анатомии или наличии шумов в процессе построения УЗ изображения.
- Рефракция – смещение анатомии в изображении.

Рефракция



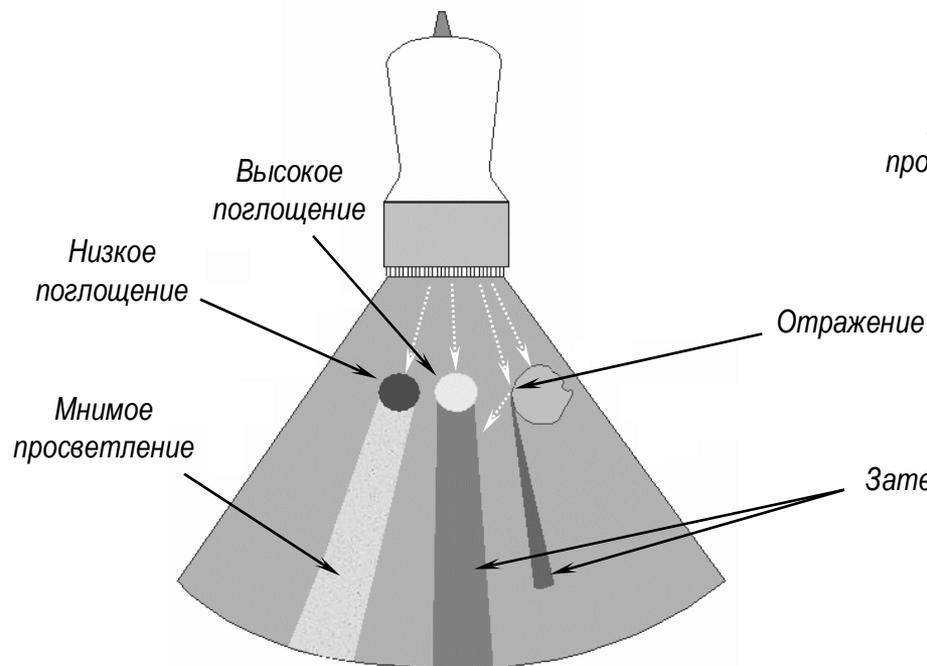
Изображение



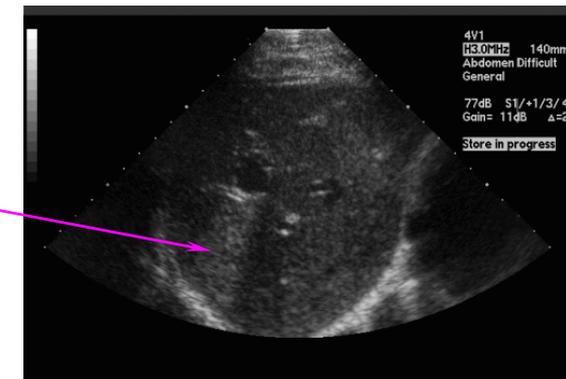
# Ультразвуковые артефакты

## Затенения и просветления

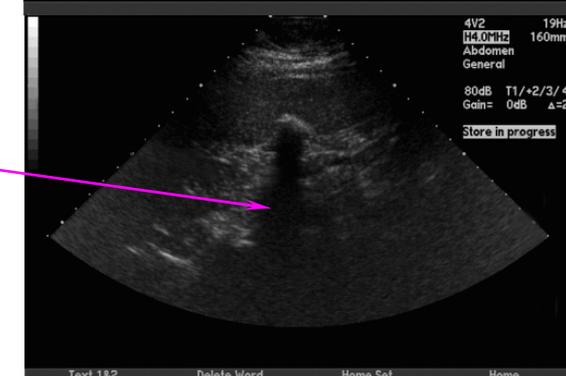
- Затенения – уменьшение интенсивности эха позади сильно поглощающих или отражающих объектов, таких как камни, создающие «тени».
- Неперпендикулярные отражения вблизи изогнутых краев масс так же могут вызвать затенения.
- Просветления – увеличение интенсивности эха позади объектов, поглощающих в минимальной степени, таких как киста, заполненная жидкостью.



