

МЕЖГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ  
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«БЕЛОРУССКО-РОССИЙСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Кафедра «Физические методы контроля»

# АКУСТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ

*Методические рекомендации к практическим занятиям  
для студентов направления подготовки  
12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»  
очной формы обучения*



Могилев 2019

УДК 534.2  
ББК 22.32  
А 44

Рекомендовано к изданию  
учебно-методическим отделом  
Белорусско-Российского университета

Одобрено кафедрой «Физические методы контроля» «5» октября 2018 г.,  
протокол № 3

Составитель канд. техн. наук, доц. С. С. Сергеев

Рецензент канд. техн. наук, доц. С. В. Болотов

Методические рекомендации к практическим занятиям по дисциплине «Акустические аппараты и системы» предназначены для студентов направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» очной формы обучения.

Учебно-методическое издание

## АКУСТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ

Ответственный за выпуск С. С. Сергеев

Технический редактор А. Т. Червинская

Компьютерная верстка Н. П. Полевничая

Подписано в печать . Формат 60×84/16. Бумага офсетная. Гарнитура Таймс.  
Печать трафаретная. Усл. печ. л. . Уч.-изд. л. . Тираж 16 экз. Заказ №

Издатель и полиграфическое исполнение:  
Межгосударственное образовательное учреждение высшего образования  
«Белорусско-Российский университет».

Свидетельство о государственной регистрации издателя,  
изготовителя, распространителя печатных изданий

№ 1/156 от 24.01.2014.

Пр. Мира, 43, 212000, Могилев.

© Белорусско-Российский  
университет», 2019



## Содержание

1 Практическое занятие № 1.....	4
2 Практическое занятие № 2.....	5
3 Практическое занятие № 3.....	7
4 Практическое занятие № 4.....	9
5 Практическое занятие № 5.....	12
6 Практическое занятие № 6.....	12
7 Практическое занятие № 7.....	16
8 Практическое занятие № 8.....	16
9 Практическое занятие № 9.....	18
10 Практическое занятие № 10 .....	22
11 Практическое занятие № 11 .....	26
12 Практическое занятие № 12 .....	29
13 Практическое занятие № 13 .....	31
14 Практическое занятие № 14 .....	34
Список литературы.....	36



# 1 Практическое занятие № 1. Расчет основных параметров акустических волн

**Цель занятия:** ознакомить студентов с основными параметрами акустических волн в твердых средах.

## Задание

На плоскую границу раздела двух твердых сред I и II с параметрами  $C_{11}$ ,  $\rho_1$  и  $E_2$ ,  $\mu_2$ ,  $\rho_2$  падает из среды I продольная волна под углом  $\beta$  с частотой колебаний  $f$ . Определить: длины продольных  $\lambda_{l1}$ ,  $\lambda_{l2}$  и поперечных  $\lambda_{t1}$ ,  $\lambda_{t2}$  волн; скорости распространения продольной волны  $C_{l2}$  и поперечной волны  $C_{t2}$ ; характеристические импедансы сред  $Z_1$  и  $Z_2$ .

В твёрдой среде могут возникать как продольные, так и поперечные волны. Скорость  $C_l$  продольных волн в среде с плотностью  $\rho$  определяется модулем нормальной упругости  $E$  и коэффициентом Пуассона  $\mu$ :

$$C_l = \sqrt{\frac{E(1-\mu)}{\rho(1+\mu)(1-2\mu)}}. \quad (1.1)$$

Для поперечной волны скорость  $C_t$  определяется модулем сдвига  $G$ :

$$C_t = \sqrt{\frac{G}{\rho}}, \quad (1.2)$$

а величина  $G$  связана с параметрами  $E$  и  $\mu$  соотношением

$$E = 2G(\mu + 1). \quad (1.3)$$

Важной акустической характеристикой материала является акустический импеданс, который определяется произведением

$$Z = \rho C. \quad (1.4)$$

Для всех видов волн существует соотношение между частотой колебаний  $f$ , длиной волны  $\lambda$  и скоростью звука  $C$ :

$$f \cdot \lambda = C. \quad (1.5)$$

Числовые данные для задачи сведены в таблицу 1.1.



Таблица 1.1 – Исходные данные к заданию

Параметры	Вариант									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$C_{11}$ , м/с	2600	2850	2220	2400	2175	1950	2650	2800	2250	2100
$E_2 \cdot 10^{-10}$ , Па	20,4	15,0	17,5	16,3	18,4	22,5	19,5	19,8	19,0	16,0
$\mu_2$	0,23	0,28	0,29	0,28	0,28	0,3	0,29	0,33	0,26	0,28
$\rho_1 \cdot 10^{-3}$ , кг/м <sup>3</sup>	1,06	1,18	1,2	1,4	1,35	1,2	1	1,6	1,5	1,3
$\rho_2 \cdot 10^{-3}$ , кг/м <sup>3</sup>	7,8	8,2	7,0	7,5	8,4	8,8	8,2	6,2	6,0	5,8
$\beta$ , град	10	12	15	18	23	20	16	15	30	25
$f$ , МГц	1,5	2,5	2,0	1,5	2,5	1,8	2,5	3,0	5,0	5,0

Продолжение таблицы 1.1

Параметры	Вариант									
	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
$C_{11}$ , м/с	2050	2300	2100	2050	1900	2350	1900	2150	2670	2720
$E_2 \cdot 10^{-10}$ , Па	12,5	10,1	12,5	7,1	11,7	5,5	19,8	19,0	16,0	18,5
$\mu_2$	0,35	0,35	0,31	0,34	0,27	0,39	0,38	0,26	0,29	0,28
$\rho_1 \cdot 10^{-3}$ , кг/м <sup>3</sup>	1,4	1,18	1,3	1,45	1,4	1,15	1,27	1,6	1,35	1,22
$\rho_2 \cdot 10^{-3}$ , кг/м <sup>3</sup>	8,9	8,1	8,2	5,7	7,7	7,3	4,5	7,81	8,03	8,4
$\beta$ , град	20	12	20	30	25	23	16	16	15	10
$f$ , МГц	1,8	2,5	2,0	1,5	1,0	2,5	3,5	5,0	3,0	2,5

### ***Вопросы для самопроверки и дискуссии***

- 1 Назовите основные величины, характеризующие акустические волны, и поясните их физический смысл и взаимосвязь.
- 2 Какими физическими величинами определяются скорости распространения упругих волн?
- 3 Перечислите возможные типы акустических волн.
- 4 Что такое акустический импеданс среды?
- 5 Какими упругими постоянными характеризуются твердые среды?

## 2 Практическое занятие № 2. Методы измерения и погрешности при определении скорости распространения различных мод акустических волн

**Цель занятия:** изучить основные методы измерения скорости ультразвуковых волн в жидкостях и биоматериалах.

Существует несколько методов определения скорости распространения звуковых волн в жидкостях. Их можно подразделить на резонансные методы, метод интерферометра, импульсные методы, оптические методы (с использованием явления дифракции света на ультразвуке) и некоторые другие. Наибольшую точность можно получить, применяя импульсно-фазовые методы. Рассмотрим наиболее распространённые методы измерения скорости звука.

**Импульсный метод.** Данный метод основан на использовании уравнения распространения плоской бегущей волны

$$u(x, t) = U(x - ct), \quad (2.1)$$

где  $x$  – координата вдоль направления распространения волны;

$c$  – скорость распространения волны;

$t$  – время распространения волны.

Это уравнение можно переписать в следующем виде:

$$u(x, t) = F(t - t_{\text{зад}}), \quad (2.2)$$

где введено время задержки, т. е. время, которое волна затрачивает на прохождение расстояния  $x$ :

$$t_{\text{зад}} = \frac{x}{c}. \quad (2.3)$$

Задержка не всегда может быть измерена однозначно. Например, если волна является гармонической, то задержка может быть определена лишь тогда, когда она не превышает одного периода волны. В противном случае возникает неопределённость, т. к. внесение задержки в целое число периодов не меняет вида синусоидального сигнала. Когда волновое возмущение длится бесконечно долго, без пропусков, его принято называть *непрерывной волной* (в английской литературе используется термин *continuous wave*, сокращённо *cw*). Примером такой волны выступает синусоидальная волна. Альтернативой непрерывной волне является импульсное возбуждение, когда волна имеет чёткую локализацию во времени (и, как следствие, в пространстве). Для реализации метода измерения скорости звука по задержке используется именно импульсный режим, при котором неопределённость во времени запаздывания отсутствует.

**Фазовые методы.** Скорость гармонической волны может быть найдена на



основе измерения фазы волны. Как отмечалось ранее, фаза плоской волны, распространяющейся в положительном направлении оси  $x$ , имеет вид:  $\varphi(x, t) = \omega t - kx + \varphi_0$ .

Фаза волны на источнике (при  $x = 0$ )  $\varphi(0, t) = \omega t + \varphi_0$ .

Как видно, разность фаз  $\Phi$  между сигналами источника и приёмника не зависит от времени и является весьма простой функцией расстояния и частоты:

$$\Phi(x, t) = \varphi(0, t) - \varphi(x, t) = kx = \frac{2\pi}{c} fx. \quad (2.4)$$

Из формулы (2.4) видно, что разность фаз  $\Phi$  линейно зависит и от расстояния  $x$ , и от частоты  $f$ , причём скорость роста фазы обратно пропорциональна скорости волны  $c$ . Отсюда следуют две возможности нахождения скорости:

– при фиксированной известной частоте измеряется зависимость сдвига фаз  $\Phi$  от расстояния  $x$  и из наклона получившейся прямой ( $\partial\Phi/\partial x = 2\pi f/c$ ) находится скорость  $c$ ;

– на известном расстоянии  $x$  между источником и приёмником измеряется зависимость сдвига фаз  $\Phi$  от частоты  $f$  и из наклона получившейся прямой ( $\partial\Phi/\partial f = 2\pi x/c$ ) находится скорость  $c$ .

