

**ГБОУ ВПО «Ижевская государственная медицинская академия»
Минздравсоцразвития России
кафедра медбиофизики, информатики и экономики**

ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ ПО ФИЗИКЕ

Учебное пособие

Ижевск – 2012

УДК 53+57+61 (075.8)

ББК 22.3я 73

Л 126

Рецензенты: доктор педагогических наук, профессор **Ю.А. Шихов** (Ижевский государственный технический университет им. М.Т. Калашникова), кандидат физико-математических наук, доцент **В.П. Бовин** (Удмуртский государственный университет)

Рекомендовано центральным координационным методическим советом ГБОУ ВПО ИГМА

Авторы – составители: Камашев Г.Я., Дерябина А.Г., Снигирева Т.А., Ворсина Е.В., Баранова Л.В., Рябчикова М.С., Станкевич Т.Г.

Л 126 Лабораторные работы по физике: учеб. пособ. /
Г.Я. Камашев [и др.]. – Ижевск, 2012. – 92 с.

В учебном пособии представлены лабораторные работы по физике по темам: «Изучение свободных затухающих колебаний», «Аудиометрия», «Исследование реологических свойств жидкостей», «Исследование процессов выпрямления переменного тока в аппаратах для гальванизации», «Электрические методы измерения неэлектрических величин», «Определение фокусного расстояния линз», «Изучение дифракции света с использованием в качестве источника света газового лазера». В работе дано подробное описание теоретической и практической части лабораторных работ. В приложениях пособия описаны погрешности, которые необходимо учитывать при обработке экспериментальных данных, представлены рекомендации по их вычислению с помощью Microsoft Excel.

Учебное пособие предназначено для студентов, изучающих биологическую и медицинскую физику. Работа представляет интерес в качестве учебно-методического пособия для преподавателей физики высших и других профессиональных учебных заведений.

УДК 53+57+61 (075.8)

ББК 22.3я 73

© Г.Я. Камашев [и др.], 2012 г.

© ГБОУ ВПО «Ижевская государственная медицинская академия», 2012 г.

Оглавление

Лабораторная работа № 1 «Изучение свободных затухающих колебаний».....	4
Лабораторная работа № 2 «Аудиометрия»	12
Лабораторная работа № 3 «Исследование реологических свойств жидкостей»	22
Лабораторная работа № 4 «Исследование процессов выпрямления переменного тока в аппаратах для гальванизации»	33
Лабораторная работа № 5 «Электрические методы измерения неэлектрических величин»	46
Лабораторная работа № 6 «Определение фокусного расстояния линз».....	58
Лабораторная работа № 7 «Изучение дифракции света с использованием в качестве источника света газового лазера».....	74
Литература.....	88
Приложение 1.....	89
Приложение 2.....	91

ИЗУЧЕНИЕ СВОБОДНЫХ ЗАТУХАЮЩИХ КОЛЕБАНИЙ

Цель работы: изучить влияние изменения силы трения на период и коэффициент затухания колебаний. Записать уравнение движения.

При подготовке к лабораторной работе, прочитав материал лекций, рекомендуемую литературу и теоретическую часть методической разработки, дайте краткие письменные ответы на следующие контрольные вопросы:

1. Что такое колебание?
2. Какие колебания называются свободными?
3. Какие колебания называются затухающими? незатухающими?
4. Что такое математический маятник?
5. Какие силы называются квазиупругими?
6. Запишите дифференциальное уравнение свободных затухающих колебаний и его решение (подпишите названия всех величин). Изобразите график этого колебания.
7. С какой частотой совершаются свободные затухающие колебания?
8. Как влияет увеличение силы трения на частоту колебаний и коэффициент затухания?
9. Что такое декремент затухания? логарифмический декремент затухания?
10. По дифференциальному уравнению $3x'' + 0,6x' + 300x = 0$ определите коэффициент затухания, собственную циклическую частоту, частоту колебаний, период, декремент и логарифмический декремент затухания.
11. За 20 секунд маятник совершил 10 колебаний. За это время амплитуда колебаний уменьшилась в 3 раза. Определите период, частоту и коэффициент затухания колебаний.
12. Запишите дифференциальное уравнение свободных незатухающих колебаний и его решение. Изобразите график этого колебания.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Колебания – процессы, повторяющиеся во времени.

Если процесс повторяется через одинаковые промежутки времени (*период* колебания T), то такие колебания называются *периодическими*.

Колебательные процессы весьма широко распространены в природе и технике. Многие функции организма носят периодический характер. Периодичность наблюдается в работе сердца, легких, кишечника, мозга, в изменении температуры тела и т.д.

Свободными называются колебания, происходящие в системе, предоставленной самой себе после того, как она была выведена из положения равновесия. Колебания в этом случае совершаются за счет энергии, накопленной во время первоначального воздействия.

Свободные незатухающие колебания – это свободные колебания с постоянной амплитудой (первоначально переданная системе энергия сохраняется).

Свободные затухающие колебания – это свободные колебания, амплитуда которых со временем уменьшается за счет действия сил трения.

В качестве примера рассмотрим колебания, совершаемые математическим маятником.

Математический маятник – это идеализированная система, состоящая из материальной точки массой m , подвешенной на невесомой и нерастяжимой нити длиной l к неподвижной точке и совершающей колебания в вертикальной плоскости.

Достаточно хорошим приближением математического маятника является небольшой тяжелый шарик, подвешенный на длинной тонкой нити.

Пусть математический маятник отклонен от положения равновесия на малый угол α (рис. 1). Тогда траекторию движения маятника можно считать прямой линией, совпадающей с осью OX . Начало координат O соответствует положению равновесия.

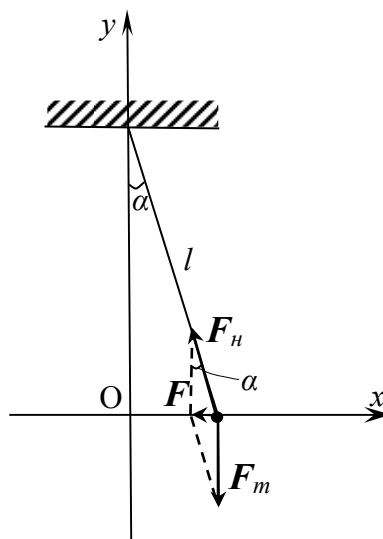


Рис. 1

На материальную точку действует сила натяжения нити F_n , сила тяжести F_m . Равнодействующая F_n и F_m равна векторной сумме этих сил $\vec{F} = \vec{F}_n + \vec{F}_m$.

$$F = -F_n \sin \alpha \text{ — в проекции на ось } O_x \quad (1)$$

$$0 = F_n \cos \alpha - F_m \text{ — в проекции на ось } O_y \quad (2)$$

Учитывая, что $F_m = mg$, из уравнений (1) и (2) получаем $F = -mg \cdot \tan \alpha$.

Так как угол α мал, то выполняется приближенное равенство $\tan \alpha \approx \sin \alpha = \frac{x}{l}$,

где x — смещение материальной точки от положения равновесия; $[x] = \text{м}$, l — длина нити маятника. С учетом этого величина силы F равна

$$F = -\frac{mg}{l}x = -kx, \text{ где } k = \frac{mg}{l}. \text{ Это выражение тождественно выражению для}$$

силы упругости $F_{\text{уп}} = -kx$.

Силы неупругие по природе, но удовлетворяющие условию $F = -kx$ называются *квазиупругими*.

Квазиупругая сила пропорциональна смещению материальной точки от положения равновесия и направлена противоположно смещению (к положению равновесия).

В реальной системе действует сила сопротивления колебаниям, в частности сила трения $F_{mp} = -r\nu$ (r – коэффициент трения; $[r] = \text{кг/с}$, ν – скорость тела; $[\nu] = \text{м/с}$).

По второму закону Ньютона $ma = \sum_{i=1}^n F_i$, где a – ускорение тела; $[a] = \text{м/с}^2$.

В нашем случае $\sum_{i=1}^n F_i = F_{yup} + F_{mp} = -kx - r\nu$, тогда $ma = -kx - r\nu$ или

$$ma + r\nu + kx = 0 \quad (3)$$

Учитывая, что $\nu = x'$, $a = \nu' = x''$ и подставляя выражения в (2), получаем

$$mx'' + rx' + kx = 0 \quad (4)$$

Разделив обе части уравнения (3) на m , получаем $x'' + \frac{r}{m}x' + \frac{k}{m}x = 0$ или

$$x'' + 2\beta x' + \omega_0^2 x = 0 \quad (5)$$

где $\beta = \frac{r}{2m}$; $[\beta] = \text{с}^{-1}$ – коэффициент затухания в системе;

$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}$; $[\omega_0] = \text{рад/с}$ – собственная циклическая частота системы.

Уравнение (5) – дифференциальное уравнение свободных затухающих колебаний. Его решение имеет вид

$$x = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (6)$$

где $A(t) = A_0 e^{-\beta t}$ – амплитуда затухающих колебаний, φ_0 – начальная фаза, $\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$ – частота затухающих колебаний.

График затухающего колебания представлен на рис. 2.

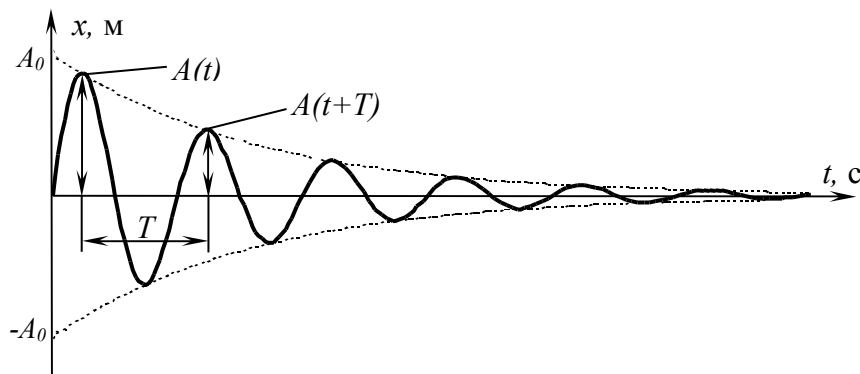


Рис. 2

Амплитуда затухающих колебаний $A(t)$ зависит от времени t и убывает по экспоненте (пунктирная линия на рис. 2). Быстрота убывания амплитуды $A(t)$ зависит от коэффициента затухания β . Коэффициент затухания тем больше, чем больше коэффициент трения r , и тем быстрее убывает амплитуда.

Отношение амплитуд, соответствующих моментам времени, отличающимся на период T (рис. 2) называется *декрементом затухания* и обозначается δ .

$$\delta = \frac{A(t)}{A(t+T)} = \frac{A_0 e^{-\beta t}}{A_0 e^{-\beta(t+T)}} = e^{\beta T} \quad (7)$$

Декремент затухания показывает, во сколько раз уменьшится амплитуда колебаний за период. Логарифм этого отношения называется *логарифмическим декрементом затухания* и обозначается λ

$$\lambda = \ln \delta = \beta T \quad (8)$$

Зная период T и амплитуды колебаний $A(t)$ и $A(t+T)$, из выражения (8) можно определить коэффициент затухания.

На практике удобнее измерять амплитуды не через один период, а через несколько (n) периодов. Тогда отношение амплитуд через n периодов Z

$$Z = \frac{A(t)}{A(t+nT)} = e^{\beta n T} \quad (9)$$

$$\ln Z = n \beta T \quad (10)$$

$$\beta = \frac{\ln Z}{n T}, \quad (11)$$

Для идеального случая, когда трение в системе отсутствует ($r = 0$ кг/с, $\beta = 0$ с⁻¹) дифференциальное уравнение (5) преобразуется к виду

$$x'' + \omega_0^2 x = 0 \quad (12)$$

Уравнение (12) – дифференциальное уравнение свободных незатухающих колебаний, а его решение принимает вид $x = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$ (13)

Амплитуда колебаний в этом случае не меняется с течением времени.

График свободного незатухающего колебания представлен на рис. 3.

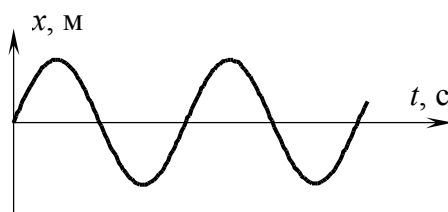


Рис. 3

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ПРИБОРЫ И МАТЕРИАЛЫ: установка для изучения свободных затухающих колебаний (штатив и маятник), секундомер.

В данной лабораторной работе свободные затухающие колебания изучаются на установке (рис. 4), являющейся аналогом математического маятника.

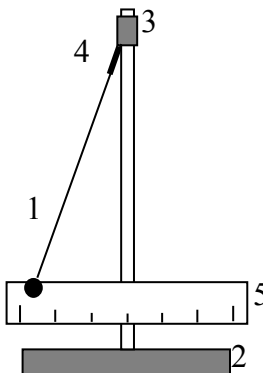


Рис. 4

Груз подвешен на нити (1), конец которой закреплен в зажиме (3) штатива (2). Увеличения силы сопротивления в системе добиваются закреплением кембриковой трубки (4) в зажиме. Амплитуда колебаний измеряется по шкале (5), прикрепленной к штативу.

Для определения периода колебаний и коэффициента затухания измеряют время τ , за которое амплитуда колебаний уменьшится от значения A_1 до значения A_2 , и количество колебаний n , соответствующих этому изменению амплитуды.

Период колебаний T в этом случае определяется по формуле $T = \frac{\tau}{n}$, (14)

а коэффициент затухания β по формуле $\beta = \frac{\ln(A_1 / A_2)}{nT} = \frac{\ln(A_1 / A_2)}{\tau}$. (15)

Так как в начальный момент времени $t = 0$ смещение от положения равновесия $x = A_I$ и $A(t) = A_0 = A_I$, то из выражения (6) получаем

$$\dot{A}_1 = A_1 \sin \varphi_0. \text{ Следовательно } \sin \varphi_0 = 1, \text{ а } \varphi_0 = \frac{\pi}{2}.$$

Уравнение движения в нашем случае примет вид

$$x = A_1 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \frac{\pi}{2}) \quad (16)$$

ХОД РАБОТЫ

ЗАДАНИЕ 1. Проведение измерений для вычисления периода колебаний и коэффициента затухания.

Опыт 1.

1. Опустите кембриковую трубку вниз по нити маятника, ослабив зажим.

2. Отклоните маятник от положения равновесия на расстояние ≈ 12 см и отпустите его (маятник должен колебаться в строго определенной плоскости, параллельной шкале). В момент, когда амплитуда колебания станет равной $A_I = 10$ см, начните отсчет времени.

3. Измерьте время τ и подсчитайте количество колебаний n , соответствующих уменьшению амплитуды до значения $A_2 = 8$ см. Данные занесите в табл. 1.

4. Повторите измерения, описанные в пунктах 2, 3, несколько раз при тех же значениях A_I и A_2 .

Таблица 1

№	Опыт 1 кембриковая трубка внизу нити				Опыт 2 кембриковая трубкаверху нити			
	$A_I = 10$ см		$A_2 = 8$ см		$A_I = 10$ см		$A_2 = 2$ см	
	n	$\tau, \text{ с}$	$T, \text{ с}$	$\beta, \text{ с}^{-1}$	n	$\tau, \text{ с}$	$T, \text{ с}$	$\beta, \text{ с}^{-1}$
1								
...								
10								

Опыт 2.

1. Поднимите кембриковую трубку вверх по нити маятника, закрепите ее конец в зажиме (тем самым происходит увеличение силы сопротивления в исследуемой системе).

2. Отклоните маятник от положения равновесия на расстояние ≈ 12 см и отпустите его (маятник должен колебаться в строго определенной плоскости, параллельной шкале). В момент, когда амплитуда колебания станет равной $A_1 = 10$ см, начните отсчет времени.