Мнимое  
просветление

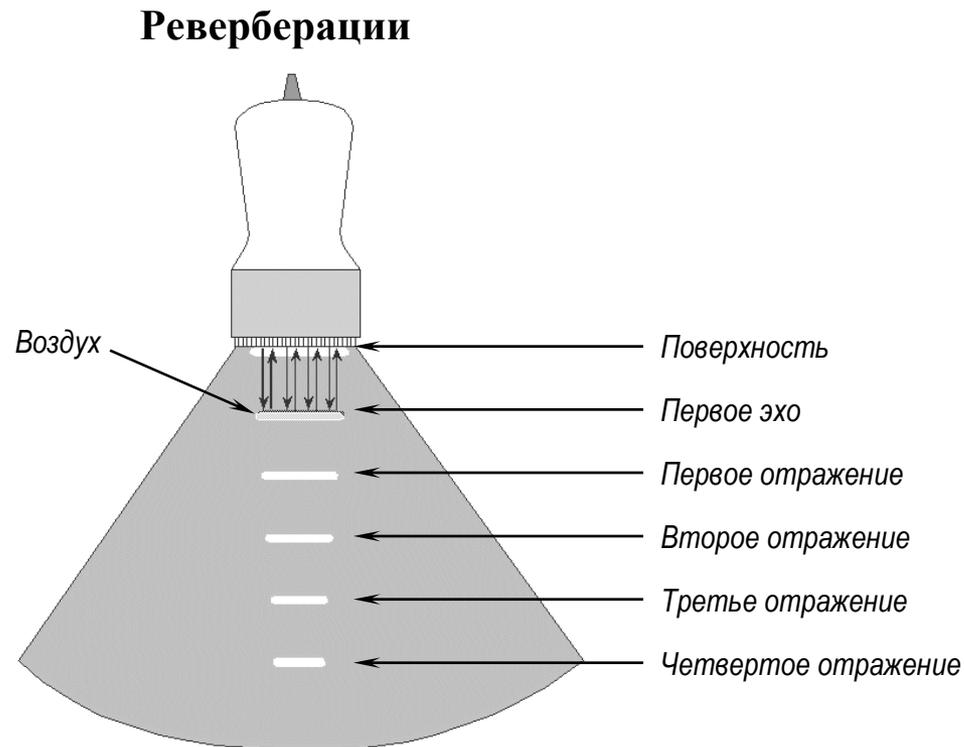


Затенение



# Ультразвуковые артефакты

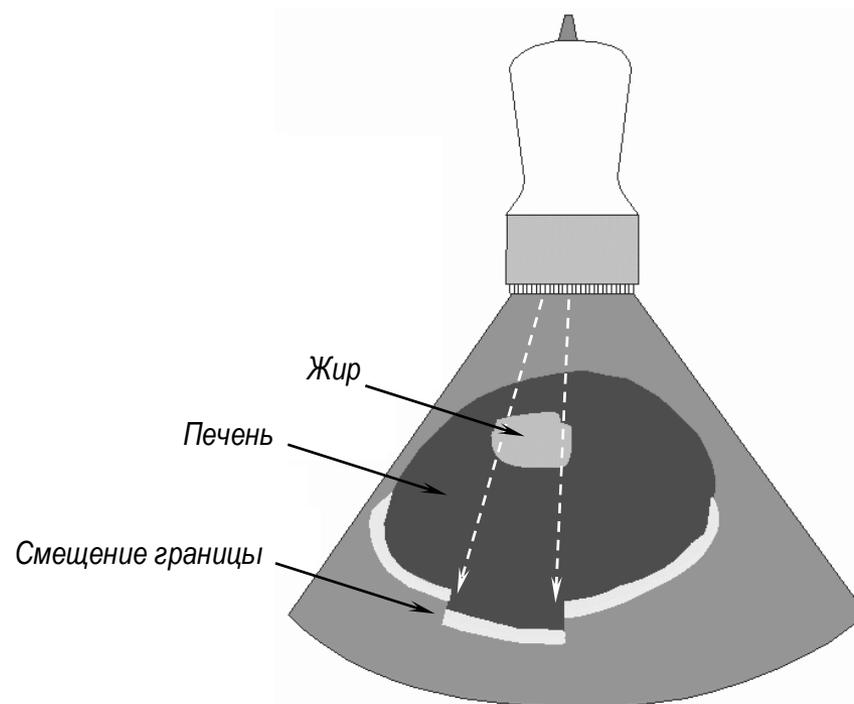
- Артефакт реверберации обычно возникает между двумя сильными отражателями, такими как воздушные мешки и матрицы преобразователей на поверхности кожи.
  - Отражение эха туда и обратно между двумя границами и создает в изображении сигналы уменьшающейся амплитуды на равном расстоянии друг от друга.
  - Иногда это называют артефактом кометного хвоста.



# Ультразвуковые артефакты

- Артефакт скоростного смещения порождается вариабельностью скорости в различных тканях.
  - В случае жировых тканей, более низкая скорость звука в жире приводит к смещению эхо сигнала от элементов дистальной анатомии примерно на 6% по сравнению с сигналами от элементов дистальной анатомии, проходящими через соседние ткани.

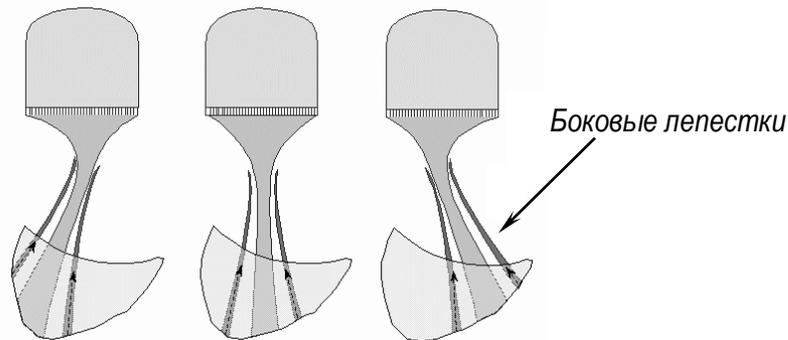
## Скоростное смещение



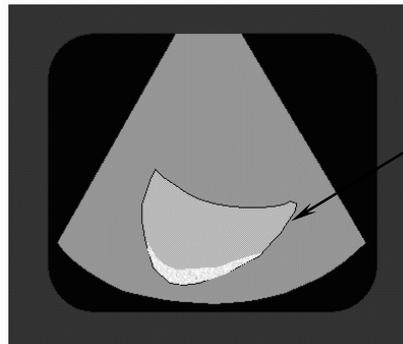
# Ультразвуковые артефакты

## Боковые лепестки, лепестки решетки

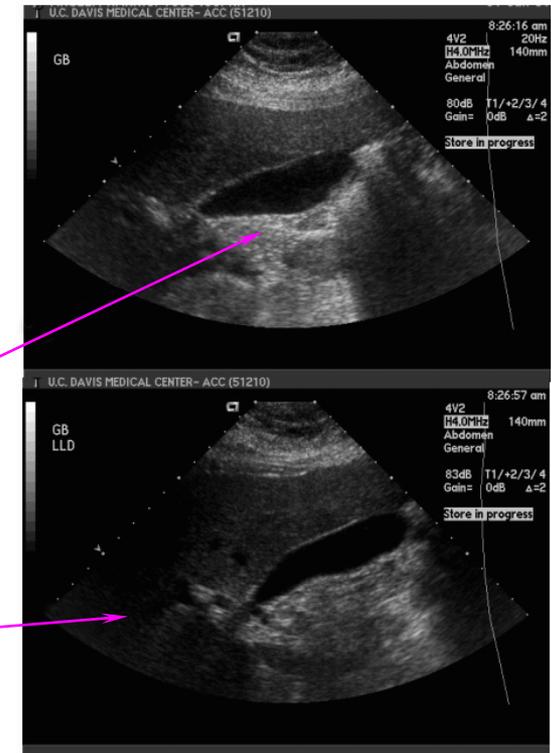
- Боковые лепестки – вызываются анатомическими особенностями вне главного пучка и проявляются в главном пучке.
- Боковые лепестки перенаправляют рассеянное эхо от смежных мягких тканей к органам, которые в норме дают слабое эхо.
  - Желчный пузырь – повышенная агрегация форменных элементов крови («сладж»).
- Лепестки решетки – создают ореолы на изображениях вне осевых высококонтрастных объектов.



