

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

**Федеральное государственное бюджетное образовательное**

**учреждение высшего образования**

**«УЛЬЯНОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

**ИНЖЕНЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЙ ФАКУЛЬТЕТ ВЫСОКИХ ТЕХНОЛОГИЙ**

**Кафедра физических методов в прикладных исследованиях**

***Ю. Н. Зубков, Т. М. Семенцова***

# **МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА**

## **ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ**

*Учебное пособие*

**Ульяновск**

**2018**

**УДК 53(076.5)**  
**ББК 22.3**  
**3-91**

*Печатается по решению Ученого совета  
инженерно-физического факультета высоких технологий  
Ульяновского государственного университета  
(протокол № 5 от 18 декабря 2018 г.)*

**Рецензенты:**

профессор кафедры радиофизики и электроники УлГУ, д.ф.-м.н. **Д. И. Семенцов**;  
ведущий научный сотрудник УФИРЭ им. В.А. Котельникова РАН, д.ф.-м.н.  
**О. В. Иванов**

**Зубков Ю. Н.**

**3-91**      **Медицинская физика. Лабораторный практикум** : учеб. пособие / Ю. Н. Зубков, Т. М. Семенцова. – Ульяновск : УлГУ, 2018. – 180 с.

В практикум включены необходимые материалы для самостоятельной подготовки по теории вопроса, описаны приборы и экспериментальные установки, порядок проведения измерений, методика оценки погрешностей при выполнении работ. Лабораторные работы носят учебно-исследовательский характер и способствуют формированию навыков исследовательской работы у студентов.

Учебное пособие отвечает требованиям программы по физике для студентов медицинских специальностей, а также может быть использовано для студентов биологических и экологических специальностей.

**УДК 53(076.5)**  
**ББК 22.3**

## СОДЕРЖАНИЕ

|                                                                                                                                                       |            |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>Введение</b> .....                                                                                                                                 | <b>4</b>   |
| <b>Правила поведения в физической лаборатории</b> .....                                                                                               | <b>5</b>   |
| <b>Порядок работы в физической лаборатории</b> .....                                                                                                  | <b>6</b>   |
| <b>Лабораторные работы</b> .....                                                                                                                      | <b>7</b>   |
| <i>Лабораторная работа № 1. Точное взвешивание</i> .....                                                                                              | 7          |
| <i>Лабораторная работа № 2. Изучение электрических свойств биологических тканей</i> .....                                                             | 20         |
| <i>Лабораторная работа № 3. Определение коэффициента вязкости жидкостей</i> .....                                                                     | 29         |
| <i>Лабораторная работа № 4. Измерение артериального давления крови методом Короткова</i> .....                                                        | 41         |
| <i>Лабораторная работа № 5. Обратный маятник</i> .....                                                                                                | 46         |
| <i>Лабораторная работа № 6. Определение соотношения <math>C_P / C_V</math> и скорости звука в воздухе методом акустического резонанса</i> .....       | 54         |
| <i>Лабораторная работа № 7. Определение области слышимости уха методом порогов</i> .....                                                              | 65         |
| <i>Лабораторная работа № 8. Определение удельной теплоемкости и удельной теплоты парообразования воды, проверка уравнения теплового баланса</i> ..... | 73         |
| <i>Лабораторная работа № 9. Измерение удельного сопротивления тонкого провода</i> .....                                                               | 82         |
| <i>Лабораторная работа № 10. Исследование биопотенциалов сердца с помощью электрокардиографа</i> .....                                                | 87         |
| <i>Лабораторная работа № 11. Изучение биологического микроскопа и методов измерения малых объектов</i> .....                                          | 96         |
| <i>Лабораторная работа № 12. Определение концентрации сахара при помощи сахариметра</i> .....                                                         | 110        |
| <i>Лабораторная работа № 13. Определение показателя преломления жидкостей при помощи рефрактометра</i> .....                                          | 120        |
| <i>Лабораторная работа № 14. Фотоэлектрический метод определения концентрации растворов</i> .....                                                     | 130        |
| <i>Лабораторная работа № 15. Изучение свойств излучения полупроводникового лазера</i> .....                                                           | 138        |
| <i>Лабораторная работа № 16. Изучение физических основ высокочастотной терапии</i> .....                                                              | 150        |
| <b>Математическая обработка результатов измерений и представление экспериментальных данных</b> .....                                                  | <b>164</b> |
| <b>Библиографический список</b> .....                                                                                                                 | <b>179</b> |

## ВВЕДЕНИЕ

Развитие медицинской науки и практики здравоохранения в последние годы характеризуется возрастанием роли современных методов исследования и диагностики, разнообразием электронной аппаратуры, широким внедрением вычислительной техники. Все это повышает требования к уровню физико-математической и технической подготовки будущего врача, умениям и навыкам проводить исследования, определять достоверность полученного результата, делать правильные выводы.

Предлагаемый лабораторный практикум создавался в рамках программы по физике для студентов первого курса медицинских специальностей. В пособие включены лабораторные работы из разных разделов физики и биофизики с использованием физического и медицинского оборудования. Выполнение каждой работы осуществляется за 2 часа учебного времени в лаборатории. Подавляющее большинство работ носит исследовательский характер или связано с изучением принципов работы медицинской аппаратуры, современных методов исследования. В работах приведено довольно подробное описание приборов, входящих в состав установок. Это сделано для того, чтобы будущий врач мог научиться пользоваться прибором, изучив техническую документацию прибора.

Практикум по физике предполагает значительную самостоятельную работу как на этапе предварительной подготовки к работе, так и при выполнении работы, ее оформлении и проведении расчетов. Выполнение таких работ создает благоприятные условия для формирования умений и навыков исследовательской работы у студентов, осуществление творческого подхода к решению поставленных в работе задач. Практикум является специализированным, он предназначен для профессиональной подготовки специалистов в области медицины и фармакологии, но может быть использован для подготовки инженеров-экологов и студентов других специальностей.

## **ПРАВИЛА ПОВЕДЕНИЯ В ФИЗИЧЕСКОЙ ЛАБОРАТОРИИ**

В физическую лабораторию студент-медик должен прийти в форме: халат, шапочка (косынка). При входе в лабораторию необходимо на специально отведенном месте оставить принесенные с собой вещи (портфель, сумку, пакет). На рабочее место следует брать только то, что необходимо для выполнения работы: рабочую тетрадь, миллиметровую бумагу, ручку, карандаш, линейку, калькулятор. Перед тем, как приступить к выполнению лабораторно-практических занятий, каждый студент обязан пройти инструктаж по технике безопасности. В лаборатории необходимо строго соблюдать требования техники безопасности, поскольку оборудование лаборатории подключено к электрической сети напряжением 220 В.

Прежде чем проводить измерения, изучите схему и устройство экспериментальной установки, выясните назначение органов управления. Внимательно изучите правила пользования приборами, входящими в данную установку. Собранную электрическую схему не подключайте к источнику тока до проверки ее преподавателем или инженером лаборатории. На проведение экспериментальных исследований необходимо получить разрешение преподавателя или инженера лаборатории. Если в процессе выполнения работы возникают вопросы или затруднения, то следует обратиться к преподавателю для их разрешения. После проведения измерений экспериментальную установку необходимо отключить от источника тока. Окончив выполнять работу, покажите экспериментальные результаты преподавателю, а рабочее место приведите в первоначальное состояние. Покинуть лабораторию можно только с разрешения преподавателя.

Во время учебного процесса в физической лаборатории запрещается создавать шум, мешающий другим студентам выполнять работу, ходить по лаборатории, заниматься посторонними делами, пользоваться приборами или измерительными устройствами, не входящими в состав вашей экспериментальной установки.

## **ПОРЯДОК РАБОТЫ В ФИЗИЧЕСКОЙ ЛАБОРАТОРИИ**

При постановке всех физических опытов студенты должны соблюдать правила техники безопасности. Невнимательность, незнание правил техники безопасности могут повлечь за собой несчастные случаи.

**Лица, не прошедшие инструктаж по соблюдению правил техники безопасности, к работе в лаборатории не допускаются.**

В начале семестра составляется и вывешивается на стенде лаборатории график выполнения работ на весь семестр для данной специальности. Студент должен заранее знать тему своей лабораторной работы и подготовиться к ней, используя методическое руководство и другую указанную в нем литературу. Перед выполнением каждой лабораторной работы необходимо пройти собеседование с преподавателем и получить разрешение (допуск) на ее выполнение. Допуск фиксируется в специальном журнале учета лабораторных занятий, который хранится в учебной лаборатории.

Приступать к выполнению лабораторных работ без разрешения преподавателя или инженера лаборатории категорически запрещается.

После выполнения эксперимента, обработки, анализа полученных результатов и ответа на контрольные вопросы преподаватель в журнале регистрирует факт выполнения лабораторной работы (зачет).

### **Этапы выполнения лабораторной работы**

Выполнение каждой лабораторной работы, предусматривает следующие этапы:

1. Теоретическая подготовка – изучение описания лабораторной работы в целях ознакомления с методикой измерения и порядком выполнения работы.

2. Допуск к выполнению работы – проверка преподавателем теоретической подготовки студента. Для допуска студент предоставляет конспект лабораторной работы, требования к которому рассмотрены в пункте 3.

3. Наблюдения и измерения. Главная часть эксперимента требует от студента знания методов измерений, должного внимания и аккуратности при снятии показаний и записи результатов измерений.

4. Обработка результатов измерений – представление результатов в наглядной форме и их математическая обработка.

5. Отчет о выполнении работы – оформляется индивидуально каждым студентом согласно требованиям, изложенным в пункте 4.

6. Защита выполненной работы – представление преподавателю результатов эксперимента, обработанных в отчете.

# Лабораторная работа № 1

## ТОЧНОЕ ВЗВЕШИВАНИЕ

**Цель работы:** изучить методы определения веса тел с помощью технических весов рычажного типа и электронных весов.

**Приборы и материалы:** технические весы, разновесы, набор тел, электронные весы ЛВ-210-А.

### 1.1. Теоретическая часть

#### 1.1.1. Масса и вес

Масса – это физическая величина, являющаяся мерой **инерции тела**. Под инерцией понимается свойство тел сохранять состояние покоя или равномерного прямолинейного движения при отсутствии внешних сил. Масса является одной из основных характеристик тел, она зависит от их размера и природы вещества. Масса характеризует не только инерцию, но и **гравитационные свойства** – сила притяжения между двумя телами пропорциональна массам. Кроме того, масса определяет запас энергии материального тела:

$$E = mc^2,$$

где  $c$  – скорость света, равная  $3 \cdot 10^8$  м/с.

Величина массы может быть определена по различным ее проявлениям (инерция, тяготение) путем сравнения с массой эталонного тела, произвольно принятой за единицу.

Под **весом** понимают **силу**, с которой тело вследствие тяготения к Земле действует на опору (или подвес). Вес тела, находящегося на поверхности Земли, есть равнодействующая двух сил – силы тяготения, направленной к центру Земли, и центробежной силы инерции, обусловленной вращением Земли вокруг оси (рис. 1.1). Сила тяготения, действующая на тело массой  $m$ , определяется на основании закона всемирного тяготения:

$$F = \gamma \frac{mM_3}{R^2}, \quad (1.1)$$

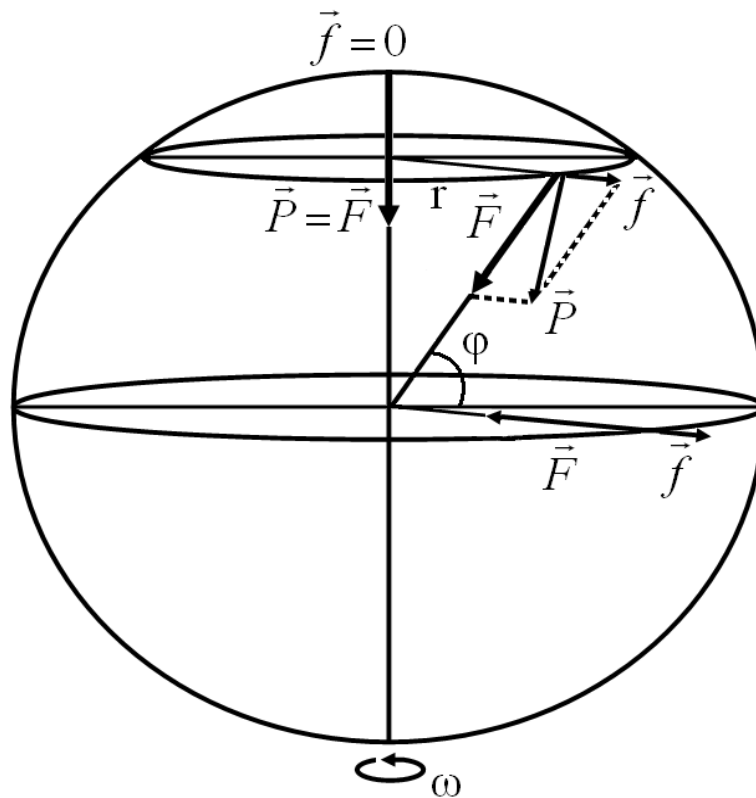
где  $\gamma$  – гравитационная постоянная,  $M_3$  – масса Земли,  $R$  – радиус Земли.

Поскольку центробежная сила инерции равна по модулю

$f = m \frac{v^2}{r} = m \omega^2 r$ , где  $r$  – расстояние от оси вращения Земли до тела, находящегося на широте Земли  $\varphi$ , а  $\omega$  – угловая скорость вращения Земли. Зависимость  $r$  от широты определяется  $r = R \cos \varphi$ , следовательно, центробежная сила инерции меняется при изменении положения тела на поверхности планеты  $f = m \omega^2 R \cos \varphi$ . Вес тела равен

$$\vec{P} = \vec{F} + \vec{f}. \quad (1.2)$$

На полюсе вес тела наибольший и равен силе тяготения, на экваторе вес тела наименьший. Следует заметить, что  $\vec{F} \gg \vec{f}$ , поэтому практически тела притягиваются по нормали к земной поверхности и вес тела в зависимости от широты местности меняется незначительно.



**Рис. 1.1.** Сила тяжести и центробежная сила, действующая на разных широтах

Сила, действующая на тело, определяет либо изменение состояния движения тела, либо его деформацию, либо то и другое вместе. О силе можно говорить только в случае взаимодействия тел.



### 1.1.2. Принцип взвешивания на рычажных весах

Непосредственно сила, с которой данное тело притягивается к Земле, может быть определена при помощи пружинных весов. Абсолютное удлинение пружины  $\Delta l$  по закону Гука равно

$$\Delta l = \alpha F, \quad (1.3)$$

где  $F$  – деформирующая сила,  $\alpha$  – коэффициент пропорциональности.

В случае взвешивания деформирующей силой является вес тела, тогда

$$\Delta l = \alpha P. \quad (1.4)$$

Величина  $\Delta l$  пропорциональна весу тела. Пружина обычно снабжается указателем, скользящим вдоль шкалы, проградуированной в единицах веса.

Рассмотрим принцип действия технических весов. Они представляют собой рычаг первого рода (рис. 1.2), в котором расстояния от точек приложения сил до точек опоры равны друг другу (равноплечий рычаг). Поместим на левую чашу весов тело массой  $m_1$ . Для того чтобы восстановить равновесие, нужно на правую чашку накладывать разновесы до тех пор, пока стрелка не вернется в первоначальное положение ( $m_2$  – масса разновесов).

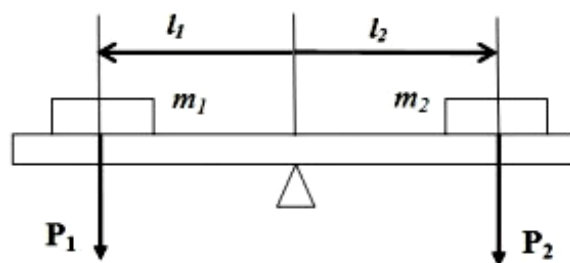


Рис. 1.2. Рычаг первого рода

На основании условия равновесия для моментов сил

$$\vec{P}_1 l_1 = \vec{P}_2 l_2, \quad (1.5)$$

где  $\vec{P}_1$  и  $\vec{P}_2$  соответственно веса тел – силы, действующие на левую и правую части рычага в точках опоры чашек весов,  $l_1$  и  $l_2$  – расстояния от этих точек до точки опоры коромысла. Так как весы равноплечные, т.е.  $l_1 = l_2$ , то при равновесии  $\vec{P}_1 = \vec{P}_2$ . Но  $\vec{P}_1 = m_1 \vec{g}$  и  $\vec{P}_2 = m_2 \vec{g}$ , значит  $m_1 = m_2$ .

Таким образом, при взвешивании тел на рычажных весах мы сравниваем силу, с которой масса взвешиваемого тела притягивается к Земле, с силой притяжения к Земле эталонной массы. Так как эталоном при этом является масса, то фактически взвешивание на рычажных весах сводится к определению массы. Но масса и вес тела связаны соотношением  $\vec{P} = m \vec{g}$ . Величина  $\vec{g}$  незначительно изменяется с изменением географической ши-

роты места и высоты над уровнем моря. Стандартное значение, принятое при построении систем единиц, составляет  $g = 9,80665$  м/с<sup>2</sup>. В соответствии с этим изменяется и вес тела. Так как в любой точке земной поверхности вес тел пропорционален их массам, а величина  $\vec{g}$  является величиной постоянной, то масса тела однозначно определяет и его вес. В этом смысле операцию сравнения масс, выполняемую на рычажных весах, можно называть взвешиванием.

### 1.1.3. Чувствительность весов

Чувствительностью весов  $\phi$  называется тангенс угла, на который отклоняется стрелка уравновешенных весов под действием добавочной силы  $\Delta P$ :

$$\phi = \frac{tg \alpha}{\Delta P}. \quad (1.6)$$

На чувствительность весов влияет степень нагруженности весов – чем больше измеряемый вес, тем меньше чувствительность  $\phi \approx 1/P$ .

### 1.1.4. Методы взвешивания

На практике чрезвычайно трудно изготовить весы так, чтобы они были строго равноплечими и имели бы идеальную жесткость конструкции. При взвешивании на неравноплечих весах вес гирь не равен весу тела. Однако существуют различные методы взвешивания, позволяющие избежать связанных с этим ошибок.

#### Метод двойного взвешивания (метод Гаусса)

Этот метод заключается в том, что тело взвешивают два раза – один раз на левой чашке, а другой раз – на правой. Пусть  $P$  – вес тела,  $P_1$  и  $P_2$  – вес гирь при взвешивании соответственно на левой и правой чашках,  $l_1$  и  $l_2$  – плечи коромысла. Искомый вес тела  $P$  определяется из условия равновесия

$$Pl_1 = P_1l_2, \quad Pl_2 = P_2l_1,$$

отсюда вес тела

$$P = \sqrt{P_1P_2} \approx \frac{P_1 + P_2}{2} \quad (1.7)$$

(так как  $P_1$  и  $P_2$  мало отличаются друг от друга).

Метод двойного взвешивания уменьшает ошибки, связанные неравноплечностью весов.

### **Метод тарирования (метод Борда)**

На одну из чашек весов помещают взвешиваемое тело, на другую – любую тару (песок, дробь и т.д.), которую изменяют до тех пор, пока весы не придут в равновесие. Снимают тело с чашки и накладывают на нее разновесы, пока весы не придут в равновесие. В этом случае вес разновесов равен весу тела. В данном случае неравноплечие весов не влияет на точность измерения, поскольку тело и разновесы помещают на одну и ту же чашку весов.

### **Метод постоянной нагрузки (метод Менделеева)**

На одну чашку весов (например, левую) помещается некоторая стандартная, выбранная раз и навсегда гиря, вес которой заведомо больше веса взвешиваемого тела, а на другую – разновески, которыми добиваются более точного равновесия весов. Затем на ту чашку, на которой находятся разновески, помещают взвешиваемое тело, а разновески снимают до тех пор, пока равновесие весов не будет восстановлено. Вес снятых гирь, очевидно, равен весу тела. Этот метод позволяет не только исключить ошибки, связанные с неодинаковостью плеч, но и влияние нагрузки на чувствительность весов (измерения всегда производятся при одинаковой нагрузке).

#### **1.1.5. Определение нулевой точки лабораторных весов**

Нулевой точкой весов называется положение стрелки ненагруженных весов при равновесии. Если отклонить чашку уравновешенных весов, то стрелка весов будет совершать затухающие колебания около нулевой точки. Однако, вследствие трения, стрелка может остановиться не в нулевой точке, а вблизи нее. Поэтому для определения нулевой точки пользуются **методом качания**, который состоит в следующем. Определяют последовательные максимальные отклонения стрелки влево  $n_1$ , вправо  $n_2$  и дальше снова влево  $n_3$ , вправо  $n_4$  и т.д. с точностью до половины деления. Поскольку колебания затухающие, то каждое последующее отклонение от положения равновесия меньше предыдущего. Из рисунка ясно, что положение нулевой точки можно определить из условия

$$n_0 = \frac{\frac{n_1 + n_3}{2} + n_2}{2}, \quad (1.8)$$

где  $n$  – число делений на шкале весов. Для определения положения нулевой точки с большей точностью отсчитывают пять максимальных отклонений стрелки, тогда

$$n_0 = \frac{\frac{n_1 + n_3 + n_5}{3} + \frac{n_2 + n_4}{2}}{2}. \quad (1.9)$$

Обыкновенно среднее деление шкалы принимают за 0, тогда отклонения влево считают отрицательными, вправо – положительными. Нулевую точку не нагруженных весов определяют три раза и вычисляют среднее арифметическое значение  $\bar{n}_0$ .

### 1.1.6. Определение цены деления лабораторных весов

При взвешивании тела очень трудно подобрать гири таким образом, чтобы положение равновесия стрелки совпадало с нулевой точкой ненагруженных весов. Обычно они отличаются друг от друга на несколько делений. Точный вес тела на одной из чашек можно найти, если цена деления нагруженных весов. Цена деления весов определяется весом перегрузка, вызывающего смещение стрелки от положения равновесия.

Цена деления может быть определена следующим образом. Кладут тело на левую чашку и уравнивают его гирями. Определяют нулевую точку нагруженных весов методом качаний  $n'_0$ . Добавляют малый перегрузок  $\Delta m$  (порядка 30-70 мг) и вновь определяют нулевую точку  $n''_0$ . Цена деления весов определяется:

$$C = \frac{\Delta P}{|n'_0 - n''_0|}. \quad (1.10)$$

Здесь  $\Delta P = \Delta mg$  и очевидно, что цена деления измеряется в единицах силы, т.е. Н/деление.

### 1.1.7. Взвешивание тела на одной из чашек

Положим тело на левую чашку весов и уравновесим его гирями. Если нулевая точка нагруженных весов  $n'_0$  совпадает с нулевой точкой ненагруженных весов  $\bar{n}_0$ , то вес тела  $P$  равен весу гирь  $Q = mg$ :

$$P = Q.$$

Рассмотрим более общий случай:  $m'_0 \neq m_0$ . Пусть точка  $n'_0$  находится левее  $\bar{n}_0$  (рис. 1.3). Это означает, что вес гирь больше веса тела. Очевидно, в этом случае

$$P = Q - C |n'_0 - \bar{n}_0|,$$

где  $C$  – цена деления весов.

Если же  $n'_0$  находится правее  $n_0$ , то перевешивает тело, и величину  $C |n'_0 - \bar{n}_0|$  следует прибавить к  $Q$ . Аналогично поступают при взвешивании на правой чашке.

В общем случае

$$P = Q \pm C |n'_0 - \bar{n}_0|. \quad (1.11)$$

Знаки выбирают следующим образом: если перевешивает тело, берут знак «+», если перевешивают гири – знак «-».

### 1.1.8. Поправка на потерю веса тела в воздухе

Все предыдущие рассуждения относились к взвешиванию тела в пустоте. При взвешивании тела в воздухе на тела и гири действует Архимедова выталкивающая сила. Так как объемы взвешиваемых тел и гирь, как правило, не одинаковы, то не одинаковы и выталкивающие силы. Рассмотрим условие равновесия при взвешивании в воздухе. Положим тело на левую чашку и уравновесим его. На левую чашку действует сила

$$F = P - \rho_v g V,$$

где  $P$  – вес тела в пустоте,  $\rho_v g V$  – выталкивающая сила,  $\rho_v$  – плотность воздуха.

Объем тела 
$$V = \frac{P}{\rho_m g},$$

где  $\rho_m$  – плотность тела.

Отсюда сила, действующая на левую чашку

$$F_1 = P \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_m} \right).$$

На правую чашку действует сила

$$F_2 = P_1 \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_2} \right),$$

где  $P_1, P_2$  – вес гирь на левой и правой чашке,  $\rho_2$  – плотность гирь.

Условие равновесия  $F_1 \ell_1 = F_2 \ell_2$ , получаем

$$P \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_m} \right) \ell_1 = P_1 \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_2} \right) \ell_2.$$

Теперь меняем местами груз и гири, а условие равновесия имеет вид:

$$P \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_m} \right) l_2 = P_2 \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_2} \right) l_1.$$

После перемножения последних двух уравнений получаем

$$P^2 \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_m} \right)^2 l_1 l_2 = P_2 P_1 \left( 1 - \frac{\rho_v}{\rho_2} \right)^2 l_2 l_1.$$

Отсюда

$$P = \sqrt{P_1 P_2} \frac{1 - \frac{\rho_v}{\rho_2}}{1 - \frac{\rho_v}{\rho_m}}.$$

Умножая числитель и знаменатель правой части на  $\left( 1 + \frac{\rho_v}{\rho_T} \right)$  и пре-

небрегая малыми величинами  $\left( \frac{\rho_v}{\rho_m} \right)^2$  и  $\left( \frac{\rho_v^2}{\rho_m \rho_2} \right)$ , получим окончательно

$$P \approx \sqrt{P_1 P_2} \left( 1 + \frac{\rho_v}{\rho_m} - \frac{\rho_v}{\rho_2} \right) \approx \frac{P_1 + P_2}{2} \left( 1 + \frac{\rho_v}{\rho_m} - \frac{\rho_v}{\rho_2} \right). \quad (1.12)$$

**Поправка на потерю веса тела в воздухе выполняется только для аналитических или электронных весов.**

### 1.1.9. Правила взвешивания на технических весах

1. Перед началом взвешивания следует проверить положение установки весов. Горизонтальность установления платформы весов (рис. 1.3)



осуществляется вращением ножек **1** по положению отвеса **2**.

**Рис. 1.3. Технические весы:**

**1 – регулировочные опоры; 2 – отвес;  
3 – арретир; 4 – стрелка положения  
равновесия; 5 – коромысло**

2. Помещать на чашки и снимать взвешиваемое тело и разновесы можно только при закрытом арретире **3** (арретир – устройство для фиксации коромысла в неподвижном положении, при котором призма не касается опорной площадки).

3. Открывать и закрывать арретир нужно осторожно и плавно. Успокаивать качание чашки можно прикосновением листка бумаги или кисточки.

4. Центр тяжести взвешиваемых грузов должен по возможности находиться посередине чашки.

5. Разновесы можно брать только пинцетом, после снятия с весов их следует класть в ящик на свое место.

## 1.2. Электронные весы

### 1.2.1. Описание электронных весов

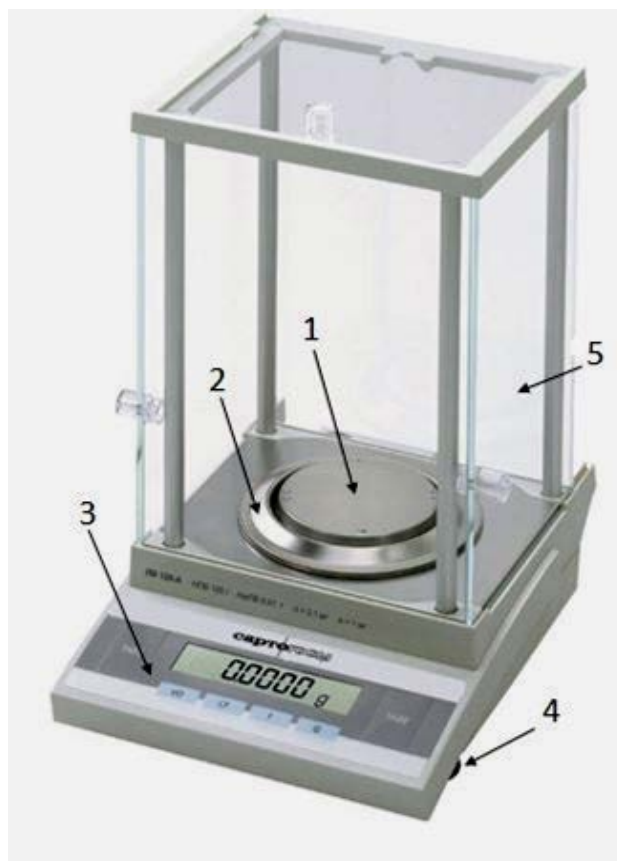
Весы лабораторные электронные (рис. 1.4) предназначены для точного измерения массы предметов, материалов, сыпучих и жидких веществ. Весы могут применяться в научных и производственных лабораториях различных отраслей промышленности, медицины и сельского хозяйства.

В весах предусмотрены: цифровой отсчет, полуавтоматическая калибровка с помощью внешней гири, выборка массы тары во всем диапазоне измерений, интерфейс для связи с периферийными устройствами.

Эксплуатация весов допускается в закрытых помещениях при температуре воздуха в помещении от 15 до 25 °С, относительной влажности воздуха от 30 до 80 %.

Рис. 1.4. Весы электронные МВ 210-А:

- 1 – чашка; 2 – защитное кольцо;
- 3 – панель управления;
- 4 – регулировочная ножка;
- 5 – ветрозащитная витрина



Основные технические характеристики весов:

наибольший предел взвешивания (НПВ), г – 210

наименьший предел взвешивания (НмПВ), г – 0,001

пределы допускаемой погрешности весов мг – 0,1.

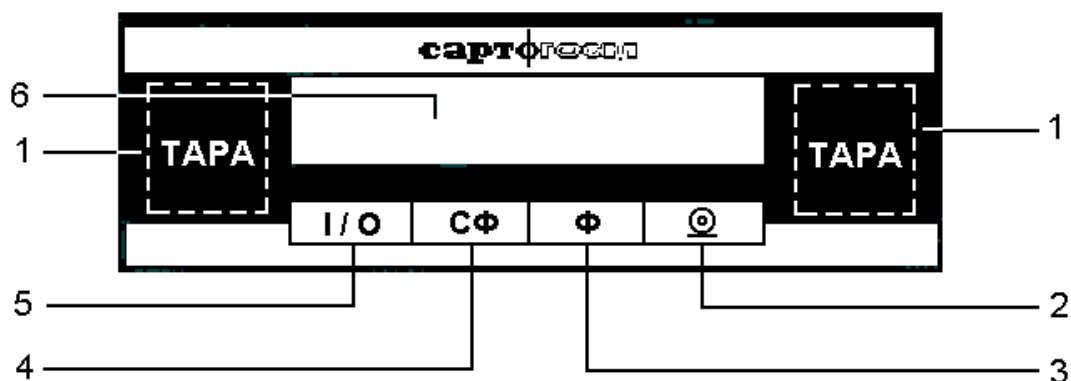
Весы снабжены встроенной системой контроля перегрузки (появление на индикаторе символа «Н») при превышении наибольшего предела взвешивания.

Общий вид весов приведен. Корпус весового устройства состоит из основания с кожухом. В центре прозрачной витрины располагается держатель весов – **1**, на который помещается тело для определения массы.

Для защиты весового устройства от воздушных потоков предназначена ветрозащитная витрина – **2**. Показания весов отображаются на индикаторе панели управления – **3**. На заднюю панель весов выведены: гнездо питания для подключения блока питания и порт интерфейса.

На (рис. 1.5) показана панель управления, с помощью которой осуществляется управление процессом измерения. При установлении показаний весов на индикаторе появляется символ единицы измерения массы, справа от числового значения.

Принцип работы весов заключается в электромагнитной компенсации прикладываемой нагрузки. Система автоматического уравнивания вырабатывает компенсационный ток, пропорциональный массе груза, который преобразуется в цифровой сигнал, передаваемый на микропроцессор для дальнейшей обработки, затем сигнал поступает на индикатор панели управления и на интерфейс.



**Рис. 1.5.** Назначение клавиш: **1** – тарирование и обнуление показаний; **2** – печать; **3** – функциональная клавиша (запуск программ, загрузка в память, переключение единиц измерения массы); **4** – функциональная клавиша (очистка памяти, вывод общей массы на индикатор); **5** – включение / выключение весов; **6** – индикатор



### 1.3. Экспериментальная часть

#### 1.3.1. Определение веса тел методом Гаусса на технических весах

1. Определяют нулевую точку ненагруженных весов 3 раза и вычисляют  $\bar{n}_0$ .
2. Кладут тело на левую чашку.
3. Уравновешивают тело гирями, устанавливая их пинцетом. Центр тяжести взвешиваемого тела и гирь должен по возможности находиться посередине чашек.
4. Определяют нулевую точку нагруженных весов  $n'_0$ .
5. Добавляют в чашку с разновесами еще один разновес порядка 30-100 мг и снова находят нулевую точку  $n''_0$  (нулевая точка нагруженных весов с перегрузком).
6. По формуле (1.10) находят цену деления  $C$ .
7. Вычисляют вес тела  $P_1$  на левой чашке по формуле (1.11).
8. Повторяют процесс взвешивания на правой чашке и находят вес тела  $P_2$ . Вычисляют вес тела в воздухе:

$$P = \frac{P_1 + P_2}{2}.$$

9. Погрешности вычисляются по формуле:

$$\Delta P = \frac{\Delta P_1 + \Delta P_2}{2},$$


где  $\Delta P_1 = C(\Delta n'_{0л} + \Delta n_0)$  и  $\Delta P_2 = C(\Delta n''_{0п} + \Delta n_0)$ .


Здесь  $\Delta n_0$ ,  $\Delta n'_{0л}$ ,  $\Delta n''_{0п}$  – абсолютная погрешность нулевой точки не нагруженных весов, нагруженных весов при взвешивании на левой и правой чашках соответственно. Погрешность нулевой точки весов  $\Delta n_0$  носит случайный характер, поэтому для ее нахождения используют выражение

$$\Delta n = \sqrt{\frac{(n_1 - \bar{n}_0)^2 (n_2 - \bar{n}_0)^2 (n_3 - \bar{n}_0)^2}{n(n-1)}}.$$

### 1.3.2. Взвешивание тела на электронных весах

1. Прежде чем приступить к измерениям, убедитесь в том, чтобы платформа весов располагалась строго горизонтально. Для правильной установки весов предназначен индикатор уровня (на задней стенке) и регулировочные ножки.

2. Включить весы в сеть через блок питания, нажать клавишу «» для включения весов и выдержать их во включенном состоянии не менее 30 мин (при этом дверцы ветрозащитной витрины должны быть открыты), только по истечении этого времени весы достигают требуемой рабочей температуры и могут производить точные измерения.

При включении весов клавишей «» на индикаторе появляются все сегменты, и производится самотестирование электронной части весов, на индикаторе появляются нулевые показания с символом единиц измерения массы.

3. Поместить на чашку весов **1** взвешиваемое вещество, закрыть дверцы витрины **2**, считать показание массы на индикаторе весов после установления показаний – появления символа единицы измерения массы «*g*» (или другой выбранной единицы).

4. Чтобы оценить величину выталкивающей силы воздуха  $\Delta P_{\text{выт}}$ , вычислите вначале вес тела в воздухе  $P = mg$ . Затем, используя формулу (1.10), записанную для электронных весов, определите вес тела в пустоте:

$P_0 = mg \left( 1 + \frac{\rho_v}{\rho_m} - \frac{\rho_v}{\rho_z} \right)$ . Значение выталкивающей силы вычислите как раз-

ницу веса тела в вакууме и воздухе:  $\Delta P_{\text{выт}} = P_0 - P$ .

#### В письменном отчете представить:

- значение нулевой точки ненагруженных и нагруженных лабораторных весов;
- значение цены деления лабораторных весов;
- значение и погрешность веса тела в воздухе, найденного с помощью технических весов;
- значение и веса тела в воздухе и в пустоте, найденного с помощью электронных весов;
- величину выталкивающей силы воздуха, действующей на тело.

### Контрольные вопросы:

1. Что такое масса вещества? Что такое вес? В каких единицах они измеряются?
2. Почему можно утверждать, что при взвешивании на рычажных весах измеряется масса тела?
3. Как определить нулевую точку лабораторных весов? Почему нельзя судить о нулевой точке по положению, принимаемому стрелкой после полного затухания колебаний?
4. Что такое чувствительность весов? От чего она зависит?
5. Как определить цену деления весов?
6. Объяснить, почему вес тела зависит от географической широты местности? Где вес  $m_{\min}$ ,  $m_{\max}$ ?
7. Назовите методы точного взвешивания с помощью рычажных весов?
8. С помощью каких весов можно прямым методом определить вес тела?
9. Получить формулу, учитывающую поправку на потерю веса тела в воздухе.
10. Определите вес тела  $P$  массой  $m = 60$  кг, которое находится на широте  $\varphi = 45^\circ$ . Масса Земли  $M = 5,976 \cdot 10^{24}$  кг, средний радиус Земли  $R_3 = 6,378 \cdot 10^6$  м, гравитационная постоянная  $\gamma = 6,672 \cdot 10^{-11}$  Н·м<sup>2</sup>/кг<sup>2</sup>.
11. Какой продолжительности  $T$  должны быть сутки на Земле, чтобы тела на экваторе не имели веса?

## **Лабораторная работа № 2**

### **ИЗУЧЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

**Цель работы:** изучение механизма проводимости тканей организма; а) на постоянном токе, б) на переменном токе, частота которого может меняться в диапазоне от 100 Гц до 200 кГц.

**Приборы и материалы:** низкочастотный генератор электрических сигналов ГЗ-118, двухканальный цифровой осциллограф АТАКОМ DNS 2022, активная нагрузка

#### **2.1. Теоретическая часть**

##### ***2.1.1. Проводимость биологических тканей***

Биологические ткани являются композиционными средами, поскольку одни структурные элементы обладают свойствами проводников, а другие – диэлектриков. Наличие свободных ионов в клетках и тканях обуславливает проводимость. Диэлектрические свойства и величина диэлектрической проницаемости  $\epsilon$  определяются структурными компонентами биологических тканей и явлениями поляризации. Характерная особенность биологических тканей, как многокомпонентных сложноструктурированных сред, является наличие высокой поляризационной ёмкости, высокой диэлектрической проницаемости при воздействии низких частотах внешнего электромагнитного поля.

Главным элементом, определяющим сопротивление организма человека, является сухой кожный покров, не имеющий загрязнений, влажности и видимых повреждений. Верхний роговой слой кожного покрова толщиной в 0,05-0,2 мм представляет собой наслоенный изолятор с сопротивлением, составляющим десятки и даже сотни тысяч Ом.

Хорошими проводниками являются мышцы, подкожная клетчатка, а также жировая ткань вследствие находящихся в ней кровеносных сосудов. Электрический ток проникает в организм через поры и каналы потовых желез кожного покрова. Поэтому проводимость того или иного участка тела зависит от количества имеющихся на нем пор и каналов потовых желез и от интенсивности деятельности этих потовых желез. Количество же пор

и каналов потовых желез и интенсивность деятельности их на различных участках поверхности человеческого тела различны.

Установлено, что при воздействии на человека электрического тока хотя бы в самых небольших параметрах усиливается деятельность потовых желез. Вследствие этого кожный покров «пропитывается» потом и сопротивление его резко падает. Этот процесс протекает интенсивнее с увеличением приложенного напряжения и силы тока, протекающего через организм. Но и в том случае, когда кожный покров сухой, а время воздействия электрического тока незначительное для того, чтобы вызвать деятельность потовых желез, условие прохождения тока через тело также зависит от величины приложенного напряжения.

### **2.1.2. Прохождение постоянного тока в биотканях**

Носителями тока в живых тканях являются ионы. При этом удельное сопротивление биологических жидкостей – кровь, лимфа, межклеточная жидкость – порядка 1-10 Ом·м. Для сравнения: этот показатель для морской воды – 0,3 Ом·м.

Однако среднее удельное сопротивление целых органов может превосходить удельное сопротивление биологических жидкостей в  $10^4 - 10^6$  раз. Это объясняется тем, что в органах и тканях электролиты сосредоточены в мельчайших отсеках, образованных биомембранами. Продвижение ионов в условиях такой сложной «внутренней геометрии» тканей происходит по тонким извилистым путям, отсюда – большое значение регистрируемого сопротивления.

Однако результаты измерений сопротивления могут оказаться гораздо меньше, если электроды, подводящие напряжение к исследуемой части тела, будут установлены вдоль кровеносного сосуда: электрический ток пойдет по линии наименьшего электрического сопротивления, т.е. через кровь в этом сосуде. Правда, току надо еще в этот сосуд войти, а затем – выйти, а общее сопротивление этой последовательной электрической цепи равно сумме сопротивлений ее участков.

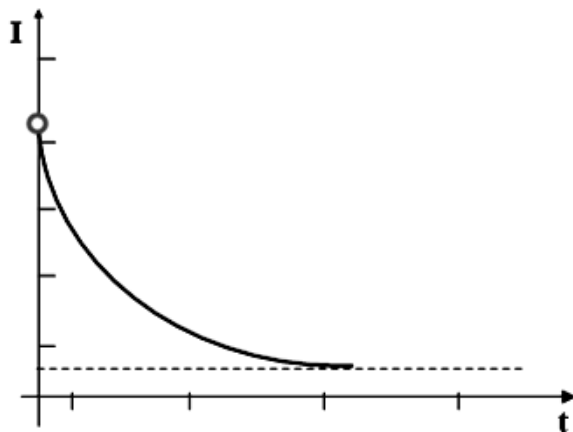
При постоянном токе закон Ома для биологической ткани, как проводника электрического тока, можно записать в виде

$$I(t) = \frac{U - E(t)}{R}, \quad (2.1)$$

где  $U$  – приложенное напряжение,  $E(t)$  – возникающая в ткани противо-ЭДС,  $R$  – эквивалентное активное сопротивление цепи «электрод-биообъект-электрод».

Уменьшение во времени тока через биоткань обусловлено явлениями поляризации.

При прохождении постоянного тока через биологическую ткань в ней возникает нарастающая до некоторого предела ЭДС  $E(t)$  противоположного направления, которая уменьшает приложенное к ткани напряже-



ние  $U$ , что приводит к уменьшению тока (рис. 2.1). Эквивалентное активное сопротивление цепи «электрод-биообъект-электрод»  $R$  с течением времени практически не меняется.

Рис. 2.1. Зависимость тока через биоткань с течением времени

### 2.1.3. Сопротивление тканей при переменном токе

Значительно более сложный характер носит электропроводность клеток и тканей для переменного тока. Обычно рассматривают гармонические колебания тока, изменяющиеся по закону  $i = i_m \sin \omega t$ . Так как биологические объекты обладают как проводимостью растворов, так и электроемкостью биологических мембран, то они будут характеризоваться как активным  $R$ , так и емкостным сопротивлением  $X_C$ , в сумме составляющими полное сопротивление  $Z$  (импеданс). Этот термин применяют при анализе свойств электрических цепей переменного тока.

В общем случае под импедансом понимают полное сопротивление цепи на переменном токе:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}, \quad (2.2)$$

где  $R$  – активная составляющая полного сопротивления;  $X_L$  – индуктивная составляющая;  $X_C$  – емкостная составляющая.

Элементами таких цепей являются: классические резисторы  $R$  – сопротивление току проводимости, от частоты приложенного напряжения не

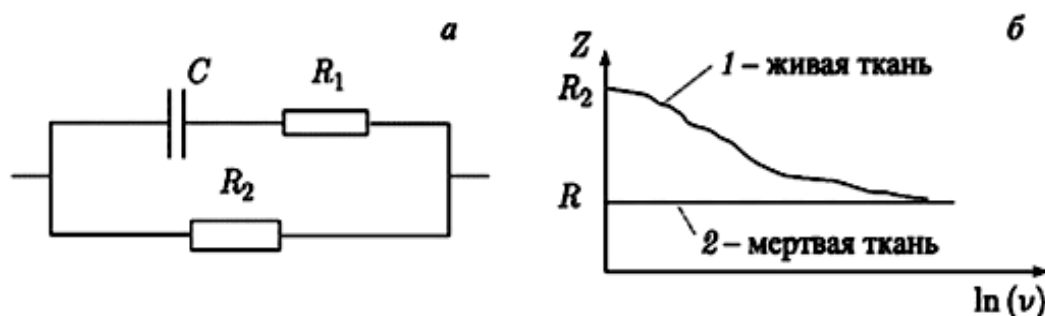
зависит, называется активным сопротивлением. Биологический эквивалент – сопротивление крови и межклеточной жидкости.

Клеточные мембраны проводят переменный ток и при этом создают сопротивление  $X_C$ , которое называют **емкостным реактивным** сопротивлением  $X_C$ . Величина  $X_C = \frac{1}{C\omega}$  зависит от частоты  $\omega = 2\pi\nu$ , а в случаях живых тканей – еще и от дисперсии диэлектрической проницаемости  $\epsilon = f(\nu)$ . Структуры, похожие на катушки, в биологических тканях не обнаружены, т.е.  $X_L = 0$ .

Участком тела, на котором предстоит выполнять измерения, будет левая или правая рука, область вблизи запястья. Эквивалентная электрическая цепь такого участка представлена на рис. 2.2.а. Она содержит активные участки проводимости  $R_1$  – сопротивление клеточных мембран для ионов,  $R_2$  – сопротивление межклеточной жидкости и емкостной  $X_C$  с общей электроемкостью  $C$ . Полное сопротивление  $Z$  переменному току в данном случае равно:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{C\omega}\right)^2}. \quad (2.3)$$

Из (2.3) следует, что импеданс биологической ткани зависит от частоты тока: при увеличении частоты реактивная составляющая импеданса уменьшается.



**Рис. 2.2.** Эквивалентная электрическая схема биологической ткани:  
**а** – модель электрической цепи тканей организма;  
**б** – график зависимости импеданса от логарифма частоты

Частотно-зависимый характер емкостного сопротивления является одной из причин зависимости импеданса биологических объектов от час-

тоты тока, т.е. дисперсии импеданса. Изменение импеданса с частотой обусловлено также зависимостью поляризации от периода действия переменного тока. На рис. 2.2.б представлена зависимость импеданса от частоты, рассчитанная в рамках данной модели. С возрастанием частоты тока  $Z$  уменьшается за счет убывания емкостной составляющей и в пределе стремится к активной составляющей ткани  $Z \rightarrow R$ .

Величину  $\varphi$  сдвига по фазе между колебаниями силы тока  $I$  и колебаниями приложенного напряжения  $U$ , применительно к биологическим тканям, рассматривают в качестве ценного диагностического признака. Омертвевшие ткани характерны тем, что на любых частотах:  $\varphi \approx 0$ ;  $Z \approx R$ ;  $\cos \varphi \approx 1$ . Чем дальше ткани от этого уровня значений их электрических показателей, тем выше уровень жизнеспособности тканей и органов. Равенство  $\varphi = 0$  ( $\cos \varphi = 1$ ) означает потерю тканями емкостных свойств.

