

МЕЖГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«БЕЛОРУССКО-РОССИЙСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Кафедра «Физические методы контроля»

АКУСТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ

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



Могилев 2025

УДК 534.6
ББК 22.32
А44

Рекомендовано к изданию
учебно-методическим отделом
Белорусско-Российского университета

Одобрено кафедрой «Физические методы контроля» «1» сентября 2025 г.,
протокол № 1

Составители: канд. техн. наук, доц. С. С. Сергеев;
ст. преподаватель Е. Н. Прокопенко

Рецензент канд. техн. наук, доц. Н. В. Герасименко

Методические рекомендации к лабораторным работам предназначены для
студентов направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и техно-
логии» очной формы обучения.

Учебное издание

АКУСТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ

Ответственный за выпуск

А. В. Хомченко

Корректор

И. В. Голубцова

Компьютерная верстка

М. М. Дударева

Подписано в печать 23.12.2025. Формат 60×84/16. Бумага офсетная. Гарнитура Таймс.
Печать трафаретная. Усл. печ. л. 1,40. Уч.-изд. л. 1,38. Тираж 16 экз. Заказ № 913.

Издатель и полиграфическое исполнение:
Межгосударственное образовательное учреждение высшего образования
«Белорусско-Российский университет».
Свидетельство о государственной регистрации издателя,
изготовителя, распространителя печатных изданий
№ 1/156 от 07.03.2019.
Пр-т Мира, 43, 212022, г. Могилев.

© Белорусско-Российский
университет, 2025

Содержание

1 Инструктаж по технике безопасности при работе с электрическими приборами. Изучение принципа действия, технических характеристик и правил эксплуатации акустических приборов и вспомогательных средств	4
2 Исследование характеристик ультразвуковых преобразователей	5
3 Исследование акустических характеристик жидких сред и биоматериалов	9
4 Изучение принципов формирования эхо-изображений при различных режимах работы сканера	13
5 Изучение аппаратов ультразвуковой терапии, настройка и режимы работы	15
6 Изучение способов настройки сканера при различных режимах работы	18
Список литературы	22

1 Инструктаж по технике безопасности при работе с электрическими приборами. Изучение принципа действия, технических характеристик и правил эксплуатации акустических приборов и вспомогательных средств

Цель работы: изучить основные правила по технике безопасности при работе с электрическими приборами в лаборатории «Акустический контроль».

1.1 Основные теоретические положения

При работе с приборами имеются некоторые общие правила, обеспечивающие безопасную эксплуатацию и охрану труда.

Каждый прибор должен иметь паспорт и инструкцию по эксплуатации, которыми руководствуется обслуживающий персонал. Без изучения инструкции пользоваться приборами, установками и комплексами запрещается. Перед включением в сеть проверяется наличие заземления, а коммутирующие и регулирующие устройства выставляются в исходное состояние.

Работа в лаборатории проводится под наблюдением преподавателя и лаборанта. При этом к лабораторной установке должен быть обеспечен свободный доступ: запрещены загромождение проходов, хождение студентов и посторонних лиц во время занятий.

Мероприятия по технике безопасности и охране труда, технической надежности и пожарной защите являются составной частью подготовки и проведения лабораторных занятий. Эти мероприятия должен знать и выполнять каждый студент.

1.2 Порядок выполнения работы

Приступая к выполнению работы, студент обязан ознакомиться с порядком ее проведения, правилами безопасной работы на данном лабораторном стенде (оборудовании).

Перед включением прибора или аппарата в электросеть необходимо убедиться в исправности заземляющих элементов, качества изоляции.

Эксплуатация приборов должна производиться только в присутствии преподавателя (лаборанта).

По окончании работ в лаборатории приборы (оборудование) приводятся в первоначальное состояние, инструкции сдаются лаборанту. Должен производиться осмотр всех рабочих мест с обязательным отключением всех цепей питания и освещения.

Контрольные вопросы

- 1 В чем заключаются поражающие факторы электрического тока?
- 2 Почему электрический ток и напряжение электрического тока являются основным поражающим фактором?

3 Чему равна величина условно безопасного напряжения?

4 Почему переменный электрический ток более опасен по сравнению с постоянным?

2 Исследование характеристик ультразвуковых преобразователей

Цель работы: изучить особенности типовых и специальных ультразвуковых преобразователей; изучить основные электрические и акустические параметры преобразователей и методы их измерения; измерить некоторые основные параметры пьезоэлектрического преобразователя.

2.1 Основные теоретические положения

Для излучения и приема упругих волн в акустических приборах применяются, в основном, материалы, обладающие пьезоэффектом. При этом излучение волн происходит под воздействием электрических колебаний генератора, а прием волн – путем преобразования упругих колебаний в электрические [1, 2].

Узел акустического прибора, служащий для преобразования электрической энергии в механическую и обратно, называется преобразователем. Структурно преобразователь представляет собой совокупность взаимосвязанных элементов: активного, в котором осуществляется преобразование одного вида энергии в другой (например, пьезоэлемент), и пассивных (демпфер, накладка, волновод, протектор, призма и т. п.), являющихся частью его колебательной системы и служащих для придания преобразователю заданных свойств (затухания, собственной частоты и т. п.).

Наибольшее применение получили пьезоэлектрические преобразователи (ПЭП). В качестве активных элементов в них выступают пьезопластины, поляризованные по толщине, в которых направление электрического и упругого полей совпадают.

По конструктивному исполнению ПЭП могут быть прямыми, наклонными и раздельно-совмещенными, а по режиму работы – раздельными и совмещенными.