Изображение

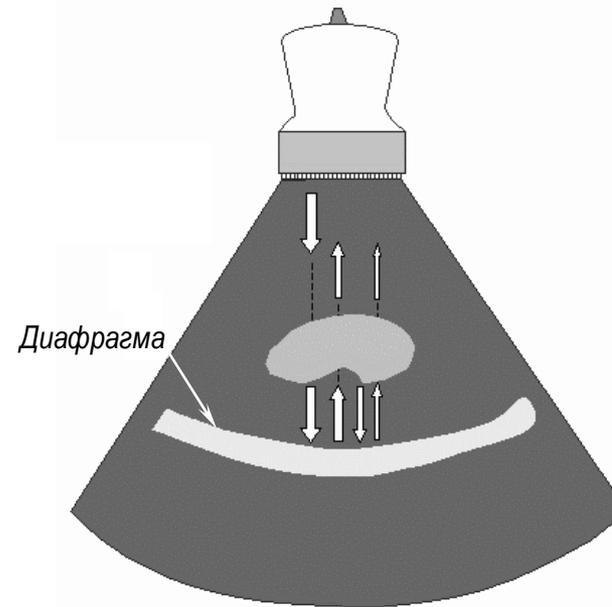


Альтернативный вид

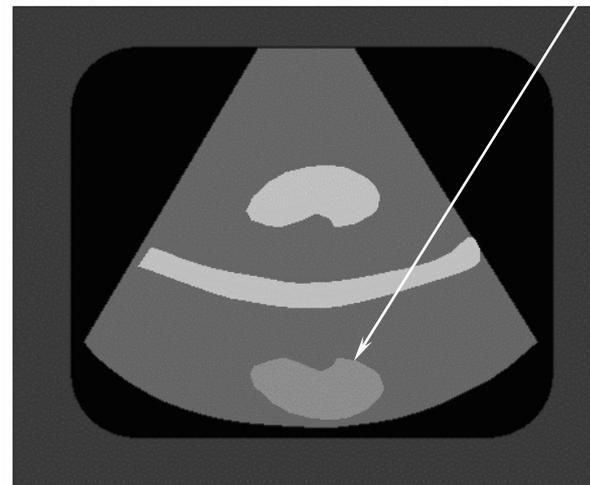


# Ультразвуковые артефакты

- Артефакт зеркального изображения изображения порождается множественными отражениями пучка между массой и сильным отражателем, таким как диафрагма.



- Множественные отражения приводят к появлению зеркального изображения позади диафрагмы.



Зеркальное изображение



# Ультразвуковые артефакты

- Артефакт толщины среза. Наиболее тонкие срезы изображения обеспечивают наилучшее разрешение мишени. Толстые срезы приводят к «частичному объемному осреднению», объекты вне фокуса «смазываются» или исчезают.



*Мишени, более широкие, чем срез в изображении, разрешаются*



*Мишени, более узкие, чем срез в изображении, усредняются в объеме среза и исчезают на УЗ изображении*

# ФАНТОМЫ

# Объекты для поверки эксплуатационных данных и обеспечения качества УЗИ

Нормативный документ федерального уровня, регламентирующий необходимость контроля состояния УЗИ сканеров, – Руководство Р 2.2.4/2.2.9.2266-07 «Гигиенические требования к условиям труда медицинских работников, выполняющих ультразвуковые исследования». П. 7.3 требует проведения периодического контроля качества изображений УЗИ сканеров.

Фантом Gattex 1430 LE для контроля Доплеровских и режима II (B-mode)



Фантом Gattex 405 GS LE для контроля режима II (B-mode)



# Объекты для поверки эксплуатационных данных и обеспечения качества УЗИ

Для контроля технического состояния УЗИ сканеров применяется специальное оборудование. В медицинской практике и медицинском приборостроении такое оборудование обычно называют фантомами, поскольку они имитируют определенные параметры человеческого тела. Фантомы изготовлены из тканеимитирующего материала (ТИМ), использование которого позволяет моделировать условия прохождения ультразвуковых сигналов в мягких биологических тканях. В состав фантомов входят различные наборы тест-объектов для контроля достоверности полученной количественной информации, качества визуализации.

Фантом Gamtex 1430 LE для контроля Доплеровских и режима II (B-mode)