Если же  $\varphi \neq 0$ , то оценку емкостных свойств тканей можно вести следующим образом: проведя измерения  $Z$  на разных частотах  $\nu$ , построить зависимость  $Z(\nu)$  (называется дисперсией импеданса) и сравнить ее с зависимостью – сравнить значение импеданса  $Z$  здоровой ткани, измеренное на низкой частоте (100 Гц) и высокой частоте (200 кГц).

Отношение этих величин называют коэффициентом поляризации:

$$K_n = \frac{Z_{нч}}{Z_{вч}}. \quad (2.4)$$

Жизнеспособная ткань имеет  $K_n \gg 1$ ; чем выше уровень обмена веществ в данной ткани и тем лучше сохранена ее структурная целостность, тем больше значения  $K_n$ .

## 2.2. Описание установки

### 2.2.1. Измерительная установка

Подаваемое на электроды напряжение является **подпороговым**, т.е. когда токи, возникающие в тканях, будут вообще неощутимы. Это необходимо обеспечить для того, чтобы проводимость тканей оставалась постоянной в процессе измерений.

Если ток становится ощутим, то сопротивление тканей начинает произвольно возрастать. Такова своеобразная защитная реакция тканей.



Для проведения изучения распространения переменного тока в биологической ткани в качестве источника тока используется генератор низкочастотных гармонических колебаний. С выхода генератора электрический сигнал через разветвитель и кабели одновременно подается на один из каналов осциллографа (опорный сигнал  $U_0$ ) и в электрическую цепь, содержащую живую биологическую ткань. Величина тока с генератора ограничивается активным сопротивлением нагрузки в 1 кОм. Падение напряжения на нагрузке  $U_R$  подается на 2 канал осциллографа. Вследствие емкостного сопротивления биологических мембран клеток переменному току возникает разность фаз  $\varphi$  колебаний напряжения генератора  $U_0$  и тока, установившегося в данной цепи.

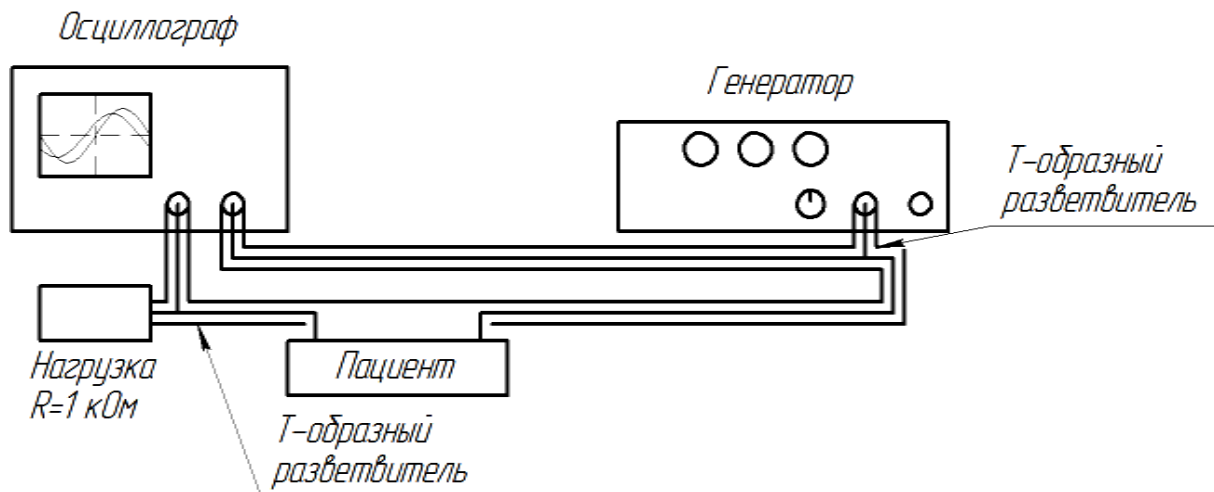


Рис. 2.3. Схема измерительной установки для определения характеристик проводимости переменного тока через участок тела человека

## 2.3. Экспериментальная часть

### 2.2.1. Порядок выполнения работы

Прежде чем выполнять измерения с помощью приборов данной установки необходимо изучить назначение органов управления генератора ГЗ-118 и осциллографа АТАКОМ DNS 2022 и правила их использования.

Подаваемое на электроды напряжение является подпороговым, т.е. когда токи, возникающие в тканях, будут вообще неощутимы. Это необхо-

димо обеспечить для того, чтобы проводимость тканей оставалась постоянной в процессе измерений.

Если ток становится ощутим, то сопротивление тканей начинает произвольно возрастать. Такова своеобразная защитная реакция тканей.

#### **Проведение измерений:**

1. Проверьте подключение кабелей измерительной установки к генератору, осциллографу и активной нагрузке в соответствии со схемой, представленной на рис. 2.3.

2. Очистите поверхность кожи в местах подключения электродов (на левой руке вблизи запястья) и электроды с помощью салфетки пропитанной спиртом.

3. Закрепите электроды на левой руке в области запястья на расстоянии 8-15 см друг от друга, так чтобы металлические пластины электродов располагались над крупными артериями.

4. «Пациент» устанавливает частоту генератора и величину выходного напряжения свободной рукой. Второй студент фиксирует показания осциллографа, устанавливая временную развертку и цену деления по напряжению для двух каналов осциллографа.

5. Включите тумблер генератора Сеть, расположенный в левой нижней части лицевой панели прибора. Загорится индикатор красного света, подтверждающий о подачи напряжения.

6. Включите осциллограф, утопив клавишу Сеть. Дождитесь загрузки программного обеспечения осциллографа, после чего на экране прибора будут отображаться 2 кривые гармонических колебаний, задаваемые генератором.

В ходе проведения измерений снимают показания следующих величин:

- напряжение на выходе генератора  $U_0$ ,
- падение напряжения на нагрузочной резисторе  $U_R$ ,
- частоту колебаний генератора  $\nu$ ,
- разность фаз колебаний между током и напряжением  $\varphi$  в цепи.

Результаты заносятся в таблицу 1.

Таблица 1

| №<br>п/п | $\nu$  | $lg \nu$ | $U_R,$<br>В | $I,$<br>мкА | $U_0,$<br>В | $U_{нац},$<br>В | $Z,$<br>кОм | $log Z$ | $\varphi,$<br>град. |
|----------|--------|----------|-------------|-------------|-------------|-----------------|-------------|---------|---------------------|
| 1        | 100    |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 2        | 200    |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 3        | 500    |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 4        | 700    |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 5        | 1000   |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 6        | 2000   |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 7        | 3000   |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 8        | 5000   |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 9        | 20000  |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 10       | 50000  |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 11       | 100000 |          |             |             |             |                 |             |         |                     |
| 12       | 200000 |          |             |             |             |                 |             |         |                     |

Ток, протекающий последовательно через биоткань и нагрузку  $R$ , определим по закону Ома:

$$I = \frac{U_R}{R}. \quad (2.5)$$

Падение напряжение на ткани человека вычислим

$$U_{нац} = U_0 - U_R. \quad (2.6)$$

Тогда полное сопротивление  $Z$  находим по формуле

$$Z = \frac{U_{нац}}{I} = \frac{(U_0 - U_R)R}{U_R}. \quad (2.7)$$

Угол между фазой напряжение и фазой тока определяет осциллограф.

### В письменном отчете представить:

- схему установки для определения импеданса и фазовых соотношений между напряжением генератора и тока цепи;
- заполненную таблицу 1;
- график зависимости полного сопротивления участка тела от частоты в логарифмическом масштабе  $lg Z = f(lg \nu)$ ;
- график зависимости угла сдвига фазы между током и напряжением в полулогарифмическом масштабе  $\varphi = f(lg \nu)$ ;
- вычисленное значение коэффициента поляризации тканей человека  $K_n$ ;
- выводы об особенностях проводимости тканей человека.

### **Контрольные вопросы:**

1. Механизм проводимости металлов. Записать и объяснить основные формулы и законы для участка цепи и полной цепи постоянного тока.
2. Электрический постоянный ток в растворах и электролитах. Закон Фарадея для электрофореза. Гальванизация и лекарственный электрофорез.
3. Записать закон Ома для переменного электрического тока в цепях с активным и реактивным сопротивлением. Фазовые соотношения между током и напряжением.
4. Проводимость биологических тканей. Сопротивление тканей при постоянном токе.
5. Объяснить модель проводимости тканей при прохождении переменного тока.
6. Какова методика определения сопротивления биологических тканей на постоянном токе.
7. Записать формулы и объяснить зависимость величины импеданса живой ткани от частоты гармонического тока.
8. Реографические методы диагностики. Что они позволяют диагностировать?

## Лабораторная работа № 3

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТА ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТЕЙ

**Цель работы:** 1) определение зависимости вязкости раствора от температуры с помощью вискозиметра Освальда, 2) определение коэффициента внутреннего трения жидкости методом Стокса.

**Приборы и материалы:** 1) капиллярный вискозиметр, секундомер, водяная баня, термометр, исследуемый раствор, магнитная мешалка;

2) стеклянный цилиндр с исследуемой жидкостью, набор стальных шариков, масштабная линейка.

### 3.1. Теоретическая часть

#### 3.1.1. Общие свойства и строение жидкостей

Жидкостями называют тела, которые не имеют собственной формы. В жидкостях силы притяжения между молекулами малы по сравнению с силами отталкивания, что и определяет их физические свойства: малую сжимаемость и способность принимать форму сосуда, куда их помещают.

В жидкости наблюдается ближний порядок – упорядоченное относительное расположение частиц жидкости внутри малых ее объемов. Молекулы жидкости совершают тепловые колебания около положения равновесия со средней частотой  $1/\tau$ , близкой к частотам колебаний атомов в кристаллах, и амплитудой, определяемой «свободным объемом», предоставленным молекуле ее соседями. По истечении времени  $\tau \gg \tau_0$  эти положения равновесия смещаются на расстояния, равные по порядку величины среднему расстоянию между соседними молекулами.

Эти перемещения совершаются не непрерывно, а в виде активированных скачков, когда молекула может получить от соседних молекул избыточную энергию, достаточную для того, чтобы преодолеть энергию связи (энергию активации) с окружающими частицами. Продолжительность времени оседлой жизни молекулы в положении равновесия уменьшается с ростом температуры.

### 3.1.2. Понятие о вязкости

Тепловое движение молекул жидкости обуславливает основное свойство жидкости – ее текучесть. Постоянная внешняя сила  $F$ , действующая на жидкость, приводит к преимущественной направленности скачков частиц жидкости вдоль направления действия силы. Следствием этого является поток частиц вдоль направления действия силы, т.е. текучесть. При движении жидкости между ее слоями возникают силы внутреннего трения, действующие таким образом, чтобы уравнивать скорости всех слоев. Возникновение этих сил объясняется тем, что молекулы из более быстрого слоя передают более медленному слою некоторое количество движения, что приводит к торможению более быстрого слоя.

Сила внутреннего трения (по Ньютону), действующая между слоями, пропорциональна площади их соприкосновения  $S$  и градиенту скорости вдоль направления  $z$ , перпендикулярного направлению скорости, т.е.  $dv/dz$ :

$$F_{\text{вн}} = \eta \frac{dv}{dz} S. \quad (3.1)$$

Коэффициент пропорциональности  $\eta$  называется коэффициентом внутреннего трения или коэффициентом динамической вязкости. Величина, обратная коэффициенту динамической вязкости –  $1/\eta$ , называется текучестью.

Наряду с коэффициентом динамической вязкости  $\eta$  часто используют коэффициент кинематической вязкости:

$$\nu = \frac{\eta}{\rho}, \quad (3.2)$$

где  $\rho$  – плотность жидкости.

Зависимость коэффициента вязкости жидкостей от температуры определяется формулой Френкеля-Андраде:

$$\eta = C \exp\left(\frac{W}{kT}\right), \quad (3.3)$$

где  $C$  – постоянная;  $k$  – постоянная Больцмана ( $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$  Дж/К);  $W$  – энергия активации.

Вязкость  $\eta$  быстро уменьшается с ростом температуры  $T$ . При больших давлениях вязкость жидкостей быстро возрастает с увеличением давления. Это связано с возрастанием энергии активации.

### 3.1.3. Число Рейнольдса

Возможны два качественно различных типа истечения вязкой жидкости – ламинарное и турбулентное. Ламинарным называется упорядоченное движение жидкости, при котором траектории соседних частиц мало отличаются друг от друга, так что жидкость можно рассматривать как совокупность отдельных слоев, движущихся с различными скоростями, не перемешиваясь друг с другом.

Турбулентным называется течение жидкости, при котором ее частицы совершают неустановившиеся неупорядоченные движения по сложным траекториям, в результате чего происходит интенсивное перемешивание различных слоев движущейся жидкости.

При ламинарном течении траектории всех частиц параллельны и формой своей повторяют границы потока. В круглой трубе, например, жидкость движется цилиндрическими слоями, образующие которых параллельны стенкам и оси трубы. В прямоугольном, бесконечной ширины канале жидкость движется как бы слоями, параллельными его дну.

В каждой точке потока скорость остается по направлению постоянной. Если скорость при этом не меняется со временем и по величине, движение называется установившимся. Для ламинарного движения в трубе распределение скорости в поперечном сечении имеет вид параболы с максимальной скоростью на оси трубы и с нулевым значением у стенок, где образуется прилипший слой жидкости.

Распределение скоростей в поперечном сечении круглой трубки при установившемся ламинарном течении показано на рис. 3.1.

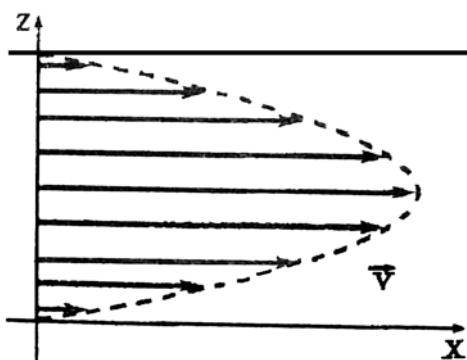


Рис. 3.1. Распределение скоростей в поперечном сечении круглой трубки

Число Рейнольдса определяет отношение кинетической энергии жидкости в трубке к работе, затрачиваемой на преодоление сил трения:

$$Re = \frac{E_k}{A_{mp}} = v_{cp} \frac{L}{\nu}, \quad (3.4)$$

где  $v_{cp}$  – средняя скорость в поперечном сечении трубы,  $L$  – характерный размер (в случае трубы – ее диаметр).

Экспериментальным путем О. Рейнольдс установил, что безразмерное число  $Re$  принимает в области перехода от ламинарного течения к турбулентному определенное постоянное значение, лежащее обычно в пределах от 1500 до 2500. При  $Re < 1500$  течение жидкости ламинарное, а при  $Re > 2500$  – турбулентное. В интервале  $1500 < Re < 2500$  течение жидкости носит смешанный характер. На значение числа  $Re$  оказывают влияние условия входа в трубу (острые края и степень шероховатости ее стенок).

### **3.1.4. Методика измерения кинематической вязкости с помощью вискозиметра**

Приборы, используемые для измерения коэффициента вязкости, называются вискозиметрами. Существует большое число различных по устройству вискозиметров. В данной работе для измерения коэффициента вязкости используется относительный метод, при котором вязкость исследуемой жидкости сравнивается с вязкостью другой жидкости  $\eta_0$ , которая известна. Для измерения используется простой прибор – капиллярный вискозиметр Оствальда, изображенный на рис. 3.2.

Вискозиметр Оствальда представляет собой U-образную стеклянную трубку. Одно колено прибора  $1$  в верхней его части имеет два уширения – резервуары  $5$  и  $4$  и капилляр  $6$ . Резервуар  $4$  имеет метки « $m_1$ » и « $m_2$ ». Другое колено представляет собой широкую трубку  $2$  с резервуаром  $7$  и отводной трубкой  $3$ . В вискозиметре Оствальда измерение вязкости основано на наблюдении истечения потока жидкости через капилляр.

В этом приборе диаметр капилляра  $d$  и перепад давления в нем подобраны так, что течение жидкости в капилляре является ламинарным, то есть число Рейнольдса:

$$Re = \frac{\rho v_{cp} d}{\eta} \leq 1000, \quad (3.4)$$

где  $v_{cp}$  – средняя скорость течения жидкости по капилляру,  $\rho$  – плотность жидкости.



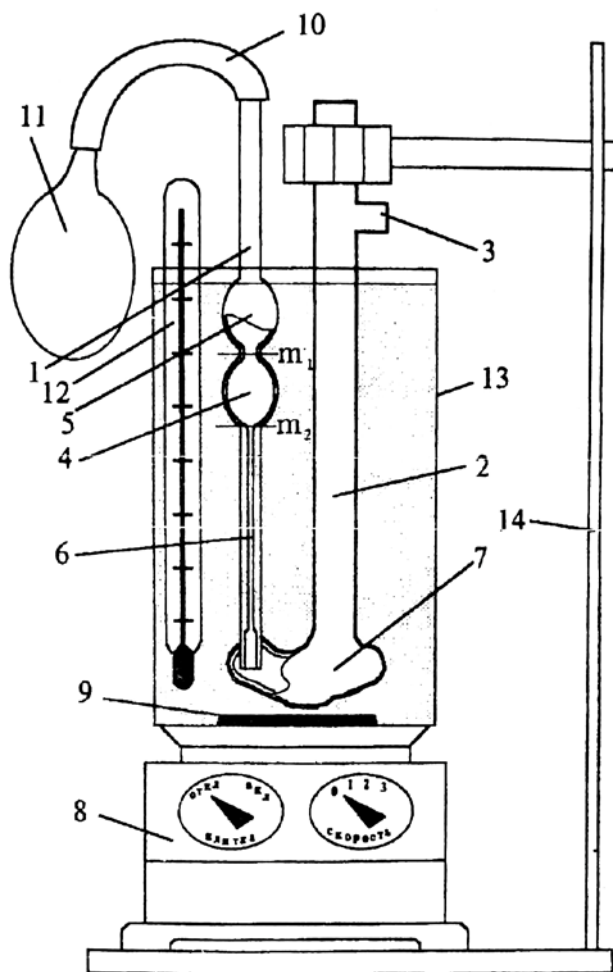


Рис. 3.2. Лабораторная установка для определения кинематической вязкости жидкости

Динамическая вязкость определяется по формуле:

$$\eta = \frac{\eta_{(H_2O)} \rho t}{\rho_{(H_2O)} t_{(H_2O)}}$$

или для кинематической вязкости

$$\nu = \nu_{(H_2O)} \frac{t}{t_{(H_2O)}}, \quad (3.5)$$

где  $\rho_{(H_2O)}$ ,  $t_{(H_2O)}$  и  $\eta_{(H_2O)}$  – плотность, время истечения из капилляра и динамическая вязкость контрольной жидкости соответственно. В качестве контрольной жидкости используется дистиллированная вода. Опыты с контрольной жидкостью производятся на заводе-изготовителе, а величина

$$\frac{\nu_{(H_2O)}}{t_{(H_2O)}} = k \quad (3.6)$$

называется постоянной вискозиметра и заносится в паспорт прибора наряду с диаметром капилляра.

Таким образом, окончательной формулой, по которой определяется кинематическая вязкость исследуемой жидкости данным методом, является формула:

$$v = kt_x, \quad (3.7)$$

где  $t_x$  – время истечения жидкости через капилляр из резервуара 4 от метки  $m_1$  до метки  $m_2$ .

Определив время истечения жидкости через капилляр  $t$  и умножив его на постоянную вискозиметра  $k$ , вычисляют **кинематическую вязкость**  $v$  жидкости.

**Динамическую вязкость**, или коэффициент внутреннего трения жидкости  $\eta_x$ , можно определить, очевидно, умножив кинематическую вязкость на плотность исследуемой жидкости:

$$\eta_x = v_x \rho_x. \quad (3.8)$$

Коэффициент вязкости измеряется в единицах  $кг/м \cdot с$  в системе СИ. В системе СГС коэффициент вязкости измеряется в единицах  $г/см \cdot с$ . Эта единица называется **Пуаз**. Коэффициент кинематической вязкости измеряется соответственно этому в  $м^2/с$  и  $см^2/с$ . Единица  $см^2/с$  называется **Стокс**.

### **3.1.5. Методика измерения внутреннего трения методом Стокса**

Коэффициент внутреннего трения жидкости можно определить по формуле Стокса, измеряя скорость падения шарика в этой жидкости. При падении шарика в вязкой покоящейся жидкости на него действуют три силы:

- 1) сила тяготения  $mg = \rho_{ш} gV$  ( $V$  – объем,  $\rho_{ш}$  – плотность шарика);
- 2) выталкивающая сила Архимеда  $f = \rho_{ж} gV$  ( $\rho_{ж}$  – плотность жидкости);
- 3) сила сопротивления движению (сила Стокса)  $F_c = 6\pi\eta r v$  ( $\eta$  – коэффициент внутреннего трения,  $r$  – радиус шарика,  $v$  – скорость движения).

По второму закону Ньютона уравнение движения шарика в вязкой среде запишется следующим образом:

$$m\vec{g} + \vec{f} + \vec{F}_c = m\vec{a} \quad (3.9)$$

или в скалярной форме, с учетом приведенных выше выражений для сил (п. 1-3),

$$\rho_{ш}gV - \rho_{ж}gV - 6\pi\eta r v = \rho_{ш}V(dv/dt). \quad (3.10)$$

Вначале скорость движения шарика возрастает  $dv/dt > 0$ , но так как по мере увеличения скорости сила сопротивления также возрастает, наступает такой момент, когда сила тяготения уравновешивается суммой сил Архимеда и трения, равнодействующая всех сил становится равной нулю:

$$\rho_{ш}gV - \rho_{ж}gV - 6\pi\eta r v = 0. \quad (3.11)$$

С этого момента движение шарика становится практически равномерным со скоростью  $v = v_0$ . Решая уравнение (3.11) относительно  $\eta$ , для коэффициента внутреннего трения с учетом, что  $(V = \frac{4\pi r^3}{3})$  получим выражение:

$$\eta = \frac{2gr^2(\rho_{ш} - \rho_{ж})}{9v_0}.$$

Скорость шарика  $v_0$  можно определить, зная расстояние  $\ell$  между метками на сосуде и время  $t$ , за которое шарик проходит это расстояние

$$v = \frac{\ell}{t}.$$

Учитывая, что на опыте измеряют диаметр шарика, а не его радиус ( $r = d/2$ ), получаем расчетную формулу:

$$\eta = \frac{(\rho_{ш} - \rho_{ж})gd^2t}{18\ell}. \quad (3.12)$$

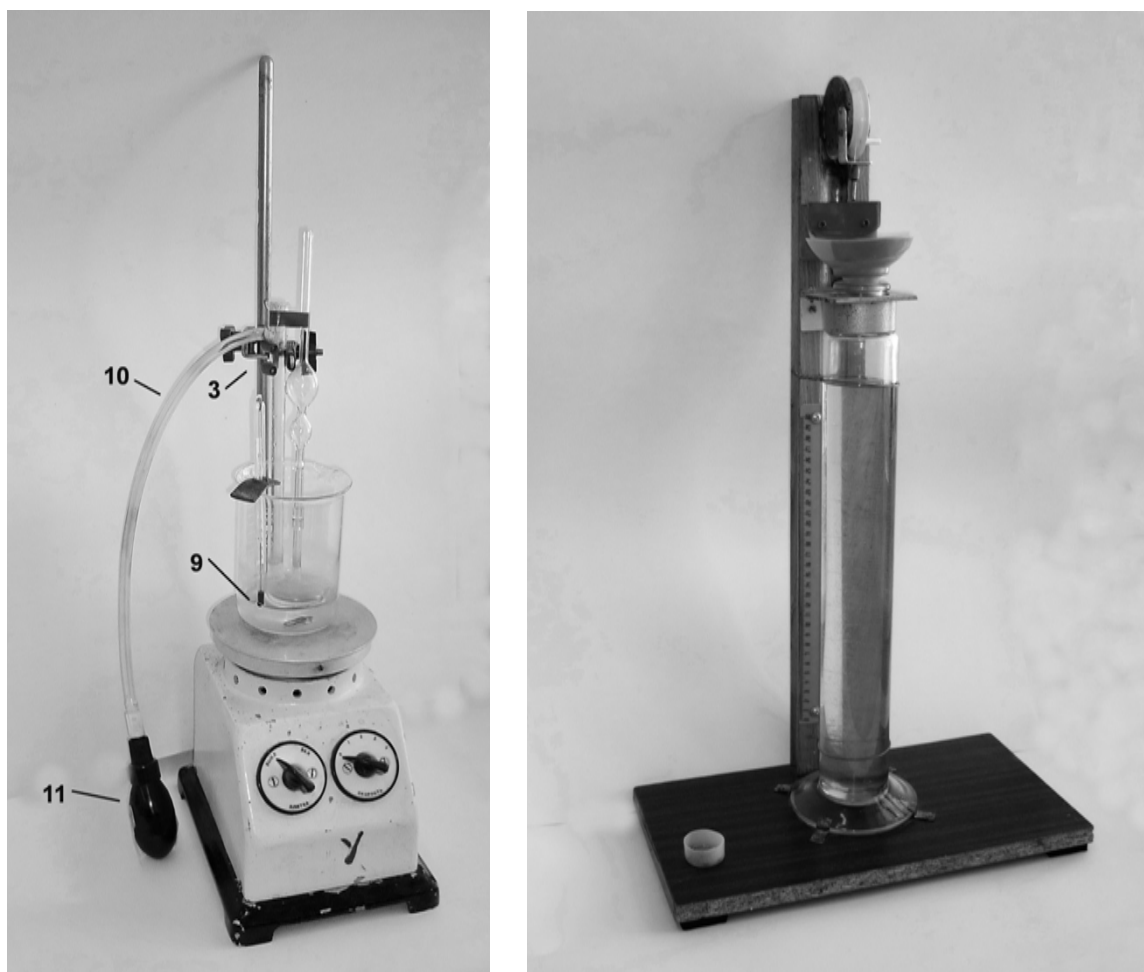
## 3.2. Описание установки

### 3.2.1. Установка для измерения вязкости с помощью вискозиметра

Схема установки приведена на рис. 3.2. Исследуемая жидкость заливается в колено 2 вискозиметра. Вискозиметр 1 с исследуемой жидкостью и термометр 12 помещаются в стакан с водой 13. Стакан с водой ставится на особую плитку – магнитную мешалку 8, с помощью которой осуществляется нагрев (переключатель «Нагрев») и перемешивание воды в стакане

(переключатель «Скорость»). Перемешивание воды осуществляется с помощью вращающегося на дне стакана металлического стерженька **9**, помещенного в полихлорвиниловую оболочку. К колену **1** вискозиметра присоединена резиновая трубка **10**. Засасывание исследуемой жидкости из резервуара **7** в резервуары **5** и **4** вискозиметра осуществляется с помощью резиновой груши (или шприца **11**), которая присоединяется к резиновой трубке **10**. Вискозиметр закреплен в штативе **14**.

Общий вид установки для измерения коэффициента внутреннего трения методом Стокса изображен на рис. 3.3. Стекланный цилиндр закреплен на стойке и наполнен глицерином. Метка «1000» соответствует такому расстоянию от поверхности жидкости, где шарик уже имеет установившуюся скорость  $v_0$ . Подъем стальных шариков со дна цилиндра осуществляется с помощью магнита, закрепленного на нити, намотанной на блок.



**Рис. 3.3.** Вид установки для определения вязкости жидкости с помощью вискозиметра (слева) и методом Стокса (справа)

### 3.3. Экспериментальная часть

#### 3.3.1. Измерение вязкости с помощью вискозиметра

##### Измерение кинематической вязкости

1. Нажать на грушу **11** и подсоединить ее к резиновой трубке **10**.
2. Отпуская (отжимая) постепенно грушу **11**, засосать жидкость через капилляр **6** в резервуары **4** и **5** вискозиметра. В момент, когда жидкость заполняет резервуар **5**, отсоединить грушу.
3. Жидкость будет стекать через капилляр **6** из резервуаров **5** и **4** в резервуар **7**. В момент, когда уровень исследуемой жидкости достигнет метки  $m_1$ , включить секундомер и выключить его, когда уровень жидкости достигнет метки  $m_2$  резервуара **4**.
4. Время истечения жидкости  $t$  умножить на постоянную вискозиметра  $k$  и получить значение кинематической вязкости при комнатной температуре.
5. Повторить опыт 3 раза.
6. Включить тумблеры «Плитка» и «Скорость» магнитной мешалки. Определить кинематическую вязкость исследуемой жидкости при температуре, на  $5^\circ\text{C}$  превышающей комнатную.

**Примечание:** чтобы поддерживать постоянную температуру в процессе измерения, можно периодически выключать тумблер «Плитка» магнитной мешалки. Повторить опыт три раза.

7. Определить кинематическую вязкость исследуемой жидкости при различных температурах, учитывая, что для построения графика надо иметь  $6 \div 8$  точек. Повторить опыт трижды для каждой температуры.

8. Данные занести в табл. 3.1.
9. Определить погрешность измерений.

##### Определение зависимости кинематической вязкости от температуры

Построить график зависимости кинематической вязкости исследуемой жидкости от температуры  $\nu = f(T)$ .

##### Определение динамической вязкости

1. Если в вискозиметр залит не чистый глицерин, зная концентрацию, определить плотность раствора глицерина, например,  $\rho = (1 \cdot \rho_2 + 3 \cdot \rho_6) / 4$ .
2. Вычислить динамическую вязкость по формуле  $\eta = \nu\rho$  для каждого значения температуры.

3. Построить график зависимости  $\ln \eta = f(1/T)$ .

Таблица 1

| № опыта | T, °C | t <sub>1</sub> , с | t <sub>2</sub> , с | t <sub>3</sub> , с | $\bar{t}$ , с | $\nu$ | $\eta$ , | $\ln \eta$ | 1/T |
|---------|-------|--------------------|--------------------|--------------------|---------------|-------|----------|------------|-----|
| 1       | 20    |                    |                    |                    |               |       |          |            |     |
| 2       | 25    |                    |                    |                    |               |       |          |            |     |
| 3       | 30    |                    |                    |                    |               |       |          |            |     |
| 4       | 35    |                    |                    |                    |               |       |          |            |     |
| 5       | 40    |                    |                    |                    |               |       |          |            |     |
| 6       | 45    |                    |                    |                    |               |       |          |            |     |
| 7       | 50    |                    |                    |                    |               |       |          |            |     |

### 3.3.2. Измерение коэффициента внутреннего трения методом Стокса

1. Определить плотность шарика:

- на аналитических весах взвесить шарик (перед взвешиванием шарика должны быть тщательно очищены от глицерина);
- с помощью микрометра измерить диаметр шарика;
- используя полученные данные, определить плотность материала, из которого изготовлен шарик:

$$\rho = m / V ,$$

где  $V = \pi d^3 / 6$ ,  $m$  – масса шарика,  $d$  – диаметр шарика,

$$\rho_{ш} = \frac{6m}{\pi d^3} .$$

2. Измерить линейкой расстояние от метки «1000» до метки «100».

3. Пинцетом опустить шарик в цилиндр. Когда шарик окажется на уровне отметки «1000», пустить в ход секундомер, а в момент, когда шарик достигнет отметки «100», секундомер остановить. Расстояние, пройденно шариком, определить с помощью линейки.

4. Опыт повторить пять раз, начиная отсчет секундомером каждый раз с более низкой отметки (например, с «шагом» 5 делений от отметки «1000»). Не следует делать расстояние слишком малым, чтобы не увеличивать погрешность измерений.

5. Данные занести в табл. 3.2.

Таблица 3.2

| №  | Расстояние $l$ , м | Время $t$ , с | Коэффициент $\eta$ , кг/с·м |
|----|--------------------|---------------|-----------------------------|
| 1. |                    |               |                             |
| 2. |                    |               |                             |
| 3. |                    |               |                             |
| 4. |                    |               |                             |
| 5. |                    |               |                             |

6. Определить коэффициент внутреннего трения из каждого опыта и его среднее значение.

Температура оказывает заметное влияние на коэффициент внутреннего трения, поэтому следует записать температуру, при которой производится опыт, а затем из таблицы взять плотность жидкости при данной температуре.

7. Вывести формулу для оценки погрешностей опытов (косвенные измерения!).

8. Определить погрешность нахождения коэффициента вязкости по методу Стокса.

### В письменном отчете представить:

- таблицу и график  $\nu = f(t)$  зависимости кинематической вязкости от температуры;
- погрешность измерения кинематической и динамической вязкости;
- значение динамической вязкости;
- график зависимости  $\ln \eta = f(1/T)$ ;
- таблицу с найденными коэффициентами внутреннего трения и его среднее значение;
- погрешность измерения коэффициента внутреннего трения.

### Контрольные вопросы:

1. Объяснить какими свойствами обладают жидкости и почему?
2. Что такое динамическая вязкость? Кинематическая (удельная) вязкость? Относительная вязкость? Записать формулы.
3. Как коэффициент вязкости зависит от температуры? Что такое энергия активации молекулы? Записать и объяснить формулу Френкеля-Андраде.

4. Как устроен вискозиметр Оствальда? Принцип его работы. Как определить коэффициент вязкости с помощью этого вискозиметра?
5. Почему формула Стокса справедлива при медленном равномерном движении шарика малого диаметра в безграничной среде?
6. Какие течения называются ламинарными и турбулентными? Формула критерия Рейнольдса.
7. Для какого движения справедлива формула силы сопротивления (по Ньютону)? Закон Ньютона для внутреннего трения.
8. Вывести формулу для оценки погрешностей опытов (косвенные измерения).
9. Какие силы действуют на шарик при падении его в вязкой покоящейся среде?
10. Вывод формулы для коэффициента вязкости по методу Стокса.
11. Физический смысл критерия Рейнольдса. Записать формулу Рейнольдса.



## Лабораторная работа № 4

### ИЗМЕРЕНИЕ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ КРОВИ МЕТОДОМ КОРОТКОВА

**Цель работы:** 1) научиться измерять кровяное давление с помощью тонометра по методу Короткова; 2) изучить особенности движения крови в сосудистой системе; 3) уяснить физические законы, которым подчиняется движение крови.

**Приборы и принадлежности:** манометр точный мембранный ММТ-3, фонендоскоп, пневматический нагнетатель, компрессорная манжета для взрослых пациентов, тонометр электронный.

#### 4.1. Теоретическая часть

Кровь – это реальная жидкость, которой присущи все свойства жидкостей: текучесть, несжимаемость, способность принимать форму заполняемого сосуда и вязкость, т.е. наличие внутреннего трения.

Рассматривая движение жидкостей, во многих случаях можно считать, что перемещение одних частей жидкости относительно других не связано с возникновением сил трения. Жидкость, в которой внутреннее трение (вязкость) полностью отсутствует, называется идеальной.

В стационарно текущей идеальной жидкости вдоль любой линии тока выполняется условие:

$$\frac{\rho v^2}{2} + \rho gh + P = const. \quad (4.1)$$

Это уравнение Бернулли, где  $\rho$  – плотность жидкости,  $g$  – ускорение свободного падения,  $v$  – скорость движения жидкости,  $P$  – статическое давление,  $\rho gh$  – гидростатическое давление, обусловленное высотой столба жидкости. Несмотря на то, что это уравнение было получено для идеальной жидкости, оно хорошо выполняется для реальных жидкостей, внутреннее трение в которых не очень высоко.

При выводе этого уравнения нигде не используется предположение о несжимаемости жидкости, поэтому оно справедливо и для сжимаемых жидкостей:

**Вдоль одной и той же линии тока при стационарном течении идеальной жидкости в поле тяготения Земли сумма гидростатического, гидродинамического и статического давлений есть величина постоянная.**

Если трубка тока имеет переменное сечение (как это имеет место в кровеносной системе человека), а ось трубки горизонтальна ( $h = \text{const}$ ), то уравнение Бернулли принимает вид:

$$\frac{v^2}{2} + \frac{P}{\rho} = \text{const}. \quad (4.1)$$

Отсюда видно, что давление  $P$  больше там, где скорость  $v$  меньше, и наоборот. С другой стороны, из уравнения неразрывности струи следует, что скорость меньше там, где больше сечение трубки  $s_1 v_1 = s_2 v_2$ .

Значит, в **широких** частях трубки **давление максимально**, а в **узких** – **минимально**. Этот результат является следствием второго закона Ньютона. (**Объясните!**)

В медицине важным методом исследования состояния организма и, в частности состояния сердечно-сосудистой системы, является измерение кровяного давления. Кровяное давление является важнейшим интегральным показателем геодинамики.

Различают систолическое, диастолическое, пульсовое и среднее давление крови в артериях. **Систолическое** давление представляет собой давление крови на стенку артерии во время систолы (сокращения) желудочков сердца. **Диастолическое** – давление крови на стенку артерии во время диастолы (расслабления) желудочков. Разность между этими давлениями называют пульсовым давлением. **Среднее давление** – интегральная величина, представляющая собой среднее всех мгновенных значений кровяного давления за время сердечного цикла:

$$P_{cp} = \frac{1}{\Delta t} \int_{\Delta t}^t p(t) dt. \quad (4.3)$$

Указанная величина – эквивалент затрат энергии на поддержание реальных значений кровяного давления в течение сердечного цикла.

В клинике применяется косвенный способ измерения артериального давления. Он заключается в том, что измеряют давление, которое необходимо приложить снаружи, чтобы сжать артерию до прекращения в ней тока крови. Это давление весьма близко к давлению крови в артерии. Наиболее распространен метод измерения артериального давления по Н. Корот-

кову, основанный на выслушивании звуков, возникающих при прохождении крови через сжатую манжетой артерию. Появление в ходе декомпрессии (уменьшения сжатия) первого звука, улавливаемого фонендоскопом, соответствует максимальному систолическому давлению крови в артерии, просвет которой раскрывается после предшествовавшего сдавливания манжетой. Звуки исчезают, когда деформация просвета артерии будет полностью устранена. Это соответствует диастолическому (минимальному) давлению крови.

Данные звуковые феномены впервые описал в 1905 году врач Н. Коротков. Метод Короткова очень удобен и доступен, однако он уже не удовлетворяет всем требованиям тонких клинических и физиологических исследований геодинамики. В частности, он не позволяет измерять среднее давление крови в артериальном русле, а именно оно – важнейший параметр гомеостаза.

#### **4.2. Техника измерения давления по методу Короткова**

Для измерения артериального кровяного давления необходимо:

- плотно наложить манжету на плечо пациента и зафиксировать ее, при этом эластичные трубки от манжеты должны находиться над прижимаемой артерией;
- вставить в ушные раковины оливы фонендоскопа;
- головку фонендоскопа установить в локтевой впадине над артерией, где прощупывается пульс;
- повернуть регулятор пневматического нагнетателя по стрелке примерно на пол-оборота и, ритмично сжимая баллон, создать давление в манжете на 40-60 мм рт. ст. выше предполагаемого артериального давления. Затем, медленно поворачивая регулятор против стрелки, плавно снижать давление, отмечая показания манометра в момент появления тонов Короткова, что соответствует систолическому (верхнему) давлению, и в момент исчезновения их, что соответствует диастолическому (нижнему) артериальному давлению.

Для быстрого стравливания воздуха из манжеты после измерения необходимо повернуть регулятор нагнетателя против стрелки до упора.

Измерения давления и пульса с помощью электронного тонометра выполняются в соответствии с инструкцией прибора.

### 4.3. Экспериментальная часть

На рис. 4.1 представлены механический и электронный тонометры.



**Рис. 4.1. Два типа тонометров (электронный и механический) для определения кровяного давления**

1. Без физической нагрузки, в спокойном состоянии пациента произвести измерение давления тем и другим тонометрами. Посчитать пульс и сравнить с показаниями электронного тонометра. Данные занести в табл. 4.1.

Таблица 4.1

| Давление и пульс без нагрузки<br>$P_{min}^{верх} / P_{min}^{нижн} / n$ | Физическая нагрузка | № измерения давления и пульса после нагрузки | Время релаксации, минуты | Давление после нагрузки<br>$P_{max}^{верх} / P_{max}^{нижн}$ | Пульс после нагрузки |
|------------------------------------------------------------------------|---------------------|----------------------------------------------|--------------------------|--------------------------------------------------------------|----------------------|
|                                                                        |                     | 1                                            | 2                        |                                                              |                      |
|                                                                        |                     | 2                                            | 4                        |                                                              |                      |
|                                                                        |                     | 3                                            | 6                        |                                                              |                      |
|                                                                        |                     | 4                                            | 8                        |                                                              |                      |
|                                                                        |                     | 5                                            | 10                       |                                                              |                      |
|                                                                        |                     | 6                                            | 12                       |                                                              |                      |

2. Выполнить нагрузку: подняться по лестнице на 7 этаж в быстром темпе или сделать 25- 35 приседаний.

3. После выполнения нагрузки измерения давления и пульса произвести с интервалом в 2 минуты 7-9 раз для определения времени релаксации сердечно-сосудистой системы.

4. Результаты измерений занести в табл. 4.1.
5. На одном график построить 3 релаксационные кривые верхнего и нижнего давления  $P(t)$ , пульса  $n(t)$ .

**В письменном отчете представить:**

- таблицу с результатами измерений давления и пульса;
- график релаксации верхнего и нижнего давлений  $P_в(t)$ ;  $P_н(t)$ ;
- график релаксации пульса  $n(t)$ . Все три кривые на одном графике;
- вывод о релаксации давления после физической нагрузки на основании уравнения Бернулли.

**Контрольные вопросы:**

1. Свойства жидкости. Вязкость жидкости. Закон Ньютона для жидкости. Неньютоновские жидкости.
2. Условия ламинарного и турбулентного движения жидкости. Критерий Рейнольдса.
3. Понятия идеальной жидкости, линии тока, трубки тока. Условия неразрывности струи.
4. Природа артериального давления.
5. Объяснить модель кровообращения. Как распределяется давление и скорость движения крови в зависимости от размеров сосудов?
6. Объяснить физические основы метода Короткова.
7. Вывести уравнение Бернулли, объяснить его физический смысл.
8. Каким тонометром точнее измеряется давление в артерии механическим или электронным и почему?

## Лабораторная работа № 5

### ОБОРОТНЫЙ МАЯТНИК

**Цель работы:** определение ускорения свободного падения методом оборотного маятника; оценка результатов измерений.

**Приборы и материалы:** оборотный маятник, секундомер.

#### 5.1. Теоретическая часть

Гармоническим осциллятором называется система, совершающая колебание, описываемое дифференциальным уравнением вида:

$$\ddot{S} + \omega_0^2 S = 0, \quad (5.1)$$

где  $S$  – смещение системы от положения равновесия,  $\omega_0$  – круговая частота осциллятора.

Такие колебания являются важным примером периодического движения и служат точной или приближенной моделью во многих задачах классической физики.

Рассмотрим как пример гармонического осциллятора физический маятник – любое твердое тело, совершающее под действием силы тяжести колебания вокруг неподвижной горизонтальной оси подвеса, не проходящей через центр масс твердого тела. Если маятник отклонен из положения равновесия на некоторый угол  $\Theta$ , то в соответствии с уравнением динамики вращательного движения твердого тела

$$\vec{M} = J_0 \vec{\varepsilon} = J_0 \vec{\ddot{\Theta}}, \quad (5.2)$$

где  $\vec{M}$  – момент сил, действующих на маятник относительно точки  $O$ ,  $J_0$  – момент инерции маятника относительно оси подвеса, проходящей через точку  $O$ ,  $\ell$  – расстояние между точкой подвеса  $O$  и центром масс маятника  $C$ ,  $\vec{\varepsilon} = \vec{\ddot{\Theta}}$  – угловое ускорение. Для малых углов отклонения маятника от положения равновесия можно принять  $\sin \Theta \approx \Theta$ . В рассматриваемом случае от нуля отличен только момент сил тяжести  $\vec{F} = m\vec{g}$ :

$$M = F_\tau \ell = -mg \ell \sin \Theta, \quad (5.3)$$

поэтому уравнение малых колебаний физического маятника

$$J_0 \vec{\ddot{\Theta}} = \vec{M} \quad (5.4)$$

принимает вид

$$J_0 \ddot{\Theta} + mg \ell \Theta = 0 \quad (5.5)$$

или

$$\ddot{\Theta} + \frac{m\vec{g}\ell}{J_0} \Theta = 0. \quad (5.6)$$

Принимая  $\omega_0 = \sqrt{\frac{mg\ell}{J_0}}$ , получим уравнение

$$\ddot{\Theta} + \omega_0^2 \Theta = 0. \quad (5.7)$$

Это дифференциальное уравнение второго порядка гармонических колебаний физического маятника. Его решение известно и имеет вид:

$$\Theta = \Theta_0 \cos(\omega_0 t + \psi_0), \quad (5.8)$$

где  $\psi_0$  – начальная фаза колебаний.

Из этого решения следует, что при малых колебаниях физический маятник совершает гармонические колебания с циклической частотой  $\omega_0$  и периодом  $T = 2\pi / \omega_0$ , т.е.

$$T = \frac{2\pi}{\sqrt{(mg\ell)/J_0}} = 2\pi \sqrt{\frac{J_0}{mg\ell}} = 2\pi \sqrt{\frac{L}{g}}, \quad (5.9)$$

где  $L = J_0 / m\ell$  – приведенная длина физического маятника. Точка  $O_1$  на продолжении прямой  $OC$  (рис. 5.1), отстоящая от оси подвеса на расстоянии приведенной длины  $L$ , называется центром качаний физического маятника.

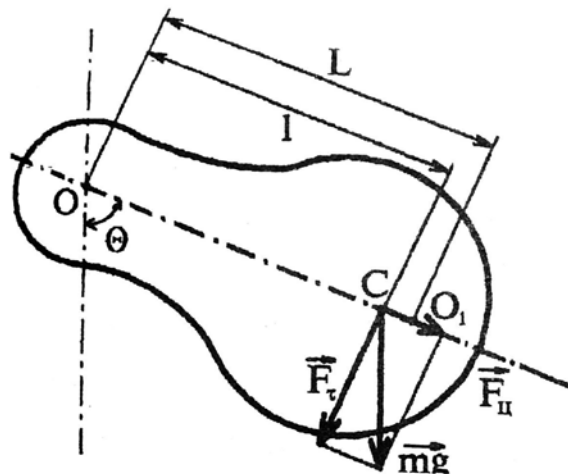


Рис. 5.1. Физический маятник

Помня, что момент инерции тела  $J_0$  относительно любой оси вращения равен моменту инерции  $J_C$  относительно параллельной оси,

проходящей через центр масс  $C$  тела, сложенному с произведением массы тела  $m$  на квадрат расстояния между осями (теорема Штейнера):

$$J_0 = J_C + m\ell^2, \quad (5.10)$$

получаем, что

$$L = \frac{J_C + m\ell^2}{m\ell} = \ell + \frac{J_C}{m\ell} > \ell, \quad (5.11)$$

т.е.  $OO_1$  всегда больше  $OC$ . Точка подвеса  $O$  и центр качания  $O_1$  обладают свойством взаимозаменяемости: если ось подвеса перенести в центр качаний, то точка  $O$  прежней оси подвеса станет новым центром качаний и период колебаний физического маятника не изменится.