#### **Задание**

Составить методику измерения скорости одной из мод акустических волн в реальной среде.

#### **Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

1 Сущность и область применения импульсного метода измерения скорости распространения акустических волн.

2 Сущность и область применения фазового метода измерения скорости распространения акустических волн.

### **3 Практическое занятие № 3. Отражение и преломление акустических волн на границе двух сред**

**Цель занятия:** научить студентов расчетам геометрических параметров при падении акустической волны на границу раздела сред.

#### **Задание**

На плоскую границу раздела двух сред I и II с параметрами  $C_{1l}$ ,  $C_{1t}$  и  $C_{2l}$ ,  $C_{2t}$  падает из среды I продольная волна под углом  $\beta$  с частотой колебаний  $f$ . Определить: углы ввода для продольных  $\alpha_l$  и поперечных  $\alpha_t$  волн; критические углы  $\beta_{кр1}$ ,  $\beta_{кр2}$  для пары сред I и II; коэффициенты прохождения для продольных и поперечных волн. В соответствии с полученными данными построить схему отражения и прохождения волн.



В общем случае на границе раздела двух твёрдых тел в результате падения плоской продольной волны под углом падения  $\beta$  возникают две отражённые и две преломлённые волны: продольные и поперечные (рисунок 3.1). Направления волн характеризуются углами отражения  $\beta_l$  и  $\beta_t$  и преломления  $\alpha_l$  и  $\alpha_t$ , которые определяются по закону синусов:

$$\frac{\sin \beta}{C_{l1}} = \frac{\sin \beta_l}{C_{t1}} = \frac{\sin \alpha_l}{C_{l2}} = \frac{\sin \alpha_t}{C_{t2}}. \quad (3.1)$$

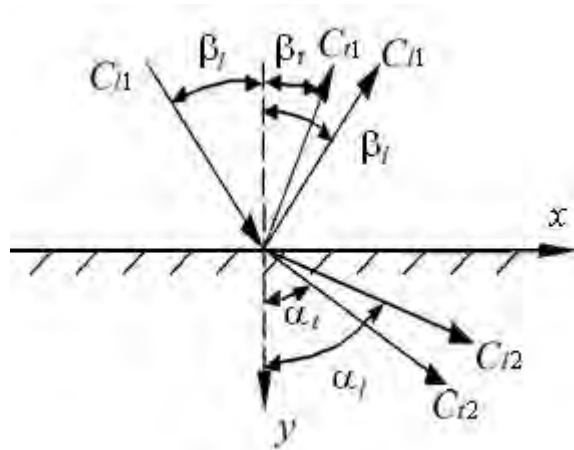


Рисунок 3.1 – Схема преломления и отражения на границе раздела сред

Если скорость падающей волны меньше, чем скорость какой-либо из преломленных или отражённых волн, то существуют критические значения углов падения. При условии  $C_{l1} < C_{l2}$  существует первый критический угол  $\beta_{кр1}$ , при котором преломлённая продольная волна превращается в неоднородную:

$$\beta_{кр1} = \arcsin \frac{C_{l1}}{C_{l2}}. \quad (3.2)$$

При условии  $C_{l1} < C_{t2}$  существует второй критический угол  $\beta_{кр2}$ , при котором преломлённая продольная волна превращается в неоднородную:

$$\beta_{кр2} = \arcsin \frac{C_{l1}}{C_{t2}}. \quad (3.3)$$

Числовые данные для задачи выдает преподаватель.

### **Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

- 1 В чем сущность закона Снеллиуса при падении акустической волны на границу раздела двух сред?
- 2 Как используется наличие критических углов в практике контроля?
- 3 Как определить угол падения акустических волн при заданном угле



ввода пучка в объект?

4 Как определить угол ввода различных мод акустических волн при известном угле падений акустических волн на границу раздела сред?

#### 4 Практическое занятие № 4. Контрольные измерения на стандартных материалах. Расчет коэффициентов затухания, отражения и прохождения

**Цель занятия:** научить студентов расчетам энергетических параметров при падении акустической волны на границу раздела сред.

##### Задание

Рассчитать коэффициенты отражения и преломления ультразвуковых волн для различных материалов.

Решение задачи сводится к нахождению амплитуд отраженных и преломленных волн и коэффициентов отражения и прохождения.

*Коэффициенты отражения  $R$  и прохождения  $D$*  равны отношениям амплитуд соответствующих отраженных  $A_{отр}$ , прошедших  $A_{пр}$  и падающих волн, т. е.

$$R = A_{отр} / A_0; \quad D = A_{пр} / A_0, \quad (4.1)$$

где  $A_0$  – амплитуда падающей волны.

*Коэффициент прохождения (отражения) по энергии* выражается соотношением

$$\tilde{D}_{lt} = \frac{I'_t \cos \alpha_l}{I_l \cos \beta}, \quad (4.2)$$

где  $\tilde{D}_{lt}$  – коэффициент прохождения для поперечной волны при падении продольной;

$I_l$  и  $I'_t$  – интенсивности падающей и преломленной волн.

Коэффициенты отражения и прохождения по амплитуде

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}; \quad D = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}.$$

На практике чаще используются коэффициенты по энергии

$$\tilde{R} = \left[ \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2; \quad \tilde{D} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2};$$

$$\tilde{R} + \tilde{D} = 1.$$



При наклонном падении продольной волны на границу раздела сред

$$\tilde{R} = \left( \frac{Z_l \cos^2 2\alpha + Z_l \sin^2 2\alpha - Z_1}{Z_l \cos^2 2\alpha + Z_l \sin^2 2\alpha + Z_1} \right)^2;$$

$$\tilde{D}_l = \frac{4Z_l Z_1 \cos^2 2\alpha}{(Z_l \cos^2 2\alpha + Z_l \sin^2 2\alpha + Z_1)^2};$$

$$\tilde{D}_t = \frac{4Z_l Z_1 \cos^2 2\alpha}{(Z_l \cos^2 2\alpha + Z_l \sin^2 2\alpha + Z_1)^2},$$

где  $Z_1 = \rho_1 C_{l1}$ ;  $Z_l = \rho_2 C_{l2}$ ;  $Z_t = \rho_2 C_{t2}$ .

Коэффициент прохождения (отражения) по энергии определяется произведением соответствующих коэффициентов прохождения (отражения) по амплитуде в прямом и обратном направлениях через границу. Например,

$$\tilde{D}_t = D_{lt} \cdot D'_{tl}, \quad (4.3)$$

где  $D_{lt}$  – коэффициент прохождения по амплитуде для падающей продольной и преломленной поперечной волн;

$D'_{tl}$  – коэффициент прохождения по амплитуде для падающей поперечной и преломленной в верхнюю среду продольной волн, проходящих через границу в обратном направлении.

Данное соотношение весьма важно для практики в связи с тем, что один и тот же преобразователь, как правило, используется для изучения и приема акустических волн.

Сумма всех коэффициентов отражения и прохождения по энергии равна единице из закона сохранения энергии. Например, при падении продольной волны на границу двух твердых тел

$$\tilde{R}_{ll} + \tilde{R}_{lt} + \tilde{D}_{ll} + \tilde{D}_{lt} = 1. \quad (4.4)$$

**Контрольные измерения на стандартных материалах.** На практике любую новую систему принято испытывать методом контрольных измерений на каких-либо стандартных материалах с хорошо известными характеристиками. Для систем, которые обеспечивают проведение абсолютных измерений с высокой точностью, в качестве тест-материала используют чистую воду. Для систем, предназначенных для выполнения относительных измерений на биологических тканях, пока не существует фантомов, которые имитировали бы свойства этих неоднородных тканей по искажению пучка и рассеянию. В качестве же однородного материала используют касторовое масло, в котором скорость звука и затухание близки к параметрам многих мягких тканей. Для касторового масла получено эмпирическое соотношение

$$\alpha_{30\text{ }^{\circ}\text{C}} = 0,5 f 1,66,$$

где  $\alpha$  измеряется в децибелах на сантиметр, а частота выражается в мегагерцах. Это соотношение справедливо в частотном диапазоне 0,5...500 МГц. Зависимость затухания от температуры для касторового масла в интервале 0...40 °С можно представить в виде

$$\ln \alpha_{1\text{ МГц}} = 4215 \cdot \left(\frac{1}{T}\right) - 14,59,$$

где  $T$  – температура, К.

Эту формулу можно записать также в следующем виде, более удобном для практики:

$$\alpha_{1\text{ МГц}} = 2,25 e^{-0,0493t},$$

где  $t$  – температура, °С.

Исходные данные для расчетов выдает преподаватель.

### ***Вопросы для дискуссии и самоконтроля***

1 В чем сущность коэффициентов отражения и прохождения по амплитуде и от чего они зависят?

2 В чем сущность коэффициентов отражения и прохождения по энергии и от чего они зависят?

3 Чем отличаются коэффициенты отражения при нормальном падении волны на границу вода – металл и металл – вода?

4 Какие требования предъявляют к стандартным материалам и средам для проведения контрольных измерений?