Типы датчиков, используемых в медицине. Типы датчиков и их названия определяются использованием в них различных ультразвуковых преобразователей и способов сканирования. В зависимости от вида преобразователей можно выделить:

- *секторные механические* датчики с одноэлементными или многоэлементными кольцевыми решетками (ASU-35CWD-2, ASU-35-3, ASU-35WL-7,5, ASU-35WL-10);

- *линейные* датчики АЛОКА с многоэлементными линейными решетками (UST-5512U-7,5, UST-5710-7,5, UST-5545);

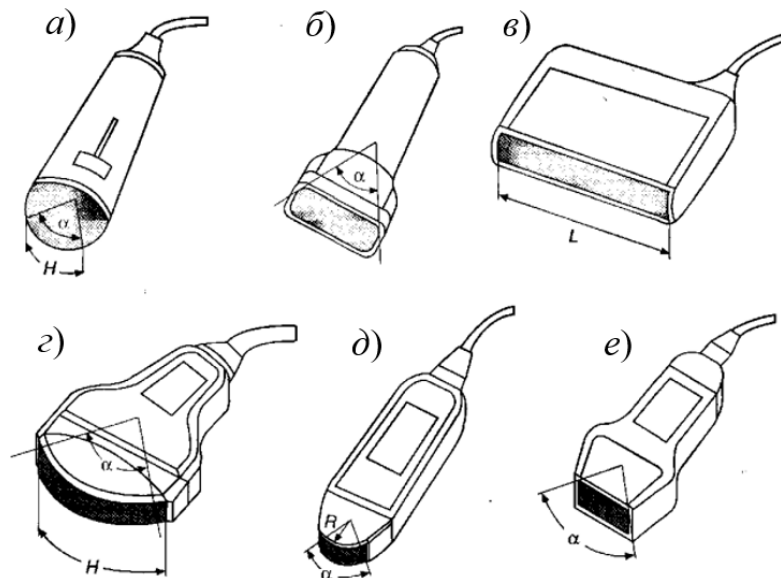
- *конвексные и микроконвексные* датчики с конвексными и микроконвексными решетками соответственно (UST-934N-3,5, UST-979-3,5, UST-9123, UST-9126, UST-9111-5; UST-974-5);

– *фазированные* секторные датчики с многоэлементными линейными решетками (UST-5299, UST-5297);

– датчики с *двухмерной решеткой, линейные, конвексные и секторные*.

Рабочая частота является важнейшей характеристикой датчика. Желательно стремиться использовать датчики с большей частотой, т. к. они обеспечивают более высокое качество изображения. Однако следует помнить, что при этом уменьшается глубина исследования. Поэтому выбор частоты датчика обусловлен максимальной глубиной расположения органов и структур, представляющих интерес для врача-диагноста.

Внешний вид датчиков очень разнообразен, но большинство наиболее часто используемых видов датчиков в приборах различных фирм похожи и отличаются несущественными конструктивными элементами и размерами. На рисунке 2.1 показаны основные типы датчиков для наружного обследования и их характерный вид. Рабочая поверхность датчиков, которая контактирует с телом пациента, на рисунке изображена более темной.



а, б – секторный механический кардиологический; *б* – секторный механический с водной насадкой; *в* – линейный электронный; *г* – конвексный; *д* – микроконвексный; *е* – фазированный секторный

Рисунок 2.1 – Основные типы датчиков для наружного обследования

В *секторных механических* датчиках (см. рисунок 2.1, *а, б*) рабочая поверхность (защитный колпачок) закрывает объем, в котором находится перемещающийся по углу одноэлементный или кольцевой УЗ-преобразователь. Объем под колпачком заполнен акустически прозрачной жидкостью для уменьшения потерь при прохождении УЗ-сигналов. Основной характеристикой секторных механических датчиков, помимо рабочей частоты, является угловой размер сектора сканирования, который указывается в маркировке датчика (иногда дополнительно дается длина соответствующей дуги H рабочей поверхности). Пример маркировки: 3,5 МГц / 90.

В линейных, конвексных, микроконвексных и фазированных (секторных) датчиках электронного сканирования рабочая поверхность совпадает с излучающей поверхностью УЗ-преобразователя, которая называется *апертурой*, и равна ей по размерам.

В *линейных* датчиках характерной является длина апертуры L (см. рисунок 2.1, в), т. к. именно она определяет ширину прямоугольной зоны обзора. Пример маркировки линейного датчика: 7,5 МГц / 42 мм.

В *конвексных датчиках* зона обзора определяется двумя характерными размерами – длиной дуги H (иногда ее хорды), соответствующей выпуклой рабочей части, и угловым размером сектора сканирования α в градусах (см. рисунок 2.1, г). Пример маркировки конвексного датчика: 3,5 МГц/60°/60 мм. Реже для маркировки используется радиус R кривизны рабочей поверхности, например: 3,5 МГц / 60R (радиус – 60 мм).

В *микроконвексных* датчиках характерным является R – радиус кривизны рабочей поверхности (апертуры), иногда дополнительно дается угол дуги α , определяющий угловой размер сектора обзора (см. рисунок 2.1, д). Пример маркировки: 3,5 МГц / 20R (радиус – 20 мм).

Для *фазированного* секторного датчика дается угловой размер сектора электронного сканирования в градусах. Пример маркировки: 3,5 МГц / 90°.

Основные электрические и акустические параметры датчиков:

- коэффициент преобразования K ;
- амплитудно-частотная характеристика (АЧХ);
- частота максимума преобразования f ;
- полоса пропускания Δf ;
- электрический импеданс Z ;
- диаграмма направленности P ;
- угол ввода β между нормалью к поверхности, на которой установлен ПЭП, и его акустической осью.

