

Казанский (Приволжский) федеральный университет  
Институт физики  
Кафедра медицинской физики

С.В. Ефимов, А.В. Халиуллина, К.С. Усачев

**Лабораторные работы по медицинской физике**  
**Часть 3. Ультразвук**

Учебное пособие

Казань – 2026

УДК 534.2  
ББК 22.3  
Е27

*Печатается по решению учебно-методической комиссии Института физики  
Казанского (Приволжского) федерального университета (протокол №5 от 22.01.2026 г.)*

Авторы:

Доцент кафедры медицинской физики, к.ф.-м.н., С.В. Ефимов  
Доцент кафедры медицинской физики, к.ф.-м.н., А.В. Халиуллина  
Профессор кафедры медицинской физики, д.ф.-м.н., К.С. Усачев

Рецензенты:

Доцент кафедры физики молекулярных систем института физики КФУ,  
к.ф.-м.н. Савостина Людмила Ивановна  
Директор Физтех-школы физики и исследований им. Ландау, ведущий научный сотрудник  
МФТИ, к.ф.-м.н. Рогачев Андрей Вячеславович

Лабораторные работы по медицинской физике. Часть 3. Ультразвук: Учебное пособие /  
С.В. Ефимов, А.В. Халиуллина, К.С. Усачев. – Казань, КФУ. – 100 с.

Учебное пособие «Лабораторные работы по медицинской физике. Часть 3» представляет собой сборник описаний лабораторных работ по ультразвуку. По каждой работе приводится краткая теория, описание установок, порядок выполнения.

Пособие адресовано в первую очередь студентам медико-биологических специальностей 31.05.01 «Лечебное дело» и 31.05.03 «Стоматология», но также может быть рекомендовано студентам физических направлений (бакалавриат по направлениям 03.03.02 «Физика» и 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии») и обучающимся по магистерской программе 03.04.02 «Медицинская физика».

Авторы выражают благодарность профессору А.В. Аганову, доцентам Л.И. Савостинной, А.В. Рогачеву и А.В. Дуглаву за внимательное рецензирование рукописи и полезные замечания по материалам курса общей физики; инженеру 1 категории кафедры медицинской физики Н.Ф. Галиуллиной за помощь в подготовке иллюстраций и вычитку рукописи перед публикацией.

УДК 534.2  
ББК 22.3  
Е27

© Ефимов С.В., Халиуллина А.В., Усачев К.С.  
© КФУ

## Содержание

Введение .....	5
ОСНОВЫ ТЕОРИИ.....	6
1. Свойства звука .....	6
1.1. Длина волны, частота, скорость .....	6
1.2. Интенсивность.....	9
2. Взаимодействие ультразвука с тканями .....	10
2.1. Акустический импеданс .....	10
2.2. Отражение .....	10
2.3. Согласование импедансов. Ультразвуковой гель .....	12
2.4. Преломление .....	13
2.5. Рассеяние .....	13
2.6. Поглощение и затухание.....	15
3. Ультразвуковые датчики .....	15
3.1. Пьезоэлектрики .....	15
3.2. Ультразвуковой датчик .....	17
3.3. Свойства ультразвукового луча.....	18
3.4. Основы импульсного эхо-метода.....	20
3.5. Пространственное разрешение.....	20
4. Эффект Доплера .....	23
УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭХОСКОП.....	26
5. Техника безопасности .....	26
6. Органы управления на передней стороне эхоскопа GS200, ультразвукового сканера FlowDop и насоса MultiFlow .....	27
6.1. Блок передатчика и приёмника.....	28
6.2. Блок усиления по времени (TGC).....	29
6.3. Органы управления прибором Doppler FlowDop.....	31
6.4. Насос MultiFlow .....	31
ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ.....	33
191. Затухание ультразвука в твёрдых телах .....	33

192. Ультразвуковая эхография (А-скан).....	41
193. Ультразвуковой В-скан (режим яркости) .....	49
194. Ультразвуковой ТМ-скан (движущиеся объекты).....	59
195. Ультразвуковой эффект Допплера .....	66
197. Механика потока.....	73
198. Измерение артериального давления с помощью ультразвука .....	80
199. Ультразвуковая компьютерная томография .....	90
Библиография.....	99

## Введение

В настоящем сборнике представлены описания лабораторных работ по физике ультразвука, предназначенные для студентов медицинских специальностей. Поскольку теория колебаний и волн является логичным продолжением курсов механики и молекулярной физики, данный практикум позволяет углубить эти знания.

В теоретической части пособия изложены базовые свойства звуковых волн, а также законы распространения звука и ультразвука в различных средах. Эти знания составляют физическую основу для понимания принципов ультразвуковой диагностики (УЗИ). Выполнение представленных экспериментальных работ позволит студентам ознакомиться с принципами действия оборудования для генерации и приёма ультразвука; на практике исследовать влияние частоты ультразвука на качество получаемого изображения; изучить основные режимы ультразвукового сканирования.

Некоторые из представленных лабораторных работ включают вопросы динамики потока жидкостей, что позволяет глубже исследовать концепцию вязкости на новом практическом материале. Кроме того, на примере ультразвука изучаются фундаментальные волновые явления – дифракция и интерференция, что закладывает единую теоретическую основу для последующего освоения раздела оптики. Особое место занимает работа по ультразвуковой томографии, которая демонстрирует универсальный принцип получения послойных изображений. Этот эксперимент служит ключевым связующим звеном, позволяющим в дальнейшем понять устройство и физические основы более сложных диагностических систем, в частности, рентгеновской компьютерной томографии.

Мы рекомендуем писать отчёт к выполненной работе по следующей схеме:

1. Запишите название работы и цели, которые следует достигнуть.
2. Включите в отчёт необходимые таблицы с результатами, графики и расчёты.
3. Сделайте выводы, соответствующие поставленным целям. Объясните характер полученных зависимостей (линейная, квадратичная) с помощью известной теории и формул. Например: опишите, как интенсивность ультразвука меняется по мере его прохождения через вещество; определите, как скорость звука зависит от его частоты.

# ОСНОВЫ ТЕОРИИ

## 1. Свойства звука

Звук представляет собой *продольную механическую волну*, в которой частицы вещества совершают колебательные движения в том же направлении, в котором распространяется сама звуковая волна. Человеческое ухо улавливает звуки в диапазоне частот приблизительно от 20 Гц до 20 кГц. Высокочастотные колебания, выходящие за границу 20 кГц, принято называть *ультразвуком*. Такие животные, как летучие мыши и дельфины, могут издавать звуки в диапазоне от 20 до 100 кГц в целях ориентирования в пространстве. Однако звуки с частотой выше 100 кГц обычно не встречаются в природе, и подобные колебания создают и детектируют только искусственные устройства. Частоты ультразвука, используемые в медицине для диагностики, чаще всего попадают в интервал от 2 до 15 МГц.

Базовые понятия курса общей физики, необходимые для самостоятельной подготовки, изложены в учебниках (учебных пособиях) разного уровня, например [1–3].

### 1.1. Длина волны, частота, скорость

Звуковая волна, как и всякая другая волна, создаётся в материале под влиянием колеблющегося предмета. Его движение порождает звуковую волну, и частицы той среды, через которую она проходит, колеблются в ту и другую сторону на некоторой частоте  $f$  (рисунок 1). Частота связана с периодом – временем, необходимым для завершения одного полного цикла колебаний – соотношением

$$f = 1/T. \quad (1)$$

Единица измерения периода – секунда (с), частоты – герц (Гц); 1 Гц соответствует одному циклу в секунду.

Прохождение звука требует некоторой среды, вещества (газообразного, жидкого или твёрдого), в отличие от света (электромагнитной волны), способного распространяться в вакууме. Звук – продольная волна, характеризующаяся длиной  $\lambda$  и частотой  $f$ . На физическом уровне звук распространяется в виде чередующихся областей сгущений (С) и разрежений (R) частиц среды (т.е. областей повышенного и пониженного давления в среде), варьирующихся вокруг среднего значения. Именно это колебание в воздухе, производимое, например, громкоговорителем или иным устройством, достигает уха (рисунок 1).

Скорость звука  $v$ , длина волны  $\lambda$  и частота  $f$  связаны соотношением

$$v = f \cdot \lambda. \quad (2)$$

Скорость звука является свойством конкретного материала и зависит от его молекулярной структуры, плотности и температуры. Таким образом, произведение длины волны и частоты есть величина постоянная.

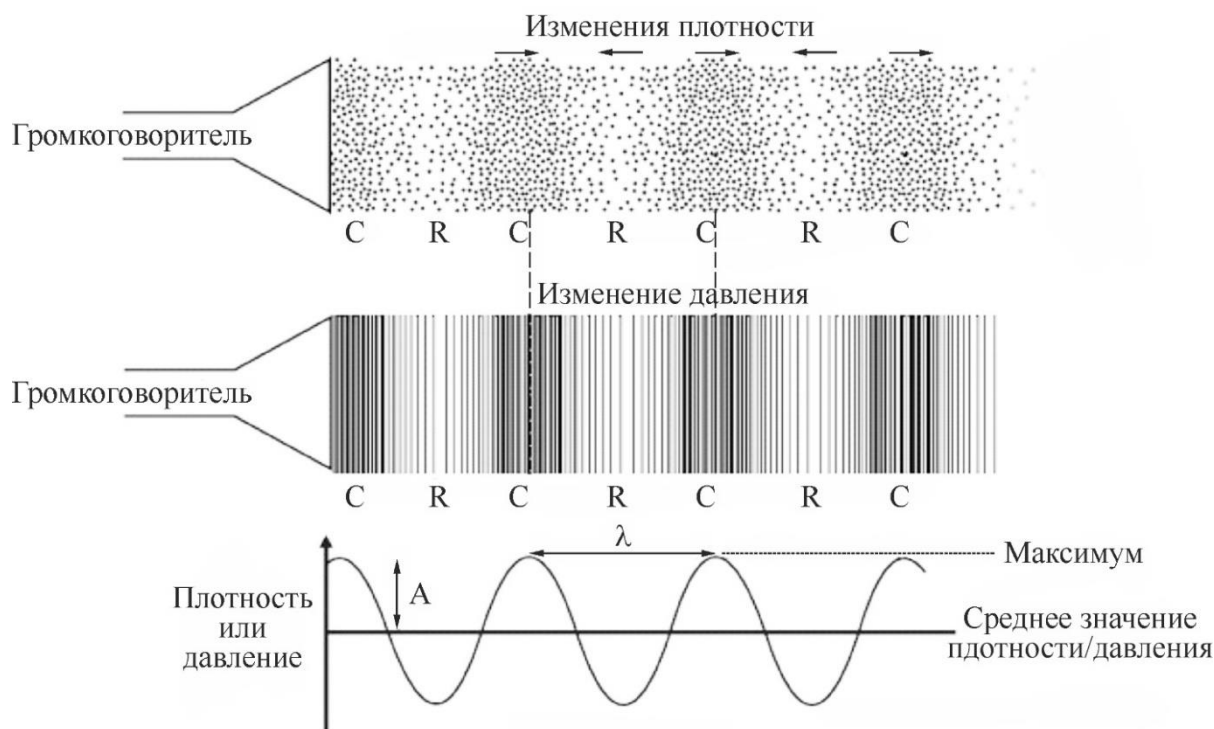


Рис. 1. Распространение звуковой волны в среде

Длина волны ( $\lambda$ , измеряется в метрах) – это период её повторения в пространстве, расстояние между двумя соседними уплотнениями или разрежениями. Амплитуда волны ( $A$ ) соответствует максимальному отклонению давления (или плотности частиц) от среднего значения.

От длины волны зависит *пространственное разрешение* ультразвукового изображения; чем она меньше, тем разрешение выше. В однородном веществе или ткани организма частота и скорость звука постоянны, следовательно, более короткие волны получают в звуке более высокой частоты. Ниже приводятся некоторые примеры расчётов длины волны для разных частот и материалов.

Пример 1. Луч УЗ частотой 2 МГц в мягких тканях, в соответствии с формулой (2), имеет длину волны

$$\lambda = \frac{v}{f} = \frac{1540 \text{ (м/с)}}{2 \cdot 10^6 \text{ (1/с)}} = 770 \cdot 10^{-6} \text{ (м)} = 0,77 \text{ (мм)}.$$

В этой же ткани УЗ луч с частотой 10 МГц будет иметь частоту

$$\lambda = \frac{v}{f} = \frac{1540 \text{ (м/с)}}{10 \cdot 10^6 \text{ (1/с)}} = 154 \cdot 10^{-6} \text{ (м)} \cong 0,15 \text{ (мм)}.$$

Таким образом, более высокочастотный звук имеет более короткую длину волны.

Математически волны обычно описываются в виде синусоидальных волн – они создаются источником, испытывающим гармонические колебания. Уравнение волны как функции координаты и времени в таком случае имеет вид

$$y(x,t) = A \sin(kx - \omega t), \quad (3)$$

где  $k = 2\pi/\lambda$  – так называемое волновое число (1/м),  $\omega = 2\pi f$  – угловая частота (рад/с).

Скорость звука, как уже было сказано, зависит от свойств среды. В более упругих, жёстких телах звук распространяется быстрее. Мерой упругости твёрдых тел служит модуль Юнга  $Y$  (Па). С другой стороны, инерция частиц вещества ограничивает скорость звука, и она оказывается зависящей от плотности материала  $\rho$  (кг/м<sup>3</sup>). Таким образом, в твёрдых телах скорость звука равна

$$v = \sqrt{Y/\rho}. \quad (4)$$

Если среда – жидкость или газ с объёмным модулем упругости  $B$ , то формула для скорости звука имеет вид

$$v = \sqrt{B/\rho}. \quad (5)$$

Объёмный модуль упругости характеризует устойчивость вещества к сжатию. Он определяется как отношение бесконечно малого приращения давления  $dP$  к вызываемому им относительному изменению объёма, и обычно имеет положительное значение:  $B = -V \cdot dP/dV$ , где  $V$  – исходный объём вещества, а  $dP/dV$  означает производную давления от объёма.

Скорость звука в идеальном газе выражается формулой

$$v_{зв} = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M}}, \quad (6)$$

где  $M$  – молярная масса газа (кг/моль),  $\gamma$  – показатель адиабаты (константа Пуассона) данного газа,  $R$  – универсальная газовая постоянная (8,314 Дж/(моль·К)), и  $T$  – абсолютная температура (К).

Для сухого воздуха при нормальных условиях  $\gamma = 1,4$ , а средняя молярная масса  $M = 28,98$  г/моль. В таком случае можно записать:

$$v_{зв} = 20,05\sqrt{T}. \quad (7)$$

Значения  $\rho$  и  $v$  для различных материалов приведены в Таблице 1.

Таблица 1

Плотность  $\rho$ , скорость звука  $v$  и акустический импеданс  $Z$   
для разных сред

Среда (вещество)	Плотность $\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	Скорость звука $v$ , м/с	Акустический импеданс $Z$ , $\times 10^6$ кг/(м <sup>2</sup> ·с)
Воздух	1,29	331	0,00043
Вода (дистилл.)	1000	1498	1,48
Кровь	1060	1570	1,59
Мозг	1025	1510	1,58
Жировая ткань	952	1450	1,38
Мышцы (в среднем)	1075	1580	1,70
Мягкие ткани (в среднем)	1060	1540	1,63
Кости (в среднем)	1400–1900	4080	5,6 – 7,8
Полиметилметакрилат	1200	2700	3,2
Сталь	7700– 900	5960	45,9 – 47,1

## 1.2. Интенсивность

Интенсивность звуковой волны  $I$  показывает, какая энергия в среднем переносится волной за время  $t$  через воображаемую фигуру с площадью  $S$ , расположенную перпендикулярно направлению распространения волны:

$$I = \frac{E}{t \cdot S}. \quad (8)$$

Единица измерения интенсивности – ватт на квадратный метр (Вт/м<sup>2</sup>). Её также можно выразить через амплитуду звука  $A$ , циклическую частоту  $\omega$ , скорость звука  $v$ , а также плотность  $\rho$  и акустический импеданс материала  $Z$ , в котором волна распространяется:

$$I = \frac{1}{2} \rho v A^2 (2\pi f)^2, \quad (9)$$

$$I = \frac{1}{2} Z (A\omega)^2. \quad (10)$$

Как видно из уравнения (9), интенсивность звуковой волны пропорциональная квадрату частоты. Также интенсивность можно выразить через вариацию давления в среде (амплитуду волны давления  $\Delta p_{\text{макс}}$ ):

$$I = \frac{1}{2} \frac{\Delta p_{\text{макс}}^2}{Z}. \quad (11)$$

## 2. Взаимодействие ультразвука с тканями

Распространение УЗ в тканях в основном зависит от акустического импеданса (сопротивления) ткани и может проявляться в таких явлениях, как отражение, преломление, рассеяние и поглощение ультразвуковой энергии.

### 2.1. Акустический импеданс

Акустический импеданс, или волновое сопротивление среды, входит во многие важные формулы акустики. Эта величина в целом описывает степень «жесткости» среды, а количественно равна произведению плотности на скорость звука (измеряется в кг/(м<sup>2</sup>·с)):

$$Z = \rho \cdot v. \quad (12)$$

Воздух, мягкие ткани, кости являются типичными примерами сред с низким, средним и высоким значениями акустического импеданса, с которыми можно встретиться в практике УЗИ (примеры даны в Таблице 1). Эффективность передачи звука из одной среды в другую зависит от акустических импедансов: если эти параметры у двух соприкасающихся сред близки, значительная часть звуковой энергии пройдет через границу, а если они резко отличаются друг от друга, большая часть звука отразится обратно к источнику. Среди различных мягких тканей значения  $Z$  обычно схожие, что позволяет ультразвуку проходить довольно глубоко в тело обследуемого пациента.

### 2.2. Отражение

Когда УЗ волна попадает перпендикулярно на границу двух сред (угол падения  $\theta_i = 0^\circ$ ), она частично отражается обратно к источнику звука (в таком случае говорят об эхе). Другая часть энергии волны проходит сквозь границу и продолжает двигаться в прежнем направлении (рисунок 2а).

Если луч падает под углом  $\theta_i \neq 90^\circ$ , то при условии, что скорость звука во второй среде больше, чем в первой ( $v_2 > v_1$ ), угол преломления будет больше угла падения  $\theta_t > \theta_i$  (рисунок 2б).

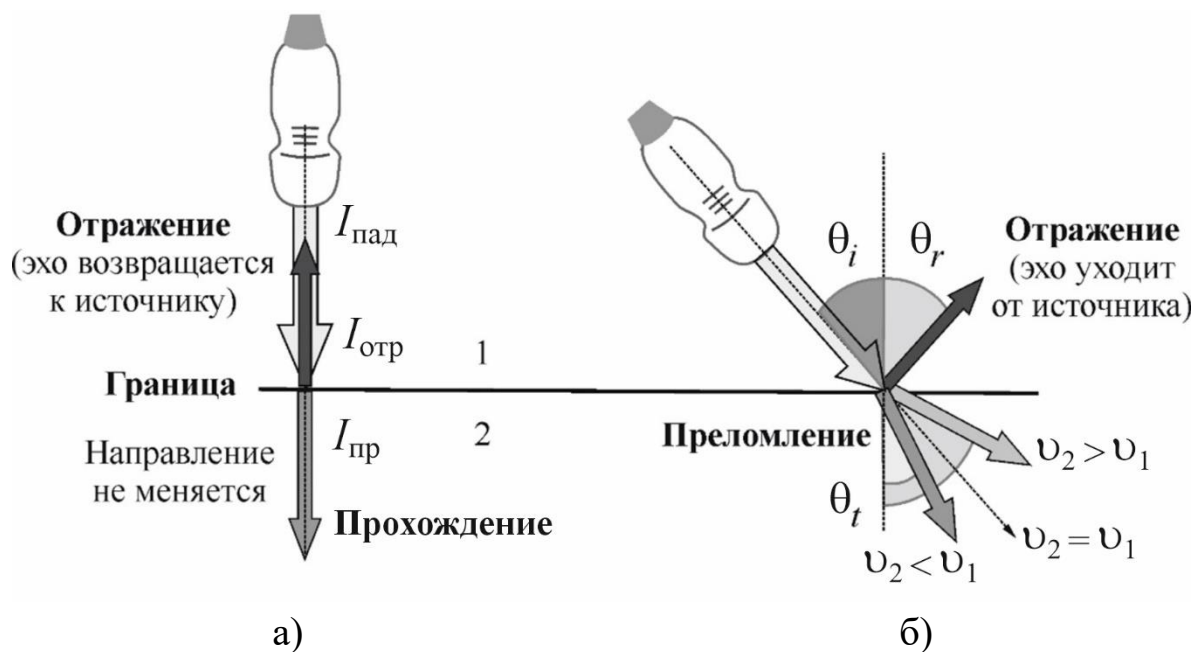


Рис. 2. Отражение и преломление УЗ на границе двух сред с разными волновыми сопротивлениями  $Z$ . а) – Нормальное падение УЗ луча на границу раздела сред, б) – падение УЗ луча под углом  $\theta_i \neq 90^\circ$

Доля энергии падающего луча, которая отражается от границы раздела сред, называется коэффициентом отражения  $\beta$ . Он равен

$$\beta = \frac{I_{\text{отр}}}{I_{\text{пад}}} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (13)$$

где  $I_{\text{пад}}$  – интенсивность падающего луча на границе,  $I_{\text{отр}}$  – интенсивность отражённого звукового луча. Индексы 1 и 2 обозначают номер ткани (среды), более близкой и дальней, соответственно, от источника звука.

Доля отражаемой ультразвуковой энергии зависит от разницы между акустическими импедансами двух сред. Значение  $\beta$  быстро растёт, когда эта разница увеличивается. Нулевое отражение, когда вся звуковая энергия проходит сквозь границу, имеет место при совпадающих значениях акустических импедансов. Такой случай, когда звук наиболее эффективно проходит из одной среды в другую, называется случаем согласованных импедансов.

Коэффициент прохождения  $K_{\text{пр}}$  определяется как доля энергии, прошедшей через границу двух сред, и равен  $1 - \beta$ .

Пример 2. Для границы между жировой и мышечной тканями, в соответствии с формулой (13) и данными Таблицы 1, можно рассчитать коэффициенты прохождения и отражения следующим образом:

$$\beta_{\text{жир} \rightarrow \text{мышца}} = \frac{I_{\text{отр}}}{I_{\text{пад}}} = \left( \frac{1,38 - 1,70}{1,38 + 1,70} \right)^2 = 0,011,$$

$$K_{\text{пр}} = 1 - 0,011 = 0,989.$$

Этот пример иллюстрирует, что между тканями с близкими волновыми сопротивлениями энергия УЗ-волны передаётся достаточно эффективно; так, только около 1 % энергии отражается от границы жировой ткани и мускулов, а 99 % энергии проходят дальше.

### 2.3. Согласование импедансов. Ультразвуковой гель

Через границу воздуха и плотного материала, например, кожи, ультразвук не проходит из-за практически полного отражения. Поэтому между УЗ датчиком и телом пациента необходимо создать прослойку акустического геля. Он заполняет все микроскопические воздушные полости, которые могли бы отражать ультразвук, и обеспечивает хорошее согласование между датчиком и кожей.

Отражение звука назад к датчику порождает эхо-сигнал. Для построения изображения при УЗ исследовании аппаратура отслеживает отражённые волны (как показано на рисунке 3а) и отображает их на экране в соответствии с их интенсивностью (более подробно это описано в инструкции к работе 193). Значительная разница импедансов между мышцами и костями, например, приводит к тому, что эта граница отображается очень ярко (рисунок 3б). Если отличия небольшие, то и граница между соответствующими структурами будет отображена с низкой контрастностью.

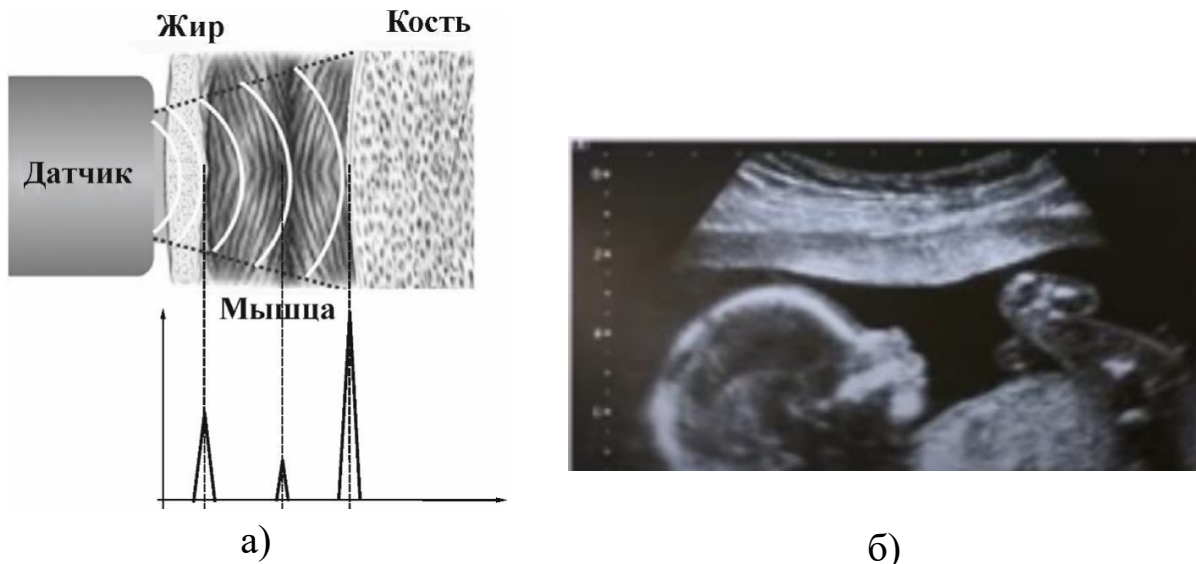


Рис. 3. а) – Зависимость интенсивности эхо-сигналов от времени,  
 б) – УЗИ плода

## 2.4. Преломление

Преломление (рефракция) – это изменение направления ультразвукового луча, которое имеет место, если волна падает на границу раздела двух сред не перпендикулярно, и скорости звука в этих средах различны. Частота остаётся неизменной (в случае неподвижных сред и границ между ними), поэтому длина волны изменяется, что и приводит к изменению направления распространения УЗ импульса, как показано на рисунке 2б. Угол преломления  $\theta_{\text{пр}}$  и скорость звука во второй среде  $v_2$  связаны с углом падения луча  $\theta_{\text{пад}}$  и скоростью звука в первой среде  $v_1$  законом Снеллиуса:

$$\frac{\sin \theta_{\text{пр}}}{\sin \theta_{\text{пад}}} = \frac{v_2}{v_1} = \frac{Z_2 \rho_1}{Z_1 \rho_2}. \quad (14)$$

Соответствующий коэффициент отражения при этом равен

$$\beta = \frac{I_{\text{отр}}}{I_{\text{пад}}} = \left( \frac{Z_1 \cos \theta_{\text{пр}} - Z_2 \cos \theta_{\text{пад}}}{Z_1 \cos \theta_{\text{пр}} + Z_2 \cos \theta_{\text{пад}}} \right)^2. \quad (15)$$

Рисунок 2 иллюстрирует углы преломления в случаях, когда скорость звука в первой среде больше либо меньше, чем во второй среде.

Если  $v_1 \neq v_2$  и угол падения на границу сред превышает некоторый критический угол  $\theta_c$ , имеет место т.н. *полное внутреннее отражение*. При достижении  $\theta = \theta_c$  преломленный луч не уходит во вторую среду, а идёт вдоль её границы. Приравняв угол преломления  $\theta_c = 90^\circ$  в уравнении (14), мы можем найти, что  $\sin \theta_c = v_1/v_2$ .

## 2.5. Рассеяние

Рассеяние ультразвука возникает при взаимодействии волны с неоднородностями среды, размеры которых сопоставимы с длиной УЗ волны или меньше неё. При этом определяющим характер отражения – зеркальное или диффузное (рассеянное) – является соотношение между длиной волны и размерами неровностей на шероховатой поверхности. Для больших длин волн (низких частот) поверхность может казаться оптически гладкой, вызывая зеркальное отражение (рисунок 4а). Для коротких волн (высоких частот) неровности становятся значимыми, что приводит к рассеянию энергии во множестве направлений (рисунок 4б).

Этот принцип напрямую проявляется в ультразвуковой диагностике при выборе частоты датчика. На низких частотах (1–5 МГц) длина волн относительно большая, и границы между тканями визуализируются на УЗ изображениях с гладкими, четкими контурами, так как отражение носит преимущественно зеркальный характер.

На больших частотах (5–15 МГц) длины волн меньше, и на тех же границах становятся заметны небольшие неоднородности, которые отражают звуковую волну в разных направлениях. Эти неоднородности рассеивают волну, создавая характерную эхо-текстуру внутренней структуры тканей. Чем выше частота, тем заметнее этот эффект. От шероховатой поверхности ультразвук отражается под разными углами. По этой причине только часть звуковой энергии вернётся обратно к датчику, что выражается в заметном ослаблении сигнала (рисунок 4б).

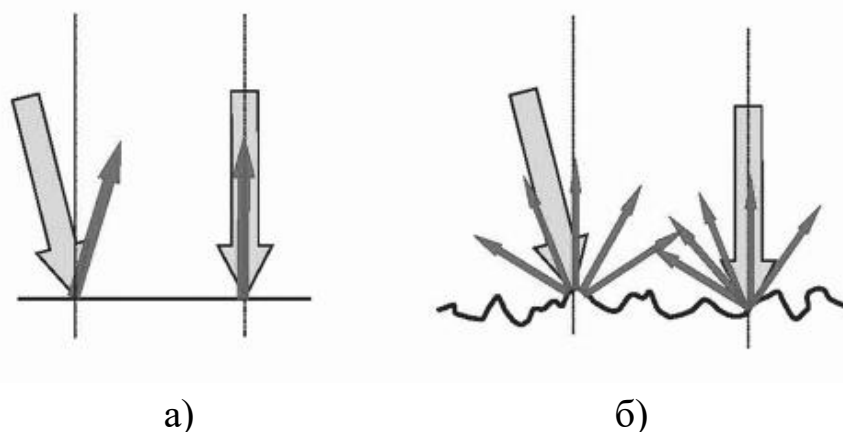


Рис. 4. Поведение волны на границе сред. а) – Зеркальное отражение, б) – отражение от шероховатой поверхности

Многие органы обладают специфической картиной на эхо-изображениях, обусловленной их внутренней структурой и тем, как она сказывается на интенсивности рассеяния ультразвука. Вариации рассеянного излучения в разных местах организма отображаются в виде участков с различной яркостью на экране аппарата УЗИ. В общем и целом, амплитуда эхо-сигнала от некоторой ткани зависит от количества рассеивающих ультразвук элементов в единице объёма, разницы акустических импедансов на границах разных сред, размера рассеивающих элементов, а также от частоты УЗ. Ткани, порождающие более интенсивный рассеянный звук, называются *гиперэхогенными*, а те, рассеяние в которых меньше среднего фонового значения – *гипоэхогенными*. Рассеянные эхо-сигналы становятся заметнее на более высоких частотах, поэтому изображения на таких частотах получаются более эхогенными и зернистыми.