## **5 Практическое занятие № 5. Способы определения основных характеристик преобразователей. Методика расчета пьезопреобразователей. Конструктивные особенности преобразователей**

**Цель занятия:** изучить основные характеристики пьезопреобразователей, а также конструктивные особенности и методы расчета.

Способы определения основных характеристик преобразователей, методика расчета основных параметров акустических преобразователей и их конструктивные особенности приведены в [6, подразд. 3.3, 3.4].



**Задание**

Рассчитать геометрические параметры прямых и наклонных пьезопреобразователей.

**Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

- 1 По каким признакам классифицируют ПЭП и как их обозначают?
- 2 В чем состоит физический смысл коэффициента преобразования?
- 3 Что такое поле излучения преобразователя и чем оно характеризуется?

Диаграмма направленности.

- 4 Основные характеристики преобразователей и способы их определения.
- 5 Какие типы фокусирующих преобразователей используются в практике и в чем их особенность?
- 6 Какими параметрами характеризуется поле излучения фокусирующего преобразователя?

## **6 Практическое занятие № 6. Измерение спектра доплеровских частот. Практические рекомендации, измерения и вычисления в режиме спектрального доплера**

**Цель занятия:** изучить сущность ультразвуковой доплеровской локации и практические рекомендации по реализации режима спектрального доплера.

Обычно в ультразвуковой доплеровской локации имеются неподвижный источник-приемник и движущийся отражатель (или рассеиватель) ультразвука. При измерении скорости кровотока ультразвук рассеивается на флуктуациях плотности и сжимаемости, и принятый сигнал можно вычислить как сумму сигналов от всех элементов крови на пути ультразвукового пучка. На рисунке 6.1 изображен рассеиватель 4, движущийся со скоростью  $v$  относительно совмещенных неподвижных излучателя 2 и приемника 3, в результате чего возникает доплеровский сдвиг частоты. Здесь также показан измерительный объем 5. При этом биссектриса угла  $\varphi$  совпадает с осью измерительного объема, т. е. области перекрытия двух пучков. Часто  $\varphi/2$  – малый угол, тогда  $\cos(\varphi/2) \approx 1$ . Следовательно, можно записать

$$f_D = -\frac{2f_0v}{c} \cdot \cos \theta,$$

где  $f_D$  – частота доплеровского сдвига;

$f_0$  – частота ультразвука;

$v$  – скорость кровотока;

$\theta$  – угол наклона датчика.



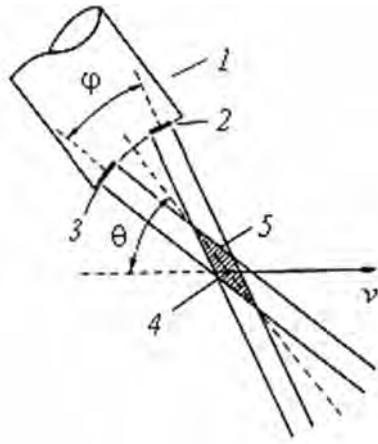


Рисунок 6.1 – Схема работы приемно-излучающего устройства

Из этого выражения следует:

- 1) частота доплеровского сдвига  $f_D$  пропорциональна частоте излучателя. Увеличение затухания и возрастание мощности рассеянного сигнала с ростом частоты и ширины пучка делает оптимальным выбор диапазона  $f_0$  2...20 МГц. При этом частоты доплеровского сдвига находятся в звуковом диапазоне;
- 2) частота  $f_D$  пропорциональна скорости движения отражателя (рассеивателя);
- 3) частота  $f_D$  обратно пропорциональна скорости ультразвука в биологической ткани;
- 4) частота  $f_D$  зависит от углов, образуемых вектором скорости с направлениями излучения и приема. Частный случай: при  $\theta = 90^\circ$   $f_D = 0$ .

Одним из преимуществ доплеровских методов УЗ-диагностики является возможность получения количественной диагностически значимой информации об исследуемых движущихся структурах. Основные измерения связаны с анализом спектра скоростей (или частот доплеровского сдвига), в частности, с определением максимальной систолической скорости, конечной (минимальной) диастолической скорости, а также средней скорости кровотока.

На основе измерений этих скоростей (или частот) вычисляются параметры (индексы), преимуществом которых является то, что они, как правило, не зависят от доплеровского угла.

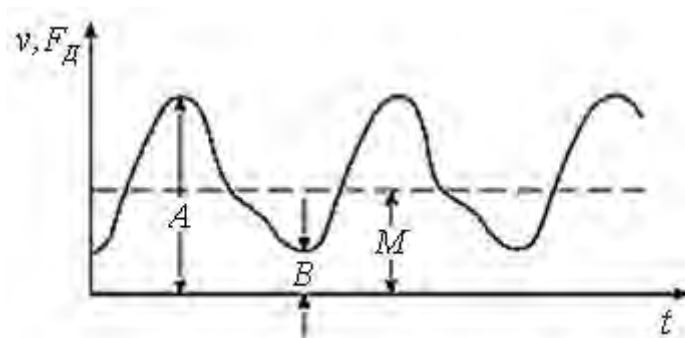
Наиболее часто используются следующие параметры.

Систола-диастолическое отношение – СД (peak systolic to end diastolic ratio – SDR). Этот параметр вычисляется как отношение максимальной систолической скорости кровотока  $A$  и конечной диастолической скорости  $B$  (рисунок 6.2):

$$\text{СД} = A/B.$$

Индекс резистентности (сопротивления) – ИР (resistance index – RI). Вычисляется на основе измерения тех же значений скоростей (частот кровотока)  $A$  и  $B$  (см. рисунок 6.2):

$$\text{ИР} = (A - B)/A.$$



$A$  – максимальная систолическая скорость;  $B$  – конечная диастолическая скорость;  $M$  – средняя скорость

Рисунок 6.2 – К вычислению диагностических параметров по измеренным значениям скоростей (частот) на спектрограмме

Пульсационный индекс – ПИ (pul-satility index – PI). Рассчитывается на основе измерений значений  $A$  и  $B$ , а также средней скорости кровотока  $M$  (см. рисунок 6.2):

$$\text{ПИ} = (A - B)/M.$$

Перечисленные индексы в существенной мере зависимы друг от друга (коррелированы), поэтому в различных случаях может использоваться тот или другой из них.

Процент стеноза – ПС (percentage stenosis). Обычно используется для оценки степени сужения сосуда (артерии). Вычисляется в процентах на основе измерений максимальных скоростей в сосуде в зоне, предшествующей стенозу  $v_{nc}$ , и в самой зоне стеноза  $v_c$  (рисунок 6.3):

$$\text{ПС} = (v_{nc}/v_c) \cdot 100 \text{ \%}.$$

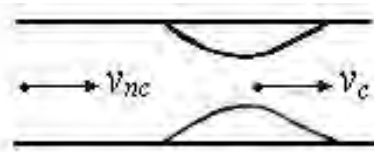


Рисунок 6.3 – Вычисление степени стеноза по результатам измерения максимальных скоростей в предстенозной зоне и зоне стеноза.

С помощью доплеровских измерений могут вычисляться и другие количественные характеристики, например, градиент давления, время ускорения потока, время замедления потока, интеграл линейной скорости, ударный объем, площадь митрального отверстия, объемный кровоток.

Перечисленные, а также многие другие параметры и характеристики определяются с помощью специализированных программ – кардиологических и ангиологических. Подробные сведения об этих и других характеристиках можно найти в инструкциях по эксплуатации приборов.

**Задание**

Рассчитать доплеровские сдвиги частот для различных режимов кровотока.

**Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

- 1 Классификация методов ультразвуковой доплерографии.
- 2 Сущность измерения скорости кровотоков на основе непрерывного излучения.
- 3 Спектры сигналов при оценке прямых, обратных и турбулентных кровотоков при непрерывной доплерографии.
- 4 Достоинства и недостатки метода непрерывно-волнового доплера.
- 5 Сущность измерения скорости кровотоков на основе импульсного излучения.
- 6 Схема и основные устройства излучения и обработки сигналов в системе импульсно-волнового доплера.
- 7 Спектры сигналов при оценке прямых и обратных кровотоков при импульсной доплерографии.
- 8 Возможности, достоинства и недостатки метода импульсного доплера.

## **7 Практическое занятие № 7. Принципы проектирования ультразвуковых инструментов. Фазированные матрицы пьезопреобразователей**

**Цель работы:** изучить принципы проектирования ультразвуковых инструментов для диагностики и хирургии; изучить структуру и основные параметры фазированных пьезопреобразователей.

Принципы проектирования ультразвуковых инструментов и фазированные матрицы пьезопреобразователей приведены в [6, подразд. 2.4, 2.6].

**Задание**

Рассчитать параметры линейной фазированной решетки.

**Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

- 1 Какие основные принципы заложены при проектировании магнитострикционных и пьезоэлектрических инструментов?
- 2 Какие виды фазированных решеток (по геометрии) используются в практике?
- 3 Опишите принцип действия фазированной решетки при излучении и приеме.
- 4 Опишите основные способы управления лучом в фазированных решетках при прозвучивании объектов.
- 5 Опишите структуру линейной фазированной решетки и требования по геометрическим параметрам.



## 8 Практическое занятие № 8. Отображение эхоинформации. Архивирование и обработка изображений

**Цель занятия:** изучить способы отображения эхоинформации при ультразвуковой диагностике; изучить структуру и возможности автоматизированной системы PAKS.