3. Измерьте время τ и подсчитайте количество колебаний n , соответствующих уменьшению амплитуды до значения $A_2 = 2$ см. Данные занесите в табл. 1.

4. Повторите измерения, описанные в пунктах 2, 3, несколько раз при тех же значениях A_1 и A_2 .

ЗАДАНИЕ 2. Расчет параметров колебания и составление уравнения движения.

1. Рассчитайте период колебаний T по формуле (14) и коэффициент затухания β по формуле (15). Результаты вычислений округлите: период – до **трех знаков** после запятой, коэффициент затухания – до **четырёх знаков** после запятой.

2. Пользуясь **Приложением 2**, проведите статистическую обработку результатов эксперимента (для T и β вычислите средние значения, средние квадратические отклонения, абсолютные и относительные погрешности) с вероятностью, заданной преподавателем.

3. Для опытов 1 и 2 запишите доверительные интервалы: для периода колебаний $\bar{O} = (\bar{O} \pm \Delta \bar{O})$ (с) и для коэффициента затухания $\bar{\beta} = (\bar{\beta} \pm \Delta \bar{\beta})$ (с⁻¹) с вероятностью P .

4. Рассчитайте циклическую частоту колебаний.

5. На основании проведенных вычислений запишите уравнения движения для опытов 1 и 2.

6. Сделайте вывод, как увеличение трения влияет на период колебаний и коэффициент затухания.

Лабораторная работа № 2

АУДИОМЕТРИЯ

Цель работы: изучить характеристики слухового ощущения и их связь с физическими характеристиками звука. Снять кривые порога слышимости. Проверить симуляцию глухоты.

При подготовке к лабораторной работе, прочитав теоретическую часть и рекомендуемую литературу, дайте краткие письменные ответы на следующие вопросы:

1. Что такое аудиометрия?
2. Какова природа звука?
3. С какой точки зрения проводят деление звуков на тоны и шумы?
4. Что такое спектр звука?
5. Какой вид имеет акустический спектр чистого тона? сложного тона? шума?
6. Каков диапазон частот, воспринимаемых человеческим ухом?
7. Что такое инфразвук? ультразвук?
8. Что такое порог слышимости? порог боли?
9. Каков диапазон интенсивностей, воспринимаемых человеческим ухом на частоте $\nu = 1000$ Гц?
10. Укажите основные характеристики слухового ощущения и соответствующие им физические характеристики звука.
11. Запишите закон Вебера-Фехнера.
12. Запишите формулу уровня громкости. От каких величин зависит его значение?
13. Запишите формулу уровня громкости на частоте $\nu = 1000$ Гц. В каких единицах он измеряется?
14. Запишите формулу и единицы измерения уровня интенсивности.
15. Что представляет собой кривая равной громкости?
16. Как определяется уровень громкости на частотах отличных от $\nu = 1000$ Гц?

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Аудиометрией называется исследование слуха и, в частности, определение остроты слуха.

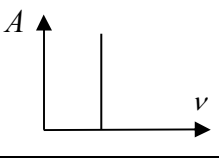
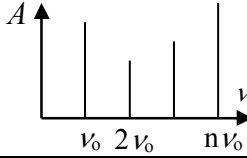
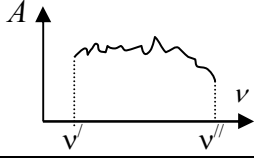
Слух – ответная реакция организма на звук.

Звук – это механическая волна, распространяющаяся в упругой среде.

Упругой называется среда, между частицами которой существуют силы взаимодействия, препятствующие деформациям этой среды. Такими средами являются твердые тела, жидкости и газы. В вакууме, где достаточно сильное разрежение и силы взаимодействия незначительны, звук не распространяется.

Звуковые колебания могут быть разделены на два основных вида: *тоны* и *шумы*. Такое разделение определяется формой колебания и, соответственно, видом его *спектра*, как совокупности гармонических колебаний, сумма которых представляет данное колебание (см. табл. 1).

Таблица 1

Вид звука	тон		шум
	простой (чистый)	сложный (музыкальный)	
Характеристика			
Форма колебаний	периодические		непериодические
	гармонические	негармонические	
Вид акустического спектра (зависимость $A=f(\nu)$)			
Название спектра	линейчатый		сплошной
Описание спектра	одна линия на частоте колебания	несколько линий: <u>основной тон</u> – на частоте данного колебания ν_0 ; <u>обертон</u> – на частотах $2\nu_0, 3\nu_0, \dots, n\nu_0$, кратных основной частоте	оггибающая бесчисленного множества линий на всех частотах диапазона от ν' до ν''
Примеры звуков	звук камертона	звуки музыкальных инструментов, гласные звуки речи и т.д.	шум улицы, скрип, шепот, согласные звуки речи и т.д.

Чтобы вызвать слуховое ощущение, звук должен иметь определенную частоту и интенсивность.

Человек воспринимает как звук только волны в диапазоне частот от 16 Гц до 20000 Гц. Частотная шкала звуковых (акустических) волн представлена на рис. 1.

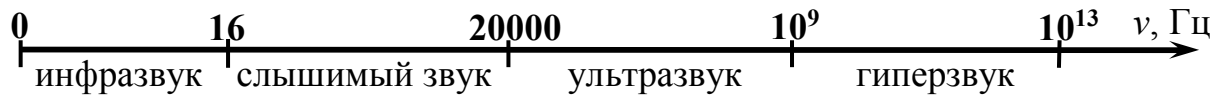


Рис. 1. Частотная шкала акустических волн

Чувствительность человеческого уха различна для разных частот. Для каждой частоты колебаний существуют наименьшая и наибольшая интенсивности звука, которые способны вызвать слуховое ощущение.

Порог слышимости (I_0) – минимальная интенсивность звука, при которой возникает слуховое ощущение.

Порог боли (I_6) – минимальная интенсивность, при которой возникает болевое ощущение.

На частоте $\nu = 1000$ Гц = 1 кГц, принятой за эталонную, интенсивность слышимых звуков находится в пределах от $I_0 = 10^{-12}$ Вт/м² до $I_6 = 10$ Вт/м².

Графики зависимости порога слышимости и порога боли от частоты представлены на рис. 2.

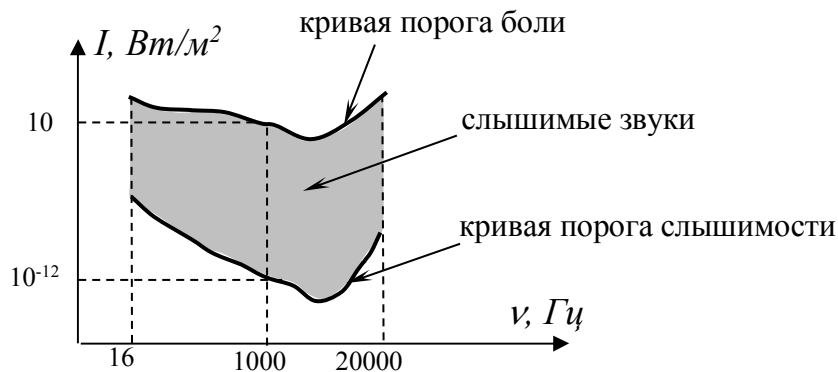


Рис. 2. Кривые порога слышимости и порога боли

Человек различает звуки по *высоте*, *тембру* и *громкости*. Эти характеристики слухового ощущения обусловлены соответствующими физическими характеристиками звуковой волны (см. табл. 2).

Таблица 2

Характеристики слухового ощущения (субъективные)	Физические характеристики звуковой волны (объективные)
высота	частота основного тона
тембр	состав обертонов в спектре
громкость	интенсивность и частота основного тона

Высота звука – субъективная мера частоты колебаний. Высота тонального звука определяется основной (наименьшей) частотой. С ростом частоты высота звука увеличивается, т.е. звук становится «выше».

Тембр звука – окраска звука, определяемая составом обертонов в акустическом спектре.

Громкость звука – субъективная мера интенсивности колебаний. Звук одинаковой интенсивности вызывает различные ощущения громкости на разных частотах. На определенной фиксированной частоте ($\nu = \text{const}$) увеличение интенсивности приводит к увеличению громкости звука.

Согласно психофизиологическому *закону Вебера-Фехнера* изменение ощущения ΔE пропорционально отношению изменения интенсивности раздражения ΔI к величине этой интенсивности I

$$\Delta E \sim \frac{\Delta I}{I}$$

На основании этого закона получено математическое выражение для *уровня громкости*: $E = k \lg \frac{I}{I_0}$, где E – уровень громкости; k – коэффициент пропорциональности, зависящий от частоты и интенсивности звука (на частоте $\nu = 1000$ Гц коэффициент $k = 1$); I – интенсивность данного звука; I_0 – порог слышимости.

Величина $L = \lg \frac{I}{I_0}$ называется *уровнем интенсивности* звука и измеряется в *белах* (Б). Изменение уровня интенсивности на *1 бел* соответствует изменению интенсивности звука в 10 раз. Обычно пользуются единицами, в 10 раз меньшими, – *децибелами* (дБ). $1 \text{ Б} = 10 \text{ дБ}$

Единицей измерения уровня громкости является *фон*. Изменение уровня громкости звука частотой $\nu = 1000$ Гц на 1 фон соответствует изменению уровня интенсивности на 1 дБ.

Таким образом, на частоте $\nu = 1000$ Гц шкалы уровней громкости и уровней интенсивности совпадают, причем 1 фон = 1 дБ.

Уровень громкости звука на частоте $\nu = 1000$ Гц определяют по формуле

$$E = 10 \lg \frac{I}{I_0}; \quad [E] = \text{фон}$$

Для определения уровня громкости звуков других частот используют кривые равной громкости.

Кривая равной громкости – график зависимости уровня интенсивности от частоты звука $L=f(\nu)$, снятый при $E = \text{const}$ и отражающий ощущение одинаковой громкости на различных частотах.

На рис. 3 представлены кривые равной громкости, построенные на основании средних данных, которые были получены у людей с нормальным слухом. Нижняя кривая – кривая порога слышимости. На пороге слышимости (при $I = I_0$) уровень громкости $E = 0$ фон.

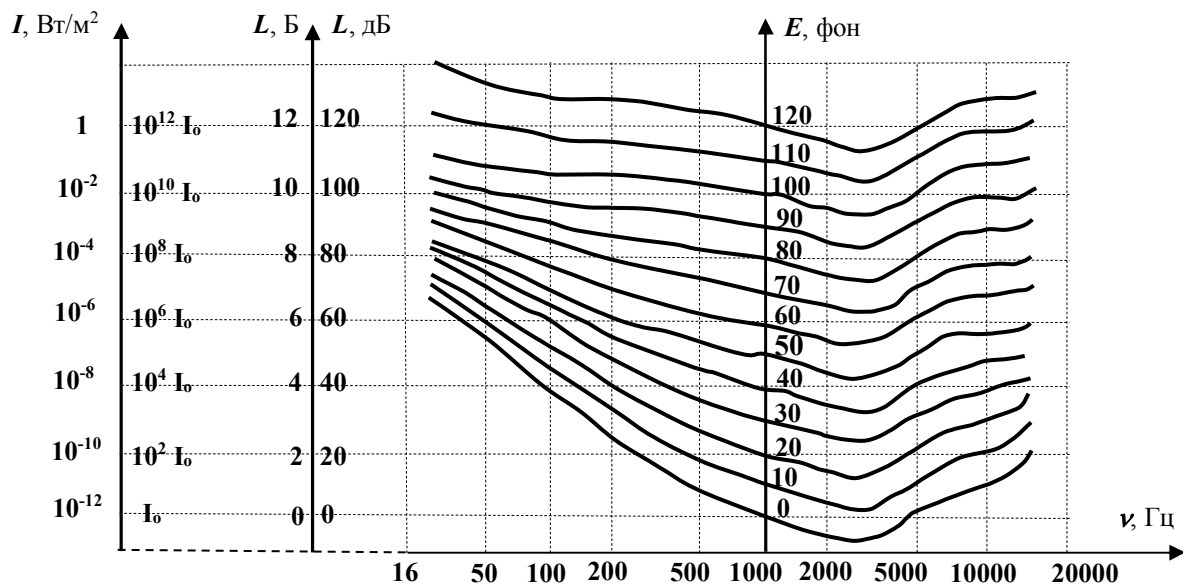


Рис. 3. Кривые равной громкости

Из приведенных кривых видно, что человеческое ухо в среднем наиболее чувствительно к частотам 2500-3000 Гц (минимум на кривых равной громкости).

Чтобы найти громкость звука определенной частоты ν и уровня интенсивности L , нужно определить какой кривой равной громкости принадлежит точка с соответствующими координатами. Например, звук частотой 100 Гц и уровнем интенсивности 60 дБ имеет уровень громкости 30 фон.

Исследование слуха производится на специальных приборах – *аудиометрах*. Основу аудиометра составляет звуковой генератор с регулировкой частоты и уровня интенсивности звука на всем диапазоне частот. Измерения производят в звукоизолированном закрытом помещении и используют головные телефоны со специальными защищающими от посторонних звуков оголовьями. Изменяя частоту и интенсивность звука, строят кривую равной громкости, называемую *аудиограммой*. В клинических исследованиях наиболее широко применяется метод измерения порога слышимости.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ПРИБОРЫ И МАТЕРИАЛЫ: аудиометр АК-68.

Аудиометр представляет собой поликлинический прибор, предназначенный для проведения различных аудиометрических исследований. Аудиометр состоит из генератора чистых тонов различной частоты и интенсивности. Схема генератора позволяет точно устанавливать и измерять интенсивность выходного сигнала. Электрические колебания звуковых частот после усиления могут быть поданы на головные телефоны одновременно или по отдельности на левое и правое ухо. Головные телефоны преобразуют электрические колебания в звуковые. Изменяя амплитуду электрических колебаний, подаваемых на головные телефоны, меняют интенсивность звука.

В данной работе используется аудиометр АК-68, передняя панель которого представлена на рис. 4.