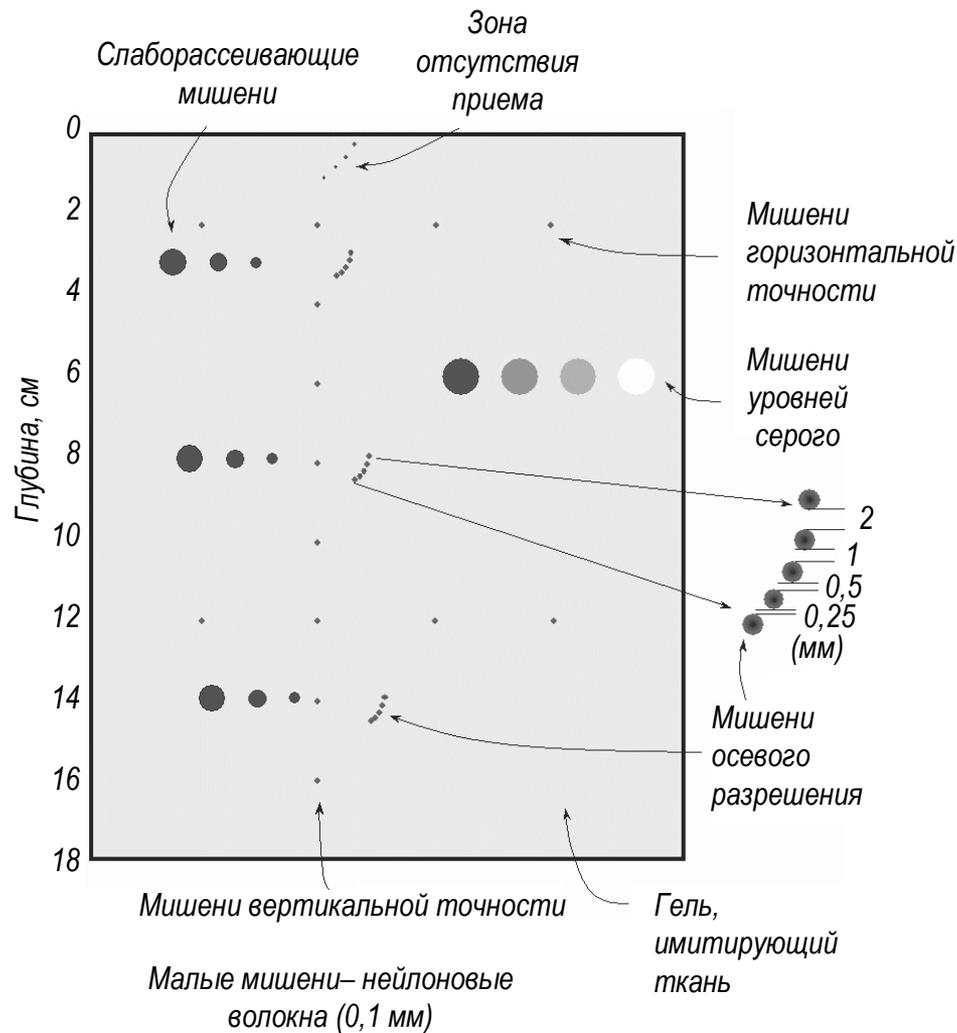


Фантом Gamtex 405 GS LE для контроля режима II (B-mode)



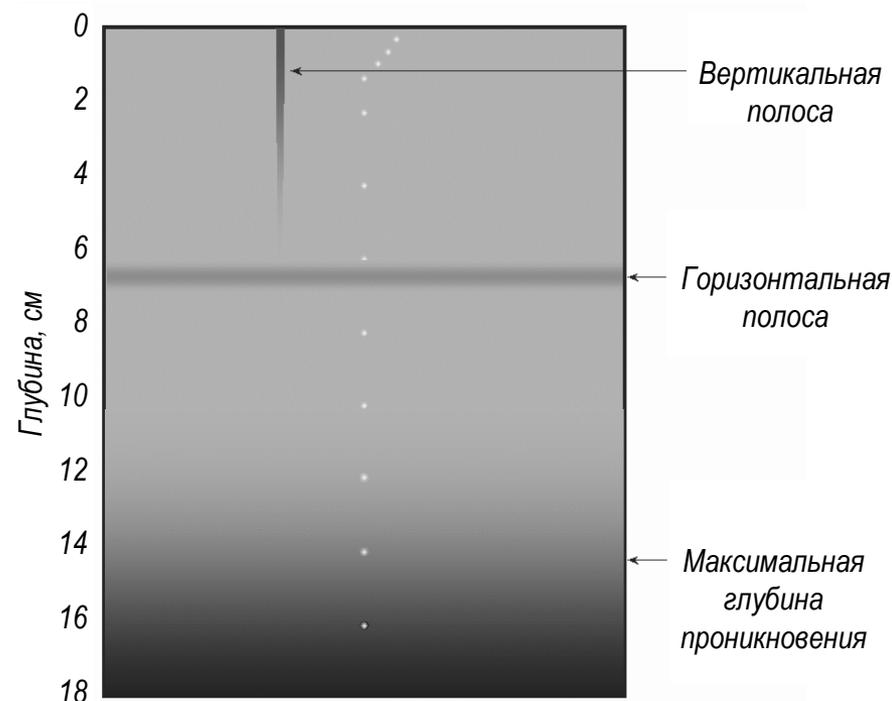
# Объекты для поверки эксплуатационных данных и обеспечения качества УЗИ

## Прецизионный многофункциональный фантом со шкалой серого (RMI 403GS LE)



# Объекты для поверки эксплуатационных данных и обеспечения качества УЗИ

Прецизионный много функциональный фантом со шкалой серого (RMI 403GS LE)



# **Биологическое воздействие УЗ волн**

# Биологическое воздействие УЗ волн

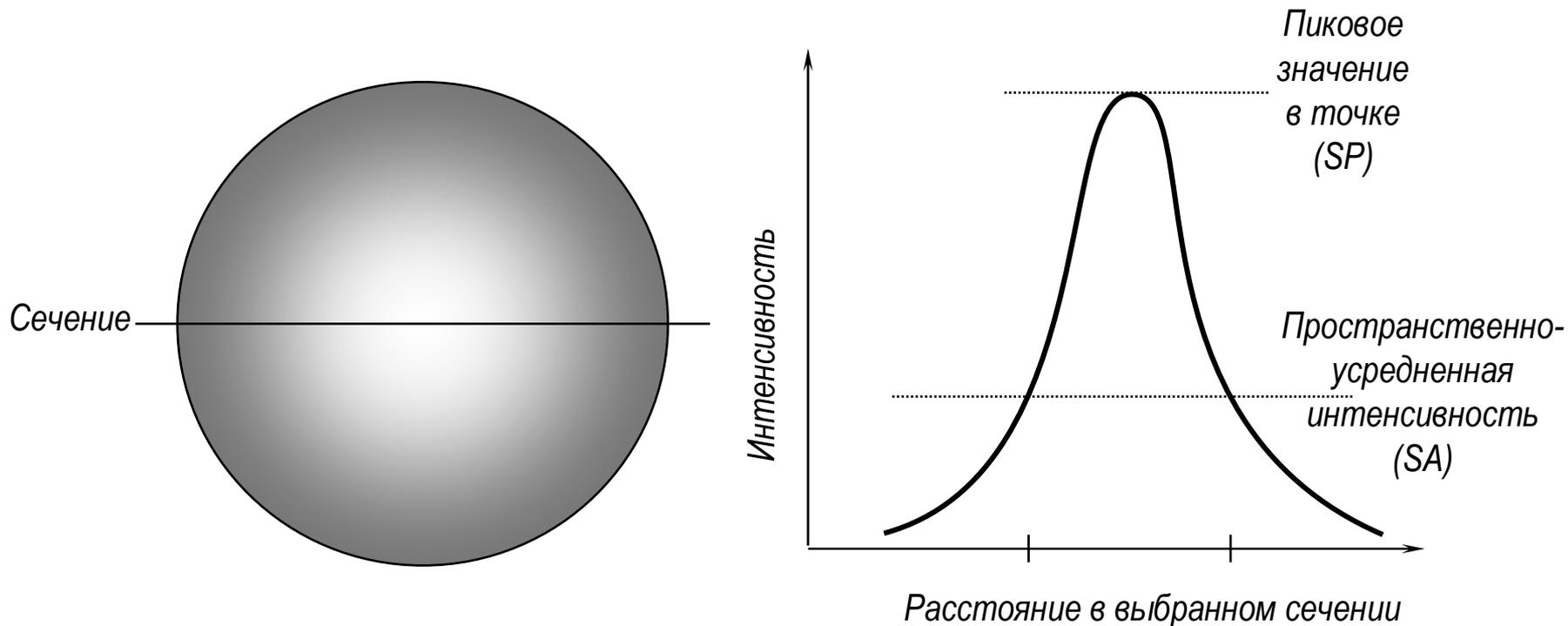
- С повышением интенсивности УЗВ механическое воздействие может привести к разрушению ткани. Ультразвуковая нейрохирургия ( $\sim 1000 \text{ Вт/см}^2$ .)
- Химическое воздействие: ускоряет диффузию в клетках, способствует деполимеризации крупномолекулярных белков, ускоряет процессы биохимического окисления.