2.2 Приборы и оборудование

Оборудование для проведения лабораторной работы включает: ультразвуковой прибор; иммерсионную ванну с механизмом перемещения; набор ПЭП различных типов и их конструктивных элементов.

2.3 Порядок выполнения работы

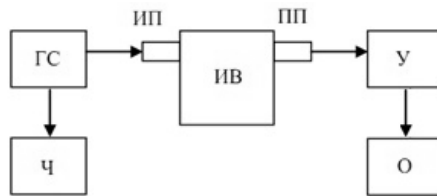
1 Изучить конструктивные и другие особенности ультразвуковых преобразователей.

2 Изучить основные параметры ПЭП и методы их измерения.

3 Собрать установку для измерения АЧХ преобразователя (рисунок 2.2). Измерить АЧХ преобразователя.

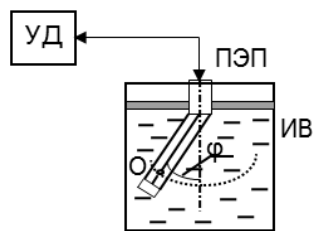
4 Собрать установку для измерения диаграммы направленности прямого преобразователя (рисунок 2.3). Измерить характеристики диаграммы направленности прямого преобразователя.

5 Собрать установку для измерения диаграммы направленности наклонного преобразователя (рисунок 2.4). Измерить характеристики диаграммы направленности наклонного преобразователя.



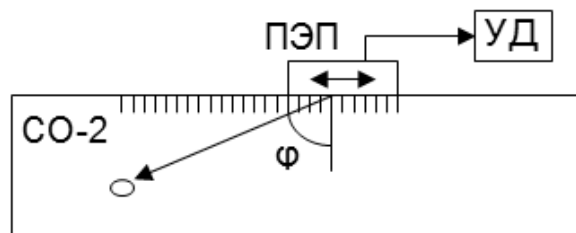
ГС – генератор сигналов; Ч – частотомер; ИП – излучающий пьезопреобразователь; ПП – приемный пьезопреобразователь; ИВ – иммерсионная ванна; У – усилитель; О – осциллограф

Рисунок 2.2 – Установка для определения АЧХ преобразователя



УД – ультразвуковой дефектоскоп; О – ненаправленный отражатель; ИВ – иммерсионная ванна

Рисунок 2.3 – Установка для определения диаграммы направленности прямого преобразователя



УД – ультразвуковой дефектоскоп

Рисунок 2.4 – Установка для определения диаграммы направленности наклонного преобразователя

2.4 Содержание отчета

Отчет по лабораторной работе должен содержать: цель работы; обобщенную структурную схему преобразователя; результат измерения АЧХ и графическую интерпретацию измеренного параметра; результаты измерения диаграммы направленности преобразователей; выводы.

Контрольные вопросы

- 1 Какие типы преобразователей используются в биомедицинской технике?
- 2 Опишите конструктивные особенности и принцип действия ПЭП.
- 3 Как маркируются медицинские датчики?
- 4 Перечислите основные параметры ПЭП.
- 5 Какие методы применяют для измерения параметров ПЭП?

3 Исследование акустических характеристик жидких сред и биоматериалов

Цель работы: изучить основные методы измерения скорости и затухания ультразвуковых волн в жидкостях и биоматериалах; изучить основные методы измерения коэффициентов прохождения и отражения ультразвуковых волн от различных материалов; измерить скорость распространения, затухание ультразвуковых волн в различных жидкостях и биоматериалах; измерить коэффициенты отражения и преломления ультразвуковых волн от различных материалов.

3.1 Основные теоретические положения

3.1.1 Измерение скорости распространения ультразвуковых волн.

Одной из важных характеристик любых волн является скорость распространения – расстояние, проходимое ими за единицу времени. Численные значения скоростей волн разной природы могут сильно отличаться. Например, скорость волн метровой длины на поверхности воды составляет около 1 м/с, скорость акустических волн в жидкостях имеет порядок 10^3 м/с, а скорость света в вакууме равна $3 \cdot 10^8$ м/с. Величина скорости волны определяется конкретным физическим механизмом поддержания волнового движения и поэтому служит важным диагностическим параметром при исследовании сред [1].

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. Оптические методы позволяют измерить скорость волн на гиперзвуковых частотах вплоть до $10^{11} \dots 10^{12}$ Гц.

Рассмотрим наиболее распространённые методы измерения скорости звука.

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

$$u(x, t) = U(x - ct), \quad (3.1)$$

где x – координата вдоль направления распространения волны;

c – скорость распространения волны;

t – время распространения волны.

Это уравнение можно переписать в следующем виде:

$$u(x, t) = F(t - t_{\text{зад}}), \quad (3.2)$$

где $t_{\text{зад}}$ – время задержки, т. е. время, которое волна затрачивает на прохождение расстояния x ,

$$t_{\text{зад}} = \frac{x}{c}. \quad (3.3)$$

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 Φ между сигналами источника и приёмника не зависит от времени и является весьма простой функцией расстояния и частоты:

$$\Phi(x, t) = \varphi(0, t) - \varphi(x, t) = kx = \frac{2\pi}{c} fx. \quad (3.4)$$

Из формулы (3.4) видно, что разность фаз Φ 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:

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

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

3.1.2 Методы и средства измерения затухания упругих волн.

При оценке затухания УЗ-волн в различных средах наиболее серьезную проблему представляет определение коэффициента поглощения α , который зависит от свойств и состояния вещества, его молекулярной структуры и, как правило, не может быть вычислен теоретически. Поэтому данные по значению α получают экспериментально.