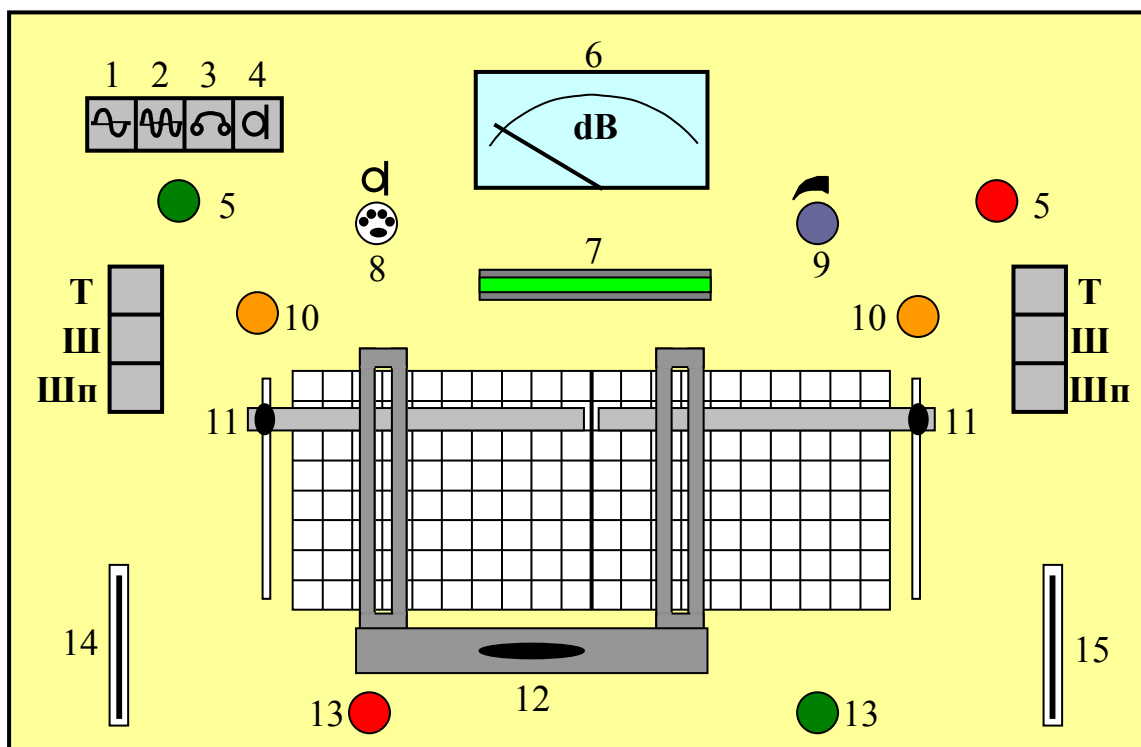


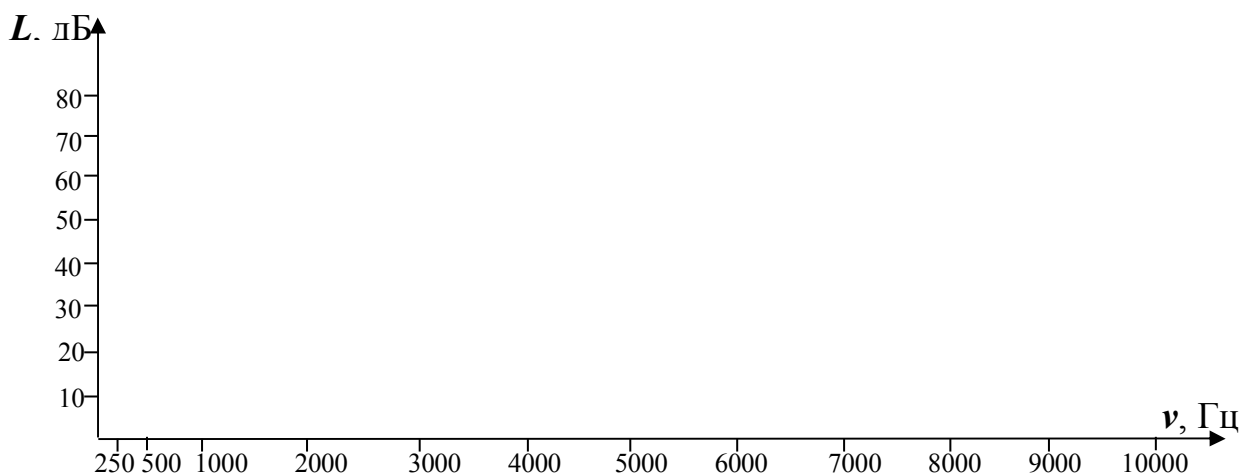
Рис. 4. Передняя панель аудиометра АК-68

Все экспериментальные задания необходимо выполнять вдвоем или втроем, поочередно снимая друг у друга аудиограммы для каждого уха или проводя соответствующие пробы. При этом один из студентов является исследуемым, другой – исследователем, затем, после измерений, они меняются ролями.

ХОД РАБОТЫ

ЗАДАНИЕ 1. Снятие кривых порога слышимости.

1. Подготовьте бланк аудиограмм



2. Перед включением аудиометра в сеть проверьте наличие заземляющего провода к аудиометру. Клемма заземления находится на задней панели аудиометра внизу корпуса и обозначается $\perp$.

3. Подключите головные телефоны к клемме  на задней панели прибора.

4. Подключите выносной пульт к клемме  на задней панели прибора.

5. Вставьте вилку шнура аудиометра в сеть. Включите кнопку 1, при этом должен засветиться индикатор 7.

6. Наденьте исследуемому головные телефоны, соблюдая при этом правильность включения телефонов: на правое ухо – правый телефон, на левое – левый. Проверьте плотность прилегания оголовий телефона к ушным раковинам. Этим частично компенсируется влияние посторонних шумов на исследуемого.

7. Поставьте регуляторы уровня интенсивности 11 в крайнее верхнее положение, соответствующее $L = 0$ дБ.

8. Поставьте переключатель частоты звука 12 в положение, соответствующее частоте 125 Гц.

9. Нажмите кнопку 2. В канале исследуемого уха нажмите кнопку «Т», при этом должна загореться сигнальная лампочка 5.

10. Регулятором уровня интенсивности 11 для исследуемого уха плавно увеличьте уровень интенсивности от нуля до момента ощущения исследуемым звукового сигнала в виде чистого тона. При появлении ощущения звукового сигнала исследуемый нажимает соответствующую кнопку ответа на выносном пульте. О моменте нажатия сигнализирует зажигание лампочки 5 на передней панели аудиометра.

11. Отметьте точку на бланке аудиограмм соответствующего уха.

12. Установите регулятор громкости на ноль, а переключатель частоты 12 установите на следующую фиксированную частоту 250 Гц. Вновь измерьте порог слышимости исследуемого уха на этой частоте, повторяя при этом действия пунктов 10 и 11. Затем установите следующую частоту и повторите измерения указанным способом для всех частот до 10 кГц.

13. Полученные на бланке аудиограмм точки соедините плавной линией. Получилась кривая порога слышимости для данного уха.

14. Снимите аудиограмму для другого уха.

15. Сделайте вывод: какое ухо имеет лучшую чувствительность и на какой частоте.

ЗАДАНИЕ 2. Проба Ломбарда для выявления симуляции двушной глухоты

1. Наденьте исследуемому головные телефоны.

2. Попросите его прочитать какой-либо текст.

3. Подайте на оба уха шумовой сигнал. Для этого нажмите обе кнопки «Ш», при этом должны загореться сигнальные лампочки 5.

4. Во время чтения исследуемым текста регулятором 11 плавно увеличивайте уровень интенсивности шумового сигнала в обоих телефонах.

Если при увеличении уровня интенсивности шума исследуемый читает текст все громче, то это означает симуляцию. Глухой на оба уха читает текст с одинаковой громкостью, так как он не реагирует на увеличение уровня интенсивности шума.

5. Напишите вывод о глухоте или ее симуляции исследуемым.

ЗАДАНИЕ 3. Проба Стегера для выявления симуляции одноушной глухоты

1. Подайте чистый тон частотой 1000 Гц на «здоровое» ухо исследуемого. Для этого переключатель частоты 12 установите на эту частоту, а в канале исследуемого уха нажмите кнопку «Т». Плавно увеличивайте уровень интенсивности. Отметьте значение уровня интенсивности на пороге слышимости L'_0 и запишите это значение в табл. 3. Затем уменьшите уровень интенсивности звука до нуля.

2. Подайте чистый тон той же частоты на «больное» ухо, установив уровень интенсивности L_δ на 20 дБ выше, чем L'_0 .

3. Не снимая звукового сигнала с «больного» уха, одновременно подайте звуковой сигнал на «здоровое» ухо, плавно увеличивая уровень интенсивности от нуля до значения, при котором исследуемый отметит, что слышит L''_0 . Запишите полученное значение в табл. 3.

Таблица 3

Характер исследования	Уровень интенсивности	
	в «здоровом» ухе	в «больном» ухе
Определение уровня интенсивности на пороге слышимости «здорового» уха	L'_0	0
Попытка определения уровня интенсивности на пороге слышимости «больного» уха	0	L_δ
Повторное определение уровня интенсивности на пороге слышимости «здорового» уха при звуковом сигнале в «больном» ухе	L''_0	L_δ

4. Сравните значения L'_0 и L''_0 в «здоровом» ухе при отсутствии и наличии звукового сигнала в «больном» ухе.

Если значение $L''_0 \approx L'_0$, то можно сделать вывод, что сигнал в «больном» ухе не мешает исследуемому, т.е. он не симулирует, утверждая, что этим ухом не слышит. Если значение $L''_0 > L'_0$, то можно сделать вывод, что исследуемый – симулянт.

5. Проанализировав полученные результаты, сделайте вывод о глухоте или ее симуляции исследуемым.

ИССЛЕДОВАНИЕ РЕОЛОГИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ЖИДКОСТЕЙ

Цель работы: определить реологические характеристики жидкости (тип жидкости, ее вязкость и предел текучести). Построить кривую течения и составить уравнение течения жидкости.

При подготовке к работе, прочитав материал лекций, рекомендуемую литературу и теоретическую часть методической разработки, дайте краткие письменные ответы на следующие вопросы:

1. Что изучает реология?
2. Что такое внутреннее трение (вязкость)?
3. От каких факторов зависит вязкость любой жидкости?
4. Запишите уравнение Ньютона для течения вязких жидкостей.
5. Что такое напряжение сдвига (определение, формула, единицы измерения)?
6. Что такое градиент скорости (определение, формула, единицы измерения)?
7. Что такое коэффициент вязкости в уравнении Ньютона (определение, формула, единицы измерения)?
8. Что такое кривая течения жидкости?
9. Какой геометрический смысл коэффициента вязкости?
10. Какие жидкости называются ньютоновскими? Нарисуйте кривую течения ньютоновской жидкости.
11. Какие жидкости называются неньютоновскими?
12. Какая жидкость называется бингамовской? Запишите уравнение Шведова-Бингама. Нарисуйте кривую течения бингамовской жидкости.
13. Что такое предел текучести (определение, обозначение, единицы измерения)?

14. К какому типу жидкости относится кровь и почему? Нарисуйте зависимость вязкости крови от скорости сдвига. Нарисуйте кривую течения крови.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Реология – (от греческого *rheos* – течение, поток, *logos* – учение) – наука о деформациях и текучести вещества. *Биореология* – это раздел реологии о процессах течения и деформации биологических жидкостей (крови, мочи, синовиальной и плевральной жидкостей и др.) и тканей (мышц, костей, кровеносных сосудов и т.д.).

В данной лабораторной работе мы будем изучать реологические свойства вязких жидкостей.

Вязкость (внутреннее трение) – свойство жидкости оказывать сопротивление перемещению одной ее части относительно другой. Вязкость жидкости обусловлена силами взаимодействия (притяжения) между молекулами.

Рассмотрим так называемое *ламинарное* течение жидкости, когда условно выделенный слой жидкости перемещается с постоянной скоростью, отличной от скорости соседнего слоя.

Пусть v_1 и v_2 – скорости течения соприкасающихся слоев жидкости, причем $v_2 > v_1$ (рис. 1). Разность скоростей этих слоев равна $v_2 - v_1 = \Delta v$, а расстояние между их центрами – Δy .

Быстрота (т.е. скорость) изменения скорости v течения жидкости от слоя к слою в направлении, перпендикулярном направлению течения жидкости определяется величиной $\frac{\Delta v}{\Delta y}$, а при $\Delta y \rightarrow 0$ величиной $\frac{dv}{dy} = \lim_{\Delta y \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta y}$.

Величина $\frac{dv}{dy}$ называется *градиентом скорости*.

Единица измерения градиента скорости $\left[\frac{dv}{dy} \right] = \frac{\text{м/с}}{\text{м}} = \text{с}^{-1}$.

По всей площади соприкосновения слоев S возникают равные по величине и противоположно направленные силы трения F_{12} и F_{21} . Слой 1,

движущийся с большей скоростью, под действием силы внутреннего трения F_{21} тормозится, слой 2 под действием силы F_{12} ускоряется.

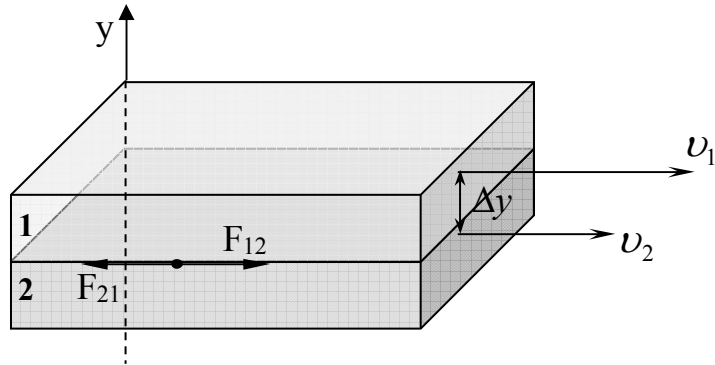


Рис. 1

Основной закон вязкого течения был установлен И. Ньютоном (1687г.). Согласно уравнению Ньютона (1), силы внутреннего трения, возникающие в жидкости, пропорциональны площади соприкасающихся слоев S и градиенту скорости $\frac{dv}{dy}$

$$F = \eta S \frac{dv}{dy}, \quad (1)$$

где η – коэффициент пропорциональности, называемый *коэффициентом вязкости* или просто *вязкостью жидкости*. Коэффициент вязкости любой реальной жидкости зависит от ее природы и температуры. С повышением температуры коэффициент вязкости уменьшается, так как возрастает средняя кинетическая энергия молекул, что позволяет молекулам легче преодолевать силы притяжения между ними.

Выразим из уравнения (1) коэффициент вязкости

$$\eta = \frac{F}{S \cdot \frac{dv}{dy}}, \quad [\eta] = \frac{H}{M^2 C^{-1}} = Pa \cdot c \quad (2)$$

Таким образом, коэффициент вязкости численно равен силе внутреннего трения, действующей на единицу площади соприкасающихся слоев при градиенте скорости равном единице.

Разделив обе части уравнения (1) на S , получим

$$\frac{F}{S} = \eta \frac{dv}{dy} \quad (3)$$

Сила внутреннего трения, приходящаяся на единицу площади соприкасающихся слоев, называется *напряжением сдвига* и обозначается τ .

$$\tau = \frac{F}{S}, \quad [\tau] = \frac{H}{m^2} = Pa \quad (4)$$

Градиент скорости $\frac{dv}{dy}$ обозначим как γ . Тогда уравнение (3) можно переписать в виде

$$\tau = \eta \gamma. \quad (5)$$

Уравнение $\tau = f(\gamma)$ называется *уравнением течения* жидкости, а соответствующий график – *кривой течения*.

С точки зрения зависимости коэффициента вязкости от градиента скорости жидкости делятся на два вида: *ньютоновские* и *неньютоновские*.

Ньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой не зависит от градиента скорости ($\eta \neq f(\gamma)$) и является в этом смысле постоянной величиной ($\eta = \text{const}$). Пример графика $\eta = f(\gamma)$ для ньютоновской жидкости приведен на рис. 2.

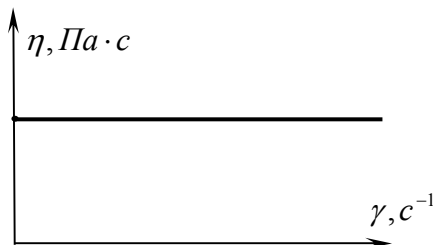


Рис. 2

Кривая течения этой жидкости $\tau = f(\gamma)$ является прямой, проходящей через начало координат (рис. 3), тангенс угла наклона которой (угловой коэффициент) равен коэффициенту вязкости

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\tau}{\gamma} = \eta \quad (6)$$

Рис. 3

К ньютоновским жидкостям относятся вода, низкомолекулярные органические соединения, истинные растворы, расплавленные металлы и их соли.

Неньютоновской называется жидкость, коэффициент вязкости которой зависит от градиента скорости $\eta = f(\gamma)$.

Кривые течения неньютоновских жидкостей приведены на рис. 4.

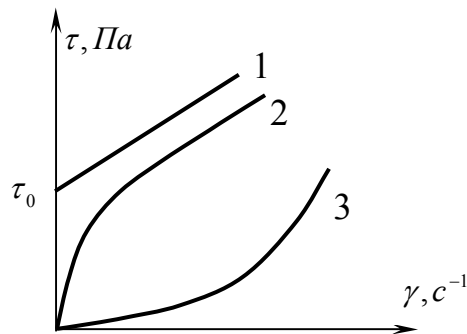


Рис. 4

Примером неньютоновских жидкостей являются жидкости, состоящие из крупных и сложных молекул, например растворы полимеров.