Возведем в квадрат выражения для  $T_1$  и  $T_2$ :

$$mg\ell_1 \left( \frac{T_1}{2\pi} \right)^2 = J_C + m\ell_1^2, \quad mg\ell_2 \left( \frac{T_2}{2\pi} \right)^2 = J_C + m\ell_2^2.$$

Выполним вычитание последних выражений одного из другого, учитывая что  $T_1 = T_2 = T$ :

$$\left( \frac{T}{2\pi} \right)^2 mg(\ell_1 - \ell_2) = m(\ell_1^2 - \ell_2^2). \quad (5.12)$$

Так как  $\ell_1^2 - \ell_2^2 = (\ell_1 - \ell_2)(\ell_1 + \ell_2)$ , то

$$\left( \frac{T}{2\pi} \right)^2 g = \ell_1 + \ell_2,$$

откуда

$$g = \frac{4\pi^2(\ell_1 + \ell_2)}{T^2}. \quad (5.13)$$

Таким образом, мы получили формулу для расчета ускорения свободного падения методом обратного маятника. Как частный случай физического маятника рассмотрим математический маятник, у которого вся масса сосредоточена в одной точке – центре масс. Тогда выражение для периода малых колебаний математического маятника запишется (момент инерции математического маятника  $J = m\ell^2$ , длина  $\ell$ ):

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{J}{mg\ell}} = 2\pi \sqrt{\frac{m\ell^2}{mg\ell}}, \quad (5.14)$$

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{\ell}{g}}. \quad (5.15)$$



Сравнивая формулы для расчета периода математического и физического маятников, видим, что если приведенная длина  $L$  физического маятника равна длине  $\ell$  математического маятника, то их периоды колебания одинаковы. Следовательно, приведенная длина физического маятника – это длина такого математического маятника, период колебаний которого совпадает с периодом колебаний данного физического маятника. Дадим подробное определение математическому маятнику.

**Математический маятник** – это идеализированная система, состоящая из материальной точки массой  $m$ , подвешенной на нерастяжимой невесомой нити длиной  $\ell$ , и колеблющаяся под действием силы тяжести.

$$\text{Для } T = 2\pi\sqrt{\frac{\ell}{g}} \text{ при } \ell \rightarrow \infty, T \rightarrow \infty.$$

У физического маятника при возрастании  $\ell$  период  $T$  сначала убывает до некоторого минимального значения, а затем снова возрастает (гармоническая зависимость). Качественный вид зависимости изображен на рис. 5.2. Зависимость  $T(\ell)$  имеет две симметричные ветви, соответствующие положению точки подвеса маятника справа и слева от его центра масс.

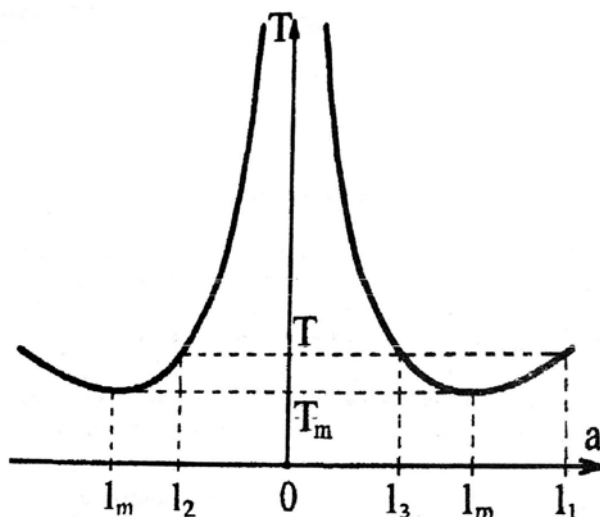


Рис. 5.2. Зависимость периода колебаний физического маятника от длины

Возвращаясь к измерению ускорения свободного падения методом обратного маятника, обратим внимание на то, что основным его достоинством является необходимость измерения только двух величин: расстояния между ребрами опорных призм ( $\ell_1 + \ell_2 = \ell$ ) и периодов колебаний маятника в положении  $\ell_1$  и в «перевернутом» положении  $\ell_2$  таком, что  $\ell_1 \neq \ell_2$ .

## 5.2. Описание установки

На рис. 5.3 представлен физический оборотный маятник. Он представляет собой стальной стержень, на котором укреплены два массивных груза. Две легкие опорные призмы могут перемещаться по стержню и фиксироваться с помощью винтов в разных его точках. Маятник может колебаться в вертикальной плоскости, опираясь нижним ребром одной из призм на закрепленную на массивном штативе опорную площадку. Перемещая призмы по стержню, можно отыскать такие две сопряженные точки подвеса ( $O_1, O_2$ ), что при подвешивании оборотного маятника за одну или другую точку период колебаний останется неизменным.



**Рис. 5.3. Установка для определения ускорения свободного падения методом оборотного маятника**

Записав формулу периода колебаний для оборотного (физического) маятника и воспользовавшись теоремой Штейнера, получим выражения для определения периода колебания прямого и обратного положения маятника:

$$T_1 = 2\pi \sqrt{\frac{J_1}{mg\ell_1}} = 2\pi \sqrt{\frac{J_C + m\ell_1^2}{mg\ell_1}},$$

$$T_2 = 2\pi \sqrt{\frac{J_2}{mg\ell_2}} = 2\pi \sqrt{\frac{J_C + m\ell_2^2}{mg\ell_2}}.$$

Подвижные грузы закрепляют на стержне в несимметричных положениях (рис. 5.4): один груз – у конца стержня, а другой – вблизи его центра. В этом случае центр масс  $C$  маятника находится между подвижными грузами и смещен относительно середины стержня. Затем приблизительно определяют положение центра масс  $C$  маятника.

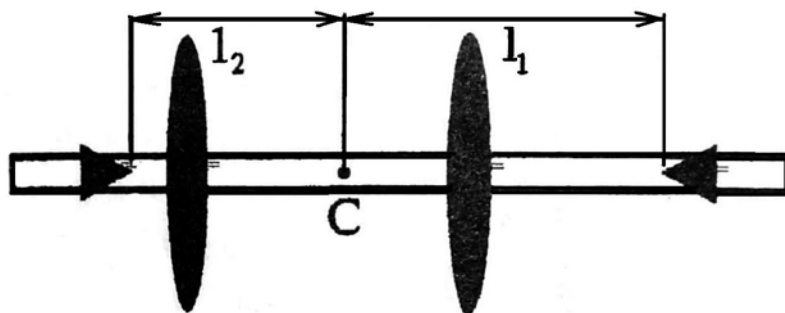


Рис. 5.4. Примерные положения грузов и опорных призм обратного маятника

Опорные призмы устанавливают по разные стороны от центра масс. Одна из опорных призм укрепляется справа на наибольшем возможном расстоянии от центра масс, т.е. вблизи конца стержня. Это делается с целью выйти как можно дальше из области минимума периода колебаний. В этом положении определяется период  $T(l_1)$  малых колебаний.

Затем, не меняя положения грузов, устанавливают вторую подвижную призму по другую сторону от центра масс вблизи точки  $C$  и определяют период колебаний  $T(l'_2)$  в этом положении.

Если оказалось, что  $T(l'_2) > T(l_1)$ , то вторую призму передвигают дальше от центра масс в положение  $l''_2$  и снова измеряют период колебаний  $T(l''_2)$ . Если же  $T(l'_2) < T(l_1)$ , то вторую опорную призму сдвигают чуть ближе к центру масс и снова измеряют период колебаний (рис. 5.4). Необходимо добиться совпадения периодов с точностью до  $(1 \div 2) \cdot 10^{-3} c$ .

В лабораторной установке период колебаний может быть определен с существенно более высокой точностью. Поэтому точность определения ускорения свободного падения  $\Delta g / g$  не может быть лучше 0,5% и бессмысленно добиваться полного совпадения периодов колебаний  $T(l_1)$  и  $T(l_2)$ .

Добившись совпадения периодов колебаний с точностью до  $(1 \div 2) \cdot 10^{-3} c$ , находят расстояние  $(l_1 + l_2)$  между призмами и по формуле (5.13) определяют  $g$ .

Отметим, что все измерения периодов колебаний  $T(\ell)$  следует проводить при малых угловых амплитудах, не превышающих  $(4 \div 5)^\circ$ , так как только в этом случае для периода колебаний маятника справедлива формула  $T = 2\pi\sqrt{J_0 / mg\ell}$ .

### 5.3. Экспериментальная часть

1. Закрепить подвижные грузы на стержне в положениях, приблизительно соответствующих рис. 5.4. Передвигая стержень по опорной площадке штатива, найти приблизительно положение центра масс  $S$  маятника.

2. Укрепить одну из подвижных призм справа на максимально возможном расстоянии  $\ell_1$  от центра масс. Определить период колебаний маятника  $T_1(\ell_1)$  при данном положении опорной призмы. Период  $T$  найти по времени, за которое маятник совершает 10 колебаний малой амплитуды ( $A \sim (4 \div 6)^\circ$ ).

3. Укрепляя вторую подвижную призму левее центра масс на небольшом расстоянии  $\ell_2$  от него, добиться совпадения периода колебаний  $T_2(\ell_2)$  в этом положении с ранее найденным периодом колебаний  $T_1(\ell_1)$ . Равенство  $T(\ell_1) = T(\ell_2)$  должно выполняться с точностью  $(1 \div 2) \cdot 10^{-3} c$ .

4. Измерить расстояние  $(\ell_1 + \ell_2)$  между призмами и по формуле (5.13) вычислить ускорение свободного падения  $g$ . При этом следует учитывать, что период колебаний равен  $T = T_1(\ell_1) = T_2(\ell_2)$ .

5. Рассчитать абсолютную погрешность для ускорения свободного падения.

#### В письменном отчете представить:

- расстояние  $\ell_1 + \ell_2$ ;
- период колебаний  $T$  и погрешность  $(T_1(\ell_1) - T_2(\ell_2)) / T$  в %;
- формулу для расчета  $\Delta g$ ;
- ускорение свободного падения в виде  $g \pm \Delta g$ .

#### Контрольные вопросы:

1. Дать определение основных физических величин кинематики вращательного движения (скорости  $\omega$ ; ускорения  $\varepsilon$ ), записать кинематические уравнения.

2. Сформулировать определения и записать формулы физических величин динамики вращательного движения материальной точки:  $M_i$  – момента силы,  $J_i$  – момента инерции,  $L_i$  – момента импульса.
3. Сформулировать теорему Гюйгенса-Штейнера.
4. Как определить момент инерции однородного тела правильной геометрической формы?
5. В чем различие математического и физического маятников?
6. Зависит ли период колебаний физического маятника от его массы?
7. Почему формулами  $T = 2\pi\sqrt{\frac{\ell}{g}}$  и  $T = 2\pi\sqrt{J / mg\ell}$  можно пользоваться только в случае малых колебаний?
8. Вывести формулу для определения  $g$  методом математического маятника.
9. Как изменится угловая скорость вращения человека, сидящего на скамье и держащего в вытянутых руках гантели, если человек прижмет руки к себе (скамья вращается вокруг вертикальной оси)? Для чего гимнаст во время прыжка через голову прижимает к туловищу руки и ноги?

## Лабораторная работа № 6

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОТНОШЕНИЯ $C_p / C_v$ И СКОРОСТИ ЗВУКА В ВОЗДУХЕ МЕТОДОМ АКУСТИЧЕСКОГО РЕЗОНАНСА

**Цель работы:** 1) изучить законы идеального газа; 2) ознакомиться с резонансным методом определения скорости звука в воздухе методом стоячей волны; 3) определить отношение  $C_p / C_v$ .

**Приборы и принадлежности:** установка для определения скорости звука в воздухе методом акустического резонанса, электронный осциллограф, звуковой генератор.

#### 6.1. Теоретическая часть

Состояние газа определяется с помощью трех термодинамических параметров состояния: давления  $P$ , температуры  $T$  и объема  $V$ .

Газ, в котором можно пренебречь силами межмолекулярного взаимодействия и размерами молекул, называется идеальным.

Состояние идеального газа описывается уравнением Клапейрона-Менделеева:

$$PV = \frac{m}{\mu} RT = \nu RT, \quad (6.1)$$

где  $m$  – масса газа;  $\mu$  – молярная масса газа;  $R=8,31$  Дж/мольК – универсальная газовая постоянная.

**Внутренняя энергия** идеального газа является функцией состояния, т.е. зависит только от температуры, что следует из основного уравнения молекулярно-кинетической теории (МКТ):

$$U(T) = \frac{m}{\mu} \cdot \frac{i}{2} RT, \quad (6.2)$$

где  $i$  – число степеней свободы поступательного и вращательного движения молекул газа.

Изменение энергии при теплообмене определяется **количеством тепла  $Q$** . Количество тепла, необходимое для повышения температуры тела на один градус Кельвина, называется **теплоемкостью  $C$** :

$$C = \frac{dQ}{dT} \text{ Дж/К.} \quad (6.3)$$

Полная теплоемкость тела  $C$  связана с удельной теплоемкостью  $c$ , имеющей размерность Дж/кгК, соотношением  $C = mc$ , где  $m$  – масса тела. Для газов принято пользоваться молярной теплоемкостью  $C_\mu$ .

Теплоемкость одного моля газа  $\frac{m}{\mu} = 1$  называется молярной теплоемкостью, а теплоемкость 1 кг вещества – удельной теплоемкостью  $c$ . Молярная теплоемкость  $C_\mu$  имеет размерность Дж/мольК и связана соотношением с удельной теплоемкостью  $C_\mu = c\mu$ . Полная теплоемкость  $C$  связана с удельной теплоемкостью  $c$  и молярной теплоемкостью  $C_\mu$  соотношением:

$$C = mc = \frac{m}{\mu} C_\mu. \quad (6.4)$$

Первое начало термодинамики устанавливает, что количество теплоты  $dQ$ , переданное какой-либо системе, затрачивается на увеличение ее внутренней энергии  $dU$  и работу  $dA$ , совершаемую системой против внешних сил:

$$dQ = dU + dA. \quad (6.5)$$

С учетом (6.2) и  $dA = PdV$ , первое начало термодинамики для идеального газа имеет вид:

$$dQ = \frac{m}{\mu} \cdot \frac{i}{2} R dT + PdV. \quad (6.6)$$

Разделив уравнение (6.5) на  $dT$  и учитывая (6.3), получим:

$$C = \frac{dU}{dT} + \frac{dA}{dT}. \quad (6.7)$$

Из этого следует, что теплоемкость газа существенно зависит от способа изменения состояния газа.

### Основные процессы изменения состояния одного моля газа

#### 1. Изохорический процесс ( $V = \text{const}$ )

Так как элементарная работа газа  $dA = PdV$ , то в этом случае  $A = 0$ . При этом (6.4) перепишем в виде

$$dQ = dU,$$

следовательно, молярная теплоемкость при изохорном процессе равна

$$C_V = \frac{dU}{dT}; \quad C_V = \frac{i}{2} R, \quad (6.8)$$

где величину  $C_V$  называют теплоемкостью моля газа при постоянном объеме.

## 2. Изобарический процесс ( $P = \text{const}$ )

В изобарическом процессе подводимое тепло расходуется и на увеличение внутренней энергии, и на совершение газом работы по расширению, против внешнего давления. В этом случае первое начало термодинамики запишется следующим образом:  $dQ = dU + PdV$ , и, поделив на  $dT$ , получим

$$\frac{dQ}{dT} = \frac{dU}{dT} + \frac{PdV}{dT}. \quad (6.9)$$

Величина  $dQ/dT$ , отвечающая постоянному давлению, определяет теплоемкость газа при постоянном давлении  $C_P$ . Величина  $dU/dT$ , согласно (6.8), равна  $C_V$ . Поэтому получаем

$$C_P = C_V + \frac{PdV}{dT},$$

или с учетом того, что  $P \frac{dV}{dT} = R$  (из уравнения (6.1) для 1 моля газа)

$$C_P = C_V + R,$$

или

$$C_P - C_V = R. \quad (6.10)$$

Следовательно,  $C_P > C_V$  на величину  $R$ , т.е. энергетически более выгодным является изохорный процесс. Соотношения (6.10) называют уравнением Майера.

## 3. Изотермический процесс ( $T = \text{const}$ ).

Уравнение состояния  $PV = \nu RT$  переходит в закон Бойля-Мариотта

$$pV = \text{const}, \quad (6.11)$$

а первое начало запишется

$$dQ = dA. \quad (6.12)$$

При этом все подводимое тепло переходит в работу и теплоемкость  $C_T \rightarrow \infty$ , так как  $dT = 0$

$$C_T = \frac{dQ}{dT} \rightarrow \infty.$$

4. Адиабатический процесс – это процесс, происходящий без теплообмена с окружающей средой, т.е.  $dQ = 0$ . Первое начало запишется:

$$0 = dU + dA \text{ или } dA = -dU,$$

т.е. работа расширения или сжатия газа происходит за счет внутренней энергии газа. Теплоемкость в этом случае равна нулю.



Уравнение адиабаты можно вывести, исходя из первого начала термодинамики и условия, что  $dQ = 0$ :

$$dQ = C_V dT + PdV = 0. \quad (6.13)$$

Дифференцируя уравнение Менделеева-Клапейрона для 1 моля,  $PV = RT$ , получаем  $PdV + VdP = RdT$ , или

$$dT = \frac{PdV + VdP}{R}. \quad (6.14)$$

Подставляя (6.14) в (6.13), получим:

$$\frac{C_P}{R} PdV + \frac{C_V}{R} VdP + PdV = 0. \quad (6.15)$$

Преобразуя соотношение (6.15), с учетом уравнения Майера приходим к уравнению

$$(C_V + R)PdV + C_V VdP = 0,$$

или

$$C_P PdV + C_V VdP = 0,$$

или

$$\frac{C_P}{C_V} PdV + VdP = 0.$$

Обозначим величину  $\frac{C_P}{C_V} = \gamma$ , в результате переходим к уравнению

$$\gamma PdV + VdP = 0,$$

интегрируя которое, получим

$$PV^\gamma = const. \quad (6.16)$$

Это выражение получило название уравнения Пуассона. Величина  $\gamma$  называется **показателем адиабаты**.

Определение  $C_V$  экспериментально является сложной задачей, поэтому, зная  $\gamma$  и  $C_P$ , можно это сделать достаточно просто. В сплошной однородной среде, каковой будем считать воздух в стеклянном цилиндре нашей установки, выделим мысленно некоторый объем  $dV = Sdx$ , где  $S$  – площадь поперечного сечения цилиндра. Пусть кратковременный импульс силы  $F$  (движение поршня в цилиндре) вызывает смещение частиц среды (воздуха) в узком слое, прилегающем к сечению поршня  $S$ . В этом слое возникают упругие силы, стремящиеся остановить частицы первого слоя и привести в движение частицы второго слоя. В итоге действие упругих сил

приведет к деформации сжатия в этом слое и к ее возникновению в следующем. Таким образом, импульс деформации сжатия передается от слоя к слою с некоторой скоростью  $\nu$  (иной, чем скорость движения смещающихся частиц).

Если вязкость в воздухе пренебрежимо мала, то можно этот импульс приравнять к импульсу внешней силы

$$Fdt = \Delta\rho Sdx \cdot \nu,$$

так как  $Fdt = d(m\nu)$ , а  $dm = \Delta\rho dV = \Delta S\rho dx$ .

Учитывая, что  $dx/dt = \nu$ , получаем выражение для квадрата скорости

$$\nu^2 = \frac{F}{S \cdot \Delta\rho}.$$

С учетом того, что дополнительное давление в слое определяется соотношением  $F/S = \Delta P$ , получаем

$$\nu = \sqrt{\frac{\Delta P}{\Delta\rho}}. \quad (6.17)$$

Используя уравнение Клапейрона-Менделеева (6.1)

$$\Delta PV = \frac{m}{\mu} RT,$$

получаем:

$$\Delta P = \frac{m}{V} \cdot \frac{RT}{\mu},$$

где  $\frac{m}{V} = \rho$ . Разделив левую и правую части уравнения на  $\Delta\rho$ , запишем:

$$\frac{\Delta P}{\Delta\rho} = \frac{RT}{\mu}. \quad (6.18)$$

Подставим (6.18) в выражение (6.17) и получим формулу Ньютона для изотермического процесса:

$$\nu = \sqrt{\frac{RT}{\mu}}. \quad (6.19)$$

Значение скорости, вычисленное по (6.19), не соответствует экспериментальным данным ( $\nu = 320$  м/с).

Поправку внес Лаплас, который показал, что процесс сгущения и разрежения среды происходит настолько быстро, что его можно считать адиабатическим и пользоваться для расчета скорости распространения звуковой волны (каковой являются периодические сжатия и разрежения воздуха) уравнением адиабаты

$$PV^\gamma = const, \quad \text{где } \gamma = \frac{C_P}{C_V}.$$

Поэтому вместо формулы Ньютона (6.19) мы будем пользоваться формулой Лапласа

$$v = \sqrt{\gamma \frac{RT}{\mu}}. \quad (6.20)$$

Расчеты скорости звука по ней хорошо согласуются с опытными результатами. Из (6.20) следует,

$$\gamma = \frac{\mu v^2}{RT}. \quad (6.21)$$

Итак, измерив при определенной температуре  $T$  скорость звука в газе  $v$  и зная молярную массу газа  $\mu$ , можно по формуле (6.21) вычислить одну из важнейших термодинамических характеристик – показатель адиабаты  $\gamma$ .

В предлагаемой работе скорость звука измеряется методом стоячих волн, образующихся в столбе газа, заключенного в трубе. Один конец трубы закрыт поршнем, у другого расположена мембрана динамика. При включении звукового генератора колебания мембраны вызывают распространение звуковой волны, которая интерферирует с волной, отраженной от поверхности поршня.

Если частота колебаний совпадает с одной из частот собственных колебаний воздушного столба (явление резонанса), то в трубе устанавливаются стоячие звуковые волны.

Рассмотрим случай, когда затухание в среде невелико, амплитуды падающей и отраженной волн одинаковы и равны  $A_0$ .

При отражении волны от более плотной преграды в точке отражения как бы теряется половина волны, т.е. фаза отраженной волны меняется на  $\pi$ .

Тогда уравнения волны для падающей и отраженной волн имеют вид:

$$Y_{nad} = A_0 \sin(\omega t - kx) = A_0 \sin \omega \cdot \left( t - \frac{x}{v} \right), \quad (6.22)$$

$$Y_{omp} = A_0 \sin(\omega t + kx) = A_0 \sin \omega \cdot \left( t + \frac{x}{v} \right),$$

где  $k = \frac{\omega}{v} = \frac{2\pi}{\lambda}$  – волновое число,  $v$  – скорость распространения волны,  $\omega$  и  $\lambda$  – частота и длина волны.

Складывая оба уравнения и применяя формулу для суммы синусов, получаем:

$$Y = Y_{над} + Y_{отр} = 2A_0 \cos \frac{\omega}{v} x \cdot \sin \omega t. \quad (6.23)$$

Уравнение

$$Y = 2A_0 \cos \frac{\omega}{v} x \cdot \sin \omega t \quad (6.24)$$

называется **уравнением стоячей волны**, где величина  $A = 2A_0 \cos \frac{\omega}{v} x$  является амплитудой колебаний в точке с координатой  $x$  и не зависит от времени. Амплитуда колебаний зависит от координаты  $x$  точки наблюдения, т.е. амплитуды колебаний различных точек различны. Точки, в которых амплитуда  $A = A_{max}$ , называются пучностями стоячей волны, а точки, где  $A = 0$  – узлами стоячей волны (рис. 6.1).

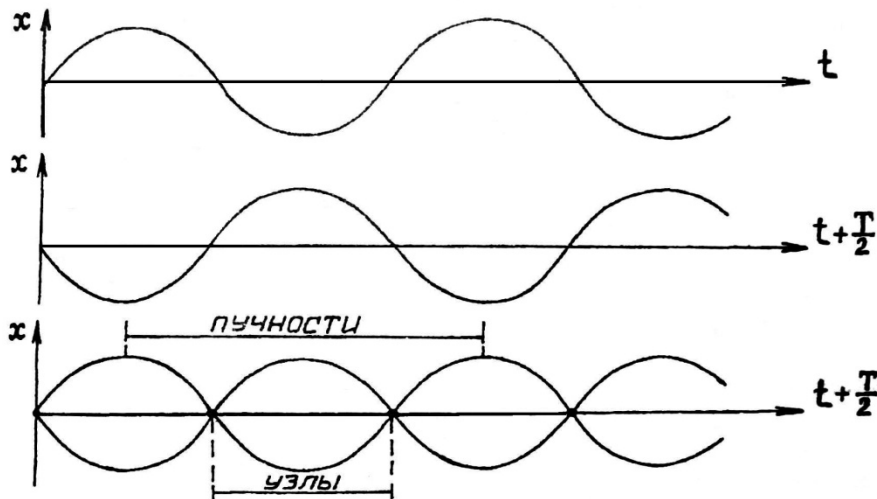


Рис. 6.1. Сложение падающей и отраженной волн

Расстояние между соседними узлами  $\ell$  можно найти из условия:

$$\cos \frac{\omega}{v} x = 0$$

( $A = 0$  – узел), отсюда следует, что  $\frac{\omega}{v} x = \frac{\pi}{2} + n\pi$ , тогда (с учетом того, что

$\omega = \frac{2\pi}{T}$ , а  $v \cdot T = \lambda$ )  $\omega \frac{x}{v} = \frac{\pi}{2} + n\pi$ , откуда

$$x_n = \left( n + \frac{1}{2} \right) \frac{\lambda}{2} \quad \text{и} \quad x_{n+1} = \left( n + \frac{1}{2} + 1 \right) \frac{\lambda}{2}.$$

Расстояние между указанными точками

$$\Delta x = \ell = x_{n+1} - x_N,$$

$$\ell = \left( n + 1 + \frac{1}{2} \right) \frac{\lambda}{2} - \left( n + \frac{1}{2} \right) \frac{\lambda}{2} = \frac{\lambda}{2}. \quad (6.25)$$

Итак, расстояние между соседними узлами равно

$$\ell = \frac{\lambda}{2}.$$

Этой же величине равно расстояние между соседними пучностями. Нетрудно показать, что расстояние между соседними пучностями и узлами равно  $\frac{\lambda}{4}$ .

Так как стоячая волна является результатом сложения двух волн, распространяющихся в противоположные стороны, то результирующий поток энергии равен 0. Значит, **стоячая волна энергию не переносит**.

В случае отражения упругой волны от более плотной среды (поршня) собственные частоты определяются из условия (6.25). Если на длине воздушного столба  $L$  установилась стоячая волна, то на этой длине укладывается целое число полувольт, т.е.

$$L = n \frac{\lambda}{4} \quad (n = 1, 2, 3 \dots).$$

С учетом того, что  $\lambda = \frac{v}{\nu}$ ,

$$L = n \frac{v}{4\nu},$$

откуда 
$$\nu = n \frac{v}{4L}. \quad (6.26)$$

При совпадении собственной частоты  $\nu$  с частотой вынуждающей силы (частота генератора) амплитуда стоячей волны резко возрастает – наблюдается **явление резонанса**. Наименьшая разность длин двух воздушных столбов, в которых возникает резонанс в закрытой трубе, равна:

$$\ell = L_{n+1} - L_n = (n + 1) \frac{\lambda}{4} - n \frac{\lambda}{4} = \frac{\lambda}{4},$$

$$\ell = \frac{\lambda}{4} \quad \text{или} \quad \lambda = 4\ell.$$

Учитывая, что  $\lambda = \frac{v}{\nu}$ , получаем

$$\frac{v}{v} = 2l \rightarrow v = 2lv, \quad (6.27)$$

где  $l$  – расстояние между двумя последовательными резонансами,  $v$  – скорость звука в воздухе.

Таким образом, скорость звука в воздухе можно определить на любой частоте колебаний источника, если, непрерывно изменяя длину воздушного столба, находить  $l$ .

## 6.2. Описание установки

Для получения резонанса стоячих волн используется установка (рис. 6.2), состоящая из стеклянной трубки с поршнем, соединенной со звуковым генератором. Внутри трубки находится воздух с молярной массой  $\mu$  (выбирается из таблиц).

Генерируемые звуковым генератором электромагнитные колебания с помощью телефонной капсулы преобразуются в упругие колебания столба воздуха в трубе. Колебания воздушного столба передаются электрическому датчику, а от него поступают на осциллограф.

При колебаниях мембраны телефона по трубке распространяется волна, которая интерферирует с волной, отраженной от поверхности поршня. В результате, если частота колебаний мембраны совпадает с одной из частот собственных колебаний воздушного столба (явление резонанса), в трубе устанавливаются стоячие волны.

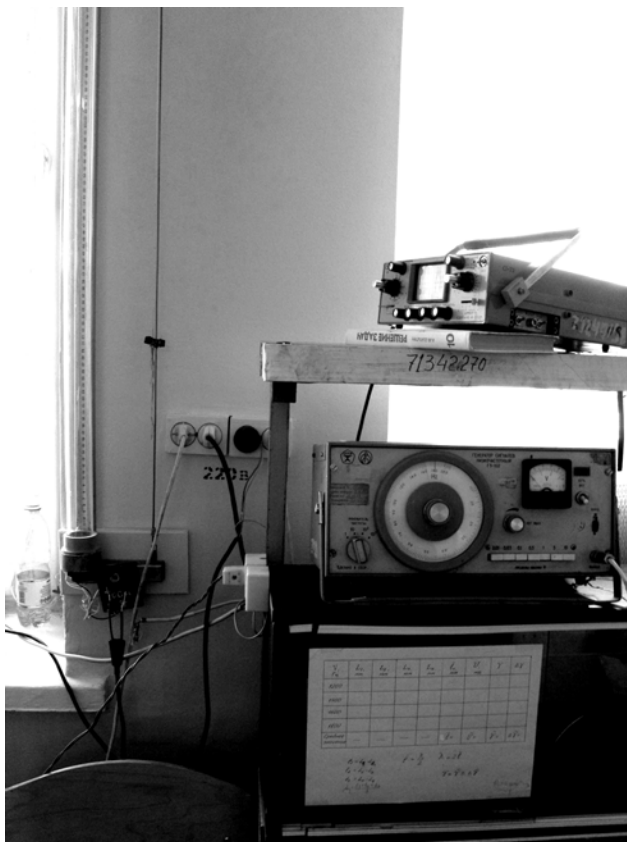


Рис. 6.2. Установка для наблюдения звукового резонанса

### 6.3. Порядок выполнения работы

1. Проверить правильность схемы экспериментальной установки.
2. Включить осциллограф и получить на экране горизонтальную линию развертки.
3. Включить звуковой генератор, установить частоту 1200 Гц.
4. Ручкой «усиление по вертикали» установить высоту осциллограммы на экране осциллографа так, чтобы она не выходила за пределы экрана.
5. Перемещая поршень, настроиться на резонанс (высота развертки максимальна) и зафиксировать значение  $L_n$  по делениям шкалы. Затем, перемещая поршень, добиться следующего резонанса и записать значение  $L_{n+1}$ . Найти разность отсчетов соседних положений поршня при резонансе. Эта величина дает значение половины длины стоячей волны  $\ell = \lambda / 2$ .

Каждую настройку трубы в резонанс провести не менее трех раз, определяя положение поршня как среднее арифметическое

$$\bar{\ell}_{(v=1200)} = \frac{\ell_1 + \ell_2 + \ell_3}{3}, \quad \text{где } \ell_i = L_{n+1} - L_n.$$

6. Подобные измерения провести на частотах 1200, 1400, 1600, 1800 Гц.
7. Используя соотношение (6.27), рассчитать скорость звука в воздухе и затем, используя формулу (6.21), определить значение  $\gamma = \frac{C_p}{C_v}$ .

Температуру воздуха в трубе принять равной комнатной.

8. Оценить ошибку измерений.
9. Данные измерений и вычислений занести в таблицу 6.1.

Таблица 6.1

| $\nu$ , Гц       | $L_1$ , мм | $L_2$ , мм | $L_3$ , мм | $L_4$ , мм | $\bar{\ell}$ , мм | $v$ , м/с | $\gamma$ | $\Delta\gamma$ |
|------------------|------------|------------|------------|------------|-------------------|-----------|----------|----------------|
| 1200             |            |            |            |            |                   |           |          |                |
| 1400             |            |            |            |            |                   |           |          |                |
| 1600             |            |            |            |            |                   |           |          |                |
| 1800             |            |            |            |            |                   |           |          |                |
| Средние значения | х          | х          | х          | х          | х                 |           |          |                |

### В письменном отчете представить:

- результаты эксперимента и вычислений представить в табл. 6.1;
- расчетное значение  $\bar{v}$  звука в воздухе и длины волны  $\lambda$  на соответствующей частоте;
- расчетное значение  $\gamma$ ;
- погрешности измеренных и расчетных величин.

### Контрольные вопросы:

1. Что понимают под идеальным газом? Основное уравнение молекулярно-кинетической теории газов, Каким уравнением описывается состояние идеального газа?
2. Объясните законы идеального газа для изопроцессов. Запишите формулы газовых законов для изопроцессов.
3. Сформулируйте и запишите первое начало термодинамики. Что такое теплота, внутренняя энергия и работа, записать формулы?
4. Что такое теплоемкость, молярная теплоемкость, удельная теплоемкость, от чего она зависит? Теплоемкость жидкостей и твердых тел.
5. Применение первого начала термодинамики к изопроцессам. Вывод уравнения Майера.
6. Что такое  $\gamma$ ; для какого изопроцесса  $\gamma$  имеет практическое значение?
7. Получить уравнение бегущей волны. Назвать основные свойства и характеристики бегущей волны.
8. Объяснить, как возникает резонанс воздушного столба в трубе. Что такое собственная частота столба воздуха в трубе?
9. Образуется ли стоячая волна в трубе, если убрать поршень?



## **Лабораторная работа № 7**

### **ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОБЛАСТИ СЛЫШИМОСТИ УХА МЕТОДОМ ПОРОГОВ**

**Цель работы:** 1) ознакомиться с работой аудиометра автоматизированного АА-02; 2) исследовать работу слухового анализатора методом тональной пороговой аудиометрии на разных частотах от 125 до 8000 Гц; 3) проанализировать полученные аудиограммы.

**Приборы и материалы:** аудиометр автоматизированный АА-02, наушники, компьютер.

#### **7.1. Теоретическая часть**

##### ***7.1.1. Основные понятия аудиометрии***

Проблемы со слухом встречаются у 4-6 % населения земного шара. По данным Минздрава РФ острая сенсоневральная тугоухость составляет 62,2 % среди заболеваний внутреннего уха, требующих экстренной ЛОР-помощи. Сенсоневральная тугоухость относится к числу социально значимых заболеваний, поражает все возрастные группы населения.

Функциональная характеристика слухового анализатора имеет важное значение не только для диагностики ушных заболеваний, но и для профотбора (отбор кандидатов для некоторых профессий, определение выносливости). Особенно важным является массовое исследование детей с целью выделить группы с начинающимися нарушениями слуха (для последующей профилактики тугоухости). Наконец, большую роль играют методы функционального исследования уха при выборе приборов, улучшающих слух. Каждая из упомянутых задач имеет определенный объем и свой метод исследования функций звукового анализатора. Картина заболевания бывает иногда настолько ясна, что используют только самые несложные приемы, позволяющие получить достаточные сведения о функциональных способностях уха.

Воздействуя на слух, звук вызывает раздражение. В свою очередь раздражение создает у человека субъективный эффект – ощущение. Раздражение и его параметры – это физические величины, которые могут быть измерены.

Считается, что люди воспринимают механические колебания окружающей среды с частотой от 16 до 20000 Гц как звук. Однако индивидуаль-

ные возможности слуха очень варьируются, нередко ухудшаются с возрастом или в результате перенесенных заболеваний. Знание порога звукового ощущения на различных частотах является важнейшим диагностическим фактором, позволяющим в ряде случаев решать вопрос о локализации патологических изменений органа слуха (среднее или внутреннее ухо) и возможности оперативного вмешательства.

Под **порогом слухового ощущения** понимают **наименьшую** интенсивность (силу звука) данной частоты, которая еще ощущается ухом.

Субъективной характеристикой звука является его **громкость**. Человек воспринимает звук в очень большом интервале изменений силы звука. При этом приближенно соблюдается закон Вебера-Фехнера: **если увеличивать раздражение в геометрической прогрессии (т.е. в одинаковое число раз), то ощущение этого раздражения возрастет в арифметической прогрессии (т.е. на одинаковую величину).**

Математически это означает, что громкость звука пропорциональна логарифму интенсивности звука. Если действуют два звуковых раздражителя с интенсивностями  $J$  и  $J_0$ , причем  $J_0$  – порог слышимости, то, в соответствии с законом Вебера-Фехнера, громкость  $L$  может быть записана так:

$$L = k \lg \frac{J}{J_0}, \quad (7.1)$$

где  $k$  – коэффициент пропорциональности, зависящий от частоты и интенсивности. Установлено, что на частоте 1000 Гц шкалы громкости и интенсивности звука полностью совпадают, т.е.  $k = 1$ . Следовательно, громкость на других частотах можно измерить, сравнивая исследуемый звук со звуком 1 кГц. Измеряют интенсивность звука, при которой возникнет слуховое ощущение, а затем его сравнивают с порогом слышимости на частоте 1 кГц, согласно выражению (7.1).

Громкость принято измерять в специальных логарифмических единицах: белах и децибелах. Уровень громкости  $L$  определяется как десятичный логарифм отношения пороговой силы звука  $P_n$  (мощность  $P_n$  в Вт/см<sup>2</sup>) к данной  $J_0(P_0)$ :

$$L = \lg \frac{P_n}{P_0} \text{ Б}, \quad (7.2)$$

или

$$L = 10 \lg \frac{P_n}{P_0} \text{ дБ}. \quad (7.3)$$

### 7.1.2. Компьютерная аудиометрия

Существует довольно много различных диагностических процедур, которые позволяют получить объективные результаты и определить степень тяжести тугоухости и причины ее развития. Аудиометрия это эффективная процедура, которая позволяет определить остроту слуха и выявить различные нарушения. Исследование выполняется с помощью аудиометра – это электроакустический прибор, который превращает переменные электрические напряжения в звуки.

Слышимость измеряют в децибелах. Благодаря данному исследованию врач имеет возможность сравнить полученные данные с показателями нормы. Компьютерная аудиометрия считается самым объективным методом исследования слуха на сегодняшний день. Она основывается на человеческих безусловных рефлексам, которые возникают при звуковом раздражении уха, поэтому обмануть аппарат практически невозможно

Участие пациента во время такой диагностики минимально, поэтому данная технология может с успехом использоваться у детей раннего возраста, а также у больных с тяжелейшими психическими нарушениями. Компьютерная диагностика слуха позволяет определить остроту слуха у пациентов, перенесших травмы головного мозга, инсульты или имеющих в области головы всевозможные опухоли. Такой метод считается наиболее информативным и полностью безопасным. Пациент не может оказать какого-либо влияния на исследование.

На рис. 7.1 представлена типичная аудиограмма для нормального среднестатистического уха человека.

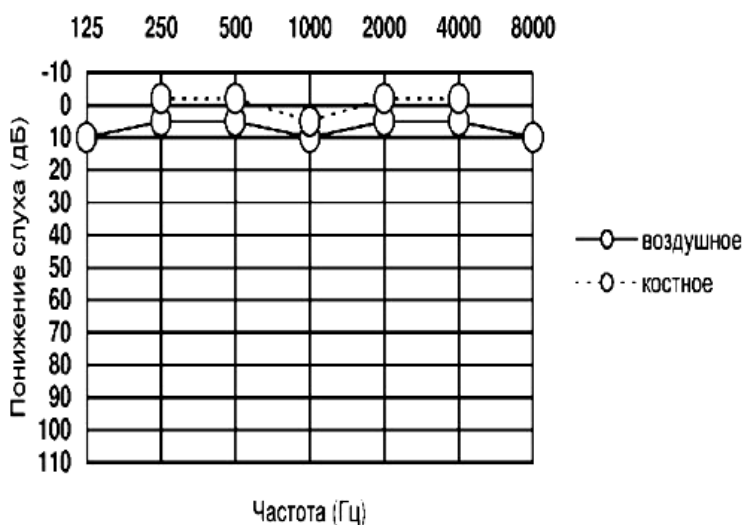


Рис. 7.1. Аудиограмма нормального уха

## 7.2. Описание установки

Аудиометр автоматизированный АА-02 (рис. 7.2) предназначен для оценки функционального состояния слухового анализатора человека путем определения порогов слышимости по воздушному и костному звукопроведению методом сравнения слуха обследуемого с характеристиками, эквивалентными порогу слышимости отологически нормального человека, а также путем проведения надпороговых тестов.

Аудиометр может быть подключен к компьютеру через интерфейсное устройство. В этом случае появляется возможность отображать аудиogramмы на экране монитора, хранить, просматривать и распечатывать результаты обследований, создавать и редактировать картотеки пациентов используя программу обработки результатов аудиометрических обследований.



Рис. 7.2. Внешний вид аудиометра АА-02

## 7.3. Экспериментальная часть

### 7.3.1. Порядок выполнения работы

1. Проверить компьютер – он должен быть включен преподавателем или лаборантом.
2. На рабочем столе ПК в папке **Слух** открыть программу **Слух**.
3. В пункте меню **Картотека** выбрать команду **Открыть** и в открывшемся запросе **Открытие картотеки** выбрать название картотеки по

группе и нажать кнопку **Открыть**. Окно **Открытие картотеки** закроется и откроется окно **Картотека**, при этом также появится меню окна **Картотека**.

4. Создать карточку пациента, для этого в выбранной картотеке в окне **Карточка** щёлкнуть по кнопке **Создать**, на фоне окна **Картотека** откроется окно **Карточка**. Заполните карточку нового пациента. При этом обязательным является заполнение полей **Фамилия, Имя, Отчество, Дата рождения**. Поле **Дата рожд.** заполняется в форме **чч.мм.гггг** (например 12.05.1992). В графе **Пол** щелкните по символу **▼** и выберите в списке **М** или **Ж**. После заполнения обязательных полей активируется кнопка **Сохранить**. Щелкните по кнопке **Сохранить**, и новая карточка появится в списке окна **Картотека**, а окно **Карточка** закроется. Если карточка с такими же данными обязательных полей уже была в картотеке, программа предупредит о возможном создании дубликата карточки. Новая карточка появится в списке, при этом фамилия пациента будет выделена синим цветом.

5. В имени окна **Картотека** должна быть указана фамилия обследуемого. Нажать на соответствующую фамилию пациента. При этом закроется окно **Картотека** и откроется окно **Обследование** и появится меню окна **Обследование**. В заголовке этого окна отображается фамилия, имя, отчество пациента выбранной карточки.

6. На аудиометре проверить подключение наушников, кнопки пациента **«Ответ»**, сетевого шнура, интерфейсного устройства к соответствующим разъемам на задней панели аудиометра.

7. Подключить аудиометр к сети и включить его нажатием тумблера на задней панели аппарата. На индикаторе аудиометра появится следующее изображение:

|                                            |                                 |
|--------------------------------------------|---------------------------------|
| <b>Тон: 1000 Hz</b><br><b>ПРАВОЕ ВОЗД.</b> | <b>ПОДАЧА</b><br><b>АВТОМАТ</b> |
|--------------------------------------------|---------------------------------|

При обследовании в автоматизированном режиме воздушной проводимости в наушники (сначала в правый) подаются в определенной последовательности звуковые сигналы частотой 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000, 750, 500, 250, 125.

После определения порогов слышимости правого уха процесс повторяется для левого уха с тем же порядком предъявления частот.

8. Обследуемый должен надеть правильно наушники («красный» – правое ухо; «синий» – левое ухо) и взять в руки кнопку пациента «**Ответ**».

Эту кнопку необходимо нажимать и отпускать при появлении звука в наушниках.

9. На аудиометре нажать кнопку **Сброс**, при этом результаты предыдущего обследования будут удалены.

10. Нажать кнопку **Прогр**, на индикаторе аппарата появится перечень частот.

11. После проверки перечня нажмите кнопку **АВТ**, аудиометр готов к работе.

12. Обследуемый должен нажать и отпускать кнопку **Ответ**, при этом аудиометр автоматически переходит в режим тренировки. Тренировка проводится с целью научить обследуемого правильно нажимать кнопку (правильным считается нажатие во время звучания тона в телефоне). Если обследуемый не отвечает или не дает трех правильных ответов подряд, включается звуковой сигнал, на индикаторе аппарата появится сообщение:

**ТРЕНИРОВКА НЕ ПРОШЛА. НАЖМИТЕ КНОПКУ АВТ.**

В этом случае необходимо нажать кнопку **Авт** и запустить повторно программу тренировки нажатием кнопки пациента **Ответ**. Если обследуемый успешно выполняет тренировку аудиометр автоматически перейдет к определению порогов слышимости. После того, как пройдет обследование, включится звуковой сигнал.

13. По окончании обследования нажать на аудиометре последовательно кнопки **Воспр.** и **Печать**. На компьютере появится аудиограмма и данные в таблице.

14. На экране монитора нажать на пульсирующую кнопку **Сохранить**.

15. Для сохранения графиков на компьютере нажмите клавишу **prt sc**.

16. Закрывать все окна символом .

17. На компьютере открыть программу **Paint**, затем нажать клавишу **Вставить**, на экране монитора появятся графики, которые сохраните на флешку.

Данные исследования, выведенные на экран монитора, занести в таблицу 1.

Таблица 1

| № п/п | $f$ , Гц | $lg f$ | $L$ , дБ |        |
|-------|----------|--------|----------|--------|
|       |          |        | Левое    | Правое |
| 1     | 125      |        |          |        |
| 2     | 250      |        |          |        |
| 3     | 500      |        |          |        |
| 4     | 750      |        |          |        |
| 5     | 1000     |        |          |        |
| 6     | 1500     |        |          |        |
| 7     | 2000     |        |          |        |
| 8     | 3000     |        |          |        |
| 9     | 4000     |        |          |        |
| 10    | 6000     |        |          |        |
| 11    | 8000     |        |          |        |

Построить кривые слышимости для левого и правого уха.

**В письменном отчете представить:**

- частоту наилучшей слышимости;
- диапазон слышимости;
- таблицу и график зависимости порога слышимости левого и правого уха от частоты звука в полулогарифмическом масштабе.

**Контрольные вопросы:**

1. Какова природа звука? Как меняется скорость распространения звука в зависимости от свойств среды? Распространяется ли звук в вакууме?
2. Запишите уравнение звуковой волны. Какие вы знаете субъективные и объективные характеристики звуковых волн?
3. Дайте определение физическим характеристикам звука: тону, шуму, звуковому удару.
4. Каковы физические основы устройства аппарата речи человека?
5. Объяснить работу слухового аппарата человека.
6. Что такое порог слухового ощущения, болевой порог и граничные частоты?
7. В чем суть закона Вебера-Фехнера? Запишите формулу.

8. В чем суть аудиометрии? Каковы особенности компьютерной аудиометрии?

9. Дайте определение характеристикам слухового ощущения: высота тона, тембр, громкость. Какова связь между физическими и слуховыми характеристиками?