Число градаций серой шкалы, отображаемой на экране сканера, зависит от разрядности аналого-цифрового преобразователя, представляющего эхосигналы в цифровой форме, и от характеристик скан-конвертера, который служит для хранения и преобразования цифрового изображения, получаемого при сканировании. Для режима В применяется цифровой скан-конвертор. В него поступают цифровые значения амплитуд эхосигналов, которые сохраняются в памяти скан-конвертера, распределенные по строкам изображения. Цифровая память включает в себя большое количество элементов изображения, называемых пикселями. Например, один пиксел может соответствовать элементу изображения размером  $1 \times 1$  мм. Объем памяти на один кадр обычно включает  $512 \times 512$  элементов. Если зона обзора имеет глубину 25 см, то при матрице памяти  $512 \times 512$  каждый пиксел соответствует элементу изображения размером  $0,5 \times 0,5$  мм. Путем периодического считывания из памяти информация отображается на экране прибора. Яркость отображаемого элемента пропорциональна цифровому значению амплитуды, хранящемуся в памяти. Число градаций серого цвета определяется размером максимального цифрового слова, записываемого в каждом пикселе памяти, или числом двоичных разрядов (битов). Три бита дают восемь градаций, четыре – шестнадцать, пять – тридцать две. В большинстве случаев используется память с восемью битами, что обеспечивает 256 градаций серого цвета.

Дискретность цифрового представления изображения приводит к тому, что картина получается не такая «мягкая», как в аналоговом варианте, в частности, между элементами изображения (пикселями) имеются довольно резкие границы. С увеличением количества пикселей изображение становится «мягче». Кроме того, для улучшения качества изображения используется линейная интерполяция, которая заполняет «пустые» элементы изображения. Цифровые системы имеют то преимущество, что они более стабильны и менее чувствительны к температуре, могут долго хранить информацию, а также позволяют осуществлять препроцессинг – обработку входной информации и постпроцессинг – обработку информации на выходе.

Для архивации – долговременного хранения ультразвуковых изображений используются фотокамера, видеоманитофон и цифровые устройства, как правило, с оптическими дисками. Фоторегистрация применяется не только для ультразвуковых систем, но и для компьютерных томографов и магнитно-резонансных томографов. Для ультразвуковых сканеров обычно выбирается компактный вариант фоторегистрации, например, 9 или 6 кадров на формате  $8 \times 10$  дюймов. Следует иметь в виду, что во многих системах в режиме «стоп-





кадра» вдвое ухудшается разрешение. Для сохранения качества изображения следует записывать «замороженное» изображение и просматривать его в режиме «воспроизведения».

В последнее время в практике лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) применяется система архивации и передачи изображений PACS. Современные отделения лучевой диагностики ЛПУ обладают широким спектром медицинского диагностического оборудования: рентгенодиагностических комплексов, РКТ, МРТ, аппаратов УЗИ и т. д. Все оборудование, как правило, цифровое, и актуальным становится вопрос создания компьютерной сети, которая объединит поток диагностических изображений в единую информационную систему. Система PACS обеспечивает: создание быстродействующего надежного архива для диагностической информации различных типов (изображения, отчеты, видео и пр.); организацию рабочего процесса, четкое соблюдение правил ведения карты пациента в соответствии с мировыми стандартами. Система PACS представляет собой комплекс аппаратно-программных средств (компьютерные сети, серверы, компьютеры-рабочие станции, программное обеспечение), предназначенных для выполнения следующих задач:

- организация хранения и архивирования цифровых диагностических изображений в ЛПУ;
- организация передачи изображений по сети как внутри ЛПУ, так и между разными ЛПУ ведомства;
- создание компьютеризированных рабочих мест специалистов.

### **Задание**

Изучить структуру и возможности автоматизированной системы PACS в компьютерном варианте.

### ***Вопросы для дискуссии и самоконтроля***

- 1 Какие основные применяются способы отображения эхоинформации в диагностических аппаратах?
- 2 Какие требования предъявляются к организации хранения и архивирования цифровых диагностических изображений?
- 3 Какие задачи решает система архивации и передачи изображений PACS?



## 9 Практическое занятие № 9. Анализ и расчет акустического тракта при сканировании. Практические рекомендации по работе в различных режимах

**Цель занятия:** обучить студентов анализу и расчету акустического тракта эхоскопии; изучить практические рекомендации по работе аппаратов УЗИ в режимах *B* и *M*.

### Задание

Рассчитать акустический тракт эхоскопа в иммерсионном варианте при обнаружении в объекте расслоения с эквивалентной толщиной  $d$  и параметрами  $\rho_p$ ,  $c_p$ . Объект выполнен из заданного материала, его толщина  $H$  и коэффициент затухания  $\delta_2$ . Толщина слоя иммерсионной жидкости  $L$  с коэффициентом затухания  $\delta_1$ , рабочая частота  $f$ , радиус преобразователя  $a$ . Определить амплитуду эхосигнала от передней грани объекта, рассчитать и построить изменение амплитуды эхосигнала в зависимости от глубины залегания расслоения  $h$ . Схема акустического тракта приведена на рисунке 9.1.

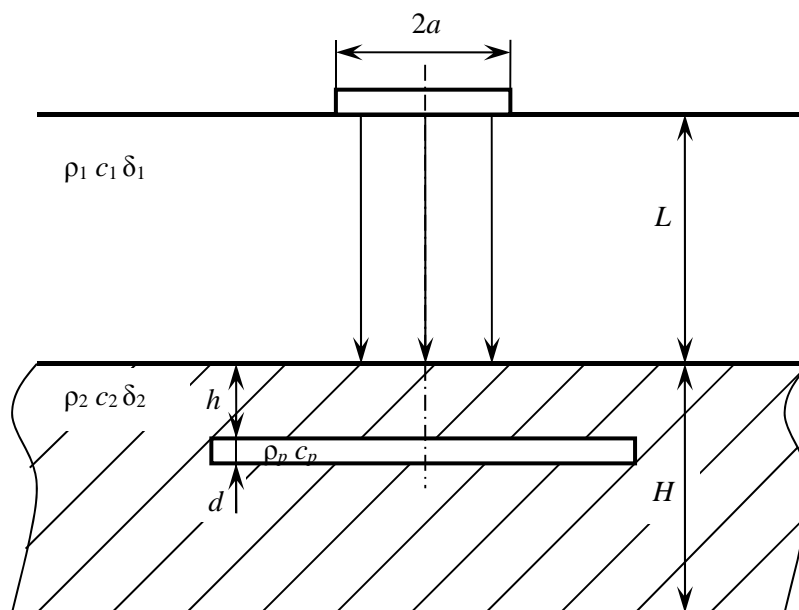


Рисунок 9.1 – Схема акустического тракта эхоскопа в иммерсионном варианте

Амплитуда эхосигнала от передней поверхности объекта может быть определена зависимостью

$$\left| \frac{P_{nz}}{P_0} \right| = R_1 \left| \frac{P(L)}{P_0} \right| \exp(-2\delta_1 L), \quad (9.1)$$

где  $R_1$  – коэффициент отражения волн от передней поверхности объекта,

$$R_1 = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1}; \quad (9.2)$$

$$z_2 = \rho_2 c_2; \quad z_1 = \rho_1 c_1,$$

где  $\rho_1, c_1$  и  $\rho_2, c_2$  – плотность и скорость звука для продольных волн в жидкости и материале объекта соответственно.

Отношение  $\left| \frac{P(L)}{P_0} \right|$  при  $L > \frac{a^2 f}{c_1}$  определяется по формуле

$$\left| \frac{P(L)}{P_0} \right| = \frac{\pi a^2}{2L\lambda_1}, \quad (9.3)$$

где  $\lambda_1$  – длина волны в жидкости,  $\lambda_1 = c_1/f$ .

Для определения амплитуды эхосигнала от расслоения необходимо привести акустический тракт к однородной среде со свойствами одного из материалов (например, материал объекта). Тогда

$$r' = h + L \cdot n_1, \quad (9.4)$$

где  $n_1 = c_1/c_2$ .

Амплитуду эхосигнала от расслоения можно определить по формуле

$$\left| \frac{P_p}{P_0} \right| = \tilde{D} \cdot R_p \left| \frac{P(r')}{P_0} \right| \exp[-2(\delta_1 L + \delta_2 h)], \quad (9.5)$$

где  $\tilde{D}$  – коэффициент прозрачности границы раздела по энергии,

$$\tilde{D} = \frac{4z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2}; \quad (9.6)$$

$R_p$  – коэффициент отражения звука от расслоения,

$$R_p = \frac{\left( \frac{z_2 - z_p}{z_p - z_2} \right) \sin(K_p d)}{\sqrt{\left( \frac{z_2 - z_p}{z_p - z_2} \right)^2 \sin^2(K_p d) + 4 \cos^2(K_p d)}}; \quad (9.7)$$

$K_p$  – волновое число расслоения,  $K_p = \frac{2\pi f}{c_p}$ ;



$$z_p = \rho_p c_p.$$

Расчет изменения амплитуды эхосигнала в зависимости от глубины залегания расслоения производят, варьируя параметр  $h$  с шагом  $5 \cdot 10^{-3}$  м по всей толщине объекта. По полученным данным строят график  $\left| \frac{P_p}{P_0} \right| = f(h)$ .

Акустические параметры материала объекта необходимо взять из таблиц. Числовые данные для задачи сведены в таблицу (приложение В).

**Практические рекомендации по работе в режимах В и М.** Специалист УЗ-диагностики в своей практической работе постоянно сталкивается с проблемами правильного выбора параметров и режимов функционирования УЗ-прибора, с помощью которого проводится исследование. При проверке и настройке УЗ-прибора необходимо следовать практическим рекомендациям, приведенным в инструкции на прибор. При этом главное внимание должно быть уделено следующим пунктам.