К неньютоновским относится и так называемая *бингамовская жидкость*, течение которой описывается уравнением Шведова-Бингама

$$\tau = \tau_0 + \eta\gamma \quad (7)$$

Кривая течения бингамовской жидкости приведена на рис. 4 (кривая течения 1). Величина τ_0 называется *пределом текучести*. Это минимальное (начальное) напряжение сдвига, начиная с которого жидкость приходит в движение.

Как показывает опыт, кровь является неньютоновской жидкостью, ее вязкость существенно зависит от градиента скорости (рис. 5).

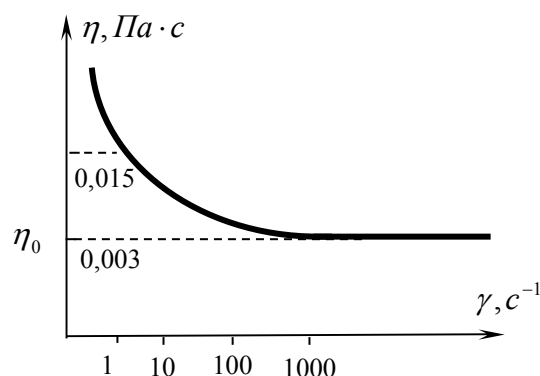


Рис. 5

Как видно из рис. 5, при увеличении градиента скорости вязкость уменьшается и асимптотически приближается к значению η_0 . При больших значениях градиента скорости, коэффициент вязкости практически не зависит от γ и становится величиной постоянной. Кривая течения крови приведена на рис. 6.

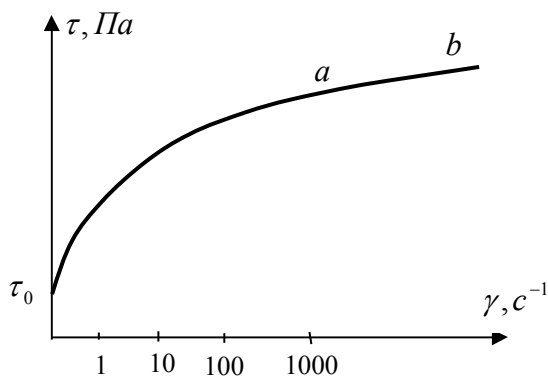


Рис. 6

Зависимость τ от γ описывается эмпирическим уравнением Кессона

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + \sqrt{\eta\gamma}, \quad (8)$$

где τ_0 и η – некоторые постоянные величины.

Из этого уравнения следует:

- 1) если $\gamma = 0$, то $\tau = \tau_0$;
- 2) если $\eta\gamma \gg \tau_0$, т.е. при больших значениях градиента скорости $\gamma > 1000 \text{ с}^{-1}$, величиной τ_0 можно пренебречь, уравнение (8) превращается в уравнение (5) $\sqrt{\tau} = \sqrt{\eta\gamma} \Rightarrow \tau = \eta\gamma$.

Зависимость τ от γ становится линейной, а соответствующий участок ab кривой течения – прямой линией.

Сложная зависимость вязкости крови от градиента скорости связана с изменением ее структуры при изменении характера течения. При небольших значениях градиента скорости в крови образуются агрегаты эритроцитов в виде так называемых монетных столбиков. Эти агрегаты распадаются по мере увеличения градиента скорости, поэтому вязкость снижается и приближается к значению $\eta_0 = \text{const}$.

Поскольку при различных заболеваниях вязкость крови может существенно меняться, поэтому определение вязкости крови широко используют

в диагностике. Повышение вязкости крови наблюдается при атеросклерозе, сахарном диабете, ишемической болезни сердца, инфаркте миокарда и др. Уменьшение вязкости крови происходит при некоторых инфекционных заболеваниях, таких как брюшной тиф и туберкулез.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Пусть жидкость протекает через достаточно длинный и ровный капилляр. По измерениям перепада давлений на концах капилляра и объема протекающей через капилляр жидкости можно определить реологические характеристики исследуемой жидкости.

Рассмотрим цилиндрический элемент потока жидкости радиусом r и длиной l (рис. 7). На элемент жидкости действует сила F_d , возникающая за счет разности давлений Δp на концах капилляра

$$F_d = S\Delta p = \pi r^2 (p_1 - p_2) = \pi r^2 \Delta p \quad (9)$$

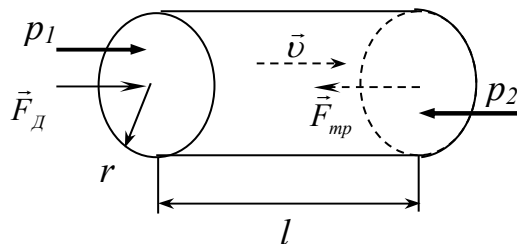


Рис. 7

Вытеканию жидкости препятствует сила трения F_{mp} , возникающая за счет вязкого трения между слоями жидкости

$$F_{mp} = S_{бок} \tau = 2\pi r l \tau \quad (10)$$

В состоянии равновесия $F_d = F_{mp}$, т.е.

$$\pi r^2 \Delta p = 2\pi r l \tau \quad (11)$$

Отсюда
$$\tau = \frac{\Delta p r}{2l} \quad (12)$$

Зная геометрические размеры капилляра r , l и разность давлений Δp , можно определить напряжение сдвига τ .

Чтобы определить градиент скорости, воспользуемся формулой Гагена-Пуазейля для расхода жидкости Q (объема жидкости, протекающего в единицу времени через поперечное сечение капилляра)

$$Q = \frac{\Delta p \pi r^4}{8\eta l}, \quad (13)$$

Используя формулу Ньютона (4) и уравнение (12), получим

$$\gamma = \frac{\tau}{\eta} = \frac{\Delta p r}{2\eta l} \quad (14)$$

Тогда уравнение (13) можно переписать в виде

$$Q = \frac{\Delta p r \pi r^3}{2\eta l 4} = \frac{\gamma \pi r^3}{4} \quad (15)$$

Отсюда
$$\gamma = \frac{4Q}{\pi r^3} \quad (16)$$

Таким образом, формулы (12) и (16) позволяют рассчитать градиент скорости и соответствующее ему значение напряжения сдвига по разности давлений Δp на концах капилляра и расходу жидкости Q .

ПРИБОРЫ И МАТЕРИАЛЫ: штатив с держателем, линейка, стеклянная трубка (бюретка), капилляр, секундомер, исследуемая жидкость.

Экспериментальная установка состоит из стеклянной трубки А (бюретки), к которой при помощи резиновой трубки присоединен капилляр (рис. 8).

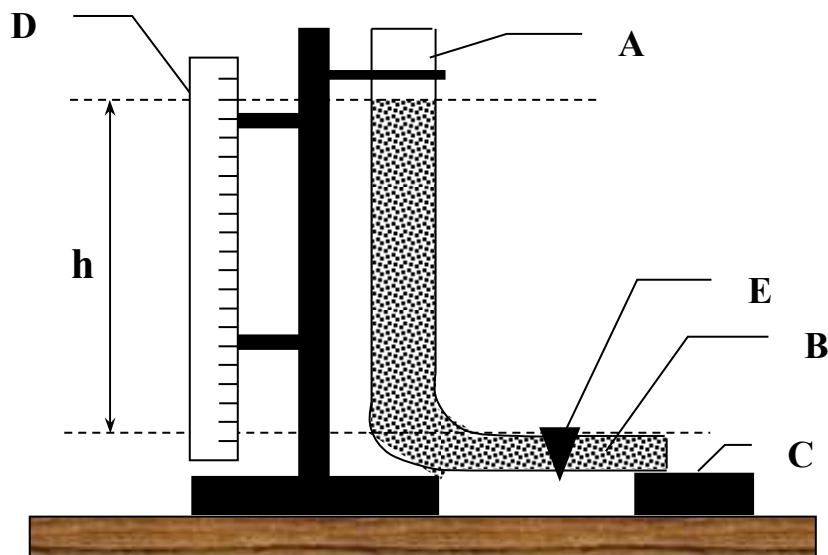


Рис. 8

Трубка А закреплена в штативе. Исследуемая жидкость вытекает в сосуд С. Объем вытекаемой жидкости регулируется зажимом Е и определяется по делениям на бюретке. Высота столба жидкости в трубке находится с помощью линейки D.

В данной установке проводятся измерения напряжения сдвига

$$\tau_i = \frac{\Delta p_i r}{2l} \quad (17)$$

и соответствующего ему значения градиента скорости

$$\gamma_i = \frac{4V}{\pi r^3 t_i} \quad (18)$$

для постоянного объема жидкости $V = Q \cdot t_i$, вытекающего из бюретки за различные интервалы времени t_i .

Радиус капилляра В равен R . Тогда для пристеночного слоя жидкости, протекающей по капилляру, формулы (17) и (18) примут вид

$$\tau_i = \frac{\Delta p_i R}{2l} \quad (17a)$$

$$\gamma_i = \frac{4V}{\pi R^3 t_i} \quad (18a)$$

Разность давлений в начале и в конце капилляра создается за счет веса жидкости в бюретке

$$\Delta p = \rho g h \quad (19)$$

где g – ускорение свободного падения, ρ – плотность исследуемой жидкости, h – высота столба жидкости в трубке А.

Вытекание жидкости приводит к изменению высоты ее столба в бюретке. Следовательно, изменяется напряжение сдвига τ и скорость сдвига γ , с уменьшением выталкивающей силы увеличивается интервал времени, за который вытекает жидкость объемом V .

Также необходимо учесть, что в ходе одного эксперимента изменение высоты столба жидкости в трубке приводит к уменьшению гидростатиче-

ского давления от ρgh до $\rho g(h - \frac{V}{S})$, где S – площадь сечения бюретки. Поэтому при расчетах используем усредненные значения Δp и h

$$\Delta p = \rho g h_{cp} = \frac{\rho g(h + h - \frac{V}{S})}{2} = \rho g(h - \frac{V}{2S}) \quad (20)$$

Тогда напряжение сдвига будет вычисляться по формуле

$$\tau_i = \frac{\rho g(h - \frac{V}{2S})R}{2l} \quad (21)$$

ХОД РАБОТЫ

ЗАДАНИЕ 1. Определение напряжения сдвига и градиента скорости

1. Налейте в стеклянную трубку А исследуемую жидкость так, чтобы высота столба жидкости была 55-60 см.

2. Проверьте горизонтальность установки капилляра.

3. Для удаления воздуха из капилляра откройте зажим и слейте часть жидкости.

4. Получите у преподавателя значение $h_{\max}$ и $h_{\min}$. Интервал этих значений разделите на 7 частей.

Полученные значения этих высот запишите в табл. 1.

5. Откройте зажим и определите время t , за которое столб жидкости опустится с $h_{\max}$ на 1 см (при этом объем вытекающей жидкости будет равен 1 мл).

Таблица 1

№ п/п	h , м	t , с	γ , с ⁻¹	τ , Па
1.	$h_{\max}$			
...				
8.	$h_{\min}$			

6. Не закрывая зажим, проведите аналогичные измерения на других высотах. Результаты занесите в табл. 1.

7. Вычислите значения градиента скорости по формуле (18а) и напряжение сдвига по формуле (21) Результаты вычислений округлите: скорость сдвига γ – **до целых**, напряжение сдвига τ – **до десятых**. Занесите полученные результаты в табл. 1.

ЗАДАНИЕ 2. Построение кривой течения

1. По найденным значениям τ и γ постройте кривую течения исследуемой жидкости.

2. По построенному графику определите тип жидкости, ее вязкость, предел текучести.

3. Запишите уравнение течения жидкости.

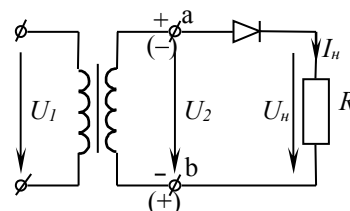
ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ВЫПРЯМЛЕНИЯ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА В АППАРАТАХ ДЛЯ ГАЛЬВАНИЗАЦИИ

Цель работы: изучить метод гальванизации и лекарственного электрофореза; ознакомиться с назначением и принципом работы аппарата для гальванизации; исследовать процесс выпрямления переменного тока.

При подготовке к лабораторной работе, прочитав материал лекций, рекомендуемую литературу и теоретическую часть методической разработки, дайте краткие письменные ответы на следующие вопросы:

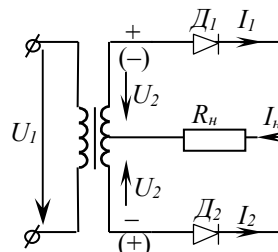
1. Что такое гальванизация?
2. В чем заключается первичное действие постоянного тока на ткани организма? Каким явлением оно обусловлено?
3. В чем заключается вторичное действие постоянного тока на ткани организма?
4. Какой эффект – тепловой или раздражающий является основным при гальванизации?
5. Что такое лекарственный электрофорез?
6. Назначение аппарата для гальванизации. Зарисуйте структурную схему аппарата для гальванизации.
7. Назначение трансформатора в аппарате для гальванизации. На каком явлении основан принцип работы трансформатора?
8. Назначение выпрямителя в аппарате для гальванизации.
9. Какие устройства называются вентилями? Какой вид вентиля используется, как правило, в аппаратах для гальванизации?
10. Зарисуйте схемы прямого и обратного включения полупроводникового диода. При каком включении диод проводит ток (открыт), а при каком – не проводит ток (закрит)?

11. Какое выпрямление осуществляется в схеме:



Зарисуйте графики U_2 и I_n .

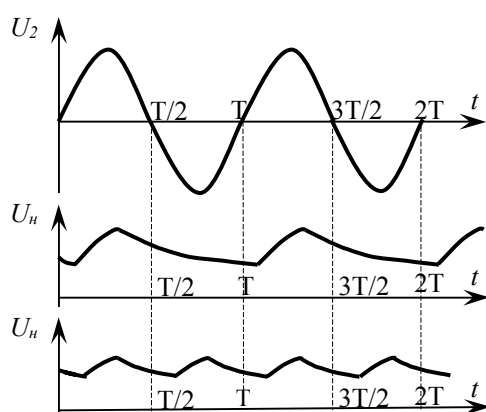
12. Какое выпрямление осуществляется в схеме:



Зарисуйте графики U_2 и I_n .

13. Назначение сглаживающего фильтра в аппарате для гальванизации. Что представляет собой простейший сглаживающий фильтр? На каком процессе основана работа этого фильтра?

14. На рисунке представлены графики напряжения на вторичной обмотке



трансформатора U_2 и на выходе сглаживающего фильтра U_n . Какой из графиков соответствует однополупериодному выпрямлению, а какой – двухполупериодному? Укажите промежутки времени соответствующие заряду и разряду конденсатора.

Сколько процессов заряда и разряда конденсатора осуществляется в течение периода в случае подключения сглаживающего фильтра:

- к однополупериодному выпрямителю;
- к двухполупериодному выпрямителю?

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Гальванизация. Лекарственный электрофорез. Механизм действия

Гальванизацией называют лечебный метод воздействия на ткани организма постоянным током невысокого напряжения 40-60 В и небольшой силы до 20-50 мА (сила тока в 100 мА уже считается опасной для жизни).

При проведении гальванизации участок биологической ткани подключается к источнику постоянного тока с помощью контактно наложенных электродов через прокладку, смоченную водой или изотоническим раствором (для предотвращения химического ожога). Заряженные частицы (в основном – ионы), находящиеся в клетках и межклеточном пространстве участка биологической ткани, начинают перемещаться к электродам: положительные – к отрицательному электроду (катоде), отрицательные – к положительному (аноду). При этом часть ионов задерживается и накапливается у клеточных мембран (рис. 1). Таким образом, первичное действие постоянного тока на ткани организма заключается в накоплении заряженных частиц у мембран.