10. Почему при построении аудиограммы рекомендуется использовать логарифмический масштаб по оси абсцисс?

11. Назовите основные факторы воздействия шума на здоровье человека.



## Лабораторная работа № 8

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ УДЕЛЬНОЙ ТЕПЛОЕМКОСТИ И УДЕЛЬНОЙ ТЕПЛОТЫ ПАРООБРАЗОВАНИЯ ВОДЫ, ПРОВЕРКА УРАВНЕНИЯ ТЕПЛОВОГО БАЛАНСА

**Цель работы:** 1) изучение метода определения удельной теплоемкости воды и удельной теплоты парообразования; 2) экспериментальная проверка уравнения теплового баланса.

**Оборудование и материалы:** изотермический сосуд (термос), электрический нагреватель, термометр, секундомер, стеклянная палочка, мерная посуда, емкость до 1 л.

#### 8.1. Теоретическая часть

##### 8.1.1. Энергетический баланс организма

Аналитически первое начало термодинамики можно записать в виде:

$$dQ = dU + dA. \quad (8.1)$$

Оно показывает, что теплота  $dQ$ , получаемая системой, идет на увеличение внутренней энергии системы  $dU$  и на совершение системой работы  $dA$ .

Для жизнедеятельности организма энергия доставляется с пищей в виде энергии химических связей высокомолекулярных веществ. Учитывая, что у здорового организма его внутренняя энергия остается в среднем неизменной, закон сохранения энергии (или первое начало термодинамики) может быть сформулирован следующим образом: **количество теплоты  $Q$ , освобождающееся в организме при усвоении пищи, затрачивается на компенсацию потери теплоты  $S$  в окружающую среду и на совершаемую организмом работу  $A$ , т.е.**

$$Q = S + A. \quad (8.2)$$

Потеря теплоты организмом в окружающую среду представляет собой физический процесс и может осуществляться путем: а) конвекции и теплопроводности, б) излучения, в) испарения.

Испарение происходит с поверхности кожи и легочных альвеол, причем за сутки человек выделяет с выдыхаемым воздухом около 350 г водяного пара и испаряет до 500 г пота (при температуре окружающей

среды 18 °С), не выполняя интенсивной мышечной работы. Потеря энергии при испарении в этом случае составляет порядка 30 % от всех энергозатрат.

### **8.1.2. Парообразование. Испарение**

Парообразованием называется процесс перехода вещества из жидкого состояния в газообразное. Парообразование, происходящее при любой температуре со свободной поверхности, называется **испарением**.

Агрегатный переход из твердого состояния в газообразное называется возгонкой или **сублимацией**.

Рассмотрим процесс испарения. В жидкости, как во всяком теле, существуют (пусть в небольшом количестве) как очень «медленные», так и очень «быстрые» молекулы. Для того, чтобы вылететь из жидкости, молекула должна преодолеть воздействие поверхностного слоя, т.е. обладать достаточной энергией. Те из «быстрых» молекул, скорости которых направлены к поверхности, могут покинуть жидкость, «испариться». Испарение происходит при любой температуре. При испарении молекулы внутренней энергии вещества уменьшаются, следовательно, температура понижается. Поэтому для перевода в пар некоторой массы жидкости без изменения температуры надо совершить работу против молекулярных сил притяжения  $A_1$  и сил давления газа  $A_2$ . Это осуществляется путем передачи жидкости теплоты парообразования. Характеристикой этого процесса является **удельная теплота парообразования**. Эта величина определяет **количество теплоты, необходимое для обращения в пар единицы массы жидкости при температуре парообразования**

$$r = \frac{dQ}{dm} \frac{\text{Дж}}{\text{кг}}. \quad (8.3)$$

Полное количество теплоты, необходимое для превращения в пар жидкости массы  $m$

$$Q = mr. \quad (8.4)$$

Эта теплота необходима молекулам жидкости для того, чтобы совершить работу  $A_1$  против сил молекулярного притяжения и работу  $A_2$  против сил внешнего давления. Следовательно, пренебрегая потерями, можно написать:

$$Q = A_1 + A_2. \quad (8.5)$$

Работа  $A_1$ , совершаемая против сил молекулярного притяжения при испарении, численно равна разности внутренних энергий пара и жидкости:

$$A_1 = U_n - U_{жс}. \quad (8.6)$$

Работа, совершаемая против внешнего давления, равна

$$A_2 = P(V_n - V_{жс}), \quad (8.7)$$

где  $P$  – внешнее давление,  $V_n$  – объем пара,  $V_{жс}$  – объем жидкости.

Подставляя (8.4), (8.6) и (8.7) в уравнение (8.5), получим

$$mr = U_n - U_{жс} + P(V_n - V_{жс}). \quad (8.8)$$

Если при переходе из жидкости в пар одной молекулы против сил молекулярного сцепления совершается работа  $A_l^i$ , то при испарении жидкости в пар перейдет  $N_A m / M$  молекул и работа  $A_1$ ,

$$A_1 = N_A \frac{m}{M} A_l^i,$$

где  $M$  – масса одного моля вещества,  $N_A$  – число Авогадро. Тогда уравнение (8.8) переписывается как

$$mr = N_A \frac{m}{M} A_l^i + p(V_n - V_{жс}). \quad (8.9)$$

Сумма всех видов работ, затрачиваемых на испарение **единицы массы** жидкости, равна удельной теплоте парообразования:

$$r = \frac{A_1 + A_2}{m}$$

или, с учетом (8.9),

$$r = \frac{N_A}{M} A_l^i + \frac{p}{m} (V_n - V_{жс}). \quad (8.10)$$

Скорость испарения зависит от нескольких причин: от рода жидкости, от температуры, от площади поверхности, от скорости молекул газа над поверхностью, от давления над поверхностью.

### 8.1.3. Калориметрия

Если веществу передается какое-либо количество энергии (в любой форме), то изменяется его температура (за исключением агрегатных переходов и, вообще, изотермических процессов). Характеристиками такого изменения являются различные теплоемкости.

Удельная теплоемкость вещества измеряется количеством теплоты, необходимой для изменения температуры **единицы массы** вещества на 1 К.

$$c = \frac{dQ}{mdT}, \quad (8.11)$$

отсюда

$$dQ = cmdT. \quad (8.12)$$

Для конечного интервала температур

$$\Delta Q = mc(T_2 - T_1). \quad (8.13)$$

Количество теплоты в системе единиц СИ измеряется в джоулях, как и всякая другая энергетическая величина. Но пока широко распространена и другая единица количества теплоты – калория. **Одна калория** численно равно количеству теплоты, необходимому для нагревания 1 г дистиллированной воды от 19,5 до 20,5 °С.

#### 8.1.4. Уравнение теплового баланса

Рассмотрим некоторую систему тел, в которой не происходит никаких превращений энергии, кроме теплообмена. Так как для такой системы  $dA = 0$ , то первое начало термодинамики (8.1) примет вид

$$dQ = dU.$$

В процессе теплообмена внутренние энергии одних тел увеличиваются, других – уменьшаются, мерой этого изменения является количество теплоты, которое данное тело получило или отдало в процессе теплообмена.

Если система охватывает все тела, участвующие в теплообмене, первое начало термодинамики можно записать в виде *уравнения теплового баланса*:

$$\sum_{i=1}^n \Delta Q_i = 0. \quad (8.14)$$

**Алгебраическая сумма количеств теплоты, отданных и полученных всеми телами, участвующими в теплообмене, равна нулю.** Здесь  $\Delta Q_i > 0$  означает получение соответствующей порции внутренней энергии телами – **нагревание**,  $\Delta Q_i < 0$  – наоборот, **остывание**. Термины «нагревание» и «остывание» часто связывают с изменением температуры. Мы будем говорить о нагревании и остывании именно в смысле получения энергии, даже в изотермических процессах.

Практически пользуются уравнением теплового баланса, применяя его к **калориметру** (от латинского **calor** – тепло, жар). Это стакан, наполненный определенной жидкостью, снабженный термометром и иногда мешалкой. Для уменьшения потерь за счет теплопроводности между стака-

ном и внешним кожухом оставлен воздушный промежуток. Зная массы помещенных в калориметр веществ (включая массу стакана) и измерив температуру жидкости до и после теплообмена, можем написать уравнение теплового баланса. Пусть масса внутреннего стакана калориметра вместе с мешалкой –  $m_k$ , его удельная теплоемкость –  $c_k$ ; масса и удельная теплоемкость жидкости в калориметре –  $m_1$  и  $c_1$ ; масса, удельная теплоемкость и начальная температура помещаемого тела –  $m_2$ ,  $c_2$  и  $T_2$ ; температура жидкости и калориметра до процесса теплообмена –  $T_1$ , после процесса –  $T$ . Тогда уравнение теплового баланса имеет вид:

$$m_1c_1(T - T_1) + m_2c_2(T - T_2) + m_kc_k(T - T_1) = 0. \quad (8.15)$$

Из полученного уравнения можно найти одну величину, если известны все остальные. Для изотермического сосуда, применяемого в лабораторной работе, величину  $c_k$  можно считать пренебрежимо малой, тогда уравнение (8.15) примет вид:

$$m_1c_1(T - T_1) + m_2c_2(T - T_2) = 0. \quad (8.16)$$

В данной работе **уравнение теплового баланса проверяется на примере смешивания двух одинаковых жидкостей с разными температурами**. Тогда, считая, что изменение теплоемкости при изменении температуры незначительно ( $c_1 \approx c_2$ ), уравнение теплового баланса примет вид

$$m_1(T - T_1) + m_2(T - T_2) = 0, \quad (8.17)$$

или, раскрывая скобки, получим

$$mT - m_1T_1 - m_2T_2 = 0, \quad (8.18)$$

где  $m = m_1 + m_2$  – общая масса жидкостей после смешивания. Пренебрегая изменениями плотностей жидкости в этом процессе и зная, что  $m = \rho V$ , можно перейти к объемам:

$$VT = V_1T_1 + V_2T_2, \quad (8.19)$$

где  $V_1$ ,  $V_2$  – объемы жидкостей до смешивания и  $V = V_1 + V_2$ .

## 8.2. Описание установки

Лабораторная установка изображена на рис. 8.1. В изотермический сосуд, именуемый далее термосом, опущен электрический нагреватель (кипятильник), питающийся от сетевого напряжения 220 В. Термос заполнен исследуемой жидкостью – водой. Ограничитель, закрепленный на сетевом проводе, устанавливает глубину погружения нагревателя. Положе-

ние ограничителя устанавливается лаборантом и не подлежит изменению в процессе выполнения работы. Нельзя допускать, чтобы уровень жидкости был ниже места закрепления нагревателя более чем на 1 см (во избежание перегорания кипятильника).



**Рис. 8.1.** Лабораторная установка для определения удельной теплоемкости и удельной теплоты парообразования воды

**Внимание!** Запрещается включать нагреватель, если он не погружен в воду. Запрещается менять положение ограничителя.

### 8.3. Экспериментальная часть

#### 8.3.1. Определение удельной теплоемкости воды

**Внимание!** Соблюдайте осторожность при работе с горячей водой!

1. Налить в термос  $V_1 = 600 \div 800$  мл воды. Вычислить ее массу  $m_1$ .
  2. С помощью термометра измерить температуру налитой воды  $T_1$ . Перевести ее значение в кельвины.
  3. Опустить нагреватель в термос до касания ограничителя горловины.
  4. Включить нагреватель в сеть и одновременно начать отсчет времени с помощью секундомера.
  5. В момент закипания воды записать показания секундомера  $t_1$ .
- Закипанием считать момент, когда начинается образование пузырьков пара **по всему объему**. При этом возникает характерная вибрация стенок термоса, определяемая касанием руки.

6. Не выключая секундомер и нагреватель, приступить к выполнению следующего упражнения.

### **8.3.2. Определение удельной теплоты парообразования**

1. Продолжать процесс кипения в течение  $5 \div 10$  минут.
2. Выключить из сети нагреватель и остановить секундомер. Снять показание секундомера  $t_2$ .

### **8.3.3. Проверка уравнения теплового баланса**

1. Вынуть из термоса нагреватель. (Предварительно проверить, что он отключен от сети.)
2. С помощью мерной посуды влить в термос холодную воду (температура  $T_2$ ) из емкости, измеряя ее объем  $V_2$  до тех пор, пока уровень воды не достигнет нижнего края расширения внутренней части горловины термоса.
3. Хорошо перемешать полученную в термосе смесь стеклянной палочкой.
4. Измерить температуру смеси в термосе  $T$ . Вылить воду, измеряя ее объем  $V$  (потребуется при расчетах)
5. Вычислить температуру смеси  $T$ , преобразовав формулу (8.19):

$$T' = \frac{V_1' T_1 + V_2 T_2}{V}. \quad (8.20)$$

Сравнить температуру  $T$ , полученную экспериментально при смешивании объемов  $V_1'$  (объем оставшегося кипятка после заданного времени кипения) и  $V_2$  (объем долитой холодной воды), с температурой  $T'$ , рассчитанной из уравнения (8.20). Сделать вывод.

### **8.3.4. Вычисление удельной теплоемкости воды и удельной теплоты парообразования**

1. Из закона Джоуля-Ленца найти количество сообщенной теплоты в процессе нагревания воды:

$$\Delta Q_H = P t_1, \quad (8.21)$$

где  $t_1$  – время нагревания,  $P$  – мощность нагревателя (кипятильника) (указана на приборе или на отдельной табличке).

2. Вычислить удельную теплоемкость воды, используя формулу (8.11).

$$c = \frac{P \cdot t_1}{m_1(T_{\text{кип}} - T_1)}, \quad (8.22)$$

где  $T_{\text{кип}}$  – температура кипения воды,  $T_1$  – температура холодной воды.

3. Вычислить относительную и абсолютную погрешности измерения удельной теплоемкости.

4. Сравнить полученное значение удельной теплоемкости с табличным ( $c_{\text{теор.воды}} = 4200$  Дж/кг·К). Сделать вывод.

5. Зная мощность электрического нагревателя, из закона Джоуля-Ленца найти количество сообщенной теплоты в процессе кипения:

$$\Delta Q_{\text{кип}} = P \Delta t_{\text{кип}},$$

где  $\Delta t_{\text{кип}} = t_2 - t_1$  – время кипения (выкипания воды).

6. Найти массу воды, обращенной в пар, в процессе кипения:

$$m_n = \rho_v (V_1 + V_2 - V).$$

7. Вычислить удельную теплоту парообразования по формуле

$$r = \frac{P \Delta t_{\text{кип}}}{m_n}. \quad (8.23)$$

8. Вычислить относительную и абсолютную погрешность измерения удельной теплоты парообразования.

9. Сравнить полученное значение удельной теплоты парообразования с табличным. Сделать выводы.

### **В письменном отчете представить:**

- начальный объем жидкости  $V_1$  и ее температуру  $T_1$ ;
- время нагревания до кипения  $t_1$  и время кипения воды  $\Delta t_{\text{кип}}$ ;
- количество сообщенной теплоты в процессе нагревания  $\Delta Q_H = P t_1$ ;
- значение удельной теплоемкости воды в виде  $c \pm \Delta c$ ;
- относительную погрешность измерения  $\varepsilon_c$  удельной теплоемкости;
- количество сообщенной теплоты в процессе кипения  $\Delta Q_{\text{кип}} = P \Delta t_{\text{кип}}$ ;
- массу выкипевшей воды – массу пара  $m_n$ ;
- значение удельной теплоты парообразования воды в виде  $r \pm \Delta r$ ;
- относительную погрешность измерения удельной теплоты парообразования  $\varepsilon_r$  и вывод;
- объем влитой в термос после окончания кипения воды  $V_2$  и ее температуру  $T_2$ ;



• значения температур смеси, полученные экспериментально ( $T$ ) и из уравнения теплового баланса ( $T'$ ).

Желательно все данные представить в виде таблицы.

### **Контрольные вопросы:**

1. Перечислите виды агрегатного состояния вещества; объясните особенности этих состояний.

2. Сформулируйте первое начало термодинамики. Какими способами можно изменить внутреннюю энергию тела? В каких единицах измеряется количество тепла?

3. Как происходит теплопередача при конвекции, теплопроводности, излучении? Запишите формулы, определяющие потоки тепла при конвекции, теплопроводности, излучении.

4. Меняется ли температура жидкости в процессе кипения? На что тратится подводимое к жидкости тепло? От чего зависит скорость испарения жидкости?

5. Дать определение удельной теплоемкости. Записать формулы, позволяющие на основании эксперимента определить удельную теплоемкость жидкости.

6. Объяснить процесс парообразования, используя формулы (8.3)-(8.10). Сформулировать понятие удельной теплоты парообразования.

7. Для приготовления ванны вместимостью 200 л смешали холодную воду при  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$  и горячей при  $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Какие объемы той и другой воды надо взять, чтобы температура установилась  $40\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

## Лабораторная работа № 9

### ИЗМЕРЕНИЕ УДЕЛЬНОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ ТОНКОГО ПРОВОДА

**Цель работы:** 1) определить активное сопротивление металлического проводника по измеренным значениям силы тока и напряжения; 2) измерить геометрические параметры проводника и рассчитать его удельное сопротивление с указанием ошибок измерения.

**Приборы и материалы:** хромоникелевый провод, лабораторная установка (источник тока, вольтметр, миллиамперметр), микрометр.

#### 9.1. Теоретическая часть

При протекании электрического тока по проводнику вследствие взаимодействия электронов с кристаллической решеткой проводника происходит рассеяние их энергии. Это приводит к необходимости поддерживать некоторую разность потенциалов на концах провода для существования постоянного электрического тока в цепи. Зависимость между разностью потенциалов  $U$  на участке провода и током  $I$ , проходящим по нему, дается законом Ома:

$$I = \frac{1}{R} U. \quad (9.1)$$

Для характеристики электрического сопротивления материала вводится понятие удельного сопротивления  $\rho$ , которое равно электрическому сопротивлению проводника длиной 1 м и поперечным сечением 1 м<sup>2</sup>. Полное сопротивление проводника:

$$R = \rho \frac{\ell}{S} \text{ Ом}, \quad (9.2)$$

откуда

$$\rho = R \frac{S}{\ell} \text{ Ом}\cdot\text{м}, \quad (9.3)$$

где  $R$  – общее сопротивление проводника длиной  $\ell$  и площадью поперечного сечения  $S$ .

Сопротивление металлических проводников увеличивается с ростом температуры. Зависимость удельного сопротивления металлического проводника от температуры выражается линейной функцией

$$\rho = \rho_0 (1 + \alpha \Delta T). \quad (9.4)$$

Каждое вещество можно характеризовать постоянной для него величиной, называемой **температурным коэффициентом сопротивления  $\alpha$** . Этот коэффициент равен относительному изменению удельного сопротивления проводника при изменении его температуры на 1 К:

$$\alpha = \frac{\rho - \rho_0}{\rho_0 \Delta T}, \quad (9.5)$$

где  $\rho_0$  – удельное сопротивление при температуре  $T_0 = 273\text{K}$ ;  $\rho$  – удельное сопротивление при данной температуре  $T$ ,  $\Delta T = T - 273\text{K}$ .

На основании формул (9.1) и (9.2) построен эксперимент по измерению  $R$  и  $\rho$  в данной работе. Оба измерения косвенные, т.е. определяемые величины  $R$  и  $\rho$  являются функциями величин, получаемых при прямом измерении.

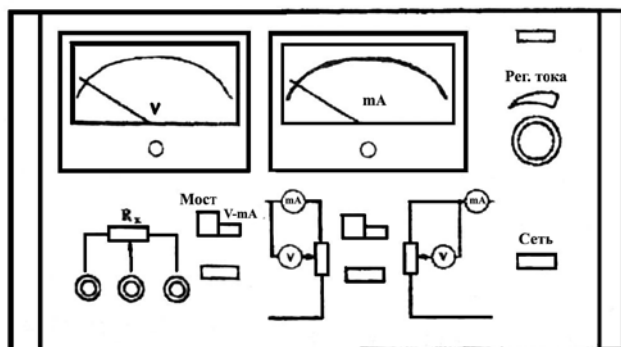
## 9.2. Описание установки

Общий вид прибора представлен на рис. 9.1. Основание оснащено регулируемыми ножками, которые позволяют выравнивать положения прибора. К основанию прикреплена колонна с нанесенной метрической шкалой. На колонке смонтированы два неподвижных кронштейна и один подвижный кронштейн, который может передвигаться вдоль колонны и фиксироваться в любом положении. Между верхним и нижним кронштейнами закреплен резистивный провод. Через контактный зажим на подвижном кронштейне обеспечивается хорошее соединение с резистивным проводом. На подвижном кронштейне нанесена черта, которая облегчает определение по шкале длины измеряемого отрезка провода. Нижний, верхний и подвижный центральный контакты резистивного провода подведены при помощи проводов малого сопротивления к измерительной части прибора, которая помещена в



**Рис. 9.1. Установка для измерения удельного сопротивления тонкого провода**

центральной корпусе и при помощи винтов прикреплена к основанию. Виды лицевой панели измерительного блока представлены на рис. 9.2.



**Рис. 9.2. Вид лицевой панели установки для измерения удельного сопротивления тонкого провода**

Функциональное назначение манипуляционных элементов на лицевой стороне прибора:

«Сеть» – включение сети. Нажатие клавиши позволяет подключить напряжение питания, что визуальное регистрируется по свечению неоновой лампочки;

«Мост – V-mA» – переключатель вида работ, позволяющий подключить внешние приборы к резистивному проводу (клавиша нажата). При отжатой клавише подключены измерительные приборы самого блока;

«Переключатель режимов измерений»: отжатый – точное измерение силы тока, нажатый – точное измерение напряжения;

«Регулятор тока» – потенциометр, регулирующий ток, проходящий через резистивный провод;

### **9.3. Экспериментальная часть**

#### **9.3.1. Измерение сопротивления**

1. Установить ручку регулятора тока в крайнее левое положение, включить прибор; подключить внутренние измерительные приборы к резистивному проводу (клавиша «Мост – V-mA» нажата).

2. Передвинуть подвижный кронштейн на  $1,0 \div 0,9$  длины резистивного провода ( $l_1$ ) относительно основания; записать положение кронштейна; оценить ошибку измерения.

3. Включить режим «точное измерение тока», установить регулятором тока минимальное значение тока; переключить прибор на измерение напряжения; записать показания приборов.

4. Измерения повторить 10 раз, постепенно увеличивая ток.

5. Все данные представить в виде табл. 9.1.

Таблица 9.1

|                       | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
|-----------------------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|
| $I, \text{mA}$        |   |   |   |   |   |   |   |   |   |    |
| $U, \text{B}$         |   |   |   |   |   |   |   |   |   |    |
| $R, \text{OM}$        |   |   |   |   |   |   |   |   |   |    |
| $\Delta R, \text{OM}$ |   |   |   |   |   |   |   |   |   |    |

6. Передвинуть подвижный кронштейн на расстояние  $0,2 \div 0,3$  длины резистивного провода ( $\ell_2$ ) относительно основания и все измерения повторить.

7. Результаты измерений представить в виде:

а) для длины провода

$$\ell_1 = \ell_{1\text{измер}} \pm \Delta\ell,$$

сопротивления

$$R_1 = R_{cp} \pm \Delta R_{cp};$$

б) для длины провода

$$\ell_2 = \ell_{2\text{измер}} \pm \Delta\ell,$$

сопротивления

$$R_2 = R_{cp} \pm \Delta R_{cp},$$

Сопротивления  $R_{1cp}$  и  $R_{2cp}$  для  $\ell_{1\text{измер}}$  и  $\ell_{2\text{измер}}$  рассчитать, воспользовавшись формулой (9.1).

### 9.3.2. Определение удельного сопротивления хромоникелевого провода

1. С помощью микрометра измерить диаметр провода (измерения произвести в нескольких местах); результат представить в виде  $d \pm \Delta d$ .

2. Рассчитать площадь поперечного сечения проводника по формуле

$$S = \frac{\pi d^2}{4}, \quad (9.6)$$

результат представить в виде  $S \pm \Delta S$ . Рассчитать удельное сопротивление проводника по формуле

$$\rho = \frac{R_1 - R_2}{\ell_1 - \ell_2} S. \quad (9.7)$$

3. Оценить ошибку измерения удельного сопротивления по методике, описанной в разделе «Математическая обработка результатов измерения».

4. Результат расчета удельного сопротивления представить в виде  $\rho \pm \Delta\rho$ .

### **В письменном отчете представить:**

- результаты расчета сопротивления в виде табл. 9.1;
- 2 кривых на одном графике зависимостей  $U(I)$  для двух положений кронштейна;
- значения  $\ell_1, R_1, \ell_2, R_2$  представить в виде доверительного интервала
- диаметр и площадь поперечного сечения проводника в виде  $d \pm \Delta d$  и  $S \pm \Delta S$  с выводом формулы для расчета  $\Delta S$ ;
- вывод формулы для расчета  $\Delta\rho$ ;
- результат расчета удельного сопротивления в виде  $\rho \pm \Delta\rho$ .

### **Контрольные вопросы:**

1. Что такое электрический ток? Каковы условия существования постоянного электрического тока? Сформулируйте и запишите закон Ома для участка и полной цепи.

2. Объясните механизм проводимости в металлах.

3. Электрический ток в электролитах. Диссоциация. Закон Фарадея для электролиза.

4. Почему для поддержания постоянной разности потенциалов необходимы силы неэлектрической природы? Что такое ЭДС?

5. Почему сопротивление металлов увеличивается с ростом температуры проводника? Какова зависимость сопротивления металлов от температуры?

6. Каково первичное воздействие электрического тока на ткани живых организмов (какие ткани являются проводниками, какие – диэлектриками)?

7. Используется ли постоянный электрический ток для лечения? Что такое электрофорез?

8. Как получить формулу (9.7)?

## **Лабораторная работа № 10**

### **ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ СЕРДЦА С ПОМОЩЬЮ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА**

**Цель работы:** 1) ознакомление с методом регистрации биопотенциалов сердца человека; 2) изучение принципов действия электрокардиографа.

**Приборы и материалы:** электрокардиограф «Medinova ECG-9801», принадлежности к электрокардиографу.

#### **10.1. Теоретическая часть**

При возбуждении тканей (нервы, мышцы) возбужденный участок становится электроотрицательным по отношению к покоящемуся участку. Поэтому, если приложить электроды, присоединенные к гальванометру, к двум участкам ткани, по которой распространяется возбуждение, можно обнаружить существование разности потенциалов в тот момент, когда возбуждение дошло до одного из участков, но еще не дошло до второго. Когда возбуждение распространяется на весь орган, то разность потенциалов между двумя участками ткани будет отсутствовать так же, как она отсутствует в том случае, когда все участки данной ткани находятся в покое.

Возбуждение сердца связано с появлением биопотенциалов возбуждения и, следовательно, возникновением ЭДС между точками с максимальным и минимальным возбуждением сердца. Поскольку возбуждение распространяется по сердцу, то величина и направление этой ЭДС в пространстве все время меняются, что можно представить некоторым вектором ЭДС, вращающимся в пространстве. Оказалось, что за один сердечный цикл конец вектора ЭДС совершает три полных оборота по различным замкнутым кривым.

Таким образом, сердце – источник биотока окружено проводящими тканями. В результате электрическое поле распространяется в проводящей среде, создавая эквипотенциальные поверхности (поверхности одинакового потенциала). Это позволяет измерять не ЭДС, а напряжение между точками приложения электродов на поверхности тела, а не непосредственно в сердечной мышце, что было бы крайне неудобно. Величина этого напряжения в каждый момент сердечного цикла преобразуется прибором в графическую кривую, называемую **электрокардиограммой**. Вид кардиограммы и позволяет судить о состоянии сердечной мышцы и о наличии в ней патологии.

Электрокардиография (ЭКГ) – один из электрофизиологических методов регистрации биопотенциалов сердца. Электрические импульсы сердечной ткани передаются на накожные электроды, расположенные на руках, ногах и грудной клетке. Затем эти данные выводятся либо в графическом виде на бумаге, либо отображаются на дисплее.

**Подготовка к электрокардиографии.** Особенной подготовки к ЭКГ также не существует, но есть некоторые нюансы выполнения процедуры, о которых пациента должен предупредить врач. Необходимо знать принимает ли пациент сердечные препараты. Во время процедуры нельзя разговаривать и двигаться, необходимо лежать, расслабившись и дышать спокойно. Слушать и выполнять несложные команды медперсонала, если это необходимо (вдохнуть и не дышать на протяжении нескольких секунд). Важно знать, что процедура безболезненная и безопасная.

### **10.1.2. Простейшие артефакты при регистрации ЭКГ**

При записи на сигнал электрокардиограммы могут накладываться помехи, вызванные влиянием сети переменного тока, и помехи, вызванные произвольным сокращением мышц пациента. К некачественной записи кардиограммы приводят следующие артефакты:

1. Артефакты, связанные с движением кожи и мышечными сокращениями, – кардиограмма забивается помехами.
2. Резкое сжатие мышц приводит к убеганию пера за пределы ленты.
3. Плохой контакт между проводящим проводом и электродом, а также с кожей пациента.
4. Оставление кардиографа с отключенными от электродов проводами при установке переключателя на «0» приводит при записи к опасным для пера резким его броскам.
5. Наводки от окружающих переменных токов и магнитных полей.

Методы устранения сетевой помехи:

- сетевой кабель обязательно должен быть подключен к розетке, земляной контакт которой соединен с заземляющим контуром;
- проверьте состояние электродов и проводов кабеля пациента;
- проверьте качество контакта электродов и проводов с кожей пациента;
- проверьте расположение проводов кабеля пациента, удалив их как можно дальше от источников сетевых помех;



- переместите пациента на другое место;
- включите сетевой фильтр.

Методы устранения помех, вызванных произвольным сокращением мышц пациента:

- измените положение пациента на более удобное и дающее возможность расслабиться;
- успокойте пациента, при необходимости предоставьте возможность пациенту отдохнуть в течение нескольких минут.

## **10.2. Описание установки**

### **10.2.1. Электрокардиограф MEDINOVA ECG-9801**

Электрокардиограф одноканальный MEDINOVA ECG-9801 предназначен для измерения и регистрации биоэлектрических потенциалов сердца при диагностике состояния сердечно-сосудистой системы человека.

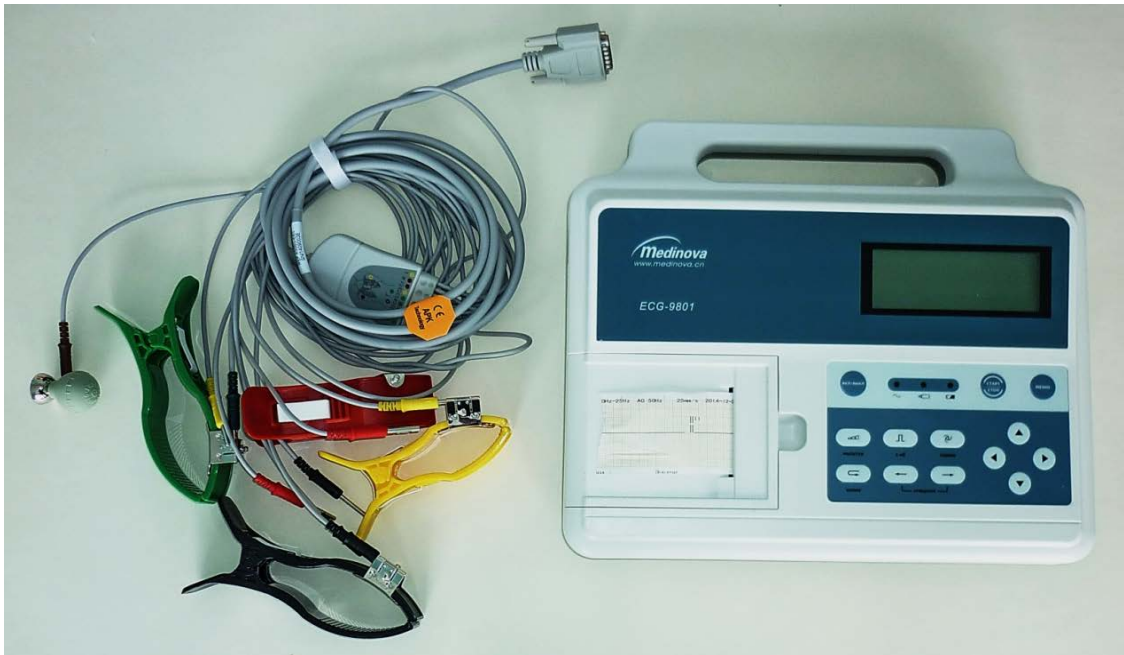
Электрокардиограмма печатается на термобумаге шириной 50 мм в автоматическом или ручном режиме. В автоматическом режиме одновременно регистрируются 12 стандартных кардиографических отведений и измеряется частота сердечных сокращений. Переключение режимов работы отражается на жидкокристаллическом индикаторе.

В данном электрокардиографе предусмотрена возможность вывода на печать кардиографических отведений по одному каналу.

Для минимизации нестабильности по времени и температуре применяется технология цифровой изоляции. Для устранения дрейфа базовой линии, электромагнитных наводок, и помех по переменному току – технология обработки цифрового сигнала. Изолированная входная схема с защитой от дефибриллятора и кардиостимулятора.

Высокое качество вывода кардиограммы на печать обеспечивается благодаря программируемой настройке положения базовой линии.

Питание прибора осуществляется от сети переменного тока или от встроенной аккумуляторной батареи. Перезаряжаемый аккумулятор поддерживает непрерывную работу аппарата, если отсутствует источник переменного напряжения. Электрокардиограф ECG-9801 оснащен схемой зарядки и защиты для управления аккумулятором и для предотвращения чрезмерной разрядки.



**Рис. 10.1. Внешний вид электрокардиографа MEDINOVA ECG-9801**

### **10.2.2. Органы управления и индикаторы режимов работы**

Основные клавиша управления работой электрокардиографа:

- «ВКЛ/ВЫКЛ – Кнопка включения питания;
- «СТАРТ/СТОП» – Кнопка ПЕЧАТЬ/СТОП;
- «МЕНЮ» – Кнопка МЕНЮ;
- «1mV» – Кнопка калибровки. В ручном режиме – позволяет в любой момент в ходе регистрации выполнить запись калибровочного импульса.
- «МАСШТАБ» – Кнопка переключения чувствительности. Порядок переключения чувствительности:  $\times 10 \text{ мм/мВ} \Rightarrow \times 20 \text{ мм/мВ}$ .
- «РЕЖИМ» – Кнопка переключения режимов. Позволяет выбрать режим регистрации – автоматический или ручной.
- «ОТВЕДЕНИЕ» – Кнопка переключений отведений.

### **10.2.3. Подготовка к работе**

В данном приборе для регистрации электрокардиограммы рулонная термочувствительная бумага шириной 80 мм. Когда регистрационная бумага не вставлена или израсходована, на экране появится сообщение «Paper». В этом случае требуется вставить или заменить бумагу. Эту работу выполняет обслуживающий персонал лаборатории.

Кабель пациента состоит из основного кабеля, подсоединяемого к электрокардиографу, и жгута отведений, подсоединяемых к пациенту. Жгут отведения включает 6 грудных отведений и 4 отведения для конечностей. Эти два типа отведений различаются цветом и символами на разъемах.

## **10.3. Экспериментальная часть**

### **10.3.1. Регистрация ЭКГ**

Работу выполняют два студента. Один из них выполняет роль пациента, второй – оператора. Необходимо выполнить следующие действия:

1. Подсоединить кабель «Пациент» к прибору: вставьте вилку кабеля пациента в гнездо для кабеля пациента и затяните винты с обеих сторон разъема.

2. Проведите дезинфекцию электродов, установленных на зажимах кабеля. Для чистки и дезинфекции электродов используйте раствор формалина или этиловый спирт. Чистку электродов также можно провести протираанием хлопчатобумажной салфеткой, смоченной 0,5 % водным раствором нейтрального моющего средства.

3. После очистки кожи пациента спиртом, нанесите электродный гель и наложите электроды на конечности и грудную клетку. Провода кабеля отведений подсоединяются к электродам в следующем порядке:

- красный (R) – к электроду на правой руке;
- желтый (L) – к электроду на левой руке;
- зеленый (F) – к электроду на левой ноге;
- черный (N) – к электроду на правой ноге;
- белый (C) – к присасывающемуся электроду на грудной клетке.

После подключения электродов кардиографа к пациенту следует поступать к регистрации ЭКГ, при этом пациент должен быть готов к процедуре.

4. Приведение в рабочее состояние электрокардиографа осуществляется нажатием на клавишу «ВКЛ/ВЫКЛ», расположенной на лицевой панели прибора. После самопроверки на ЖК-экране появится информация о приборе: наименование производителя, название и версия устройства и адрес веб-сайта компании. С этого система готова к проведению исследования и регистрации физиологических сигналов. На мониторе прибора можно наблюдать электрокардиограмму в реальном времени.

5. Для регистрации ЭКГ следует нажать на клавишу «СТАРТ/СТОП» после чего включается лентопротяжных механизм принтера прибора и начнет выдвигаться электрокардиограмма из принтера прибора.

6. Для остановки печати по окончании записи ЭКГ, нажмите клавишу «СТАРТ/СТОП» еще раз.

7. Для отключения прибора необходимо нажать на клавишу «ВКЛ/ВЫКЛ».

### **10.3.2. Расшифровка ЭКГ**

Электрокардиограмма схематично отображает электрическую активность сердечной мышцы на бумаге или электронном носителе. Она записывается на специальную калиброванную бумагу. Расшифровкой электрокардиограммы занимается либо кардиолог, либо врач функциональной диагностики, либо фельдшер (в условия скорой помощи). Данные сравниваются с эталонной ЭКГ. На кардиограмме обычно различаются пять основных зубцов (P, Q, R, S, T) и малозаметную U-волну.

Различные изменения зубцов (их ширины) и интервалов могут свидетельствовать о замедлении проведения нервного импульса по сердцу. Инверсия зубца T и/или подъем или снижение интервала ST относительно изометрической линии говорит о возможном повреждении клеток миокарда. Во время расшифровки ЭКГ, кроме изучения форм и интервалов всех зубцов, проводится комплексная оценка всей электрокардиограммы. В этом случае изучается амплитуда и направление всех зубцов в стандартных и усиленных отведениях. К ним относятся I, II, III, avR, avL и avF (см. рис. 10.2). Имея суммарную картину этих элементов ЭКГ можно судить об ЭОС (электрической оси сердца), которая показывает наличие блокад и помогает определить расположение сердца в грудной клетке. К примеру, у тучных лиц ЭОС может быть отклонена влево и вниз. Таким образом, расшифровка ЭКГ содержит все сведения об источнике сердечного ритма, проводимости, величине сердечных камер (предсердия и желудочки), изменениях миокарда и электролитных нарушениях в сердечной мышце. Основное и наиболее важное клиническое значение ЭКГ имеет при инфаркте миокарда, нарушениях проводимости сердца. Анализируя электрокардиограмму, можно получить сведения об очаге некроза (локализация инфаркта миокарда) и его давности.

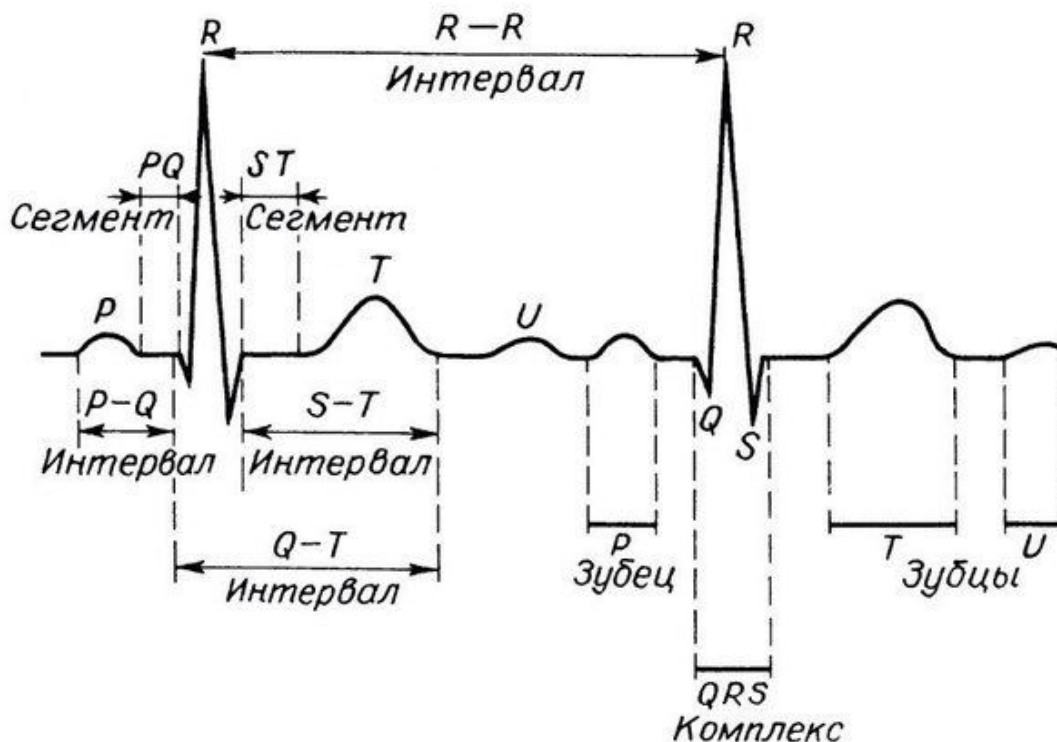


Рис. 10.2. Примерный вид электрокардиограммы I отведения

Для определения амплитуды пиков кардиограммы необходимо определить цену деления миллиметровой сетки по вертикали, используя калибровочный импульс 1 мВ. Например, высота импульса в 1 мВ равна 10 клеткам сетки. Следовательно, цена деления 1 клетки по вертикали равна 0,1 мВ. Измеряем высоту пиков P, R, S, T (рис. 10.2) относительно горизонтальной линии равновесного состояния в клетках (т.е. в мм), а затем полученные данные заносим в таблицу 10.1 в соответствующие клетки раздела «Высота зубцов, мм». Далее умножаем число клеток на цену деления 1 клетки и записываем в раздел «ЭДС, мВ».

Чтобы определить временные интервалы, найдем цену деления миллиметровой сетки ленты по горизонтали, учитывая ее скорость движения. Например, на ленте указана скорость 25 мм/с, значит цена деления 1 клетки по горизонтали  $1:25=0,04$  с. Измеряем временные интервалы R-R, P-Q, QRS, Q-T в мм и записываем результаты в таблицу в строку «Измерение интервалов времени». Затем определяем длительность интервала.

Для эффективной расшифровки ЭКГ нужно изучить показатели нормы. Прежде всего, стоит обратить внимание на сердечный ритм. В норме он должен быть синусовым. Это подразумевает, что зубцы P должны иметь постоянную форму, расстояние между показателями P-P и R-R – быть одинаковым, а количество сокращений – 60-80 в минуту.

Электрическая ось сердца является отображением вектора возбуждения желудочков от импульса, она считается по специальным медицинским таблицам, поэтому расшифровка ЭКГ для начинающих может показаться весьма сложной. Отклонения ЭОС определяются по альфа-углу. Если ось находится в нормальном положении, значение угла составляет 50-70 градусов. Стоит обратить внимание: зубец R должен быть выше, чем S. Интервалы зубцов показывают, как электрический импульс проходит между отделениями сердца. Каждому из них присущи конкретные показатели нормы.

Таблица 10.1

**Запись результатов измерения электрокардиограммы  
и интервалов одного сердечного цикла**

| <b>Измерение<br/>амплитуды зубцов</b> | <b>P</b>   | <b>R</b>   | <b>S</b>   | <b>T</b>   |
|---------------------------------------|------------|------------|------------|------------|
| Норма, мВ                             | 0.1÷0.2    | 0.5÷2.0    | до 0,6     | 0.2÷0.6    |
| Высота зубцов, мм                     |            |            |            |            |
| ЭДС, мВ                               |            |            |            |            |
| <b>Измерение интервалов времени</b>   | <b>R-R</b> | <b>P-Q</b> | <b>QRS</b> | <b>Q-T</b> |
| Норма, с                              | 1,0        | до 0,2     | до 0,1     | 0,35       |
| Расстояние, мм                        |            |            |            |            |
| Длительность интервала, с             |            |            |            |            |

**В письменном отчете представить:**

- кардиограмму в первом стандартном отведении с обозначением всех зубцов;
- таблицу с результатами измерения высоты зубцов и длительности интервалов между ними.
- вывод о проделанной работе и полученных результатах.

**Контрольные вопросы:**

1. Объясните физическую природу биопотенциалов, возникающих в результате сердечной деятельности (потенциал покоя, потенциал действия).
2. Основные характеристики электростатического поля: напряженность электрического поля, напряжение и потенциал (основные формулы).
3. Электрическое поле диполя, основная характеристика поля диполя – дипольный момент. Эквипотенциальные поверхности.

4. Основные положения теории Эйнтховена.
5. Что представляет собой ЭКГ? Какую информацию она несет?
6. Как подготовить электрокардиограф к работе и осуществить запись биопотенциалов сердца?
7. Перечислите простейшие артефакты и необходимые действия для их исключения.

# Лабораторная работа № 11

## ИЗУЧЕНИЕ БИОЛОГИЧЕСКОГО МИКРОСКОПА И МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ МАЛЫХ ОБЪЕКТОВ

**Цель работы:** 1) изучить оптическую схему микроскопа и процесса формирования изображений малых объектов; 2) приобрести навыки определения размеров малых объектов с помощью микроскопа.

**Приборы и материалы:** микроскоп Биомед, микрометр окулярный винтовой МОВ-1-16х, объект-микрометр, микрообъекты для наблюдения.

### 11.1. Теоретическая часть

Биологический микроскоп – это оптический прибор для наблюдения малых объектов, невидимых невооруженным глазом. Знание микроскопа и его возможностей позволит студенту с пониманием использовать микроскоп в работе, решать вопрос о пригодности оптического микроскопа для данного исследования или необходимости перехода к другим видам микроскопии.

#### 11.1.1. Предел разрешения глаза

При рассмотрении невооруженным глазом объекта на расстоянии наилучшего зрения ( $S = 25 \text{ см}$ ) очень важен угол зрения  $\beta_{зл}$ . Углом зрения называют угол между лучами, идущими от крайних точек предмета АВ в глаз через его оптический центр (рис. 11.1 а). При нормальном зрении предельный угол зрения равен примерно одной угловой минуте ( $\beta_{пред} \approx 1'$ ), что соответствует расстоянию между крайними точками предмета  $AB = 0,075 \text{ мм}$ , наблюдаемыми отдельно с расстояния наилучшего зрения:

$$AB = S \cdot \text{tg} \beta_{пред} = 25 \text{ см} \times 0,000291 = 75 \text{ мкм} .$$

Это расстояние обозначают  $Z_{зл}$  и называют пределом **разрешения глаза** ( $Z_{зл} = 75 \text{ мкм}$ ). Если две точки предмета наблюдаются под углом  $\beta_{зл} < \beta_{пред}$ , то они сливаются, т.е. видны как одна точка. Если две точки наблюдаются под углом  $\beta_{зл} > \beta_{пред}$ , то они видны отдельно, т.е. видны две точки.