## 2.6. Поглощение и затухание

Затухание ультразвука обусловлено потерей интенсивности звуковой волны по мере того, как она распространяется в веществе, из-за процессов рассеяния и поглощения энергии. Поглощение приводит к переводу энергии волны в ткань, прежде всего – в форме тепла, но в определённых обстоятельствах ультразвук может привести к явному механическому воздействию (разрывам клеточных структур и т.п.). Совместное действие рассеяния и поглощения приводит к тому, что интенсивность звука убывает с расстоянием по экспоненциальному закону (см. теорию к работе 191). Оба этих процесса в сильной степени зависят от частоты звука, увеличиваясь при росте частоты.

## 3. Ультразвуковые датчики

Ультразвук генерируется и принимается с помощью датчиков, составленных из десятков или сотен небольших керамических элементов, обладающих пьезоэлектрическими свойствами. Эти элементы подключены к управляющему электронному устройству, расположены обычно в ряд, и закреплены в жёстком пластиковом держателе с рукояткой [4].

### 3.1. Пьезоэлектрики

Пьезоэлектриком называется материал, в котором возникает электрическое поле в ответ на механическую нагрузку. Это явление известно как *прямой пьезоэффект* (слово «пьезо» происходит от греческого «давление»). Эти же материалы также проявляют *обратный пьезоэффект* – возникновение механического напряжения (и изменение формы) в ответ на внешнее электрическое поле. Датчики для медицинских аппаратов УЗИ оснащаются пьезоэлектрическими элементами из синтетической керамики PZT (цирконат-титанат свинца).

Кристаллическая структура пьезоэлектрического материала асимметрична: она содержит упорядоченные внутренние электрические диполи. Под действием сжатия или растяжения кристаллическая решётка деформируется, что приводит к возникновению электрической поляризации, пропорциональной приложенной силе. В результате на противоположных сторонах кристалла появляются разноимённые заряды (рисунок 5а).

*Принцип приёма ультразвукового сигнала.* Ультразвуковая волна, представляющая собой механические колебания среды, воздействует на пьезоэлементы датчика. Под этим воздействием толщина элемента циклически изменяется: уменьшается в фазе сжатия, возвращается к исходной в момент нулевого давления и увеличивается в фазе разрежения.

Эти механические деформации вызывают переориентацию внутренних диполей. В результате на противоположных гранях пьезоэлемента генерируется переменная разность потенциалов, которая снимается подключёнными электродами. Амплитуда этого электрического сигнала обычно составляет десятки или сотни микровольт.

*Принцип генерации ультразвукового импульса.* Для создания ультразвукового импульса используется обратный пьезоэффект. При подаче переменного электрического напряжения на пьезоэлемент (например, из PZT-керамики) он начинает колебаться с соответствующей частотой, попеременно сжимаясь и расширяясь, что и генерирует акустическую волну (рисунок 5б) [4].

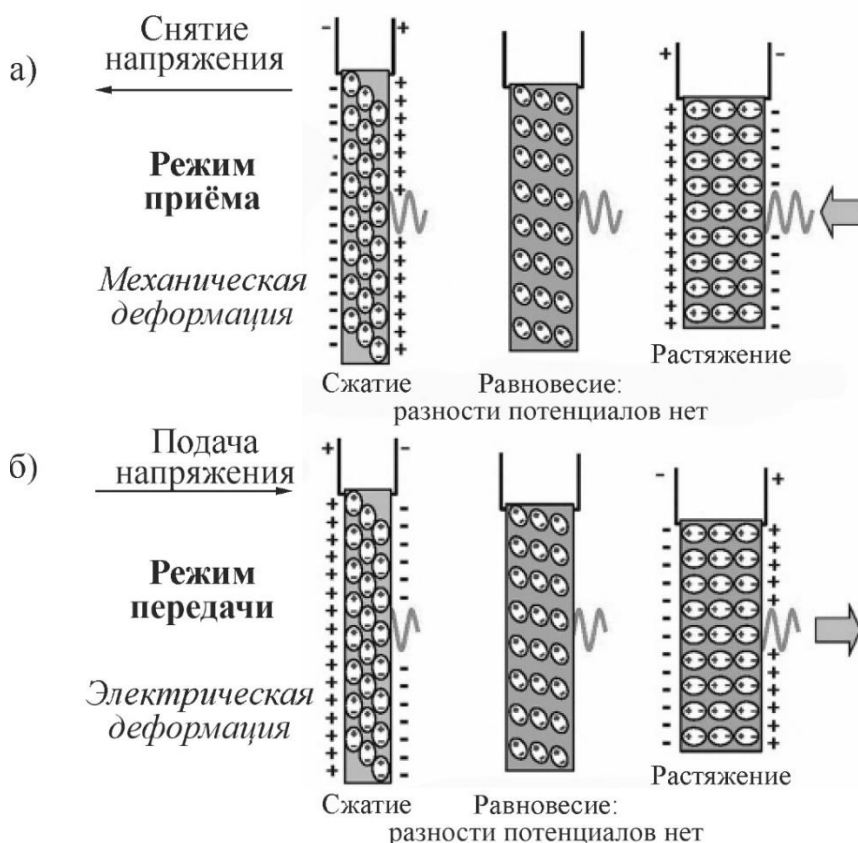


Рис. 5. Принцип работы пьезоэлектрического элемента датчика УЗИ.

а) – Режим приёма ультразвука (прямой пьезоэффект); б) – режим генерации ультразвука (обратный пьезоэффект)

В режиме генерации ультразвука (рис. 5б) на пьезоэлементы подают короткий (несколько микросекунд) импульс переменного напряжения (~100 В). Это вызывает переориентацию диполей и заставляет кристалл колебаться (сжиматься и растягиваться) с заданной частотой.

### 3.2. Ультразвуковой датчик

Каждый элемент датчика работает в *режиме генерирования*, излучая ультразвуковую энергию, и в *режиме детектирования*, принимая энергию. Различные слои в структуре датчика нужны, чтобы контролировать пространственные и временные характеристики УЗ импульса (рисунок 6).

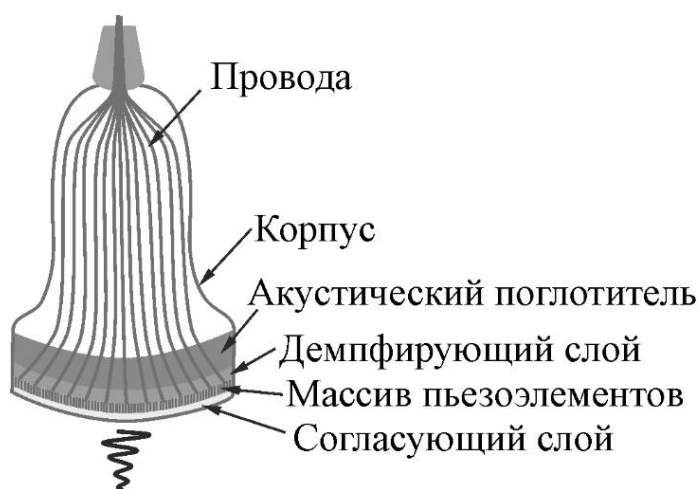


Рис. 6. Ультразвуковой датчик

Ультразвуковой датчик состоит из корпуса, электрической изоляции и серии слоёв, непосредственно участвующих в генерации УЗ: набора пьезоэлементов (обычно из керамики PZT), демпферного и поглощающего слоя за пьезоэлементами, согласующего слоя перед ними.

Сзади к каждому элементу примыкает демпфер, который призван сократить длительность колебаний элемента, с тем чтобы генерировать как можно более короткие УЗ импульсы. Это позволяет получать более детальную информацию о границах органов и их экзогенности. Позади демпферного блока располагается поглощающий слой, который ослабляет звук, идущий от пьезоэлементов назад и отражающийся от корпуса изнутри. На передней стороне датчика располагается согласующий слой, служащий промежуточным звеном между элементами из PZT и исследуемыми тканями. Он состоит из одного или нескольких слоёв из материала, который имеет промежуточные акустические свойства между свойствами

мягких тканей и компонентов передатчика, и поэтому позволяет максимизировать долю энергии, попадающей от генератора в ткани.

### 3.3. Свойства ультразвукового луча

Продольная ультразвуковая волна формируется в результате согласованного излучения массива элементов пьезоэлектрической решётки датчика и распространяется в исследуемой среде в виде направленного луча (рис. 7). В этом луче различимы два основных отрезка: на первом он сходящийся, а на некотором удалении (которое зависит от частоты и геометрии датчика) становится расходящимся. Первую часть луча называют ближним полем, вторую – дальним полем. В ближнем поле луч сходящийся, в дальнем поле – расходящийся. Слева на средней картинке показаны точечные излучатели и то, как излучаемые ими волны испытывают интерференцию. Интерференция на максимум и на минимум создаёт в ближнем поле чередующиеся области с большой и малой амплитудами звуковой волны (внизу на рисунке 7); в области фокуса достигается максимум, а в дальнем поле амплитуда волны монотонно уменьшается, а профиль луча становится расходящимся.

Протяжённость ближнего поля  $L$  зависит от диаметра  $d$  (или радиуса  $r$ ) датчика (если предположить, что он круглый) квадратично и от частоты УЗ  $f$  линейно:

$$L = \frac{d^2}{4\lambda} = \frac{fr^2}{v}, \quad (16)$$

где  $\lambda$  – длина волны,  $v$  – скорость звука. Увеличение радиуса и частоты приводит к удлинению протяжённости ближнего поля.

Поперечное (латеральное разрешение) – способность различать объекты в направлении, перпендикулярном УЗ лучу. Оно зависит от сечения луча в латеральном направлении и является наилучшим в конце ближнего поля в случае несфокусированной апертуры датчика (т.е. когда все элементы в подгруппе линейного массива возбуждаются одновременно).

Пример 3. Пьезоэлемент диаметром 2 см генерирует ультразвук на частоте 5 МГц. Протяжённость ближней зоны равна

$$L = \frac{fr^2}{v} = \frac{5 \cdot 10^6 (1/c) \cdot 10^{-4} (m^2)}{1540 (m/c)} \cong 0,325 (m).$$

Таким образом, ближнее поле в данном случае сопоставимо с размером тела в поперечном направлении.

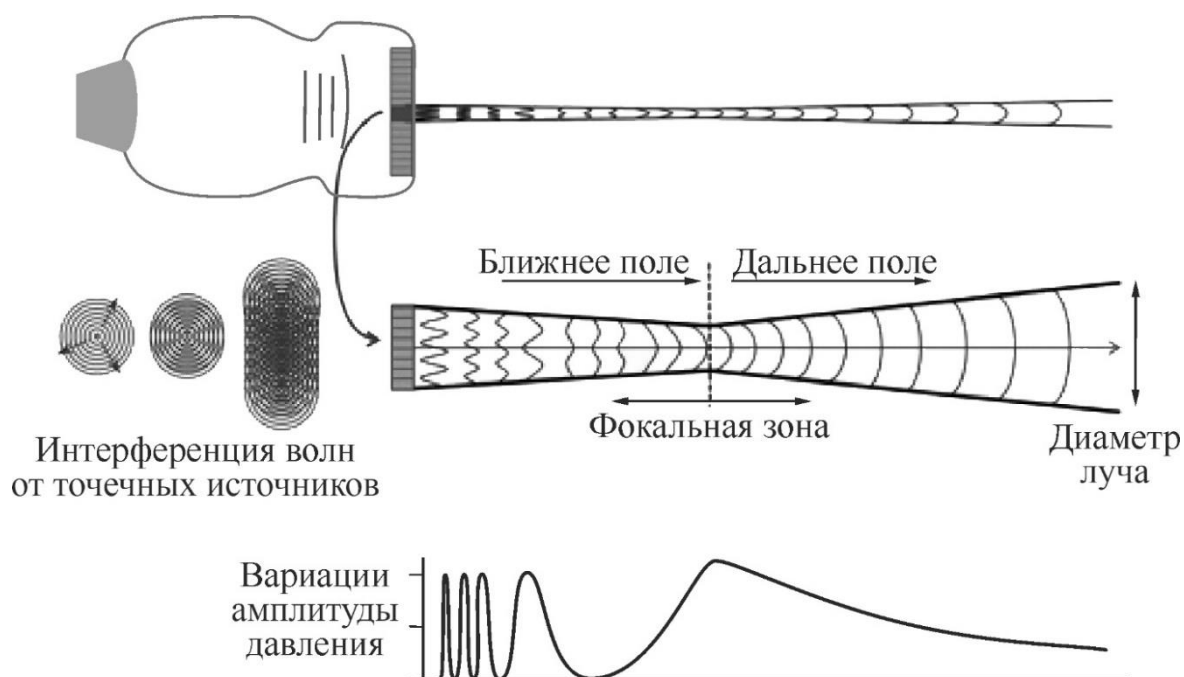


Рис. 7. Формирование и структура ультразвукового луча.  
Верхняя часть: схема возбуждения подгруппы элементов массива излучающих элементов и формирования направленного луча.  
Центральная часть: структура луча, формируемая в результате интерференции когерентных волн от отдельных точечных излучателей.  
Нижняя часть: изменение амплитуды акустического давления вдоль оси луча

Дальнее поле, также известное как зона Фраунгофера, начинается там, где УЗ луч начинает расширяться, а латеральное разрешение – ухудшаться. Угол расхождения луча  $\Theta$  пропорционален длине волны  $\lambda$  и обратно пропорционален диаметру излучателя  $d$ :

$$\sin \Theta = 1,22 \frac{\lambda}{d}, \Theta = \arcsin \left( 1,22 \frac{\lambda}{d} \right). \quad (17)$$

Менее расходящийся луч достигается на больших частотах, а также если возбуждать более крупные подгруппы пьезоэлементов в линейном массиве датчика. Интенсивность ультразвука в дальнем поле монотонно спадает по мере распространения (рисунок 7, нижняя часть).

Пример 4. Угол расхождения луча в дальнем поле при тех же вводных данных, что и в примере 3:

$$\sin \Theta = 1,22 \frac{v}{fd} = 1,22 \frac{1540(\text{м/с})}{5 \cdot 10^6(1/\text{с}) \cdot 0,02(\text{м})} = 0,019, \text{ тогда } \Theta = 1,1^\circ.$$

Как видим, угол расхождения в дальнем поле небольшой.

### 3.4. Основы импульсного эхо-метода

Датчик посылает в среду короткий ультразвуковой импульс, а затем принимает отражённые эхо-сигналы (рисунок 8). Расстояние  $x$  до объекта, вызывающего отражение, вычисляется на основании измеряемого времени  $t$  между посылкой импульса и получением эха и известной скорости звука  $v$ :

$$x = vt/2. \quad (18)$$

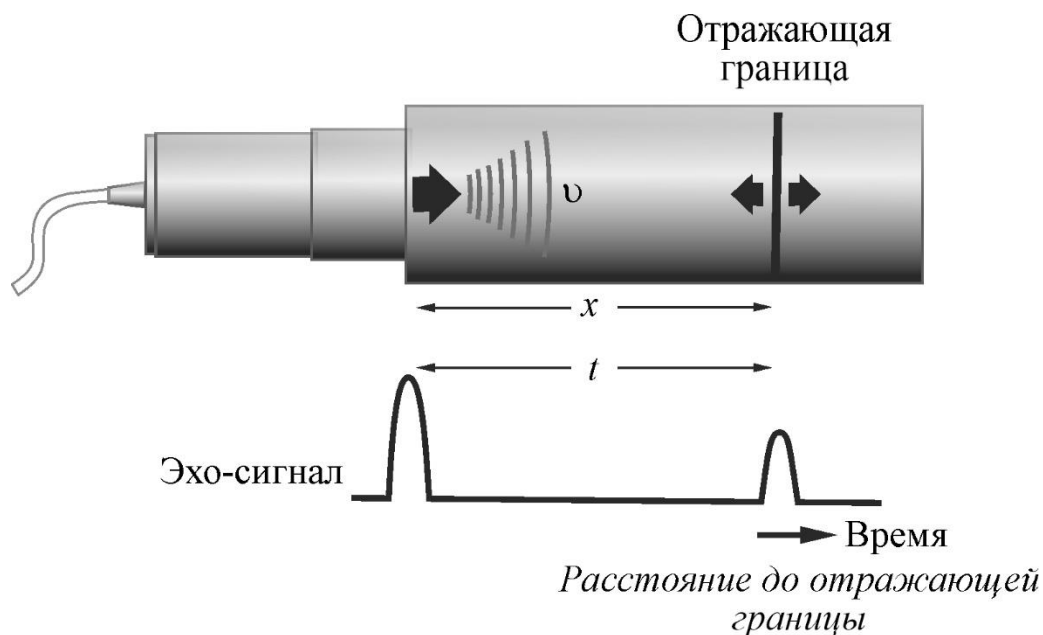


Рис. 8. Импульсный эхо-метод. Обозначения:  $t$  – время распространения импульса и эха,  $v$  – скорость УЗ в исследуемой среде,  $x$  – расстояние до отражающего объекта

Техника определения направления и расстояния до разных предметов в пространстве на основе акустических измерений известна как «сонар» (англ. SOund NAvigation and Ranging). Как правило, сонары используются под водой для навигации, детектирования объектов и коммуникации между подводными лодками и другими аппаратами.

### 3.5. Пространственное разрешение

В ультразвуковой визуализации ключевым фактором, ограничивающим пространственное разрешение и способность различать мелкие детали, является пространственная область распространения акустического импульса. Минимальный разрешаемый объём определяется его размерами по трём координатам (рисунок 9).

На рисунке 9а схематически представлены три составляющие пространственного разрешения УЗ-луча, полученного с помощью акустической линзы: продольное, латеральное и вертикальное. *Продольное (аксиальное)* разрешение – вдоль оси распространения луча. Оно практически не зависит от глубины расположения объекта. *Латеральное (азимутальное, поперечное)* разрешение – в плоскости сканирования, перпендикулярно лучу. Сильно зависит от глубины и от управления датчиком. *Вертикальное разрешение (разрешение по толщине среза)* – перпендикулярно плоскости сканирования. Определяется высотой излучающих элементов датчика и профилем луча в этой плоскости.

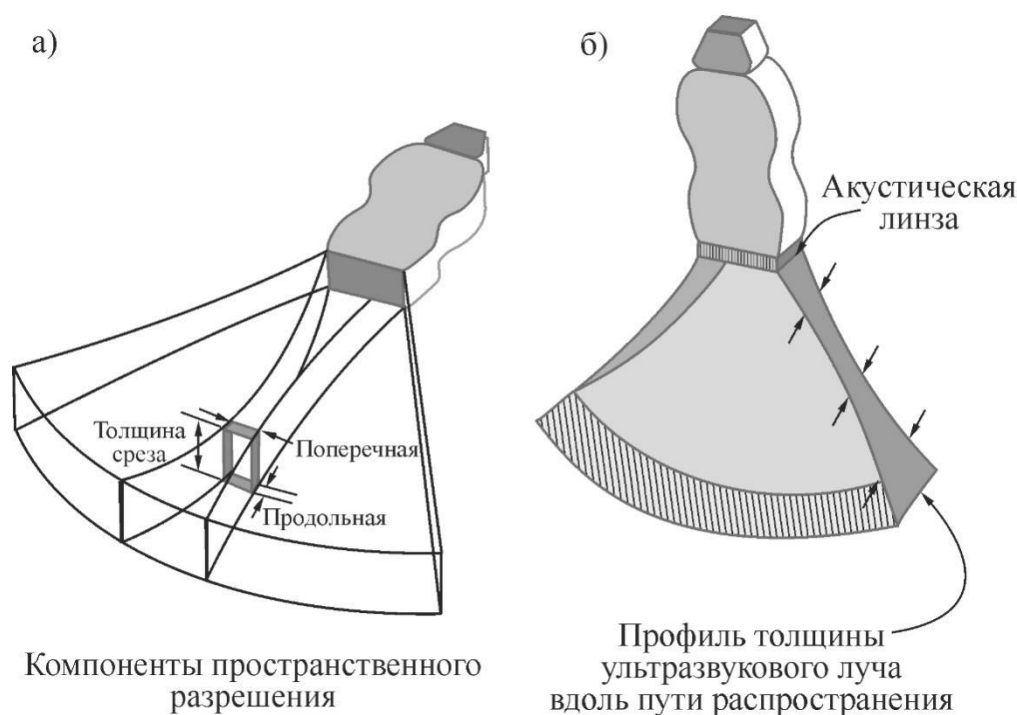


Рис. 9. Пространственное разрешение ультразвукового луча.

- а) – Компоненты пространственного разрешения: продольное (вдоль луча), латеральное (поперечное) и вертикальное (толщина среза);  
 б) – профиль толщины луча в вертикальной плоскости

Латеральное разрешение и разрешение по толщине среза существенно варьируются в зависимости от глубины, в то время как продольное разрешение остается относительно постоянным.

*Продольное разрешение (аксиальное, или разрешение по глубине).* Данный параметр характеризует возможность дифференциации двух объектов, расположенных на одной линии вдоль ультразвукового луча. Для этого эхо-сигналы от их границ должны приходить к приемнику

раздельно, без временного перекрытия (рисунок 10). Продольное разрешение в первую очередь определяется длительностью УЗ импульса: чем короче импульс, тем выше разрешение. Использование более высоких частот позволяет уменьшить длительность импульса и, как следствие, улучшить аксиальное разрешение.

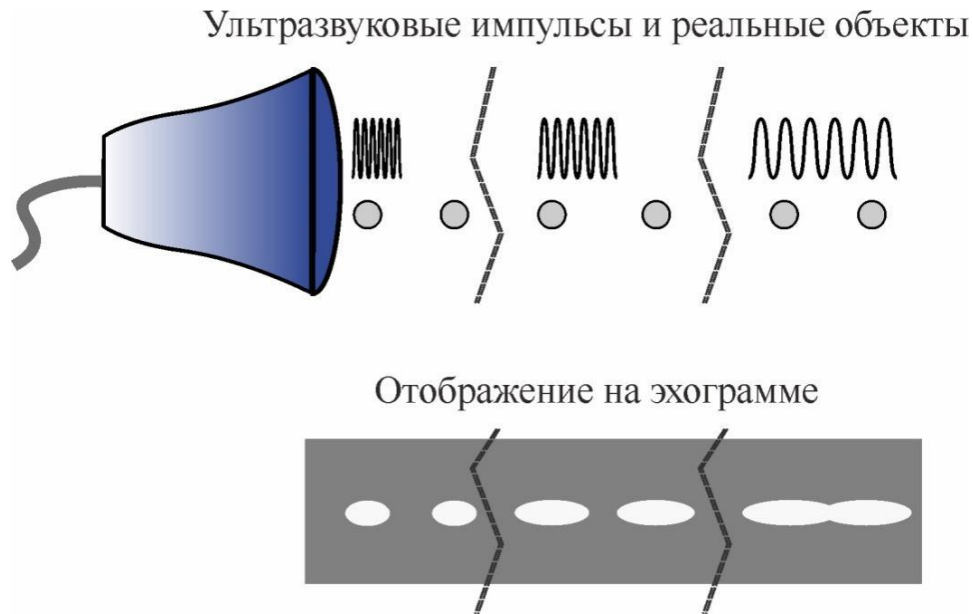


Рис. 10. Принцип продольного (аксиального) разрешения в УЗИ

*Латеральное разрешение* (оно же *азимутальное*, или *поперечное*) показывает способность различить два объекта, близкие по направлению, перпендикулярному оси УЗ луча. Физический принцип заключается в том, что все точечные объекты, попадающие в поперечное сечение луча, отображаются как один усреднённый сигнал. Следовательно, разрешающая способность напрямую определяется шириной луча на заданной глубине (рисунок 11).

Ширина луча, а значит и латеральное разрешение, непостоянны по глубине. Наилучшее (минимальное) значение ширины луча достигается в фокальной зоне, что соответствует максимальному латеральному разрешению. Эффективная ширина луча в этой области составляет примерно половину диаметра апертуры датчика. Фокальная зона обычно находится в переходной области между ближним и дальним полем, и хорошее разрешение сохраняется на некотором расстоянии за фокусом.

В дальнем поле из-за естественной расходимости луча его ширина увеличивается, что приводит к значительному ухудшению латерального разрешения [4].

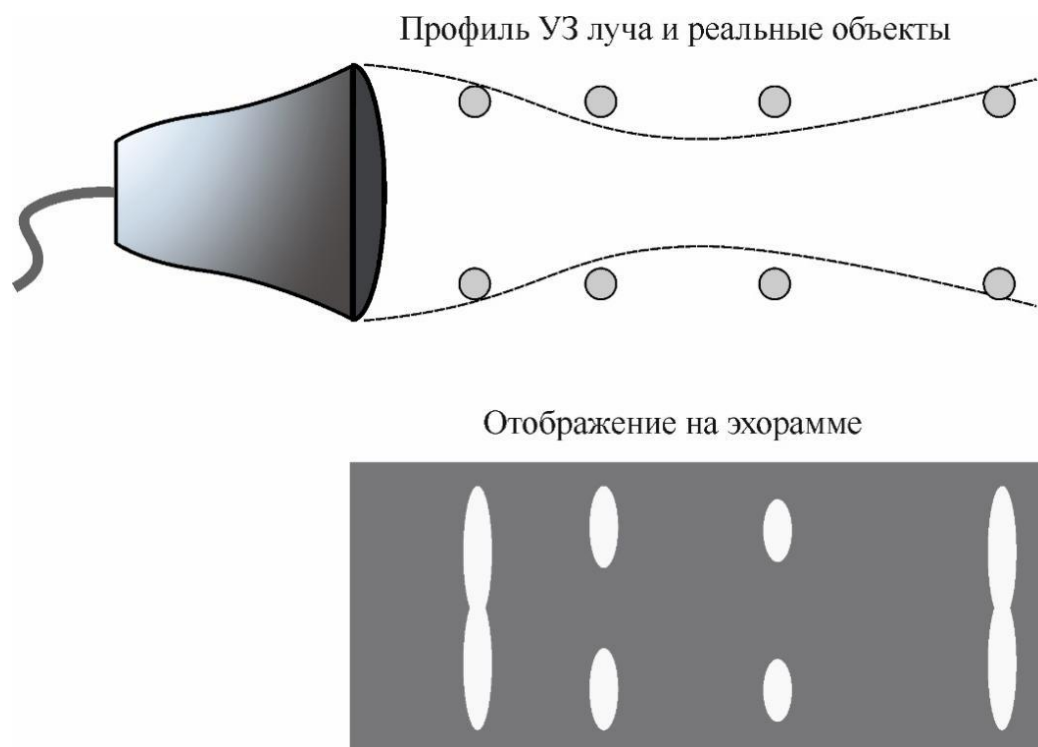


Рис. 11. Принцип латерального (поперечного) разрешения в УЗИ

*Вертикальное разрешение (разрешение по толщине среза)* относится к координате, перпендикулярной плоскости УЗИ-изображения. Свойства его аналогичны таковым у поперечного разрешения; оно зависит от высоты датчика таким же образом, как латеральное разрешение зависит от ширины датчика. Не имеется сколько-нибудь удобного способа регулировать вертикальное разрешение аппаратными средствами. Его можно улучшить на определённой глубине с помощью акустической линзы, покрывающей весь массив излучающих элементов, однако это достигается ценой ухудшения разрешения вне этой зоны из-за усреднения сигналов от объектов, одновременно попадающих в вертикальное сечение луча.

#### 4. Эффект Доплера

Эффект Доплера – это изменение частоты и длины волны (звуковой или световой), воспринимаемой приёмником (o), из-за относительного движения источника волн (s) и приёмника (Рисунок 12). Это физическое явление находит широкое применение в науке и технике: от измерения скорости потока жидкости в трубопроводах и определения скорости автомобилей радаром до изучения движения звёзд и планет в астрономии.

Волны, испускаемые источником, воспринимаются более короткими на стороне приёмника, если источник и приёмник приближаются друг к другу. Напротив, при их удалении воспринимаемая длина волны увеличивается.

Этот эффект открыт Кристианом Допплером в 1842 году [5].

Частота волны, воспринимаемая приёмником при его движении относительно источника, определяется следующей формулой:

$$f' = \frac{v \pm v_n}{v \mp v_{и}} f_{и}, \quad (19)$$

где  $f_{и}$  – частота, генерируемая источником (в связанной с ним системе отсчёта),  $f'$  – наблюдаемая частота,  $v$  – скорость звука в данной среде,  $v_n$  – скорость наблюдателя,  $v_{и}$  – скорость источника. На рисунке 12 показаны разные варианты относительного движения приёмника (наблюдателя) и источника.

В случае, когда источник и приёмник неподвижны относительно друг друга, регистрируемая частота  $f'$  равна исходной частоте источника  $f_{и}$  (рисунок 12, вариант 1).

В случае, если источник звука приближается к неподвижному наблюдателю (рисунок 12, вариант 2), уравнение эффекта Допплера принимает вид

$$f' = \frac{v}{v - v_{и}} f_{и}. \quad (20)$$

При этом воспринимаемая частота увеличивается ( $f' > f_{и}$ ).

Другой случай, когда источник удаляется, а скорость наблюдателя по-прежнему принимается  $v_n = 0$  (рисунок 12, вариант 3), мы получаем выражение

$$f' = \frac{v}{v - (-v_{и})} f_{и}. \quad (21)$$

При этом воспринимаемая частота уменьшается ( $f' < f_{и}$ ).