Поскольку поглощение ультразвука в тканях человека характеризуется коэффициентом приблизительно 0,33 (т. е. 33% на 1 см), то одна треть энергии ультразвука, проходящая через сантиметровый слой, преобразуется в тепло, а две трети проникает дальше, чтобы вызвать в более глубоких слоях механический и тепловой эффект. Ясно, что в тканях, находящихся на различной глубине, повышение температуры под влиянием излучения различно и тем меньше, чем глубже. А поскольку коэффициент поглощения тканей разный, поэтому и степень нагревания тоже различна, и бывает, что в ткани, находящейся глубже и обладающей большей поглощающей способностью, в тепло превращается больше ультразвуковой энергии, чем в слоях над ней, несмотря на то, что интенсивность ультразвука в глубине уже существенно меньше.

# Акустическая мощность и биоэффекты

- Интенсивность в выбранной точке в течение одного импульса – усредненная пространственная интенсивность ( $I_{SPPA}$ ), Вт/см<sup>2</sup>.
- Интенсивность в выбранной точке усредненная по большому промежутку времени (много импульсов) – пространственно-временная усредненная интенсивность ( $I_{SPTA}$ ), Вт/см<sup>2</sup>.

## Распределение интенсивности в УЗ пучке

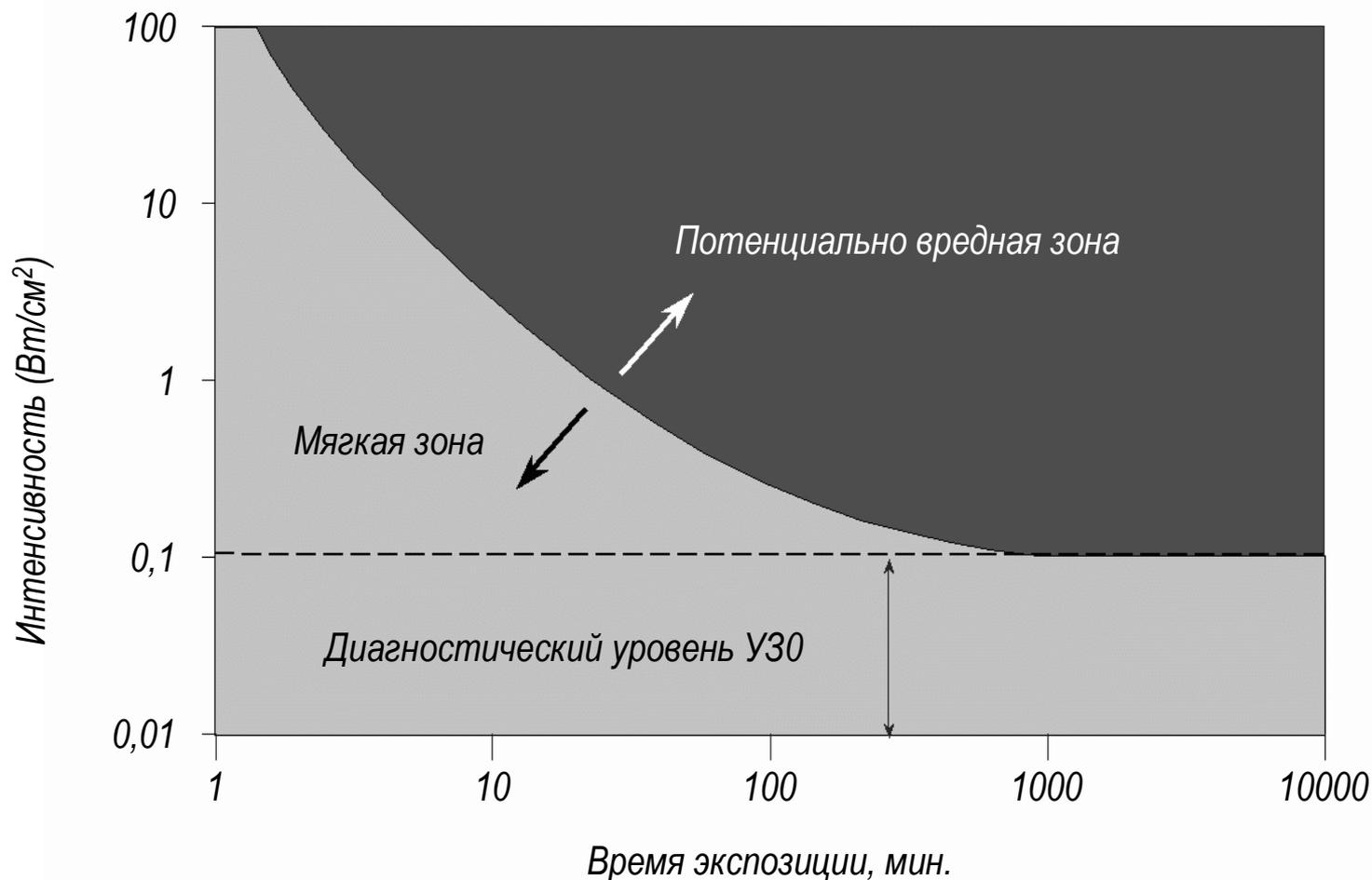


# Акустическая мощность и биоэффекты

## Типичные значения интенсивности для различных УЗ режимов

Режим	Амплитуда давления, МПа	$I_{SPTA}$ , Вт/см <sup>2</sup>	$I_{SPPA}$ , Вт/см <sup>2</sup>	Мощность, мВт
B-mode	1,68	19	174	18
M-mode	1,68	73	174	4
Импульсный Доплер	2,48	1,140	288	31
Псевдораскраска течения	2,59	234	325	81

# Биоэффекты



- Биоэффекты не проявляются при значениях интенсивности с пространственно-временным усреднением ( $I_{SPTA}$ ), меньших 100 мВт/см<sup>2</sup>.