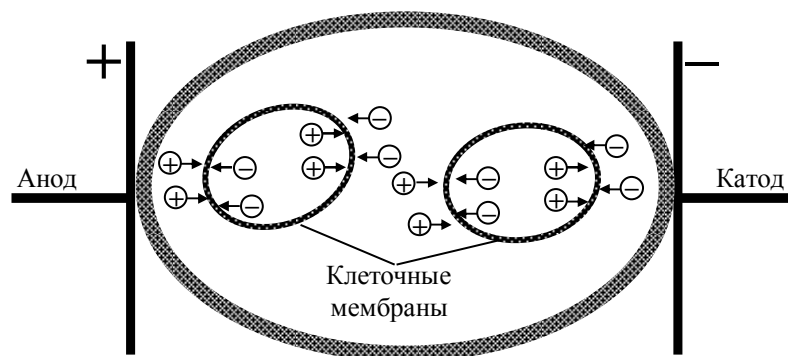


Рис. 1. Участок биологической ткани между электродами

Процесс смещения и накопления зарядов противоположных знаков в разных частях какой-либо структуры (в данном случае – клетки), называется *поляризацией*. Поэтому говорят, что первичное действие постоянного тока на ткани организма обусловлено явлением поляризации. В результате поляризации происходит изменение обычной концентрации заряженных частиц в клетке и межклеточном пространстве, что приводит, в свою очередь, к вторичному действию постоянного тока – изменению функционального состояния клеток в сторону возбуждения или торможения их деятельности. Когда сила тока превышает пороговое значение, возникает мембранный потенциал действия, который в виде нервного импульса поступает в соответствующие центры нервной системы. Под воздействием гальванизации усиливается ре-

гуляторная функция нервной системы. Постоянный ток, таким образом, оказывает раздражающее действие.

Так как сила тока, допустимая при гальванизации, относительно невелика, то тепловой эффект оказывается незначительным. Поэтому основным эффектом при гальванизации – раздражающий.

Постоянный ток используют в лечебной практике также и для введения лекарственных веществ через кожу или слизистые оболочки.

Лечебный метод сочетанного воздействия на организм постоянного тока и вводимых с его помощью лекарственных веществ называется *лекарственным электрофорезом*. В этом случае прокладку электрода смачивают раствором лекарственного вещества, способного диссоциировать на ионы. Отрицательные ионы вводят с катода, положительные – с анода. Благодаря стимулирующему действию электрического тока выраженное терапевтическое действие лекарственных веществ, вводимых путем электрофореза, проявляется уже при относительно низких концентрациях, которые при обычных способах фармакотерапии оказались бы неэффективными.

2. Аппарат для проведения гальванизации и лекарственного электрофореза

Гальванизация и лекарственный электрофорез выполняются с помощью специального аппарата; структурная схема аппарата и графики напряжения на входе и выходе каждого блока приведены на рис. 2.

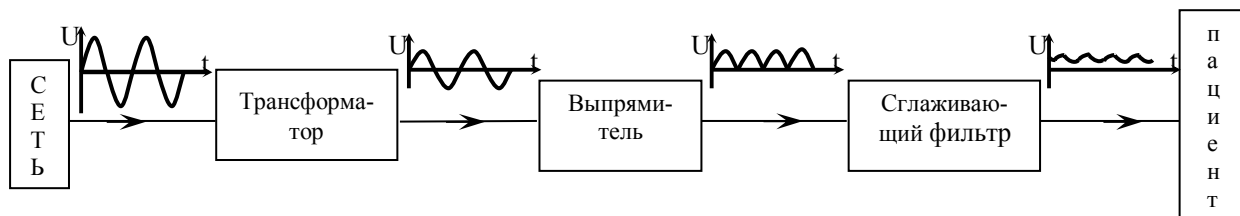


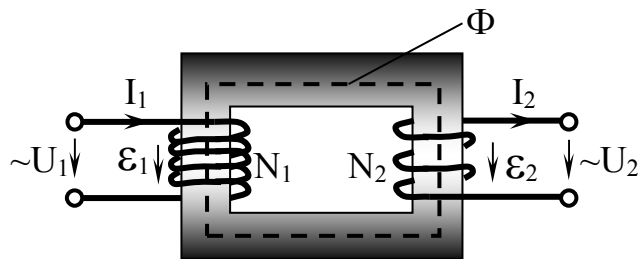
Рис. 2. Структурная схема аппарата для гальванизации

Назначение аппарата для гальванизации – преобразование переменного синусоидального тока с напряжением сети $U = 220 \text{ В}$ в ток близкий к постоянному с напряжением $U = 40\text{-}60 \text{ В}$. Это преобразование осуществляется в несколько этапов.

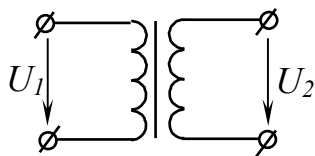
На первом этапе с помощью трансформатора уменьшают напряжение с 220 В до требуемого 40-60 В. Рассмотрим устройство и принцип действия трансформатора.

Трансформатор – это статический электромагнитный аппарат, предназначенный для изменения величины переменного напряжения при неизменной частоте.

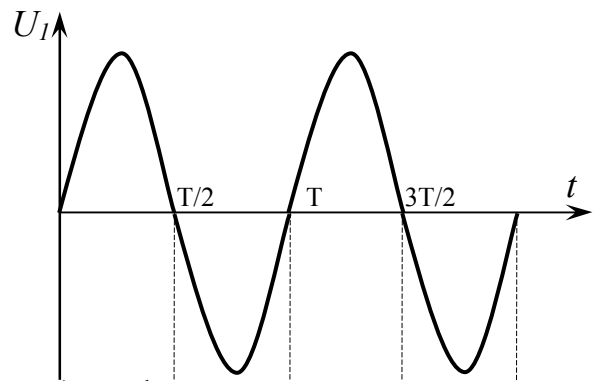
В трансформаторе имеется сердечник из ферромагнитного материала и две обмотки (рис. 3а). Обмотка, которая подключается к сети, называется первичной; обмотка, к которой подключается потребитель, называется вторичной. Первичная и вторичная обмотки имеют различное число витков, обозначаемое N_1 и N_2 соответственно.



а) устройство трансформатора



б) условное обозначение трансформатора в схеме



в) графики напряжений U_1 и U_2 для понижающего трансформатора

Рис. 3



Принцип действия трансформатора основан на явлении электромагнитной индукции. Переменный ток I_1 , протекающий по первичной обмотке, создает переменный магнитный поток Φ , который наводит электродвижущие силы ε_1 и ε_2 в каждой из обмоток. Согласно закону электромагнитной индукции Фарадея-Ленца: $\varepsilon_1 = -N_1 \frac{d\Phi}{dt}$, $\varepsilon_2 = -N_2 \frac{d\Phi}{dt}$. Тогда $\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} = \frac{N_2}{N_1}$. Так как,

согласно второму правилу Кирхгофа $U_1 \approx \varepsilon_1$ и $U_2 \approx \varepsilon_2$, то $\frac{U_2}{U_1} \approx \frac{N_2}{N_1}$. Если $N_2 > N_1$, то $U_2 > U_1$; такой трансформатор увеличивает напряжение и называется *повышающим*. Если $N_2 < N_1$, то $U_2 < U_1$; такой трансформатор уменьшает напряжение и называется *понижающим*. В аппарате для гальванизации используется понижающий трансформатор. На рис. 3в приведены примерные графики напряжений U_1 и U_2 для понижающего трансформатора.

Следует отметить, что трансформатор в аппарате для гальванизации выполняет также еще одну очень важную функцию – обеспечение безопасности пациента при проведении процедуры. Так как между вторичной и первичной обмотками нет электрического контакта, то пациент, к которому подсоединены электроды от вторичной обмотки, не имеет электрического контакта с сетью, что существенно уменьшает вероятность электротравмы при каких-либо непредвиденных ситуациях.

На втором этапе с помощью выпрямителя осуществляют так называемое *выпрямление переменного тока*, т.е. преобразование переменного тока, изменяющегося по направлению в переменный ток, по направлению не изменяющийся. Основным элементом выпрямителя является *вентиль* – устройство с односторонней проводимостью, т.е. пропускающее ток только в одном направлении. Вентильями являются, в частности, электровакуумные и полупроводниковые диоды. В аппарате для гальванизации используются, как правило, полупроводниковые диоды.

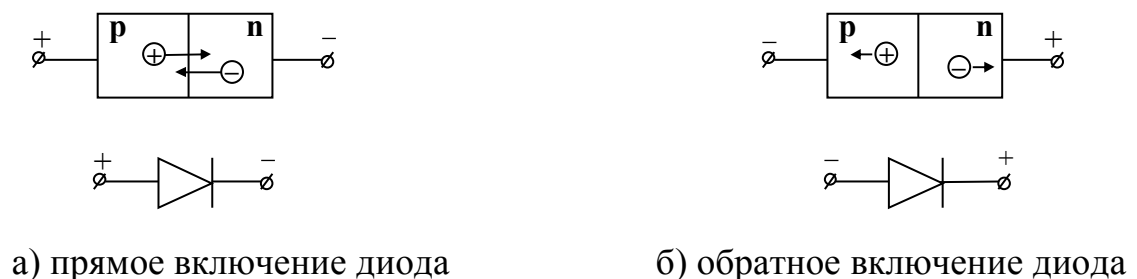


Рис. 4

Полупроводниковый диод – это устройство с одним p–n переходом и двумя выводами. На рис. 4а и 4б схематически показаны прямое и обратное

включения полупроводникового диода с указанием р- и n- областей и направлением движения дырок и электронов (основных носителей зарядов для этих областей); ниже приведены соответствующие условные обозначения в электрических схемах.

При прямом включении диода ток проходит через р–n переход (диод открыт), при обратном включении ток через р-n переход не проходит (диод закрыт).

Простейшей схемой для выпрямления переменного тока является схема с одним диодом (рис. 5а). Последовательно с вторичной обмоткой трансформатора включается диод Д и нагрузочный резистор сопротивлением R_H (при проведении процедуры гальванизации R_H – это сопротивление участка биологической ткани пациента).

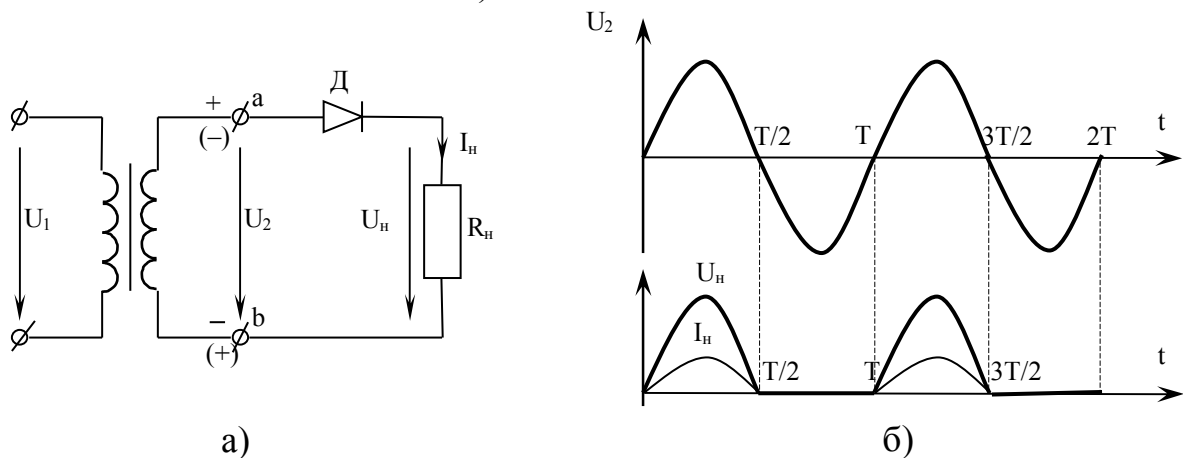


Рис. 5. Схема однополупериодного выпрямителя и графики процесса выпрямления

Полярность напряжения U_2 меняется каждые полпериода. Полпериода в промежутки времени $0-T/2$, $T-3T/2$ и т.д. (рис. 5б) потенциал точки a – «+», потенциал точки b – «–», что соответствует прямому включению диода (рис. 5а). Диод открыт, и ток проходит через нагрузочный резистор. Следующие полпериода в промежутки времени $T/2-T$, $3T/2-2T$ и т.д. (рис. 5б) потенциал точки a – «–», потенциал точки b – «+», что соответствует обратному включению диода (рис. 5а). Диод закрыт, и ток через нагрузочный резистор не проходит ($I_H=0$). Так как напряжение на нагрузке $U_H = I_H R_H$ (по закону Ома),

то график этого напряжения по форме будет таким же, как и график I_n . Соответствующие графики приведены на рис. 5б.

Данная схема с одним диодом называется схемой *однополупериодного выпрямителя*.

Так как выпрямленный ток является периодическим негармоническим током, то он может быть представлен согласно теореме Фурье в виде суммы постоянной составляющей I_o (т.е. постоянного тока) и переменных гармонических составляющих $I_{k \max} \sin(k\omega t + \varphi_k)$, $k=1, 2, \dots, \infty$.

Степень выпрямления характеризуют коэффициентом пульсаций K_p , равным отношению амплитуды первой гармонической составляющей к постоянной составляющей: $K_p = I_{1\max} / I_o$. Чем меньше коэффициент пульсаций, тем ближе выпрямленный ток к постоянному. Для однополупериодного выпрямления $K_p=1,57$.

Для уменьшения коэффициента пульсаций осуществляют двухполупериодное выпрямление.

В аппарате для гальванизации применяется схема *двухполупериодного выпрямителя* с двумя диодами и с выводом средней точки вторичной обмотки трансформатора (рис. 6а). Напряжения U_2 на каждой половине вторичной обмотки трансформатора равны между собой.

В схеме двухполупериодного выпрямителя диоды работают поочередно. Одну половину периода открыт диод D_1 , ток проходит по стрелке 1, следующую – диод D_2 , ток проходит по стрелке 2, через нагрузочный резистор R_n ток проходит и в первую, и во вторую половину периода в одном и том же направлении (рис. 6а). Графики напряжения U_2 и токов I_1 , I_2 и I_n приведены на рис. 6б.

Для двухполупериодного выпрямления коэффициент пульсаций $K_p=0,67$, т.е. доля постоянной составляющей увеличивается по сравнению с однополупериодным выпрямлением в $1,57/0,67=2,34$ раза.