Если источник неподвижен, то  $v_{и} = 0$ , и если наблюдатель приближается к нему (рисунок 12, вариант 4), то

$$f' = \frac{v + v_n}{v} f_{и}. \quad (22)$$

Эта ситуация аналогична случаю 2 (приближение источника к неподвижному приёмнику), и воспринимаемая частота также увеличивается.

Наконец, если наблюдатель удаляется от неподвижного источника (рисунок 12, вариант 5), то

$$f' = \frac{v - v_n}{v} f_{и}. \quad (23)$$

Здесь ситуация аналогична случаю 3 (удаление источника от неподвижного приёмника), и детектируемая частота уменьшается.

Эффект Доплера играет существенную роль и должен учитываться в таких областях, как УЗИ-эхография, измерение скорости кровотока, спутниковая коммуникация, астрономия, измерение вибраций и т.д.

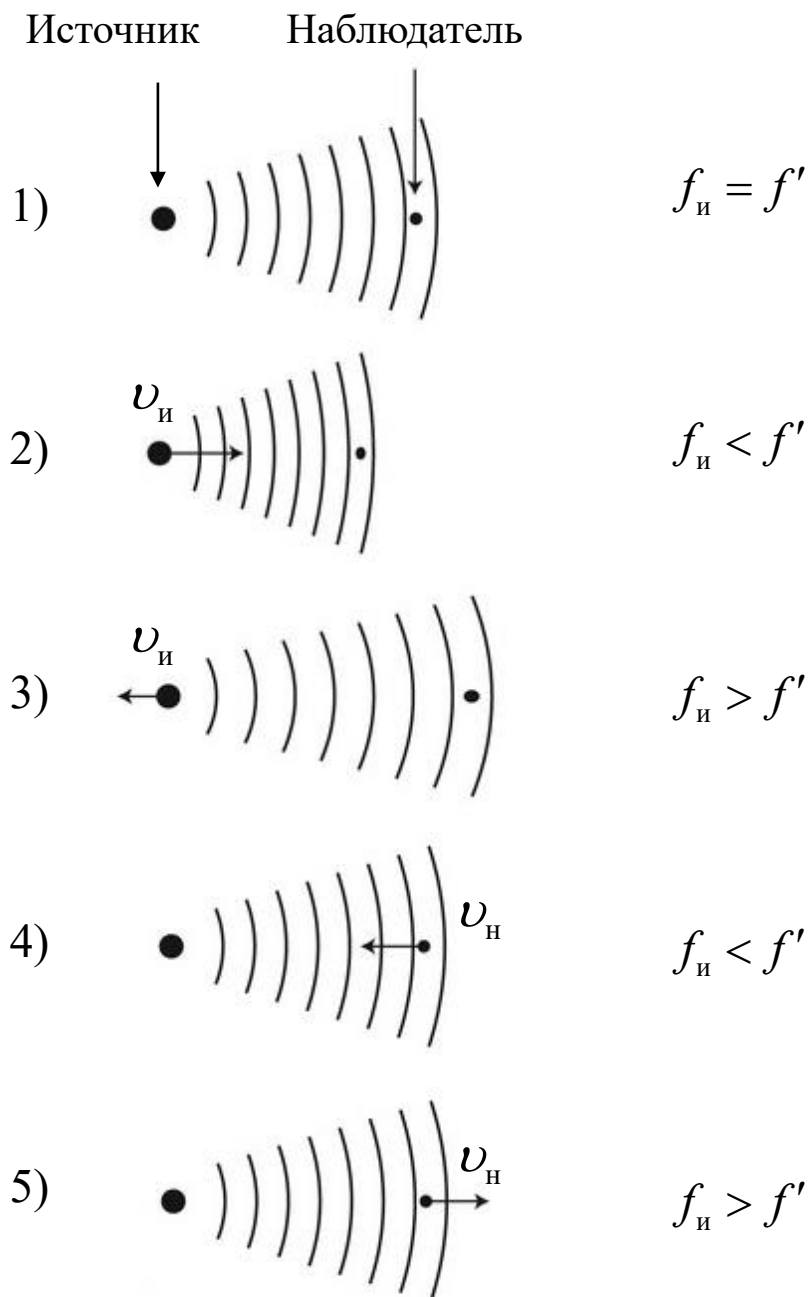


Рис. 12. Эффект Доплера – изменение частоты волны, воспринимаемой приёмником (o), при его движении относительно источника (s) [5]

# УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭХОСКОП

## 5. Техника безопасности

Прежде чем работать с ультразвуковым эхоскопом и сопутствующим оборудованием, внимательно прочитайте правила техники безопасности.

1. Прибор питается от сети 230 В.
2. Не закрывать отверстия и щели на приборе, служащие для вентиляции.
3. Не засовывать предметы внутрь прибора – это может привести к короткому замыканию.
4. Перед использованием ультразвукового датчика убедиться в его целостности. Не используйте поврежденные датчики.
5. Допустимо использовать только датчики GAMPT GmbH, подключая их к выходам PROBE 1 и PROBE 2 (рисунок 13).
6. Включая и выключая датчик от эхоскопа, держите его так, как показано на рисунке 13 – за металлическую часть штекера. Не тяните за провод, чтобы избежать его повреждения!
7. Пиковое напряжение на разъеме датчика может достигать 300 В. Не прикасаться к разъемам во время работы!
8. Не использовать приборы на людях и других предметах, кроме тестовых образцов.



Рис. 13. Порты для подключения датчиков к эхоскопу GS200 и правильный способ подключения коннектора

## **6. Органы управления на передней стороне эхоскопа GS200, ультразвукового сканера FlowDop и насоса MultiFlow**

Главные контрольные органы и разъёмы для подключения одноэлементных УЗ датчиков расположены на передней стороне блока GS200. Чтобы сделать яснее принципы работы аппаратов УЗИ, отдельные компоненты эхоскопа сгруппированы по их функциям и визуально расположены на лицевой панели соответствующим образом. Её описание даётся ниже (см. рисунок 14).

*A – Источник питания*

- (1) Вкл/выкл.

*B – Блок передатчика и приёмника*

- (2) Разъём датчика 2
- (3) Переключатель уровня выходного сигнала передатчика
- (4) Переключатель режимов приём/передача
- (5) Переключатель уровня усиления приёмника
- (6) Разъём датчика 1

*C – Блок усиления по времени (TGC)*

- (7) Регулировка наклона
- (8) Регулировка стартовой точки
- (9) Регулировка ширины временного интервала усиления
- (10) Регулировка уровня усиления

*D – Блок разъёмов для подключения осциллографа*

- (11) Сигнал триггера
- (12) Сигнал временного усиления
- (13) Ультразвуковой сигнал
- (14) Сигнал эха

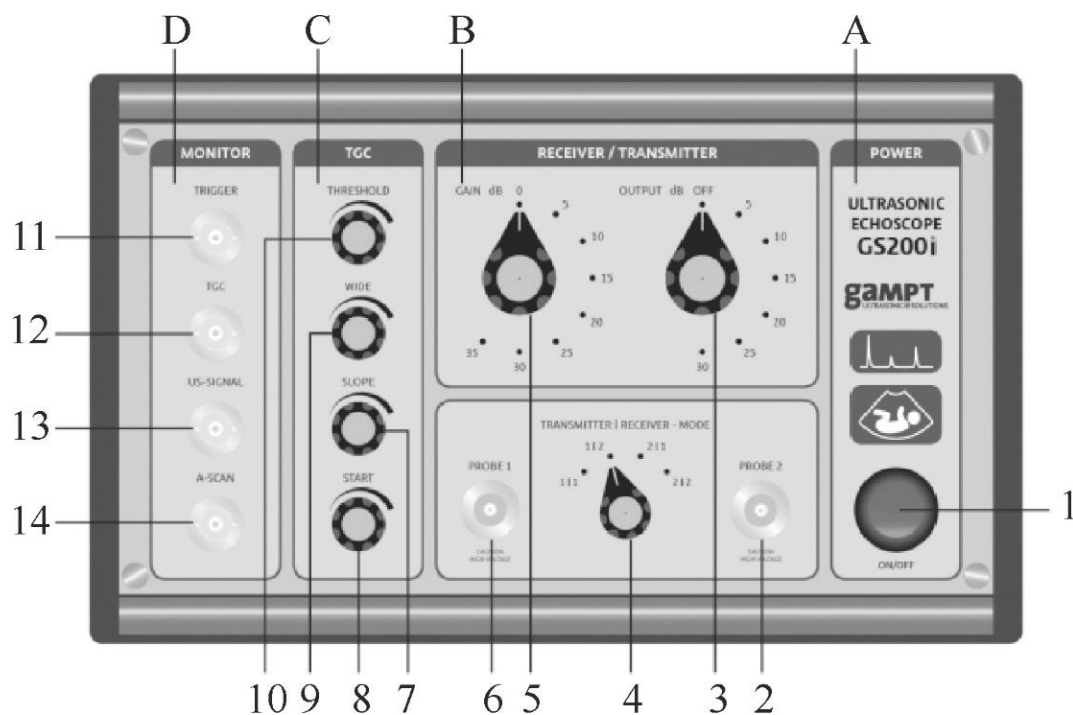


Рис. 14. Лицевая панель блока GS200

### 6.1. Блок передатчика и приёмника

Для регулировки уровня усиления выходных и входных сигналов в верхней части блока В (на рисунке 14) имеются два позиционных переключателя 3 и 5. Ручкой 3 можно выставить уровень выходного сигнала от уровня 0 (выключено) до 30 дБ с шагом 5 дБ; максимальный уровень 30 дБ соответствует приблизительно выходному напряжению 300 В. Уровень усиления входного сигнала регулируется ручкой 5 от 0 до 35 дБ с тем же шагом.

Выбор режима работы на отражение (наблюдение эха) или на прохождение осуществляется переключателем 4, который устанавливает нужную роль датчикам, подключённым к портам 2 и 6 (таблица 2).

Таблица 2

Включение датчиков в режиме приёма или передачи

Позиция переключателя	Передатчик	Приёмник	Режим работы
1   1	Probe 1	Probe 1	Отражение
1   2	Probe 1	Probe 2	Пропускание
2   1	Probe 2	Probe 1	Пропускание
2   2	Probe 2	Probe 2	Отражение

## 6.2. Блок усиления по времени (TGC)

По мере прохождения сквозь вещество звук ослабевает. Интенсивность сигнала как функция расстояния (или времени прихода сигнала эха) уменьшается. Частично скомпенсировать эту потерю позволяет блок TGC (англ. Time Gain Control, что указывает на характер зависимости коэффициента усиления от времени и глубины возникновения эха). Благодаря нему можно наблюдать неоднородности в изучаемой среде на большой глубине. Соответствующие органы управления сгруппированы в виде вертикального ряда четырёх регуляторов 7–10 (рисунок 14):

THRESHOLD (10) – начальный коэффициент усиления;

WIDE (9) – диапазон времён (глубин), сигналы в котором будут усилены;

SLOPE (7) – возрастание коэффициента усиления со временем (с глубиной, измеряется в дБ/мкс или дБ/мм);

START (8) – точка на шкале времени (глубины), с которой включается усиление сигнала.

Усиление можно устанавливать на произвольном уровне от 0 до ~30 дБ. Максимальное время прихода эха, до которого можно довести ширину усиливаемого «окна» – 150 мкс. Начало этого окна тоже регулируется (ручкой 8).

Программное обеспечение GS-EchoView отображает текущие параметры TGC на отдельной панели в виде ломаной линии (рисунок 15). Во всех режимах работы прибора этот график можно вывести на экран параллельно с диаграммой А-скана.

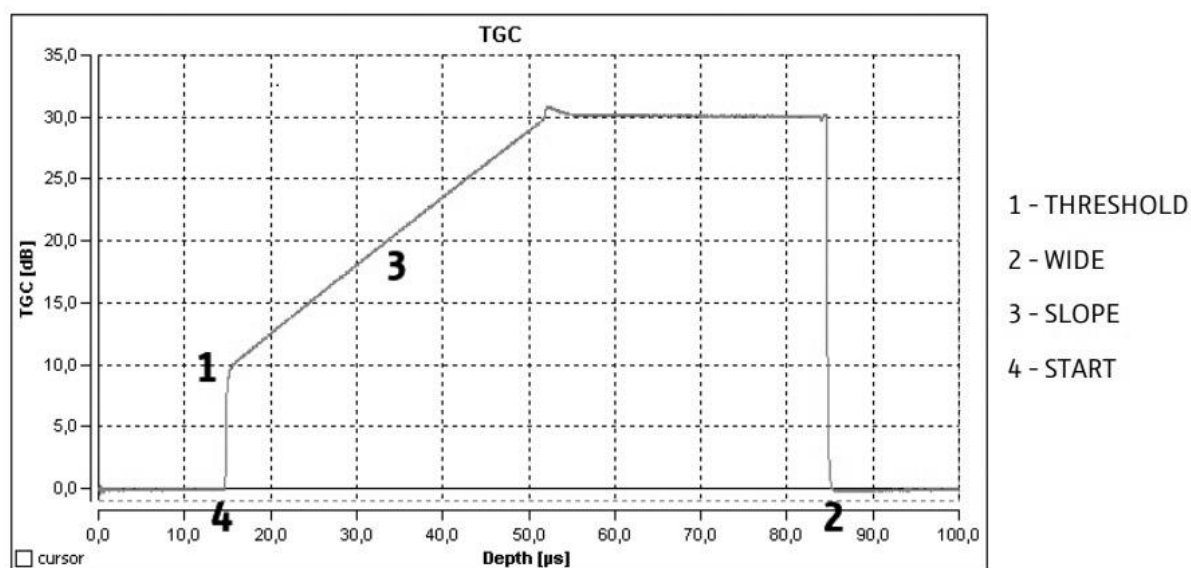


Рис. 15. Диаграмма усиления TGC в окне программы GS-EchoView

Ниже продемонстрировано, по какому принципу работает блок усиления по времени. Амплитуды типичных эхо-сигналов от однородного образца, записанные при выключенном TGC, представлены на рисунке 16. Наблюдается череда импульсов эха, возникающих на дальней границе образца (граница твёрдое вещество – воздух). Из-за поглощения ультразвука в веществе и потерь при отражении на границе образец – датчик амплитуда эхо-сигналов монотонно падает по мере увеличения времени (иначе говоря – каждое следующее эхо в некоторое число раз слабее предыдущего).

На рисунке 17 показан результат того же эксперимента, но с включённым блоком усиления по времени. Видно, что амплитуды принимаемых эхо-сигналов можно увеличить, сделав их приблизительно одинаковыми независимо от номера эха.

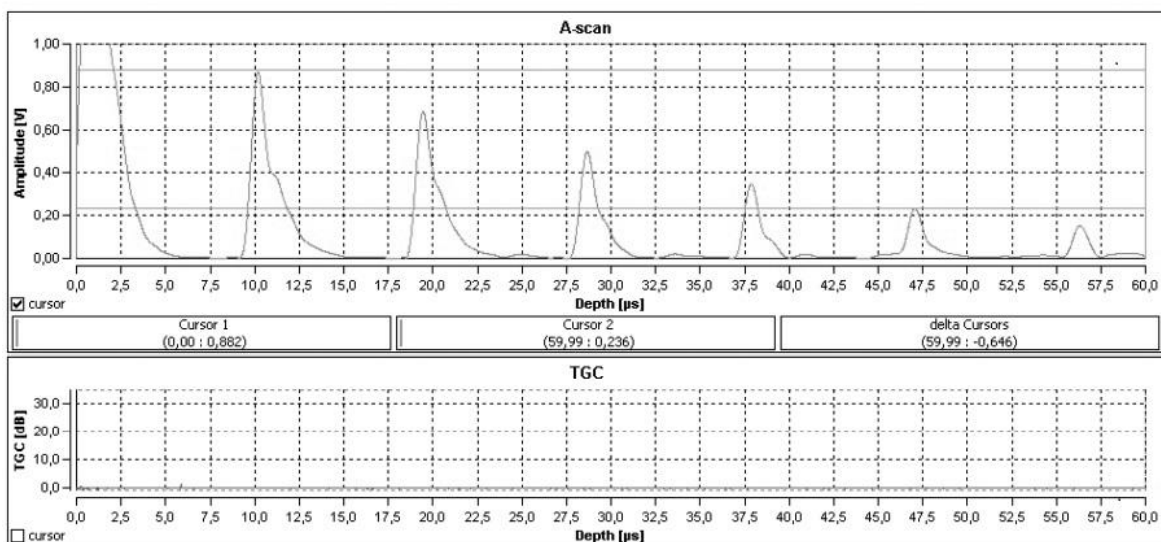


Рис. 16. Амплитудный скан без TGC

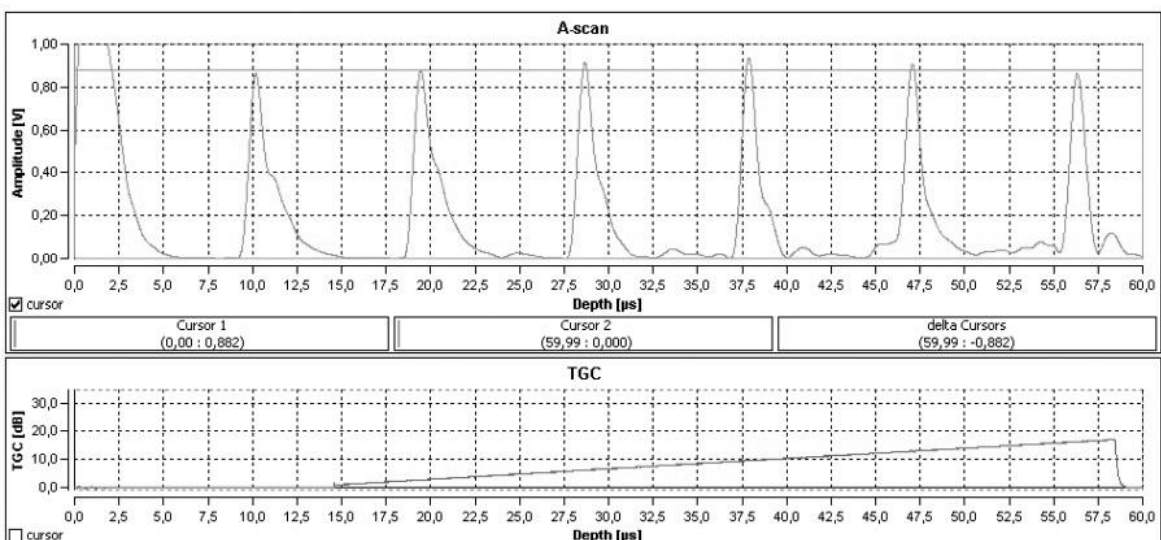


Рис. 17. Амплитудный скан с включённым TGC

### 6.3. Органы управления прибором Doppler FlowDop

Для экспериментов с использованием эффекта Допплера используется блок, показанный на Рисунке 18. На его лицевой стороне находятся:

- (1) Переключатель усиления сигнала;
- (2) Переключатель длительности пакета или мощности передатчика;
- (3) Переключатель временного окна приемника или объёма образца;
- (4) Уровень громкости;
- (5) Разъём для датчика;
- (6) Индикатор входного сигнала;
- (7) Переключатель временного окна приемника (при положении 3 на «Low»);
- (8) Включение питания сканера.

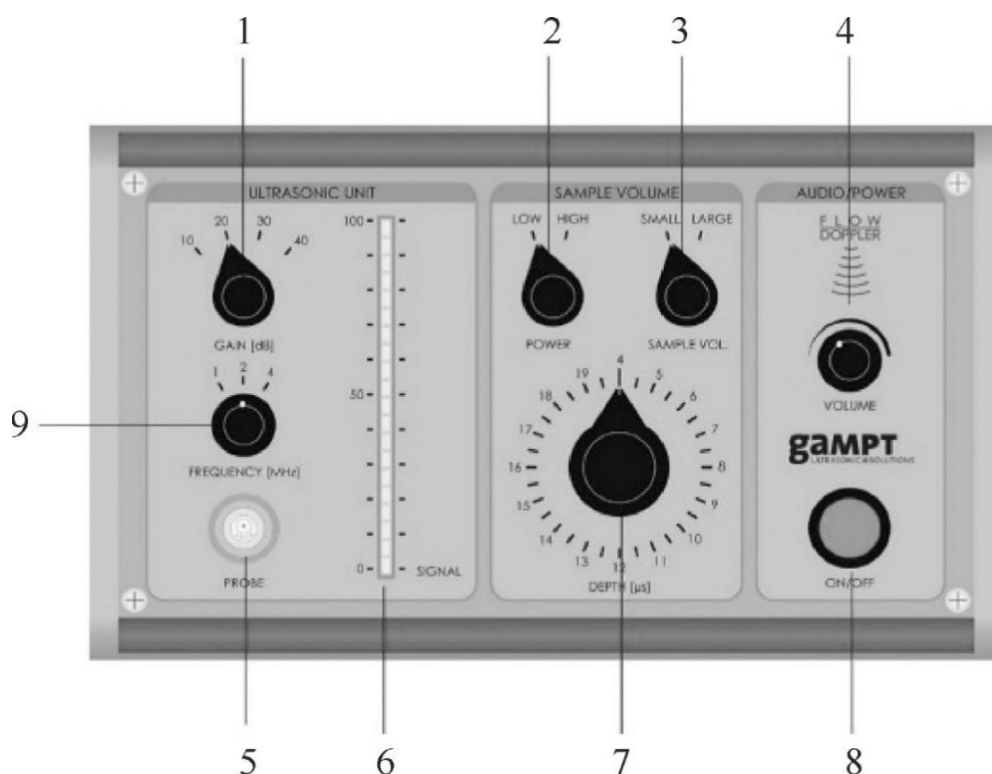


Рис. 18. Лицевая панель ультразвукового сканера FlowDop

### 6.4. Насос MultiFlow

Центробежный насос MultiFlow (Рисунок 19) создаёт ламинарный поток с контролируемой постоянной скоростью для выполнения работ по изучению потоков жидкости. Скорость жидкости (расход) может меняться в диапазоне от 0 до 10 л/мин.

а)



б)

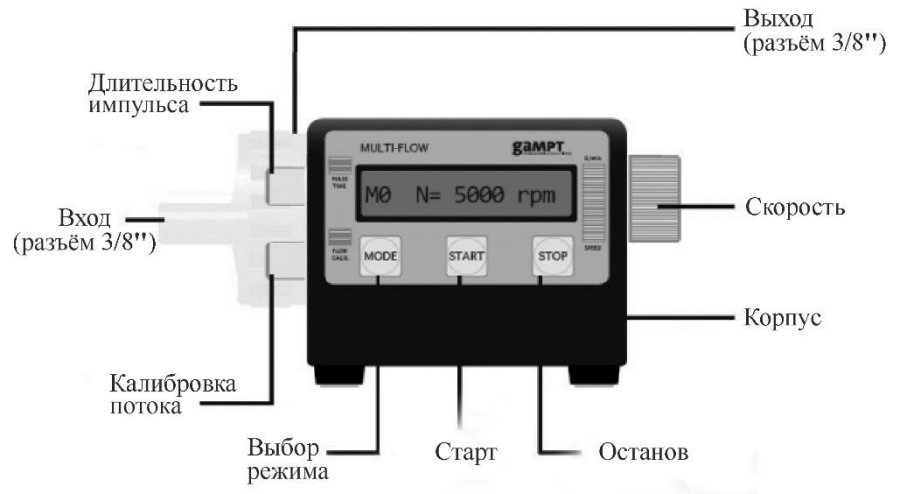


Рис. 19. а) – Насос MultiFlow, общий вид. б) – Лицевая панель с дисплеем и кнопками управления; ручка плавной регулировки скорости находится сбоку; кнопка включения находится на задней стенке корпуса

## ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ

### 191. Затухание ультразвука в твёрдых телах

**Цель работы:** изучение затухания ультразвука в твёрдых телах в зависимости от частоты и пройденного пути.

**Предмет исследования:** измерение амплитуды эха, прошедшего разный путь в образцах как функции расстояния; определение коэффициента затухания ультразвука на разных частотах.

#### *Краткая теория*

При прохождении через вещество звуковая волна теряет энергию вследствие различных процессов: рассеяния, поглощения, отражения. Величина этого затухания зависит от материала. Её можно определить, измеряя амплитуду проходящих или отражаемых в веществе УЗ импульсов в зависимости от проходимого расстояния в режиме амплитудного скана и охарактеризовать *коэффициентом затухания*. В предлагаемом эксперименте образцами служат цилиндры из полиметилметакрилата (ПММА, известного также как оргстекло или плексиглас). Чтобы сделать выводы о влиянии частоты УЗ на величину затухания, измерения проводятся на разных частотах [6].

Интенсивность  $A$  плоской волны при этом убывает согласно закону

$$A = A_0 \cdot e^{-\alpha x}, \quad (191.1)$$

где  $A_0$  – начальная амплитуда ультразвука,  $x$  – расстояние, пройденное от источника,  $\alpha$  – амплитудный коэффициент затухания в данном веществе. Последний можно разделить на два слагаемых – коэффициенты поглощения и рассеяния. Коэффициент затухания выражается в единицах децибел на метр (дБ/м) или непер на метр (Нп/м). Величина 1 Нп/м означает, что на расстоянии 1 м амплитуда волны уменьшается в  $e$  раз ( $e = 2,718$ ).

Амплитудный коэффициент затухания плоской волны определяется по формуле:

$$\alpha = \frac{1}{x} \ln \frac{A_0}{A} \quad (1/\text{м}), \quad (191.2)$$

и измеряется в данном случае в Нп/м (или просто в  $\text{м}^{-1}$ , что фактически одно и то же). На практике часто пользуются единицами дБ/м, при этом формула для  $\alpha$  такова:

$$\alpha = \frac{1}{x} 10 \cdot \lg \frac{A_0}{A} \text{ (дБ/м)}. \quad (191.3)$$

Зная из свойств логарифмов, что  $\lg b = \ln b \cdot \lg e$ , можно переписать (191.3) в виде

$$\alpha \left[ \frac{\text{дБ}}{\text{м}} \right] = \frac{1}{x} \ln \frac{A_0}{A} \cdot 10 \lg e = 4,343 \cdot \alpha \left[ \frac{1}{\text{м}} \right]. \quad (191.4)$$

Известно, что интенсивность звуковой волны пропорциональна квадрату амплитуды:  $I \sim A^2$  (формула (9)). Тогда мы можем записать формулу для ослабления интенсивности:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-2\alpha x} = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \quad (191.5)$$

где  $I_0$  и  $I$  – начальная интенсивность ультразвука и интенсивность на расстоянии  $x$  от источника,  $\mu$  – коэффициент затухания по интенсивности в данном веществе (1/м), причём  $\mu = 2\alpha$ . Аналогично, для выражения этой величины в разных единицах работает формула перевода  $\mu[\text{дБ/м}] = 4,343\mu[1/\text{м}]$ . Кроме того, коэффициент затухания по интенсивности можно выразить через коэффициент затухания по амплитуде (последний непосредственно измеряется в данной работе) с помощью формулы:

$$\mu \left[ \frac{\text{дБ}}{\text{м}} \right] = 8,686\alpha \left[ \frac{1}{\text{м}} \right] = \frac{8,686}{x} \ln \frac{A_0}{A}. \quad (191.6)$$

### **Оборудование**

1. Ультразвуковой эхоскоп GS200.
2. Ультразвуковые датчики: 1 МГц (синий) – 2 шт., 2 МГц (красный) – 2 шт., 4 МГц (зелёный) – 2 шт.
3. Набор образцов для исследования (цилиндры из оргстекла).
4. Ультразвуковой гель.
5. Ноутбук.
6. Линейка или штангенциркуль.

**!** Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).

● Ознакомьтесь с органами управления эхоскопом GS200 (разделы 6, 6.1, 6.2).

Вы можете использовать разные режимы работы прибора – на отражение (с одним датчиком) и на прохождение (с двумя одинаковыми датчиками одновременно).

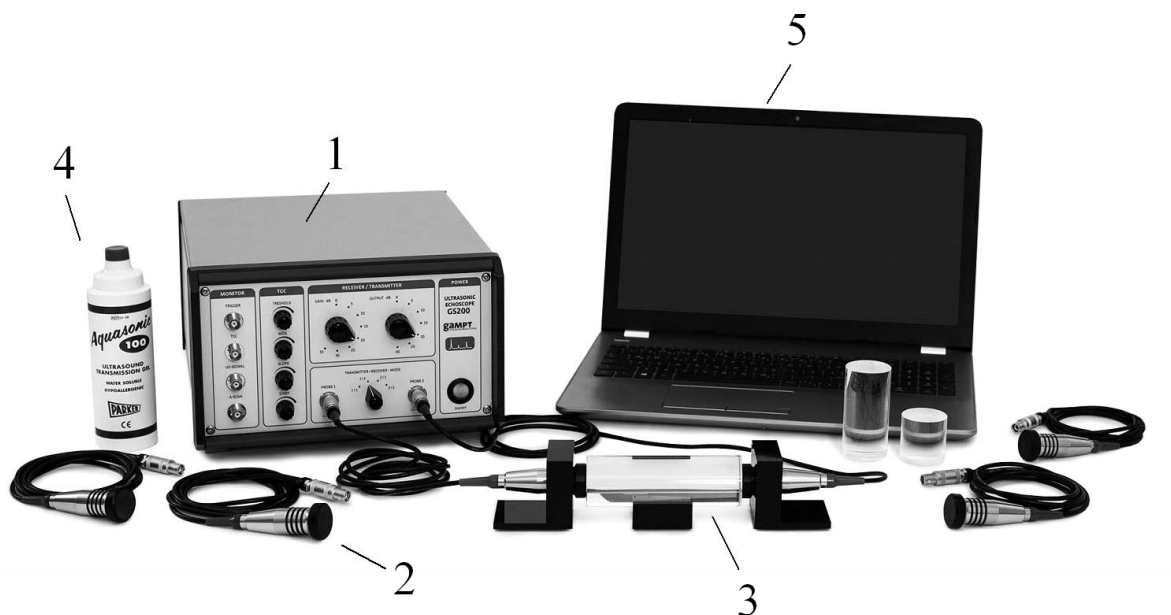


Рис. 20. Установка для изучения затухания УЗ в твёрдых телах.  
 (1) Эхоскоп GS200; (2) ультразвуковые датчики (синий – 1 МГц, красный – 2 МГц, зелёный – 4 МГц); (3) цилиндры из оргстекла;  
 (4) ультразвуковой гель; (5) ноутбук

### *Ход работы*

Подготовительный этап – подключение компонентов и настройка.