Здесь и далее имеется в виду нормальный глаз и расстояние наилучшего зрения  $S = 25 \text{ см}$ .



### 11.1.2. Ход лучей в лупе (окуляре)

Часто для наблюдения мелких объектов пользуются одной линзой – лупой. При этом оптический центр глаза совмещается с задним фокусом лупы, а объект располагается ближе к лупе, чем ее передний фокус (рис. 11.1 б).

Создаваемое лупой мнимое, прямое, увеличенное изображение  $A'B'$  находится на расстоянии наилучшего зрения 25 см от оптического центра нормального глаза. Это мнимое изображение является предметом, рассматриваемым глазом (рис. 11.1 б).

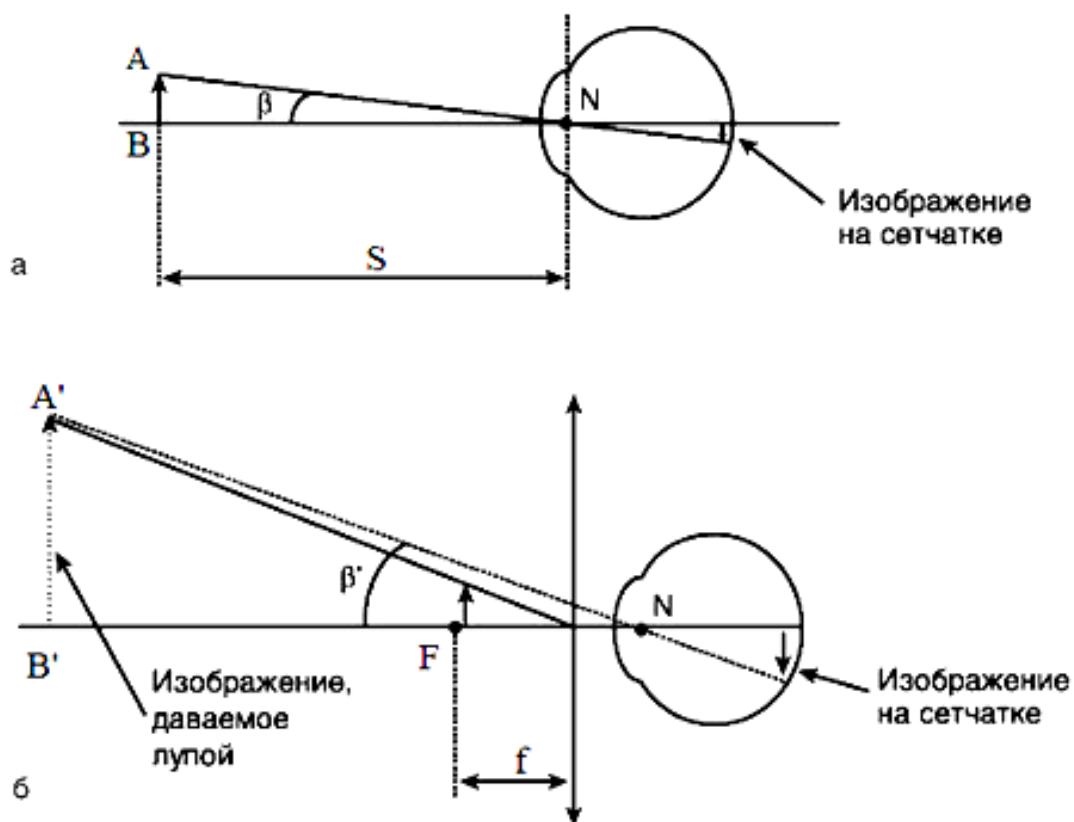


Рис. 11.1. Ход лучей при наблюдении объекта невооруженным глазом (а) и через лупу (б)

Для рассмотрения мелких структур глазом, существенное значение имеет угол зрения, под которым виден предмет без лупы  $\beta$  (рис. 11.1 а) и в лупу  $\beta'$ , (рис. 11.1 б). При этом вводится угловое увеличение лупы  $\gamma_{\text{угл}}$ , равное отношению углов, или тангенсов этих малых углов (рис. 11.1):

$$\gamma_{\text{угл}} = \frac{\beta_{\text{л}}}{\beta_{\text{гл}}} \approx \frac{\text{tg}\beta_{\text{л}}}{\text{tg}\beta_{\text{гл}}} = \frac{S}{f}. \quad (11.1)$$

Таким образом, угловое увеличение, создаваемое лупой, равно частному от деления расстояния наилучшего зрения  $S$  на фокусное расстояние лупы  $f$ . Для глаза, вооруженного оптической системой, предельный угол зрения тот же, что и для невооруженного:  $\beta_{\text{пред}} \approx 1'$ .

Если лупа (вообще оптический прибор) увеличит угол наблюдения двух точек до значения  $\beta$  больше предельного ( $\beta_{\text{л}} > \beta_{\text{пред}}$ ), то две точки будут видны раздельно. Если это условие не выполняется, две точки сливаются, причем это не зависит от линейного увеличения лупы, каким бы большим оно ни было.

Весьма интересно, что для нормального глаза при расстоянии до изображения  $S = 25$  см угловое увеличение лупы равно ее линейному увеличению. Это следует из рис. 11.1 б:

$$\gamma_{\text{лин}} = \frac{A'B'}{AB} = \frac{S}{f}; \quad (11.2)$$

что равно угловому увеличению лупы.

### 11.1.3. Ход лучей в микроскопе

Микроскоп состоит из двух систем толстых линз – объектива и окуляра, которые на схемах чертятся как тонкие линзы.

Объект  $AB$ , наблюдаемый в микроскоп, располагается несколько дальше переднего фокуса объектива. Объектив создает изображение  $A_1B_1$  – увеличенное, действительное, обратное и немного ближе к окуляру, чем передний фокус окуляра (рис. 11.2), т.е. между окуляром и фокусом окуляра. Окуляр действует как лупа, создавая мнимое изображение  $A_2B_2$ .

Изображение  $A_1B_1$ , создаваемое объективом, является предметом, рассматриваемым через окуляр. Изображение  $A_2B_2$ , создаваемое окуляром, строим по общим законам геометрической оптики: один луч, идущий через точку  $B_1$ , проводим параллельно главной оптической оси, второй луч (идущий через ту же точку) – через оптический центр окуляра. Поскольку оптический центр глаза совмещен с задним фокусом окуляра, то луч, идущий через задний фокус окуляра, идет в то же время через оптический центр глаза и, значит, идет, не преломляясь, до сетчатки, где формируется изображение.

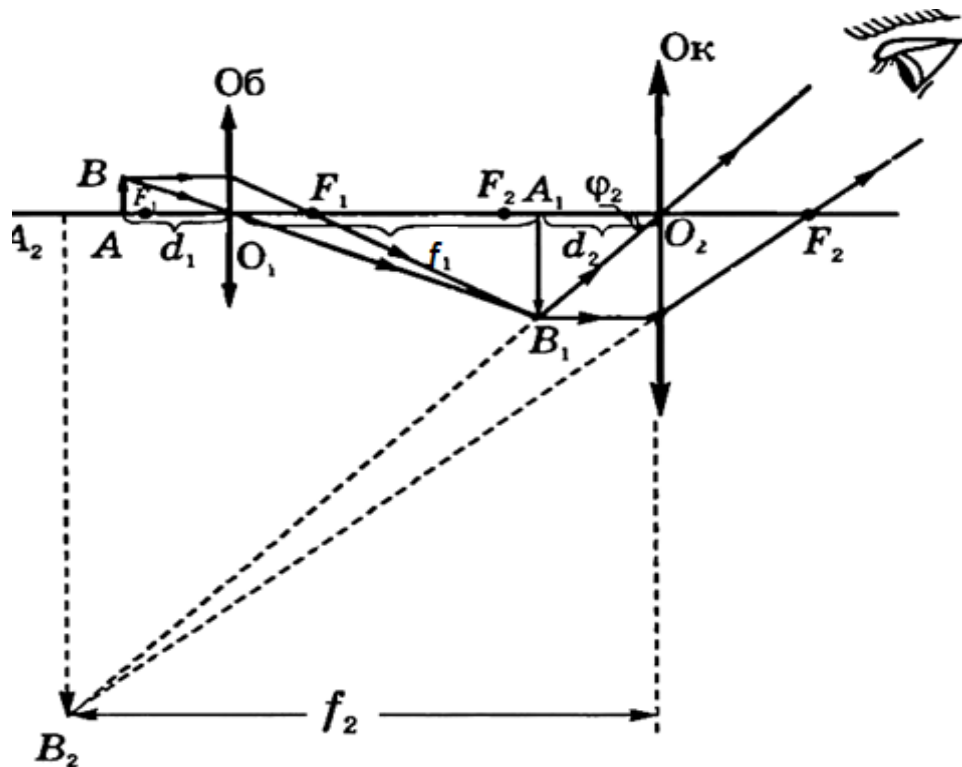


Рис. 11.2. Ход лучей в микроскопе

Обозначения:  $F_1$  и  $F_2$  – фокусные расстояния объектива и окуляра соответственно;  $d_1$  – расстояние от предмета до объектива;  $d_2$  – расстояние от изображения, получаемое объективом, до окуляра;  $f_1$  и  $f_2$  – расстояния до изображения, даваемые объективом и окуляром соответственно

Из рис. 11.2 следует, что увеличение, даваемое объективом микроскопа равно:

$$\gamma_{об} = \frac{A_1 B_1}{AB}, \quad (11.3)$$

а окуляром

$$\gamma_{ок} = \frac{A_2 B_2}{A_1 B_1}. \quad (11.4)$$

Тогда полное линейное увеличение микроскопа:

$$\gamma = \frac{A_2 B_2}{AB} = \frac{A_2 B_2}{A_1 B_1} \cdot \frac{A_1 B_1}{AB} = \gamma_{об} \cdot \gamma_{ок}. \quad (11.5)$$

Увеличение микроскопа часто выражается другой формулой:

$$\gamma = \frac{\Delta}{F_1} \cdot \frac{S}{F_2} = \gamma_{об} \cdot \gamma_{ок}, \quad (11.6)$$

где  $\Delta$  – оптическая длина тубуса (расстояние между внутренними фокусами объектива и окуляра).

### 11.1.4. Предел разрешения объектива

Свойство оптической системы давать раздельное изображение двух предельно близких освещаемых (или самосветящихся) точек называют разрешающей способностью системы, а предельно малое расстояние между точками, при котором система изображает их еще раздельно, называют **пределом разрешения**. Чем меньше предел разрешения, тем больше разрешающая способность системы и наоборот. Предел разрешения глаза  $Z_{21} = 75$  мкм.

Основными характеристиками микроскопа считают общее **увеличение** и **разрешающую способность**.

**Общее увеличение** не характеризует качества изображения, которое может быть четким и нечетким. Четкость получаемого изображения определяется **разрешающей способностью** микроскопа, т.е. той наименьшей величиной объектов или их деталей, которые можно увидеть с помощью этого прибора. Разрешающая способность зависит от длины волны проходящего через объект света, показателя преломления оптической среды (показатель преломления воздуха равен 1,0; иммерсионного масла – 1,515; стекла – 1,520) и апертурного угла объектива. Эту зависимость вывел немецкий физик Эрнст Аббе:

$$Z = \frac{\lambda}{2n \sin \alpha}, \quad (11.4)$$

где  $Z$  – минимальное расстояние между двумя точками, видимыми раздельно;  $\lambda$  – длина волны света, проходящего через исследуемый объект;  $n \sin \alpha$  – числовая апертура, где  $n$  – показатель преломления оптической среды,  $\alpha$  – апертурный угол объектива.

На рис. 11.3 представлена схема, иллюстрирующая понятие апертурного угла  $\alpha$  микроскопа (стрелками обозначен ход световых лучей).

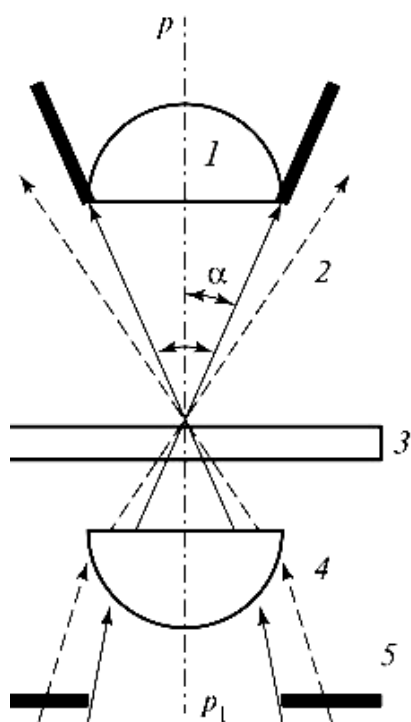


Рис. 11.3. Схема, иллюстрирующая понятие апертурного угла:  $\alpha$  – апертурный угол; 1 – фронтальная линза объектива; 2 – пространство между объектом и объективом; 3 – предметное стекло с объектом; 4 – конденсор; 5 – диафрагма;  $pp_1$  – главная оптическая ось

Э. Аббе доказал, что нет смысла беспрестанно повышать увеличение светового микроскопа.

Как следует из (11.4), повысить разрешающую способность микроскопа можно путем:

- снижения длины волны света, проходящего через объект;
- использования иммерсионной системы;
- повышения апертурного угла до предельного (до  $90^\circ$ ).

**Светопольная микроскопия.** Светопольные микроскопы позволяют исследовать объекты в проходящем свете при прямом и косом освещении и в поляризованном свете.

Предел разрешения объектива микроскопа, согласно теории Аббе, зависит от трех способов освещения объектива.

**Первый способ:** препарат освещается параллельным пучком света (например, солнечным светом с помощью зеркала под столиком микроскопа). Предел разрешения объектива равен

$$Z_1 = \frac{\lambda}{\sin \alpha}, \quad (11.5)$$

где  $\lambda$  – длина волны, к которой глаз наиболее чувствителен ( $\lambda = 555$  нм, в случае освещения белым светом),  $\alpha$  – апертурный угол (половина угла между крайними лучами, идущими в объектив от точки объекта на главной оптической оси).

**Второй способ:** препарат освещается косым пучком света (свет на объект поступает через конденсор). Предел разрешения уменьшается в два раза

$$Z_2 = \frac{\lambda}{2 \sin \alpha}. \quad (11.6)$$

**Третий способ:** препарат освещается через конденсор (косые лучи) со слоями иммерсионного масла между объективом и объектом, а также между объектом и конденсором.

Объектив рассчитывается для соответствующей иммерсионной среды – масла или воды. Предел разрешения иммерсионного объектива:

$$Z_3 = \frac{\lambda_{cp}}{2 \sin \alpha} = \frac{\lambda}{2n \sin \alpha}, \quad (11.7)$$

где  $\lambda_{cp}$  – длина волны света в иммерсионной среде, ее можно выразить через длину волны света в воздухе  $\lambda_{cp} = \lambda / n$ ,  $A$  – численная апертура (см. ниже),  $n$  – относительный показатель преломления среды.

**Численной апертурой** объектива называют произведение показателя преломления среды между объективом и объектом на синус апертурного угла  $\alpha$  :

- для сухого объектива  $A = n \sin \alpha = \sin \alpha$ , так как показатель преломления воздуха равен единице.
- для иммерсионного объектива  $A = n \sin \alpha = 1,515 \cdot 0,94 = 1,424$ , так как для иммерсионного масла  $n = 1,515$ , а апертурный угол таких объективов  $\alpha = 70^\circ$ ,  $\sin \alpha = 0,94$ .

Обычно численная апертура объективов равна:  $A = 1,4$  – для масляной,  $A = 1,25$  – для водной иммерсии.

Предел разрешения иммерсионного объектива в  $n = 1,515$  (кедровое масло) меньше, чем для сухого объектива. При этом показатели преломления предметного, покровного стекол и линз конденсора и объектива близки к показателю преломления кедрового масла, поэтому отражение света на поверхности раздела почти отсутствует, вследствие чего яркость изображения не ослабляется.

## 11.2. Описание установки

### 11.2.1. Микроскоп Биомед

Общий вид микроскопа приводится на рис. 11.4. Оптическая система прибора включает объектив и окуляр, а механическая система обеспечивает перемещение предметного столика с препаратодержателем относительно оптической системы. Для быстрой смены объективов у современных микроскопов имеется револьверная головка. Осветительное устройство микроскопа расположено под столиком микроскопа. Оно содержит светодиодный источник света, конденсор с регулируемой диафрагмой.

Объектив микроскопа представляет собой систему линз; ближайшая к объективу линза называется фронтальной, она в основном обеспечивает необходимое увеличение; другие линзы исправляют недостатки изображения. Окуляр состоит из двух линз, которые расположены друг от друга на расстоянии, равном полусумме их фокусных расстояний. Конденсор состоит из трех линз; предмет должен быть расположен в его фокальной плоскости.

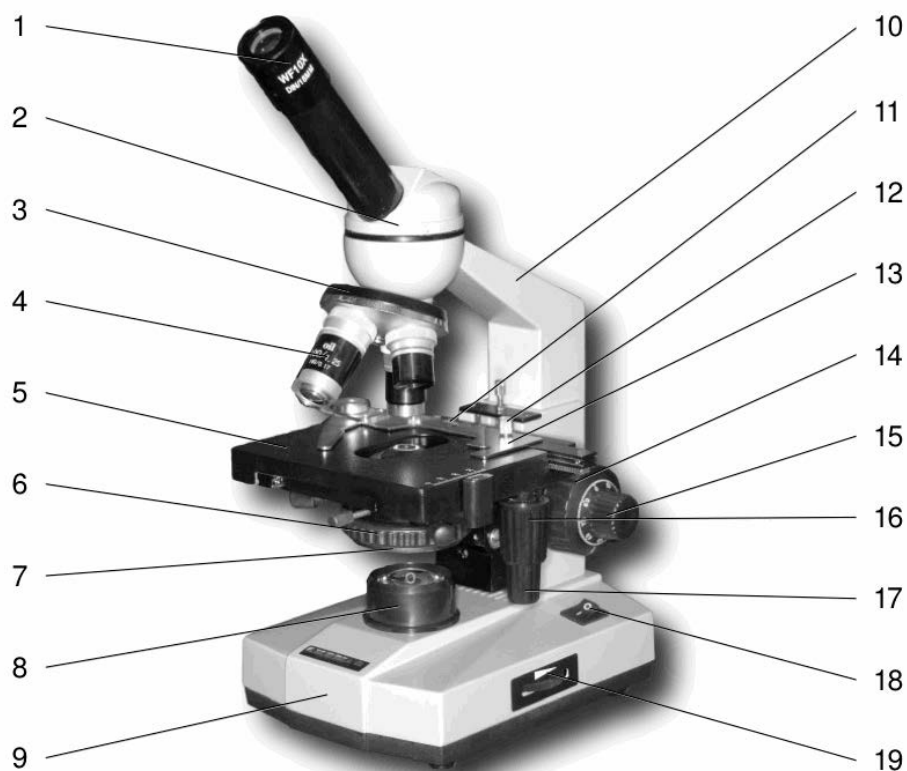


Рис. 11.4. Микроскоп БИОМЕД.

1. Окуляр; 2. Монокулярная головка; 3. Револьвер на 4 позиции; 4. Объективы;
5. Предметный столик; 6. Кольцо регулировки ирисовой диафрагмы;
7. Конденсор; 8. Осветитель; 9. Основание; 10. Штатив; 11. Измерительный нониус; 12. Ограничительный винт; 13. Держатель препарата;
14. Ручка грубой настройки; 15. Ручка точной настройки; 16. Ручка перемещения столика по X (слева на право); 17. Ручка перемещения столика по Y (от себя к себе); 18. Выключатель; 19. Ручка регулировки яркости

Для измерения размеров изображения объектов, рассматриваемых в микроскоп, на место окуляра устанавливается окулярный микрометр.

### **11.2.2. Микрометр окулярный винтовой МОВ-1-15х**

В фокальной плоскости микрометра МОВ-1-16х (рис. 11.5) расположены две плоскопараллельные пластинки. Принцип работы микрометра следующий. Неподвижная пластинка имеет миллиметровую шкалу с ценой деления 1 мм. Подвижная шкала снабжена перекрестием и индексом в виде двух рисок. Шкала и перекрестие с индексом нанесены на обращенных друг к другу поверхностях пластинок и видны в поле зрения одновременно. Неподвижная пластинка находится в оправе, закрепленной в кожухе, подвижная пластинка установлена на ползуне. Перемещение ползуна осуществляется с помощью микрометрического винта, снабженного барабаном,



Рис. 11.5. Микрометр МОВ-1-16х

шкала которого имеет цену деления 0,01 мм. Шаг микрометренного винта равен 1мм. Таким образом, поворот барабана на одно деление соответствует перемещению перекрестия на 0,01 мм. Окуляр в оправе перемещается вдоль оси на  $\pm 5$  дптр. Микрометр МОВ-1-16х устанавливается на корпусе микроскопа и закрепляется с помощью хомутика винтом.

### 11.3. Экспериментальная часть

#### 11.3.1. Определение цены деления барабана окулярного микрометра МОВ-1-16х

Для проведения измерений размеров малых тел с помощью микроскопа необходимо произвести **калибровку** цены деления барабана окулярного микрометра МОВ -1-16х. Для этого на предметный столик микроскопа помещают объект-микрометр. Объект-Микрометр представляет собой стеклянную пластину размерами 75 мм х 25 х 1 мм, что соответствует стандартным размерам предметного стекла, используемого в микроскопии.

В центре стекла выгравирована линейка длиной 1 мм, разделенная на 100 частей. Следовательно, показание одного деления соответствует 0,01 мм, что равно 10 мкм.

Калибровка барабана окулярного микрометра МОВ -1-16х осуществляется для тех объективов микроскопа, с помощью которых будут производиться измерения микрообъектов. Для этого необходимо:

1. Извлечь Объект-Микрометр из футляра (рис. 11.6). Осмотреть стекло микрометра, при необходимости – очистить;

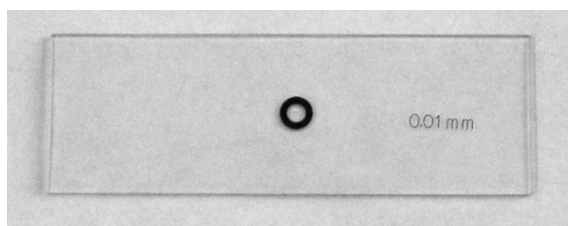


Рис. 11.6. Объект-Микрометр



2. Поместить Объект-Микрометр на предметный стол микроскопа;
3. Используя объектив 4х, установить с помощью регулировок микроскопа фокус на шкале Объект-Микрометра, используя окружность, и отцентрировать в поле зрения шкалу Объект-Микрометра путем перемещения предметного стола.
4. Добиться резкого изображения шкалы калибровочного Объект-Микрометра и шкалы окулярного микрометра МОВ-1-16х;

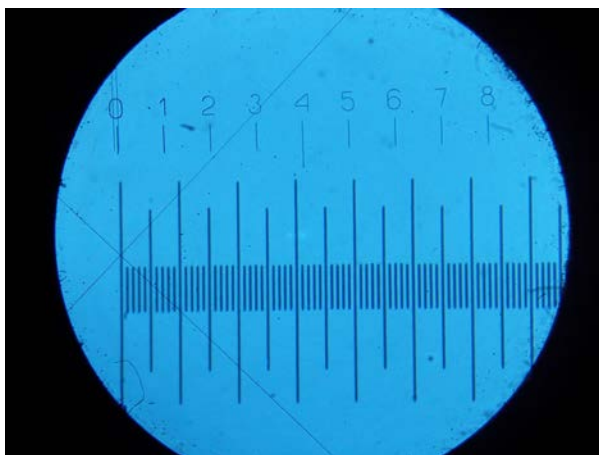


Рис. 11.7. Первоначальное положение перекрестия

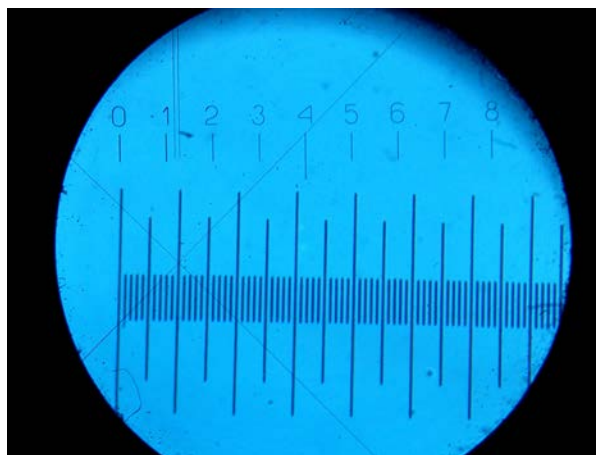


Рис. 11.8. Конечное положение перекрестия

5. Вращением барабана микрометра МОВ-1-16х совместить начало шкалы Объект-Микрометра и перекрестия окулярного микрометра МОВ-1-16х (см. рис. 11.7). Определить показание барабана  $n_1$ , и записать результат. После этого, вращая барабан микрометра МОВ-1-16х по часовой стрелке переместить перекрестие на 10 делений (см. рис.11.8), и записать новое показание барабана  $n_2$ .

Вычислить разность показаний барабана  $\Delta n = n_2 - n_1$ , учитывая, что  $\Delta n$  может быть более 100 делений.

Определяем цену деления шкалы барабана окуляра по формуле:

$$c = \frac{0,01\text{мм} \cdot 10}{\Delta n} \left[ \frac{\text{мм}}{\text{дел.}} \right]. \quad (11.8)$$

### 11.3.2. Определение размеров микрообъекта

1. Разместив микрообъект, на предметном столике микроскопа, закрепляем его с помощью держателя.

2. Вращая ручки перемещения столика по горизонтали, добиваемся положения исследуемого объекта в поле зрения объектива микроскопа.

3. Перемещая столик по вертикали, получаем резкое изображение микрообъекта.

4. Вращением барабана окулярного микрометра МОВ -1-16х устанавливаем перекрестие поочередно на края микрообъекта.

5. Фиксируем показания барабана микрометра в крайних точках микрообъекта  $n_1$  и  $n_2$ . Вычисляем полное число делений барабана  $\Delta n = n_2 - n_1$  занимаемое наблюдаемым объектом. Оно может более 100 делений.

6. Для вычисления размеров исследуемого объекта воспользуемся формулой:

$$d = c \cdot \Delta n . \quad (11.9)$$

Записать в табл. 11.1 увеличение и численную апертуру объективов малого и большого увеличений, увеличение окулярного микрометра МОВ-1-16х, вычисленные значения увеличения микроскопа.

Таблица 11.1

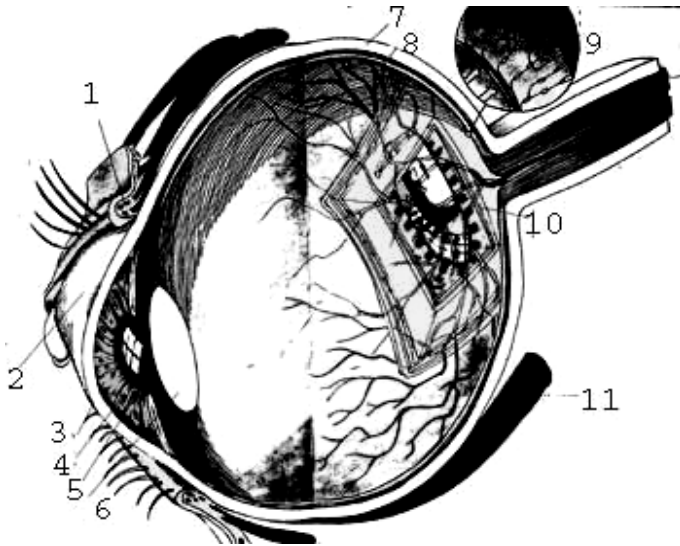
| № п/п  | Численная апертура $A$ | Предел разрешения конденсора $Z$ (мкм) | Увеличение объектива $\gamma_{об}$ | Увеличение Окуляра $\gamma_{ок}$ | Увеличение микроскопа $\gamma$ |
|--------|------------------------|----------------------------------------|------------------------------------|----------------------------------|--------------------------------|
| 1      |                        |                                        |                                    |                                  |                                |
| 2      |                        |                                        |                                    |                                  |                                |
| Эталон |                        |                                        |                                    |                                  |                                |

#### 11.4.1. Как работает глаз

Через глаза человек получает более 80% информации об окружающем мире. Через глаз мозг распознает знакомые предметы и исследует новые.

Работа глаза напоминает работу фотоаппарата (хотя, наверное, правильнее будет сказать, что это конструкция фотоаппарата повторяет сотворенное природой устройство глаза) – свет, отраженный от предмета проходит через хрусталик, выполняющий роль двояковыпуклой линзы, и фокусируется на поверхности сетчатой оболочки (сетчатки). Сетчатка содержит светочувствительные клетки, так называемые палочки и колбочки. В сет-

чатке человеческого глаза таких клеток 130 миллионов. В них информация об интенсивности светового потока и длине волны (цвете) преобразуется в нервные импульсы, которые по зрительному импульсу поступают в мозг.



**Рис. 11.9. Устройство глаза:**  
1- мышца, опускающая верхнее веко; 2 – слезная жидкость смывает при моргании пыль и микробов; 3 – роговица; 4 – радужная оболочка; 5 – зрачок; 6 – хрусталик; 7 – склера; 8 – сосудистая оболочка; 9 – сетчатка; 10 – изображение на сетчатке; 11 – нижняя прямая мышца глаза

За восприятия цвета предмета отвечают колбочки. Они различают все цвета, но только если интенсивность света достаточна. Поэтому, в сумерках человек видит лишь очертания предметов. Если некоторые виды чувствительных клеток в глазу отсутствуют, либо чувствительность их снижена, то человек не различает некоторые оттенки цветов.

Чтобы изображение было четким, фокусное расстояние линзы – хрусталика – должно подстраиваться под расстояние до объекта. Это обеспечивается специальными мышцами – мышцами аккомодации или ресничными мышцами, растягивающими хрусталик, тем самым меняя его кривизну. По напряжению мышцы, человек ощущает расстояние до предмета.

Склера – плотное наружное покрытие глаза. Сосудистая оболочка насыщена кровеносными сосудами, обеспечивающими насыщение клеток глаза кислородом и питательными веществами. Роговица – передняя, прозрачная часть глаза – защищает чувствительный глаз от пыли, микробов. Кроме того, она выполняет роль дополнительной линзы постоянной кривизны, фокусируя входящий поток света на хрусталик. Роговицу обслуживают веки, очищающие глаза и слезные железы, увлажняющие роговицу (прослеживается аналогия с автомобильными дворниками). В случае опасности веки смыкаются и защищают глаза.

Чтобы яркий свет не повредил сетчатку, зрачок – отверстие в центре глаза – имеет свойство сужаться, тем самым уменьшая световой поток.

Любопытно, что зрачок может расширяться так же под воздействием некоторых лекарств и наркотических препаратов, под психологическим воздействием, а так же в случае, если человек испытывает боль.

Подвижность глазного яблока обеспечивают шесть длинных тонких мышц. Они тянут глаз, заставляя его поворачиваться в нужную сторону. Интересно, что зрительные нервы от двух глаз в мозгу частично расходятся и перекрещиваются так, что каждое полушарие видит лишь половинкой каждого глаза.

### **В письменном отчете представить:**

- построение изображения в лупе;
- ход лучей в микроскопе, полученный по правилам построения;
- расчеты предела разрешения объектива для разных объективов;
- результаты определения цены деления барабана окулярного микрометра МОВ-1-16х для объективов для двух объективов;
- размеры микрообъекта для каждого увеличения;
- табл. 11.1.

### **Контрольные вопросы:**

1. Что такое оптическая линза? Какие линзы Вам известны? Что называется главной оптической осью линзы? Что называют побочной оптической осью? Для чего она используется?

2. Какие лучи используются для построения изображения с помощью тонкой линзы? Построить изображение в рассеивающей линзе и дать ему характеристику.

3. Вывод формулы линзы.

4. Что называют пределом разрешения глаза и чему он равен?

5. Построить ход лучей в лупе (окуляре). Что называют угловым увеличением оптического прибора?

6. Построить ход лучей в микроскопе по правилам построения.

7. Что называют пределом разрешения объектива микроскопа (три формулы), апертурным углом и численной апертурой объектива?

8. Как устроен окуляр микрометр; какое его предназначение?

9. На объективе выгравировано: 20; 0,35; 0,17. Что значат эти цифры?

10. Как можно определить увеличение микроскопа? Перечислите возможные пути повышения разрешающей способности оптического микроскопа.

11. Какой наименьший объект можно увидеть в оптический микроскоп? Какое явление принципиально ограничивает его разрешающую способность? Каково назначение оптического микроскопа.

12. Объяснить принцип работы глаза. Что такое близорукость и дальновзоркость? Как их устранить?

## Лабораторная работа № 12

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОНЦЕНТРАЦИИ САХАРА ПРИ ПОМОЩИ САХАРИМЕТРА

**Цель работы:** 1) исследовать зависимость угла вращения плоскости поляризации от концентрации раствора и от длины столба раствора; 2) научиться определять удельный угол вращения плоскости поляризации; 3) овладеть методом определения концентрации раствора сахара с помощью сахариметра; 4) изучить устройство сахариметра.

**Приборы и материалы:** сахариметр СУ-4, кювета с дистиллированной водой, кюветы с раствором сахара различной концентрации.

#### 12.1. Теоретическая часть

Раствор сахара обладает способностью вращать плоскость поляризации проходящего через него поляризованного луча света. Угол вращения плоскости поляризации светового луча раствором в слое определенной толщины зависит от концентрации раствора. Определяя угол вращения плоскости поляризации, можно определить концентрацию раствора.

В сахариметре применена международная сахарная шкала. В ней  $100^{\circ}S$  составляют  $34,62^{\circ}$  угловых. Одно деление шкалы сахариметра соответствует приблизительно  $0,35^{\circ}$ . Сахариметр показывает  $100^{\circ}S$  при  $20^{\circ}C$ , когда в нем в качестве поляризатора в поляриметрической кювете длиной 200 мм применяется раствор, в  $100\text{ см}^3$  которого содержится 26 г химически чистой сухой сахарозы (взвешенной в воздухе латунными гириями – нормальная навеска).

Определить по шкале прибора непосредственно процент сахарозы в исследуемом веществе можно, если взята его нормальная навеска, раствор доведен до  $100\text{ см}^3$  и поляризация произведена в кювете длиной 200 мм.

Если же кювету длиной 200 мм наполнить исследуемым раствором, не делая нормальной навески, то для определения весового процента сахарозы необходимо (1-й метод) отсчитанные по шкале сахариметра градусы умножить на переводной коэффициент 0,260 и разделить на плотность  $\rho$  исследуемого раствора:

$$C = \frac{0.26}{\rho} \times \varphi(^{\circ}S). \quad (12.1)$$

Чаще применяют **2-й метод**. Определим удельный угол вращения плоскости поляризации – угол, на который поворачивается плоскость поляризации монохроматического светового луча с  $\lambda = 589$  нм, прошедшего через раствор сахара единичной концентрации  $1 \text{ г}/(100 \text{ см}^3)$ , находящийся в кювете единичной (1 дм) длины: так как

$$\varphi = \varphi_0 Cl, \quad (12.2)$$

получим

$$\varphi_0 = \frac{\varphi}{Cl} = \frac{^{\circ}S}{\text{г} \cdot \text{дм} / 100\text{см}^3}.$$

В нашей лаборатории значение удельного вращения раствора сахара  $\varphi_{0\text{г}} = 0,602$  (именно это значение следует брать при расчете относительной погрешности измерения в упражнении 12.3.3).

Для определения концентрации раствора сахара этим методом достаточно измерить с помощью сахариметра угол вращения плоскости поляризации данным раствором и знать длину кюветы. Концентрация раствора в этом случае определяется по формуле

$$C = \frac{\varphi}{\varphi_0 l}. \quad (12.3)$$

## 12.2. Описание установки

На рис. 12.1 приведена фотография сахариметра СУ-4.

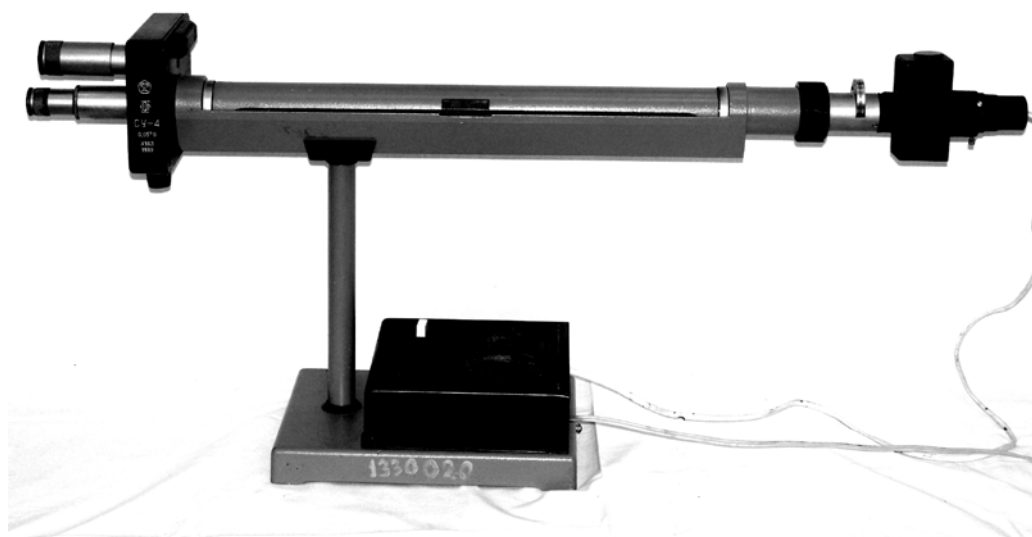


Рис. 12.1. Сахариметр универсальный СУ-4

### 12.2.1. Оптическая схема сахариметра

Свет от электролампы 6 (рис. 12.2) проходит через светофильтр 8 или диафрагму 7, через конденсор 9 и полутеневую поляризационную призму – поляризатор 10. Поляризатор разделен на две половины линией раздела. При этом поляризатор установлен так, что плоскости поляризации обеих половин светового потока составляют одинаковые углы с плоскостью поляризации анализатора 15. В этом случае анализатор пропускает равные световые потоки, поэтому левая и правая половины поля зрения в зрительной трубе, состоящей из объектива 16 и окуляра 17, при отсутствии кюветы 11 с раствором сахара, отличаться не будут.

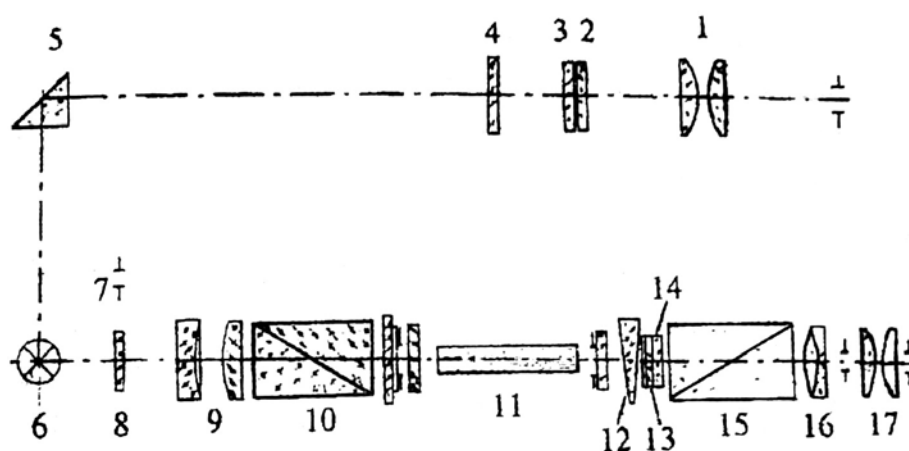


Рис. 12.2. Оптическая схема сахариметра

При установке кюветы с раствором сахара между поляризатором и анализатором плоскости поляризации обеих половинок светового потока повернутся по часовой стрелке (так как раствор сахара – правовращающий) на некоторый угол  $\varphi$ , зависящий от длины кюветы и концентрации раствора, находящегося в ней. В этом случае освещенности половин поля зрения будут различными.

Для уравнивания освещенностей обеих половин поля зрения в сахариметре применен **клиновой компенсатор**, состоящий из большого кварцевого клина левого вращения 12 (рис. 12.2), контрклина 13 и малого кварцевого клина правого вращения 14. Перемещением большого клина относительно малого подбирают требуемую толщину кварцевой пластинки для компенсации угла поворота плоскости поляризации раствором. При этом плоскости поляризации обеих половин светового потока поворачиваются против часовой стрелки (клин – левовращающий) на угол  $\varphi$  и ос-



вещенность половин поля зрения уравнивается. Одновременно с большим клином перемещается шкала 3.

По нулевому делению нониуса 2 фиксируют значение шкалы, соответствующее состоянию одинаковой освещенности обеих половин поля зрения. Шкала и нониус наблюдаются через лупу 1 и освещаются электролампой через отражательную призму 5 и светофильтр 4.

### 12.2.2. Устройство прибора

Сахариметр состоит из узла измерительной головки 2 (рис. 12.3) и осветительного узла 9, соединенных между собой траверсом 6. Траверс крепится через стойку 17 к основанию 18. На траверсе укреплены кюветное отделение 5 для поляриметрических кювет и оправа 7 с поляризатором и полутенева пластиной. С лицевой стороны измерительной головки расположены лупа 1 для отсчета показаний по шкале и зрительная труба 20. В нижней части измерительной головки расположена рукоятка 19 клинового компенсатора, вращением которой перемещают подвижный кварцевый клин и связанную с ним шкалу.

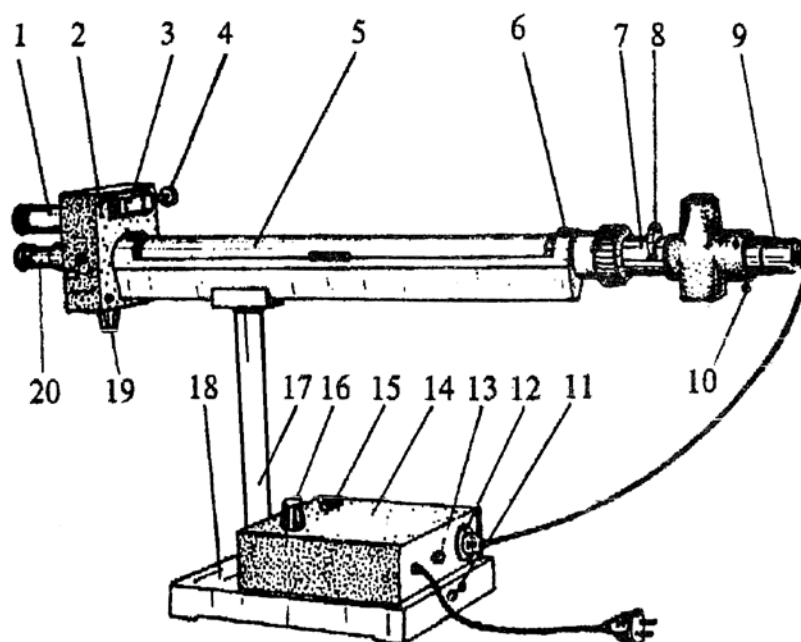


Рис. 12.3. Сахариметр универсальный СУ-4:

- 1 – лупа; 2 – измерительная головка; 3 – механизм установки нониуса;
- 4 – ключ; 5 – кюветное отделение; 6 – траверс; 7 – оправа поляризатора;
- 8 – поворотная обойма; 9 – осветительный узел; 10 – регулировочный винт,
- 11 – винт заземления; 12 – вилка разъема; 13 – вставка плавкая; 14 – крышка;
- 15 – кнопка; 16 – ручка резистора; 17 – стойка; 18 – основание;
- 19 – рукоятка клинового компенсатора; 20 – зрительная труба

Осветительный узел состоит из патрона с лампой (патрон устанавливается тремя винтами 10) и поворотной обоймой 8 со светофильтром и диафрагмой.

На основании установлены кнопка 15 для включения осветителя и ручка 16 резистора для регулирования яркости поля зрения.

Внутри основания вмонтирован понижающий трансформатор. На тыльной стороне основания находится винт 11 заземления, вилка 12 размера для подключения осветителя сахариметра к трансформатору и вставка плавкая 13.

### **12.2.3. Порядок работы с сахариметром**

#### **Подготовка сахариметра к работе**

1. Включите сахариметр в сеть.
2. Включите кнопкой 15 осветитель.
3. Установите обойму 8 в положение С (светофильтр) – при работе с бесцветными и слабоокрашенными растворами, или в положение Д (диафрагма) – при работе с темноокрашенными растворами.
4. Установите окуляр зрительной трубы на максимальную резкость изображения штрихов и цифр шкалы и нониуса.
5. Установите ручкой 16 резистора такую яркость поля, которая наименее утомляет зрение и при которой наиболее четко воспринимается разница в яркости полей сравнения, если сместить нониус на одно деление с его нулевого положения.

#### **Установка нуля**

1. Закройте крышку кюветного отделения без установки в нем кюветы.
2. Уравняйте яркость полей сравнения вращением рукоятки клинового компенсатора.
3. Совместите нулевое деление нониуса с нулевым делением шкалы, как это показано на рис. 12.4.

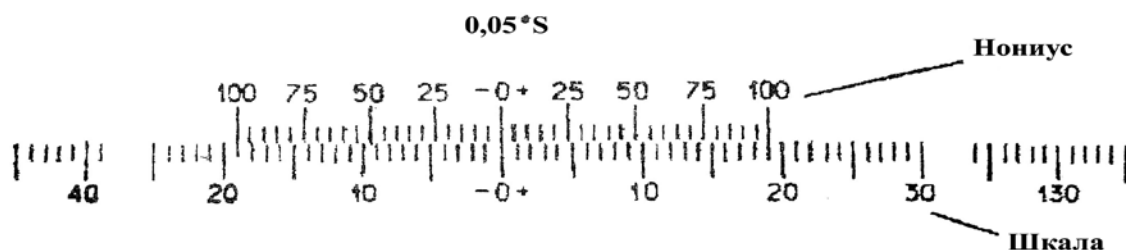


Рис. 12.4. Деления нониуса и шкалы

4. Снова уравнивайте яркость полей сравнения, при этом нулевое деление нониуса должно совместиться с нулевым делением шкалы (проверьте правильность установки нуля не менее трех раз).

Среднее арифметическое из трех отсчетов по нониусу составляет нулевой отсчет. Если нулевой отсчет отличается от нуля не более чем на одно деление нониуса, ноль считается установленным правильно.

### Установка кювет

1. Поместите кювету с раствором в кюветное отделение.
2. Установите ее, вращая вокруг оси, в такое положение, чтобы линия раздела полей сравнения делила поле зрения на две равные части («дольки»).

### Измерение

1. Уравнивайте яркость полей сравнения и произведите отсчет по шкале и нониусу не менее шести раз.
2. Вычислите среднее арифметическое шести отсчетов, которое равно углу вращения плоскости поляризации раствора в  $^{\circ}\text{S}$ .
3. Отсчет показаний при помощи нониуса поясняется на рис. 12.5.