Наиболее распространены следующие методы измерения коэффициента поглощения:

- интерферометрические, с помощью которых оцениваются различные взаимодействия звуковых волн в исследуемом веществе на различных расстояниях от источника;
- резонансные, основанные на оценке взаимодействия волн в исследуемом веществе на различных частотах;
- реверберационные, определяющие время затухания звуковой энергии в ограниченном объеме;
- импульсные, позволяющие сравнивать амплитуды сигналов, прошедших различные расстояния в веществе.

Импульсные методы измерения. Эти методы основаны на определении звукового давления в двух точках пространства по пути распространения звука:

$$\alpha = \frac{20 \lg \frac{P_{l_1}}{P_{l_2}}}{(l_2 - l_1)} = \frac{\Delta A}{l_2 - l_1}, \quad (3.5)$$

где P_{l_1} , P_{l_2} – давления на расстояниях l_1 и l_2 от источника.

3.1.3 Определение коэффициентов отражения и поглощения.

При падении волны на поверхность раздела двух сред в общем случае часть энергии проходит во вторую среду, а часть отражается в первую. Если ультразвуковая волна падает перпендикулярно на границу раздела двух сред, то проходящая и отраженная волны будут того же типа, что и падающая.

Распределение энергии между отраженной и прошедшей волнами определяется соотношением удельных акустических сопротивлений z_1 и z_2 . При равенстве акустических сопротивлений (т. е. $z_1 = z_2$) ультразвуковая волна проходит во вторую среду практически без потерь, не отражаясь. Чем больше разность акустических сопротивлений, тем больше интенсивность отраженной волны.

Для нахождения распределения энергии между отраженной и прошедшей волнами вводятся понятия коэффициента отражения и прохождения.

Коэффициент отражения R – отношение интенсивности отраженной волны к падающей. Он показывает, какая часть падающей волны отражается в первую среду:

$$R = \frac{J_{\text{отп}}}{J_{\text{пад}}} = \frac{(z_1 - z_2)^2}{(z_1 + z_2)^2}. \quad (3.6)$$

Коэффициент прохождения (прозрачности) D – это отношение интенсивности прошедшей волны к падающей. Он показывает, какая часть падающей ультразвуковой волны прошла во вторую среду:

$$D = \frac{J_{\text{прошед}}}{J_{\text{пад}}} = \frac{4z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2}. \quad (3.7)$$

3.2 Приборы и оборудование

Оборудование для проведения лабораторной работы включает: ультразвуковой прибор; иммерсионную ванну с пьезоэлектрическими преобразователями; исследуемые жидкости и образцы.

3.3 Порядок выполнения работы

- 1 Изучить основные методы измерения скорости, затухания ультразвуковых волн и коэффициентов отражения и прохождения.
- 2 Собрать экспериментальную установку.
- 3 Определить скорости распространения ультразвуковых волн в различных средах. Результаты измерений занести в таблицу.
- 4 Определить затухание ультразвуковых волн в различных средах. Результаты измерений занести в таблицу.
- 5 Определить коэффициенты отражения и прохождения ультразвуковых волн для различных материалов. Результаты измерений занести в таблицу.

3.4 Содержание отчета

Отчет по лабораторной работе должен содержать: цель работы; схему установки для проведения измерений; результаты измерения скорости ультразвуковых волн; результаты измерения затухания и коэффициентов отражения и прохождения; выводы.

Контрольные вопросы

- 1 Какие существуют способы измерения скорости ультразвуковых волн?
- 2 На чем основано измерение затухания ультразвуковых волн?
- 3 Что такое коэффициенты отражения и прохождения? От каких характеристик среды они зависят?
- 4 От каких характеристик среды зависит скорость распространения ультразвуковых волн?

4 Изучение принципов формирования эхоизображений при различных режимах работы сканера

Цель работы: изучить основные принципы формирования эхоизображений при различных режимах работы сканера SIUI CTS-8800.

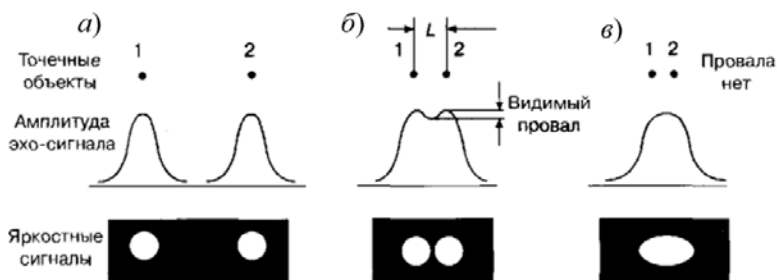
4.1 Основные теоретические положения

Качество изображения и диагностическая информативность УЗ-прибора зависят от его аппаратурных возможностей и определяются рядом технических характеристик, основными из которых являются следующие [3, 4].

4.1.1 Пространственная разрешающая способность (разрешение).

Служит важнейшей характеристикой прибора, т. к. от нее зависит способность различать малые объекты и структуры, близко расположенные друг к другу. В качестве меры разрешающей способности принимается минимальное расстояние между двумя малыми отражающими объектами, при котором, наблюдая изображение на экране, можно их видеть раздельно, т. е. принять решение о наличии двух элементов.

На практике для определения минимального расстояния различимости используется классический критерий, при котором полагается, что точечные объекты разрешаются (т. е. воспринимаются раздельно), если в суммарном сигнале от них есть провал (двугорбость) (рисунок 4.1).