1. Подсоедините эхоскоп GS200 к компьютеру (если это ещё не сделано) через интерфейс USB.
2. Возьмите цилиндр с длиной  $s = 4$  см.
3. Поставьте цилиндр на подставку (как показано на Рисунке 20), с торцов намажьте небольшим количеством геля и крепко прижмите два однотипных датчика (например, синие, 1 МГц).
4. Подключите датчики к разъёмам «PROBE1» и «PROBE2» (см. Рисунки 13, 20).
5. Сначала включите эхоскоп, затем запустите программу «GS-EchoView» на рабочем столе компьютера.
6. В окне «A-mode» во вкладке «params» выставьте «begin» – 0 и «end» – 100 мкс.

7. Во вкладке «params» – «unit in diagrams» поставьте галочку « $\mu\text{s}$ » (измерение времени появления эха в микросекундах).
8. Нажмите кнопку «Start A-scan».
9. Добейтесь формы диаграммы TGC подобной той, которая показана на Рисунке 21 с помощью ручек 7–10 блока С (Рисунок 14). Начальные позиции переключателей блока передатчика и приёмника эхоскопа GS200 «Receiver/Transmitter» (блок В, переключатели 3 и 5, Рисунок 14) должны быть «Gain» – 10, «Output» – 10 дБ. При необходимости эти параметры можно будет изменить в ходе работы.

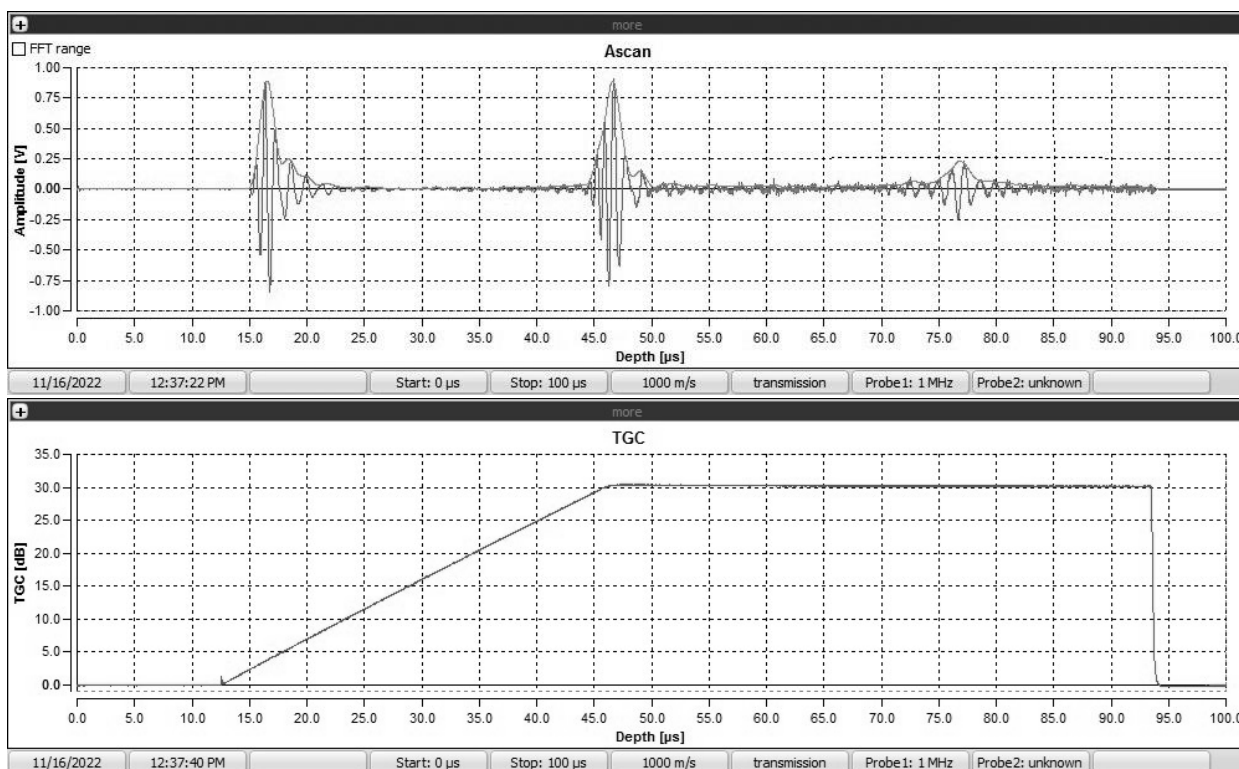
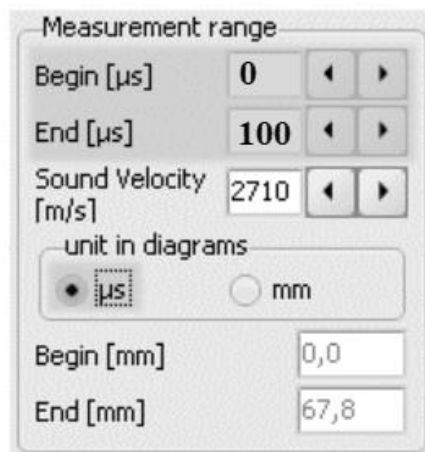


Рис. 21. Главное окно программы GS-EchoView в режиме передачи «1|2» при работе с цилиндром длиной 4 см (пример). Обратите внимание, что амплитуда принимаемых сигналов не зашкаливает за пределы  $\pm 1$  В

**Задание 1.** Измерение амплитуды сигнала в режиме прохождения в образцах различной длины.

1. Установите режим приёма-передачи на 1|2 (или 2|1) соответствующим переключателем (см. Рисунок 14). Разница между разными режимами проиллюстрирована на Рисунке 22.
2. Нажмите кнопку «Start A-scan», чтобы перевести прибор в режим измерений.
3. С помощью курсора мыши определите время прихода сигнала на второй датчик (приёмный). Для этого разместите курсор около максимума огибающей сигнала и прочитайте показания во всплывающем окне: наблюдаемую амплитуду  $A^{\text{obs}}$  (вольты, вертикальная ось) и время  $t$  (микросекунды, горизонтальная ось).

*Примечание:* кроме первого сигнала, могут присутствовать и другие, приходящие к приёмнику в более поздние моменты времени. Это сигналы эха; так, волна, отразившаяся от границы цилиндр/приёмник, может отразиться ещё раз от границы цилиндр/источник и придёт снова к приёмнику, пройдя расстояние  $3s$  (рисунок 22)

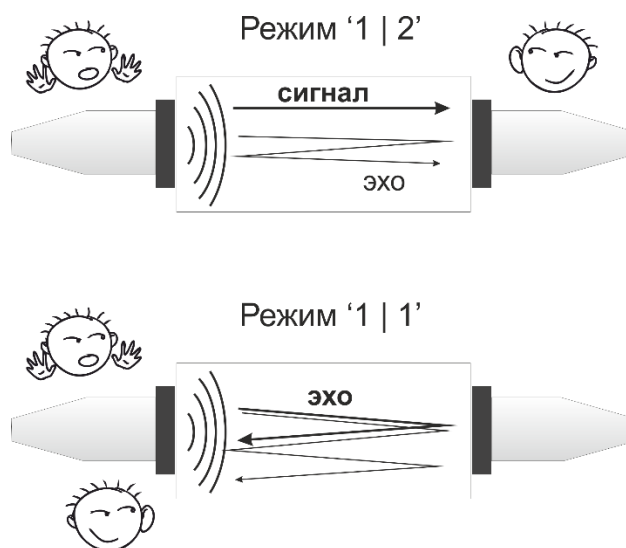


Рис. 22. Два режима измерения: прохождение и отражение. Показаны также многократные переотражения

4. Поскольку звук ослабевает по мере распространения в среде, амплитуда приходящих сигналов эха будет падать в соответствии с уравнением (191.1). Частично это затухание можно компенсировать с помощью настроек TGC (см. раздел 6.2).

5. С помощью курсора по графику зависимости усиления от времени (рисунок 15) определите коэффициенты усиления  $TGC(t)$  в те моменты времени  $t$ , когда на приёмник поступают сигналы, найденные на шаге 3.
6. Истинная амплитуда эхо-сигнала, приходящего в некоторый момент  $t$ , определяется из измеряемой амплитуды  $A^{obs}$  следующим образом:
 
$$A(t) = A^{obs} \cdot 10^{-TGC(t)/20} . \quad (191.7)$$
7. Запишите результаты  $(t, A^{obs}, TGC, A)$  в таблицу.

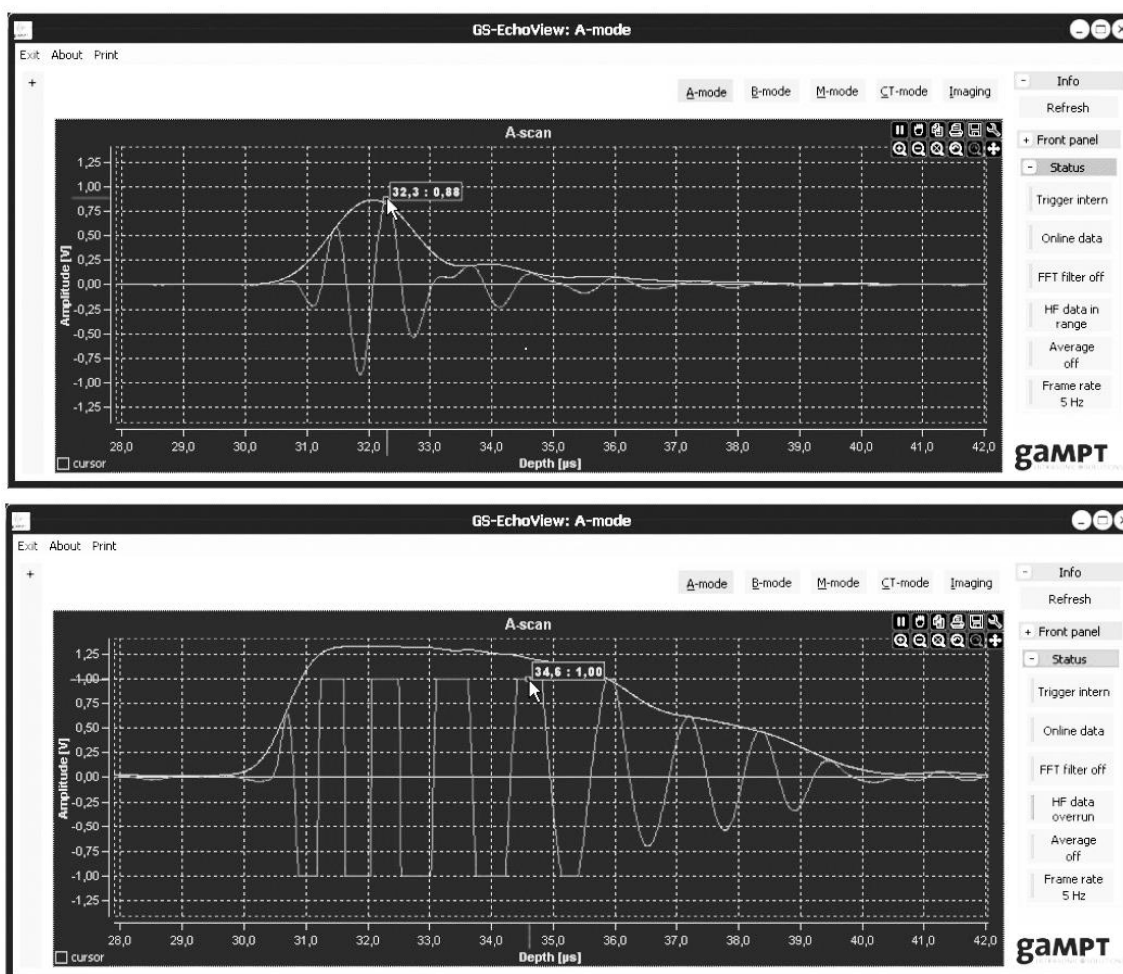


Рис. 23. Амплитудный сигнал с правильно подобранным усилением (вверху) и перегрузка (внизу)

**Замечания к выполнению измерений.** Проследите, чтобы все сигналы эха, которые вы включаете в анализ, имели амплитуду в пределах 1 В. Сигналы не должны зашкаливать, но и не должны быть слишком маленькими, чтобы погрешность была не слишком велика. Начав измерения, не меняйте настройки TGC, усиления приёмника и передатчика (ручки «gain») и не отсоединяйте датчики от цилиндра, иначе полученный массив

данных нельзя будет аппроксимировать одним уравнением. Кроме того, делайте измерения не слишком долго, чтобы не допустить высыхания геля.

Значения сигнала эха, превосходящие по модулю 1 В, при оцифровке сигнала обрезаются на уровне 1 В (как на рисунке 23). При этом в окне статуса справа надпись «HF data in range» сменяется предупреждением «HF data overrun».

*Задание 2. Измерение амплитуды сигнала в режиме отражения (эхографии) в образцах различной длины.*

1. Установите режим приёма-передачи на 1|1 (или 2|2). Используйте один датчик.
2. Нажмите кнопку «Start A-scan», чтобы перевести прибор в режим измерений.
3. С помощью курсора мыши определите время прихода сигнала эха, его амплитуду  $A^{\text{obs}}$  и уровень усиления.

*Примечание:* первое принятое эхо – это волна, прошедшая расстояние  $2s$ .

4. Запишите результаты ( $t$ ,  $A^{\text{obs}}$ , TGC,  $A$ ) в таблицу.

*Задание 3. Определение коэффициента затухания ультразвука на разных частотах.*

1. Рассчитайте натуральные логарифмы амплитуд  $\ln A(x)$ .
2. Постройте график зависимости  $\ln A$  от расстояния  $x$ , пройденного волной.
3. Аппроксимируйте, если это возможно, график прямой линией и найдите его наклон. Умножьте наклон на 8,686, чтобы получить численное значение  $\mu$  (дБ/см).
4. Повторите измерения в заданиях 1 и 2 с другими датчиками на частотах 2 и 4 МГц.
5. Нанесите на график точки, показывающие зависимость  $\mu$  от  $f$ .
6. Сделайте выводы о характере зависимости затухания УЗ от частоты.
7. После завершения измерений вытрите датчики и цилиндры от геля, выключите установку.

Пример таблицы для заполнения:

Частота УЗ, *** МГц						
Режим	$x$ , см	$t$ , мкс	$A^{obs}$ , В	TGC, дБ	$A$ , В (ур. (191.9))	$\ln A$
“1 2”	...					
“1 1”	...					
“1 2”	...					
...	...					
$\mu = \dots$ дБ/см						

### **Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком**

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

### **Вопросы к работе 191**

1. Взаимодействие ультразвука с веществом.
2. Причины ослабления звуковой волны.
3. Закон затухания интенсивности звуковой волны.

## 192. Ультразвуковая эхография (А-скан)

**Цель работы:** исследование образца с внутренними неоднородностями с помощью импульсного эхо-метода (А-скан). Измерение времён приёма эхо-сигналов в фантоме глаза как типичный пример УЗИ-биометрии.

**Предмет исследования:** исследование образца с внутренними неоднородностями с помощью импульсного эхо-метода. Выполнение сканирования с разных сторон объекта. Анализ полученных эхо-сигналов.

Измерение времён прихода эха в фантоме глаза, расчёт пройденных звуком расстояний во внутренней структуре фантома.

### **Краткая теория**

Импульсная эхография – основа многих методов построения изображений в дефектоскопии и неинвазивной медицинской диагностике. В этих методах электрические импульсы преобразуются в механические колебания в ультразвуковом датчике. Колебания направляются в изучаемый образец и распространяются в нём в виде звуковых колебаний. Отражённые от внутренних неоднородностей волны возвращаются к датчику и преобразуются обратно в электрические сигналы. График приёма этих сигналов, отображаемый как функция амплитуды от времени, представляет собой так называемый А-скан. По данным о времени прихода эхо-сигналов на А-скане можно извлечь информацию о скорости звука в материале объекта и обнаружить внутренние неоднородности [7].

### **Оборудование**

1. Ультразвуковой эхоскоп GS200.
2. Ультразвуковые датчики с рабочими частотами 1 МГц (синий), 2 МГц (красный).
3. Набор образцов для исследования (прозрачный блок из оргстекла, фантом глаза).
4. Ультразвуковой гель.
5. Ноутбук.
6. Линейка или штангенциркуль.

**!** Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).

Ознакомьтесь с органами управления эхоскопом GS200 (разделы 6, 6.1, 6.2).

### *Часть I. Эхоскопическое исследование прозрачного тестового блока*

Общий вид используемого оборудования показан на рисунке 24, тестовый блок – на рисунке 25. Блок сделан из прозрачного материала (полиметилметакрилата), и в нём на разном расстоянии от граней сделаны дефекты (просверленные каналы различного диаметра). Кроме того, имеется отверстие большого диаметра, которое позволяет наблюдать феномен звуковой тени, и два близких тонких отверстия для тестирования разрешающей способности.

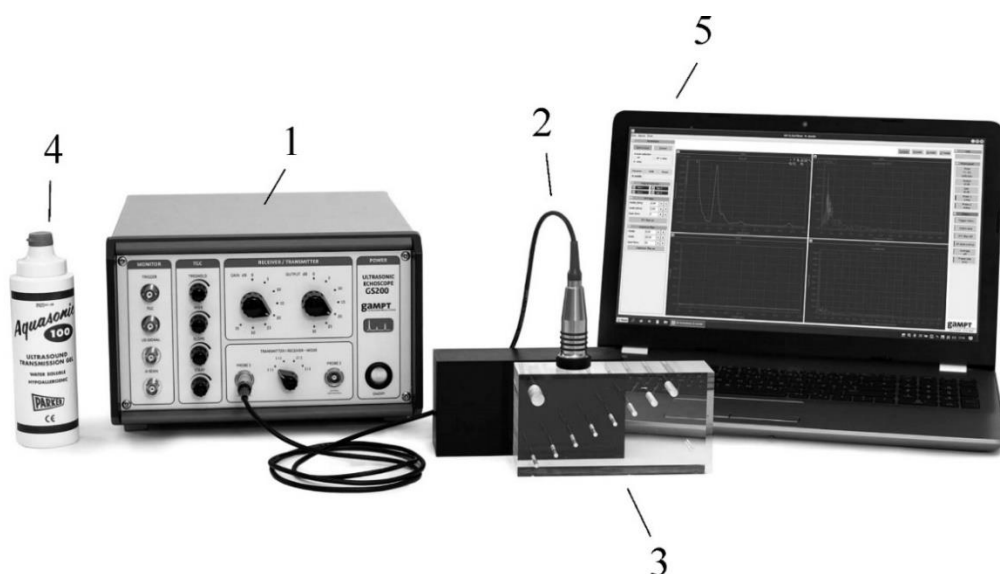


Рис. 24. Установка для изучения УЗ эхографии. (1) Эхоскоп GS200; (2) ультразвуковые датчики (синий – 1 МГц, красный – 2 МГц); (3) тестовый блок из оргстекла; (4) ультразвуковой гель; (5) ноутбук

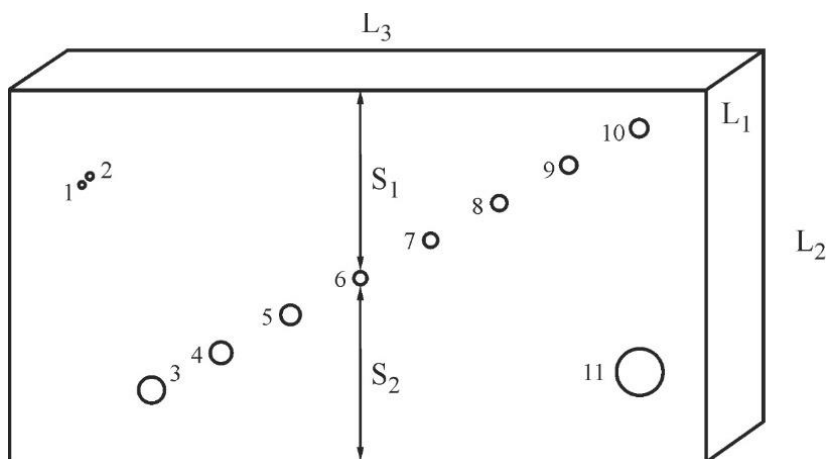


Рис. 25. Тестовый блок. Буквами обозначены общие габариты и измеряемые в работе расстояния до дефектов

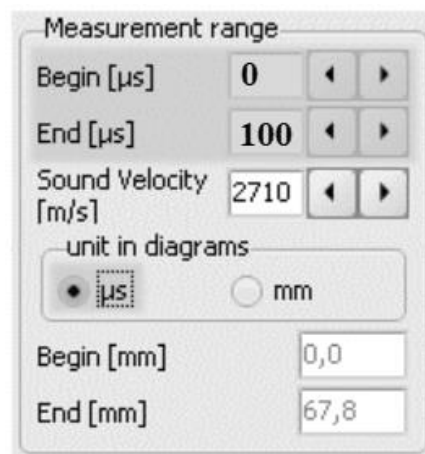
### *Ход работы*

Промер расстояний в блоке с помощью линейки.

1. Определите высоту блока  $L_2$  (см. рисунок 25).
2. Определите диаметры отверстий от 1 до 11.
3. Занесите результаты в таблицу (строка «Прямые измерения»).

Подготовительный этап – подключение компонентов и настройка.

4. Подсоедините эхоскоп GS200 к компьютеру (если это ещё не сделано) через интерфейс USB.
5. Подключите датчик на 1 МГц к разъёму «PROBE1» (см. рисунки 13, 20).
6. Выберите режим приёма/передачи на отражение «1|1» (см. рисунки 14, 22).
7. Сначала включите эхоскоп, затем запустите программу «GS-EchoView» на рабочем столе компьютера.
8. В окне «A-mode» во вкладке «params» выставьте «begin» – 0 и «end» – 100 мкс.
9. Во вкладке «params» – «unit in diagrams» поставьте галочку « $\mu$ s» (измерение времени появления эха в микросекундах).
10. Нанесите небольшое количество геля на одну из длинных сторон блока (плоскость  $L_1 \times L_3$ ).



### *Задание 1. Определение скорости звука в ПММА.*

1. Нажмите кнопку «Start A-scan».
2. Добейтесь формы диаграммы TGC подобной той, которая показана на рисунке 26 с помощью ручек 7–10 блока С (рисунок 14). Начальные позиции переключателей блока передатчика и приёмника эхоскопа GS200 «Receiver/Transmitter» (блок В, переключатели 3 и 5, Рисунок 14) должны быть «Gain» – 10, «Output» – 10 дБ. При необходимости эти параметры можно будет изменить в ходе работы.
3. С помощью курсора мыши определите время до появления эха от обратной стороны блока по фронту эха (началу взлёта огибающей линии, как показано на рисунке 26). Среди нескольких сигналов, которые вы можете наблюдать одновременно, сигнал от нижней грани блока остаётся неизменным при перемещении датчика по верхней грани.
4. По измеренному времени  $t$  вычислить скорость звука в блоке с помощью формулы

$$v = 2L_2/t, \quad (192.1)$$

где  $v$  – скорость звука,  $L_2$  – высота блока. В расчётах переведите единицы измерения из миллиметров в метры и микросекунды в секунды.

- Далее, зная скорость звука в полиметилметакрилате, единицы измерения горизонтальной оси в главном окне программы можно переключить с единиц времени на единицы длины (группа «Measurement range», переключатель «unit in diagrams»). Для этого также необходимо внести скорость звука в соответствующее текстовое окно (см. предыдущий рисунок).

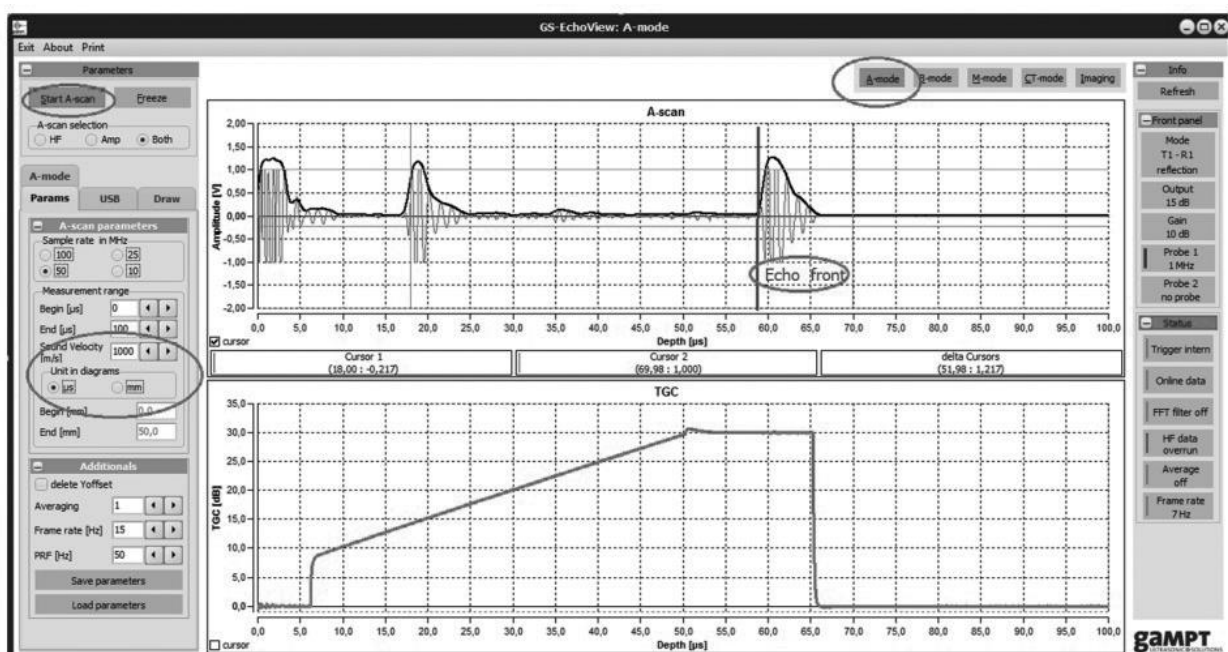


Рис. 26. Главное окно программы GS-EchoView

*Задание 2. Нахождение дефектов разного размера на различной глубине в тестовом блоке с помощью импульсного эхо-метода.*

- Измерьте по времени прихода эха расстояния до каналов в блоке от обеих поверхностей  $S_1$  и  $S_2$  (см. рисунок 25).
- Зная габариты блока, найдите диаметр каналов  $d_i = L_2 - (S_1 + S_2)$ .
- Измерьте для сравнения диаметр отверстий напрямую и внесите данные в таблицу А.
- После завершения измерений вытрите датчики и цилиндры от геля.

Таблица А

Отверстие №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
$S_1$											
$S_2$											
Диаметры, измер. с пом. А-скана											
Диаметры, измеренные напрямую											

### **Часть II. Биометрическое исследование фантома глаза**

Офтальмология – одна из областей медицины, где применяется УЗИ. В этой сфере ультразвук помогает проводить биометрические исследования – измерять расстояния между структурами глаза. Например, знать расстояние между роговицей и радужной оболочкой важно для расчёта размеров искусственного хрусталика, применяемого при лечении катаракты. Роговицу и хрусталик при этом сложно исследовать оптическими методами из-за их помутнения, тогда как для УЗИ это не является помехой. И хотя новые методы, основанные на использовании В-скана (см. работу 193) или лазерного излучения также можно использовать в офтальмологии, А-скан даёт дешёвый и быстрый способ осуществлять измерения. При расчёте размеров структур глаза нужно учитывать, что скорости звука в роговице, хрусталике, стекловидном теле и других отделах глаза отличаются. В фантоме глаза, используемом в данной работе, скорость звука в хрусталике составляет приблизительно 2500 м/с, а в стекловидном теле – 1410 м/с [8].



Рис. 27. Измерение времени распространения УЗ в структурах глаза

Предлагаемая здесь работа с использованием увеличенной модели глаза демонстрирует типичное биометрическое приложение ультразвука в офтальмологии на основе методики А-скана.

*Задание 3. Измерение расстояний между анатомическими структурами в фантоме глаза.*

1. Нанесите небольшое количество геля на модель глаза (рисунок 27) в районе зрачка. Подсоедините к эхоскопу УЗ датчик с рабочей частотой 2 МГц.
2. Во вкладке «params» – «unit in diagrams» поставьте галочку «μs» (измерение времени появления эха в микросекундах).
3. Запишите А-скан.
4. Определите по графику времена распространения эха, как показано на рисунке 28:  $t_1$  (вертикальная черта 4),  $t_2$  (вертикальная черта 5),  $t_3$  (вертикальная черта 6).

*Замечание:* вертикальная линия располагается в момент возникновения эхо-сигнала (передний фронт импульса).

5. Принимая значение скорости в хрусталике за  $v_2 = 2500$  м/с и в других структурах за  $v_1 = 1410$  м/с, определите среднюю скорость звука в модели по формуле

$$v = \frac{v_1(t_1 + (t_3 - t_2)) + v_2(t_2 - t_1)}{t_3}. \quad (192.2)$$

6. Рассчитайте следующие значения для фантома: глубина залегания переднего края хрусталика (черта 4 на рисунке 28), расстояние до заднего края хрусталика (линия 5), расстояние до сетчатки (линия 6).

7. После завершения измерений вытрите датчики и фантом от геля, выключите установку.
8. Внесите данные в таблицу В.
9. Обсудите полученные результаты, сделайте выводы.