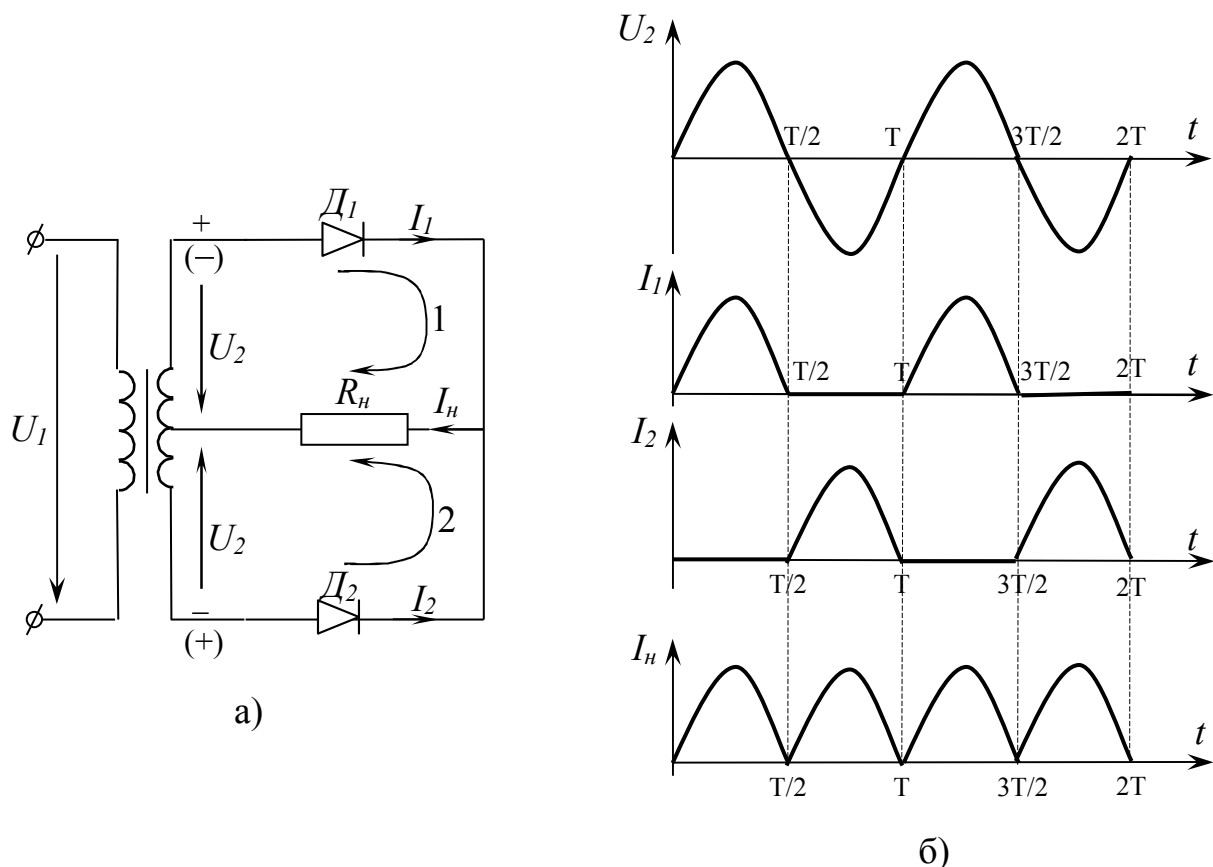


Рис. 6. Схема двухполупериодного выпрямителя и графики процесса выпрямления

Для дальнейшего приближения выпрямленного тока к постоянному, т.е. для дальнейшего уменьшения коэффициента пульсаций, после выпрямителя включают так называемый *сглаживающий фильтр*, в составе которого могут быть конденсаторы, катушки индуктивности, резисторы или их сочетания. Энергия, накопленная в электрических полях конденсаторов и (или) магнитных полях катушек позволяет поддерживать ток в нагрузочном резисторе.

В простейшем случае сглаживающий фильтр представляет собой конденсатор C , включаемый параллельно нагрузке R_n (рис. 7а). При таком включении $U_n = U_c$, $I = I_c + I_n$.

Работа сглаживающего фильтра с конденсатором основана на процессе заряда и разряда конденсатора. Когда $U_2 > U_c$, диод D открыт, и через конденсатор проходит ток $I_c = I - I_n$ (рис. 7а). Конденсатор заряжается, напряжение на нем увеличивается, увеличивается и напряжение $U_n = U_c$ (на рис. 7в в

интервалы времени t_1-t_2 , t_3-t_4 и т.д.). Когда $U_2 < U_c$, диод D закрыт; $I = 0$, а $I_c = -I_n$, т.е.

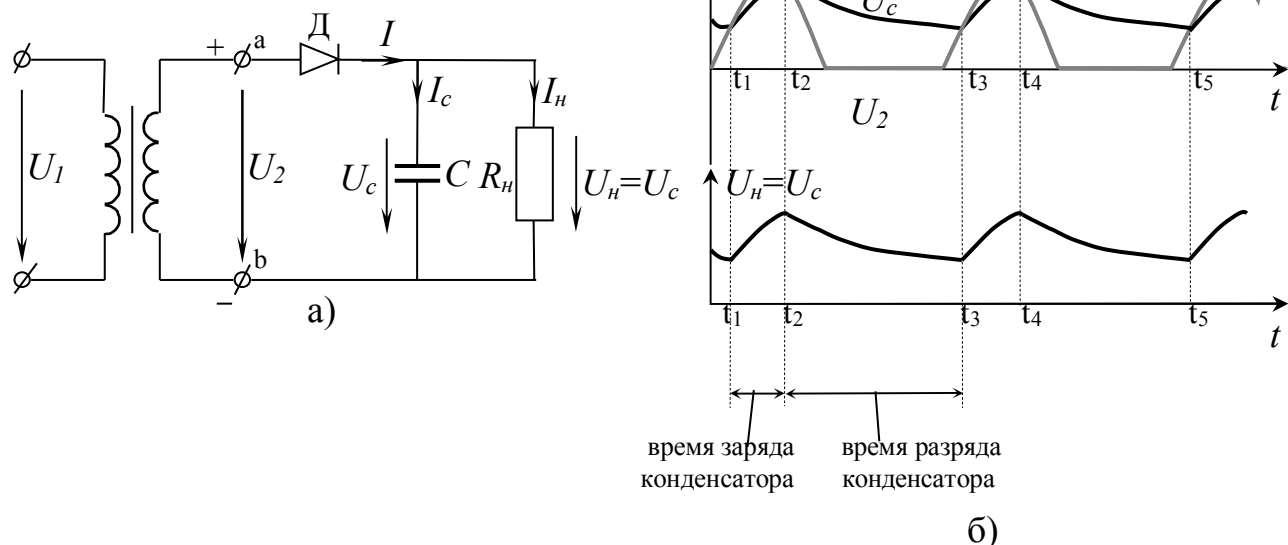


Рис. 7. Схема однополупериодного выпрямителя с фильтром и графики сглаживания пульсаций

ток I_c меняет направление на противоположное. Конденсатор разряжается через нагрузочный резистор, при этом напряжение на нем уменьшается, уменьшается и напряжение $U_n = U_c$ (на рис. 7б в интервалы времени t_2-t_3 , t_4-t_5 и т.д.). Таким образом, конденсатор при открытом диоде заряжается и накапливает энергию, а при закрытом — разряжается и отдает ее в нагрузку. В схеме с одним диодом процесс заряда и разряда конденсатора повторяется через период.

Чем больше емкость C и сопротивление R_n , тем медленнее идет процесс разряда, меньше коэффициент пульсаций и тем ближе напряжение и ток нагрузки к постоянному. Практически в такой схеме коэффициент пульсаций можно снизить до $K_p = 0,1$.

Еще меньше коэффициент пульсаций в схеме двухполупериодного выпрямителя (рис. 8а). Диоды работают поочередно, конденсатор заряжается и разряжается каждые полпериода.

Если один фильтр не обеспечивает необходимого уменьшения пульсаций, то включают последовательно несколько фильтров, что и осуществляется в аппарате для гальванизации.

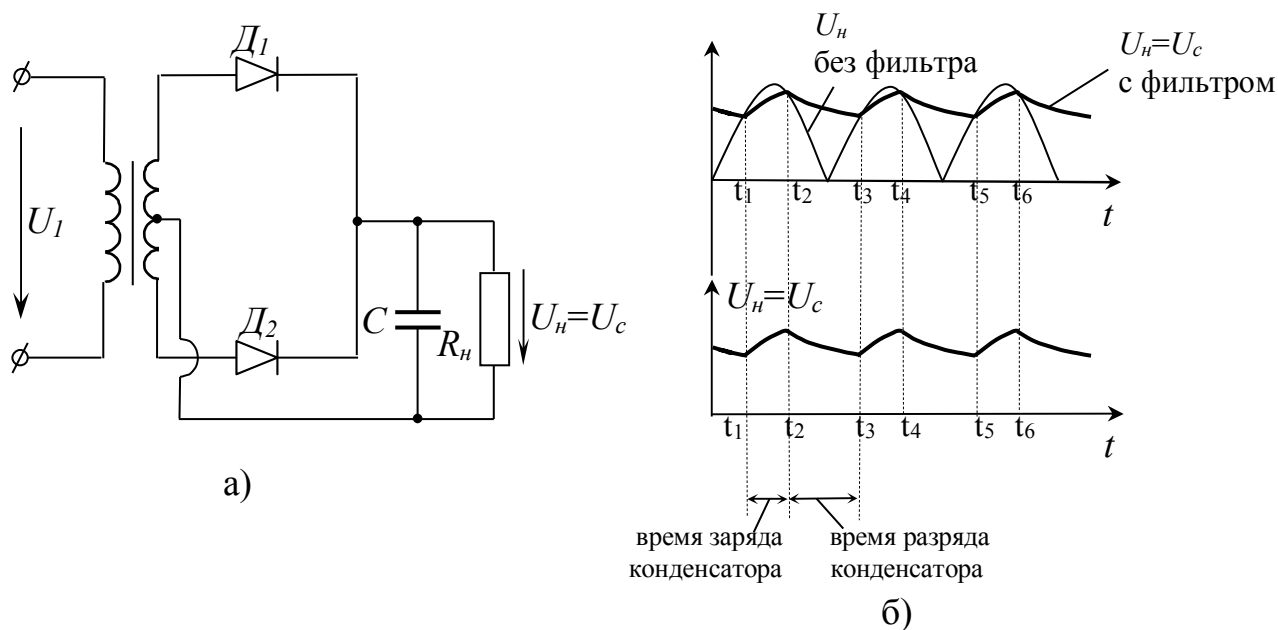


Рис. 8. Схема двухполупериодного выпрямителя с фильтром и графики процесса выпрямления и сглаживания пульсаций

На рис. 9 приведена принципиальная электрическая схема аппарата для гальванизации АГН-2.

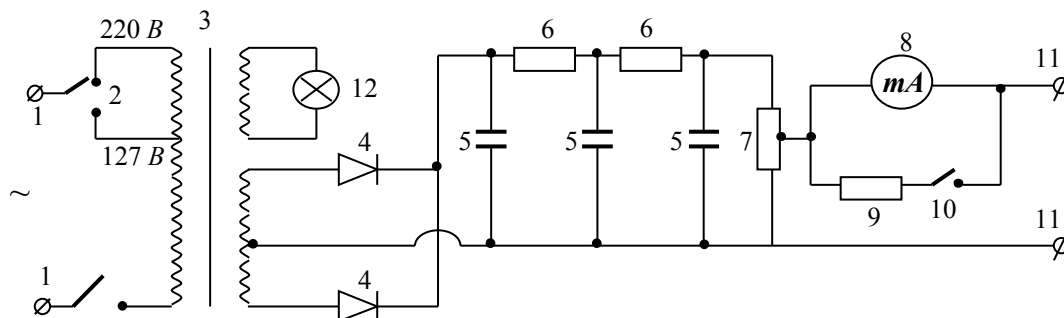


Рис. 9. Принципиальная электрическая схема аппарата для гальванизации АГН-2

Он содержит трансформатор (3), выпрямитель на двух диодах (4), сглаживающий фильтр из трех конденсаторов (5) и двух резисторов (6), регулировочный потенциометр (7), миллиамперметр (8) с шунтом (9) и переключателем (10) для измерения тока в цепи пациента. С помощью входных клемм (1) аппарат подключается к сети. К выходным клеммам (11) присоединяют провода от электродов, накладываемых на пациента. Переключатель (2) позволяет подключать аппарат к источнику напряжения 127 В или 220 В. Лампочка (12) сигнализирует о включенном состоянии аппарата.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ПРИБОРЫ И МАТЕРИАЛЫ: макет аппарата для гальванизации, осциллограф, набор соединительных проводов.

Макет представляет собой корпус, внутри которого имеются (рис. 10):

- 1) трансформатор;
- 2) два диода D_1 и D_2 и нагрузочный резистор R_{H1} , на базе которых можно собрать схемы одно- или двухполупериодного выпрямителей;
- 3) сглаживающий фильтр, состоящий из двух конденсаторов C и двух резисторов R (рис. 10б);
- 4) нагрузочный резистор R_{H2} с переменным сопротивлением для схемы выпрямления со сглаживающим фильтром.

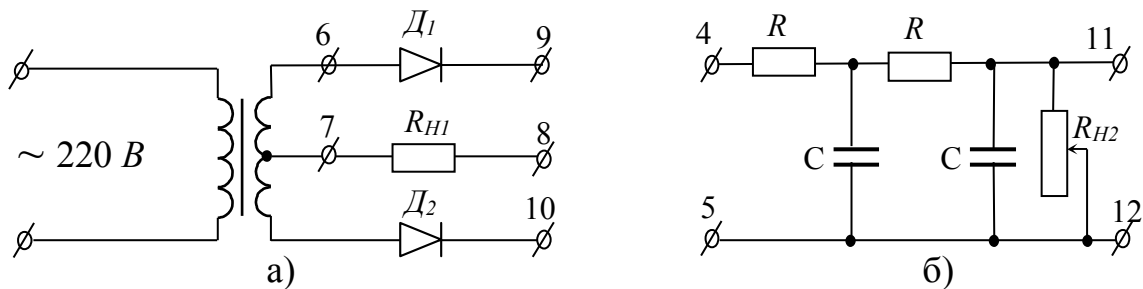


Рис. 10. Схема макета аппарата для гальванизации

На панели макета имеются клеммы 4-12 для сборки соответствующих схем и для подключения осциллографа с целью наблюдения на его экране графиков напряжения (*осциллограмм*) на различных этапах процесса выпрямления и сглаживания.

ХОД РАБОТЫ

ЗАДАНИЕ 1. Подготовка осциллографа к работе

1. Включите шнур осциллографа в сеть 220 В. На передней панели осциллографа тумблер «питание» переведите в положение «вкл», после чего должна загореться сигнальная лампочка. На экране осциллографа должна появиться горизонтальная линия. При отсутствии этой линии ручками « $\leftrightarrow$ » (влево–вправо) и « $\updownarrow$ » (вверх–вниз) добейтесь ее появления и поместите по середине экрана. С помощью ручек «фокус» и «яркость» получите четкое изображение этой линии. Ручку «вольт/деление» поставьте в положение «5».

2. Ручку «длительность время/деление» поставьте в положение «5».
3. К входу осциллографа «вход $1\text{M}\Omega$ 40pF », помеченному «*», подсоедините кабель, свободные концы которого будут подключаться к соответствующим точкам макета для наблюдения напряжений на экране осциллографа.
4. Для получения устойчивого изображения при дальнейшей работе с осциллографом используйте ручки «стаб.» и «длительность время/дел плавно».

ЗАДАНИЕ 2. Исследование процесса выпрямления переменного тока

1. Включите в сеть вилку макета.
2. Подключите концы кабеля осциллографа к клеммам 6-7. Зарисуйте полученную схему и осциллограмму.
3. Соберите схему однополупериодного выпрямителя. Для этого соедините клеммы 8-9 соединительным проводом. Подключите концы кабеля осциллографа к клеммам 7-8 (помеченный конец к любой клемме 8). Зарисуйте полученную схему и осциллограмму.
4. Соберите схему двухполупериодного выпрямителя. Для этого соедините проводами клеммы 8-9 и 8-10, а концы кабеля осциллографа подключите к клеммам 7-8 (помеченный конец к любой клемме 8). Зарисуйте полученную схему и осциллограмму.
5. Соберите схему двухполупериодного выпрямителя со сглаживающим фильтром. Для этого сначала отсоедините концы кабеля осциллографа от макета. Затем соедините дополнительно клеммы 9-4 и 7-5. Кабель осциллографа подключите к клеммам 11-12 (помеченный конец к клемме 11). Зарисуйте полученную схему и осциллограммы при максимальном и минимальном значениях сопротивления нагрузки $R_{н2}$.
6. Соберите схему однополупериодного выпрямителя со сглаживающим фильтром. Для этого отключите перемычку 8-10. Зарисуйте полученную схему и осциллограммы при максимальном и минимальном значениях сопротивления нагрузки $R_{н2}$.
7. После окончания работы с разрешения преподавателя отключите макет и осциллограф от сети и разберите схему.

Лабораторная работа № 5

**ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ
НЕЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ВЕЛИЧИН**

Цель работы: ознакомиться с физическими основами преобразования измеряемой неэлектрической величины в электрическую величину с помощью датчиков. Исследовать зависимость сопротивления терморезистивного датчика от температуры.