а – хорошее разрешение; б – предельное разрешение; в – разрешения нет

Рисунок 4.1 – Определение разрешающей способности

Применительно к УЗ-системам получения изображения следует различать *продольную разрешающую способность* и *поперечную разрешающую способность*.

О *продольной разрешающей способности* говорят, когда точечные отражатели находятся в одном УЗ-луче и изменяется их взаимное положение вдоль оси луча. Эхосигналы от элементарных отражателей а и б разрешаются, если огибающие этих сигналов пересекаются на достаточно низком уровне (см. рисунок 4.1, а, б).

Для получения более высокой продольной разрешающей способности желательно использовать более короткие зондирующие сигналы.

О *поперечной разрешающей способности* говорится в случае, когда точечные отражатели располагаются на одной глубине или на линии, перпендикулярной осям УЗ-лучей.

Поперечная разрешающая способность определяется расстоянием между лучами и ухудшается с увеличением этого расстояния. Располагая лучи ближе друг к другу в процессе сканирования, т. е. повышая плотность лучей, можно улучшить поперечную разрешающую способность. При этом ширина лучей должна быть меньше или того же порядка, что и расстояние между их осями, только тогда будет достигнут эффект улучшения разрешающей способности.

Вместе эти две величины характеризуют пространственную разрешающую способность, которая непосредственно связана с таким понятием, как зернистость изображения.

4.1.2 Чувствительность.

Наряду с разрешающей способностью чувствительность является важнейшей характеристикой, определяющей диагностическую эффективность УЗ-сканера. Чувствительностью называется способность обнаруживать и наблюдать малые элементы структуры на фоне мешающих сигналов (помех) и собственных шумов системы. Любая электронная система, принимающая и отображающая сигналы, подвержена влиянию внешних помех (от посторонних источников), внутренних помех (так называемых «наводок» на приемные цепи от других блоков системы) и, самое главное, собственных тепловых шумов приемного тракта, вызванных хаотическими движениями носителей электрического заряда в проводниках; интенсивность этих движений зависит от температуры.

Особенно важна чувствительность прибора при работе на больших глубинах, где уровень полезных сигналов снижается вследствие затухания в биологических тканях. Поэтому чувствительность определяет максимальную рабочую глубину работы прибора, т. е. глубину, на которой еще обеспечивается уровень полезных сигналов, достаточный для их наблюдения.

4.1.3 Временная разрешающая способность.

Характеризует способность системы воспринимать и отображать с достаточной скоростью изменение акустических характеристик биологических структур во времени. Она особенно важна при исследовании работы сердца и сосудов в динамике. Временная разрешающая способность определяет возможность получать информацию о движущихся структурах в реальном времени и главным образом зависит от максимальной частоты кадров прибора в секунду. Так, для исследования работы сердечно-сосудистой системы в динамике частота кадров должна быть не менее 16...20 Гц (1/с).

4.2 Приборы и оборудование

Оборудование для проведения лабораторной работы включает ультразвуковой сканер SIUI CTS-8800.

4.3 Порядок выполнения работы

- 1 Изучить основные принципы формирования эхоизображений.
- 2 Провести оценку качества эхоизображений в зависимости от глубины и частоты для различных режимов работы сканера.

4.4 Содержание отчета

Отчет по лабораторной работе должен содержать: цель работы; описание принципа формирования изображения в одном из режимов работы сканера; выводы.

Контрольные вопросы

- 1 Что такое разрешающая способность ультразвукового сканера?
- 2 Что такое чувствительность ультразвукового сканера?
- 3 Опишите назначение каждого блока ультразвукового сканера.
- 4 Назовите основные принципы формирования изображения ультразвуковым сканером.
- 5 Опишите процесс формирования изображения в одном из режимов работы.

5 Изучение аппаратов ультразвуковой терапии, настройка и режимы работы

Цель работы: изучить основные методы применения ультразвуковой терапии и механизмы воздействия ультразвука на организм человека; изучить устройство, основные режимы работы и настройку аппаратов ультразвуковой терапии.

5.1 Основные теоретические положения

Ультразвуковая терапия (УЗТ) – применение высокочастотных ультразвуковых волн (механических колебаний) в лечебно-профилактических целях [4, 5].

Ультразвуковые волны создают механические колебания в жировых тканях, за счет чего ускоряются обменные процессы, периферическое и местное кровообращение. Под влиянием ультразвуковых волн также уменьшаются воспаления, боли, зуд и отеки.

В физиотерапевтической практике используют ультразвуковые колебания частотой от 800 до 3000 кГц, в ультразвуковой хирургии – от 20 до 100 кГц.

Дозирование осуществляется по интенсивности ультразвука, длительности воздействия, а также по режиму генерации ультразвука (непрерывный, импульсный). Интенсивность ультразвука до $0,4 \text{ Вт} / \text{см}^2$ считается низкой, в пределах $0,5 \dots 0,8 \text{ Вт} / \text{см}^2$ – средней, $0,9 \dots 1 \text{ Вт} / \text{см}^2$ и более – высокой. Как правило, в лечебных целях используют ультразвук интенсивностью не выше $1 \text{ Вт} / \text{см}^2$. В непрерывном режиме генерируется поток ультразвуковых волн на протяжении всего времени воздействия. Импульсный режим предусматривает применение импульсов ультразвука с частотой 50 Гц и длительностью 2,4 и 10 мс.