*Таблица В*

Структура	Передний край хрусталика	Задний край хрусталика	Сетчатка
Время прихода эха, мкс			
Средняя скорость звука, м/с			
Измеренная глубина, мм			
Реальная глубина, мм	9,66	18,91	56,87
Толщина, мм	9,66	9,25	37,96

### ***Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком***

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

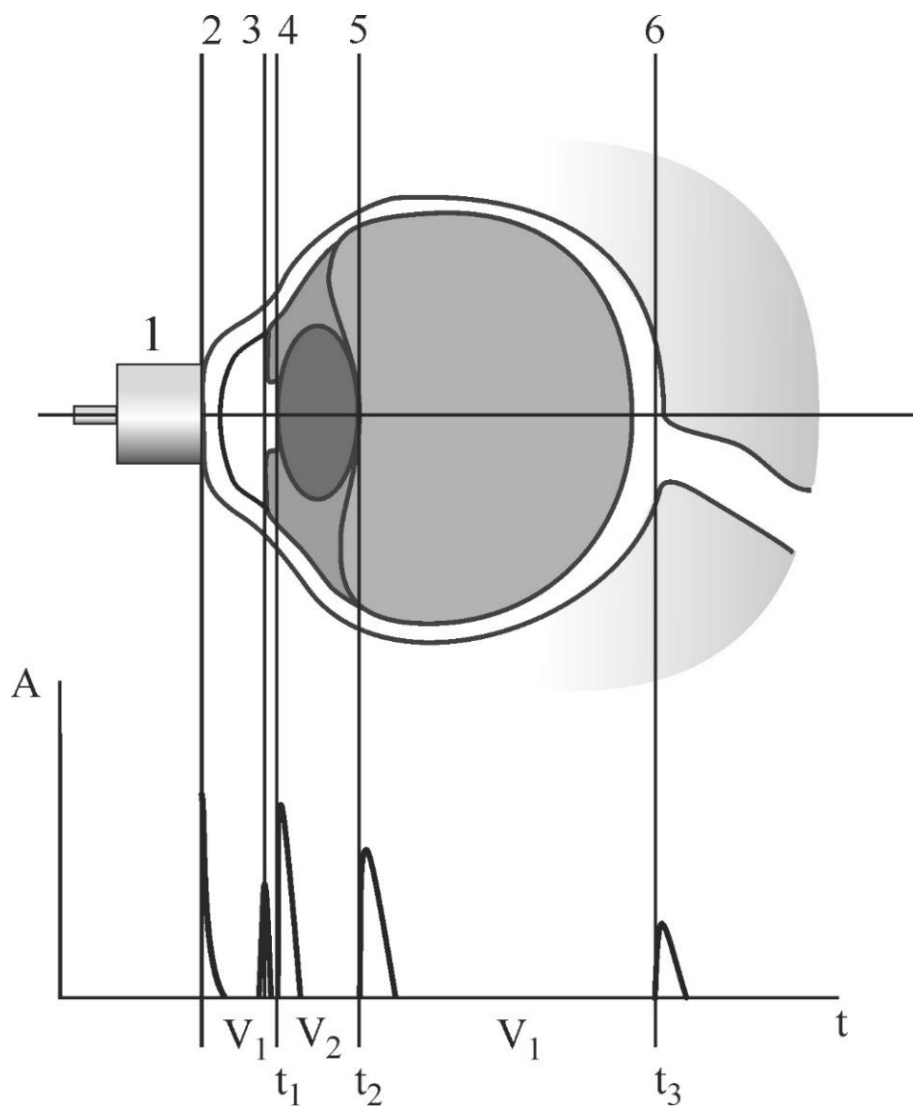


Рис. 28. Схема фантома глаза и эхограмма А-скана. Показано соответствие эхо-сигналов местам их возникновения. Обозначения: (1) УЗ датчик, (2) роговица, (3) радужная оболочка, (4) передний край хрусталика, (5) задний край хрусталика, (6) сетчатка

**Вопросы к работе 192**

1. Ультразвуковая эхография, отражение, импульсный эхо-метод.
2. Принципы импульсного эхо-метода в построении А-эхограмм.
3. Свойства ультразвукового луча. Ближнее и дальнее поле, фокальная зона.
4. Влияние размеров объектов на разрешение на УЗ изображении. Продольное, поперечное и вертикальное разрешение.
5. Структура глаза.

### 193. Ультразвуковой В-скан (режим яркости)

**Цель работы:** демонстрация основ метода В-скана при построении изображения внутренностей тестового объекта. Исследование фантома груди с опухолью.

**Предмет исследования:** демонстрация основ метода В-скана при построении изображения тестового объекта в разрезе с помощью эхоскопа. Анализ влияния фокусировки звука, пространственного разрешения, артефактов на качество получаемого изображения.

Исследование фантома груди с опухолью: локализация и определение размеров как типичное применение УЗИ в диагностике [9].

#### **Краткая теория**

Если преобразовать значения амплитуды в А-скане в значения яркости, а время прихода эха – в глубину до отражающей структуры, то график А-скана примет вид цепочки пикселей разного цвета. Если затем перемещать УЗ датчик по объекту, а принимаемые цепочки пикселей отрисовывать рядом друг с другом, получится изображение, отвечающее внутренней структуре изучаемого объекта. Это и будет так называемый В-скан. Локализация объектов, видимых на нём, зависит от расположения датчика и скорости его перемещения. Самый простой метод предполагает медленное ручное перемещение датчика по прямой линии, как показано на рисунке 29. Качество изображения в этом случае зависит от точности координатного связывания цепочек отсканированных точек, продольного и поперечного разрешения датчика, настроек цветовой шкалы (градации серого или в цвете), количества полученных цепочек и наличия артефактов на изображении. Для достижения, например, хорошего латерального разрешения требуется дополнительная система слежения за координатой, например, имеющаяся в линейных датчиках. Более подробные сведения об этой методике вы можете найти в [3].

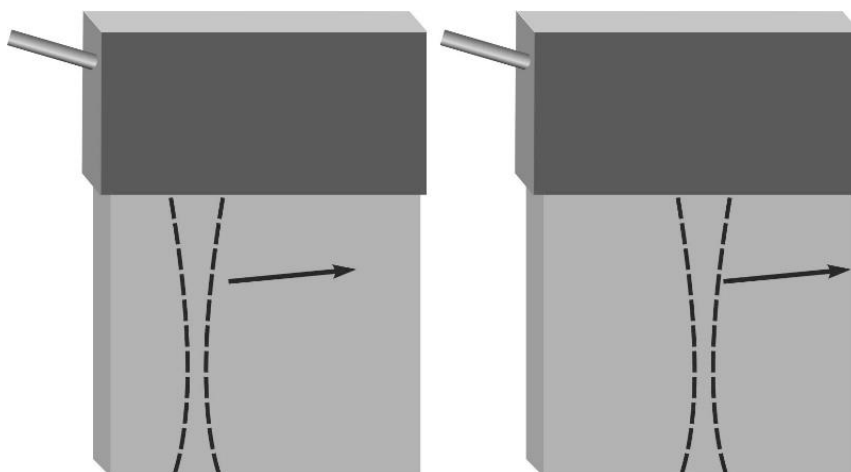


Рис. 29. Получение ультразвукового В-скана с помощью линейного датчика. УЗ луч проходит последовательные участки в исследуемой области. На получаемом двумерном изображении отображаются эхо-сигналы, полученные от луча в каждой конкретной позиции

### **Оборудование** (рисунок 30)

1. Ультразвуковой эхоскоп GS200.
2. Ультразвуковые датчики: 1 МГц (синий), 2 МГц (красный).
3. Образцы для исследования (блок из оргстекла, фантом груди).
4. Ультразвуковой гель.
5. Ноутбук.
6. Линейка или штангенциркуль.

**!** Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).

Ознакомьтесь с органами управления эхоскопом GS200 (разделы 6, 6.1, 6.2).

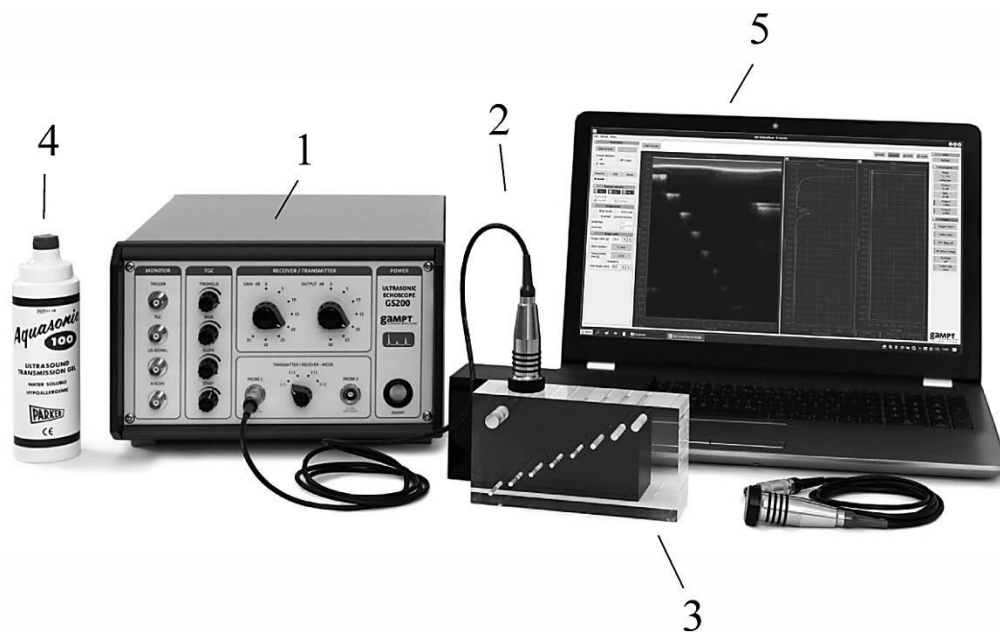


Рис. 30. Установка для изучения метода В-скана. (1) Эхоскоп GS200; (2) ультразвуковой датчик (синий – 1 МГц, красный – 2 МГц); (3) тестовый блок из оргстекла; (4) ультразвуковой гель; (5) ноутбук

### *Часть I. Эхоскопическое исследование прозрачного тестового блока*

Общий вид используемого оборудования показан на рисунке 30, тестовый блок – на Рисунке 25. Блок сделан из прозрачного материала (полиметилметакрилата), и в нём на разном расстоянии от граней сделаны дефекты (просверленные каналы различного диаметра). Кроме того, имеется отверстие большого диаметра, которое позволяет наблюдать феномен звуковой тени, и два близких тонких отверстия для тестирования разрешающей способности.

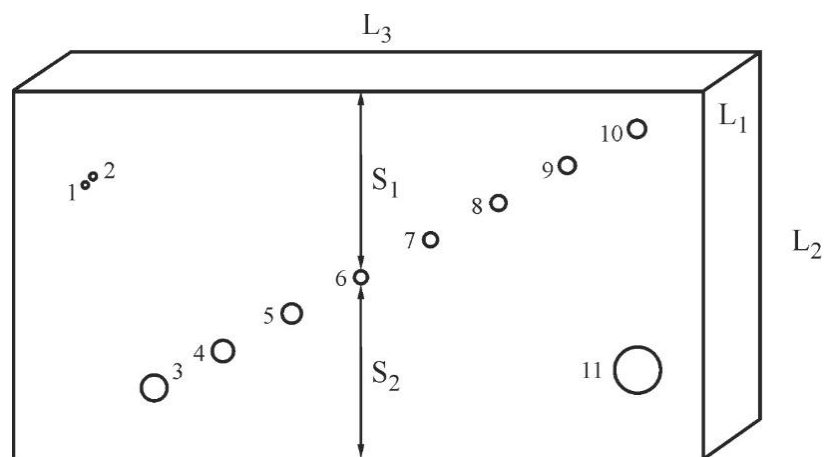


Рис. 25 (копия). Тестовый блок

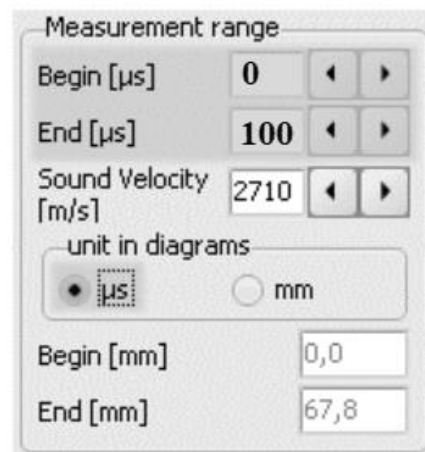
### *Ход работы*

Промер расстояний в блоке с помощью линейки.

1. Определите высоту блока  $L_2$  (см. рисунок 25).
2. Определите диаметры отверстий от 1 до 11.
3. Занесите результаты в таблицу (строка «Прямые измерения»).

Подготовительный этап – подсоединение компонентов и настройка.

4. Подсоедините эхоскоп GS200 к компьютеру (если это ещё не сделано) через интерфейс USB.
5. Подключите датчик на 1 МГц к разъёму «PROBE1» (см. рисунки 13, 20).
6. Выберите режим приёма/передачи на отражение «1|1» (см. рисунки 14, 22).
7. Сначала включите эхоскоп, затем запустите программу «GS-EchoView» на рабочем столе компьютера.
8. В окне «A-mode» во вкладке «params» выставьте «begin» – 0 и «end» – 100 мкс.
9. Во вкладке «params» – «unit in diagrams» поставьте галочку « $\mu$ s» (измерение времени появления эха в микросекундах).
10. Нанесите небольшое количество геля на одну из длинных сторон блока (плоскость  $L_1 \times L_3$ ).



### *Задание 1. Определение скорости звука в ПММА.*

1. Нажмите кнопку «Start A-scan».
2. Добейтесь формы диаграммы TGC подобной той, которая показана на Рисунке 26 с помощью ручек 7–10 блока С (рисунок 14). Начальные позиции переключателей блока передатчика и приёмника эхоскопа GS200 «Receiver/Transmitter» (блок В, переключатели 3 и 5, Рисунок 14) должны быть «Gain» – 10, «Output» – 10 дБ. При необходимости эти параметры можно будет изменить в ходе работы.
3. С помощью курсора мыши определите время до появления эха от обратной стороны блока по фронту эха (началу взлёта огибающей линии, как показано на рисунке 26). Среди нескольких сигналов, которые вы можете наблюдать одновременно, сигнал от нижней грани блока остаётся неизменным при перемещении датчика по верхней грани.
4. По измеренному времени  $t$  вычислить скорость звука в блоке с помощью формулы

$$v = 2L_2/t, \quad (193.1)$$

где  $v$  – скорость звука,  $L_2$  – высота блока. В расчётах переведите единицы измерения из миллиметров в метры и микросекунды в секунды.

- Далее, зная скорость звука в полиметилметакрилате, переключите единицы измерения горизонтальной оси в главном окне программы с единиц времени на единицы длины (группа «Measurement range», переключатель «unit in diagrams»). Для этого также необходимо внести скорость звука в соответствующее текстовое окно (см. предыдущий рисунок).

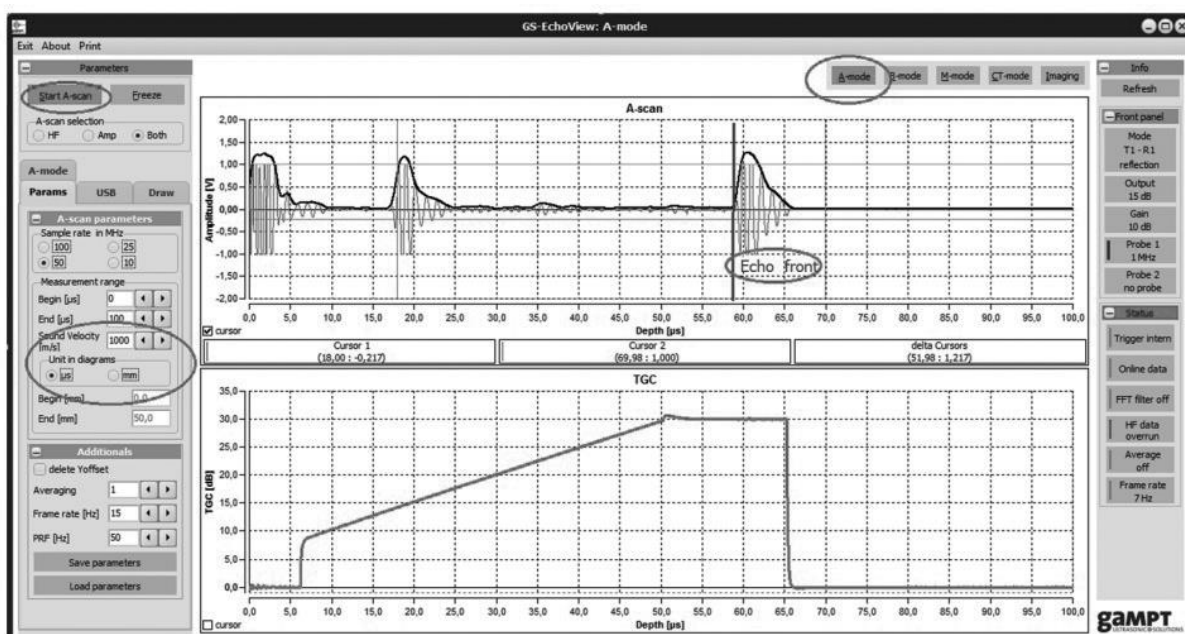


Рис. 26 (копия). Главное окно программы GS-EchoView

**Задание 2.** Нахождение дефектов разного размера на различной глубине в тестовом блоке в режиме В-скана с применением датчиков с рабочими частотами 1 и 2 МГц.

- Нанесите, если требуется, небольшое количество геля на одну из длинных сторон блока (плоскость  $L_1 \times L_3$ ) и распределите его равномерно по поверхности.
- Подключите датчик на частоту 1 МГц.
- Во вкладке «B-mode» нажмите кнопку «Start B-scan».
- Плавное проведите датчиком вдоль верхней грани тестового блока, чтобы получить изображение блока с каналами, как на рисунке 31.

Рекомендуется сделать несколько попыток для достижения хорошего результата.

5. Нажмите «Stop» и сохраните изображение.
6. По вертикальной оси В-скана можно измерять расстояния. Найдите глубины расположения отверстий  $S_1$  в блоке по полученному изображению, внесите результаты в таблицу. Отверстие №1 может не наблюдаться на частоте 1 МГц!
7. Подключите второй датчик (на 2 МГц). Удобно для этого использовать порт «PROBE 2», поставив переключатель приёма/передачи в позицию «2|2».
8. Повторите опыт, получив новую картинку (рисунок 32).
9. Найдите глубины расположения отверстий  $S_1$  в блоке по изображению, полученному на частоте 2 МГц. Внесите результаты в таблицу.
10. После завершения измерений вытрите датчики и цилиндры от геля.

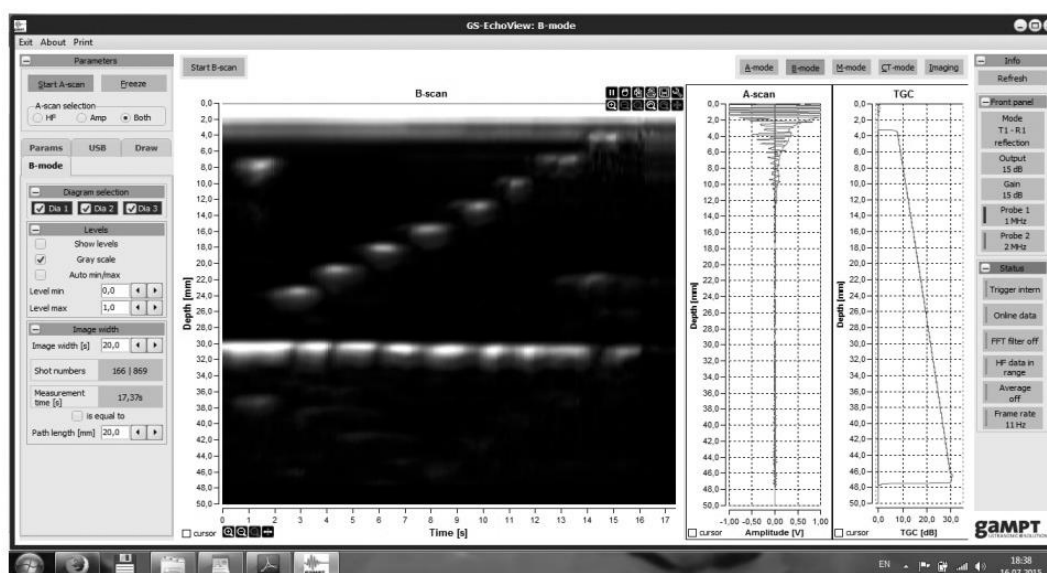


Рис. 31. Главное окно программы содержит три панели с результатами эксперимента: двумерный В-скан, соответствующий текущий А-скан, диаграмму TGC. Показана примерная картинка, получаемая на частоте 1 МГц

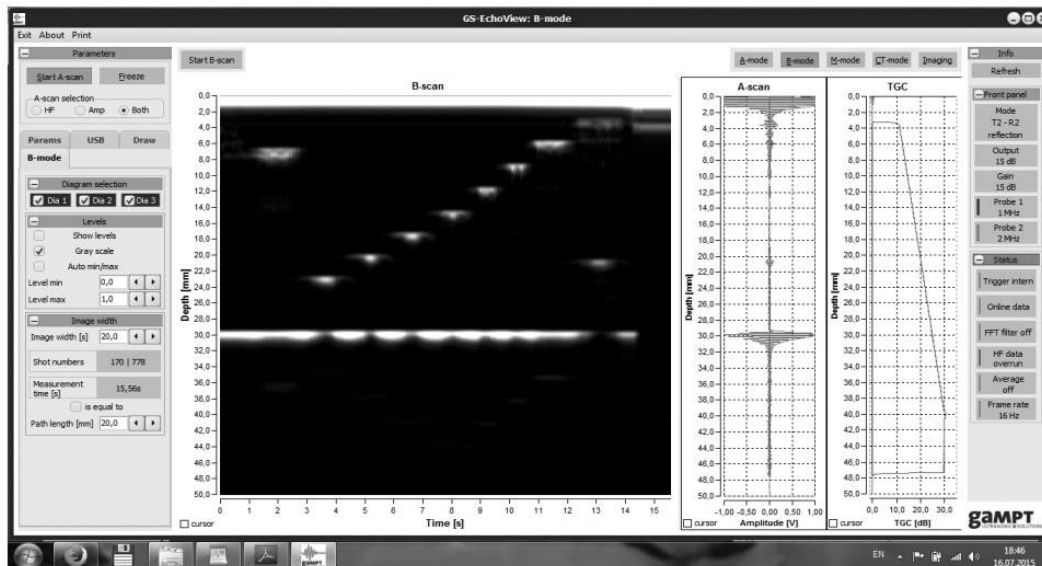


Рис. 32. Главное окно программы содержит три панели с результатами эксперимента: двумерный В-скан, соответствующий текущий А-скан, диаграмму TGC. Показана примерная картинка, получаемая на частоте 2 МГц

Таблица

Расстояния, полученные по В-скану, и сравнение с прямыми измерениями

Отверстие №	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
$S_1$ (1 МГц)											
$S_1$ (1 МГц)											
$S_1$ , измер. напрямую											

**Задание 3.** Анализ влияния фокусировки звука и пространственного разрешения на качество получаемого изображения.

1. Рассчитайте длины волны ультразвука для обоих используемых частот:  $\lambda = v/f$ , где значение скорости  $v$  получено в упражнении 2.
2. Рассчитайте фокусное расстояние  $x$  для обоих датчиков:

$$x = \frac{d^2}{4\lambda}, \quad (193.2)$$

где  $d$  – диаметр источника (измерьте его штангенциркулем).

3. Как длина волны  $\lambda$  влияет на пространственное разрешение изображения?
4. Оцените разрешение (в миллиметрах) по полученным вами картинкам.

## **Часть II. УЗИ фантома молочной железы (маммосонография)**

Маммосонография – ультразвуковое исследование груди – наряду с рентгеновской методикой (маммографией) является наиболее важным методом диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований в ткани молочной железы. Этот метод используют для ранней диагностики рака груди. Преимущество сонографии состоит в её способности различать изменения в плотных тканях и полости (цисты), заполненные жидкостью. Например, этим методом можно воспользоваться в процессе взятия биопсии для наведения зонда. Непосредственно перед операцией УЗИ может показать расположение новообразований, тем самым облегчая врачу задачу наведения на объект вмешательства.

В предлагаемом в данной работе фантоме груди можно искать патологические изменения пальпацией. Так вы можете примерно определить места, где находятся две опухоли. Далее эти зоны проверяются в режиме А-скана с тем, чтобы подобрать параметры работы эхоскопа и ориентацию датчиков. Затем в режиме В-скана строится изображение внутренней структуры модели груди (рисунок 33) [10].



Рис. 33. Оборудование для изучения маммосонографии

Исследование реалистичного фантома груди с опухолями с целью их локализации и определения размеров даёт представление о типичном применении УЗИ в диагностике.

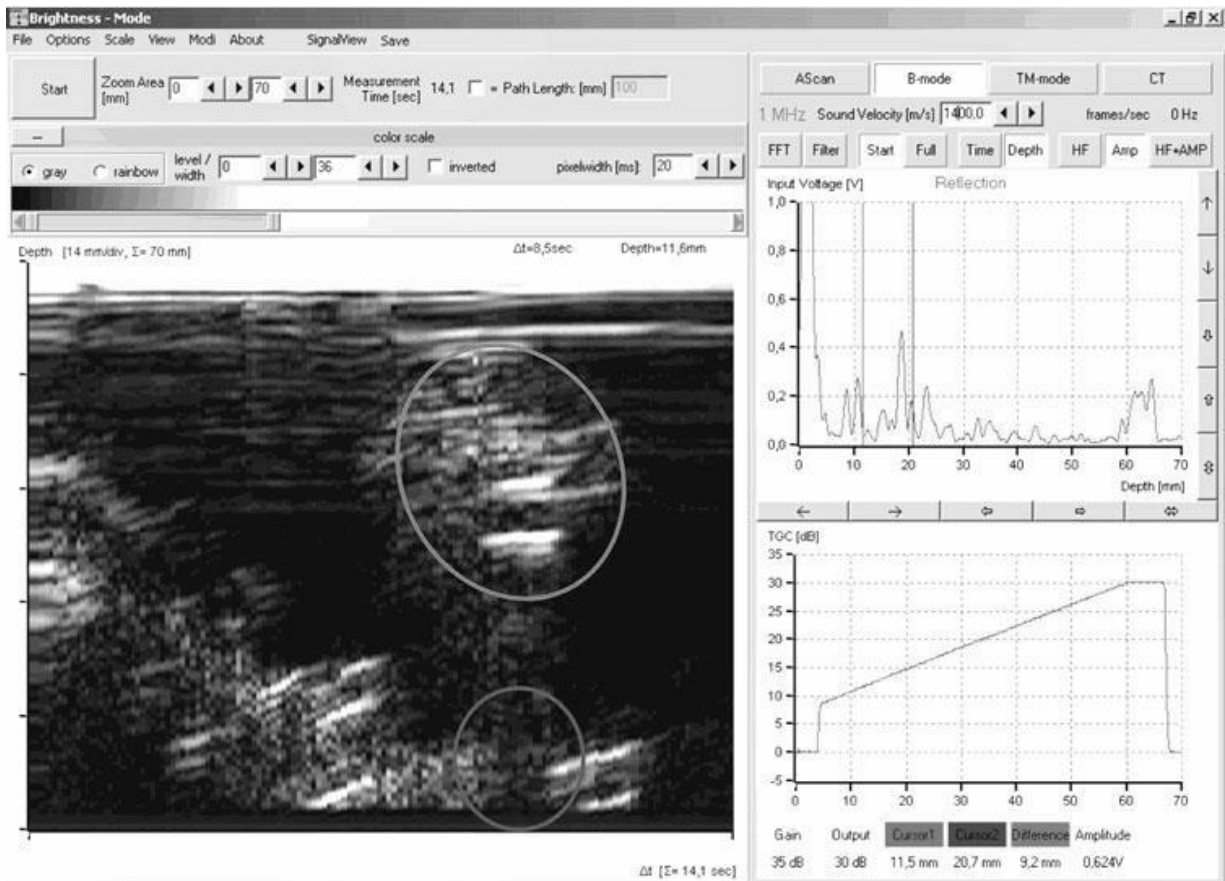


Рис. 34. На ультразвуковом В-скане видны включения овальной формы с немного наклонённой осью. Внутри опухоли затухание УЗ сильнее, поэтому за ней остаётся акустическая тень, и нижняя сторона фантома не просматривается

*Задание 4. Исследования фантома груди, локализация анатомических структур в режиме В-скана.*

1. Найдите неоднородные включения в фантоме с помощью пальпации.
2. На соответствующее место нанесите гель.
3. Как в упражнении 2, получите В-скан области с включением (как на рисунке 34) с использованием датчиков с рабочими частотами 1 и 2 МГц. При необходимости вы можете корректировать настройки TGC.
4. Обсудите влияние частоты ультразвука на вид получаемой картинке.

### ***Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком***

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

### ***Вопросы к работе 193***

1. Ультразвуковой В-скан (режим яркости).
2. Свойства ультразвукового луча. Ближнее и дальнее поле, фокальная зона.
3. Влияние длины волны УЗ на пространственное разрешение изображения.
4. Разрешающая способность в разных координатах (продольное, поперечное и вертикальное разрешение). Чем она определяется?
5. Отображение в градациях серого цвета.

## 194. Ультразвуковой ТМ-скан (движущиеся объекты)

**Цель работы:** симуляция движений сердца с помощью простой модели, запись движения с помощью метода ТМ-скана.

**Предмет исследования:** исследование движения сердечной стенки с помощью метода ультразвукового ТМ-сканирования (ТМ-режим). Измерение частоты пульса и объёма сердечного выброса.

### **Краткая теория**

Режим ТМ- или просто М-скана (англ. time-motion) используется в эхокардиографии для изучения движения сердца и его частей. Как и в режиме В-скана, амплитуды эхо-сигналов отображаются на вертикальной линии закодированными в цвете пикселей на экране. Импульсы подаются с высокой частотой повторения (например, 20 раз в секунду), и отклик на каждый импульс отрисовывается на экране слева направо. Таким образом, получается двумерное изображение, горизонтальная ось которого соответствует времени, а вертикальная показывает перемещения объектов в пространстве с течением времени [11].

В предлагаемом эксперименте движущимся элементом является мембрана, которая откликается на пульсацию давления, произвольно создаваемую экспериментатором. Оборудование осуществляет запись этого движения в ТМ-режиме. Далее полученный график интерпретируется в терминах, характеризующих работу сердца.

### **Оборудование (рисунок 35)**

1. Ультразвуковой эхоскоп GS200.
2. Ультразвуковой датчик с рабочей частотой 4 МГц (зелёный).
3. Образец для исследования (модель сердца в виде двух ёмкостей, разделённых мембраной; резиновая груша).
4. Ноутбук.
5. Линейка или штангенциркуль.