*Предварительная настройка изображения.* Настройка изображения производится после подключения выбранного датчика и включения режима В.

*Гамма-коррекция.* Гамма-коррекция служит для согласования характеристик прибора, обеспечивающих отображение сигналов различной амплитуды на экране, с особенностями восприятия яркостных отметок человеческим глазом, чтобы обеспечить более равномерное наблюдение сигналов во всем диапазоне изменения их амплитуд.

*Усиление.* Управление усилением позволяет выбрать наилучший для наблюдения уровень амплитуд наблюдаемых на экране эхосигналов.

*Динамический диапазон.* Динамический диапазон характеризует способность прибора отображать одновременно очень малые и большие сигналы, передавая различие в их уровне.

*Усиление по зонам глубины.* Усиление по зонам глубины предназначено для компенсации затухания на различных глубинах в зависимости от свойств обследуемой области.

*Мощность излучения.* Мощность излучения можно изменять в зависимости от глубины расположения области интереса и условий наблюдения. При этом изменяется уровень мощности излучаемого датчиком УЗ-импульса.

*Многочастотные датчики, выбор рабочей частоты.* При использовании многочастотного датчика надо выбирать необходимую рабочую частоту датчика в зависимости от задачи, которая ставится при исследовании.

*Усреднение по кадрам.* Усреднение по кадрам – эффективный метод улучшения наблюдения слабых сигналов, снижения уровня шумов и лучшей передачи полутонов изображения.

*Автоматическая регулировка усиления.* Автоматическая регулировка усиления служит для повышения качества изображения сильных эхосигналов, позволяя наблюдать их раздельно.

*Подчеркивание контуров.* Подчеркивание контуров служит для более четкого отображения границ структур.



**Плотность линий.** Плотность линий в В-режиме определяет количество акустических строк (положений УЗ-луча), которые формируют кадр изображения.

**Цветовое кодирование изображений.** В ряде случаев вместо черно-белого отображения используется цветовое кодирование двухмерного изображения в В-режиме.

**Скорость развертки.** Скорость развертки (sweep speed) в М-режиме определяет быстроту обновления информации на изображении и выбирается исходя из того, что важнее для исследователя – видеть на экране большое количество периодов работы сердца или более детально изучить геометрию движения отдельных структур в одном периоде.

### **Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

- 1 Что собой представляет акустический тракт при ультразвуковой диагностике?
- 2 Перечислите параметры акустического тракта и модели отражателей для расчетов.
- 3 Опишите основные практические рекомендации при работе в В-режиме.
- 4 Опишите основные практические рекомендации при работе в М-режиме.

## **10 Практическое занятие № 10. Анализ и идентификация эхоизображений различных органов. Оценка качества изображения УЗ-сканеров**

**Цель занятия:** ознакомление с основными параметрами и характеристиками аппаратов УЗИ, а также с методами оценки качества изображения.

Анализ и идентификация эхоизображений различных органов определяются совокупностью основных характеристик качества изображения.

От качества изображения УЗ-прибора зависят диагностические возможности прибора. Параметры качества позволяют сравнивать различные приборы между собой, а также судить о работоспособности прибора и правильности настройки.

Качество изображения зависит от совокупности характеристик, основными из которых являются: разрешающая способность (продольная и поперечная); чувствительность; динамический диапазон; контрастная разрешающая способность; временная разрешающая способность, определяемая частотой кадров в секунду.

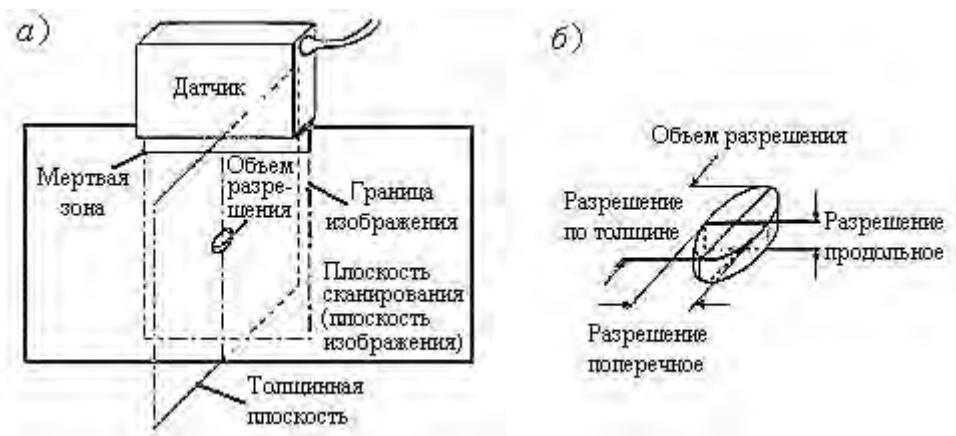
К ним следует добавить такие характеристики, как: мертвая зона; разрешающая способность по толщине; степень постоянства разрешающей способности в зоне изображения; аппаратные артефакты; геометрические искажения.

**Мертвой зоной** (dead zone) называется часть изображения, прилегающая непосредственно к рабочей поверхности датчика, где практически невозможно



выделить эхосигналы, т. к. они не видны на фоне «хвоста» мощного излучаемого импульса или его переотражений (ring-down) внутри датчика (рисунок 10.1). Чем меньше мертвая зона по глубине, тем лучше можно наблюдать ткани и структуры на малых глубинах (при условии хорошей разрешающей способности на этих глубинах).

*Разрешающая способность по толщине* (elevation resolution) характеризует возможность наблюдать отдельно малоразмерные структуры в толщинной плоскости, т. е. плоскости, перпендикулярной плоскости сканирования. Эта характеристика зависит от ширины УЗ-луча в толщинной плоскости. Все три разрешающие способности (продольная, поперечная и по толщине) вместе определяют пространственную разрешающую способность, или объем разрешения (resolution volume) – минимальную пространственную область (ячейку), которой соответствует один элемент изображения на экране прибора (рисунок 10.1).



*а* – взаимное расположение плоскости сканирования и толщинной плоскости; *б* – объем разрешения в увеличенном масштабе

Рисунок 10.1 – Понятие о мертвой зоне и пространственной разрешающей способности

От степени постоянства разрешающей способности в зоне изображения в наибольшей мере зависит однородность качества изображения в кадре, наблюдаемом на экране прибора. Пространственная разрешающая способность, как правило, лучше в зоне фокусировки и ухудшается на очень малых и больших глубинах, поэтому изображение воспринимается как неоднородное. Чем выше качество прибора, тем больше степень однородности изображения.

Одним из способов повышения однородности изображения является использование динамической фокусировки наряду с динамической апертурой.

*Аппаратурные артефакты* – это искажения изображения, возникающие из-за технического несовершенства УЗ-прибора. К аппаратурным артефактам, например, может быть отнесена мертвая зона. Другие типичные примеры аппаратурных артефактов: ложные сигналы на экране и снижение четкости изображения вследствие наличия боковых лепестков у УЗ-луча и «хвоста» у эхосигнала.

*Геометрические искажения* – это отличие размеров и форм структур на

изображении от реальных, что может иметь место по объективным физическим причинам или вследствие несовершенства аппаратуры.

Большинство из характеристик качества изображения может изменяться в зависимости от типа датчика, рабочей частоты, режима работы и правильности настройки прибора.

Для различных областей применения одни из характеристик более важны, чем другие. Это обстоятельство обязательно надо иметь в виду, т. к. по техническим и физическим причинам улучшение одних характеристик может достигаться за счет других. Например, повышение чувствительности (увеличение глубины обзора) за счет снижения рабочей частоты датчика может сопровождаться ухудшением разрешающей способности. Точно так же повышение контрастной разрешающей способности, достигаемое за счет усреднения по кадрам, приводит к снижению реальной частоты кадров, т. е. к ухудшению временной разрешающей способности.

Поэтому в современных приборах используется выбор определенного сочетания регулировок, обеспечивающих наилучшее качество изображения для каждого конкретного случая.

Высокий уровень качества изображения – основной предмет забот разработчиков и изготовителей приборов, в сильной мере влияющий на сложность и стоимость прибора. В конце процесса производства каждого прибора характеристики прибора проверяются при испытаниях по специальным методикам с использованием измерительных стендов и тест-оборудования.

К сожалению, основные характеристики качества изображения обычно не приводятся в документации, прилагаемой к прибору, а также в рекламных проспектах.

В демонстрационных залах торговых представительств фирм-производителей и в условиях выставок медицинской техники невозможно повторить испытания характеристик качества, аналогичные заводским.

Поэтому покупатель прибора лишен возможности оценить уровень качества по совокупности количественных параметров.

В материалах, сопровождающих прибор, даются некоторые технические характеристики, по которым можно косвенно определить возможности прибора. Для этого полезно знать, как связаны между собой технические характеристики и качество изображения.

Технические характеристики ультразвуковых диагностических приборов и их связь с качеством изображения.

Начинать оценку класса прибора следует с ознакомления с техническими характеристиками (specification), приведенными в рекламных материалах. В рекламных проспектах далеко не всегда приводится даже минимально необходимый набор характеристик. Тогда эти характеристики следует найти в инструкции по эксплуатации (operation manual) или получить о них информацию у представителей фирмы-изготовителя или у независимых экспертов.