# Акустическая мощность и биоэффекты

- При высоких уровнях мощности ультразвук может породить:
  - подобие кавитации – создание и схлапывание микроскопических пузырьков;
  - мелкомасштабные движения жидкостей (микротоки).
- Возникает нагрев тканей в результате поглощения энергии и это составляет основу для применения ультразвука в гипертермическом лечении.
- Тепловой коэффициент – отношение акустической мощности, созданной преобразователем, к мощности, которую нужно передать ткани в рабочей области пучка для разогрева ее на  $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ .
- В экспериментах на животных выявлено, что увеличение температуры до значений  $\geq 40\text{ }^{\circ}\text{C}$  в течение  $> 5$  мин может вызвать развитие аномалий в тканях эмбриона.
- Кости и мягкие ткани имеют различные тепловые коэффициенты. Возможен нагрев периферических тканей в области визуализации.

# Механическое действие УЗ волн

На основании простых физических рассуждений можно сделать вывод о том, что механическое действие ультразвука на живой организм зависит от амплитуды колебаний частиц. Можно доказать, что эта амплитуда тем больше, чем выше интенсивность звука, действующего на среду, а смещение обратно пропорционально частоте. Если при ультразвуковой терапии обычно используют аппараты мощностью  $2 \text{ Вт/см}^2$  с частотой  $800 \text{ кГц}$ , то амплитуда смещения частиц составит  $0,03 \text{ мкм}$ . Это значит, что если диаметр живых клеток принимать равным в среднем  $30 \text{ мкм}$ , то практически можно пренебречь смещением вещества, ведь даже теоретически оно не ставит больше тысячной части диаметра клетки.

# Диапазоны УЗ интенсивности

В медицине принято выделять три диапазона интенсивностей:

- 0,05-0,6 Вт/см<sup>2</sup> – низкий уровень интенсивности;
- 0,6-1,2 Вт/см<sup>2</sup> – средний уровень интенсивности;
- свыше 1,2 Вт/см<sup>2</sup> – сверхтерапевтический, высокий уровень интенсивности.

Международная электротехническая комиссия приняла решение о том, что максимальная интенсивность с головки излучателя терапевтического аппарата не должна превышать 3 Вт/см<sup>2</sup>.

Для определения мощности ( $N$ ) акустического излучателя любого ультразвукового аппарата достаточно интенсивность ультразвука (Вт/см<sup>2</sup>) умножить на площадь поверхности излучающей головки(см<sup>2</sup>):

$$N = I_0 S .$$

# **Основные положения УЗ визуализации**

# УЗ визуализация в гармониках основной частоты, артефакты, Доплеровская визуализация – основные положения

- Частоты гармоник – целочисленное кратное частот, содержащихся в УЗ импульсе.
- Обычно используется первая гармоника ( $2f_0$ ).
- Артефакты возникают из-за некорректного построения изображений анатомических особенностей или шумов в процессе получение данных для ультразвуковой визуализации.
- Применение эффекта Доплера в ультразвуковой визуализации основывается на сдвиге частоты УЗ волн, порожденным движением клеток крови.
- В Доплеровской визуализации с непрерывным излучением теряется осевое разрешение и сохраняется некоторая пространственная информация.
- Импульсная Доплеровская визуализация позволяет получать информацию как о скорости кровотока, так и о глубине расположения клеток (импульс – эхо).

$$v = \frac{f_d v_s}{2 f_i \cos(\theta)}$$

## УЗ визуализация в гармониках основной частоты, артефакты, Доплеровская визуализация – основные положения

- Частота повторения импульсов (*PRF*) должна быть по крайней мере в 2 раза больше максимального Доплеровского сдвига, получаемого в измерениях.
- Ламинарный поток, поток с тупым профилем скоростей и турбулентный поток.
- Обычно поток, направленный к преобразователю, обозначается красным и от преобразователя – синим.
- Волновое представление спектра, *PI*, *RI*.
- Кавитация – возникновение и схлопывание микроскопических пузырьков.
- Тепловой коэффициент – отношение акустической мощности, созданной преобразователем, к мощности, которую нужно передать ткани в рабочей области пучка для разогрева ее на 1°C.
- Биоэффекты не проявляются при значениях интенсивности с пространственно-временным усреднением (*ISPTA*), меньших 100 мВт/см<sup>2</sup>.

**Преимущества,  
достоинства и  
недостатки  
УЗ визуализации**

# Преимущества метода ультразвуковой диагностики

- Применяемая интенсивность невелика, поэтому нет никакой опасности ни для пациента, ни для персонала, работающего с аппаратом;
- Можно фиксировать отражение и от поверхностей, находящихся друг под другом;
- Можно исследовать и расположенные друг за другом органы, а при рентгеновском исследовании можно определять только протяженность органов в поперечном направлении;
- По изображению на экране можно быстро определить состояние больного.