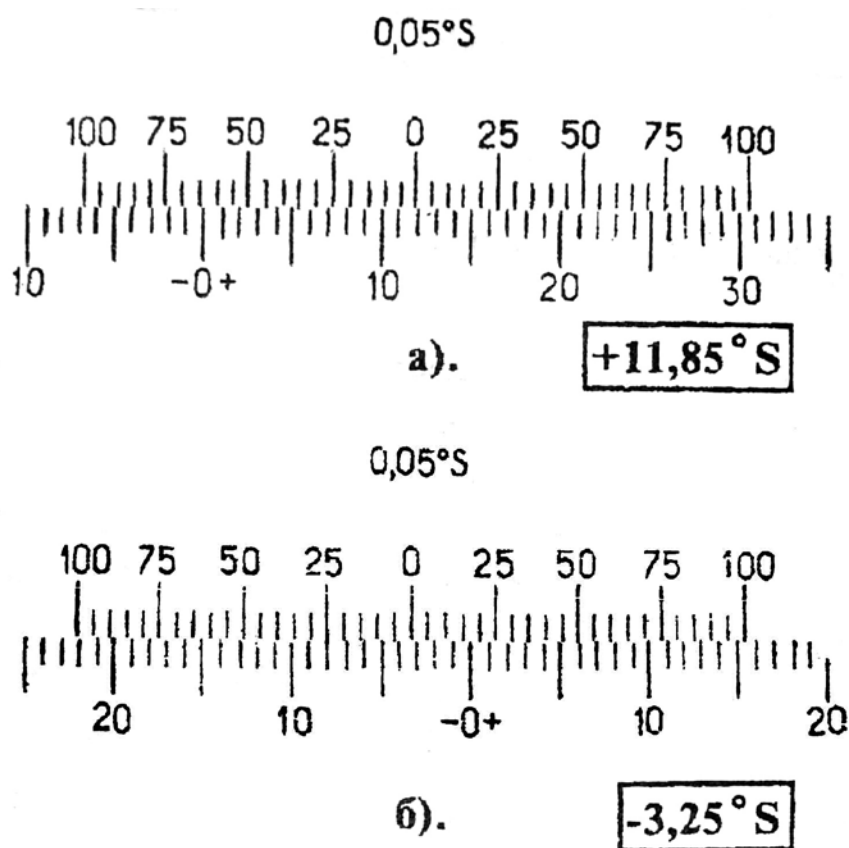


Рис. 12.5. Примеры отсчета показаний по нониусу сахариметра

На рис. 12.5 (а) показано положение нониуса и шкалы, соответствующее отсчету  $+11,85^{\circ}\text{S}$  (нуль нониуса расположен правее нуля шкалы на 11 полных делений и в правой части нониуса с одним из делений шкалы совмещается его семнадцатое деление, цена деления нониуса  $0,05^{\circ}\text{S}$ ).

4. На рис. 12.5 (б) показано положение шкалы и нониуса, соответствующее отсчету  $3,25^{\circ}\text{S}$  (нуль нониуса расположен левее нуля шкалы на три полных деления и в левой части нониуса с одним из делений шкалы совмещается его пятое деление).

### **Пользование поляриметрическими кюветами**

Измерения производят, помещая в камеру сахариметра поляриметрические кюветы, наполненные исследуемым раствором. Вращая кювету, устанавливают ее в такое положение, чтобы линия раздела делила поле зрения прибора примерно на две равные половины. Кюветы закрываются с обеих сторон поляриметрическими стеклами, которые прижимаются к торцам трубки с помощью гаек. Для более эластичного прижима между стеклом и гайкой вкладывается резиновое кольцо.

**Примечание.** В медицинских сахариметрах, предназначенных для измерения концентрации виноградного сахара (глюкозы) в моче больных диабетом, отсчет угла поворота по шкале прибора непосредственно дает значение концентрации глюкозы в весовых процентах в граммах на  $100\text{ см}^3$  раствора. Это осуществлено путем подбора длины кюветы. Из формулы  $\varphi = \varphi_0 Cl$  видно, что для выполнения условия  $C = 4$  необходимо, чтобы  $l = 1/\varphi_0 = 1 / 0,528 = 1,89$  дм.

Таким образом, длина кюветы в медицинских сахариметрах равна 1,89 дм.

## **12.3. Экспериментальная часть**

### **12.3.1. Определение наличия оптической активности вещества**

1. Изучите устройство сахариметра.
2. В соответствии с разделом 12.2.3:
3. Подготовьте сахариметр к работе;
4. Проведите исследование кюветы с дистиллированной водой;
5. Проведите исследование кюветы с раствором сахара.

6. Результаты наблюдений внесите в табл. 12.1, записывая «однородное» или «неоднородное» – для графы «Поле зрения» и «оптически активно» или «оптически неактивно» – для графы «Оптическая активность».

Таблица 12.1

| Вещество              | Поле зрения |           | Оптическая активность |
|-----------------------|-------------|-----------|-----------------------|
|                       | без кюветы  | с кюветой |                       |
| Дистиллированная вода |             |           |                       |
| Раствор сахара        |             |           |                       |

### 12.3.2. Определение концентрации раствора сахара с помощью сахариметра

1. Измерьте угол поворота плоскости поляризации (не менее пяти раз) для данного раствора. Запишите длину кюветы и  $\varphi_0$  в табл. 12.2.

Таблица 12.2

| № кюветы | $\varphi_i$ | $C_i$ |
|----------|-------------|-------|
| 1        |             |       |
| 2        |             |       |
| 3        |             |       |

2. Рассчитайте среднее значение  $\langle \varphi \rangle$ .

3. Определите среднее значение концентрации:

$$\langle C \rangle = \frac{\langle \varphi \rangle}{\langle \varphi_0 \rangle l}$$

4. Рассчитайте погрешность опыта (считайте, что погрешность допускалась только при измерении  $\varphi$ ) и запишите окончательный результат:

$$C = (\langle C \rangle \pm \langle \Delta C \rangle) \%$$

### 12.3.3. Определение удельного вращения плоскости поляризации

1. Измерьте угол поворота плоскости поляризации не менее пяти раз для раствора известной концентрации (можно взять из предыдущих исследований). Запишите длину кюветы  $l$  и концентрацию раствора  $C$ .

2. По значению  $\langle \varphi \rangle$  рассчитайте  $\varphi_0 = \frac{\langle \varphi \rangle}{Cl}$ .

3. Сравните  $\varphi_0$  с табличным значением  $\varphi_{0m} = 0,602 \frac{\text{град}}{\text{г} \cdot \text{дм} / 100 \text{см}^3}$ .

4. Рассчитайте ошибку  $\varepsilon = \frac{|\varphi_0 - \varphi_{0\tau}|}{\varphi_{0\tau}} \cdot 100\%$ .

Если ошибка не превышает 5%, метод можно считать освоенным.

#### **12.3.4. Исследование зависимости угла $\varphi$ вращения плоскости поляризации от концентрации $C$ оптически активного раствора и от толщины столба раствора**

1. Для выполнения задания необходимо измерить углы вращения плоскости поляризации света при прохождении через растворы различных концентраций. Кюветы должны быть одной и той же длины. Значения углов вращения, полученные в  $^\circ\text{S}$ , перевести в угловые (см. п. 12.1).

2. Результаты измерений занести в табл. 12.2:  $\varphi = f(C)$  (для определения  $\bar{\varphi}_i$  проделать не менее 6 измерений для каждого раствора).

3. Изобразите графически зависимость  $\varphi = f(C)$  и сформулируйте результат исследования.

4. Выразите результат аналитически (коэффициент пропорциональности обозначьте  $\varphi_0$ ).

#### **В письменном отчете представить:**

- чертёж оптической схемы сахариметра
- табл. 12.1 и 12.2;
- концентрацию сахара для каждой кюветы в виде  $C = (\langle C \rangle \pm \langle \Delta C \rangle)\%$ ;
- зависимость  $\varphi = f(C)$  в виде табл. 12.2 и графика;
- вывод о характере зависимости и аналитический результат зависимости;
- удельный угол вращения плоскости поляризации  $\varphi_0$ ;
- относительную погрешность измерения  $\varphi_0$ ;
- в выводе объяснить зависимость оптической активности раствора  $\varphi = f(C)$  от концентрации сахара.

### Контрольные вопросы:

1. Какова физическая природа света? Основные свойства света.
2. Дайте определение поляризованного и естественного света. Степень поляризации. Как определить какой свет?
3. Что такое поляризатор и анализатор? Как можно получить поляризованный свет?
4. Сформулируйте закон Малюса и запишите его.
5. Явление двойного лучепреломления, в каких средах оно наблюдается?
6. Как устроена призма Николя? Начертите ход лучей в этой призме.
7. Вращение плоскости поляризации поляризованного света, удельное вращение.
8. Что представляет собой сахариметр, его назначение? Оптическая схема сахариметра (только главные узлы), назначение каждого основного узла сахариметра.
9. Как можно определить концентрацию сахара в растворе с помощью сахариметра?
10. В чем причина оптической активности вещества?

## Лабораторная работа № 13

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОКАЗАТЕЛЯ ПРЕЛОМЛЕНИЯ ЖИДКОСТЕЙ ПРИ ПОМОЩИ РЕФРАКТОМЕТРА

**Цель работы:** 1) овладеть рефрактометрическим методом определения показателя преломления жидкости; 2) исследовать зависимость показателя преломления раствора  $n$  от его концентрации  $C$ ; 3) определить концентрации растворов.

**Приборы и материалы:** рефрактометр ИРФ-454, дистиллированная вода, исследуемая жидкость различной концентрации, ветошь льняная.

#### 13.1. Теоретическая часть

Рефрактометр предназначен для непосредственного измерения показателя преломления  $n$  неагрессивных жидкостей и твердых тел. В медицине рефрактометр применяется для определения концентрации вещества в растворе (например, содержания белка в сыворотке крови). Значение показателя преломления раствора, определяемого рефрактометрическим методом, зависит от концентрации раствора и температуры. При неизменной температуре, чем выше концентрация раствора, тем больше показатель преломления. Для разных веществ эта зависимость носит разный характер.

В основу конструкции прибора положен метод определения показателя преломления исследуемого раствора по **предельному углу или углу полного внутреннего отражения**. Определение показателя преломления можно производить в проходящем (бесцветные или слабо окрашенные жидкости) или в отраженном свете (темные или сильно окрашенные жидкости).

#### **Законы отражения и преломления**

При взаимодействии электромагнитной волны с границей раздела двух сред луч делится на отраженный и преломленный (рис. 13.1).

Максвелл показал, что скорость электромагнитных волн (т.е. и скорость света) в диэлектриках выражается через диэлектрическую  $\epsilon$  и магнитную  $\mu$  проницаемости среды

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon\mu}} = \frac{1}{\sqrt{\epsilon\epsilon_0\mu\mu_0}}, \quad (13.1)$$

где  $c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0\mu_0}} = 3 \cdot 10^8 \text{ м / с}$  – скорость света в вакууме.



Величина  $n = \sqrt{\epsilon}$  (формула Максвелла) называется абсолютным показателем данной среды относительно вакуума (для диэлектриков  $\mu = 1$ ).

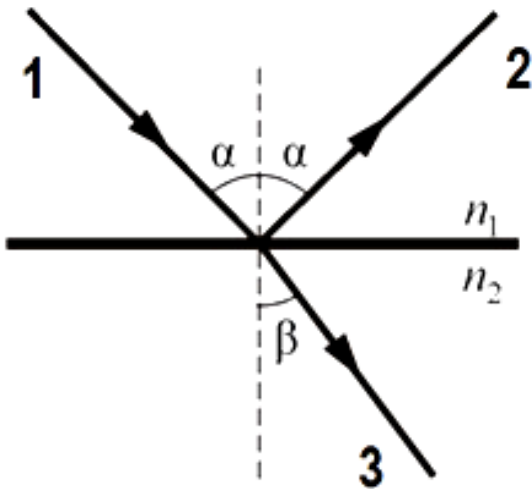


Рис. 13.1. Ход лучей на границе раздела двух сред: 1 – луч падающий, 2 – луч отраженный, 3 – луч преломленный

Сформулируем законы отражения и преломления света.

**Законы отражения:**

- если свет падает на границу раздела двух сред, то отраженный луч лежит в одной плоскости с падающим лучом и нормалью, восстановленной в точке падения луча;
- угол падения равен углу отражения.

**Законы преломления (Снеллиуса):**

- преломленный луч лежит в одной плоскости с падающим лучом и нормалью, восстановленной в точке падения на границу двух сред;
- отношение синуса угла падения к синусу угла преломления есть величина постоянная для двух данных сред, численно равная относительному показателю второй среды относительно первой (относительный показатель преломления  $n_{21} = \frac{n_2}{n_1}$ )

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = n_{21}. \tag{13.2}$$

Опыт показывает, что и диэлектрическая проницаемость  $\epsilon$  и показатель преломления  $n$  зависят от частоты  $\nu$  колебаний световой волны и, следовательно, от длины волны. Но если  $n$  зависит от частоты, то и скорость распространения света в веществе (согласно выражению (13.1)), также зависит от частоты.

**Зависимость скорости распространения световой волны от ее частоты называется дисперсией.**

При измерении показателя преломления с помощью рефрактометра несколько капель исследуемой жидкости помещают между двумя гранями АВ призмы 1 и  $A_1B_1$  призмы 3 (рис. 13.2). Лучи света проходят осветительную призму 3, рассеиваясь на выходе матовой гранью  $A_1B_1$ , входят в исследуемую жидкость и падают на полированную грань АВ измерительной призмы 1.

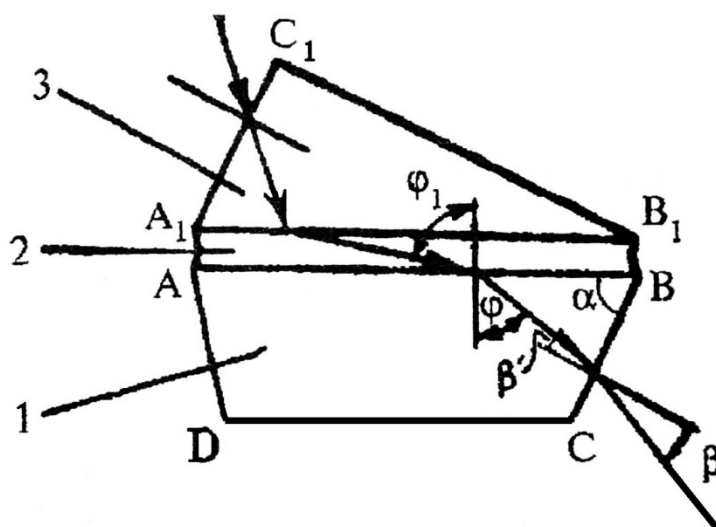


Рис. 13.2. Схема призм рефрактометра:

1 – призма измерительная; 2 – жидкость исследуемая; 3 – призма осветительная

Поскольку на рефрактометре исследуются вещества, показатель преломления которых меньше показателя преломления измерительной призмы, то лучи всех направлений, преломившись на границе «жидкость – стекло», войдут в измерительную призму 1.

Принцип работы рефрактометра основан на явлении полного внутреннего отражения. Такое явление вытекает из закона преломления в случае, когда световой поток переходит из оптически более плотной среды в оптически менее плотную среду  $n_1 > n_2$ . На рис. 13.3 показано, что при увеличении угла падения  $\alpha$  увеличивается угол преломления, а при некотором  $\alpha_{пред}$  угол преломления  $\beta$  достигает значения  $\pi/2$ . Тогда  $\sin \beta = 1$  и из закона преломления следует  $\sin \alpha_{пред} = n_{21}$ . Отсюда

$$\alpha_{пред} = \arcsin n_{21}. \quad (13.3)$$

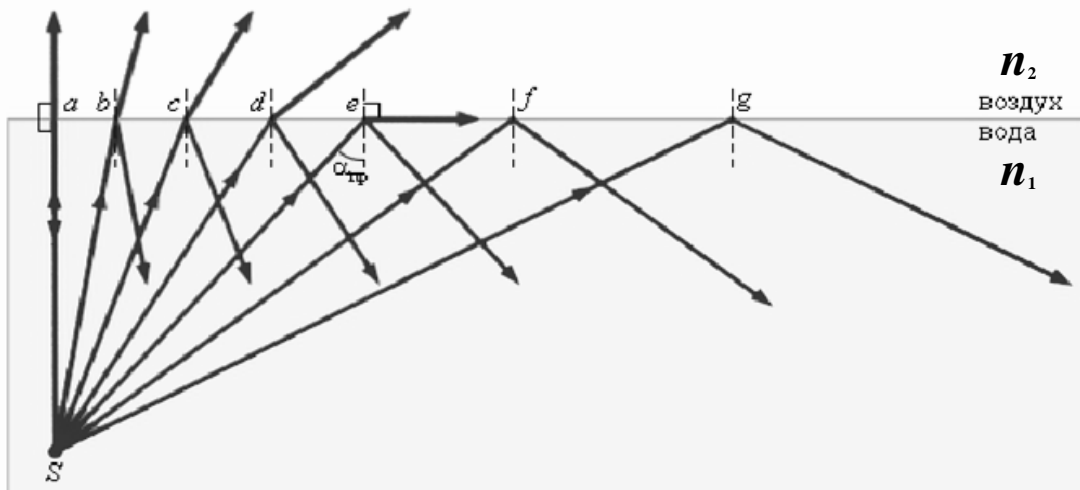


Рис. 13.3. Явление полного внутреннего отражения

При рассмотрении пучка лучей, выходящих из призмы 2 (рис. 13.4) в зрительную трубу 7, 8, 9 верхняя часть поля зрения трубы будет освещена, а нижняя останется темной. Получаемая граница светотени определяется лучом, выходящим из призмы 2 под предельным углом  $\beta$  (рис. 13.2).

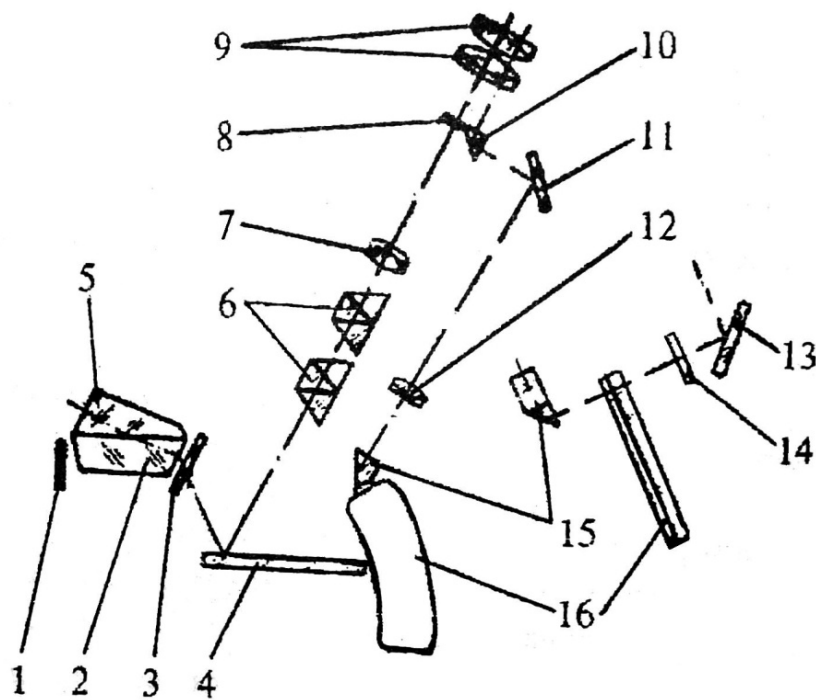


Рис. 13.4. Оптическая схема рефрактометра ИРФ-454:

- 1 – зеркало; 2 – призма измерительная; 3 – стекло защитное; 4 – зеркало;  
 5 – призма осветительная; 6 – компенсатор; 7 – линза склеенная; 8 – сетка;  
 9 – окуляр; 10 – призма AP-9; 11 – зеркало; 12 – объектив; 13 – зеркало;  
 14 – светофильтр; 15 – призма; 16 – шкала

Граница светотени с перекрестием, штрихи шкалы 16 и отсчетный штрих призмы 10 оптической системы 16, 12, 11 проецируются в фокальную плоскость окуляра 9. Наблюдая в окуляр 9, совмещают границу светотени с перекрестием сетки 8 и снимают с этой шкалы отсчет величины показателя преломления.

Для ахроматизации границы светотени и измерения дисперсии исследуемого вещества до 0,07 (угол  $4^{\circ}51'$ ) служит компенсатор, состоящий из двух призм прямого зрения 6 (призмы Амичи), которые вращаются вокруг оптической оси в противоположные стороны.

## 13.2. Описание установки

### 13.2.1. Устройство рефрактометра ИРФ-454

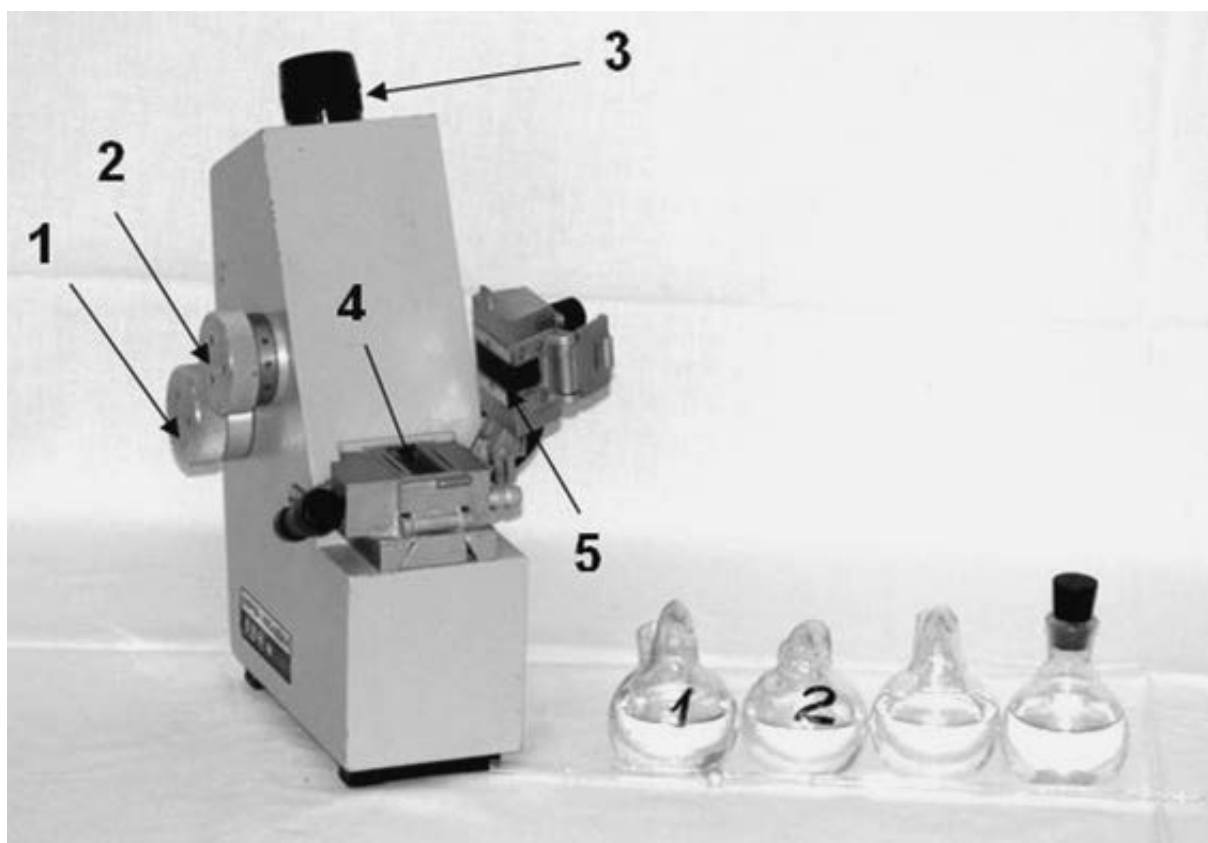
Основные узлы смонтированы в металлическом корпусе. На корпус выведены маховики (см. рис. 13.5), в верхней части корпуса размещен окуляр. Рефрактометрический блок состоит из двух частей: верхней и нижней. Нижняя неподвижная часть является измерительной, а верхняя подвижная – осветительной призмой.

При наблюдении в окуляр нахождение границы раздела светотени и совмещение ее с перекрестием сетки осуществляют вращением маховика. Величина показателя преломления исследуемого вещества определяется по шкале с нониусом (зеленого цвета).

Внутри рефрактометра смонтирован компенсатор, который служит для устранения окрашиваемости наблюдаемой границы раздела света и тени. Компенсатор состоит из двух призм прямого зрения (призм Амичи).

Призмы Амичи поворачиваются маховиком одновременно в разные стороны, изменяя при этом угловую дисперсию компенсатора и устраняя цветную кайму границы раздела света и тени. Шкала разделена на 120 делений. Поворот маховика на одно деление шкалы соответствует повороту призм Амичи на  $3^{\circ}$ . Десятые доли деления шкалы определяются по нониусу. Одно деление нониуса соответствует повороту призм Амичи на  $0,3^{\circ}$ . Откидное зеркало служит для подсветки шкалы и имеет разворот в двух плоскостях.

Окуляр может быть установлен на резкость в пределах  $\pm 5$  диоптрий.



**Рис. 13.5. Рефрактометр ИРФ-454:**

1 – маховик перемещения изображения границы света и тени,  
 2 – маховик компенсатора, 3 – окуляр, 4 – измерительная призма,  
 5 – осветительная призма

### **13.2.2. Технические данные ИРФ-454**

Диапазон измерения показателя преломления:  $1,2 \pm 1,7$ .

Предел допускаемой основной погрешности по показателю преломления  $\pm 1 \cdot 10^{-4}$ .

Цена деления шкалы показателя преломления –  $5 \cdot 10^{-4}$ .

### **13.2.3. Подготовка к работе**

Перед началом работы плоскости призм промыть дистиллированной водой и досуха протереть свежей льняной салфеткой.

Проверить юстировку рефрактометра. С помощью стеклянной палочки на полированную плоскость измерительной призмы нанести 3-4 капли жидкости и опустить верхнюю камеру. По методике работы с жидкостями (п. 13.2.4) определить коэффициент преломления дистиллированной воды 5 раз. Если средняя величина пятикратных отсчетов отличается более чем

на  $5 \cdot 10^{-3}$  от значения  $n$  в табл. 13.1 (с учетом температуры), то рефрактометр следует подъюстировать. Юстировка выполняется инженером лаборатории.

Таблица 13.1

**Показатель преломления дистиллированной воды**

|           |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| $t$<br>°C | 15     | 16     | 17     | 18     | 19     | 20     | 21     | 22     | 23     | 24     | 25     |
| $n$       | 1,3334 | 1,3333 | 1,3332 | 1,3332 | 1,3331 | 1,3330 | 1,3329 | 1,3328 | 1,3327 | 1,3326 | 1,3325 |

**13.2.4. Порядок работы с рефрактометром**

**Подготовка к работе**

1. Наблюдая в окуляр, оцените четкость изображения светового поля и шкалы прибора. При необходимости вращением окуляра добейтесь четкого изображения перекрестия в верхней части освещенного поля зрения. Одновременно фокусируется на резкость изображение шкалы в нижней части поля зрения.

2. Источником света может служить электролампа или дневной свет. Рефрактометр и источник света устанавливают так, чтобы свет падал на входное окно осветительной призмы или на зеркало, которым направляют свет во входное окно измерительной призмы.

3. На чистую полированную поверхность измерительной призмы стеклянной палочкой или пипеткой осторожно, не касаясь призмы, нанесите 3-4 капли жидкости. Опустите осветительную призму и прижмите ее крючком.

Измерения прозрачных жидкостей проводят в проходящем свете, когда он проходит через открытое окно осветительной призмы, при этом окно измерительной призмы закрыто зеркалом.

**Измерения показателя преломления**

После установки исследуемого образца на измерительной призме установите окуляр на отчетливую видимость перекрестия. Поворотом зеркала добейтесь наилучшей освещенности шкалы. Вращением маховика границу света и тени введите в поле зрения окуляра.

Вращайте маховик до исчезновения окраски граничной линии. Наблюдая в окуляр, маховиком наведите границу светотени точно на перекрестие и по шкале показателей преломления, соответствующей выбранному рефрактометрическому блоку, снимите отсчет. Индексом для отсчета

служит неподвижный вертикальный штрих призмы. Цена наименьшего деления –  $5 \cdot 10^{-4}$ . Целые, десятые, сотые и тысячные доли отсчитывайте по шкале, десятитысячные доли оценивайте на глаз.

### **Поправка на температуру**

Шкала показателей преломления рассчитана для  $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Следует иметь в виду, что для разных жидкостей допустимые колебания температуры будут неодинаковы из-за различия их температурных коэффициентов, концентрации, химического состава.

Если измерения производить при температурах  $30\text{ }^{\circ}\text{C}$  и выше, то к отсчету по шкале  $n_d$  нужно ввести поправку на температуру по формуле:

$$\Delta n \approx 0,88 \cdot (t - 20) \frac{\Delta n_d}{\Delta t},$$

где  $\Delta n_d / \Delta t$  – температурный коэффициент показателя преломления стекла измерительной призмы;  $t$  – рабочая температура.

При  $\Delta n_d / \Delta t = 0,082 \cdot 10^{-4}$  для призмы 1  $\Delta n_1 \approx 0,072 \cdot (t-20) \cdot 10^{-4}$ .

При  $\Delta n_d / \Delta t = 0,05 \cdot 10^{-4}$  для призмы 2  $\Delta n_2 \approx 0,044 \cdot (t-20) \cdot 10^{-4}$ .

### **Чистка призмы**

Поверхности призм очищайте после каждого измерения. Закончив отсчет, откройте рефрактометрический блок и чистой мягкой салфеткой или листком фильтровальной бумаги удалите основное количество жидкости с рабочих поверхностей призм и оправ. Полированную грань измерительной призмы вытирайте очень осторожно, без нажима, чтобы не повредить полировку. После этого призмы протирайте мягкой салфеткой, смоченной спиртом, эфиром или смесью спирта с эфиром до тех пор, пока поверхность призмы не станет блестящей. Рефрактометрический блок после промывки подержите некоторое время открытым для просушки.

## **13.3. Экспериментальная часть**

### **13.3.1. Определение показателя преломления жидкости с помощью рефрактометра**

1. Изучите описание прибора и правила пользования рефрактометром.
2. Подготовьте прибор к работе. Для этого выполните п. 13.2.4.
3. Определите показатель преломления  $n_0$  дистиллированной воды (не менее 5 раз). Запишите температуру воды (лучшие результаты будут при  $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ , так как при этой температуре градуирован рефрактометр).

4. Найдите среднее арифметическое значение результатов измерений показателя преломления дистиллированной воды.

5. Сравните полученный результат с табличным

$$E_n = \frac{|\bar{n}_0 - n_T|}{n_T} \cdot 100\%. \quad (13.4)$$

Здесь  $n_T$  – табличное значение показателя преломления дистиллированной воды при данной температуре (табл. 13.1),  $n_0$  – среднее значение показателя преломления дистиллированной воды в опыте.

Если расхождения не превышают 5%, методику можно считать освоенной.

### 13.3.2. Исследование зависимости показателя преломления раствора от концентрации

1. Определите 5 раз с помощью рефрактометра показатель преломления раствора известной концентрации. Запишите температуру, при которой проводилось исследование.

Таблица 13.2

| № опыта          | Дистиллированная вода | Раствор 1 | Раствор 2 | Раствор 3 |
|------------------|-----------------------|-----------|-----------|-----------|
|                  | $n_0$                 | $n_1$     | $n_2$     | $n_3$     |
| 1                |                       |           |           |           |
| 2                |                       |           |           |           |
| 3                |                       |           |           |           |
| 4                |                       |           |           |           |
| 5                |                       |           |           |           |
| Среднее значение |                       |           |           |           |
| $C$              |                       |           |           |           |

2. Определите 5 раз показатель преломления растворов неизвестной концентрации (при той же температуре, при которой выполнялось упражнение 1).

3. Результаты измерений занесите в таблицу 13.2.

4. Используя ПК, постройте график зависимости показателя преломления растворов от концентрации растворенного вещества  $n = f(C)$ .

5. Проанализируйте полученный результат эксперимента и определите удельное значение показателя преломления раствора на единицу концентрации раствора  $\xi = \frac{\Delta n}{\Delta C}$ .



### 13.3.3. Определение концентрации раствора

С помощью графика  $n = f(C)$ , полученного при выполнении предыдущего упражнения, определите концентрацию неизвестных растворов.

#### В письменном отчете представить:

- среднее значение показателя преломления  $n_0$  дистиллированной воды при измеренном значении температуры;
- относительную погрешность измерения показателя преломления дистиллированной воды;
- табл. 13.2 и график  $n = f(C)$ ;
- вывод о характере зависимости  $n = f(C)$ ;
- показатель преломления и концентрацию растворов неизвестной концентрации;
- удельное значение показателя преломления раствора на единицу концентрации раствора  $\xi$ .

#### Контрольные вопросы:

1. Расскажите о развитии представлений о природе света. Какие свойства световых волн?
2. Что понимается под терминами «абсолютный» и «относительный показатель преломления»?
3. Сформулируйте законы отражения и преломления света. Представьте на рисунке ход лучей. Докажите из соображений геометрической оптики эти законы.
4. Объясните явление полного внутреннего отражения света и запишите формулу предельного угла внутреннего отражения.
5. Что такое дисперсия света? Приведите примеры явления дисперсии. Как устраняется дисперсия в рефрактометре.
6. Устройство и назначение рефрактометра, его основные узлы.
7. Объясните оптическую схему ИРФ-454.
8. В чем заключается методика измерения коэффициента преломления жидкости и определения концентрации раствора.

# Лабораторная работа № 14

## ФОТОЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ РАСТВОРОВ

### Цель работы:

- изучение закона поглощения светового потока при прохождении через растворы;
- ознакомление с фотоэлектрическим методом определения концентрации окрашенных растворов;
- получения навыков нахождения коэффициента пропускания, оптической плотности; и концентрации растворов.

**Приборы и материалы:** фотометр КФК-2, набор кювет, исследуемые растворы.

### 14.1. Теоретическая часть

#### 14.1.1. Сущность фотометрических методов анализа

Фотометрия (от греческого photos – свет и metreo – меряю) представляет собой метод количественного анализа, особенно для определения микроколичеств веществ. Метод дает возможность определить концентрацию вещества в растворе в тех случаях, когда вещество имеет собственную окраску либо приобретает окраску путем воздействия на него соответствующего химического реагента.

Сущность фотометрического анализа заключается в следующем: определяют уменьшение интенсивности потока монохроматического света после прохождения через слой определенной толщины окрашенного раствора и, учтя законы светопоглощения, делают вывод о концентрации растворенного вещества.

Основной закон светопоглощения Бугера-Ламберта-Бера определяет зависимость между поглощением излучения раствором и концентрацией в нем поглощаемого вещества.

Основными фотометрическими методами являются колориметрия, фотоэлектроколориметрия и спектрофотометрия. Фотометрическое (колориметрическое) определение окрашенных веществ основано на сравнении окраски или светопоглощения исследуемого раствора и стандартного, для которого известно содержание определяемого вещества. Различают колориметрию визуальную – субъективную и фотоэлектрическую – объектив-

ную. В первом случае концентрацию вещества в растворе измеряют визуально при помощи компараторов, колориметров сливания, концентрационных колориметров. Основным недостатком визуальной колориметрии является малая точность (5-10 относительных процентов). Визуальные методы колориметрических определений являются субъективными; точность их зависит от индивидуальных особенностей зрения наблюдателя.

Применение фотоэлектрической колориметрии позволяет при помощи фотоэлементов, заменяющих глаз человека, избежать некоторых ошибок субъективной оценки при исследовании. Принцип фотоэлектроколориметрии состоит в том, что фотоэлементы под действием света дают электрический ток, интенсивность которого пропорциональна силе света. Если между источником света и фотоэлементом поместить светопоглощающую среду (например, окрашенный раствор), то сила фототока уменьшится в зависимости от интенсивности окраски раствора. Составив эмпирический график, в котором дана зависимость между интенсивностью фототока и концентрацией вещества в растворе, можно в каждом отдельном случае по интенсивности полученного фототока сделать заключение о концентрации вещества в растворе.

Поскольку прямопропорциональная зависимость оптической плотности от концентрации веществ в растворе действительно только для монохроматического света (т.е. света с определенной длиной волны), в фотоэлектроколориметрах применяют светофильтры, при помощи которых получают световой поток с длиной волны изменяющейся в узких пределах.

Абсорбционная спектрофотометрия основана на том законе светопоглощения, что и фотоколориметрические методы, однако в отличие от последних в спектрофотометрии используется поглощение монохроматического света с очень узким интервалом длин волн (1-2нм), а это значительно увеличивает чувствительность и точность метода.

Спектрофотометры позволяют работать не только с окрашенными растворами в видимой области спектра (400-700 нм), но и с «бесцветными» для глаза растворами, которые поглощают излучение в ультрафиолетовой (220-400 нм) или ближней инфракрасной (760-1110 нм) областях спектра. На спектрофотометре, так же как и фотоколориметре, измеряют оптическую плотность и процент пропускания световых потоков. Действие спектрофотометрии основано на принципе последовательного сравнения световых потоков, прошедших через эталон (растворитель) и исследуемый раствор; при этом используют фотоэлементы и специальные усилители.

Пропускание светового потока через эталон принимается за 100 %, а оптическая плотность – за 0.

### 14.1.2. Основные понятия фотометрии

При исследовании оптических свойств растворов непосредственно измеряемой величиной является пропускаемость раствора  $\tau$  (коэффициент пропускания) как функция длины волны, равная

$$\tau = \frac{J}{J_0} \cdot 100\%, \quad (14.1)$$

где  $J_0$  – интенсивность светового потока, прошедшего через растворитель,  $J$  – интенсивность света, прошедшего через раствор. Пропускаемость раствора связана с коэффициентом поглощения  $\alpha$  и толщиной слоя  $L$  законом Бугера:

$$\frac{J}{J_0} = e^{-\alpha_\lambda L} = \exp(-\alpha_\lambda L). \quad (14.2)$$

Если молекулы растворенного вещества (поглотителя) в растворителе не взаимодействуют между собой и молекулами растворителя, то коэффициент поглощения линейно связан с концентрацией поглотителя  $C$ :

$$\alpha'_\lambda = x_\lambda C, \quad (14.3)$$

где  $x_\lambda$  – коэффициент пропорциональности, зависящий от длины волны  $\lambda$ .

Запишем формулу (14.1) в виде

$$\frac{J}{J_0} = 10^{-\alpha'_\lambda L}, \quad (14.4)$$

где  $\alpha'_\lambda$  связано с  $\alpha_\lambda$  соотношением

$$\alpha'_\lambda = \alpha_\lambda \lg e = 0,43 \cdot \alpha_\lambda. \quad (14.5)$$

Величина  $\alpha'_\lambda$  называется коэффициентом экстинции, а величина

$$E = -\lg\left(\frac{J}{J_0}\right) = \lg\frac{J_0}{J} = \alpha'_\lambda L \quad (14.6)$$

– экстинцией раствора.

**Экстинцией** называется ослабление света, вызванное как поглощением, так и рассеянием света в веществе.

Физическая величина равная

$$D = \lg\frac{J_0}{J} = \lg\tau \quad (14.7)$$

называется оптической плотностью. Она удобна тем, что линейно связана с концентрацией вещества.

## 14.2. Описание установки

### 14.2.1. Принцип действия фотоэлектроколориметра КФК-2

Прибор, используемый для осуществления фотометрического метода определения концентрации растворов в видимой части спектра, называется фотоэлектроколориметр.

Фотоэлектроколориметр КФК-2 работает по однолучевой схеме, предназначен для определения концентрации вещества в окрашенных или коллоидных растворах путем сравнения их оптической плотности с оптической плотностью стандартных растворов в диапазоне длин волн 315-980 нм.

Внешний вид фотоэлектроколориметра КФК-2 на рис. 14.1. Основными элементами на передней части прибора являются: 1 – микроамперметр со шкалой, оцифрованной в коэффициентах пропускания  $T\%$  и оптической плотности  $D$ ; 2 – источник света; 3 – ручка переключения светофильтров; 4 – ручка переключения кювет; 5 – ручка переключения фотоприемников (чувствительности); 6 – чувствительность «ГРУБО» и 7 – чувствительность «ТОЧНО»; 8 – кюветная камера.

Оптическая схема данного прибора представлена на рис. 14.2. Свет от лампы накаливания 1 направляется конденсором 2 в щель диафрагмы 3, из которой узкий пучок полихроматического света попадает через объектив 4, 5 и теплозащитный фильтр 6 и 7 на светофильтры 8, служащие для выделения узких участков спектра из сплошного спектра излучения лампы. В дальнейшем световой поток с узким диапазоном длин волн, пройдя защитное стекло 9, направляется в кювету с раствором 10, из которой ослабленный раствором световой поток попадает через защитное стекло 11 на регистрирующий фотоэлемент Ф-26 17, работающий в пределах 315-540 нм, или фотодиод ФД-7К 12 при измерении в пределах спектра 590-980 нм.

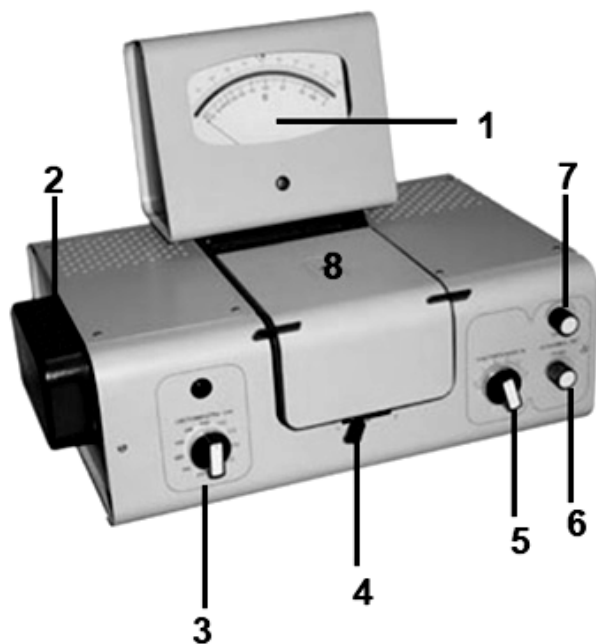
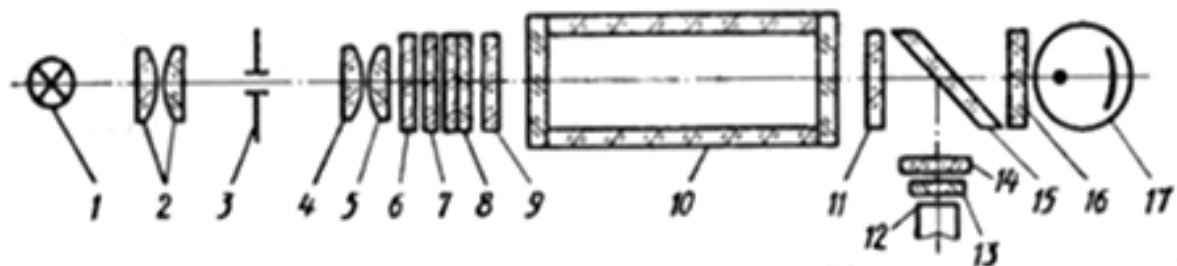


Рис. 14.1. Общий вид фотоэлектроколориметра КФК-2



**Рис. 14.2. Оптическая схема фотоэлектроколориметра КФК-2:**

- 1 – лампа накаливания; 2 – конденсатор; 3 – щель диафрагмы; 4, 5 – объектив;  
 6, 7 – теплозащитные фильтры; 8, 14 – светофильтры; 9, 11 – защитное стекло;  
 10 – кювета; 12 – фотодиод; 13, 16 – матовое стекло;  
 15 – делитель светового потока; 17 – фотоэлемент

Пластина 15 делит световой поток на две части, из которых примерно 90 % направляется на фотоэлемент Ф-26 и 10 % – на фотодиод ФД-7К. Для уравнивания фототоков при работе с различными цветными светофильтрами перед фотодиодом установлен светофильтр 14, а более равномерная освещенность фотоприемников (фотодиода и фотоэлемента) достигается с помощью матовых стекол 13 и 16. Для предохранения фотоприемников от попадания дневного света при открывании крышки кюветной камеры установлена металлическая шторка, автоматически закрывающаяся при открывании крышки.

#### **14.2.2. Общие правила эксплуатации прибора**

1. Измерения на приборе можно начинать спустя 10-15 минут после включения питающего устройства, так как это время необходимо для установления стабильного режима работы прибора.

2. Рабочие поверхности кювет должны перед каждым измерением тщательно протираться. При установке кювет в кюветодержатели нельзя касаться пальцами рабочих участков поверхностей (ниже уровня жидкости в кювете). Наличие загрязнений или капель раствора на рабочих поверхностях кюветы приводит к получению неверных результатов измерений.

3. При изменении светофильтра в процессе работы следующее измерение следует производить не ранее, чем через 1 минуту после смены светофильтра. При переключениях светофильтров ручка ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ должна находиться в положении «1», а ручка – УСТАНОВКА 100 ГРУБО – на минимальной чувствительности. Этим предохраняется от перегрузки регистрирующий прибор и возможность его порчи.

4. При измерении со светофильтрами 315, 364, 400, 440, 490, 540 нм, отмеченными на лицевой панели колориметра черным цветом, ручку ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ устанавливать в одно из положений «1», «2», «3», отмеченных на лицевой панели также черным цветом.

При измерении со светофильтрами 590, 670, 750, 870, 980 нм, отмеченными на лицевой панели колориметра красным цветом, ручку ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ устанавливать в одно из положений «1», «2», «3», отмеченных на лицевой панели также красным цветом.

5. После завершения работ на колориметре до его выключения ручку ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ установить в положение «1», обозначенное красным цветом, а ручку УСТАНОВКА 100 ГРУБО – в крайнее левое положение, и только после этого выключить тумблер СЕТЬ колориметра.

6. После выполнения работы вымыть кюветы проточной водой.

### 14.3. Экспериментальная часть

#### 14.3.1. Измерение коэффициента пропускания и оптической плотности растворов

1. В световой пучок поместить кювету с растворителем или контрольным раствором, по отношению к которому производятся измерения.

2. Закрыть крышку кюветного отделения.

3. Ручками ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ и УСТАНОВКА 100 ГРУБО и ТОЧНО установить отсчет 100 по шкале колориметра. Ручка ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ может находиться в одном из трех положений: «1», «2», или «3».

4. Затем, поворотом ручки 4 (рис. 14.1) кювету с растворителем или контрольным раствором заменить кюветой с исследуемым раствором.

5. Снять отсчет по шкале колориметра, соответствующий коэффициенту пропускания исследуемого раствора в процентах. Для регистрирующего прибора типа М1792 отсчет снять по шкале коэффициентов пропускания  $T$  в процентах или по шкале  $D$  в единицах оптической плотности.