На какие технические характеристики следует прежде всего обратить внимание с точки зрения влияния их на качество изображения? Перечислим их:



- число переключаемых фокусов на передачу (focal point number) и число зон динамической фокусировки на прием;
- величина динамического диапазона и возможность его регулировки (variable dynamic range);
- число зон регулировки усиления на различных глубинах (TGC); число градаций (уровней) серой шкалы (grades of gray);
- возможность коррекции изображения и обработки эхосигналов (пре-процессинг, постпроцессинг);
- наличие динамической апертуры (variable aperture);
- возможность наблюдения на экране выбранной части изображения;
- число степеней увеличения изображения, в том числе возможность увеличения в выбранной малой зоне (zoom);
- наличие управляемого режима усреднения по кадрам;
- возможность режима предустановки, т. е. выбора предварительно установленных комбинаций регулировок (factory preset), а также возможность для пользователя самому программировать и вводить такие комбинации (user preset);
- номенклатура датчиков, в том числе наличие широкополосных и мультисигментных датчиков;
- число приемно-передающих каналов прибора;
- число элементов в датчиках;
- качество и размер экрана монитора прибора.

При сравнении между собой возможностей различных приборов следует отдавать предпочтение тому прибору, у которого больше число переключаемых фокусов, величина динамического диапазона, число зон регулировки усиления по глубине, число степеней увеличения изображения, размер экрана.

Число градаций серой шкалы должно быть не менее 128. Дальнейшее увеличение числа градаций слабо влияет на улучшение качества изображения.

Возможностью гамма-коррекции изображения и отдельной регулировкой параметров пре-процессинга и постпроцессинга сигналов, как правило, не пользуются. В большинстве случаев достаточно использовать заводскую установку гамма-коррекции и режим выбора заранее установленных регулировок.

Для оперативной и корректной оценки качества изображения при покупке прибора и в процессе эксплуатации в медицинском учреждении лучше всего использовать ультразвуковой тканезквивалентный фантом.

УЗ-фантом – это устройство, имитирующее условия прохождения ультразвуковых сигналов в биологических тканях.

Существует достаточно большое количество фантомов различного типа для проверки как отдельных характеристик (специальные фантомы), так и совокупности параметров изображения УЗ-прибора (универсальные фантомы). Наиболее часто используются универсальные фантомы.

### **Задание**

Изучить основные характеристики, определяющие качество изображения аппаратов УЗИ, и методы их оценки. Ознакомиться с документом Р50.2.051-2006.





### **Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

- 1 Перечислите основные характеристики качества изображения в аппаратах УЗИ.
- 2 Технические характеристики ультразвуковых диагностических приборов и их связь с качеством изображения.
- 3 Что такое мертвая зона и пространственная разрешающая способность при эхоскопии?
- 4 Какие параметры являются наиболее важными при выборе аппарата УЗИ?

## **11 Практическое занятие № 11. Практические рекомендации при работе в режиме цветового картирования**

**Цель занятия:** ознакомить студентов с возможностями доплеровского цветного картирования и дать рекомендации по повышению эффективности реализации этого режима.

Режим доплеровского цветного картирования (CFM) показывает направление потока, средние значения скорости и позволяет различить небольшие сосуды, незаметные в В-режиме.

Режим ЦДК обеспечивает визуальный обзор в пределах сосуда или кардиологической структуры интереса. Направление потока и скорость могут быть представлены красным или синим цветовыми спектрами и использоваться для размещения объема пробы в режиме импульсного доплера. Эта техника обеспечивает быструю идентификацию сосудов, клапанов, представляющих интерес, а также соответствующие скорости потока. Способность количественно измерить скорость потока значительно увеличивает уверенность в идентификации сосудов. Чувствительность режима может быть предустановлена для различных областей исследования, таких как сердце, сонная артерия, почки или небольшие сосуды, такие как дугообразные и артерии бедренной кости.

Изображение в режиме цветового картирования (CFM) в основе своей строится аналогично изображению в режиме В, поэтому многие из практических рекомендаций по регулировке параметров изображения, приведенные ранее для режима В, применимы и в режиме CFM. Это относится к усилению, динамическому диапазону, усилению по зонам глубины, фокусировке, усреднению по кадрам, плотности линий и сглаживанию. Некоторые особенности данных регулировок в режиме CFM рассматриваются далее. Особо следует остановиться на регулировке мощности излучения. Все рекомендации по желательному снижению уровня излучаемой мощности в режиме В в еще большей мере относятся к режиму CFM, так как средний уровень излучаемой датчиком мощности в этом режиме существенно больше, чем в режиме В.

**Область цветового картирования.** После выбора с помощью режима В наиболее подходящего ракурса наблюдения осуществляется переключение в



режим CFM. При этом устанавливаются расположение, размер и форма области цветового картирования, или цветового окна. В зависимости от типа датчика данная область может иметь форму прямоугольника и параллелограмма – для линейных датчиков или сектора – для конвексных и секторных датчиков. Выбираются диапазон глубин цветового окна и его ширина (линейная или угловая).

**Выбор цвета** позволяет подобрать наиболее удобную палитру цветов для отображения диапазона наблюдаемых скоростей. В зависимости от того, наблюдается ли сердце с большими скоростями кровотока или периферические сосуды с медленным кровотоком, можно изменять палитру, чтобы лучше наблюдать градации скоростей в каждом из указанных случаев. С помощью цветового кодирования можно дополнительно получить информацию о дисперсии, т. е. о разбросе скоростей в каждом элементе. Для удобства наблюдения можно изменить окраску прямого и обратного кровотоков на обратную с помощью управления инверсией цвета.

**Диапазон скоростей.** Режиму CFM свойственны недостатки, обусловленные применением такого же пачечного сигнала, как и в методе PW. Прежде всего это относится к возможности появления искажений и ошибок оценки скорости кровотока в каждом элементе вследствие неоднозначности. Способы устранения искажений такие же, как в методе PW: изменение угла наблюдения с целью уменьшения проекции скорости кровотока на ось УЗ-луча; использование более низкой частоты излучения датчика; сдвиг базовой линии (color base line shift).

**Доплеровский фильтр пульсаций стенок сосудов.** Так же, как и в режиме спектрального доплера, при цветовом доплеровском картировании может использоваться фильтрация низкочастотных сигналов, возникающих из-за пульсации стенок сердца и сосудов. В режиме CFM имеется возможность наблюдать отдельно стенки сосудов и кровотоков. Это позволяет во многих случаях не включать фильтр. Для лучшего наблюдения медленного кровотока используется усиление сигналов, отраженных медленно движущимися элементами крови.

**Выбор и контроль частоты кадров.** При цветовом доплеровском картировании необходимо правильно выбрать и контролировать частоту кадров. Для выполнения требования наблюдения в реальном времени следует обеспечить частоту кадров не менее 15 кадров в секунду. В отдельных случаях можно снизить частоту кадров до 10...12 с<sup>-1</sup>, если частота сердечных сокращений мала. Наоборот, в случае тахикардии целесообразно проводить исследования с большей частотой кадров. Частота кадров в приборе устанавливается автоматически в зависимости от типа датчика, режима работы и выбора параметров изображения. В большинстве доплеровских приборов установленная частота кадров отображается на экране монитора. Для того чтобы обеспечить частоту кадров не менее требуемой, надо знать, от чего она зависит.

**Тип датчика.** Чем ниже рабочая частота, тем больше предельная глубина исследования и тем меньше частота кадров, что связано с большим временем, необходимым для прохождения УЗ-импульса до максимальной глубины и обратно.

**Плотность линий.** В приборах высокого класса имеется регулировка плотности линий на изображении, т. е. числа положений УЗ-луча (или иначе – акустических строк) в кадре изображения. Увеличение плотности линий улучшает качество изображения, но уменьшает частоту кадров, поэтому надо найти подходящий компромисс между стремлением улучшить качество изображения путем увеличения плотности линий и требуемой частотой кадров.

**Размер области цветового доплеровского картирования.** При цветовом картировании размер области, в которой отображается информация о скоростях кровотока, устанавливается в соответствии с областью интереса, выделяемой на черно-белом изображении в В-режиме. После включения режима CFM частота кадров заметно уменьшается по сравнению с В-режимом. Чем шире область цветового картирования, тем меньше частота кадров.

**Число зон фокусировки на передачу.** Максимальную частоту кадров можно получить при установке только одного фокуса на передачу. При установке двух фокусов частота кадров уменьшается в два раза, трех фокусов – в 3 раза и т. д. Поэтому чаще всего при исследовании сердца и сосудов используется только один фокус на передачу.

**Усреднение по кадрам.** Усреднение по кадрам влияет на частоту кадров, хотя значение установленной частоты кадров на экране прибора не изменяется при изменении степени усреднения по кадрам. На самом деле увеличение степени усреднения по кадрам (или коэффициента корреляции) приводит к снижению реальной частоты кадров, так как замедляется скорость обновления кадров. По этой причине при доплеровском исследовании сердца и крупных сосудов следует устанавливать самый низкий уровень усреднения по кадрам (OFF или LOW). При абдоминальных исследованиях можно увеличивать уровень усреднения по кадрам, что повысит качество изображения мелких сосудов. В ряде приборов может применяться адаптивный режим установки уровня усреднения по кадрам, зависящий от установленной частоты кадров прибора.

**Сглаживание.** Сглаживание в зависимости от установленного уровня обеспечивает более или менее мягкое и сплошное цветное изображение путем заполнения пустых (пропущенных) элементов изображения за счет использования информации в соседних элементах.