**!** Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).  
● Ознакомьтесь с органами управления эхоскопом GS200 (разделы 6, 6.1, 6.2).

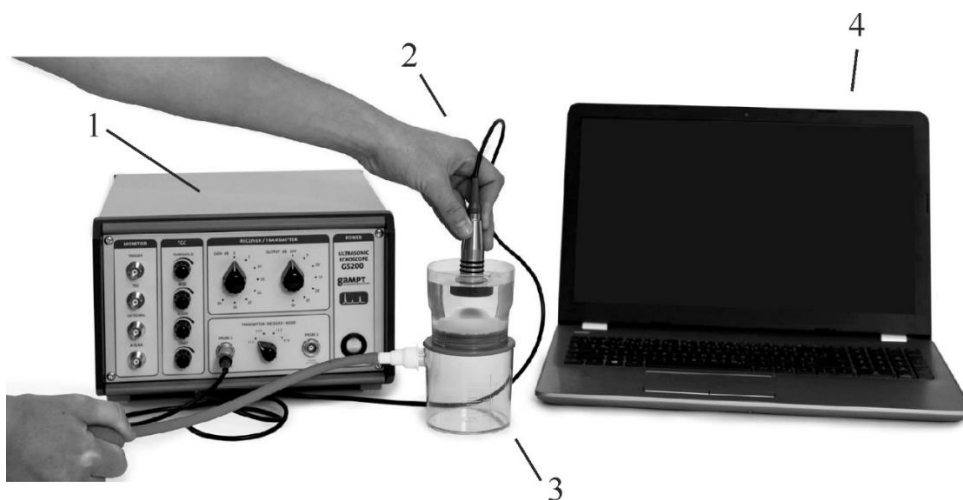


Рис. 35. Используемое оборудование: (1) эхоскоп GS200, (2) датчик на 4 МГц, (3) модель сердца, (4) ноутбук

Модель сердца состоит из подвижной мембраны, разделяющей два сосуда (рисунок 36). Эхо-сигнал от мембраны создаёт ТМ-изображение, подобное тому, которое получается от сердечных клапанов или стенки. Нажатие на грушу заставляет мембрану выпячиваться. Когда воздух выходит из нижнего стакана обратно в грушу, мембрана возвращается на место. По записанному графику можно определить амплитуду колебания мембраны и рассчитать объём воздуха, осуществляющего пульсации.



Рис. 36. Модель сердца: (1) нижняя ёмкость с переходником к трубке, (2) верхняя ёмкость с крышкой, во время измерений крышку снимают и верхнюю ёмкость заполняют водой, (3) резиновая груша, (4) мембрана, (5) уплотнительное кольцо

## Ход работы

Подготовительный этап – подсоединение компонентов и настройка.

1. Подсоедините эхоскоп GS200 к компьютеру (если это ещё не сделано) через интерфейс USB.
2. Подключите датчик с рабочей частотой 4 МГц (зеленый) к разъёму «PROBE1» (см. рисунок 13).
3. Переключите режим работы «Transmitter/Receiver» в позицию «1|1» (отражение).
4. Сначала включите эхоскоп, затем запустите программу «GS-EchoView» на рабочем столе компьютера.
5. В окне «A-mode» во вкладке «params» выставьте «begin» – 0 и «end» – 100 мкс.
6. Во вкладке «params» – «Sound velocity» впишите скорость звука в воде 1480 м/с.
7. Во вкладке «params» – «unit in diagrams» поставьте галочку «mm» (измерение расстояния до отражающего объекта).
8. Все ручки управления TGC (блок С на Рисунке 14) выкрутите полностью против часовой стрелки (до нулевого уровня; график усиления должен выглядеть так, как на нижней панели окна на рисунке 37).
9. Выставьте параметры усиления входного и выходного сигналов (блок В на рисунке 14, переключатели 3 и 5) равными Gain = 20 и Output = 20 дБ.

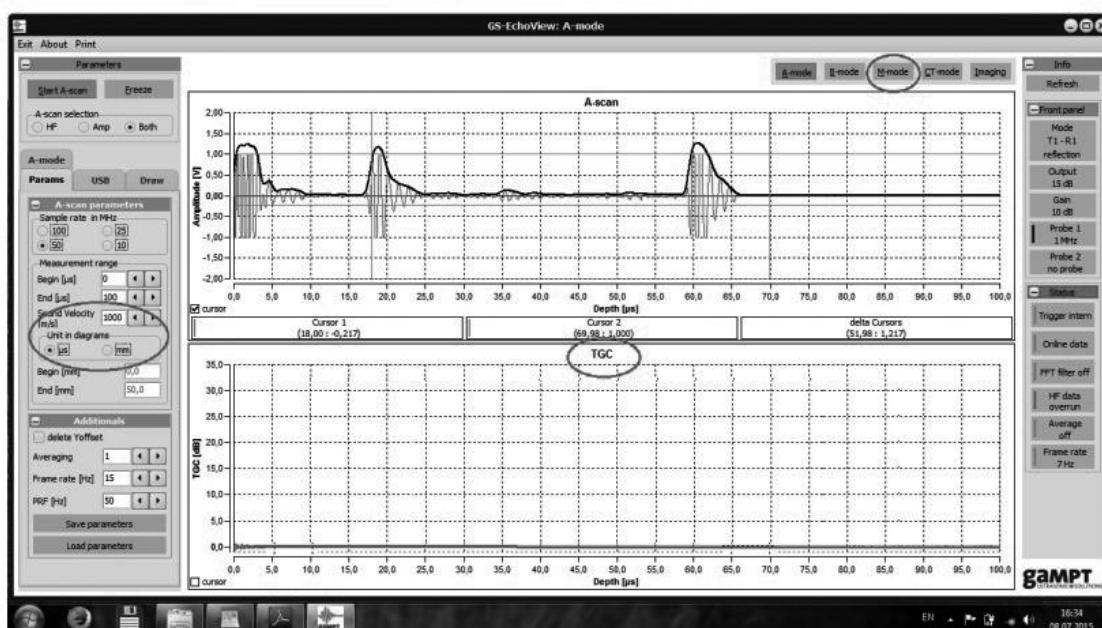



Рис. 37. Главное окно программы GS-EchoView

**Задание 1.** Наблюдение движений модели сердечной стенки в М-режиме.

1. Заполните верхний бачок модели сердца дистиллированной водой, чтобы наверху до края сосуда оставалось пространство 2–3 см.
2. Перейдите в режим М, нажав кнопку «M-mode» (выделена овалом на рисунке 37).
3. Погрузите датчик под поверхность воды так, чтобы вода не заходила выше верхнего края чёрного наконечника излучателя. При этом центр датчика должен располагаться по центру модели сердца.
4. Запустите измерения кнопкой «Start M-scan».
5. Сжимая периодически грушу, записать несколько сокращений. Попробуйте разные скорости – более частые и более редкие сокращения. В процессе измерений следите, чтобы датчик по возможности не сдвигался относительно сосуда с водой ни по вертикали, ни по горизонтали.
6. Сохраните изображение, нажав на значок .
7. Определите период сердечных сокращений по началу ( $T_{start}$ ) и концу ( $T_{end}$ ) сердечных импульсов для пяти пульсаций в случае медленных сокращений или десяти пульсаций в случае быстрых сокращений (см. рисунок 38):

$$T_{start} = t_{s_2} - t_{s_1}, \quad (194.1)$$

$$T_{end} = t_{e_2} - t_{e_1}. \quad (194.2)$$

8. Запишите полученные продолжительности для быстрых и медленных пульсаций в таблицы А и В, соответственно. Рассчитайте средние периоды  $\langle T_{start} \rangle$  and  $\langle T_{end} \rangle$ .
9. Найдите средний период сердечных сокращений  $T$  по формуле

$$T = \frac{\langle T_{start} \rangle + \langle T_{end} \rangle}{2}. \quad (194.3)$$

10. Для каждой пульсации найдите конечный систолический диаметр (ESD) – расстояние между наивысшим и наинизшим положениями мембраны (рисунок 38;  $X_{min}$  принят за 0):

$$ESD = h = X_{max} - X_{min}. \quad (194.4)$$

11. Рассчитайте среднее значение  $\langle h \rangle$ .
12. Заполните таблицы А–С.

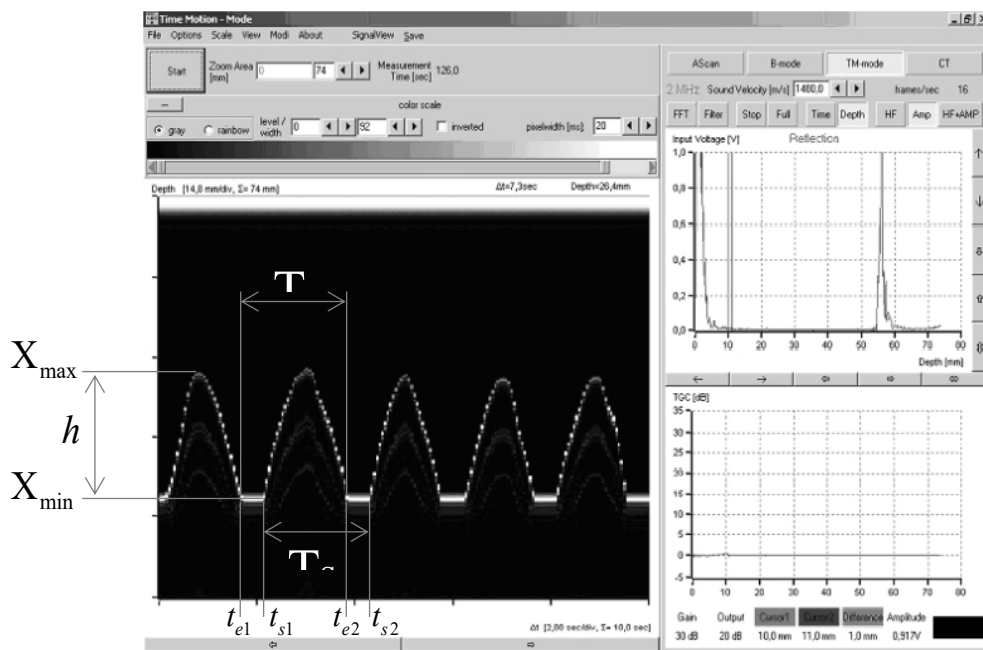
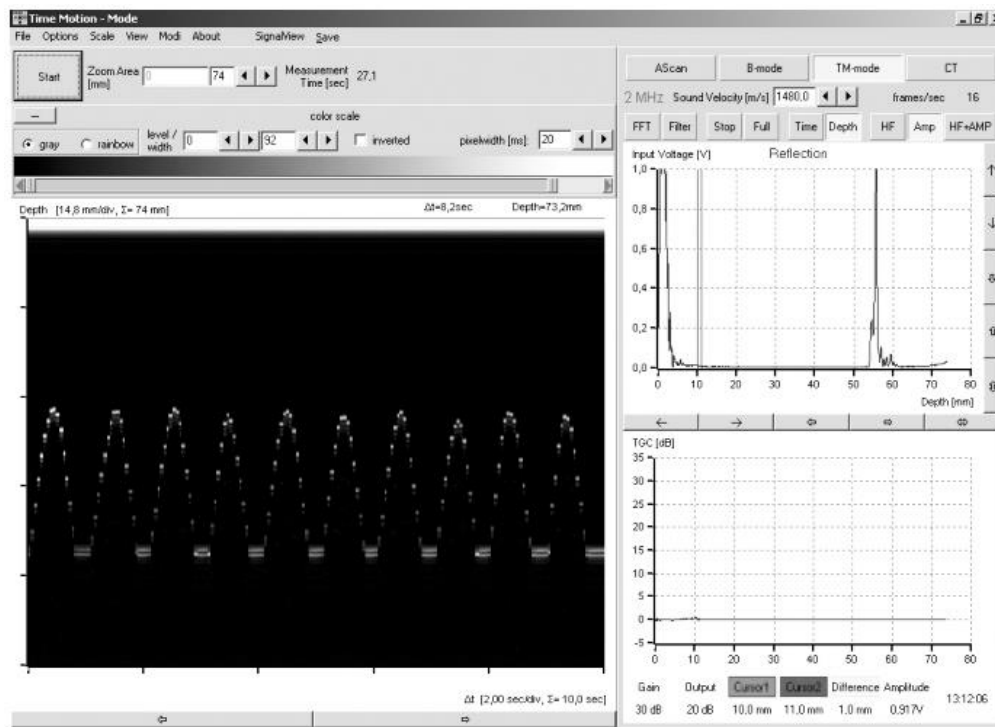


Рис. 38. Рабочее окно в режиме М-скана. Типичная запись быстрых (наверху) и медленных (внизу) сердечных сокращений

**Задание 2.** Расчёт частоты сокращений и сердечного выброса.

1. Рассчитайте частоту сердечных сокращений, зная средний период:  

$$\text{ЧСС} = f = 1/T.$$
2. Предполагая, что деформированная в момент пульсации мембрана имеет форму конуса, получаем объём вытесненной ей жидкости по формуле:

$$V = \frac{\pi D^2 \langle h \rangle}{12}, \quad (194.5)$$

где  $D = 45$  мм – диаметр мембраны.

3. В недеформированном состоянии мембрана плоская, так что мы можем принять конечный диастолический объём за ноль. Тогда из объёма сердечного выброса  $V$  и ЧСС  $f$  можно найти сердечный выброс  $Q = Vf$ .
4. Впишите полученные числа в таблицы А–С. Не забудьте при необходимости преобразовывать единицы измерений!

Таблица А

Параметры ТМ-изображения при медленных сокращениях

Номер пульсации:	1	2	3	4	5	Среднее
<b>Измерение</b>						
$t_s$ , с						
$t_e$ , с						
$X_{\max}$ , мм						
$X_{\min}$ , мм						
<b>Расчёт</b>						
$T_{\text{start}}$ , с						
$T_{\text{end}}$ , с						
$h$ (конец систолы), мм						

Таблица В

Параметры ТМ-изображения при быстрых сокращениях

Номер пульсации:	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Среднее
<b>Измерение</b>											
$t_s$ , с											
$t_e$ , с											
$X_{\max}$ , мм											
$X_{\min}$ , мм											
<b>Расчёт</b>											
$T_{\text{start}}$ , с											
$T_{\text{end}}$ , с											
$h$ (конец систолы), мм											

## Результаты анализа ТМ-изображения

	Медленные сокращения	Быстрые сокращения
Период сокращений, с		
ЧСС $f$ , Гц		
Отклонение в конце систолы $\langle h \rangle$ , мм		
Конечный систолический объём $V$ , мл		
Сердечный выброс $Q$ , мл/с		

**Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком**

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

**Вопросы к работе 194**

1. Ультразвуковая эхография, отражение, импульсный эхо-метод.
2. Измерение времени возвращения эха – основа режима А-сканирования.
3. М-режим.
4. Представление движения на эхограмме. Движения створок клапанов сердца.
5. Эхокардиография.

## 195. Ультразвуковой эффект Допплера

**Цель работы:** ознакомление с основами измерения потока с помощью ультразвукового эффекта Допплера.

**Предмет исследования:** ознакомление с основами измерения потока жидкости с помощью ультразвукового эффекта Допплера. Проверка зависимости наблюдаемого эффекта от скорости потока и доплеровского угла [12].

### *Краткая теория*

Эффект Допплера – это изменение частоты волны, воспринимаемой приёмником, когда он движется относительно источника. Это явление можно использовать для отображения движущихся объектов. Например, с помощью УЗ можно определить скорость течения и общий расход жидкости. В настоящей работе определяется сдвиг частоты УЗ луча, направляемого под определённым углом в поток жидкости и отражаемого от маленьких неоднородностей (включений) в этой жидкости.

Допплеровский сдвиг частоты  $\Delta f$  определяется как разница испускаемой  $f_{\text{и}}$  и принимаемой частотой  $f'$  (в системах отсчёта источника и приёмника, соответственно):

$$\Delta f = f_{\text{и}} - f'. \quad (195.1)$$

В предлагаемом эксперименте изучается зависимость сдвига частоты  $\Delta f$  от скорости потока  $v_0$  (точнее, скорости микровключений в жидкости) и доплеровского угла (угла падения луча)  $\alpha$  при варьировании мощности насоса и выборе разных значений угла  $\alpha$ .

Если скорость объекта  $v_0$  мала по сравнению со скоростью звука  $v$ , то доплеровский сдвиг можно определить по следующей формуле:

$$\Delta f = f_{\text{и}} \frac{v_0}{v} (\cos \alpha + \cos \beta), \quad (195.2)$$

где  $\alpha$  – угол между направлением потока и исходящим УЗ лучом,  $\beta$  – угол между потоком и направлением, по которому звук возвращается к детектору, а  $f_{\text{и}}$  – рабочая частота источника.

Для импульсной эхографической системы с одним датчиком, работающим и на передачу, и на приём,  $\alpha = \beta$  (рисунок 39), и вышеприведённая формула принимает вид

$$\Delta f = 2f_{\text{и}} \frac{v_0}{v} \cos \alpha. \quad (195.3)$$

Множитель 2 здесь можно трактовать таким образом, что доплеровский сдвиг частоты происходит дважды: когда испущенная звуковая волна падает на движущиеся частицы в потоке и когда эти частицы испускают отражённый луч обратно к неподвижному приёмнику.

**Оборудование** (рисунок 40)

1. Ультразвуковой сканер FlowDop.
2. Датчик с рабочей частотой 2 МГц.
3. Доплеровская призма для трубки диаметром 3/8 дюйма.
4. Установка для измерения параметров потока жидкости.
5. Насос MultiFlow.
6. Ультразвуковой гель.
7. Жидкость для доплерометрии.
8. Ноутбук.

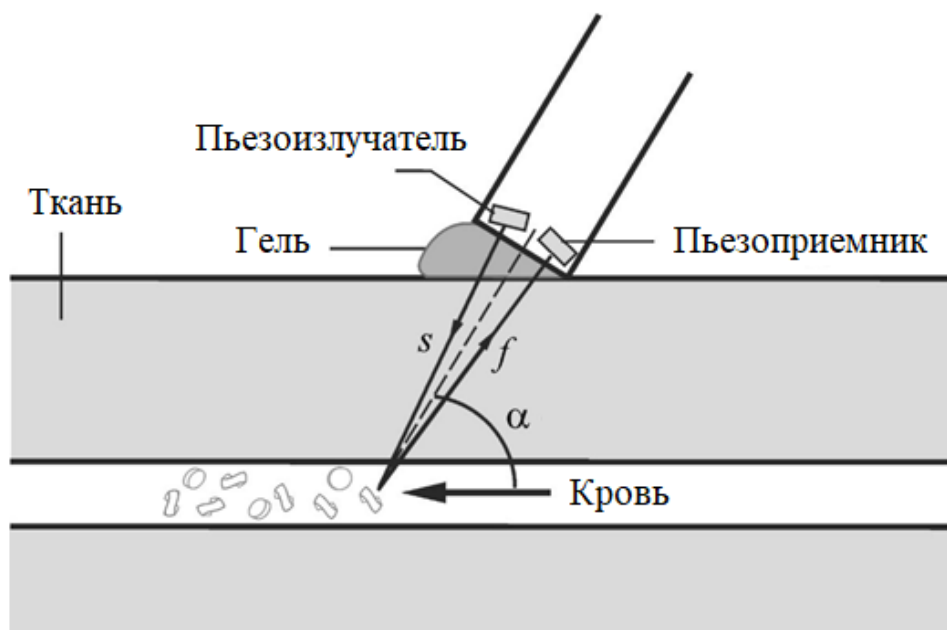


Рис. 39. Схема для измерения эффекта Доплера с двумя пьезоэлементами в датчике, один из которых служит генератором ультразвука, а другой приёмником эха, возвращающегося от движущихся клеток крови. Здесь  $\alpha \approx \beta$  [5]

- ! Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).
- Ознакомьтесь с органами управления УЗ сканером FlowDop и насосом MultiFlow (разделы 6.3, 6.4).

Не разъединяйте трубки собранной установки для доплерометрии!  
Избегайте контакта с жидкостью для доплерометрии!  
Перед нажатием кнопки «Start» на насосе поверните его ручку контроля скорости потока (рисунок 19) против часовой стрелки до упора, что соответствует минимальной скорости.

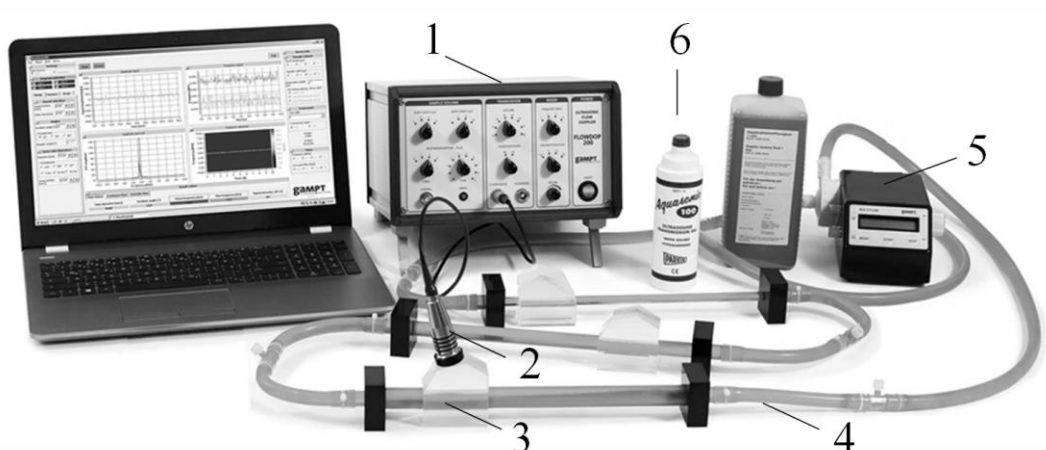


Рис. 40. Оборудование для эксперимента по доплерометрии: (1) УЗ сканер FlowDop, (2) датчик на 2 МГц, (3) призма на 3/8", (4) система трубок, (5) насос, (6) гель

Доплеровская призма из оргстекла позволяет направлять УЗ луч в трубку с текущей жидкостью под определённым углом  $\alpha$  (рисунок 41). Она надевается на трубку с диаметром 3/8 дюйма, а к плоским граням наверху прислоняется УЗ датчик. Величина детектируемого сдвига частоты зависит в основном от направления УЗ луча и скорости потока.

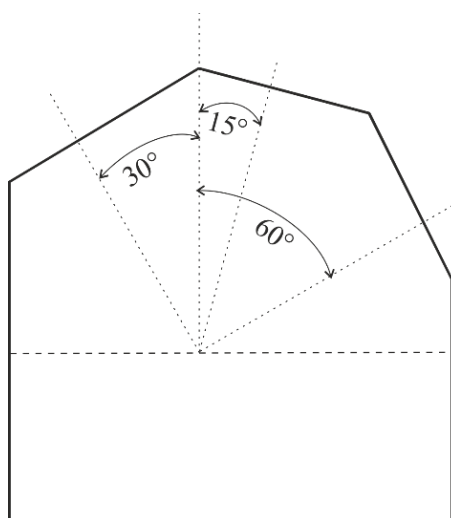


Рис. 41. Призма для изучения эффекта Доплера. Три грани наверху позволяют направить УЗ луч под определённым углом  $\alpha_{п}$  к вертикали

Жидкость для доплерометрии в данном эксперименте является моделью крови. Она содержит взвесь частиц со специально подобранными размерами и акустическим импедансом, чтобы обеспечить хорошие звуко-корассеивающие свойства жидкости.

### *Ход работы*

Подготовительный этап – подсоединение компонентов и настройка.

1. Подсоедините УЗ сканер FlowDop к компьютеру (если это ещё не сделано) через интерфейс USB.
2. Подключите датчик с рабочей частотой 2 МГц к выходу «PROBE 1» на сканере.
3. Проверьте, чтобы в системе трубок не было пузырей воздуха.
4. Поставьте переключатели «Power» и «Sample vol.» в позиции «High» и «Large», соответственно.

*Задание. Получение зависимости доплеровского сдвига от скорости течения жидкости и угла входа УЗ волны в поток.*

1. Зная скорость звука в жидкости для доплерометрии  $v_{ж} = 1800$  м/с и в оргстекле, из которого сделана призма,  $v_{п} = 2670$  м/с, можно записать закон преломления в следующем виде:

$$\alpha = 90^\circ - \arcsin\left(\frac{v_{ж}}{v_{п}} \cos \alpha_{п}\right). \quad (195.4)$$

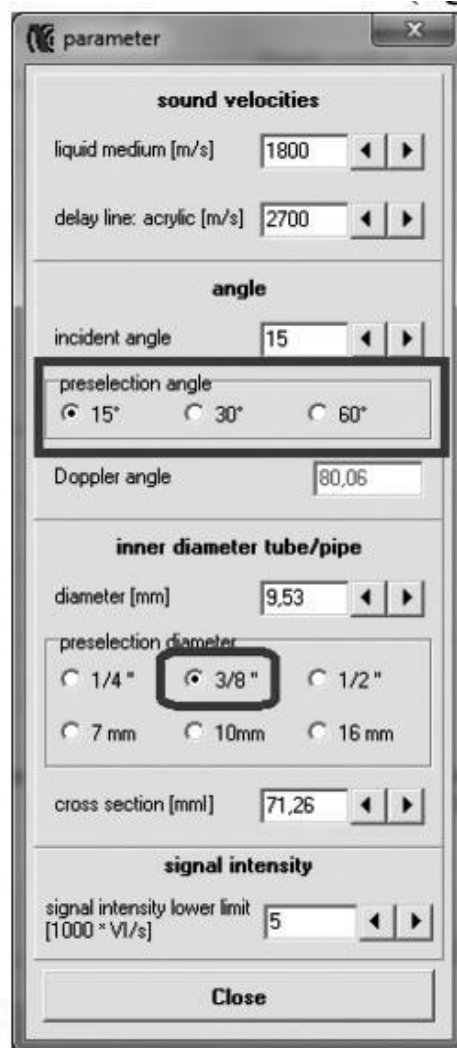
2. Рассчитайте угол  $\alpha$ , под которым УЗ луч входит в поток жидкости, и его косинус для трёх разных углов наклона верхних граней призмы  $\alpha_{п}$  (Рисунок 41), и внесите результаты в таблицу А.

*Таблица А*

Наклон грани $\alpha_{п}$ ,	Угол падения волны $\alpha$ ,	$\cos \alpha$
15°		
30°		
60°		

3. Включите ультразвуковой сканер FlowDop и запустите на компьютере программу FlowView.

4. Включите насос Multiflow кнопкой «Start». Во втором режиме (переключение кнопкой «Mode», режим M1) вращающейся ручкой сбоку корпуса выставьте величину потока 1 л/мин.
5. Нанесите на горизонтальную плексигласовую трубку небольшое количество геля и установите сверху призму. Убедитесь в отсутствии воздушных пузырей между деталями.
6. Нанесите небольшое количество геля на часть призмы, соответствующей выбранному углу  $\alpha_n$ , и установите сверху ультразвуковой датчик с частотой излучения  $f_{и} = 2$  МГц (красный).
7. В программе FlowView во вкладке «parameter» выберите соответствующий диаметр трубки и угол (см. рисунок справа).
8. Закройте вкладку «parameter» и запустите эксперимент кнопкой «Start».
9. Пронаблюдайте спектр и измерьте среднее значение сдвига частоты  $\Delta f$  (параметр «f-mean» в окне программы FlowView, рисунок 42).
10. Зная величину сдвига частоты  $\Delta f$ , рассчитайте скорость потока  $U_0$  с помощью формулы (195.3) и сравните со значениями, полученными в эксперименте программой (параметр “speed”, рисунок 42).
11. Занесите результаты в таблицу В.
12. Повторите пункты 9–11 для потоков с интенсивностью 1,5 и 2 л/мин.
13. Повторите измерения (пункты 6–12) для других граней доплеровской призмы.
14. Выключите оборудование, вытрите призму, трубку и датчик салфеткой.
15. Постройте зависимости  $\Delta f(v_0)$  и  $\Delta f(\cos\alpha)$  в виде графиков.
16. Сделайте выводы.



	15°			30°			60°		
По-ток, л/мин	$\Delta f$ , Гц	$v_0$ , см/с		$\Delta f$ , Гц	$v_0$ , см/с		$\Delta f$ , Гц	$v_0$ , см/с	
		Расч.	Эксп.		Расч.	Эксп.		Расч.	Эксп.
1									
1,5									
2									

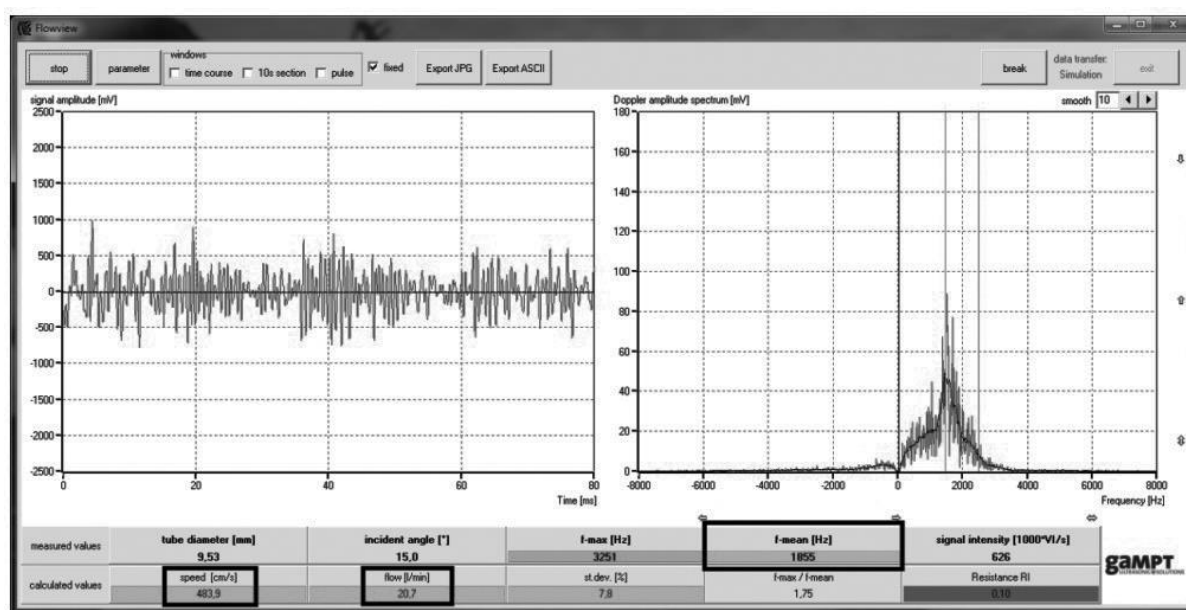


Рис. 42. Главное окно программы FlowView

### **Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком**

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

### ***Вопросы к работе 195***

1. Эффект Допплера, доплеровский сдвиг  $\Delta f$ .
2. Зависимость сдвига частоты  $\Delta f$  от скорости течения жидкости.
3. Сонография, измерение скорости потока.
4. Вязкость жидкости. Ламинарные и турбулентные потоки. Число Рейнольдса.
5. Уравнение Хагена-Паузейля. Скорость потока, гидродинамическое сопротивление.