6. Измерение проводить 3-5 раз и окончательное значение измеренной величины определить как среднее арифметическое из полученных значений.

7. Данные измерений  $T$  и  $D$  в зависимости от длины волны для раствора с известной концентрацией запишите в таблицу 1.

8. Используя таблицу 1, постройте кривые зависимостей  $T = f(\lambda)$  и  $D = f(\lambda)$ .

9. Отметите тот участок кривой, для которого выполняются следующие условия:

- оптическая плотность имеет максимальную величину  $D > 0,3$ ;
- ход кривой примерно параллелен горизонтальной оси, т.е. оптическая плотность мало зависит от длины волн.

Таблица 1

| Длина волны<br>$\lambda$ (нм) | Коэффициент пропускания<br>Т, % | Оптическая плотность<br>D |
|-------------------------------|---------------------------------|---------------------------|
| 400                           |                                 |                           |
| 440                           |                                 |                           |
| 490                           |                                 |                           |
| 540                           |                                 |                           |
| 590                           |                                 |                           |
| 670                           |                                 |                           |

Для этой длины волны  $\lambda$  определите соответствующий светофильтр КФК-2 и переключите на него.

### 14.3.2. Определение концентрации растворов

10. В фотоэлектрокалориметр установите кювету раствора с неизвестной концентрацией того же вещества. Измерьте оптическую плотность раствора на выбранной длине волны  $\lambda$ .

11. Аналогично поступите со всеми растворами неизвестной концентрации.

12. Расчет неизвестных концентраций проведите, учитывая следствие из закона Бугера-Бера:

$$D = \chi'Cl, \quad (14.8)$$

где  $\chi' = \chi / 2,3$  – показатель поглощения для раствора единичной концентрации.

Если два раствора одного и того же вещества ( $\chi'_1 = \chi'_2$ ) с концентрацией  $C_1$  и  $C_2$  при толщине слоев  $l_1$  и  $l_2$  поглощают свет одинаково, то, следовательно, их оптические плотности равны ( $D_1 = D_2$ ), то есть

$$\chi'_1 C_1 l_1 = \chi'_2 C_2 l_2, \quad (14.9)$$

тогда при равенстве длин кювет  $l_1 = l_2$  получим:



$$\frac{C_2}{C_1} = \frac{D_2}{D_1}. \quad (14.10)$$

По результатам нахождения концентраций растворенного вещества постройте калибровочных график зависимости  $D = f(C)$ .

### В письменном отчете представить:

- основные понятия фотометрии;
- рисунок оптической схемы фотоэлектроколориметра КФК-2;
- данные измерений  $T$  и  $D$  в зависимости от длины волны для раствора с известной концентрацией, представленные в табл. 1;
- графики зависимостей  $T = f(\lambda)$  и  $D = f(\lambda)$ ;
- калибровочный график зависимости  $D = f(C)$ .

### Контрольные вопросы:

1. В чем суть физического явления ослабления интенсивности светового потока, проходящего через поглощающие среды? Объясните закон поглощения Бугера. Получите формулу Бугера на основании математических вычислений.
2. Объясните закон Бера.
3. Какие фотометрические методы исследования растворов вам известны? В чем их особенности и отличия?
4. Дайте определение понятий: оптическое пропускание, оптическая плотность и экстинция.
5. Каково назначение колориметра фотоэлектрического КФК-2? Представьте оптическую схему фотометра и объясните принцип его работы.
6. Какие величины можно определить с помощью фотометром? Как связаны между собой коэффициент пропускания и оптическая плотность раствора?
7. Как подготовить колориметр к измерениям?
8. Как измерить коэффициент пропускания, оптическую плотность?
9. Объясните последовательность действий для нахождения концентрации неизвестных растворов.

## **Лабораторная работа № 15**

### **ИЗУЧЕНИЕ СВОЙСТВ ИЗЛУЧЕНИЯ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ЛАЗЕРА**

**Цель работы:** 1) ознакомление с принципом действия полупроводникового лазера; 2) исследование свойств луча лазера; 3) изучение явления дифракции лазерного излучения.

**Приборы и материалы:** оптическая скамья, рейтеры, лазерный диод, источник питания, пленочный анализатор в оправе с нониусом, фотоприемник, микроамперметр, дифракционная решетка, измерительная линейка, экран.

#### **15.1. Теоретическая часть**

##### ***15.1.1. Принцип действия полупроводникового лазера***

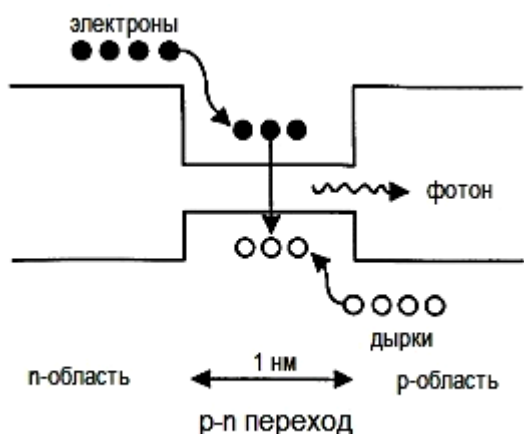
Основой лазеров служит явление индуцированного излучения, существование которого было постулировано А. Эйнштейном в 1916 г. В квантовых системах, обладающих дискретными уровнями энергии, существуют три типа переходов между энергетическими состояниями: индуцированные переходы, спонтанные переходы и безызлучательные релаксационные переходы. Свойства индуцированного излучения определяют когерентность излучения и усиления в квантовой электронике. Спонтанное излучение обуславливает наличие шумов, служит затравочным толчком в процессе усиления и возбуждения колебаний и вместе с безызлучательными релаксационными переходами играет важную роль при получении и удержании термодинамически неравновесного излучающего состояния.

Если число возбужденных атомов велико и существует инверсная населенность уровней (в верхнем, возбужденном состоянии атомов больше, чем в нижнем, невозбужденном), то первый же фотон, родившийся в результате спонтанного излучения, вызовет всенарастающую лавину появления идентичных фотонов. Произойдет усиление спонтанного излучения. На возможность усиления света в среде с инверсной населенностью за счет вынужденного испускания впервые указал в 1939 г. советский физик В.А. Фабрикант, предложивший создавать инверсную населенность в электрическом разряде в газе. При одновременном рождении большого числа спонтанно испущенных фотонов возникнет большое число лавин, каждая из которых будет распространяться в своем направлении, заданном перво-

начальным фотоном соответствующей лавины. В результате мы получим потоки квантов света, но не сможем получить ни направленного луча, ни высокой монохроматичности, так как каждая лавина инициировалась собственным первоначальным фотоном. Для того чтобы среду с инверсной населенностью можно было использовать для генерации лазерного луча, т.е. направленного луча с высокой монохроматичностью, необходимо «снимать» инверсную населенность с помощью первичных фотонов, уже обладающих одной и той же энергией, совпадающей с энергией данного перехода в атоме. В этом случае мы будем иметь усилитель света.

Существует, однако, и другой вариант получения лазерного луча, связанный с использованием системы обратной связи. Спонтанно родившиеся фотоны, направление распространения которых не перпендикулярно плоскости зеркал, создадут лавины фотонов, выходящие за пределы среды. В то же время фотоны, направление распространения которых перпендикулярно плоскости зеркал, создадут лавины, многократно усиливающиеся в среде вследствие многократного отражения от зеркал. Если одно из зеркал будет обладать небольшим пропусканием, то через него будет выходить направленный поток фотонов перпендикулярно плоскости зеркал. При правильно подобранном пропускании зеркал, точной их настройке относительно друг друга и относительно продольной оси среды с инверсной населенностью обратная связь может оказаться настолько эффективной, что излучением «вбок» можно будет полностью пренебречь по сравнению с излучением, выходящим через зеркала. На практике это, действительно, удается сделать. Такую схему обратной связи называют оптическим резонатором, и именно этот тип резонатора используют в большинстве существующих лазеров.

Генерирующей средой полупроводникового лазерного диода является область р-п перехода полупроводника. В простом диоде, если на анод подается положительное напряжение, то речь идет о смещении диода в прямом направлении, когда возникает ток через р-п переход. Дырки из области «р» инжектируются в область «п» р-п перехода, а из области «п» в область «р» полупроводника. Если электрон и дырка оказываются «вблизи» (на расстоянии, когда возможно туннелирование), то они могут **рекомбинировать** с выделением энергии в виде фотона определенной длины волны (в силу сохранения энергии) и фонона (в силу сохранения импульса, потому что фотон уносит импульс). Такой процесс называется спонтанным

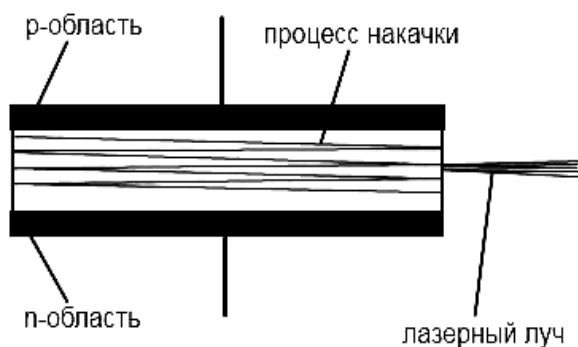


**Рис. 15.1.** Схема генерации фотонов в р-п переходе полупроводника

направление, фаза и вектор поляризации будут абсолютно совпадать с первым фотоном. В случае инверсной населенности в р-п переходе процесс вынужденного излучения фотонов принимает лавинообразный характер генерации фотонов одной частоты.

Кристалл полупроводника изготавливают в виде тонкой пластинки формы прямоугольника. По сути дела, эта пластинка и играет роль оптического волновода, в котором излучение действует в ограниченном объеме. Поверхностный слой кристалла модифицируется с целью образования области «р». Нижний слой служит для создания области «п».

В конечном итоге получается плоский переход р-п значительной площади. Два боковых торца кристалла подвергают полировке для создания параллельных гладких плоскостей, образующих оптический резонатор. Случайный фотон перпендикулярного плоскостям спонтанного излучения пройдет по всему оптическому волноводу. При этом перед выходом наружу фотон несколько раз будет отражаться от торцов и, проходя вдоль резонаторов, создаст вынужденную рекомбинацию, образуя при этом новые фотоны с такими же параметрами, чем вызовет усиление излучения. Когда усиление превзойдет потери, начнется создание лазерного луча (рис. 15.2).



излучением и является основным источником излучения в светодиодах (рис. 15.1).

Но при некоторых условиях дырка и электрон способны находиться перед рекомбинацией в одном месте продолжительное время (несколько микросекунд). Если по этой области в это время пройдет фотон с частотой резонанса, то он вызовет вынужденную рекомбинацию, и при этом выделится второй фотон. Его

Лазерный луч на выходе сразу расходится, так как излучающий компонент очень тонкий.

**Рис. 15.2.** Схема оптического резонатора полупроводникового лазера

Чтобы компенсировать это явление и создать тонкий луч, используют собирающие линзы.

### **15.1.2. Характеристики лазерного излучения**

Излучение лазера отличается от излучения обычных источников света следующими характеристиками:

**1. Острой направленностью излучения** (малым углом расходимости излучения)

Диаграмма направленности элементарных излучателей может быть круговой. Лазерное излучение узконаправленно вследствие того, что генерируются и излучаются лишь те колебания, которые были множество раз отражены, но при этом их траектория не отклонилась от направления, параллельного оси оптического резонатора лазера. Однако идеального параллельного излучения не получается. Лазерный луч имеет небольшую расходимость, определяемую долями градуса. Угловая расходимость лазерного излучения практически не зависит от размеров излучающего тела: она определяется лишь явлением дифракции когерентных волн на выходном отверстии лазера. Угол между оптической осью излучения (рис. 15.4) и направлением на первый минимум (угол расходимости) равен:

$$\alpha = 1,22 \frac{\lambda}{d}, \quad (15.1)$$

где  $\lambda$  – длина волны излучения,  $d$  – диаметр излучающей поверхности (диаметра выходящего луча).

### **2. Высокой спектральной плотностью энергии**

Плотность  $P_s$  мощности излучения лазера определяется отношением мощности излучения, проходящего через сечение лазерного пучка, к площади сечения и имеет размерность Вт /см<sup>2</sup>. Плотность мощности в луче лазера достигает больших величин вследствие сложения энергии огромного множества когерентных излучений отдельных атомов, приходящих в выбранную точку пространства в одинаковой фазе.

Лазерное излучение может быть сконцентрировано в узконаправленном луче с большой плотностью мощности. При концентрации излучения обычных источников света, в том числе и Солнца, добиться плотности энергии, большей, чем на самом источнике, невозможно. Это объясняется некогерентностью излучения обычных источников света.

Когерентное излучение лазера с помощью оптической системы линз можно сфокусировать на малую, сравнимую с длиной волны излучения

площадку. Плотность мощности лазерного излучения на этой площадке  $P_s$  достигает огромной величины. В центре площадки

$$P_s = \frac{PD^2}{\lambda^2 f^2}. \quad (15.2)$$

Здесь  $P$  – выходная мощность излучения лазера,  $D$  – диаметр объектива оптической системы,  $\lambda$  – длина волны излучения,  $f$  – фокусное расстояние оптической системы.

Чтобы оценить масштабы достигаемых мощностей, сравним излучение лазера с излучением Солнца. Мощность непрерывного излучения Солнца равна  $\approx 7$  кВт/см<sup>2</sup>. Если же выделить узкую полосу излучения Солнца, равную спектральной ширине полупроводникового лазера, то она составит всего  $10^{-7}$  Вт. Таким образом, яркость маломощного полупроводникового лазера в десятки тысяч раз больше спектральной яркости Солнца.

### 3. Монохроматичность

Лазерное излучение является в **высокой степени монохроматическим**, т. е. содержит волны практически одинаковой частоты (ширина спектральной линии составляет  $\Delta\lambda \approx 0,01$  нм). Высокая степень монохроматичности лазерного излучения объясняется тем, что индуцированное излучение представляет собой резонансный процесс и, вследствие этого, ширина спектра излучения получается очень узкой.

### 4. Когерентность

Излучение является **высококогерентным**, что обусловлено свойствами вынужденного излучения. При этом имеет место не только временная, но и пространственная когерентность: разность фаз в двух точках плоскости, перпендикулярной направлению распространения, сохраняется постоянной.

### 6. Возможность генерации коротких световых импульсов

7. Генерация поляризованного излучения (для многих лазерных диодов)

Поляризация – симметричность в распределении направления вектора напряженности электрического и магнитного полей в электромагнитной волне касемо направления ее распространения. Волна будет называться поляризованной, в том случае, если две взаимно перпендикулярные составляющие вектора напряженности электрического поля совершают колебания с постоянной во времени разностью фаз. Неполяризованной – если изменения происходят хаотично. В продольной волне возникновение по-

ляризации не возможно, так как возмущения в данном типе волн всегда совпадают с направлением распространения. Лазерное излучение является высокополяризованным светом (от 75 до 100 %).

Эти особые свойства излучения лазера обеспечивают ему разнообразнейшие применения. Они определяются главным образом принципиально отличным от обычных источников света процессом генерации излучения за счет вынужденного излучения.

Основными характеристиками лазера являются: длина волны, мощность и режим работы, который бывает непрерывным либо импульсным.

Лазеры находят широкое применение в медицинской практике и прежде всего в диагностике, хирургии, онкологии, офтальмологии, дерматологии, стоматологии физиотерапии и других областях. Механизм воздействия лазерного излучения на биологические объекты обычно связывают либо с тепловыми преобразованиями энергии квантов, либо с резонансными взаимодействиями клеток тканей [1].

### **15.1.3. Дифракционная решетка**

Уникальные свойства лазерного излучения позволяют изучать **дифракцию света**.

**Дифракционная решётка** – оптический прибор, действие которого основано на использовании явления дифракции света. Представляет собой совокупность большого числа регулярно расположенных штрихов (щелей, выступов), нанесённых на некоторую поверхность.

Фронт световой волны разбивается штрихами решётки на отдельные пучки когерентного света. Эти пучки претерпевают дифракцию на штрихах и интерферируют друг с другом. Так как для разных длин волн максимумы интерференции оказываются под разными углами (определяемыми разностью хода интерферирующих лучей), то белый свет раскладывается в спектр.

Простейшая оптическая дифракционная решетка представляет собой стеклянную пластинку, на которую с помощью делительной машины нанесен ряд штрихов. Места, прочерченные делительной машиной, рассеивают свет так, что в направлении наблюдателя попадает лишь его ничтожная часть. Штрихи являются, таким образом, практически непрозрачными промежутками между неповрежденными частями пластинки щелями.

В простейшем случае нормального падения монохроматического света на прозрачную дифракционную решетку с шириной прозрачных уча-

стков  $a$  и непрозрачных  $b$  направления на главные дифракционные максимумы определяются равенством

$$k\lambda = (a + b) \sin \varphi_k = d_{\text{реш}} \sin \varphi_k,$$

отсюда

$$\lambda = \frac{d_{\text{реш}} \sin \varphi_k}{k}, \quad (15.3)$$

где  $\varphi$  – угол дифракции,  $\lambda$  – длина световой волны,  $k$  – номер дифракционного максимума ( $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ ),  $d = a + b$  – так называемая постоянная решетки. При  $k = 0$  условие максимума удовлетворяется для всех длин волн. Два знака « $\pm$ » для всех остальных значений  $k$  соответствуют двум системам дифракционных спектров, расположенных симметрично справа и слева от центрального максимума нулевого порядка.

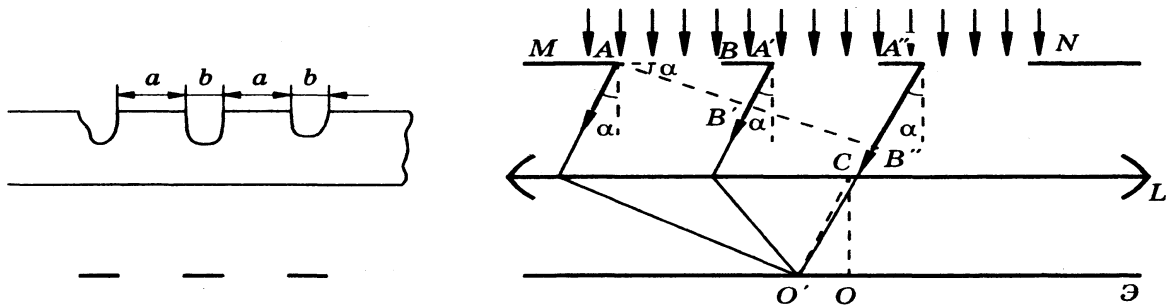


Рис. 15.3. Дифракция света на дифракционной решетке

Предельное число дифракционных максимумов, которое можно получить при помощи решетки, дается соотношением  $k < d_{\text{реш}} / \lambda$ .

## 15.2. Экспериментальная часть

**Внимание! Будьте осторожны! Не направляйте луч лазера на ткани человека. Особенно опасно прямое попадание лазерного излучения в глаз человека.**

### 15.2.1. Порядок выполнения работы

Практическая часть лабораторной работы включает проведение экспериментов для определения следующих свойств излучения полупроводникового лазера: длины волны, монохроматичности, угловой расходимости луча, мощности плотности излучения, поляризационных свойств.



Для проведения каждого эксперимента собирается своя оптическая схема.

### 15.2.2. Изучение дифракции лазерного излучения, нахождение длины волны лазера

1. Для выполнения этого упражнения соберите установку по схеме, показанной на рис. 15.4. В рейтер оптической установки закрепите измерительную линейку, в держатель которой установлена дифракционная решетка с известным параметром  $d_{\text{реш}}$ .

2. Включите источник питания лазерного диода в сеть 220. Проведите юстировку луча (если это требуется) таким образом, чтобы дифракционные максимумы наблюдались на измерительной шкале 3 (рис. 15.4). Дифракционный спектр представляет собой систему светящихся точек разной интенсивности.

3. Регулировками добейтесь того, чтобы расстояния между симметричными максимумами (например: +1 и -1; +2 и -2) были на равных расстояниях от нулевого максимума, а центральный максимум (самый яркий) попадал в цель измерительной линейки. Меняя расстояние  $L$  между дифракционной решеткой и измерительной линейкой, добейтесь того, чтобы на измерительной линейке умещалось не менее 3-х (трех) дифракционных максимумов.

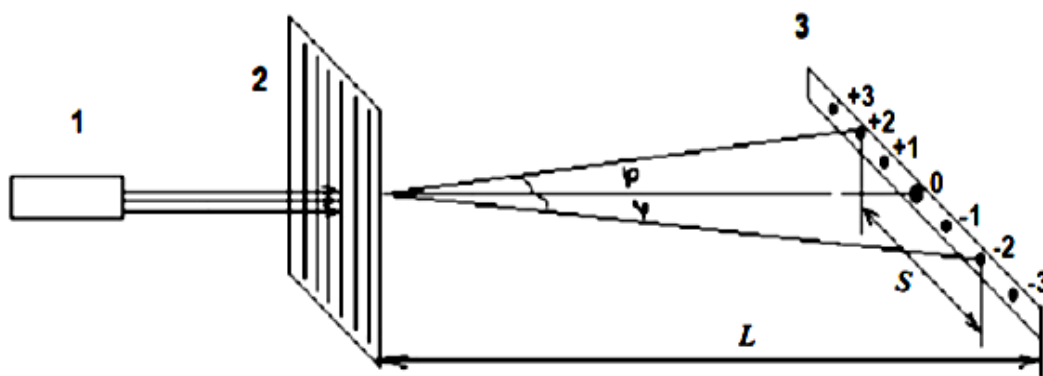


Рис. 15.4. Схема установки для определения длины волны лазера:  
1 – лазерный диод, 2 – дифракционная решетка, 3 – измерительная линейка

4. Измерьте расстояние  $L$  от решетки до линейки, на которой наблюдается дифракционный спектр. Затем определите расстояния от нулевого максимума до каждого максимума более высокого порядка  $S_k$ . Данные представьте в таблице 1. Затем измените расстояние  $L$  и проведите измерения повторно. Полученные данные также занесите в таблицу 15.1.

Таблица 15.1

| № опыта     | $S_1$<br>мм | $S_2$<br>мм | $S_3$<br>мм | $\varphi_1$<br>град. | $\varphi_2$<br>град. | $\varphi_3$<br>град. | $\lambda_1$<br>нм | $\lambda_2$<br>нм | $\lambda_3$<br>нм |
|-------------|-------------|-------------|-------------|----------------------|----------------------|----------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| $L_1$<br>мм |             |             |             |                      |                      |                      |                   |                   |                   |
| $L_2$<br>мм |             |             |             |                      |                      |                      |                   |                   |                   |

Вычислите направление углов на дифракционные максимумы  $\varphi_k$  из геометрических соображений  $\operatorname{tg} \varphi_k = \frac{S_k}{L}$ , используя данные таблицы 15.1 для всех дифракционных максимумов.

Используя формулу дифракционной решетки (15.3) и известное значение периода решетки  $d_{\text{реш}}$ , вычислите значение длины волны лазерного излучения. Рассчитайте доверительный интервал для длины волны  $\lambda = \lambda_{\text{ср}} \pm \Delta\lambda_{\text{ср}}$ , и относительную погрешность нахождения  $\lambda$ :

$$\varepsilon = \frac{\Delta\lambda_{\text{ср}}}{\lambda_{\text{ср}}} \cdot 100\%.$$

Следует обратить внимание, что после прохождения луча лазера через дифракционную решетку он не раскладывается на составляющие длины волн (цвет дифракционных максимумов совпадает с цветом луча лазера), что указывает на его монохроматичность.

После завершения измерений лазер следует выключить.

### 15.2.3. Определение угла расходимости лазерного излучение

1. Для проведения вычислений используйте значение длины волны лазера  $\lambda_{\text{ср}}$ , которой определено в предыдущем опыте, а диаметр лазерного луча  $d$  можно найти в листе информации. Используя эти данные, рассчитайте теоретический угол расходимости луча лазера  $\alpha_{\text{теор}}$  в радианах по формуле (15.1).

2. Для экспериментального определения угла расходимости излучения лазера используйте установку, схема которой показана на рис. 15.5. Измеряя диаметр лазерного пучка на экране, когда он установлен перед

лазером  $d$  и, когда экран удален от первого положения на расстояние  $L$  (обозначим  $D$ ), вычислите  $\alpha_{эксп}$  по формуле (15.4)

$$\operatorname{tg} \alpha_{эксп} = \frac{D-d}{2L} \text{ или } \alpha_{эксп} = \operatorname{arctg} \frac{D-d}{2L}. \quad (15.4)$$

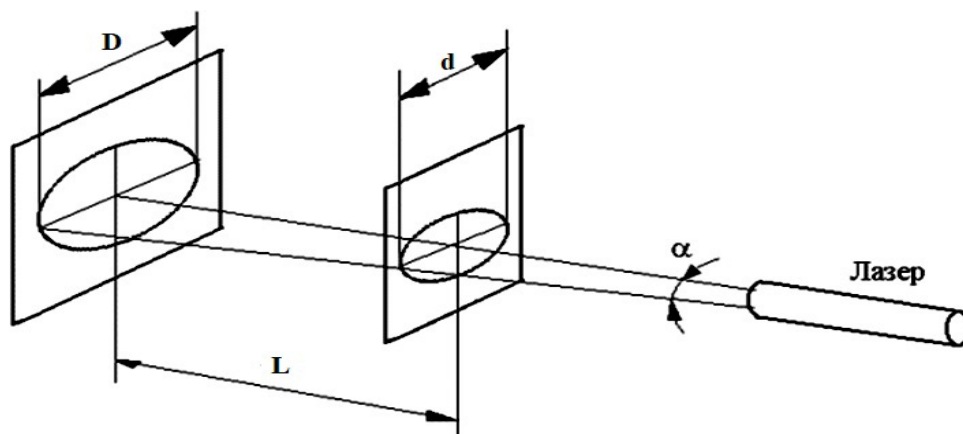


Рис. 15.5. Схема установки для определения угла расходимости  $\alpha_{эксп}$

3. Сравните данные теоретического расчета расходимости луча  $\alpha_{теор}$  с экспериментальным результатом  $\alpha_{эксп}$  в одинаковых угловых единицах и отметьте в выводе.

4. Рассчитайте плотность излучения лазерного диода согласно формуле (15.2), используя данные экспериментов и информационного листа.

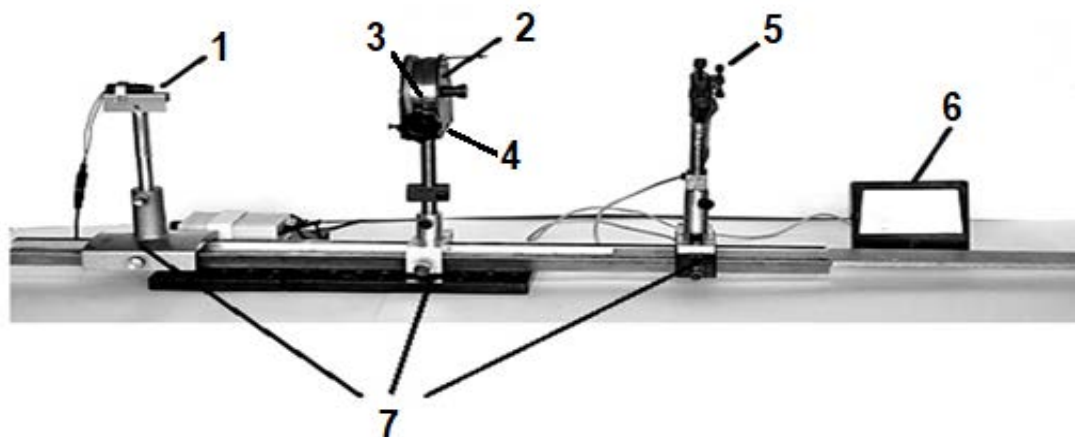
После завершения измерений лазер следует выключить.

#### 15.2.4. Изучение поляризационных свойств излучения лазера

1. Исследование поляризационных свойств лазерного излучения осуществляется на установке, схема которой показана на рис. 15.6. Анализатор 2 закреплен на угломерном устройстве, которое имеет шкалу с нониусом 3 и маховик 4 для вращения анализатора. При совмещении нулевой отметки шкалы с нулевой отметкой нониуса анализатор будет пропускать колебания вектора  $E$ , ориентированного строго вертикально. Световой луч лазера 1, пройдя через анализатор 2, попадает на фотоприемник 5, который укреплен на двухкоординатном столике. Фототок, пропорциональный световому потоку, измеряется микроамперметром 6.

После того как элементы оптической схемы установлены в рейтерах 7 на оптической скамье, необходимо включить в сеть 220 В источник пи-

тания лазерного диода. Теперь с помощью юстировочных винтов двухкоординатного столика добейтесь того, чтобы луч лазера попадал в центр фотоприемника, в результате чего микроамперметр покажет ток.



**Рис. 15.6. Схема установки для проверки закона Малюса:**  
 1 – лазер, 2 – анализатор, 3 – шкала нониуса угломерного устройства,  
 4 – маховик, 5 – фотоприемник, 6 – измеритель фототока, 7 – рейтеры

2. Вращая ручку 4 угломерного устройства, фиксируйте через 5 градусов значение фототока. Данные эксперимента занесите в табл. 15.2.

Таблица 15.2

| №                    | 1 | 2 | 3  | 4  | 5  | 6  | 7  | 8  | 9  | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 |
|----------------------|---|---|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| $\varphi$<br>град.   | 0 | 5 | 10 | 15 | 20 | 25 | 30 | 35 | 40 | 45 | 50 | 55 | 60 | 65 | 70 | 75 | 80 | 85 | 90 |
| $I$ , мкА            |   |   |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |
| $I_0 \cos^2 \varphi$ |   |   |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |

В таблице 15.2:  $\varphi$  град. – показания нониуса анализатора,  $I$ , мкА – фототок фотоприемника,  $I_0$  – интенсивность излучения при  $\varphi = 0$ ,  $I_0 \cos^2 \varphi$  – расчетная функция в соответствии с законом Малюса.

3. По данным таблице 15.2 постройте график зависимости фототока от угла между плоскостью колебания электрического вектора  $\mathbf{E}$  в луче лазера и плоскостью пропускания анализатора. **На этом же графике постройте зависимость  $I = I_0 \cos^2 \varphi$ , выражающую закон Малюса.**

### **В письменном отчете представить:**

1. Результаты измерений и вычислений, выполненные в пункте **15.2.2**: заполненная таблица 15.1, найденное значение длины волны лазер-

ного излучения  $\lambda = \lambda_{cp} \pm \Delta\lambda_{cp}$ ,  $\varepsilon$  относительную погрешность нахождения  $\lambda$ , оптическую схему установки, предельное число дифракционных максимумов.

2. Оптическую схему установки для определения угла расхождения лазерного излучения (раздел 15.2.2), данные теоретического расчета  $\alpha_{теор}$  и результаты экспериментального нахождения  $\alpha_{экспер}$ , значение оптической плотности  $P_s$  лазерного излучения.

3. Оптическую схему установки (раздел 15.2.4) для проверки поляризационных свойств лазерного излучения, таблицу 15.2 с результатами измерений и вычислений, графики зависимостей  $I = f(\varphi)$  и  $I = I_0 \cos^2 \varphi$  на одном рисунке.

4. Выводы, в которых анализируются свойства излучения полупроводникового лазера, обнаруженные в процессе выполнения данной лабораторной работы, как за счет измерений, так и за счет расчетов.

### Контрольные вопросы:

1. Электрический ток в полупроводниках. Объяснить, что понимают под электронной и дырочной проводимостью? Каков механизм электрической проводимости при наличии примесей?

2. Объяснить прохождения электрического тока через контакт полупроводников *p*- и *n*-типов. Что такое запирающий слой? Какой переход называют прямым?

3. Какие типы переходов у электронов в атоме существуют между энергетическими состояниями?

4. Объяснить механизм образования фотонов в *p-n* переходе полупроводника.

5. Каковы физические основы генерации лазера? Что такое «инверсная населенность»?

6. Основные свойства лазерного излучения.

7. Объяснить дифракцию волн. Принцип Гюйгенса-Френеля.

8. Что такое дифракционная решетка? Каков механизм образования дифракционного спектра монохроматического излучения?

9. Как изменится дифракционная картина, если период решетки уменьшить в два раза? Увеличить в 3 раза?

10. Применение лазерного излучения в медицине.

## **Лабораторная работа № 16**

### **ИЗУЧЕНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ОСНОВ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ТЕРАПИИ**

**Цель работы:** 1) изучить физические основы высокочастотной терапии и аппарат УВЧ-терапии; 2) исследовать зависимость магнитного УВЧ-поля в пространстве и его взаимодействие с электролитами.

**Приборы и материалы:** аппарат УВЧ-80-3 «Ундатерм», индуктор на подставке, индикатор УВЧ-поля, измерительный контур в сборе на штативе, колба с раствором электролита; жидкостный термометр.

#### **16.1. Теоретическая часть**

В медицине с лечебной целью широко применяются методы высокочастотной терапии, в которых используется воздействие на ткани организма переменного тока или электромагнитных колебаний и волн диапазона высоких частот (0,2-30 МГц), ультравысоких частот (30-300 МГц) и сверхвысоких частот (300-300000 МГц). К методам высокочастотной терапии относятся: дарсонвализация, диатермия, индуктотермия, УВЧ-терапия и микроволновая терапия.

##### **16.1.1. Дарсонвализация**

Дарсонвализация – метод электролечения, основанный на использовании переменного импульсного тока высокой частоты (50-110 кГц), высокого напряжения (до 25 кВ) и малой силы (до 0,02 мА), модулированный короткими импульсами (50-100 мкс) колоколообразной формы с частотой модуляции 50 Гц. Метод предложен в 1892 г. французским физиологом и физиком Ж.-А. д'Арсонвалем, в честь которого он и назван. Действующим фактором является электрический разряд, возникающий между электродами и телом пациента.

Интенсивность разряда можно изменить от «тихого» до искрового. Во время дарсонвализации под действием разрядов образуются в небольшом количестве озон и оксиды азота, с которыми связан бактериостатический и бактерицидный эффект. Процедура дарсонвализации не вызывает теплового эффекта в тканях; она оказывает тонизирующее действие на нервные рецепторы.

Дарсонвализацию применяют в основном для проведения местных процедур. Под действием токов д'Арсонваля повышаются пороги чувствительности рецепторов кожи (болевых, тактильных, температурных и др.) к внешним раздражителям. С рецепторов зоны воздействия в центральную нервную систему и ее вегетативные центры поступают многочисленные сигналы, в результате наблюдается уменьшение или прекращение боли, зуда, парестезии.

Местная дарсонвализация, кроме того, повышает тургор (показатель оводнённости и состояния водного режима живых организмов) и эластичность кожи, стимулирует пролиферативную активность зародышевых клеток волосяной луковицы, усиливает рост волос, предупреждает развитие морщин и выпадение волос. Благоприятное влияние дарсонвализации на состояние кожи объясняет ее широкую популярность в дерматологии и косметологии.

### **16.1.2. Диатермия**

При диатермии используется воздействие на ткани высокочастотным током ( $\nu = 1 \div 2$  МГц;  $I = 1 \div 1,5$  А). При использовании этого метода лечения электроды накладываются непосредственно на поверхность тела, и при прохождении по тканям организма высокочастотного тока в них выделяется джоулево тепло. Количество теплоты, выделяемое в единице объема ткани за единицу времени, определяется плотностью тока  $j$  и удельным сопротивлением  $\rho$  ткани:

$$Q = j^2 \rho. \quad (16.1)$$

Так как наибольшим удельным сопротивлением обладают кожа, жировые и костные ткани, то они и нагреваются сильнее, чем органы, богатые кровью или лимфой: легкие, печень, лимфатические узлы. Недостатки диатермии: большое количество теплоты непродуктивно выделяется в слое кожи и подкожной клетчатке; этот метод обладает повышенной электроопасностью.

Метод диатермии используется в хирургии для рассечения тканей (электротомия), «сваривания» тканей (электрокоагуляция) и для разрушения тканей, подлежащих удалению из организма.

### 16.1.3. Индуктотермия

При индуктотермии используется воздействие на ткани организма переменным магнитным полем высокой частоты ( $\nu = 10-15$  МГц) или ультравысокие частоты ( $\nu = 25-50$  МГц), которое вызывает возникновение вихревых электрических токов преимущественно в токопроводящих тканях, содержащих растворы электролитов. Количество теплоты, выделяющееся в единице объема ткани за единицу времени, в этом методе пропорционально квадрату индукции  $B$  магнитного поля, квадрату частоты поля  $\nu$  и удельной электропроводимости ткани  $\sigma$ :

$$Q \approx \sigma \nu^2 B^2. \quad (16.2)$$

При равных условиях подведения энергии магнитного поля к тканям наибольшее теплообразование будет происходить в участках с высокой удельной электрической проводимостью – кровь, лимфа, мышцы, ткани паренхиматозных органов (сердце, легкие, почки и т. д.).

В данном методе по расположенному на теле пациента кабелю или спирали (индуктор) протекает высокочастотный ток, в результате чего образуется переменное магнитное поле. Это поле наводит в проводниках, которыми являются в основном жидкие среды (кровь, лимфа), а также хорошо кровоснабжаемые ткани (мышцы), хаотические вихревые токи (токи Фуко). Вихревые токи разогревают ткани изнутри, повышая их температуру на 2-5 °С на глубине 8-12 см. Основным фактором, оказывающим лечебное действие при индуктотермии, является тепло, причем действие этого тепла значительно сильнее, чем тепла, подводимого извне. При индуктотермии тепло образуется в глубине тканей, главным образом в мышцах, тем самым в значительной мере уменьшается эффективность терморегуляционных механизмов, большая часть рецепторов которых расположена в поверхностных тканях.

В результате повышения температуры тканей происходит расширение кровеносных сосудов, усиливается лимфо- и кровообращение, увеличивается число функционирующих капилляров, наблюдается небольшое снижение артериального давления, улучшается кровоснабжение внутренних органов в зоне воздействия, ускоряется формирование артериальных коллатералей и анастомозов в микроциркуляторном русле. Индуктотермия положительно действует на иммунитет: стимулируется синтез антител, увеличивается содержание в крови компонентов гуморального иммунитета, усиливается фагоцитарная активность лейкоцитов и макрофагов, активизируются фибробласты.

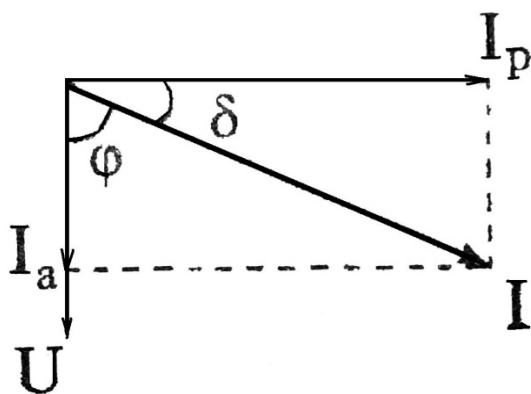


#### 16.1.4. УВЧ-терапия

При УВЧ-терапии используется воздействие на ткани переменным электрическим полем ультравысокой частоты ( $\nu \approx 40\text{-}500$  МГц). В тканях-электролитах электрическое поле УВЧ вызывает колебания ионов с частотой изменения поля; появляется ток проводимости, сопровождающийся выделением тепла. Теплота, выделяемая в единице объема ткани-электролита за единицу времени, пропорциональна удельной электрической проводимости ткани  $\sigma$  и квадрату напряженности  $E$  электрического поля:

$$Q \sim \sigma E^2. \quad (16.3)$$

В тканях-диэлектриках под влиянием электрического поля УВЧ происходит поляризация и структурная ориентация молекул и возникновение небольшого тока проводимости. Эти процессы сопровождаются поглощением энергии электрического поля и нагреванием диэлектрика. В реальном диэлектрике, проводимость которого не равна нулю, помимо емкостного



тока (реактивная составляющая  $I_p$ ) будет возникать и ток проводимости (активная составляющая  $I_a$ ). Сдвиг фаз  $\varphi$  между напряжением  $U$  и током  $I$  не равен в таком случае  $\pi/2$  (рис. 16.1) – в отличие от идеального.

Рис. 16.1. Диаграмма сдвига фаз

Угол  $\delta = \pi/2 - \varphi$  между  $I$  и  $I_p$  называется углом диэлектрических потерь. Теплота, выделяемая в диэлектриках, пропорциональна относительной диэлектрической проницаемости  $\epsilon$ , тангенсу угла диэлектрических потерь  $\text{tg}\delta$ , частоте  $\nu$  и квадрату напряженности  $E$  электрического поля:

$$Q_{\text{диэл}} \sim E^2 \epsilon \text{tg}\delta. \quad (16.4)$$

Величина  $\epsilon \text{tg}\delta$  называется коэффициентом диэлектрических потерь и является основной характеристикой электрических свойств диэлектриков. От величины коэффициента диэлектрических потерь тканей зависит тепловой эффект УВЧ-терапии. При частоте электрического поля диапазона УВЧ больше тепла выделяется в тканях-диэлектриках, чем в тканях-электролитах.

### **16.1.5. Микроволновая терапия**

Микроволновая терапия – это метод физиотерапии, основанный на использовании энергии электромагнитного поля сверхвысокой частоты (от 460 до 2400 МГц), небольшой мощности, подводимой к пациенту посредством волноводных, реже отражательных излучателей, концентрирующих ее в пучок.

Преимуществом микроволновой терапии перед индуктотермией и УВЧ-терапией является возможность воздействия на строго ограниченные участки тела пациента, более точная дозировка интенсивности воздействия и более свободная поза пациента во время процедуры.

Под влиянием микроволновой терапии улучшается функциональное состояние центральной и периферической нервной системы, повышается местная кожная температура после каждой процедуры на 2-6° и выше.

Это способствует значительному усилению местного кровообращения за счет ускорения кровотока, увеличения числа капилляров и расширения артериол, а также повышению обмена веществ и стимуляции защитных сил организма. В результате этих изменений рефлекторно изменяется деятельность различных органов и систем организма.

Микроволновую терапию применяют при воспалительных, травматических и дистрофических заболеваниях суставов и позвоночника, гепатитах, холециститах, язвенной болезни желудка и двенадцатиперстной кишки, ряде болезней нервной системы, органов малого таза, воспалительных заболеваниях носоглотки, полости рта, а также при некоторых поражениях глаз.

## **16.2. Описание установки**

### **16.2.1. Аппарат УВЧ-80-3 «Ундатерм»**

Аппарат УВЧ-80-3 «Ундатерм» предназначен для воздействия на человека с терапевтической целью электрическим или магнитным полем ультравысокой частоты (27 МГц). Аппарат состоит из генератора электрических колебаний и отдельного терапевтического контура (рис. 16.2). Наличие отдельного терапевтического контура обязательно по условиям электробезопасности больного, который подвергается процедуре, так как в самом генераторе высокочастотных колебаний действует относительно высокое напряжение. Для того чтобы больной не мог подвергнуться действию этого напряжения, электроды, с которыми он соприкасается, включа-

ются в отдельный колебательный контур (называемый терапевтическим контуром), индуктивно связанный с анодным контуром генератора. В связи с тем, что в терапевтический контур включаются объекты, имеющие различные электрические параметры (например, различные части тела больного), этот контур с помощью переменной емкости настраивается в резонанс с колебательным контуром генератора при каждой процедуре.

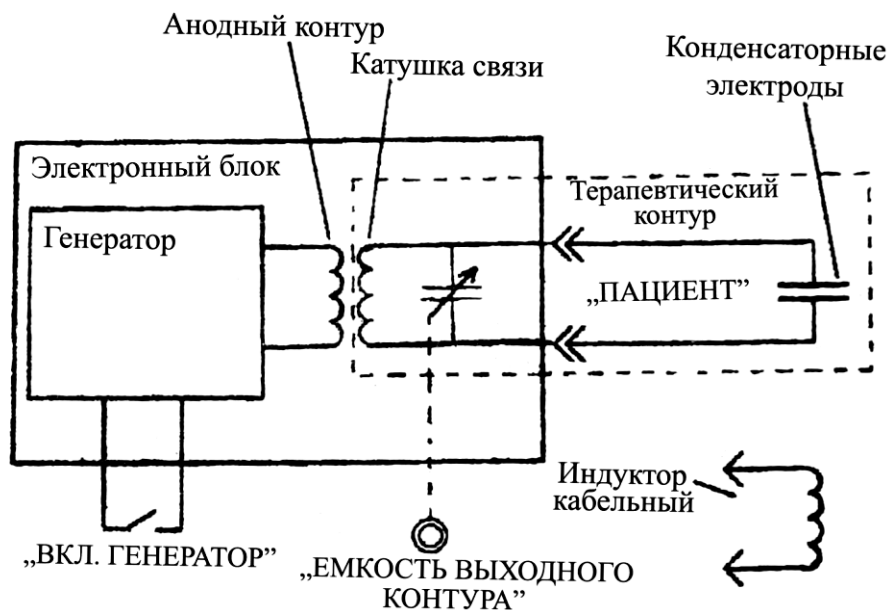


Рис. 16.2. Блок-схема УВЧ-80

Терапевтический контур образован катушкой связи, конденсатором переменной емкости и емкостью конденсаторных электродов, являющихся обкладками конденсатора, или катушки индуктивности, образуемой кабельным индуктором. Чтобы вся энергия УВЧ-колебаний отдавалась в терапевтический контур, необходимо, чтобы его собственная частота совпала с частотой генератора (условие резонанса). Для этого в терапевтический контур включен конденсатор переменной емкости. Так как емкость конденсатора, образуемого электродами, сильно зависит от их взаимного расположения и материала предметов, вносимых в межэлектродное пространство, аппарат требует подстройки частоты терапевтического контура в резонанс частоте генератора.

В аппарате УВЧ-80-3 реализовано два метода УВЧ-терапии: **емкостной (УВЧ-терапия) и индуктивный (индуктотермия).**

При использовании емкостного метода энергия электрического поля переходит в тепловую в основном в тканях со слабым кровообращением

(например, жировая и соединительная ткани), откуда тепло передается в мышечные ткани. Емкостные электроды разработаны с учетом оптимального расстояния от поверхности кожи к электроду (см. рис. 16.3). При работе генератора аппарата между емкостными электродами создается высокочастотное электрическое поле, которое воздействует на пациента. В тех случаях, когда терапевтическое действие осуществляют высокочастотным магнитным полем, вместо емкостных электродов к аппарату подключают резонансный индуктор (рис. 16.4). Высокочастотное магнитное поле, создаваемое резонансным индуктором, генерирует вихревые токи, которые трансформируются в тепло в мышечных тканях. Преимуществом индуктивного метода является направленная передача энергии непосредственно в область влияния, на которую направлен индуктор.