### **Задание**

Выделить и пояснить основные факторы, влияющие на изображение в режиме ЦДК.

### **Вопросы для дискуссии и самоконтроля**

- 1 Сущность и возможности цветового доплеровского картирования.
- 2 Методы обработки сигналов при цветовом доплеровском картировании, достоинства и недостатки режима CFM.



## 12 Практическое занятие № 12. Измерение выходной акустической мощности и выбор формы пучка

**Цель занятия:** изучить методы оценки и измерения геометрических параметров и выходной мощности пучков ультразвука.

Абсолютные измерения уровня выходной акустической мощности обычно проводятся с целью контроля технических параметров системы, хотя, по-видимому, более важную роль они играют в плане обеспечения безопасности пациентов. Основой для такого контроля являются разработанные стандарты по безопасности. В ряде стран указание значений уровней выходной акустической мощности становится необходимым условием для продажи ультразвуковой диагностической аппаратуры. Нужно отметить, что задача точного определения выходной акустической мощности является очень сложной. Для систем с непрерывным излучением можно измерять пространственное распределение интенсивности (или акустического давления), затем полученное распределение проинтегрировать по сечению пучка и найти полную выходную мощность системы. В импульсных системах следует принимать в рассмотрение как мгновенные, так и средние значения указанных параметров. Наконец, из-за нелинейности характеристик исследуемой среды (воды) форма импульса и пространственное распределение в акустическом пучке зависят от амплитуды. Последнее означает, что измерение параметров акустического поля, таких как интенсивность, максимальные положительные или отрицательные давления, может давать отличные друг от друга пространственные распределения.

В настоящее время принято рассматривать четыре параметра, характеризующих интенсивность излучения: интенсивность, максимальную в пространстве и времени (SPTP); интенсивность, максимальную в пространстве и усредненную по времени (SPTA); интенсивность, максимальную в пространстве и усредненную по импульсу (SPPA); интенсивность, усредненную по пространству и времени (SATA). Последняя из этих величин получается посредством деления полной выходной мощности на площадь преобразователя. Отсюда следует, что если распределение интенсивности измеряется непосредственно в фокальной плоскости, то полную мощность можно рассчитать, умножив интенсивность SATA на площадь сечения пучка (она определяется на уровне 20 дБ) в плоскости измерения. Предлагается также определить интенсивность SPTP дважды на основе измерения максимальных значений положительного и отрицательного давлений. Последнее обусловлено тем, что с отрицательным давлением (разрежением) наиболее вероятно связано возникновение кавитации, а положительное давление обычно вдвое превосходит отрицательное. Пространственное распределение давления, по которому затем вычисляют распределение интенсивности, измеряют методом сканирования по полю акустического излучения с помощью миниатюрного приемника-преобразователя (называемого гидрофоном) или же многоэлементной матрицей гидрофонов. Существующие гидрофоны имеют самые разнообразные конст-



рукции, но любой из них должен обладать минимально возможными габаритами для обеспечения необходимого пространственного разрешения, отсутствием взаимодействия с исследуемым акустическим полем, необходимым временным разрешением (т. е. широкой полосой) и идеально плоской амплитудно-частотной характеристикой в диапазоне рабочих частот, чтобы излученный акустический сигнал (или импульс) воспроизводился с достаточной точностью. Ширина полосы гидрофона в действительности должна быть существенно больше полосы излучаемых частот, поскольку гидрофон должен воспроизводить высшие гармоники, возникающие из-за нелинейного характера среды, в которой распространяются ультразвуковые волны. При измерениях акустического давления эти устройства нужно прокалибровать относительно какого-либо абсолютного эталона, причем важно, чтобы чувствительность гидрофона оставалась постоянной в течение длительного периода времени. Если требуется измерить только полную выходную мощность ультразвукового прибора, то для этой цели можно воспользоваться устройством, называемым радиометром. По существу, данное устройство представляет собой очень чувствительные весы, измеряющие усилие, с которым ультразвуковой пучок действует на отражатель. Основным конструктивным элементом этого устройства является акустический поглотитель или зеркало. Метод измерения радиационного давления широко применяется (наряду с другими методами) как стандартный способ калибровки гидрофонов.

Общепринятыми методами измерения относительных пространственных распределений акустических полей (профиля пучка) являются метод сканирующего гидрофона (или матрицы гидрофонов), метод сканирования миниатюрным отражателем, применяемый для эхоимпульсных систем, а также сверхчувствительные оптические методы (например, теневой метод), позволяющие визуализировать относительные изменения показателя преломления, вызванные изменениями плотности среды в бегущей акустической волне. Измерения профиля пучка обычно проводятся лишь для оценки характеристик преобразователя, поскольку они занимают слишком много времени и требуют более дорогостоящего оборудования.

### **Задание**

Изучить методы оценки и измерения геометрических параметров и выходной мощности пучков ультразвука по ГОСТ Р МЭК 62127-1–2009.

### ***Вопросы для дискуссии и самоконтроля***

- 1 Методы измерения параметров акустического поля.
- 2 Устройства для измерения параметров акустических полей.



## 13 Практическое занятие № 13. Изучение принципов калибровки и поверки ультразвуковой аппаратуры

**Цель занятия:** изучить принципы, методы и технические средства при калибровке и поверке ультразвуковой техники.

Во многих ситуациях желательно иметь возможность объективно проверять, измерять диагностические характеристики эхоимпульсных систем, например, при проектировании и производстве новой аппаратуры, при оценке закупаемого оборудования, при текущем обслуживании и анализе результатов исследований. Вопросы калибровки и оценки параметров ультразвуковой аппаратуры сами по себе требуют весьма обстоятельного изучения, поэтому в настоящем разделе будут лишь очень кратко рассмотрены некоторые практические сведения по указанной теме.

Сравнительный анализ характеристик аппаратуры при ее закупке, а также при приемочных испытаниях трудно провести только с помощью объективных физических методов. Обычно возникает необходимость и в дополнительной объективной оценке качества в течение испытательного периода перед клиническим испытанием аппаратуры. Многие физические методы оценки работоспособности приборов используются как средства раннего выявления тех изменений, которые свидетельствуют о скрытых дефектах. В данном разделе будут проанализированы лишь эхоимпульсные системы визуализации. Методы проверки можно разбить на два класса, которые рассматриваются далее.

**Применение эталонных отражателей и фантомов.** Одной из возможностей оценки отдельных рабочих параметров систем визуализации является построение с их помощью изображений специально сконструированных объектов. Такие объекты называются тест-фантомами. Хотя первоначально с помощью какого-либо фантома невозможно было получить всю интересующую информацию, со временем на одном фантоме стало возможным получение разнообразных характеристик. Для примера можно привести рабочие характеристики ультразвуковых эхоимпульсных приборов визуализации, оценка которых производилась с помощью акустических фантомов:

- равномерность сканирования;
- точность установки маркеров для измерений;
- форма представления изображения;
- линейность и дисторсия изображения;
- длительность импульса возбуждения;
- продольная разрешающая способность в плоскости сканирования;
- поперечная разрешающая способность в перпендикулярном плоскости сканирования направлении (ширина среза);
- динамический диапазон;
- форма кривой сжатия сигналов;
- возможности обработки сигнала;
- шумы системы;
- время запирающего тракта (мертвое время);



- глубина проникновения (при низком и высоком контрастах);
- артефакты системы;
- порог обнаружения при низком контрасте;
- параметры, связанные с движением.

Фантомы находят ограниченное применение в областях, не связанных с оценкой рабочей характеристики. Исследования на фантомах проводятся также с целью более глубокого изучения процессов распределения и взаимодействия ультразвука с биологическими тканями. С аналогичными же задачами связано использование фантомов для оптимизации методов определения характеристик биотканей и алгоритмов обработки информации на компьютерах.

В настоящее время промышленностью выпускаются несколько стандартных конструкций тест-фантомов. К ним относится тест-объект Американского института по применению ультразвука в медицине (AIUM) для проверки контрастного разрешения и воспроизведения координат, которые представляют собой решетку из проволочек, помещенную в смесь воды со спиртом (эта смесь используется для получения точных значений скорости звука). Фирма «Nuclear Associates Ltd» производит универсальный тканеэквивалентный фантом, который обладает аналогичными возможностями и в котором адекватная среда распространения имитирует рассеяние ультразвука в паренхимальных областях печени. Составными элементами такого фантома являются и включения, дающие отрицательный контраст в изображении и имеющие форму нерассеивающих цилиндров, изображения которых на экране дисплея имитируют кистозные образования. Тест-система Кардифф, разработанная фирмой «Diagnostic Sonar Ltd», включает несколько фантомов из проволочек и структур различной формы в среде из рассеивающего ультразвук геля и позволяет измерять многие параметры, перечисленные ранее, а также определить с некоторыми ограничениями разрешающую способность по трем координатам. Акустические фантомы выпускает также фирма «Nuclear Associates Ltd». Они позволяют оценивать контраст и разрешающую способность приборов. Фантомы имеют оригинальную конструкцию в виде набора конусов, начиненных рассеивающим ультразвук гелем, причем интенсивность рассеивания меняется при переходе от одного конуса к другому. Все конусы зафиксированы в фантоме в однородном геле, который также обладает определенными рассеивающими свойствами. Сравнительную оценку порога обнаружения при низком контрасте получают, сканируя каждый конус в поперечном направлении и определяя тот диаметр поперечного сечения конуса, при котором еще возможно выявление конуса. Повторение этой операции для конусов с изменяющимся контрастом при рассеивании, определяемым относительно геля, позволяет в итоге построить кривую зависимости контраста от диаметра для данного порога обнаружения, называемую кривой «контраст – разрешающая способность». Чем выше качество системы визуализации, тем ближе эта кривая подходит к началу координат.