Поглощение ультразвука патологическими тканями зависит от их акустических свойств и частоты ультразвуковых колебаний. Интенсивность ультразвука частотой 800...900 кГц уменьшается примерно вдвое в мягких тканях на глубине 4...5 см, а при частоте около 3000 кГц – на глубине 1,5...2 см. Жировая ткань поглощает ультразвук примерно в 4 раза сильнее, чем кровь, мышечная – в 10 раз, а костная – в 75 раз. Наиболее сильное поглощение ультразвука наблюдается на границе тканей, обладающих разными акустическими свойствами (кожа – подкожная клетчатка, фасция – мышца, надкостница – кость). Поглощение ультразвука заметно меняется при изменении состояния ткани в связи с развитием в ней патологического процесса (отек, инфильтрация, фиброз и др.).

Первичный эффект действия ультразвука проявляется влиянием на тканевые и внутриклеточные процессы; изменение процессов диффузии и осмоса, проницаемости клеточных мембран, интенсивности протекания ферментативных процессов, окисления, кислотно-щелочного равновесия, электрической активности клетки. В тканях под влиянием ультразвука активируются обменные процессы, увеличивается содержание нуклеиновых кислот и стимулируются процессы тканевого дыхания.

В физиотерапии широко применяется метод фонофореза (ультрафонофореза, сонофореза) лекарственных средств, объединяющий действие двух агентов: физического фактора (т. е. ультразвука) и химического (лекарственного препарата), вводимого в организм с его помощью. Под действием ультразвука лекарственное средство проникает в эпидермис, откуда диффундирует в кровь и лимфу.

Для обеспечения акустического контакта с ультразвуковой головкой аппарата кожу в области воздействия перед процедурой смазывают контактным веществом (вазелиновым, растительным маслом, лекарственной смесью). Воздействие на кисти, стопы, лучезапястные, локтевые, голеностопные суставы проводят, погрузив их в ванночку с водой (температура воды – $32^\circ\text{C} \dots 36^\circ\text{C}$).

Обычно применяют так называемую лабильную методику воздействия, при которой ультразвуковую головку медленно перемещают по коже; при проведении процедуры в воде соответствующие движения излучателем проводят на расстоянии 1...2 см от поверхности кожи. Иногда применяют так называемую стабильную методику, при которой ультразвуковая головка на протяжении всего периода воздействия неподвижна относительно облучаемого участка.

Ультразвуковое воздействие осуществляют на соответствующие участки поверхности тела (так называемые поля) площадью $150 \dots 250 \text{ см}^2$ каждый. При

первых процедурах воздействуют на 1–2 поля, при хорошей переносимости начиная с третьей-четвертой процедуры количество полей можно увеличить до 3–4. Продолжительность воздействия на одно поле составляет от 2...3 до 5...10 мин, а длительность всей процедуры – не более 12...15 мин. Процедуры проводят ежедневно или через день, на курс назначают от 6 до 12 процедур.

Противопоказаниями для проведения УЗТ являются болезни крови, острые воспалительные процессы, психические заболевания, тяжелые формы неврозов, выраженный церебральный атеросклероз, диэнцефальные кризы, ишемическая болезнь сердца с наличием стенокардии, инфаркт миокарда, гипертоническая болезнь выше II А стадии, вегетативная дистония с наличием артериальной гипотензии, выраженные проявления сердечно-сосудистой и легочно-сердечной недостаточности, тиреотоксикоз, тромбофлебит, склонность к кровотечениям, новообразования.

5.2 Приборы и оборудование

Оборудование для проведения лабораторной работы включает: аппараты для ультразвуковой терапии SONOPULSIII и ВИТАФОН-2; аппарат BTL-4000; аппарат ультразвуковой терапии S-03; ингалятор ультразвуковой AND UN-231; многофункциональный аппарат RV-1003.

5.3 Порядок выполнения работы

1 Изучить конструктивные особенности аппарата для ультразвуковой терапии SONOPULSIII, основные режимы работы. Провести настройку прибора для одного из режимов работы в ручном режиме и режиме предустановленных протоколов лечения (по заданию преподавателя).

2 Изучить конструктивные особенности, основные режимы работы и настройки аппаратов ВИТАФОН-2, BTL-4000, S-03, UN-231, многофункционального аппарата RV-1003, проверить работоспособность датчиков аппаратов (по заданию преподавателя).

Для проверки работоспособности датчика его следует повернуть излучающей поверхностью вверх и нанести на него 2–3 капли воды. Установить требуемую мощность возбуждения головки и наблюдать за появлением на поверхности излучателя легкой ряби или фонтанчика с разбрызгиванием капель воды. Время наблюдения – 5...10 с. По результатам наблюдения сделать выводы о качестве датчика. Возможна и вторая методика проведения таких испытаний. Датчик поместить в небольшой сосуд с водой так, чтобы направленная вверх излучающая поверхность была заглублена на 5...20 мм. Если лечебная головка не герметизирована полностью и исключает ее полное погружение в воду, то можно использовать контейнер с доньшком из тонкой латексной резины или с тонким (менее 50 мкм) пластиковым (например, из полиэтилена) доньшком. Необходимо плотно, через ультразвуковой гель, прижать головку излучающей поверхностью снизу к доньшку сосуда. Включив

аппарат (в непрерывном режиме) на максимальную мощность P_m или интенсивность I_m , для исправной лечебной головки можно наблюдать:

- появление бугорка («холма») на поверхности воды, симметрично расположенного относительно оси излучающей поверхности головки;
- появление брызг, срывающихся с вершины «холма» на поверхности воды.

Затем следует уменьшить мощность возбуждения головки до того значения выходной мощности P_1 (или интенсивности I_1), когда исчезнут брызги с вершины водного «холма». Оценить высоту и геометрию водного «холма».

Постепенно уменьшая мощность возбуждения головки, определить значение выходной мощности P_2 (или интенсивности I_2), при котором исчезает не только «холм», но и рябь на поверхности жидкости.