При подготовке к работе, прочитав теоретическую часть, а также рекомендуемую литературу, дайте краткие письменные ответы на следующие вопросы:

1. Каковы основные преимущества электрических методов измерения неэлектрических величин перед неэлектрическими методами?
2. Что такое датчик?
3. На какие две группы делятся датчики?
4. Какие датчики называются генераторными? Необходим ли этим датчикам дополнительный источник питания?
5. Перечислите основные типы генераторных датчиков и укажите, на каком явлении основано действие каждого из них.
6. Какие датчики называются параметрическими? Необходим ли этим датчикам дополнительный источник питания?
7. Перечислите основные типы параметрических датчиков и укажите, на каком явлении основано действие каждого из них.
8. Перечислите основные характеристики датчиков.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

При постановке диагноза, а также в процессе лечения производится регистрация и измерение ряда физических величин, характеризующих состояние и деятельность различных органов и систем организма – температу-

ры, давления, частоты сердечных сокращений и т.п. Большинство таких величин являются неэлектрическими.

В настоящее время для измерения неэлектрических величин широко применяются электрические методы измерений, имеющие ряд преимуществ перед неэлектрическими методами, в частности:

- 1) возможность передачи результатов измерения на расстояние и проведение измерений в труднодоступных местах;
- 2) возможность визуального наблюдения результатов измерения;
- 3) возможность обработки результатов измерений с помощью компьютера и отслеживания состояния пациента в режиме реального времени;
- 4) высокая чувствительность, малая инерционность и высокая точность применяемых электроизмерительных приборов;
- 5) широкий диапазон значений измеряемых величин.

Принцип измерения неэлектрической величины электрическим методом заключается в преобразовании неэлектрической величины x , являющейся характеристикой состояния биологического объекта, в однозначно зависящую от нее электрическую величину y , которую затем регистрируют с помощью прибора, градуированного в единицах измеряемой величины (рис. 1).

Устройство, осуществляющее преобразование измеряемой неэлектрической величины в электрическую величину, называется измерительным преобразователем или *датчиком*. Для датчика величина x является входной, а величина y – выходной.



Рис. 1. Принципиальная структурная схема измерения неэлектрической величины электрическим методом

Отметим, что датчики размещаются непосредственно у объекта измерения, а источники питания и регистрирующие приборы – в местах, удобных

для наблюдения. При этом один и тот же датчик в некоторых случаях может использоваться при измерении различных неэлектрических величин и, наоборот, измерение какой-либо неэлектрической величины выполнимо с помощью датчиков разных типов.

Датчики делятся на две основные группы – генераторные и параметрические.

Генераторными называются датчики, в которых изменение неэлектрической величины вызывает появление электродвижущей силы (ЭДС), величину которой будем обозначать ε . Величину ЭДС или силы тока в цепи измеряют соответствующим прибором (рис. 2).

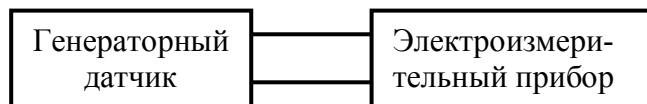


Рис. 2. Измерительная схема с генераторным датчиком

Параметрическими называются датчики, в которых изменение неэлектрической величины приводит к изменению какого-либо параметра электрической цепи – сопротивления R , индуктивности L , емкости C . Чтобы зафиксировать это изменение, необходимо в измерительную схему включить дополнительный источник питания (рис. 3). Тогда по изменению силы тока в схеме можно судить об измеряемой неэлектрической величине.



Рис 3. Измерительная схема с параметрическим датчиком

I. Генераторные датчики

Генераторные датчики носят название по типу явлений, на которых они основаны. Рассмотрим основные виды генераторных датчиков: пьезоэлектрические, термоэлектрические, индукционные, фотоэлектрические.

1. Пьезоэлектрические датчики основаны на явлении прямого пьезоэлектрического эффекта (от греч. *piézō* – давлению). Этот эффект состоит в

том, что при механических деформациях растяжения или сжатия некоторых кристаллов (кварца, турмалина, титанита бария и др.) на гранях этих кристаллов появляются электрические заряды противоположных знаков. По разности потенциалов между гранями можно судить о величине механического напряжения или относительной деформации. Эти датчики используются для измерения быстро изменяющихся величин (переменных сил, давлений, параметров вибраций, ускорений и т.д.).

2. Термоэлектрические датчики основаны на термоэлектрическом эффекте, возникающем в цепи термопары. Термопара состоит из двух последовательно соединенных (спаянных) между собой разнородных проводников или полупроводников (A и B на рис. 4а). Если спаи находятся при различных температурах T_1 и T_2 , то в цепи термопары возникает ЭДС. Величина ЭДС прямо пропорциональна разности этих температур

$$\varepsilon = \alpha(T_1 - T_2),$$

где α – коэффициент пропорциональности, зависящий от материалов, из которых изготовлена термопара. Если одна из температур известна, то по величине ε можно судить о другой. Такая термопара вместе с электроизмерительным прибором (милливольтметром, проградуированным в единицах измерения температуры) образует электрический термометр (рис. 4б). Температура T_1 есть измеряемая температура (например, температура отдельных органов и их частей), а T_2 – температура окружающей среды.

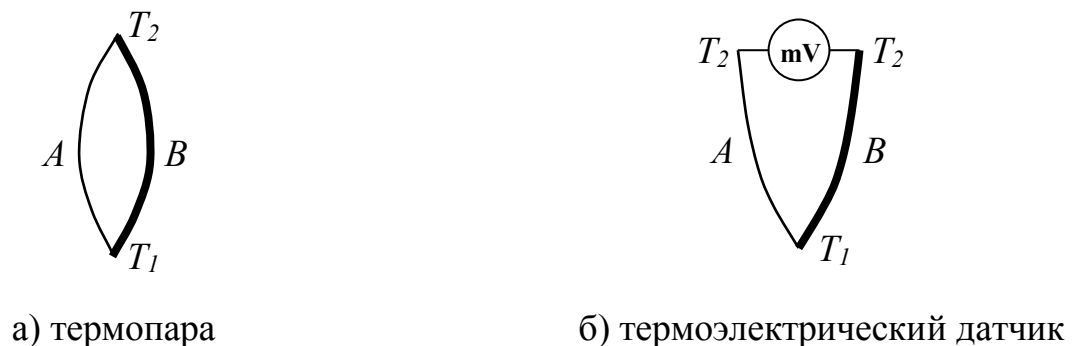


Рис. 4

3. Индукционные датчики основаны на явлении электромагнитной индукции. Индукционный датчик состоит из постоянного магнита и катуш-

ки. Перемещение катушки относительно магнита приводит к появлению в катушке ЭДС индукции. Согласно закону электромагнитной индукции величина ε прямо пропорциональна скорости изменения магнитного потока $\frac{d\Phi}{dt}$

$$\varepsilon = -n \frac{d\Phi}{dt},$$

где n – число витков катушки.

Так как скорость изменения магнитного потока в данном случае зависит от скорости движения катушки относительно магнита, то такой датчик можно использовать для определения скорости движения.

4. Фотоэлектрические датчики основаны на явлении внутреннего фотоэффекта, заключающемся в возникновении ЭДС под действием света в области p - n перехода разнородных полупроводников или на границе металл-полупроводник. В результате возникновения ЭДС в цепи с таким датчиком появляется электрический ток I , пропорциональный интенсивности светового потока (рис. 5).

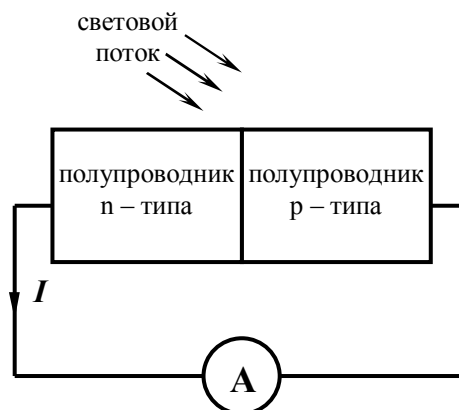


Рис. 5. Измерительная схема с фотоэлектрическим датчиком

II. Параметрические датчики

Параметрические датчики носят название по виду электрического параметра, изменяющегося в зависимости от изменения измеряемой неэлектрической величины.

1. Реостатный датчик представляет собой реостат.

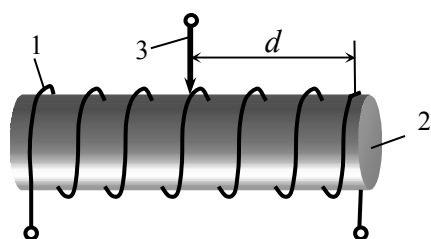
Реостат выполняется из проволоки (1), намотанной на каркас (2) из изоляционного материала и движка (3), скользящего по проволоке (рис. 6а).

Сопротивление R реостата определяется по формуле

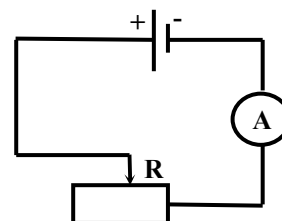
$$R = \rho \frac{l}{S},$$

где ρ – удельное сопротивление материала проволоки, l – длина проволоки на участке d , включенном в электрическую цепь, S – площадь поперечного сечения проволоки.

При изменении неэлектрической величины происходит перемещение движка, вследствие чего изменяется длина проволоки, включенной в электрическую цепь, и, следовательно, величина сопротивления (например, на схеме рис. 6б при перемещении движка вправо сопротивление R уменьшается).



а) реостат



б) схема с реостатным датчиком

Рис. 6

Реостатные датчики применяются для измерения линейных и угловых перемещений, происходящих вследствие изменения давления, уровня жидкости и т.п.

2. Резистивный датчик представляет собой резистор (проводник или полупроводник), сопротивление R которого меняется в зависимости от температуры, светового потока или какой – либо другой физической величины (но не перемещения, как в реостатных датчиках). В названии резистивных датчиков используется название измеряемой неэлектрической величины и английское слово *resistor* – сопротивление.

В табл. 1 приведены некоторые сведения об основных типах резистивных датчиков.

Название датчика	Измеряемая величина	Характер изменения сопротивления R при увеличении измеряемой величины
терморезистор (от греч. <i>thérmē</i> – тепло)	температура	увеличивается у проводников, уменьшается у полупроводников
тензорезистор (от лат. <i>tensus</i> – напряжение)	относительная деформация	у одних материалов увеличивается, у других – уменьшается
фоторезистор (от греч. <i>phōs</i> , род. п. <i>phōtós</i> – свет)	световой поток	уменьшается

3. Емкостный датчик представляет собой конденсатор. Для плоского конденсатора емкость C определяется по формуле

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon \frac{S}{d},$$

где ε_0 – электрическая постоянная, ε – относительная диэлектрическая проницаемость вещества между обкладками конденсатора, S – площадь обкладок, d – расстояние между обкладками.

Емкостные датчики применяются для измерения перемещения и давления, что приводит к изменению S или d , а также для определения состава вещества с относительной диэлектрической проницаемостью ε , заполняющего пространство между обкладками.

4. Индуктивный датчик представляет собой катушку индуктивности L с ферромагнитным сердечником, состоящим из неподвижной – 1 и подвижной части – 2 (рис. 8).

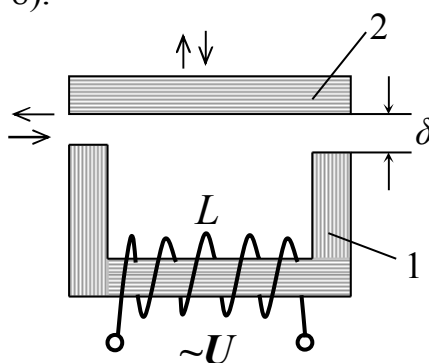


Рис. 8. Индуктивный датчик

Передвижение подвижной части приводит к изменению ширины воздушного зазора δ , индуктивности катушки L и индуктивного сопротивления $Z_L = \omega L$, где ω – частота переменного напряжения источника, включаемого в измерительную цепь с таким датчиком

Индуктивные датчики применяются для измерения давления и перемещения.

III. Основные характеристики датчиков

Основными характеристиками датчиков являются:

1) *градуировочная функция* $y = f(x)$ – это зависимость выходной электрической величины y от входной неэлектрической величины x .

Градуировочная функция может быть представлена в виде:

- аналитического выражения;
- графика, называемого градуировочной кривой (рис. 9);
- таблицы.

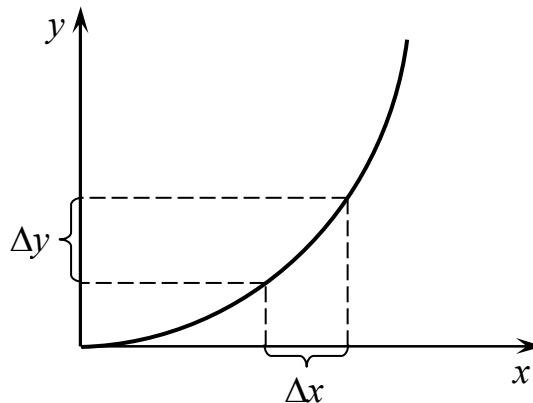


Рис. 9. Градуировочная кривая

2) *порог чувствительности* датчика – минимальное изменение входной неэлектрической величины Δx , которое может регистрировать датчик;

3) *чувствительность* датчика S – отношение изменения выходной величины Δy к изменению входной Δx $S = \frac{\Delta y}{\Delta x}$;

4) *предел* датчика – максимальное значение входной величины x_{max} , которое может быть воспринято датчиком без искажения или без повреждения датчика.

IV. Применение датчиков в медицине

Возможные способы применения рассмотренных видов датчиков в медицине представлены в табл. 2.

Таблица 2

датчик	механический	акустический	оптический	температурный
пьезоэлектрический	артериальное давление	фонокардиограмма	-	-
термоэлектрический	-	-	-	температура
индукционный	балистокардиограмма	фонокардиограмма	-	-
фотоэлектрический	-	-	оксигемограмма	-
емкостный	фонокардиограмма	-	-	-
реостатный	артериальное давление, балистокардиограмма	-	-	-
индуктивный	давление в желудочно-кишечном тракте	-	-	-

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

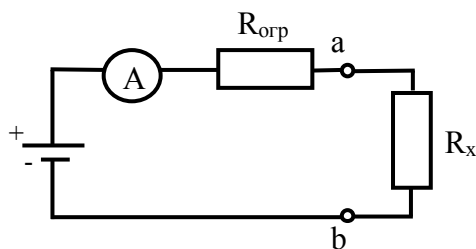
Исследование зависимости сопротивления терморезистора от температуры

ПРИБОРЫ И ПРИНАДЛЕЖНОСТИ: штатив с закрепленным в нем термометром и терморезистором, электроплитка, стакан, прибор для измерения сопротивления, соединительный провод.

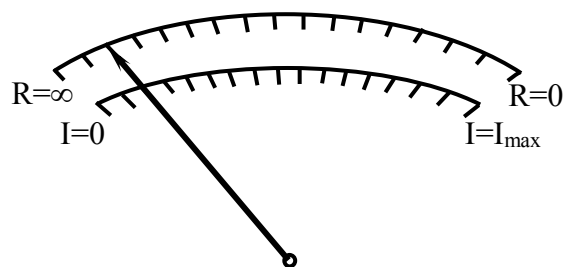
Номинальное сопротивление (т.е. указанное в паспорте заводом-изготовителем) исследуемого терморезистора ММТ-1 $R_{ном} = 6,2 \text{ кОм}$ при 20°C .

В данной работе для измерения сопротивления используется омметр, входящий в состав АВОметра (амперовольтомметра). Принципиальная схема омметра изображена на рис. 10а. Последовательно с источником ЭДС

включен амперметр и ограничительное сопротивление $R_{огр}$. Резистор с измеряемым сопротивлением R_x подключается к точкам a и b .