Введение акустического сигнала. С целью оценки качества аппаратуры для систем ультразвуковой визуализации используется метод введения акустического сигнала. В этом методе преобразователь испытуемой системы соединяется непосредственно с другим преобразователем, осуществляющим ввод



излучения. Вспомогательный преобразователь можно рассматривать как акустически активный (в противоположность пассивному) фантом. Акустический импульс, излученный преобразователем испытуемого сканера, регистрируется тест-системой и используется для выработки последовательности импульсов, которые посылаются назад через оба преобразователя и затем визуализируются (подобно эхосигналам) на дисплее сканера. Полученное тест-изображение является стационарным, поскольку оно визуализируется с частотой, равной частоте повторения импульса запуска. Кроме того, развертка этого изображения осуществляется в соответствии с определенной глубиной с помощью цепей синхронизации тест-системы. Тест-системы с вводом акустических сигналов выпускаются промышленностью и применяются для оценки следующих параметров:

- динамического диапазона;
- характеристик ВАРУ;
- точности калибровки приборов по скорости и меток отсчета глубины;
- выходной акустической мощности;
- алгоритмов определения характеристик биотканей;
- усиления системы;
- частотной характеристики.

### **Задание**

Изучить принципы и методы калибровки аппаратов в соответствии с ГОСТ Р МЭК 61391-1–2011 и ГОСТ Р МЭК 61391-2–2012.

### ***Вопросы для дискуссии и самоконтроля***

- 1 Какие характеристики аппаратуры измеряют при калибровке?
- 2 Что такое фантом и для чего они используются в практике настройки аппаратов?
- 3 В чем сущность и эффективность метода введения акустического сигнала при проверке аппаратов?

## **14 Практическое занятие № 14. Физические характеристики акустического излучения. Требования международных стандартов**

**Цель занятия:** изучить физические характеристики акустического излучения и ознакомиться с требованиями межгосударственного стандарта.

Излучение УЗ-волн в диагностике, как правило, импульсное, т. е. непостоянно во времени и в пространстве: в процессе сканирования зондирующие импульсы излучаются в пределах луча, направление которого все время меняется. На рисунке 14.1 показано, как излучаются УЗ-импульсы в прост-

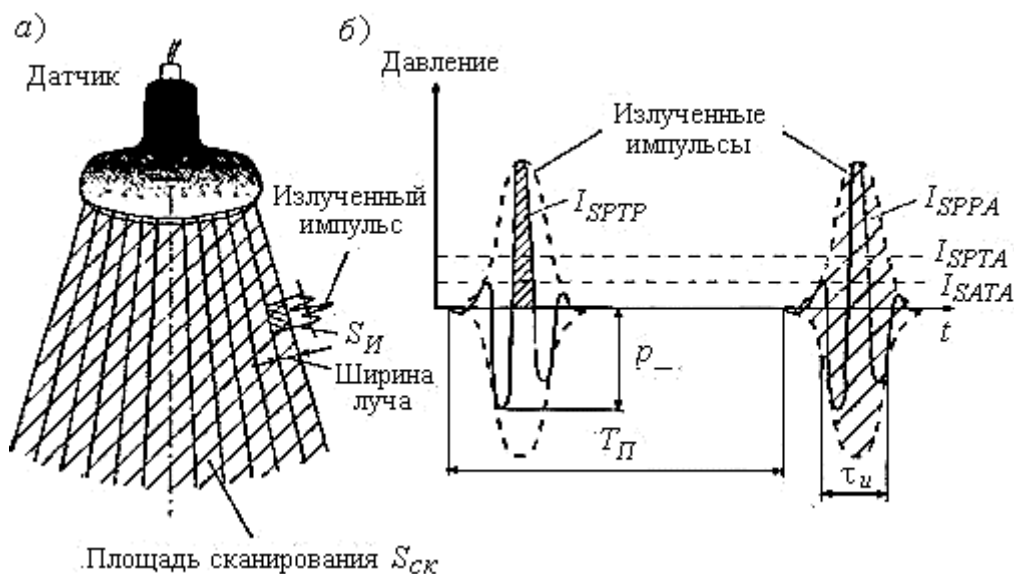




ранстве и как выглядит последовательность импульсов на временной шкале.

Обычно в УЗ-диагностике используются следующие характеристики импульсного акустического излучения.

Максимальная (пиковая) интенсивность импульса  $I_{SPTP}$  определяется мощностью, соответствующей максимальной полуволне импульса (на рисунке 14.1, б заштрихована мелкой штриховкой). Аббревиатура SPTP означает spatial peak, temporal peak (пиковая в пространстве, пиковая во времени).  $I_{SPTP}$  характеризует максимальную мощность в акустическом поле, созданном в результате излучения.



а – распределение излучения в пространстве; б – характеристики излучения во времени

Рисунок 14.1 – К определению характеристик импульсного излучения

Максимальная в пространстве интенсивность импульса  $I_{SPPA}$  определяется мощностью всего импульса (на рисунке 14.1, б крупная штриховка) и берется в пределах длительности импульса. Обозначение SPPA расшифровывается так: spatial peak, pulse average – пиковая в пространстве, средняя по импульсу (на длительности импульса), характеризует максимальную мощность в пространстве.

Максимальная в пространстве, средняя во времени интенсивность  $I_{SPPA}$  определяется в результате усреднения  $I_{SPTP}$  за время, равное периоду повторения импульсов  $T_n$ , т. е.  $I_{SPPA}$  – это максимальная интенсивность, как бы «размазанная» во времени

Пиковое отрицательное давление  $p$  (пик разрежения) – максимальное по величине значение отрицательной полуволны акустического давления в УЗ-импульсе (см. рисунок 14.1, б). Этот параметр выбран по той причине, что в большей мере, чем вышеперечисленные характеристики, связан с механическими, т. е. нетепловыми эффектами воздействия ультразвука (кавитацией и ударными волнами). Давление обычно измеряется в мега-паскалях (МПа):  $1 \text{ МПа} \approx 10 \text{ атм}$ .

Выходная интенсивность излучения в луче  $I_{OBI}$  (output beam intensity) – средняя во времени выходная акустическая мощность, деленная на площадь сечения УЗ-луча. Этот параметр, наряду с интенсивностью SPTA, в наибольшей степени определяет тепловые эффекты воздействия УЗ-излучения.

Все перечисленные характеристики УЗ-излучения могут быть измерены с помощью специальных приборов: гидрофонов и измерителей радиационного давления. В связи с очевидными трудностями, а иногда и невозможностью проведения этих измерений на биологических тканях, принятые методики предполагают проведение измерений в воде. Полученные результаты измерений можно пересчитать для биологических тканей с учетом известных средних значений затухания УЗ-волн при их распространении в этих тканях.

Характеристики акустического излучения в документации представляются в соответствии с требованиями Межгосударственного стандарта ГОСТ ИЕС 61157–2013 ГСИ. Изделия медицинские электрические. Приборы ультразвуковые диагностические. Требования к представлению параметров акустического выхода в технической документации. Данный стандарт идентичен международному стандарту IEC 61157:2013 *Standard means for the reporting of the acoustic output of medical diagnostic ultrasound equipment* (стандартные способы представления информации о параметрах акустического выхода медицинского диагностического ультразвукового оборудования).

Настоящий стандарт распространяется на медицинские ультразвуковые диагностические приборы и устанавливает:

- перечень метрологических прослеживаемых акустических параметров, характеризующих ультразвуковое излучение данных приборов;
- содержание и форму представления информации о его акустических параметрах;
- сокращенный перечень декларируемых параметров для приборов с низким уровнем ультразвукового излучения.

### **Задание**

Изучить Межгосударственный стандарт ГОСТ ИЕС 61157–2013 ГСИ.

### ***Вопросы для дискуссии и самоконтроля***

- 1 Перечислите и опишите основные характеристики импульсного акустического излучения.
- 2 Каким образом могут быть измерены характеристики импульсного акустического излучения?
- 3 Сущность требований к представлению параметров акустического выхода в технической документации.



## Список литературы

1 **Соколова, Н. Г.** Физиотерапия : учебник / Н. Г. Соколова, Т. В. Соколова. – 9-е изд., стер. – Ростов-на-Дону : Феникс, 2013. – 350 с.

2 **Коновалов, С. И.** Методы и средства ультразвуковой медицинской диагностики : учебное пособие / С. И. Коновалов, С. К. Паврос. – Санкт-Петербург : ЛЭТИ, 2003. – 80 с.

3 **Коновалов, С. И.** Ультразвуковая медицинская аппаратура : учебное пособие / С. И. Коновалов, С. К. Паврос. – Санкт-Петербург : ЛЭТИ, 2004. – 72 с.

4 **Акопян, Б. В.** Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами. Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии : учебное пособие / Б. В. Акопян, Г. А. Ершов ; под ред. С. И. Щукина. – Москва : Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. – 224с.

5 **Корневский, Н. А.** Биотехнические системы медицинского назначения : учебник / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей. – Старый Оскол : ТНТ, 2013. – 688 с.

6 Акустические аппараты и системы : методические указания к курсовой работе / Сост. С. С. Сергеев, Е. Н. Прокопенко, О. С. Сергеева. – Могилев : Беларус.-Рос. ун-т, 2015. – 48 с.