## 197. Механика потока

**Цель работы:** изучение основных законов течения жидкости с помощью ультразвукового эффекта Допплера.

**Предмет исследования:** ознакомление с закономерностями течения жидкостей в трубах, зависимостью от скорости потока и сечения труб посредством измерений с помощью ультразвукового эффекта Допплера.

### *Краткая теория*

В данном эксперименте измеряется сдвиг частоты при разных скоростях насоса в трубках разного диаметра. Параллельно жидкостные манометры дают информацию о разнице давлений на различных сегментах трубопровода. Таким образом, можно получить взаимосвязь между давлением и скоростью в ламинарном потоке. Скорость жидкости измеряется по эффекту Допплера; зная при этом сечение трубок и падение давления в них, можно определить расход жидкости, гидродинамическое сопротивление и динамическую вязкость жидкости, основываясь на законе непрерывности потока, уравнении Бернулли и уравнении Хагена-Пуазейля. Расчёт числа Рейнольдса для различных скоростей потока и диаметров трубок позволяет проверить, был ли исследуемый поток в том или ином случае ламинарным [13].

Уравнение непрерывности струи для труб различного диаметра:

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = Q = \text{const}, \quad (197.1)$$

где  $v_1, v_2$  – средние скорости потоков,  $S_1, S_2$  – площади поперечного сечения трубок,  $Q$  – расход жидкости (объём, протекающий в единицу времени сквозь данное сечение).

Статическое давление в движущейся жидкости меньше, чем в неподвижной, и уменьшается с увеличением скорости потока (уравнение Бернулли). Для потока через горизонтальную трубу (без учёта давления столба жидкости) полное давление  $p_0$  определяется формулой

$$p_0 = p + \frac{1}{2} \rho v_{\text{ж}}^2, \quad (197.2)$$

где  $\rho$  – плотность жидкости,  $v_{\text{ж}}$  – скорость,  $p$  – гидростатическое давление. Величина  $p_0$  является константой только при отсутствии внутреннего трения в жидкости. Однако под влиянием внутреннего трения полное давление уменьшается в зависимости от вязкости  $\eta$ , длины трубы  $l$ , площади сечения трубы  $S$  и скорости потока. При небольших скоростях жидкости

(для ламинарного потока) в узких трубках справедлив закон Хагена-Пуазейля, согласно которому падение давления пропорционально потоку жидкости  $Q$ :

$$\Delta p = RQ. \quad (197.3)$$

Здесь  $R$  – гидродинамическое сопротивление, которое для трубы радиуса  $r$  равно

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}. \quad (197.4)$$

Таким образом, уменьшение диаметра сосуда в два раза приводит к 16-кратному увеличению гидродинамического сопротивления.

### **Оборудование (рисунок 43)**

1. Ультразвуковой сканер FlowDop.
2. Датчик с рабочей частотой 2 МГц.
3. Допплеровские призмы для трубок диаметром 1/4, 3/8 и 1/2 дюйма.
4. Набор трубок разного диаметра (1/4", 3/8" и 1/2").
5. Насос MultiFlow.
6. Жидкостные манометры (вертикальные трубки) для измерения давления.
7. Жидкость для доплерометрии.
8. Гель.
9. Ноутбук.

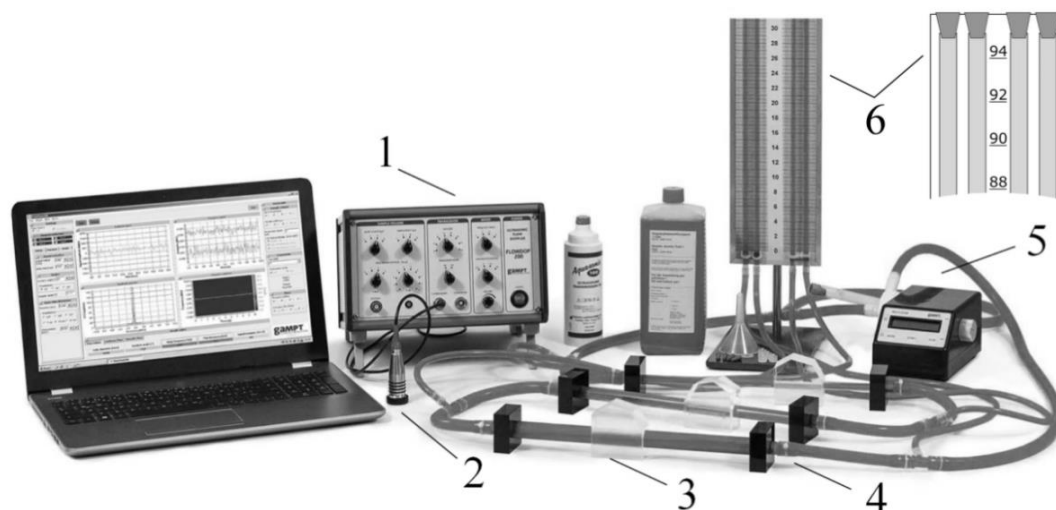


Рис. 43. Оборудование для эксперимента по изучению механики потока: (1) УЗ сканер FlowDop, (2) датчик на 2 МГц, (3) призма, (4) система трубок, (5) насос, (6) манометр

**!** Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).

Ознакомьтесь с органами управления УЗ сканером FlowDop и насосом MultiFlow (разделы 6.3, 6.4).

Не разъединяйте трубки собранной установки для доплерометрии!  
Избегайте контакта с жидкостью для доплерометрии!

Перед нажатием кнопки «Start» на насосе поверните его ручку контроля скорости потока (рисунок 19) против часовой стрелки до упора, что соответствует минимальной скорости.

### *Ход работы*

Подготовительный этап – подсоединение компонентов и настройка.

1. Подсоедините УЗ сканер FlowDop к компьютеру (если это ещё не сделано) через интерфейс USB.
2. Подключите датчик с рабочей частотой 2 МГц к выходу «PROBE 1» на сканере.
3. Проверьте, чтобы в системе трубок не было пузырей воздуха.
4. Поставьте переключатели «Power» и «Sample vol.» в позиции «High» и «Large», соответственно.
5. Перед началом измерений снимите красные крышечки с верхних концов вертикальных трубок манометра (см. вставку на рисунке 43).

*Задание. Определение основных характеристик ламинарного потока жидкости (получение зависимости расхода и гидродинамического сопротивления от сечения трубки, проверка закона Хагена-Пуазейля, расчёт вязкости жидкости).*

1. Включите ультразвуковой сканер FlowDop и запустите на компьютере программу FlowView.
2. Включите насос Multiflow кнопкой «Start». Во втором режиме (переключение кнопкой «Mode», режим M1) вращающейся ручкой сбоку корпуса выставьте величину потока 1 л/мин).
3. Нанесите на горизонтальную плексигласовую трубку диаметром 1/2" небольшое количество геля и установите сверху подходящую призму. Убедитесь в отсутствии воздушных пузырей между деталями.
4. Нанесите небольшое количество геля на часть призмы (рисунок 41), соответствующей выбранному углу  $\alpha_{п}$ , и установите сверху ультразвуковой датчик с частотой излучения  $f_{и} = 2$  МГц (красный).

5. В программе FlowView во вкладке «parameter» выберите соответствующий диаметр трубки и угол (см. Рисунок 44).
6. Закройте вкладку «parameter» и запустите эксперимент кнопкой «Start».

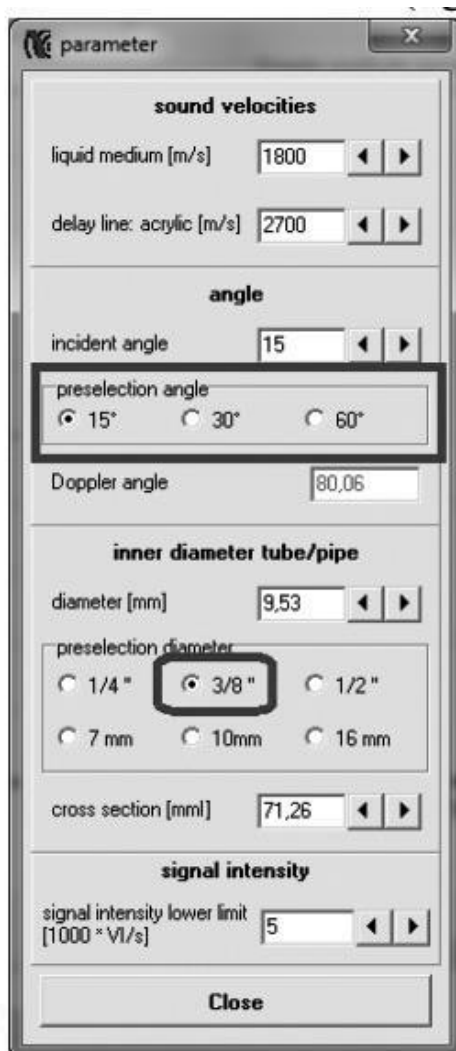


Рис. 44. Окно с параметрами эксперимента

7. В основном окне программы (Рисунок 45) найдите текущие значения скорости потока  $v_0$  и расход  $Q$ .
8. Занесите результаты в таблицу А.
9. Измерьте разницу уровней жидкости в трубках, подсоединённых к концам изучаемого горизонтального участка трубопровода. Рассчитайте давление:

$$\Delta p = \rho g \Delta h, \quad (197.5)$$

где  $\rho = 1150 \text{ кг/м}^3$  – плотность жидкости для доплерометрии (перепроверьте в лаборатории это число),  $g$  – ускорение свободного падения,  $\Delta h$  – разница уровней в жидкостном манометре.

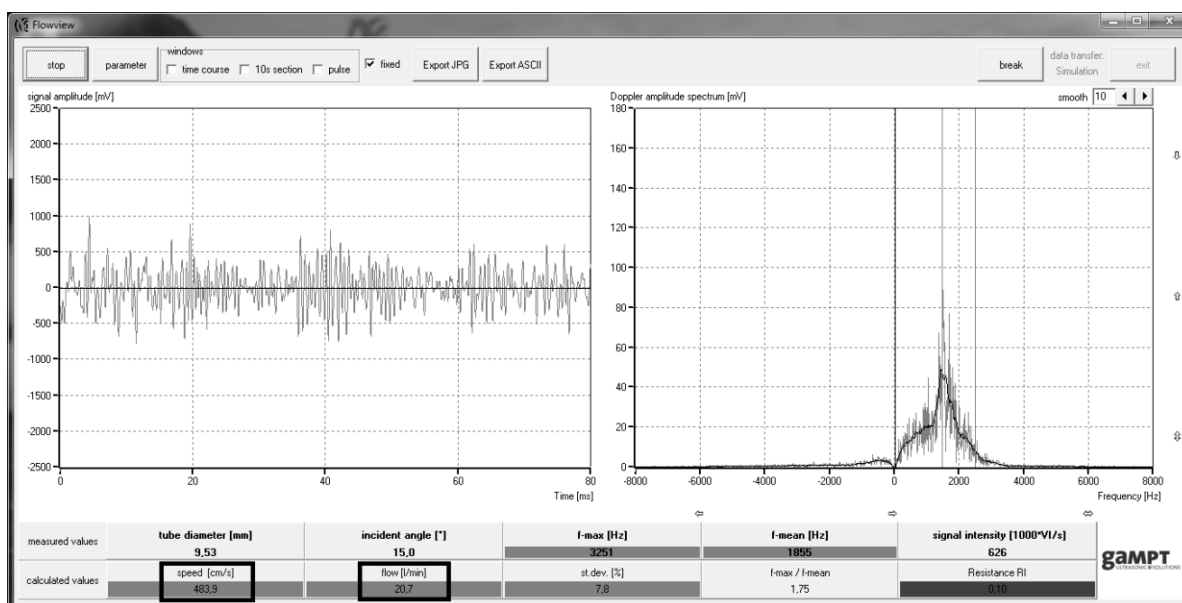


Рисунок 45. Главное окно программы FlowView

10. Рассчитайте гидродинамическое сопротивление, зная расход  $Q$  (в  $\text{м}^3/\text{с}$ ):

$$R = \Delta p / Q \quad (197.6)$$

11. Занесите результаты в таблицу В.

12. Вычислите коэффициент вязкости по формуле

$$\eta = \frac{8l}{R\pi r^4}, \quad (197.7)$$

учитывая, что длина трубки с данным сечением равна  $l = 0,3 \text{ м}$ .

13. Повторите пункты 7–12 для потоков с интенсивностью 1,5 и 2 л/мин.

14. Рассчитайте среднее значение вязкости  $\eta$  и гидродинамического сопротивления  $R$ . Запишите результаты в таблицу С.

15. Повторите измерения (шаги 4–14) для трубок с другими внутренними диаметрами (3/8 и 1/4 дюйма).

16. Выключите оборудование, вытрите призму, трубку и датчик салфеткой. Закройте трубки манометра крышечками.

17. Постройте графически зависимости скорости потока  $v_0$  и гидродинамического сопротивления  $R$  от внутреннего диаметра трубки  $d$ .

18. Сделайте выводы.

Таблица А

Трубка	1/2"		3/8"		1/4"	
Расход по данным насоса, л/мин	$v_{ж}$ , см/с	$Q$ , л/мин	$v_{ж}$ , см/с	$Q$ , л/мин	$v_{ж}$ , см/с	$Q$ , л/мин
1						
1,5						
2						

Таблица В

Трубка	1/2"		3/8"		1/4"	
Расход по данным насоса, л/мин	$\Delta p$ , Па	$R$ , Па·с/м <sup>3</sup>	$\Delta p$ , Па	$R$ , Па·с/м <sup>3</sup>	$\Delta p$ , Па	$R$ , Па·с/м <sup>3</sup>
1						
1,5						
2						

Таблица С

$d$ , мм	$R$ , Па·с/м <sup>3</sup>	$\eta$ , Па·с

### **Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком**

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

### ***Вопросы к работе 197***

1. Эффект Доплера для звуковых волн, доплеровский сдвиг  $\Delta f$ .
2. Зависимость сдвига частоты  $\Delta f$  от скорости течения жидкости.
3. Вязкость жидкости. Ламинарные и турбулентные потоки. Число Рейнольдса.
4. Уравнение непрерывности. Уравнение Бернулли.
5. Единицы измерения давления. Статическое и динамическое давление.
6. Уравнение Хагена-Пуазейля. Скорость потока, гидродинамическое сопротивление.

## 198. Измерение артериального давления с помощью ультразвука

**Цель работы:** изучение физических основ способов изучения кровотока с помощью ультразвукового эффекта Допплера.

**Предмет исследования:** исследование доплеровских спектров с цветовым кодированием в зависимости от амплитуды сигнала, скорости и направления тока крови, выбора измеряемого окна с использованием реалистического фантома руки [14].

### *Краткая теория.*

Под кровяным давлением, как правило, понимается давление, которое кровь оказывает на стенки кровеносных сосудов. В различных областях системы кровообращения встречаются различные условия и градиенты давления. Уровень кровяного давления зависит от сердечного выброса (минутный объем крови), общего объема крови и сопротивления потоку крови в сосудах.

Кровяное давление (в частности, артериальное) является важным показателем в медицинской диагностике. В ходе сердечного цикла кровяное давление периодически колеблется между максимальным и минимальными значениями. Во время систолы кровь с давлением около 120 мм ртутного столба (также эту единицу обозначают Торр) выбрасывается в аорту и артерию около сердца. Во время диастолы кровяное давление падает примерно до 80 мм ртутного столба.

Кровяное давление можно измерить напрямую (инвазивный метод) или косвенно. Чаще всего используется система с манжетой, надеваемой на руку.

1) Метод Рива-Роччи (с использованием сфигмоманометра). При измерении кровяного давления по методу Рива-Роччи надувная манжета закрепляется на уровне сердца вокруг плеча и надувается до исчезновения пульса на лучевой артерии. Сильное сжатие кровеносных сосудов под манжетой приводит к остановке кровотока. После этого давление в манжете медленно снижается до появления пульсовых тонов. Давление в манжете, зафиксированное при возобновлении пульса, соответствует систолическому кровяному давлению.

2) Тоны Короткова. Шум, синхронный с пульсом, открытый Николаем Коротковым в 1905 году, позволяет неинвазивным методом измерить диастолическое давление. Причиной появления тонов Короткова является турбулентный кровяной поток, возникающий в пережатом кровеносном

сосуде. Тоны можно прослушать стетоскопом под манжетой сфигмоманометра (на локтевом сгибе). Первый тон Короткова слышится, когда давление внутри манжеты падает до уровня систолического давления. Далее кровь будет проходить по артерии только во время скачка давления. При дальнейшем падении давления в манжете время, когда артерия не будет пережатой, будет увеличиваться до тех пор, пока в артерии не восстановится нормальный пульс. С этого момента артерия более не пережимается полностью, кровяной поток теряет турбулентность и становится плавным (ламинарным), и шумы исчезают. Давление в манжете после исчезновения тонов Короткова отмечается как диастолическое давление.

3) Измерение кровяного давления при помощи ультразвука. Комбинирование надувной манжеты и методик УЗИ (сонографии) даёт ещё один косвенный метод измерения давления. В данном случае доплерометрия заменяет стетоскоп; с её помощью можно не только слышать, но и визуализировать поток крови в сосуде.

Метод ультразвуковой доплерографии заключается в измерении сдвига частоты ультразвукового сигнала, который отражается от клеток крови. Изменение частоты УЗ сигнала  $\Delta f$ , измеренное при помощи эффекта Доплера, прямо пропорционально скорости движения кровяных телец, и соответственно – скорости кровяного потока, тогда как эхо-сигналы от неподвижных структур (например, стенок сосуда) будут иметь нулевой сдвиг частоты. Эта зависимость может быть выражена следующим уравнением:

$$\Delta f = 2f_{и} \frac{v_0}{v} \cos \alpha, \quad (198.1)$$

где доплеровский сдвиг определяется как разница частоты звука  $f_{и}$ , генерируемой источником, и воспринимаемой частоты эха  $f'$  ( $\Delta f = f_{и} - f'$ ),  $v$  – скорость ультразвука в крови,  $v_0$  – скорость тока крови (точнее, кровяных телец),  $\alpha$  – угол между направлением УЗ луча и кровеносным сосудом (рисунок 39).

Аналогично измерению кровяного давления методами Рива-Роччи и Короткова, исследуемый кровяной сосуд перекрывается манжетой сфигмоманометра, и кровоток прекращается ( $\Delta f = 0$ ). Измерения ультразвуковым методом осуществляются при помощи ультразвукового зонда продолговатой формы, прислоняемого к сосуду под манжетой. Давление внутри манжеты, при котором кровоток вновь восстанавливается ( $\Delta f \neq 0$ ),

является систолическим давлением. Так как давление внутри манжеты свидетельствует о максимальной величине колебания пульсационного давления, то диастолическое давление не поддаётся измерению.

Изменения частоты  $\Delta f$ , характерные для кровотока, лежат в зоне слышимости. Поэтому они могут быть дополнительно представлены в виде акустических сигналов (через динамики), причём высота тона акустических сигналов будет зависеть от скорости кровяного потока.

Допплеровский спектр получается, если принимаемые в ходе измерений данные отображаются на графике: горизонтальная ось соответствует времени, вертикальная ось – сдвигу частоты, а амплитуда сигнала показывается в виде цвета линии. По доплеровскому спектру можно определить изменения в кровотоке – скорость и направление (от датчика или к датчику) по величине сдвига частоты, характеристики кровяных телец – по интенсивности рассеяния звука [14].

#### ***Оборудование (рисунок 46)***

1. Ультразвуковой сканер FlowDop.
2. Датчик с рабочей частотой 2 МГц и фиксированным доплеровским углом 30°.
3. Насос MultiFlow.
4. Гель.
5. Фантом руки.



Рис. 46. Оборудование для определения артериального давления с помощью сонографии

**!** Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).

Ознакомьтесь с органами управления УЗ сканером FlowDop и насосом MultiFlow (разделы 6.3, 6.4).

Не разъединяйте трубки собранной установки для доплерометрии!

Избегайте контакта с жидкостью для доплерометрии!

Перед нажатием кнопки «Start» на насосе поверните его ручку контроля скорости потока (рисунок 19) против часовой стрелки до 17упора, что соответствует минимальной скорости.

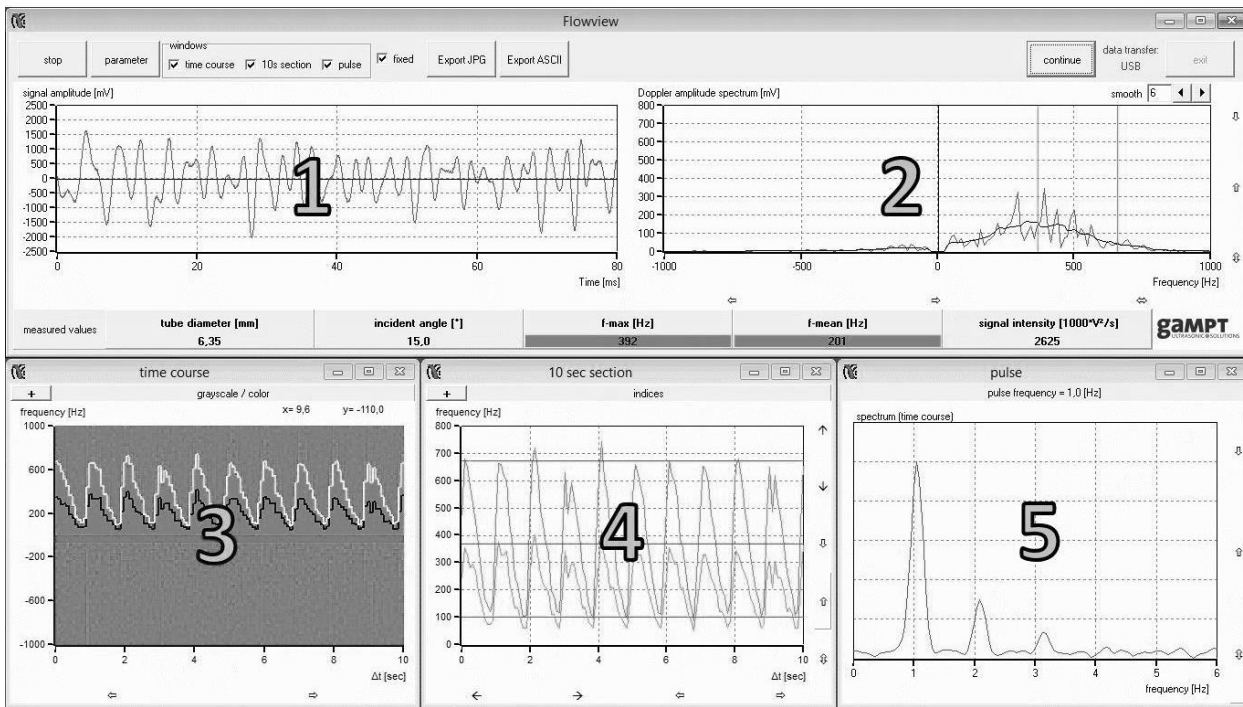
Насос останавливается кнопкой «Stop». Кнопка «Mode» позволяет выбирать режимы от M0 до M4. (Прочие режимы описаны в руководстве к насосу.)

В данной работе требуется выставить скорость работы насоса от 3000 до 5000 оборотов в минуту.

**Важно!** На высокой скорости нельзя эксплуатировать насос долго без перерыва (не более 30 минут!).

Допплерометрическое оборудование в настоящей работе управляется программой FlowView, которая проводит приём и анализ данных. Функции и параметры программы подробно описаны к инструкции к прибору FlowDop. Рабочее окно программы FlowView, представленное на рисунке 47, показывает следующую информацию:

- 1) Амплитуду ультразвукового доплеровского сигнала;
- 2) Спектр сигнала (получаемый в результате преобразования Фурье), который показывает среднее значение доплеровского сдвига  $f\text{-mean}$  и его максимальное значение  $f\text{-max}$ . Шкалу можно настраивать с помощью стрелок в нижней части окна. Следующие три панели отображаются или скрываются с помощью галочек, которые можно выставлять в верхней части основного окна.
- 3) «Time course» – изменение спектра во времени с цветовым кодированием;
- 4) «10 s section» – изменения параметров  $f\text{-mean}$  и  $f\text{-max}$  за последние 10 секунд;
- 5) «Pulse» – частотный спектр пульсаций, усреднённый за 10 секунд.



Ри. 47. Главное окно программы FlowView

### *Ход работы*

*Подготовительный этап – подключение компонентов и настройка:*

1. Подсоедините УЗ сканер FlowDop к компьютеру (если это ещё не сделано) через интерфейс USB. Включите сканер FlowDop.
2. Подключите датчик с рабочей частотой 2 МГц к выходу «PROBE 1» на сканере.
3. Проверьте, чтобы в системе трубок не было пузырей воздуха.
4. Наденьте манжету на фантом руки в области плечевой артерии (рисунок 48).

*Замечание.* Для проведения непрямых измерений давления плотно наденьте надувную манжету на часть силиконовой трубки, имитирующей плечевую артерию, на расстоянии примерно 8–10 см от края фантома. Само УЗ измерение проводится в области между манжетой и локтевым сгибом. Качество измерений существенно зависит от положения манжеты и мощности насоса (количества оборотов в минуту – rpm).



Рис. 48. Размещение манжеты и датчика на фантоме руки

5. Запустите на компьютере программу FlowView.
6. В программе FlowView во вкладке «parameter» выберите диаметр трубки (1/4") и угол (30°) (рисунок 49).
7. Нанесите гель и поместите датчик на проступающий под кожей макета руки сосуд, как показано на рисунке 48. Изменением положения датчика добейтесь максимальной интенсивности сигнала (по звуку из динамика и по спектру).
8. Нажмите кнопку «Start» в программе FlowView для начала измерений.  
*Предварительная проверка работы системы:*
9. Накачайте манжету с помощью резиновой груши до исчезновения звукового сигнала и сдвига частоты на спектре.
10. Медленно стравливайте воздух из манжеты. При возобновлении потока в окне «time course» должно появиться цветное изображение (рисунок 50, верхняя половина), а на графике – ненулевые значения сдвига частоты  $f_{-max}$  и  $f_{-mean}$  ( $f_{-max}$  показана белой линией,  $f_{-mean}$  – чёрной линией на графике).
11. Если система работает корректно, выпустите весь воздух из манжеты и приступайте к измерениям.

**Задание 1.** Измерение артериального давления при непрерывном потоке. Изучение потока по цветокодированному доплеровскому спектру в зависимости от давления в манжете. Определение зависимости среднего и максимального сдвига частоты от давления при двух разных потоках крови (зависимость от сердечного выброса).

*А. Измерения при скорости насоса 3000 об/мин:*

1. На передней панели сканера выставьте переключатель «Gain» на 40 дБ.
2. Поставьте переключатели «Power» и «Sample volume» в позиции «High» и «Large», соответственно.
3. С помощью кнопки «Mode» задайте режим насоса на «M0»
4. Установите скорость насоса 3000 об/мин.
5. Накачайте воздух в манжету до полного исчезновения сигнала ( $f\text{-max} = 0, f\text{-mean} = 0$ ).
6. Медленно снижая давление в манжете, фиксируйте значения  $f\text{-max}$  и  $f\text{-mean}$  при каждом снижении давления на 10 мм рт. ст.
7. Продолжайте измерения до достижения давления 0 мм рт. ст.

*В. Измерения при скорости насоса 4000 об/мин:*

8. Установите скорость насоса 4000 об/мин.
9. Повторите процедуру измерений (пункты 5-7).

*Обработка результатов Задания 1:*

10. Постройте график зависимости  $f\text{-max}$  и  $f\text{-mean}$  от давления в манжете при двух скоростях насоса (4 кривые на одном графике).
11. Сделайте выводы относительно влияния скорости насоса (имитирующей объём сердечного выброса) на давление в системе (кровеносной системе).

**Задание 2.** Измерение артериального давления при пульсирующем потоке. Изучение потока по цветокодированному доплеровскому спектру в зависимости от давления в манжете. Определение давления пульсирующего потока при разных скоростях работы насоса и давлениях в манжете.

1. Установите режим работы насоса «M2».
2. Задайте длительность пульсаций в диапазоне от 0,7 до 1 секунды при помощи маленькой регулировочной ручки на боку корпуса.
3. Установите начальную скорость насоса 3000 об/мин.
4. Накачайте манжету на руке до исчезновения звуковой индикации, сигнала на спектре (окно 3, рис. 47) и в окне пульса (окно 5, рис. 47).

5. Медленно стравливая воздух из манжеты, зафиксируйте три значения давления:
  - давление  $P_1$ : при появлении первого звукового сигнала из динамиков
  - давление  $P_2$ : при появлении сигнала на спектре (окно 3, рис. 47)
  - давление  $P_3$ : при появлении пульсаций в окне "Pulse" (окно 5, рис. 47)
6. Прodelайте вышеизложенные пункты 4–5, увеличивая скорость насоса на 500 об/мин до 5000 об/мин (всего 5 скоростей).