**Рис. 16.3. Электроды конденсаторные аппарата УВЧ-80-3 «Ундатерм»**



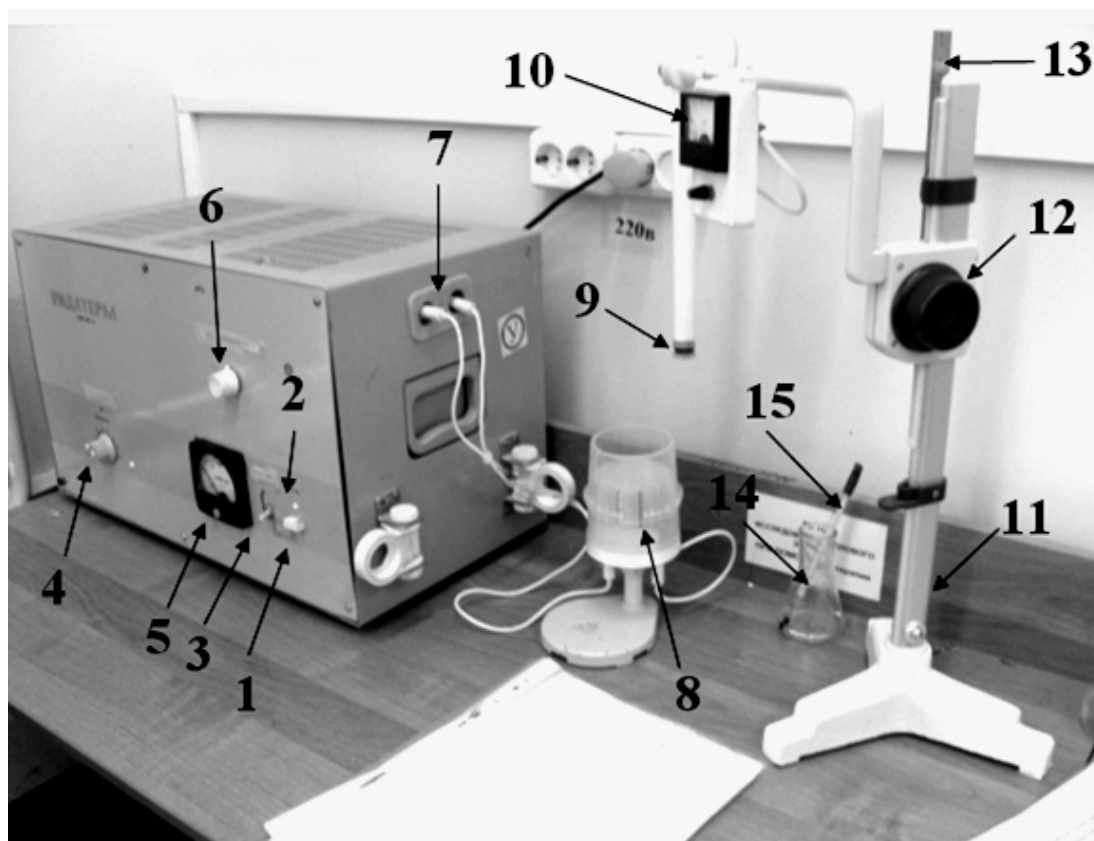
**Рис. 16.4. Индуктор резонансный аппарата УВЧ-80-3 «Ундатерм»**

Исследовательская установка на базе аппарата УВЧ-80-3 «Ундатерм» представлена на рис. 16.5.

На панели управления находится кнопка «сеть» **1** включения аппарата, над которой расположена сигнальная лампа **2** зеленого цвета, загорающая при включении аппарата.

Тумблер «Генератор вкл.-выкл.» **3** служит для включения высокочастотного генератора. Переключатель «Мощность» **4** служит для изменения мощности электрических колебаний на выходе генератора. Микроам-

перметр **5** показывает величину тока катодов ламп генератора, по которому можно судить о мощности УВЧ-колебаний, отдаваемой аппаратом. Для настройки частоты выходного контура в резонанс частотой генератора на переднюю панель выведена ручка переменного конденсатора **6**.



**Рис. 16.5. Общий вид установки на базе аппарата УВЧ-80-3:**

- 1.** Кнопка «сеть»; **2.** Сигнальная лампа; **3.** Тумблер включения генератора;
- 4.** Переключатель «мощность»; **5.** Микроамперметр тока резонатора;
- 6.** Ручка переменного конденсатора; **7.** Колодка «пациент»;
- 8.** Индуктор на подставке; **9.** Измерительная катушка; **10.** Микроамперметр;
- 11.** Штатив; **12.** Маховик устройства перемещения штанги;
- 13.** Измерительная линейка перемещения измерительной катушки;
- 14.** Колба с электролитом; **15.** Термометр

На правой боковой стенке корпуса имеется колодка **7** «Пациент» с установленными на ней выходными гнездами аппарата, служащими для подключения кабелей конденсаторных электродов или индуктора резонансного.

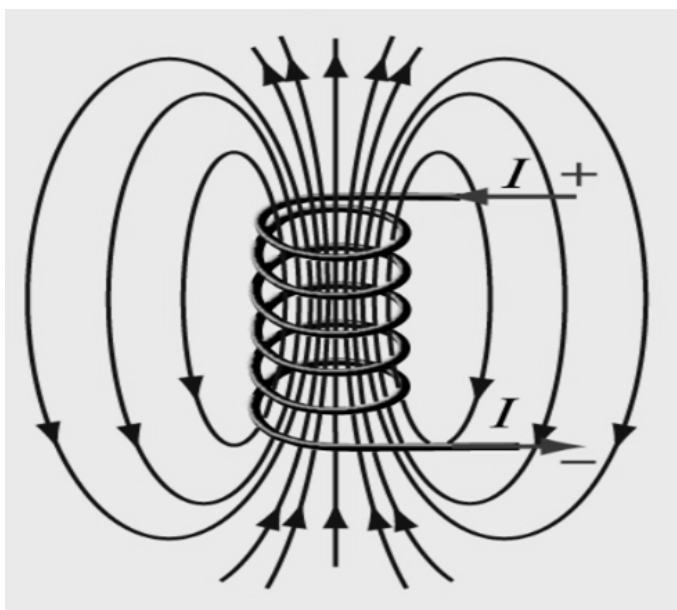
Из рис. 16.5 видно, к колодке **7** подключены проводники индуктора **8**, закрепленного на подставке. При прохождении через катушку индуктора тока с генератора «Ундатерма» создается УВЧ переменное магнитное по-

ле. При помещении измерительной катушки **9** в это магнитное поле в ней, в ней вследствие явления электромагнитной индукции, возникает индукционный ток, величина которого измеряется микроамперметром **10**.

Измерительная катушка **9** и микроамперметр **10** находятся на штанге штатива. Они имеют способность перемещаться по вертикали при вращении маховика **12** устройства перемещения. Все эти элементы смонтированы на штативе **11**. Для того чтобы точно определять перемещение катушки **9** на штативе имеется измерительная линейка **13**. Для изучения воздействия высокочастотного магнитного поля на электролиты имеется колба с раствором **14** и термометр **15**.

### 16.2.2. Магнитное поле катушки с током

Индуктор данной установки представляет собой короткую катушку, содержащей пять витков ( $N = 5$ ), радиусом  $R = 2,3$  см и длиной около 4 см. При прохождении постоянного тока в катушке и вокруг нее возникает



магнитное поле, силовые линии которого показаны на рис. 16.6. Зависимость магнитного поля вне катушки, на ее оси, от расстояния до крайнего, витка, можно определить, используя формулу, полученную на основании закона Био-Саварва-Лапласа:

Рис. 16.6. Картина силовых линий катушки с током

$$B = \frac{\mu_0 NI}{2l} \left[ \frac{l+h}{\sqrt{(l+h)^2 + R^2}} - \frac{h}{\sqrt{h^2 + R^2}} \right], \quad (16.5)$$

где  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  Гн/м магнитная постоянная,  $h$  – расстояние от точки в пространстве до катушки до крайнего витка,  $I$  – ток в катушке,  $l$  – длина катушки,  $N$  – число витков,  $R$  – радиус витков катушки.

Формула (16.5) также позволяет вычислять зависимость магнитного поля  $B$  на оси короткой катушки ( $H \gg l$ ), как функцию расстояния  $H$  от

центра катушки до точки в пространстве при прохождении постоянного тока  $I$ . В случае, когда  $H \gg R$ , используют формулу

$$B \cong \frac{\mu_0 I R^2}{2H^3}, \quad (16.6)$$

для определения магнитного поля на оси короткой катушки в точке, отстоящей на расстоянии  $H$ .

В нашем случае в индукторе УВЧ-80-3 «Ундатерм» протекает высокочастотный ток (27 МГц), создающий высокочастотное магнитное поле в пространстве. При помещении в это поле измерительной катушки, в ней, в соответствии с законом электромагнитной индукции, возникает ЭДС индукции:

$$\varepsilon_i = -\frac{\Delta\Phi}{\Delta t} N, \quad (16.7)$$

где  $\Delta\Phi = \Delta BS$  – изменение магнитного потока за время  $\Delta t$ ,  $S$  – площадь витка измерительной катушки,  $N$  – число витков в катушке, знак минус соответствует правилу Ленца.

Если цепь измерительной катушки замкнута, то возникает индукционный ток  $i_{ин}$ , величина которого зависит от полного сопротивления цепи переменного тока  $Z$  и ЭДС индукции:

$$i_{ин} = \frac{\varepsilon_i}{Z}. \quad (16.8)$$

Поскольку величина индукционного тока пропорциональна амплитуде высокочастотного поля, то его измерение позволяет оценивать величину магнитного поля.

### **16.2.3. Порядок включения прибора**

1. Прежде чем включать аппарат, убедитесь, что переключатель «Мощность» установлен в положение «0», а генератор выключен (тумблер «Генератор» в положении «выкл»).

2. Проверьте подключение к разъемам «Пациент» индуктора и убедитесь, что подключенные к разъемам «Пациент» кабели идут параллельно друг другу и нигде не перехлестываются.

**Внимание!** Перехлест кабелей электродов и индукторов ведет к пробое изоляции и короткому замыканию!

3. Включить прибор переключателем «Сеть».
4. Дать прогреться прибору в течение 10 мин.
5. Тумблер «Генератор» перевести в положение «вкл».

**Внимание!** Режим работы прибора: 15 минут – работа, 15 минут – перерыв (отключить прибор переключателем «Сеть» и дать остыть).

6. Установить переключатель «Мощность» в положение «3». Загорание индикатора «Ошибка включения» свидетельствует о нарушении порядка включения прибора.

7. Контролируя ток катода по измерительному прибору, добиться его максимального значения, поворачивая ручку «Емкость выходного контура». При этом терапевтический контур будет настроен в резонанс генератору.

Настройка требует большой точности, поэтому ручку следует поворачивать плавно и медленно. В ходе работы необходимо постоянно контролировать настройку терапевтического контура и периодически подстраивать его, так как его емкость сильно меняется при незначительных перемещениях электродов и внешних приборов. Следует отметить, что в ходе работы с прогревом прибора может меняться и частота самого генератора.

8. С помощью индикатора проконтролировать наличие тока на выходе прибора и на индукторе. Контроль наличия УВЧ-поля на выходе прибора производится внесением головки индикатора между кабелями электродов рядом с разъемом «Пациент». При этом ось индикатора должна быть перпендикулярна кабелям. Свечение индикатора свидетельствует о наличии поля.

Выключение прибора произвести в обратной последовательности. Допускается экстренное выключение прибора тумблером «Генератор» или переключателем «Сеть».

### **16.3. Экспериментальная часть**

#### **16.3.1. Изучение пространственного распределения магнитного УВЧ-поля индуктора**

1. Соберите экспериментальную установку, как показано на рис. 16.5, подключив к аппарату УВЧ-80 индуктор резонаторный **8**.



2. Включите аппарат УВЧ-80, как описано в п. 16.2.3, установив предел мощности от «2» до «3», так чтобы стрелка микроамперметра УВЧ-80 находилась в середине шкалы в заштрихованном секторе.

3. Установите измерительную катушку, закрепленную в держателе, в центр площадки индуктора.

4. Минимальное расстояние, с которого следует проводить измерения  $h_{min} = 2$  см. Максимально удаление от индуктора 10 см.

5. Снимите зависимость индукционного тока  $i_{ин}$  в цепи измерительной катушки от расстояния  $h$  точки в пространстве до начала катушки и занести в табл. 16.1. Шаг перемещения измерительной катушки 5 мм. Вычислите расстояние до центра катушки ( $H = 0,049 + h$ ) м результат запишите в табл. 16.1.

Таблица 16.1

| № п/п | $h, \text{ м}$ | $H = 0,049 + h$<br>м | $i_{ин}, \text{ мкА}$ | $\overline{B}_{кв}, \text{ мТл}$ | $1 / H^3$ |
|-------|----------------|----------------------|-----------------------|----------------------------------|-----------|
| 1     | 0,020          |                      |                       |                                  |           |
| 2     | 0,025          |                      |                       |                                  |           |
| 3     | 0,030          |                      |                       |                                  |           |
| ..... | .....          |                      |                       |                                  |           |

6. Рассчитайте функцию  $\frac{1}{H^3}$ , соответствующую теоретической зависимости магнитного поля согласно формуле (16.6), результаты также занесите в табл. 16.1.

7. Чтобы график экспериментальной зависимости УВЧ магнитного поля от расстояния до индуктора и теоретической кривой имели одинаковый масштаб, необходимо провести нормировку величины магнитного поля. Для этого вычислим коэффициент нормировки:

$$n = \frac{1}{H_{min}^3 i_{min}}. \quad (16.9)$$

Здесь  $i_{min}$  – ток в измерительном контуре расстоянии от индуктора  $h_{min} = 2$  см.

8. Вычислите значение среднеквадратичного значения УВЧ магнитного поля  $\overline{B}_{кв}$  по формуле:

$$\bar{B}_{кв} = ni_{ин}. \quad (16.10)$$

9. На одном графике постройте зависимости  $\bar{B}_{кв} = f(H)$ , рассчитанной по формуле (16.10) и зависимость  $\frac{1}{H^3}$ .

### 16.3.2. Изучение воздействия магнитного поля высокой частоты на электролит

1. Для проведения эксперимента по изучению воздействия УВЧ магнитного поля, необходимо колбу с раствором установить в центр индуктора резонаторного.

2. Включить тумблер генератора аппарата УВЧ-80, как описано в п. 16.2.3, установив предел мощности «3». Следует убедиться, что микроамперметр **5** показывает достаточный ток резонатора (стрелка располагается в середине шкалы).

3. Включить секундомер для регистрации времени воздействия УВЧ магнитного поля на раствор.

4. Наблюдать нагрев исследуемой жидкости, контролируя настройку в резонанс выходного контура. Снять зависимость температуры жидкости  $t$  °С от времени  $\tau$ . Измерения проводить до тех пор, пока температура исследуемой жидкости не достигнет **50** °С. Данные занести в табл. 16.2. Выключить прибор.

Таблица 16.2

| № п/п | $\tau$ , мин | $t$ °С |
|-------|--------------|--------|
| 1     |              |        |
| 2     |              |        |
| 3     |              |        |
| ..... |              |        |

4. Постройте график зависимости  $t^0C = f(\tau)$ .

**В письменном отчете представить:**

- табл. 16.1;
- график экспериментальной и теоретической зависимости

$\bar{V}_{кв} = f(H)$  и  $\frac{1}{H^3}$ , построенные в одной системе координат;

- табл. 16.2;
- график зависимости  $t^0 C = f(\tau)$ ;
- выводы по каждому эксперименту.

### Контрольные вопросы^

1. Методы высокочастотной терапии, их токовые, тепловые и частотные характеристики.
2. Устройство аппарата УВЧ-терапии. Терапевтический контур, его назначение и настройка. Объяснить явление резонанса в терапевтическом контуре.
3. Магнитное поле. Закон Био-Савара-Лапласа. Магнитное поле в центре кругового проводника с током и плоской катушки.
4. Понятие диэлектрической проницаемости, угла диэлектрических потерь, коэффициента диэлектрических потерь.
6. В чем отличие УВЧ-терапии от микроволновой терапии?

# МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА РЕЗУЛЬТАТОВ ИЗМЕРЕНИЙ И ПРЕДСТАВЛЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

## Типы измерений

Под *измерением* понимают сравнение измеряемой величины с другой величиной, принятой за единицу измерения.

Измерения подразделяют на *прямые* и *косвенные*.

При *прямых измерениях* определяемую величину сравнивают с единицей измерения непосредственно или при помощи измерительного прибора, проградуированного в соответствующих единицах.

При *косвенных измерениях* искомая величина определяется (вычисляется) из результатов прямых измерений других величин, которые связаны с измеряемой величиной определенной функциональной зависимостью.

При измерении любой физической величины обычно приходится выполнять три последовательные операции:

- 1) выбор, проверку и установку приборов;
- 2) наблюдение показаний приборов и отсчет;
- 3) вычисление искомой величины из результатов измерений и оценка погрешности.

## Погрешности результатов измерений

Истинное значение физической величины обычно абсолютно точно определить нельзя. Каждое измерение дает значение определяемой величины  $x$  с некоторой погрешностью  $\Delta x$ . Это значит, что истинное значение лежит в интервале

$$x_{\text{изм}} - \Delta x \leq x_{\text{ист}} \leq x_{\text{изм}} + \Delta x, \quad (1)$$

где  $x_{\text{изм}}$  – значение величины  $x$ , полученное при измерении;  $\Delta x$  характеризует точность измерения  $x$ . Величину  $\Delta x$  называют *абсолютной погрешностью*, с которой определяется  $x$ .

Как определить  $\Delta x$ , если само значение  $x_{\text{ист}}$  нам неизвестно?

Все погрешности подразделяются на *систематические, случайные и промахи (ошибки)*. Причины возникновения погрешностей самые разнообразные. Понять возможные причины погрешностей и свести их к минимуму – это и означает грамотно поставить эксперимент. Ясно, что это не простая задача.

**Систематической** называют такую погрешность, которая остается постоянной или закономерно изменяется при повторных измерениях одной и той же величины.

Такие погрешности возникают в результате конструктивных особенностей измерительных приборов, неточности методов исследования, каких-либо упущений экспериментатора, а также при применении для вычислений неточных формул, округленных констант.

**Измерительным прибором** называют такое устройство, с помощью которого осуществляется сравнение измеряемой величины с единицей измерения.

В любом приборе заложена та или иная систематическая погрешность, которую невозможно устранить, но порядок которой можно учесть. Систематические погрешности либо увеличивают, либо уменьшают результаты измерения, т. е. эти погрешности характеризуются постоянством знака.

**Случайной** называется погрешность, которая вызывается действием неподдающихся контролю многочисленных, независимых друг от друга факторов. Поэтому они могут оказать определенное влияние на отдельное измерение, но при многократных измерениях они подчиняются статистическим законам и их влияние на результаты измерений можно учесть или значительно уменьшить.

**Промахи и грубые погрешности** – чрезмерно большие ошибки, явно искажающие результат измерения.

Этот класс погрешностей вызван чаще всего неправильными действиями наблюдателя. Измерения, содержащие промахи и грубые погрешности, следует отбрасывать.

Измерения могут быть проведены с точки зрения их точности **техническим** и **лабораторным методами**.

При использовании **технических методов** измерение проводится один раз.

В этом случае удовлетворяются той точностью, при которой погрешность не превышает некоторого определенного, наперед заданного значения, определяемого погрешностью примененной измерительной аппаратуры.

При **лабораторных методах** измерений требуется более точно указать значение измеряемой величины, чем это допускает однократное ее измерение техническим методом.

Тогда делают несколько измерений и вычисляют среднее арифметическое полученных значений, которое принимают за наиболее достоверное значение измеряемой величины. Затем производят оценку точности результата измерений (учет случайных погрешностей).

Из возможности проведения измерений двумя методами вытекает и существование двух методов оценки точности измерений: технического и лабораторного.

### **Источники погрешностей**

Источниками погрешностей могут быть: средства измерения, наблюдатель, объект измерения, окружающая среда, методика измерения и техника обработки результата. Рассмотрим некоторые из названных источников подробнее.

Составляющая погрешности измерения, зависящая от погрешностей применяемых средств измерения, называется **инструментальной погрешностью**. Сведения о погрешности конкретного средства измерения дает завод-изготовитель. Многие средства измерения изготавливают по определенным нормам на погрешность, они характеризуются классом точности. Характеристика точности средств измерения указывается в техническом паспорте или на самом приборе. Сведения о точности соответствующего средства измерения можно найти также в каталоге.

Погрешность простейших средств измерения обычно считают **систематической**, так как при повторных измерениях конкретным средством измерения отклонения результатов наблюдения от истинного имеют одну ту же величину и знак. Но истинная величина и знак погрешности, вносимой средством измерения, неизвестны. Поэтому инструментальную погрешность обычно берут максимальной для данного средства измерения и описывают с двойным знаком. Например, выпускаются два типа штангенциркулей: с ценой деления нониуса 0,05 мм и 0,1 мм. Соответствующие инструментальные погрешности этих штангенциркулей –  $\pm 0,05$  мм и  $\pm 0,1$  мм. У микрометра с ценой деления 0,01 мм инструментальная погрешность  $\pm 0,004$  мм.

Составляющая погрешности измерения, происходящая от недостаточно точного отсчитывания показаний средств измерений, определяет **погрешность отсчитывания**. Погрешность отсчитывания складывается из погрешности интерполяции, исходящей от недостаточно точного оценивания на глаз доли деления шкалы, соответствующей положению указа-

теля и погрешности параллакса, появляющейся при визировании стрелки, расположенной на некотором расстоянии от поверхности шкалы, в направлении, неперпендикулярном поверхности шкалы. Погрешность отсчитывания может быть вызвана недостаточной квалификацией или плохим самочувствием наблюдателя.

Погрешность отсчитывания наблюдатель определяет по собственному усмотрению (это зависит от цены деления шкалы и ширины указателя и т.п.).

Обычно исследуемый объект неидеален относительно значения измеряемой величины. В этом случае результат измерения будет иметь дополнительную погрешность – *погрешность объекта*. Например, проволока на своем протяжении имеет различные значения диаметра; размер погрешности диаметра данной проволоки зависит от разброса этих значений.

Внешние условия (окружающая среда) также могут явиться причиной появления погрешности измерения (вибрация здания, колебание напряжения в электросети, изменение температуры или магнитного поля и т.п.). Погрешность окружающей среды определяется после конкретного анализа влияния внешних условий на объект измерения и на средство измерения. Иногда целесообразно влияние среды усилить и наблюдать, как это скажется на средствах измерения.

*Погрешность метода* измерения происходит от несовершенства метода измерения, она может быть вызвана приближенным описанием взаимодействия объекта измерения и средства измерения.

Погрешность математической обработки может появиться из-за неудачного выбора вычислительной техники, из-за использования для расчета приближенной математической зависимости или неправильного округления результатов.

На результат измерения могут влиять также систематические погрешности. При нахождении погрешности измерения надо уметь оценить вклад систематических погрешностей в суммарную погрешность.

Систематическая погрешность выявляется в результате тщательного анализа источников погрешности, метода эксперимента и проверки показаний средств измерений. Если это возможно, измерение физических величин повторяют, используя другой метод и другие средства измерения.

*Суммарная погрешность* при прямых измерениях определяется после нахождения случайной погрешности и оценки систематической погрешности. Очень важно увидеть основные источники погрешностей и по-

стараться их устранить. Если сделать это невозможно, надо уметь учитывать их.

### Оценка точности результатов одного прямого измерения

Пусть при повторении измерений в одних и тех же условиях вы 3÷4 раза получили одинаковое значение  $x = x_0$ .

Можно ли утверждать, что  $x_{\text{ист}} = x_0$ ? Нет. Данный результат означает лишь, что истинное значение  $x$  можно записать в виде

$$x = x_0 \pm \Delta x. \quad (2)$$

Погрешность  $\Delta x$  определяется в данном случае воспроизводящимися от опыта к опыту ошибками, обычно связанными с неточностью измерительных приборов или методов измерений. Такую погрешность  $\Delta x$ , как отмечалось, называют *систематической*. Проведение дальнейших измерений в этих условиях бессмысленно. Результат измерений записывают в виде равенства (2), где  $\Delta x = \Delta x_{\text{сист}}$ . Для более точного определения физической величины  $x$  в данном случае необходимо изменить постановку самого опыта: взять прибор более высокого класса точности, улучшить методику измерений и т.п. Оценка  $\Delta x_{\text{сист}}$  требует детального анализа всех возможных причин, способных исказить результаты опыта.

В простейших случаях  $\Delta x_{\text{сист}}$  определяется погрешностями измерительных приборов, т.е. для выверенных приборов – их *классом точности*. Тогда оценку точности измерений производят техническим методом.

**Пример.** При измерении диаметра цилиндра в различных местах штангенциркулем получено одинаковое значение  $D = 12,5$  мм. Абсолютная погрешность штангенциркуля 0,1 мм. Произведите оценку точности измерения.

1. Предельная абсолютная погрешность технического измерения равна абсолютной погрешности штангенциркуля  $\Delta x_{\text{пр}} = 0,1$  мм.

2. Предельная относительная погрешность технического измерения равна относительной погрешности штангенциркуля

$$\frac{\Delta x_{\text{пр}}}{D} = \frac{0,1}{12,5} \cdot 100\% = 0,8\%.$$

3. Результат измерения следует записать так:  $D = (12,5 \pm 0,1)$  мм.



## Классы точности приборов

Для характеристики большинства измерительных приборов часто используют понятие приведенной погрешности  $E_{\text{п}}$  (класса точности).

**Приведенная погрешность** – это отношение абсолютной погрешности  $\Delta x$  к предельному значению  $x_{\text{пр}}$  измеряемой величины (т.е. к наибольшему ее значению, которое может быть измерено по шкале прибора).

Приведенная погрешность, являясь по существу относительной погрешностью, выражается в процентах:

$$E_{\text{п}} = \left| \frac{\Delta x}{x_{\text{пр}}} \right| \cdot 100\%.$$

По приведенной погрешности приборы разделяют на семь классов: 0,1; 0,2; 0,5; 1,0; 1,5; 2,5; 4.

Приборы класса точности 0,1; 0,2; 0,5 применяют для точных лабораторных измерений и называют прецизионными.

В технике применяют приборы классов 1; 1,5; 2,5 и 4 (технические).

Класс точности прибора указывают на шкале прибора. Если на шкале такого обозначения нет, то данный прибор внеклассный, т.е. его приведенная погрешность более 4 %.

Завод, выпускающий прибор, гарантирует относительную погрешность измерения данным прибором, равную классу точности (приведенной погрешности) прибора при измерении величины, дающей отброс указателя на всю шкалу. Определив по шкале прибора класс точности и предельное значение, легко рассчитать его абсолютную погрешность  $\Delta x = \pm |E_{\text{п}} / 100| \cdot x_{\text{пр}}$ , которую принимают одинаковой на всей шкале прибора. Знаки «+» и «-» означают, что погрешность может быть допущена как в сторону увеличения, так и в сторону уменьшения от действительного значения измеряемой величины.

Правда, при использовании прибора для конкретных измерений редко бывает так, чтобы измеряемая величина давала отброс на всю шкалу. Как правило, измеряемая величина меньше. Это увеличивает относительную погрешность измерения.

Для оптимального использования приборов их (или соответствующую шкалу измерений) подбирают так, чтобы значение измеряемой величины попадало в конец шкалы прибора, это уменьшит относительную погрешность измерения и приблизит ее к классу точности прибора.

**В тех случаях, когда на приборе класс точности не указан, абсолютная погрешность принимается равной половине цены наименьшего деления.**

- Так, при измерении линейкой, наименьшее деление которой 1 мм, допускается ошибка до 0,5 мм.

- Для приборов, оснащенных нониусом, за приборную погрешность принимают погрешность, определяемую нониусом (для штангенциркуля – 0,1 мм или 0,05 мм; для микрометра – 0,01 мм).

Точность прибора невозможно превзойти никаким методом измерения на нем. Для более точных измерений применяют прибор более высокого класса.

Выбирая прибор для измерения какой-либо физической величины, руководствуются прежде всего целью измерения. Для измерения толщины проволоки нельзя пользоваться миллиметровой линейкой, нужен штангенциркуль, микрометр или другой более точный прибор (например, микроскоп). А вот для измерения площади лабораторного стола достаточно метровой линейки с сантиметровыми делениями.

### **Оценка точности многократных прямых измерений**

Пусть при повторении измерений физической величины  $x$  в одинаковых условиях получили некоторые значения:  $x_1, x_2, \dots, x_n$  ( $n$  – число измерений). Это означает, что:

- есть причины, приводящие к случайному отклонению каждого из измеренных значений  $x_i$  от являющегося постоянным в условиях опыта  $x_{\text{ист}}$  (например, случайные помехи, трение в измерительных узлах и т.п.);

- измеряемая величина  $x$  имеет случайный (статистический) характер, подобно тому, как меняется во времени, например, транспортный поток на магистрали.

В первом случае наилучшей оценкой  $x_{\text{ист}}$  является среднее арифметическое найденных значений  $x_i$ :

$$x_{\text{ист}} \approx \bar{x} = \frac{1}{n}(x_1 + x_2 + \dots + x_n). \quad (3)$$

Во втором случае смысл  $\bar{x}$ , очевидно, исчерпывается его определением как среднего измеренных значений  $x_i$ . Погрешность  $\Delta x$ , которую в этих условиях называют *случайной*, оценивают по формуле

$$\Delta x_{\text{сл}} = \sqrt{\frac{(x_1 - \bar{x})^2 + (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + (x_n - \bar{x})^2}{n(n-1)}}, \quad (4)$$

где  $\bar{x}$  находят из соотношения (3), а  $n > 2$ .

Для оценки полной погрешности  $\Delta x$  необходимо знать и  $\Delta x_{\text{сл}}$ , и  $\Delta x_{\text{сист}}$ . Тогда

$$\Delta x = \sqrt{(\Delta x_{\text{сл}})^2 + (\Delta x_{\text{сист}})^2} \quad (5)$$

и результат записывают в виде

$$x = \bar{x} \pm \Delta x, \quad (6)$$

где  $\bar{x}$  и  $\Delta x$  определяются соотношениями (3) и (5).

Из анализа формулы (5) вытекает, что бессмысленно добиваться такого результата, при котором  $\Delta x_{\text{сл}} \ll \Delta x_{\text{сист}}$ . Наоборот, необходимое число измерений  $n$  можно определить из условия  $\Delta x_{\text{сл}} \leq \Delta x_{\text{сист}}$ , и почти всегда достаточно взять  $n \leq 10$ . Опыт показывает, что в студенческой лаборатории число измерений физических величин обычно равно  $3 \div 4$ .

#### **Замечания:**

1. Бессмысленно записывать  $\bar{x}$  в (6) с точностью, значительно превышающей значение  $\Delta x$ . Например, запись  $x = 5,6184 \pm 0,7$  некорректна.

*Правильно:*  $x = 5,6 \pm 0,7$ .

2. Погрешность  $\Delta x$  следует записывать до одной или двух значащих цифр. Например, запись  $x = 5,61 \pm 0,7232$  лишена смысла.

*Правильно:*  $x = 5,61 \pm 0,72$ .

При наличии случайных погрешностей появление того или другого значения  $x_i$  в процессе измерения является случайным событием. Существует некоторая вероятность появления этого значения  $x_i$  в интервале  $x_i - \Delta x_i$ ,  $x_i + \Delta x_i$ . Оно часто, как показывается в теории вероятностей, определяется законом нормального распределения Гаусса (см. рекомендуемую литературу):

$$y(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(x_i - \bar{x})^2}{2\sigma^2}}, \quad (7)$$

где  $\sigma$  – постоянная величина, называемая **дисперсией распределения**. Нормальное распределение характеризуется двумя параметрами: средним значением случайной величины  $\bar{x}$ , которое при бесконечно большом ко-

личестве измерений ( $n \rightarrow \infty$ ) совпадает с ее истинным значением, и дисперсией  $\sigma$ .

**Доверительным интервалом** называют интервал  $(\bar{x} - \Delta x, \bar{x} + \Delta x)$ , в который по определению попадает истинное значение  $x$  измеряемой величины с заданной вероятностью.

**Надежностью результата серии измерений** называют вероятность  $\alpha$  того, что истинное значение измеряемой величины попадает в данный доверительный интервал; выражается  $\alpha$  или в долях единицы, или в процентах.

Чем больше доверительный интервал, т.е. чем больше задаваемая погрешность результата измерений  $\Delta x$ , тем с большей надежностью искомая величина  $x$  попадает в этот интервал. Естественно, что величина  $\alpha$  зависит от числа  $n$  произведенных измерений, а также от задаваемой погрешности  $\Delta x$ .

Так, при  $n \geq 30$ , выбирая  $\Delta x$  равным  $\sigma$ , мы получим значение  $\alpha \approx 0,68$ .

В случае большого числа измерений ( $n \rightarrow \infty$ ) дисперсия  $\sigma$ , входящая в закон (5), оказывается равной среднеквадратичной погрешности отдельного измерения  $\Delta x_{\text{сл}}$ :

$$\Delta x_{\text{сл}} = \sigma \approx \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}}. \quad (8)$$

Полученное в данной серии измерений значение величины  $x$  принимается равным  $\bar{x}$ . Величина  $\sigma$  характеризует степень влияния случайных погрешностей на результаты измерения: чем меньше  $\sigma$ , тем точнее проведено измерение.

Обработка результатов серии измерений сводится к возможно более точному нахождению  $\bar{x}$  и  $\sigma$ .

Если при измерении абсолютная погрешность  $\Delta x > 3\sigma$ , то это измерение следует отнести к *грубым погрешностям* или *промаху*. Величину  $3\sigma$  обычно принимают за *предельную абсолютную погрешность отдельного измерения* (иногда в качестве  $3\sigma$  берут абсолютную погрешность измерительного прибора).

Смысл  $\sigma$  как меры приближения измеренного значения величины  $\bar{x}$  к истинному значению  $x_{\text{ист}}$  определяется физической сущностью изме-

ряемой величины, а также физическими и конструктивными принципами, заложенными в методику измерений. Эти принципы в рамках данной методики не зависят от экспериментатора; следовательно, даже бесконечное увеличение числа измерений не даст заметного увеличения точности.

Поскольку нет смысла стремиться к очень большому числу измерений, то возникает вопрос: как изменяется надежность при изменении числа измерений? Зависимость эта сложна и не выражается в элементарных функциях.

### Оценка точности косвенных измерений

Как быть, если  $x$  определяется не прямым измерением, а косвенным, т.е. по результатам измерений других величин  $y$  и  $z$ ? Пусть  $x$  является некоторой функцией  $y$  и  $z$ , т.е.

$$x = f(y, z).$$

Тогда наилучшее значение при оценке  $x$  равно

$$\bar{x} = f(\bar{y}, \bar{z}), \quad (9)$$

где  $y$  и  $z$  находятся по формуле (3). Как же найти  $\Delta x$ , если известны  $\Delta y$  и  $\Delta z$ ? Так как сами величины  $y$  и  $z$  находятся путем прямых измерений, то их погрешности  $\Delta y$  и  $\Delta z$  можно оценить по формулам (4) и (5).

Заметим, прежде всего, что  $\Delta x = x - \bar{x}$ ; следовательно, простой оценкой для  $\Delta x$  является разность

$$\Delta x = f(\bar{y} + \Delta y, \bar{z} + \Delta z) - f(\bar{x}, \bar{y}) \approx \frac{df}{dy} \Delta y + \frac{df}{dz} \Delta z, \quad (10)$$

т.е. ошибка косвенного измерения находится через ошибки прямых измерений по правилу дифференцирования. Часто этой оценки достаточно.

Более точным является следующее выражение:

$$\Delta x = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2 \Delta y^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial z}\right)^2 \Delta z^2}, \quad (11)$$

где  $\partial f / \partial y$  и  $\partial f / \partial z$  – частные производные по  $y$  и  $z$ , взятые при значениях  $y = \bar{y}$ ,  $z = \bar{z}$ .

Часто удобно выражать точность, с которой найдено  $x$ , через *относительную погрешность*  $\delta_x$ . По определению,

$$\delta_x = \frac{\Delta x}{\bar{x}}, \quad (12)$$

где  $\bar{x}$  рассчитывают по формуле (3). Относительная погрешность, очевидно, является безразмерной величиной.

Заметим, что исходя из определения относительной погрешности, результат измерений величины  $x$  можно записать в виде

$$x = \bar{x}(1 + \delta_x),$$

так как

$$x = \bar{x} \pm \Delta x = \bar{x} \left(1 + \frac{\Delta x}{\bar{x}}\right).$$

Рассмотрим практически важный случай, когда  $x$  является степенной функцией  $y$  и  $z$  ( $m$  и  $n$  могут быть целыми или дробными, больше или меньше нуля):

$$x = f(y, z) = y^m z^n,$$

$$\frac{\partial f}{\partial y} = m y^{m-1} z^n, \quad \frac{\partial f}{\partial z} = n y^m z^{n-1}.$$

Относительная погрешность равна

$$\delta_x = \frac{\Delta x}{x} = \sqrt{m^2 \delta_y^2 + n^2 \delta_z^2}. \quad (13)$$

Из соотношения (13) следует важный вывод: при измерениях необходимо наиболее точно определить значение величины, входящей в расчетную формулу с наибольшим по модулю показателем степени.

Приведем **простейшие случаи расчета предельных погрешностей результата косвенного измерения** величины  $Y$ .

1. Пусть  $Y = A + B$ , а предельные абсолютные погрешности прямого измерения величин  $A$  и  $B$  соответственно равны  $\Delta A$  и  $\Delta B$  (это или погрешности измерительной аппаратуры, или результат расчета).

Тогда

$$Y \pm \Delta Y = (A \pm \Delta A) + (B \pm \Delta B).$$

Очевидно, наиболее выгодный случай тот, когда  $\Delta A$  и  $\Delta B$  будут одинаковы по знаку, например,  $+\Delta A$  и  $+\Delta B$ , тогда предельная абсолютная погрешность результата равна

$$\pm \Delta Y = \Delta A + \Delta B,$$

а предельная относительная погрешность

$$\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{\Delta Y}{A + B} = \frac{\Delta A + \Delta B}{A + B}.$$

2. Пусть  $Y = AB$ , тогда

$$Y \pm \Delta Y = (A \pm \Delta A)(B \pm \Delta B) = AB \pm A\Delta B \pm B\Delta A.$$

Полагая  $\Delta A \Delta B$  малыми, получаем

$$\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta B}{B}.$$

3. Пусть  $Y = A^n$ . Тогда

$$Y = \underbrace{AA \dots A}_{n \text{ раз}}.$$

Предельная относительная погрешность равна

$$\frac{\Delta Y}{Y} = \sum_n \frac{\Delta A}{A} = n \frac{\Delta A}{A},$$

а предельная абсолютная погрешность

$$\Delta Y = \frac{\Delta Y}{Y} Y = n A^{n-1} \Delta A.$$

4. Пусть  $Y = \sin \alpha$ . Тогда

$$Y \pm \Delta Y = \sin(\alpha \pm \Delta \alpha).$$

Положим, что  $\Delta \alpha$  мало. В этом случае  $\sin \Delta \alpha \approx \Delta \alpha$ . Следовательно,

$$Y + \Delta Y = \sin \alpha + \Delta \alpha \cos \alpha,$$

и тогда

$$\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{\Delta Y}{\sin \alpha} = \Delta \alpha \operatorname{ctg} \alpha.$$

В *таблице 1* приведены формулы расчета относительных предельных погрешностей физических величин, выражаемых наиболее употребительными функциями.

Если в расчетные формулы входят константы, например, число  $\pi$ , физические постоянные, табличные данные, то они берутся с такой точностью, чтобы число значащих цифр в них было на единицу больше, чем число значащих цифр в значениях измеряемых величин. Тогда константы практически не вносят погрешностей в результат измерений.

**Формулы расчета относительных предельных погрешностей  
физических величин**

| Виды функции                    | Предельная относительная погрешность                                                      |
|---------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|
| $Y = A + B + C$                 | $\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{\Delta A + \Delta B + \Delta C}{A + B + C}$                   |
| $Y = A - B$                     | $\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{\Delta A + \Delta B}{A - B}$                                  |
| $Y = A \times B \times C \dots$ | $\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta B}{B} + \frac{\Delta C}{C} \dots$ |
| $Y = A^n$                       | $\frac{\Delta Y}{Y} = n \frac{\Delta A}{A}$                                               |
| $Y = \sqrt[n]{A}$               | $\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{1}{n} \frac{\Delta A}{A}$                                     |
| $Y = \frac{A}{B}$               | $\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta B}{B}$                            |
| $Y = \sin \alpha$               | $\frac{\Delta Y}{Y} = \Delta \alpha \operatorname{ctg} \alpha$                            |
| $Y = \cos \alpha$               | $\frac{\Delta Y}{Y} = \Delta \alpha \operatorname{tg} \alpha$                             |
| $Y = \operatorname{tg} \alpha$  | $\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{2 \Delta \alpha}{\sin 2 \alpha}$                              |
| $Y = \operatorname{ctg} \alpha$ | $\frac{\Delta Y}{Y} = \frac{2 \Delta \alpha}{\sin 2 \alpha}$                              |

**Пример.** Ускорение свободного падения определяют косвенным измерением при помощи математического маятника, период колебаний которого

$$T = 2\pi \sqrt{\ell/g}.$$

Отсюда  $g = 4\pi^2 \ell/T^2$  и  $\Delta g = \frac{4\pi^2 \Delta \ell}{T^2} + \frac{8\pi^2 \ell \Delta T}{T^3} = g \left( \frac{\Delta \ell}{\ell} + \frac{2\Delta T}{T} \right)$ .

Пусть прямые измерения величин, входящих в эту формулу, дали следующие результаты:  $\ell = (53,1 \pm 0,1)$  см,  $N = 100$  – количество колебаний;  $t = (141,9 \pm 0,1)$  с. Тогда

$$T = \frac{t}{N} = \frac{141,9 \pm 0,1}{100} = (1,419 \pm 0,001) \text{ с.}$$



В формулу для расчета входит число  $\pi$ . Возьмем его равным 3,141. Тогда

$$g_1 = \frac{4 \times 314^2 \times 50,1}{1,419^2} \approx 981,9 \text{ см/с}^2.$$

Предположим, что повторные измерения длины маятника и времени колебаний дали  $g_2 = 980,1 \text{ см/с}^2$ ,  $g_3 = 981,5 \text{ см/с}^2$ .

Рассчитаем предельную относительную погрешность измерения  $g$ :

$$\frac{\Delta g}{g} = \frac{\Delta \ell}{\ell} + 2 \frac{\Delta T}{T};$$

$$\frac{\Delta g}{g} = \frac{0,1}{53,1} + \frac{2 \times 0,001}{1,419} \approx 0,33\% ;$$

$$g = \frac{981,9 + 980,1 + 981,5}{3} = 981,17 \text{ см/с}^2;$$

$$\Delta g_{\text{пред}} = \frac{\Delta g}{g} \bar{g} = 0,0033 \times 981,17 = 3,2 \text{ см/с}^2.$$

### **Правила вычисления погрешностей**

Погрешность обычно выражают одной значащей цифрой и лишь при особо ответственных измерениях – двумя. Погрешности измерения указывают, какие цифры являются сомнительными в числовом значении измеренной величины. Так как точность определения физической величины определяется измерением, а не вычислением, то **округление числового значения результата измерения производится до цифры того же порядка, что и значение погрешности.**

При округлении результатов измерений необходимо помнить следующие **правила приближенных вычислений.**

1. *Лишние цифры у целых чисел заменяются нулями, а у десятичных дробей отбрасываются.*

Например,

$$Y = 123357 \pm 678 \text{ (до округления);}$$

$$Y = 123400 \pm 700 \text{ (после округления).}$$

2. *Если заменяемая нулем или отбрасываемая цифра старшего разряда меньше 5, то остающиеся цифры не изменяются, а если указанная цифра больше 5, то последняя остающаяся цифра увеличивается на единицу.*

Например,

$$Y = 237,46 \pm 0,13 \text{ (до округления);}$$

$$Y = 237,5 \pm 0,1 \text{ (после округления).}$$

3. При представлении окончательных результатов физических измерений часто применяют запись числовых значений в виде десятичной дроби, умноженной на необходимую степень числа десять.

Например, числа 3106; 0,0285; 0,120, записываются так:  $3,106 \cdot 10^3$ ;  $2,85 \cdot 10^{-2}$ ;  $1,2 \cdot 10^{-1}$ . Скорость света 300 000 км/с обычно записывают как  $3 \cdot 10^5$  км/с.

### **Графическое представление результатов экспериментов**

В большинстве случаев экспериментального изучения различных физических явлений целесообразно представить полученные зависимости в виде графика.

Как оценить, согласуются ли результаты опыта с ожидаемой величиной, полученной из зависимости между измеряемыми величинами. Наглядное представление об этом получают, сопоставляя теоретическую кривую и найденные экспериментально точки. Особенно удобно проверить, ложатся ли данные точки на прямую. Поэтому *при построении графиков желательно выбирать такие координаты, чтобы ожидаемая зависимость была линейной.*

Например, при определении ускорения свободного падения из соотношения  $h = gt^2/2$  между высотой и временем падения удобно строить график в координатах  $(t^2, h)$ . Тогда  $g = 2tg\alpha$ , т.е. определяется по всей совокупности результатов измерений  $t$  и  $h$  (по наклону прямой  $h(t^2)$ ).

Экспериментальные точки на графике представляют в виде крестиков, размах по высоте и ширине которых равен удвоенным погрешностям измерения, отложенным по осям величин.

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика : учеб. для мед. спец. вузов / А. Н. Ремизов. – 4-е изд., испр. и перераб. – М. : ВШ, 2012. – 648 с.
2. Трофимова Т. И. Курс физики : учеб. пособие для вузов / Т. И. Трофимова. – 18-е изд., стер. – М. : Издательский центр «Академия», 2010. – 560 с.
3. Зубков Ю. Н. Лекции по медицинской физике : учеб. пособие для вузов / Ю. Н. Зубков. – Ульяновск : УлГУ, 2011. – 285 с.
4. Федорова В. Н. Медицинская и биологическая физика / В.Н. Федорова, Е. В. Фаустов. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 592 с.
5. Костылев В. А. Медицинская физика / В. А. Костылев, Б. Я. Наркевич. – М. : Медицина, 2008. – 460 с.
6. Рубин А. Биофизика : учеб. / А. Рубин. – Изд-во Book.ru, 2016. – 190 с.
7. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике : методические указания для студентов / под ред. Л. И. Кочкина. – Киров, 1992.
8. Физика и биофизика : учеб. для вузов / В. Ф. Антонов, А. М. Черныш, Е. К. Козлова, А. В. Коржуев. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2008.
9. Общая физика : руководство по лабораторному практикуму / под ред. И. Б. Крынецкого, Б. А. Струкова. – М. : Инфра-М, 2008. – 599 с.

*Учебное издание*

**Зубков Юрий Николаевич  
Семенцова Татьяна Михайловна**

## **МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА**

**Лабораторный практикум**

*Учебное пособие*

Директор Издательского центра *Т. В. Филиппова*  
Оригинал-макет подготовлен *Е. Е. Гусевой*

**Издается в авторской редакции**

Подписано в печать 24.12.2018.  
Формат 60×84/16. Усл. печ. л. 10,5.  
Тираж 300 экз. Заказ № 253 /

Оригинал-макет подготовлен и тираж отпечатан в Издательском центре  
Ульяновского государственного университета  
432017, г. Ульяновск, ул. Л. Толстого, 42