5.4 Содержание отчета

Отчет по лабораторной работе должен содержать: цель работы; описание основных режимов работы для каждого из рассматриваемых приборов; результаты проверки работоспособности головок излучателей; выводы по работе.

Контрольные вопросы

- 1 На чем основано применение ультразвука для терапевтических целей?
- 2 Назовите конструктивные особенности и принцип действия аппаратов для ультразвуковой терапии.
- 3 Назовите основные режимы работы аппаратов для ультразвуковой терапии.
- 4 Как проводится проверка работоспособности датчиков для ультразвуковой терапии?

6 Изучение способов настройки сканера при различных режимах работы

Цель работы: изучить основные способы настройки сканера при различных режимах работы.

6.1 Основные теоретические положения

По функциональным возможностям и назначению можно выделить универсальные и специализированные УЗ-сканеры.

Универсальные приборы можно разделить на три основных типа в зависимости от используемых в них режимов работы [3, 4].

- 1 *Ультразвуковые сканеры.* Приборы, предназначенные прежде всего для получения двухмерного черно-белого акустического изображения.

Основные режимы работы (modes): В (или 2D) – двухмерное изображение; М (или ТМ) – одномерная яркостная эхограмма с разверткой во времени. Дополнительные режимы: В + В; В + М.

2 *Аппараты УЗИ со спектральным доплером.* Иногда они называются дуплексными приборами. Отличаются от обычных ультразвуковых сканеров тем, что дополнительно имеют возможность оценивать спектр скоростей кровотока доплеровским методом.

Основные режимы работы: В (2D); М (ТМ); D – спектральный анализ скоростей кровотока с использованием импульсно-волнового доплера (PW) и в ряде случаев непрерывно-волнового доплера (CW). Дополнительные режимы: В + В; В + М; В + D (дуплексный).

3 *Ультразвуковые системы с цветовым доплеровским картированием.* Иногда они называются приборами с цветовым доплером. Это приборы с максимальным количеством функций. Помимо режимов, которые имеются в сканерах со спектральным доплером, этот класс приборов имеет возможность отображения двумерного распределения скоростей кровотока, выделяемых цветом на двумерном серошкалаемом изображении тканей.

Основные режимы работы: В (2D); М (ТМ); D (PW и CW); CFM – цветное доплеровское картирование кровотока. Дополнительные режимы: В + В; В + М; В + D (дуплексный); В + D + CFM (триплексный).

Помимо перечисленных, могут использоваться специальные режимы: PD – энергетический доплер; TD – тканевый доплер; 3D – трехмерное изображение; тканевая (нативная) гармоника.

К группе специализированных ультразвуковых диагностических приборов относятся приборы достаточно ограниченного медицинского применения.

Рассмотрим основные режимы работы: режим В (2D), режим А и режим М.

Режим В (2D). Из всех возможных способов получения диагностической информации о биологических структурах с помощью ультразвука наибольшее распространение имеет способ получения двумерного изображения. При этом применяется периодическое излучение УЗ-импульсов во внутренние структуры организма и прием сигналов, отраженных акустическими неоднородностями структур. Совокупность принятых сигналов, называемых эхосигналами, позволяет построить акустическое изображение биологических тканей на специальном индикаторе (мониторе).

В общем виде структурная схема получения акустического изображения представлена на рисунке 6.1. Датчик (зонд) обеспечивает излучение УЗ-сигналов в определенных направлениях и прием отраженных эхосигналов с этих же направлений. Изменяя направление излучения-приема, датчик осуществляет сканирование, т. е. последовательный «просмотр» обследуемой области. Для того чтобы избежать потерь мощности УЗ-сигналов при прохождении через воздух, в котором затухание сигналов резко возрастает, между поверхностью обследуемого объекта (тела пациента) и рабочей поверхностью датчика наносится слой специального геля, хорошо проводящего ультразвук.

Излучение и прием УЗ-сигналов в процессе сканирования осуществляется периодически, при этом каждый раз в ограниченной области пространства, которая называется УЗ-лучом.

В начале очередного цикла сканирования устройство управления сканированием обеспечивает установку луча датчика в положение 1 (см. рисунок 6.1). Устройство передачи-приема сигналов формирует короткий передающий электрический импульс, который поступает на датчик. В датчике электрический импульс преобразуется в зондирующий акустический импульс, который излучается в направлении оси луча. За пределами луча 1 зондирующий импульс быстро уменьшается по мощности, и только в пределах границ луча его уровень достаточно велик. По мере движения в пределах луча зондирующий импульс уменьшается по мощности вследствие отражения, рассеяния и поглощения части его энергии.

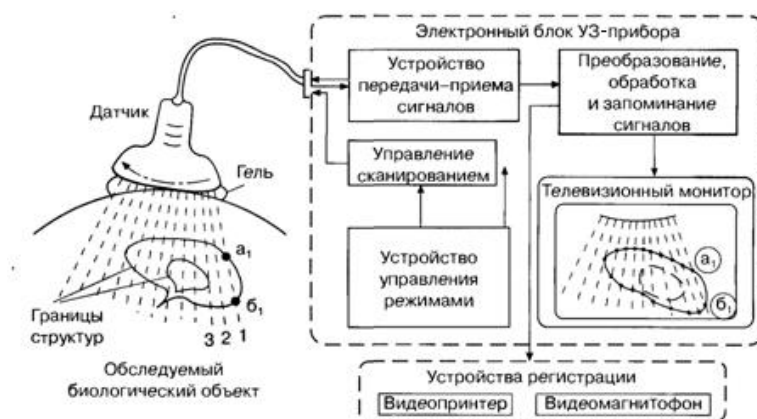


Рисунок 6.1 — Структурная схема получения двумерного изображения в УЗ-приборе

Сразу же по окончании излучения зондирующего импульса датчик вместе с устройством передачи-приема переходит из режима передачи в режим приема сигналов. При этом можно говорить о приемном луче датчика, определяющем пространственную область, в которой датчик имеет максимальную чувствительность на прием.