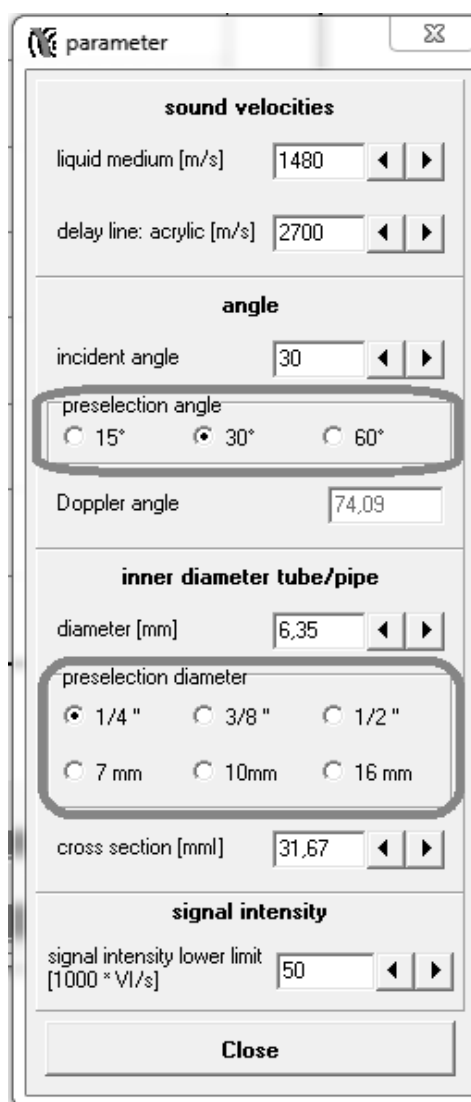


Рис. 49. Вкладка «parameter»

### **Обработка результатов Задания 2:**

7. Постройте график зависимости давления в манжете  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  от скорости насоса (3 кривые на одном графике).

8. Постройте графики зависимости давления в манжете ( $P_1, P_2, P_3$ ), при котором происходит изменение по трём характеристикам (звук, спектр, пульс), от скорости насоса (3 кривые на одном графике).
9. Сделайте вывод о влиянии критерия регистрации на точность измерения.

***Завершение работы:***

10. Установите скорость насоса 0 об/мин.
11. Нажмите кнопку «Stop» в программе FlowView.
12. Выключите сканер FlowDop.
13. Очистите датчик и фантом от геля.

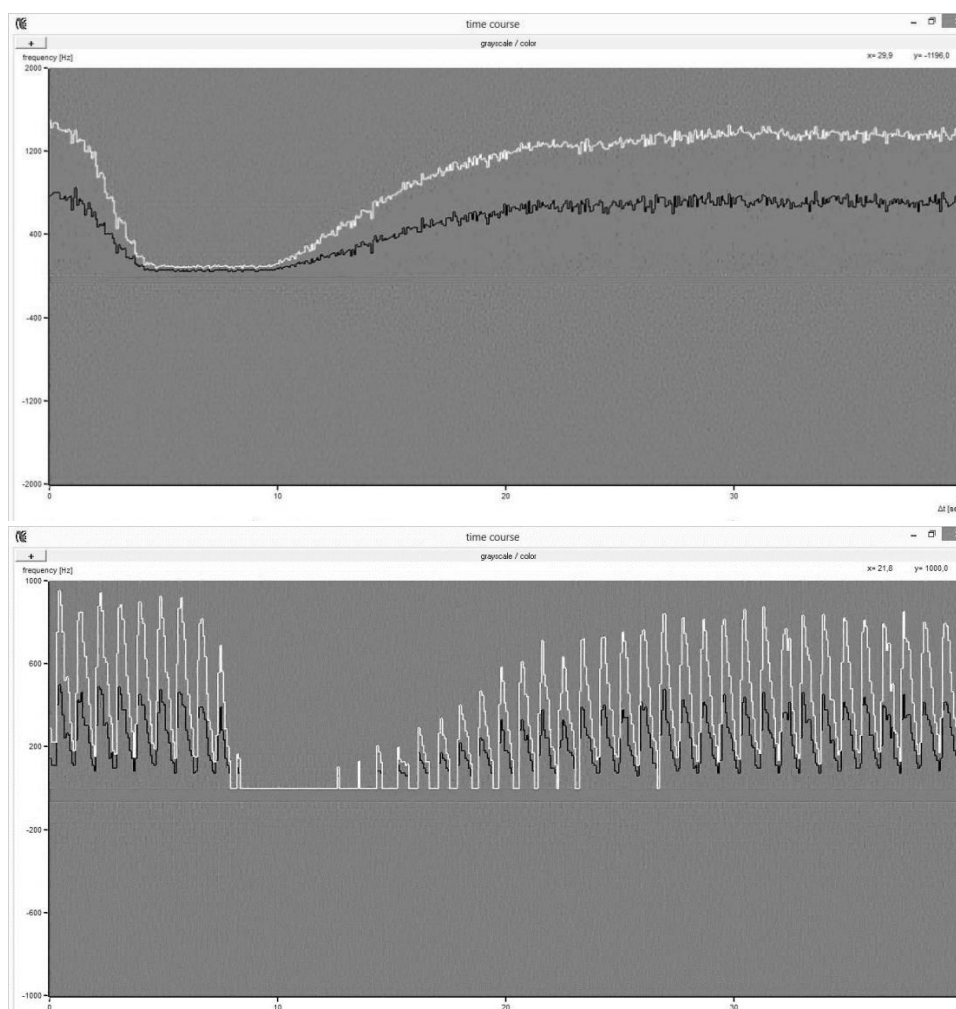


Рис. 50. Поведение сигнала в цветочисленном спектре с изменением давления: накачка манжеты – медленный выпуск воздуха – возобновление потока – полный выпуск воздуха из манжеты

### ***Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком.***

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

### ***Вопросы к работе 198***

1. Эффект Доплера для звуковых волн, доплеровский сдвиг  $\Delta f$ .
2. Зависимость сдвига частоты  $\Delta f$  от скорости течения жидкости.
3. Принципы гемодинамики (уравнение непрерывности, уравнение Бернулли, уравнение Хагена-Пуазейля, скорость потока, гидродинамическое сопротивление).
4. Артериальное давление и методы его измерения.
5. Изучение кровотока с помощью доплеровской сонографии.
6. Допплерометрия в импульсном и непрерывном (CW) режиме.

## 199. Ультразвуковая компьютерная томография

**Цель работы:** демонстрация работы ультразвуковой компьютерной томографии (УКТ).

**Предмет исследования:** демонстрация построения изображений с помощью УКТ. Исследование влияния различных параметров измерения – затухания и скорости звука, методов фильтрации и обработки изображения [15].

### **Краткая теория**

Рентгеновская компьютерная томография (РКТ) является одним из наиболее важных методов диагностики в современной медицине. Кроме того, данный метод широко применяется в промышленности и научных исследованиях для получения информации о внутреннем строении объектов без необходимости их разрушения. Одним из наиболее известных примеров применения данного метода, которое широко освещалось в средствах массовой информации, является изучение мумий в археологии.

Изображение, полученное методом РКТ, представляет собой двумерную проекцию трёхмерного объекта, через который прошло излучение (рисунок 51). В этой проекции различные слои объекта на различной глубине накладываются друг на друга, поэтому это изображение также называют суперпозицией изображений.

Такой принцип получения изображения одинаков для всех методов КТ, отличие состоит лишь в типе излучения. Вместо рентгеновских лучей может применяться ультразвуковая волна. Во время РКТ регистрируется поглощение рентгеновского излучения, когда оно проходит через объект, а в ультразвуковой КТ измеряется величина затухания звуковой волны. Дальнейшие алгоритмы обработки изображений в обоих методах аналогичны друг другу.

У метода ультразвуковой КТ также есть возможность получения дополнительной информации – о времени прохождения звука через объект, что позволяет определять области с различными скоростями звука внутри объекта. Тот факт, что ультразвуковая томография получила меньшее распространение в качестве диагностического метода, чем РКТ, связан с условиями эксперимента УКТ. Для достижения приемлемого, не сильно затухающего при переходе от датчика к объекту ультразвука, пациенты должны быть помещены в воду.

В РКТ исследовании рентгеновские лучи, излучаемые источником, проходят через объект, и приёмник регистрирует затухание излучения по нескольким направлениям одновременно. Затем система «источник/приёмник» поворачивается вокруг объекта (пациента) на некоторый угол и запускает новое сканирование. Это повторяется несколько раз, пока не будут охвачены все требуемые углы (рисунок 52а).

В УКТ имеется только один приёмник, поэтому интенсивность затухания сигнала может быть измерена только лишь в одном месте образца в единицу времени. По этой причине необходимо измерять время затухания сигнала последовательно для каждой точки объекта по нескольким различным направлениям. Чем меньше будет расстояние между соседними сканируемыми точками, тем точнее получится результат. Сумма всех расстояний между точками представляет собой длину сканирования. После прохождения одного такого сканирования необходимо вернуться к начальному состоянию системы «преобразователь/приёмник» перед началом следующего скана (рисунок 52б).

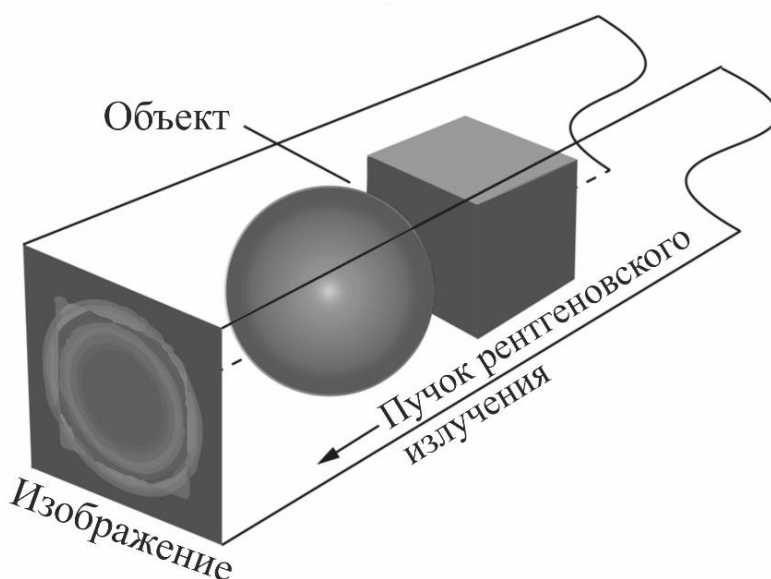


Рис. 51. Изображение, получаемое как проекция при конкретном относительном расположении объекта, источника излучения и приёмника

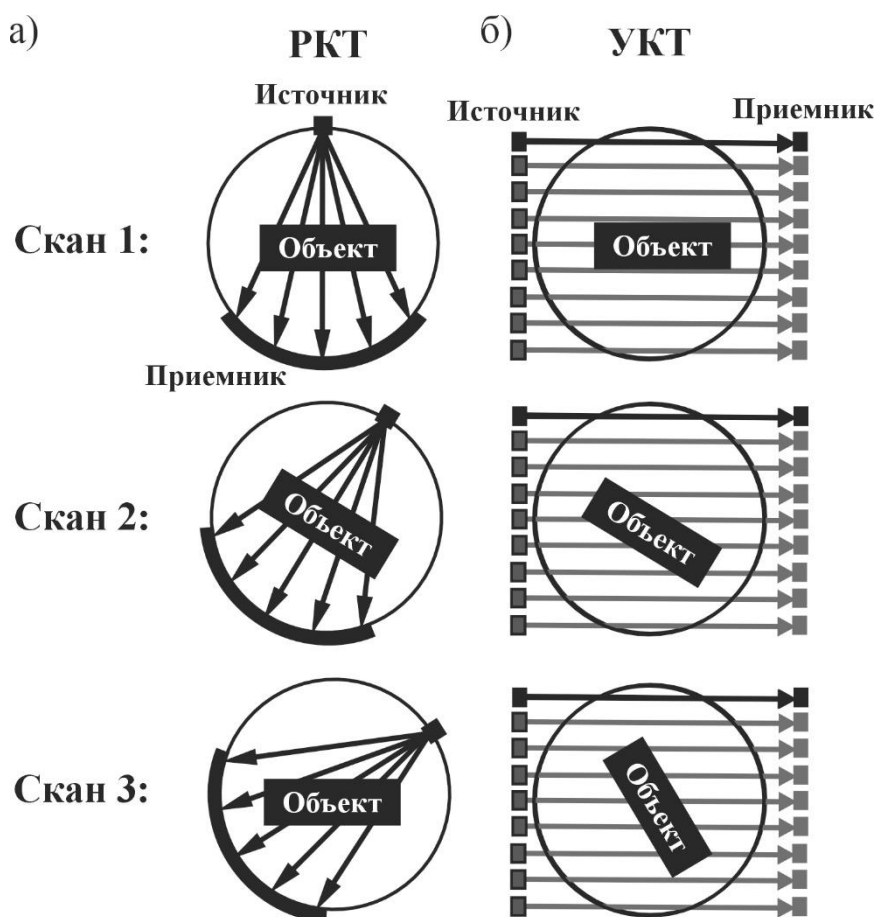


Рис. 52. Принцип построения изображений в: а) – РКТ и б) – УКТ

После завершения всех сканов наступает этап реконструкции, в котором создаётся двумерное изображение среза. Как правило, снимаются несколько томографических изображений. Затем пациент или объект исследования перемещается в продольном направлении, и процесс повторяется, пока не будет изучена вся нужная область.

Затухание интенсивности волны в однородной среде описывается следующим законом:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (199.1)$$

где  $I$  – интенсивность волны, поступающей через объект на детектор,  $I_0$  – начальная интенсивность волны,  $\mu$  – коэффициент затухания, а  $x$  – проходимая волной толщина материала.

Если среда неоднородна, её можно представить в виде набора элементов (вокселей) размером  $\Delta x$ , и тогда можно записать

$$I = I_0 e^{-\sum_k \mu_k \Delta x}, \quad (199.2)$$

где элемент под номером  $k$  имеет коэффициент поглощения  $\mu_k$ . Переносим  $I_0$  в левую часть уравнения и логарифмируя, получаем:

$$\frac{1}{\Delta x} \ln \frac{I_0}{I} = \sum_k \mu_k . \quad (199.3)$$

Это выражение позволяет разбить общий профиль изображения объекта на области с разными коэффициентами затухания, записанными в отдельных сканах. Если затем совместить результаты при всех углах измерения, то можно реконструировать двумерное изображение, показывающее распределение коэффициентов затухания в слое.

Перед построением суперпозиции полученная информация подвергается обработке с помощью специальных функций свёртки, чтобы скомпенсировать эффект затухания и получить более качественное изображение.

Рассмотрим теперь вопрос выбора углов сканирования. Шаг по углу должен быть таким, чтобы суперпозиции направлений 1-го и 3-го квадранта и 2-го и 4-го квадранта не перекрывались (рисунок 53). Кроме того, углы поворота для различных направлений должны быть постоянным. Если эти критерии выполняются в 1-м и 3-м, а также во 2-м и 4-м квадранте, тогда справедливо выражение

$$na = 180^\circ + a/2 , \quad (199.4)$$

$$a = \frac{180^\circ}{n-1/2} . \quad (199.5)$$

Здесь  $a$  – шаг приращения угла,  $n$  – целое число. Рациональные решения этого уравнения приведены в следующей таблице.

Приращение угла  $a$ , соответствующие  $n$  направлениям сканирования

$n$	$a$	$n$	$a$
1	$360^\circ$	23	$8^\circ$
2	$120^\circ$	38	$4,8^\circ$
3	$72^\circ$	63	$2,88^\circ$
5	$40^\circ$	113	$1,6^\circ$
8	$24^\circ$	188	$0,96^\circ$
13	$14,4^\circ$		

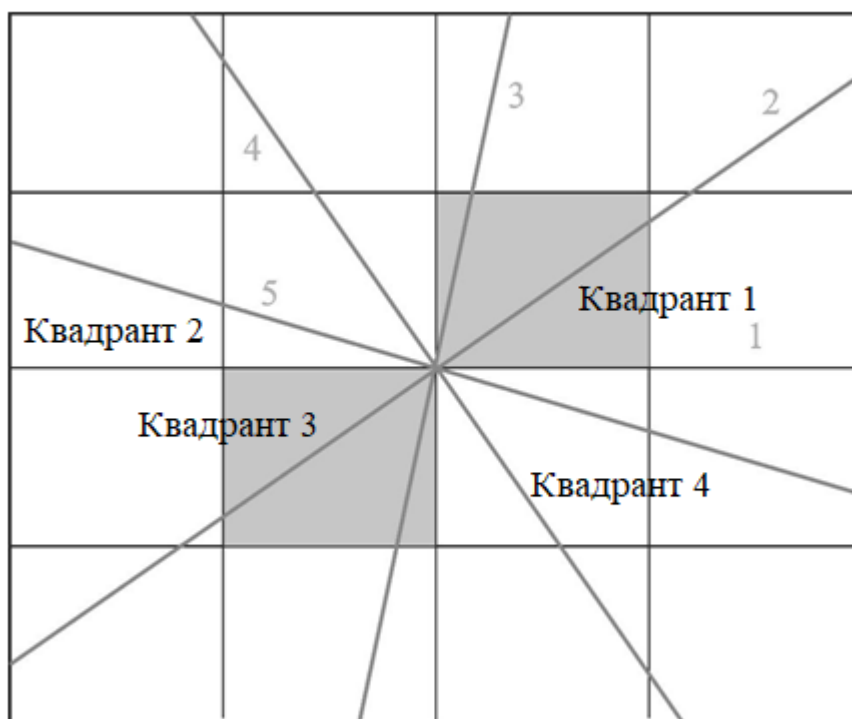


Рис. 53. Квадранты на плоскости и пример набора ориентаций сканирования для  $n = 5$

**Оборудование** (рисунок 54)

1. Ультразвуковой эхоскоп GS200.
2. Датчики с рабочей частотой 1 МГц (синий) и 2 МГц (красный).
3. Ультразвуковой томографический сканер.
4. Управляющий блок сканера.
5. Исследуемый образец.
6. Резервуар для проведения измерений.
7. Гель.
8. Ноутбук.



Рис. 54. Оборудование для проведения УКТ исследования

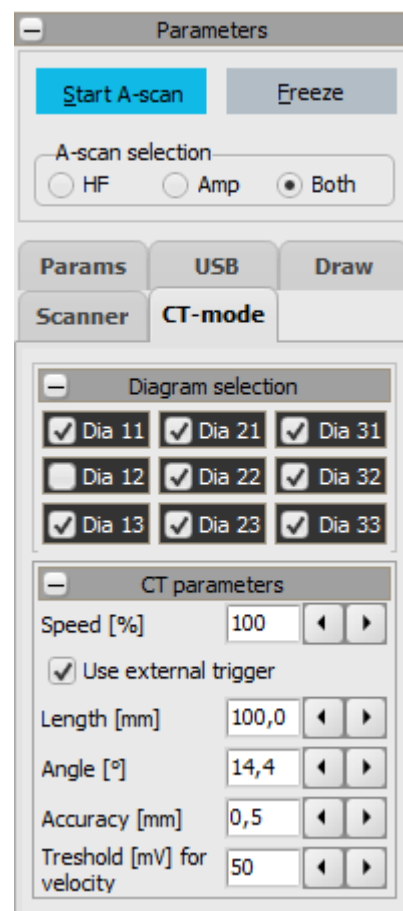
- ! Перед началом работы прочитайте правила техники безопасности (раздел 5).
- Ознакомьтесь с органами управления эхоскопом GS200 (разделы 6, 6.1, 6.2).

### *Ход работы*

Подготовительный этап – подсоединение компонентов и настройка.

1. Заполните резервуар водой так, чтобы уровень воды был на 5 см выше краёв держателей УЗ датчиков.
2. Опустите систему КТ-сканера с помощью винтов так, чтобы магнитный держатель образца оказался над поверхностью воды (как показано на рисунке 54).
3. При необходимости очистите поверхность стекла внутри держателей УЗ датчиков от остатков геля или иных посторонних веществ.
4. Нанесите гель на два 2 МГц датчика (красный цвет) и закрепите их в держателях друг напротив друга. Убедитесь, что количество геля достаточно, и между датчиком и стеклом нет пузырьков воздуха, так как это приведет к искажениям изображения.
5. Подключите разъёмы двух 2 МГц датчиков к эхоскопу GS-200 к коннекторам «PROBE 1» и «PROBE 2».
6. Убедитесь, что КТ сканер подключён к управляющему блоку, а также что эхоскоп, КТ сканер FlowDop и контроллер подключены к компьютеру.
7. Запустите на компьютере программу GS-EchoView, перейдите в закладку «СТ-mode» и нажмите кнопку «Start A-scan».
8. Установите ручки «Gain» и «Output» эхоскопа на 10 дБ. Убедитесь, что сигнал на компьютере не выходит за пределы окна. **Все ручки TGC должны быть выставлены на ноль!**
9. Амплитуду сигнала можно отрегулировать, аккуратно подвигав УЗ датчики в держателях (при этом крепёжные винты должны быть ослаблены). По окончании регулировки вновь закрепите датчики винтами в держателе.
10. Установите исследуемый объект (чёрный цилиндр) в магнитный держатель сканера (магнит с торца образца имеет выступ, который должен вставляться в держатель сканера).
11. Переключите ручки эхоскопа «Gain» и «Output» в положение 25 дБ. Ручки TGC не использовать.

12. С помощью регулятора «Linear» на блоке управления датчиком УСТ200 передвиньте образец, чтобы центр цилиндра располагался строго между датчиками. Это положение будет исходным во всех дальнейших экспериментах.
13. Перейдите в окно «Scanner» в программе GS-EchoView и выберите пункт «Define zero point». После этого блок управления передвинет образец до крайней точки траектории движения сканера и вернёт его обратно.
14. Далее следует задать длину пути сканера так, чтобы измерения начинались перед прохождением образца между датчиками и заканчивались после прохождения. В конечной точке ультразвуковой луч должен проходить только через воду, а не через образец. Для этого выставьте значение 100 мм в строке «Length» в окне «CT parameters» программы GS-EchoView.
15. Задайте конечное разрешение изображения, установив значение 0,5 мм в строке «Accuracy». Чем меньше данный параметр, тем более детализированное изображение получится в итоге, однако тем дольше будет время эксперимента.
16. Установите значение угла поворота (строка «Angle»), равное 14,4°. Измерение будет проводиться до тех пор, пока объект не совершит полный оборот с указанным шагом.



**Задание.** Изучение принципов построения изображений в ультразвуковой компьютерной томографии.

1. Перейдите в режим «CT Scan» и нажмите кнопку «Start CT Scan».
2. На экране появится шесть изображений (Рисунок 55). Два верхних изображения соответствуют спектру поглощения УЗ волн образцом и времени прохождения УЗ волн внутри образца без применения фильтрации изображения во время последнего скана. Два изображения посередине соответствуют спектру поглощения УЗ волн образцом и времени прохождения УЗ волн внутри образца, усреднённое по всем сканам, но также без применения фильтров. Два нижних

- изображения, обработанные с применением алгоритмов фильтрации.
- 3. Сохраните полученные изображения, выбрав «Save Images» в меню «Save».
- 4. Повторите эксперимент с другими настройками: output 20 dB, gain 25 dB; output 30 dB, gain 30 dB; output 30 dB, gain 35 dB.
- 5. Сравните полученные изображения и определите, при каких параметрах получилось наилучшее изображение, и повторите эксперимент с этими настройками.
- 6. Проанализируйте полученные томограммы и сделайте выводы о внутреннем строении исследуемого объекта.

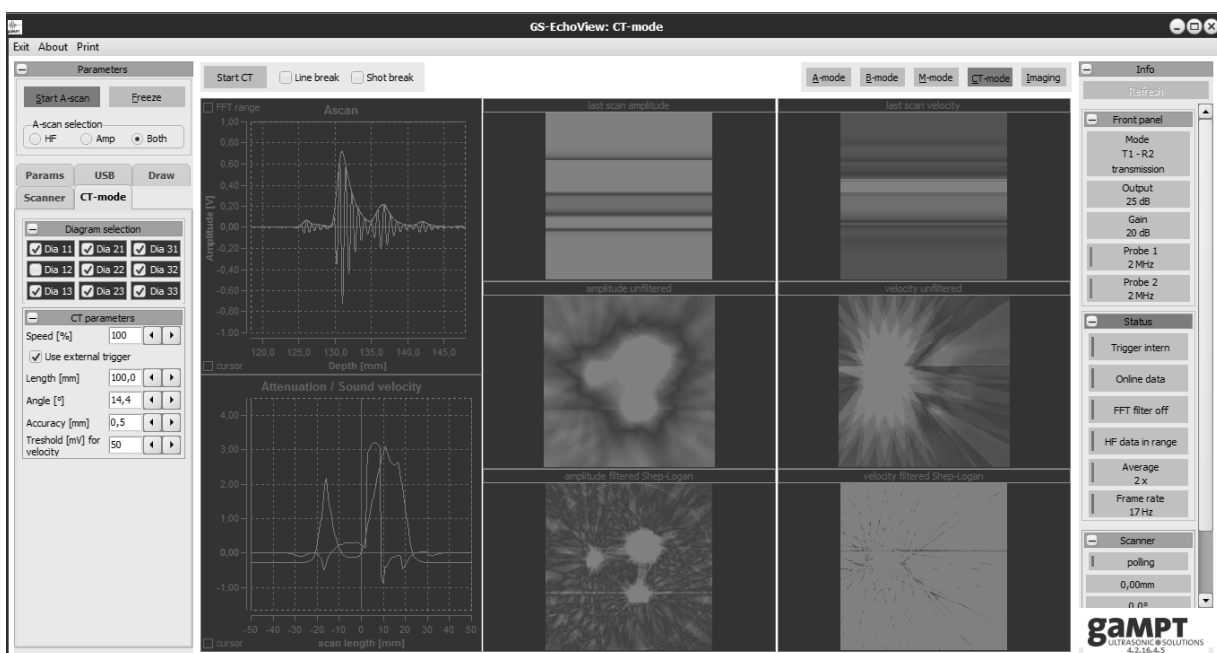


Рисунок 55. Главное окно программы GS-EchoView

### ***Общие вопросы для лабораторных работ с ультразвуком***

Что такое гармонические колебания, волна? Дайте определения понятиям амплитуды, частоты, циклической частоты, периода гармонического колебания. Что такое длина волны? В чём разница между продольными и поперечными волнами? Почему поперечные волны не возникают в газах и жидкостях? Какие волны называются плоскими, сферическими? Запишите уравнение бегущей плоской волны.

Что такое звуковые колебания? К какому диапазону частот чувствительно человеческое ухо? От чего зависит скорость звука в воздухе? Сравните скорости звука в разных веществах.

Как работает ультразвуковой датчик? Прямой и обратный пьезоэффект. Зачем нужен гель при проведении УЗИ? Акустический импеданс. Чем определяется интенсивность отражённой волны?

Использование УЗ в медицине.

### ***Вопросы к работе 199***

1. Взаимодействие ультразвука с веществом. Акустический импеданс. Отражение, рассеяние, прохождение ультразвука. Поглощение, ослабление.
2. Скорость звука.
3. Пространственное разрешение УЗ изображения (продольное, поперечное, толщина среза).
4. Ультразвуковая эхография (А-режим, В-режим).
5. Ультразвуковая компьютерная томография.
6. Процедура сканирования, фильтрации, обработки изображений.

## Библиография

1. Савельев, И. В. Курс физики. В 3 томах. Том 1. Механика. Молекулярная физика : учебное пособие для вузов / И. В. Савельев. – 11-е изд., стер. – Санкт-Петербург: Лань, 2025. – 356 с. – ISBN 978-5-507-50580-7. – Текст: электронный // Лань : электронно-библиотечная система. – URL: <https://e.lanbook.com/book/448334> (дата обращения: 15.12.2025). – Режим доступа: для авториз. пользователей.
2. Аганов, А. В. Медицинская физика. Часть 1. Механика. Молекулярная физика: учебное пособие для вузов / А. В. Аганов. – 4-е изд., испр. и доп. – Санкт-Петербург: Лань, 2024. – 220 с. – ISBN 978-5-507-48335-8. – Текст: электронный // Лань: электронно-библиотечная система. – URL: <https://e.lanbook.com/book/380648> (дата обращения: 15.12.2025). – Режим доступа: для авториз. пользователей.
3. Халиуллина, А. В. Ультразвук в медицине: учебное пособие для вузов / А. В. Халиуллина, Б. И. Хайрутдинов, А. В. Аганов; под редакцией А. В. Аганов. – Санкт-Петербург : Лань, 2025. – 100 – ISBN 978-5-507-51408-3. – Текст: электронный // Лань: электронно-библиотечная система. – URL: <https://e.lanbook.com/book/447161> (дата обращения: 15.12.2025). – Режим доступа: для авториз. пользователей.
4. Radiology Key. Ultrasound. – URL: <https://radiologykey.com/ultrasound-12/> (date of the application 15.12.2025).
5. Radiology Key. Doppler Ultrasound – URL: <https://radiologykey.com/doppler-ultrasound-2/> (date of the application 15.12.2025).
6. Acoustic attenuation in solids. – URL: <https://www.gampt.de/en/product/phy03-acoustic-attenuation-in-solids/> (date of the application 01.12.2025).
7. Basics of pulse echo method (A-Scan)/ – URL: <https://www.gampt.de/en/product/basics-of-pulse-echo-method/> (date of the application 01.12.2025).
8. Biometry at the eye phantom. – URL: <https://www.gampt.de/en/product/med04-biometry-at-the-eye-phantom/> (date of the application 01.12.2025).
9. Ultrasonic B-Scan. – URL: <https://www.gampt.de/en/product/phy08-ultrasonic-b-scan/> (date of the application 01.12.2025).

10. Ultrasonic imaging at breast phantom (mammasonography). – URL: <https://www.gampt.de/en/product/med02-ultrasonic-imaging-at-breast-phantom/> (date of the application 01.12.2025).
11. Ultrasonic TM-mode (echocardiography). – URL: <https://www.gampt.de/en/product/med01-ultrasonic-tm-mode-echocardiography/> (date of the application 15.12.2025).
12. Ultrasonic Doppler Effect. – URL: <https://www.gampt.de/en/product/phy13-ultrasonic-doppler-effect/> (date of the application 01.12.2025).
13. Fluid Mechanics. – URL: <https://www.gampt.de/en/product/phy15-fluid-mechanics/> (date of the application 01.12.2025).
14. Basics of Doppler sonography. – URL: <https://www.gampt.de/en/product/med03-basics-of-doppler-sonography/> (date of the application 01.12.2025).
15. Ultrasonic computer tomography (CT). – URL: <https://www.gampt.de/en/product/phy09-ultrasonic-computer-tomography-ct/> (date of the application 01.12.2025).