# Ультразвук

## Достоинства

- Дешевый
- Доступный
- Томографический
- Тканевая специфичность
- Кровоток
- НЕ радиоактивный
- Диспансерное наблюдение

# Ультразвук

## Недостатки

- Зависит от квалификации оператора
- Ограниченное поле исследования
- Не точная повторяемость  
(воспроизводимость)
- Пригоден в основном только для мягких тканей
- Кости, газы, жировые ткани ограничивают доступные области

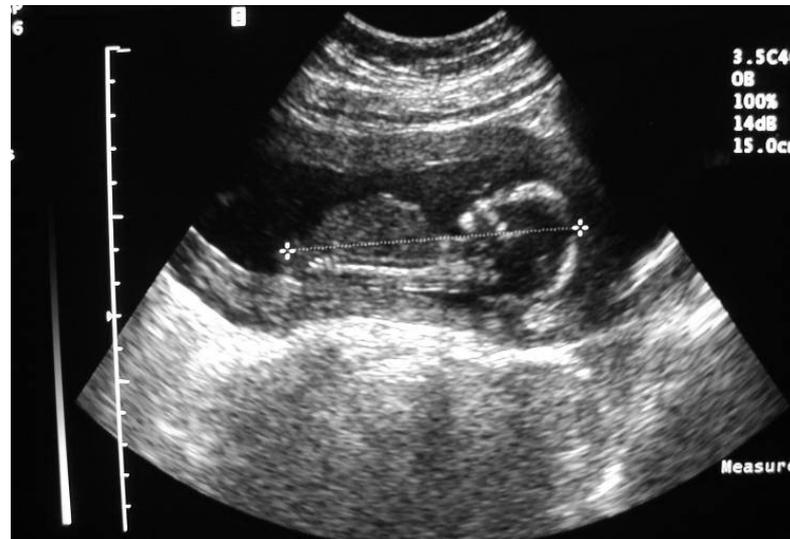
# Выводы

- Мягкое не ионизирующее излучение
- Управляется оператором
- Портативное / многоплановое
- Низкая стоимость
- Ткани твёрдые / жидкие + + +
- Воздух / кость - - -

# **Примеры применения**

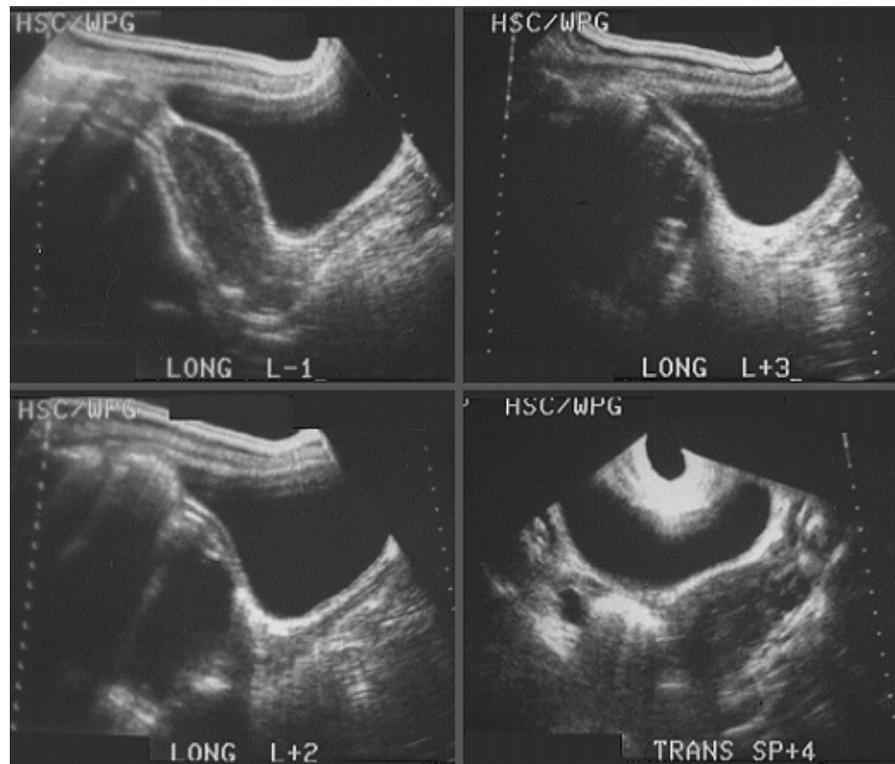
# Примеры применения

- **Акушерство** – наиболее распространенная область применения УЗ диагностики (**B-mode**).
  - Определение наличия беременности.
  - Возраст зародыша.
  - Положение плаценты.
  - Скорость сердцебиения эмбриона (160 – 180 ударов в мин.)
  - Расчет объема гестационной полости.
  - Расчет бипариетального диаметра.
  - Отклонения в развитии эмбриона.

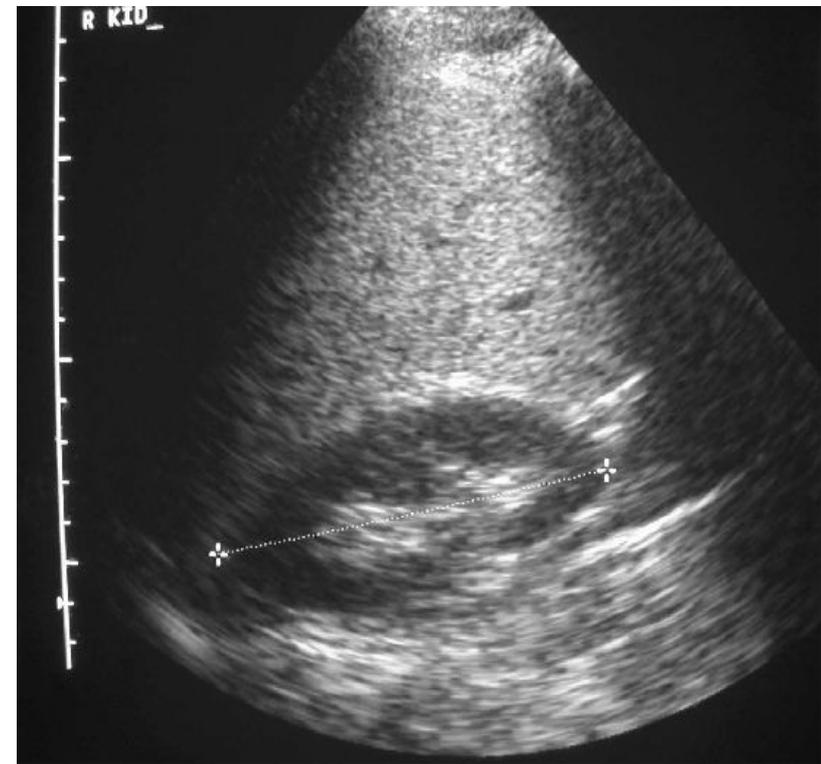


# Примеры применения

## Почечная лоханка



## Правая почка



- Частота УЗ волны – от 2 до 5 МГц. Овальные очертания, гладкая поверхность. Эхо-сигналы высокого уровня.