Если на пути зондирующего импульса, который продолжает свое путешествие в границах передающего луча, встречаются акустические неоднородности, часть мощности зондирующего импульса в виде эхосигналов отражается в различных направлениях, в том числе и в направлении на датчик. Если приемный луч такой же ширины, как и передающий, это позволяет практически исключить прием эхосигналов из области за пределами общих границ лучей.

Эхосигналы от неоднородностей в пределах границ лучей при достаточном уровне отражения принимаются датчиком, преобразуются в электрические импульсы и, после усиления в устройстве передачи-приема, поступают в устройство преобразования, обработки и запоминания сигналов. На выходе этого устройства формируются сигналы в виде, позволяющем отображать их на телевизионном мониторе. Эхосигналы отображаются в виде яркостных отметок на невидимой линии, соответствующей оси УЗ-луча 1. Информация в виде яркостных отметок вдоль осей называется акустическими строками.

Яркость отметок на акустических строках соответствует амплитуде принятых эхосигналов.

Точно так же, как и для луча 1, осуществляется излучение и прием сигналов в следующем зондировании в направлении луча 2. Ось луча 2 отстоит от оси луча 1 на расстоянии, соизмеримом с шириной луча. При этом принимаются эхосигналы от неоднородностей, находящихся в границах луча 2. Таким же образом осуществляется зондирование в лучах 3, 4 и т. д. до последнего луча n . Оси всех лучей находятся в одной плоскости, которая называется плоскостью сканирования. Все эхосигналы, принятые и преобразованные прибором, отображаются на телевизионном мониторе на акустических строках, каждая из которых соответствует своему лучу. В результате образуется яркостное изображение, отсюда и название В-режим (от слова brightness – яркость). Другое обозначение для В-режима – 2D-режим (от слова two-dimensional – двухмерный).

А-режим. Это самый простой вид отображаемой информации, для получения которого не требуется сканирование. Зондирование осуществляется при неизменном направлении акустического луча, и на экране монитора отображается А-эхограмма в виде амплитудных значений эхосигналов от неоднородностей, находящихся на различных глубинах в пределах луча.

А-эхограмма и соответствующий ей А-режим работы получили свое обозначение от слова *amplitude* (амплитуда). Амплитуды фиксируются на экране как функции времени t или глубины L , что позволяет информировать исследователя не только о глубине расположения структур, но и об уровне эхосигналов от них.

М-режим. М-режим работы используется для регистрации изменения пространственного положения подвижных структур во времени. Отсюда и название режима – от слова *motion* – движение (иногда ТМ – от слов *time motion* – движение во времени). Наиболее часто режим используется для исследования движения структур сердца.

В М-режиме зондирование периодически повторяется в одном и том же направлении акустического луча. При формировании М-эхограммы в каждом зондировании амплитудная информация об эхосигналах с различных глубин отображается в виде отметок различной яркости вдоль вертикальной линии на экране (акустической строки). Следующему зондированию соответствует своя линия, расположенная правее предыдущей, и в процессе перемещения столбца с каждым новым зондированием формируется двухмерная М-эхограмма. Положение яркостных отметок по вертикали пропорционально глубине отражающей структуры (например, сердечного клапана). На горизонтальной оси меняются моменты зондирования ($t_1, t_2 \dots$ и т. д.), каждому из которых соответствует новое положение подвижных структур.

Как правило, используются следующие режимы отображения М-эхограммы на экране прибора: М – режим отображения только М-эхограммы; В + М – режим одновременного отображения двухмерной В-эхограммы и М-эхограммы.

6.2 Приборы и оборудование

Оборудование для проведения лабораторной работы включает: ультразвуковой сканер SIUI CTS-8800 с различными датчиками.

6.3 Порядок выполнения работы

1 Изучить основные режимы работы ультразвукового сканера в соответствии с технической документацией на сканер.

2 Изучить методы настройки ультразвукового сканера с использованием различных датчиков.

6.4 Содержание отчета

Отчет по лабораторной работе должен содержать: цель работы; основные режимы работы сканера; пример настройки сканера в одном из режимов работы; выводы по работе.

Контрольные вопросы

1 Как можно классифицировать УЗ-сканеры?

2 В каких основных режимах могут работать ультразвуковые сканеры?

3 Как происходит формирование изображения при работе сканера в В-режиме?

4 Как происходит формирование изображения при работе сканера в А-режиме и М-режиме работы?

Список литературы

1 Неразрушающий контроль: справочник: в 7 т. / под общ. ред. В. В. Клюева. – М.: Машиностроение, 2004. – Т. 3: Ультразвуковой контроль. – 864 с.: ил.

2 Ультразвуковые пьезопреобразователи для неразрушающего контроля / под ред. И. Н. Ермолова. – М.: Машиностроение, 1986. – 280 с.: ил.

3 **Осипов, Л. В.** Ультразвуковые диагностические приборы: практ. рук. для пользователей / Л. В. Осипов. – М. : Видар, 1999. – 256 с.

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

5 Источники и первичные преобразователи для приборов неразрушающего контроля / В. И. Борисов, А. П. Магилинский, В. А. Новиков [и др.]. – Могилев: Бел.-Рос. ун-т, 2019. – 320 с.