# Примеры применения

## Печень

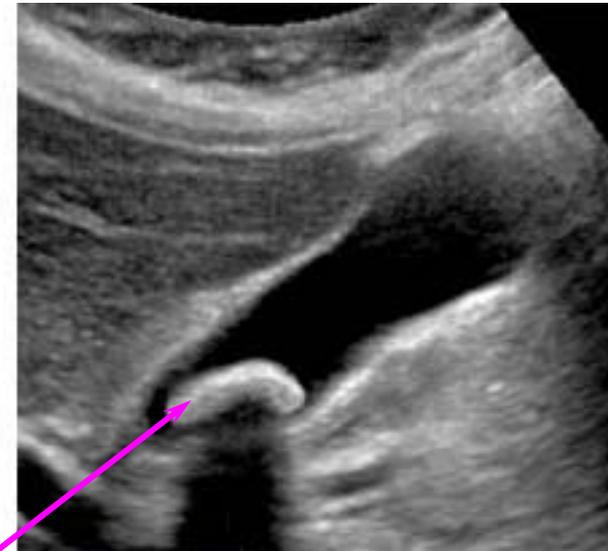
- Частота УЗ волны – от 2 до 3 МГц.
- Цели исследования:
  - выявление объемных показателей (измерение размеров),
  - определение диффузных или локальных изменений структур,
  - определение образований (опухоли, кисты и.т.д.), их характеристика, топография.



# Примеры применения

## Желчный пузырь

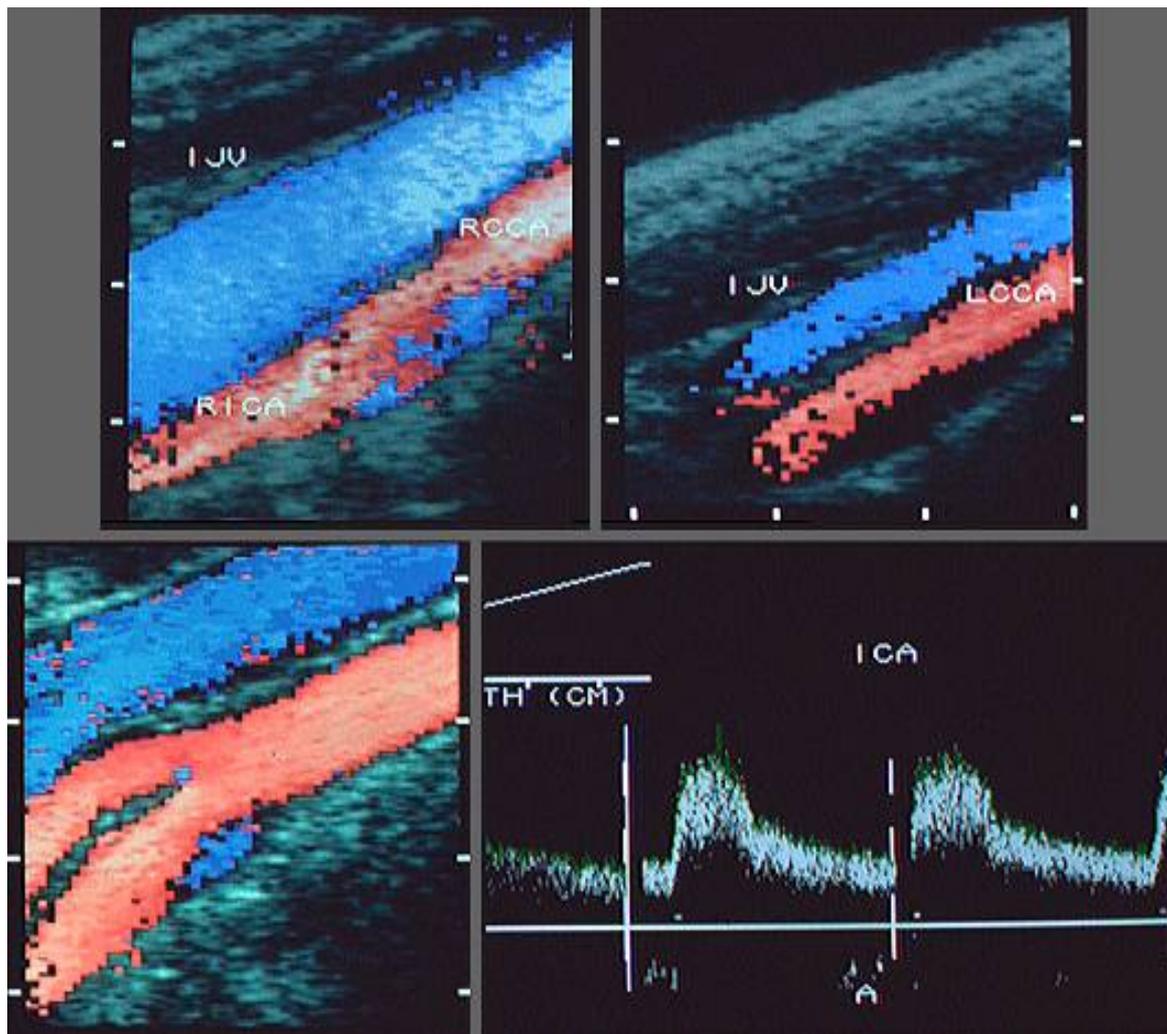
- Частота УЗ волны – от 2 до 3 МГц.
- Желчные камни обнаруживаются по наличию акустической тени позади них.



Желчный  
конкремент

# Примеры применения

## Сонная артерия



# Информационное обеспечение

## Основная литература к дисциплине «Физические основы диагностики»

- Ультразвук в медицине: Физические основы применения. / Под ред. К. Хилла, Дж. Бэмбера, Г. тер Хаар. Пер. с англ. под ред. Л.Р.Гаврилова, и др.. М. : Физматлит, 2008. - 540 с.
- Балдев Радж, В. Раджендран, П. Паланичами. Применения ультразвука. – М.: Техносфера, 2006. – 576 с.
- Физика визуализации изображений в медицине: в 2-х томах / Под ред. С. Уэбба; Пер. с англ. под ред. Л.В. Бабина, А.П. Сарвазяна. - М.: Мир, 1991. - т. 1. - 407 с. - т. 2. - 406 с.
- И.Е. Эльпинер. Ультразвук. Физико-химическое и биологическое действие. - М.: Физматгиз, 1963. - 420 с.