а) принципиальная схема омметра



б) взаимное расположение шкал омметра и амперметра

Рис. 10

По закону Ома сила тока $I = \frac{\varepsilon}{R_{огр} + R_x}$. Так как сила тока I обратно пропорциональна сопротивлению R_x , то шкала омметра обратна шкале амперметра (рис. 10б).

Если к выводам a и b не подключен резистор, то цепь разомкнута (сопротивление воздуха можно считать бесконечно большим, т.е. $R_x = \infty$), и ток в цепи $I = 0$ – стрелка прибора не отклоняется. Если выводы a и b соединить проводом, сопротивление которого R_x можно считать практически равным нулю, то отклонение стрелки будет максимально I_{max} .

ХОД РАБОТЫ

1. Соберите экспериментальную установку (рис. 11): на штатив (1) установите электроплитку (2), затем на электроплитку поместите стакан (3), заполненный на 2/3 снегом и на 1/3 водой. Опустите в стакан со снегом термометр (4) и терморезистор (5) таким образом, чтобы они не касались стенок и дна стакана.

2. Отрегулируйте АВОметр (6). Для этого соедините проводом два выхода АВОметра со знаками «*» и « $\times 100$ ». При этом стрелка АВОметра отклонится от первоначального положения. С помощью ручки регулирования «Уст 0» совместите стрелку прибора с цифрой «0» шкалы сопротивления « Ω ». Отсоедините провод.

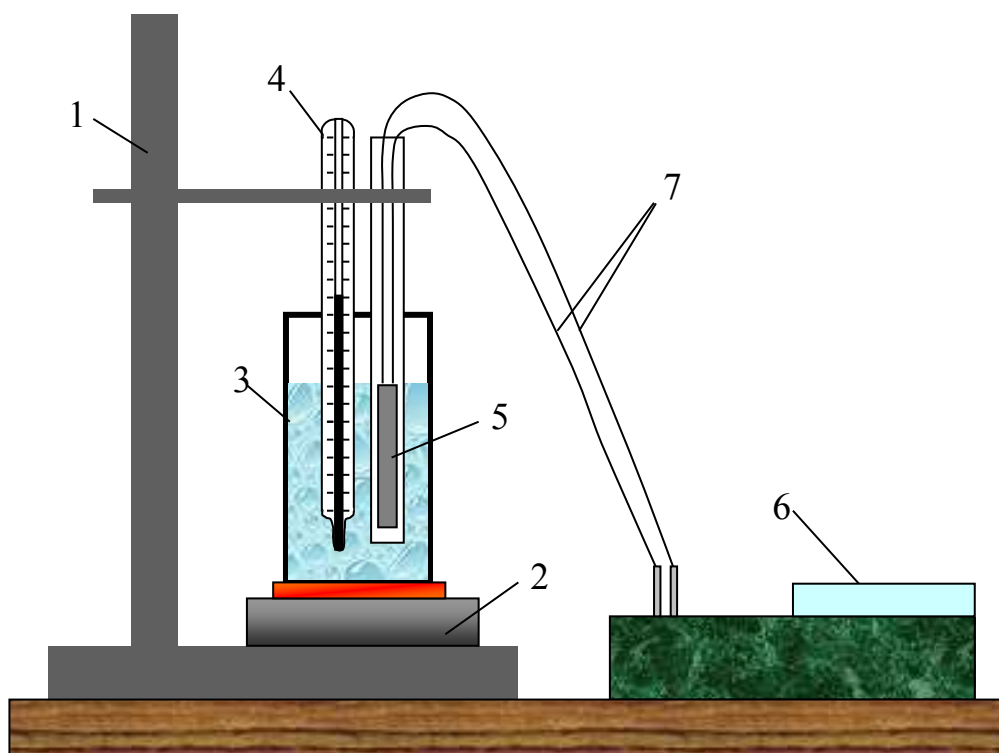


Рис. 11. Экспериментальная установка

3. Подключите выводы терморезистора (7) к выходам АВОметра со знаками «*» и « $\times 100$ ». Дождитесь охлаждения термометра до начальной температуры. Запишите начальные значения сопротивления R и температуры t в градусах Цельсия ($^{\circ}\text{C}$) в табл. 3.

4. Включив электроплитку в сеть, начните нагревание снега и жидкости в стакане. Для указанных в табл. 3 значений температуры t проведите измерения соответствующих значений сопротивления R .

Таблица 3

$t, ^{\circ}\text{C}$	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70
$R, \text{кОм}$															

5. По данным таблицы 3 постройте градуировочную кривую датчика $R=f(t)$.

6. Для значения сопротивления $R_{\text{изм}}$, измеренного при температуре $t = 20^{\circ}\text{C}$, вычислите абсолютную погрешность измерения ΔR по формуле $\Delta R = \frac{R_{\text{изм}} \cdot K}{100\%}$, где K – класс точности прибора, который указан на панели прибора.

Запишите выражение этого сопротивления в виде $R = (R_{\text{эц}} \pm \Delta R) \text{ (кОм)}$

7. Вычислите чувствительность датчика по формуле $S = \frac{\Delta R}{\Delta t}$ для указанных преподавателем интервалов температур.

8. Сделайте выводы, ответив на следующие вопросы (с объяснением ответа):

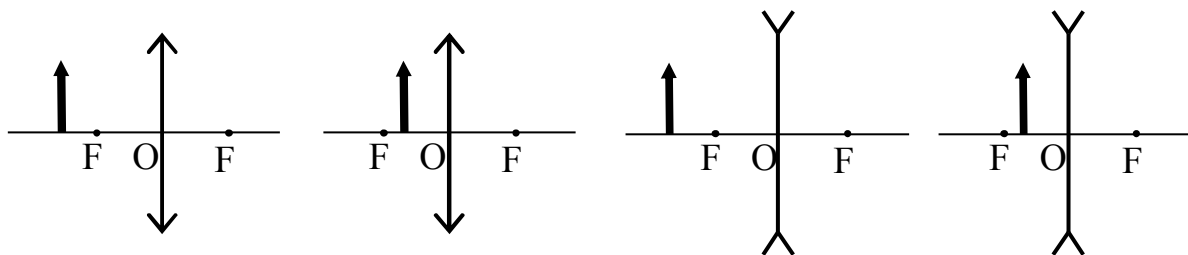
- К какой группе относится исследуемый датчик?
- Из какого материала (проводника или полупроводника) изготовлен датчик?
- Сравните номинальное значение $R_{ном}$ с измеренным значением $R_{изм}$ при температуре $t = 20^{\circ}\text{C}$, и проверьте, попадает ли номинальное значение в полученный в пункте 6 доверительный интервал.
- Сравните чувствительность датчика в области относительно низкой и относительно высокой температур.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ФОКУСНОГО РАССТОЯНИЯ ЛИНЗ

Цель работы: определить фокусные расстояния собирающей и рассеивающей линз.

При подготовке к работе, прочитав теоретическую часть, а также рекомендуемую литературу, дайте краткие письменные ответы на следующие вопросы:

1. Что такое геометрическая оптика?
2. Что представляют собой оптические линзы?
3. Какие линзы называются собирающими, а какие – рассеивающими? От чего зависит характер действия линзы?
4. Сделайте рисунок, на котором будут изображены: линза, главная оптическая ось, оптический центр, побочная оптическая ось, главные фокусы, фокальные плоскости.
5. Что называют главным фокусом собирающей линзы и главным фокусом рассеивающей линзы?
6. Постройте изображения в собирающей и рассеивающей линзах при различных положениях предмета относительно фокуса. Укажите свойства полученных изображений.



7. Что называют оптической силой линзы? Запишите формулу для ее нахождения и единицы, в которых она измеряется. Чему равно фокусное расстояние оптической системы глаза, если ее оптическая сила 63 дптр?
8. Запишите формулу тонкой линзы для случаев а) собирающей, б) рассеивающей линзы. Укажите названия всех величин.

9. Предмет расположили на расстоянии 6 м от линзы, оптическая сила которой 0,25 дптр. Найдите (аналитически и геометрически) на каком расстоянии от линзы получится изображение предмета.
10. Найдите (аналитически и геометрически) фокусное расстояние и оптическую силу рассеивающей линзы, если предмет расположен на расстоянии 6 м, а его мнимое изображение – на расстоянии 1,5 м.
11. Перечислите светопреломляющие и световоспринимающие среды глаза.
12. Что такое расстояние наилучшего зрения? угол зрения? аккомодация?
13. Что такое близорукость? дальнозоркость? астигматизм? С помощью каких линз можно произвести коррекцию этих дефектов зрения?
14. Что такое разрешающая способность глаза, острота зрения?

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Оптика. Геометрическая оптика

Оптика – раздел физики, в котором изучаются явления и законы, связанные с возникновением, распространением и взаимодействием света с веществом.

Геометрическая оптика – раздел оптики, в котором изучаются законы распространения света в прозрачных средах на основе представления о свете как о совокупности световых лучей – линий, вдоль которых распространяется энергия света. В однородной среде лучи являются прямыми линиями. На границе различных однородных сред лучи отражаются и преломляются.

Основной задачей геометрической оптики является получение изображений предметов в оптической системе с учетом всех отражений и преломлений на границах сред с различными показателями преломления.

2. Оптические линзы

Оптические линзы – прозрачные, т.е. пропускающие свет тела, ограниченные криволинейными поверхностями и имеющие показатель преломления n_l , отличный от показателя преломления окружающей среды $n_{окр. ср.}$. Они предназначены для изменения направления световых лучей с целью по-

лучения изображений. Линзы являются одними из основных элементов, входящих практически в любой оптический прибор (микроскоп, очки, лупа, телескоп и др.).

По конструкции различают цилиндрические и сферические линзы.

Цилиндрическими называются линзы, ограниченные либо с обеих сторон цилиндрическими поверхностями, либо с одной стороны – цилиндрической поверхностью, а с другой – плоскостью.

Сферическими называются линзы, ограниченные либо с обеих сторон сферическими поверхностями, либо с одной стороны – сферической поверхностью, а с другой – плоскостью. Далее мы будем рассматривать сферические линзы.

Среди сферических линз различают линзы двух типов:

1) линзы, у которых толщина центральной части больше, чем периферической (рис. 1)



Рис. 1

2) линзы, у которых толщина центральной части меньше, чем периферической (рис. 2)

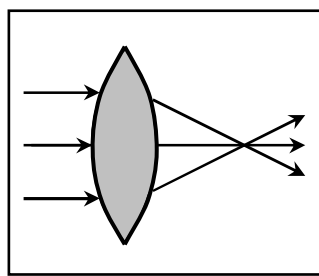


Рис. 2

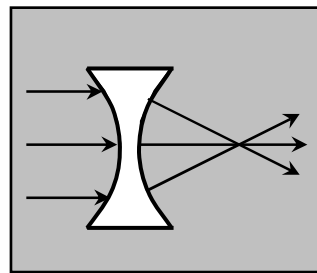
По характеру действия различают собирающие и рассеивающие линзы. *Собирающими* называются линзы, проходя через которые пучок парал-

лельных световых лучей собирается в одной точке. *Рассеивающими* называются линзы, проходя через которые пучок параллельных световых лучей расходится по различным направлениям (рассеивается).

Линза определенной конструкции может быть как собирающей, так и рассеивающей в зависимости от соотношения между показателем преломления линзы n_l и окружающей среды $n_{окр.ср.}$ (это доказывается построением хода лучей на основании закона преломления). Так, линзы первого типа будут собирающими, если $n_l > n_{окр.ср.}$ и рассеивающими, если $n_l < n_{окр.ср.}$, линзы второго типа – наоборот (рис. 3, 4).



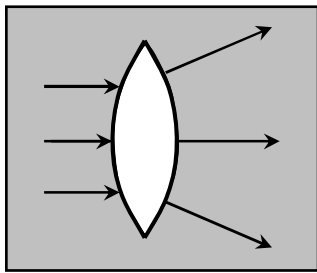
а) $n_l > n_{окр.ср.}$



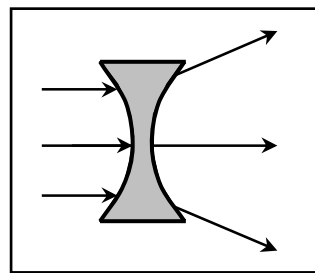
б) $n_l < n_{окр.ср.}$



Рис. 3. Собирающие линзы



а) $n_l < n_{окр.ср.}$



б) $n_l > n_{окр.ср.}$

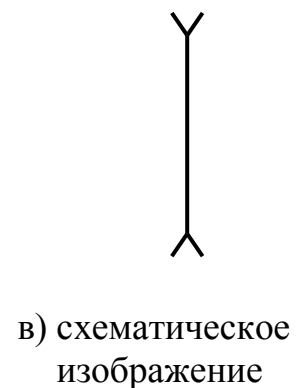


Рис. 4. Рассеивающие линзы

Так как $n_{стекла} > n_{воздуха}$ ($n_{стекла} \approx 1,5$, $n_{воздуха} \approx 1$), то в воздухе стеклянные линзы первого типа будут собирающими (рис. 3а), а второго – рассеивающими (рис. 4б).

3. Основные понятия

Оптический центр линзы – точка линзы, проходя через которую, любой луч не меняет своего направления (точка О на рис. 5).

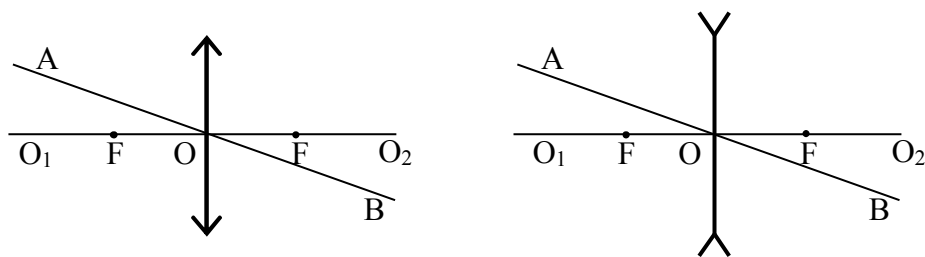


Рис. 5

Главная оптическая ось линзы – прямая, проходящая через центры сферических поверхностей, ограничивающих линзу (линия O_1O_2 на рис. 5).

Побочная оптическая ось линзы – любая прямая, проведенная через оптический центр линзы (например, линия AB на рис. 5). Линза имеет множество побочных оптических осей.

Линза имеет два главных фокуса (точки F на рис. 5), расположенных на главной оптической оси на одинаковом расстоянии от оптического центра. *Главным фокусом собирающей* линзы называется точка, лежащая на главной оптической оси перед линзой, в которой после преломления в линзе пересекаются лучи, падающие на линзу параллельно главной оптической оси (точки F на рис. 6а и 6б).

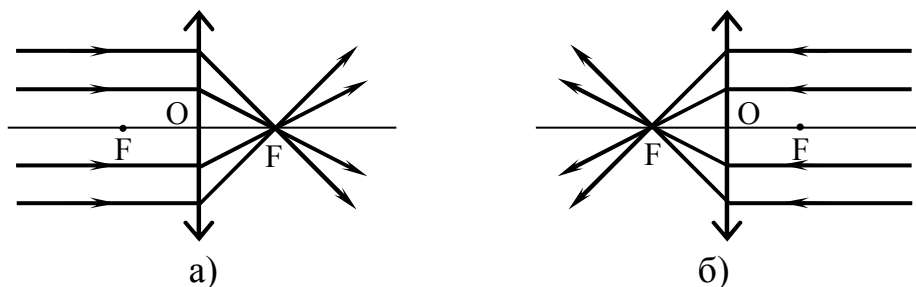


Рис. 6

Вследствие свойства обратимости лучей, лучи, падающие на линзу из главного фокуса, после преломления в линзе будут распространяться параллельно главной оптической оси (рис. 7а и 7б).

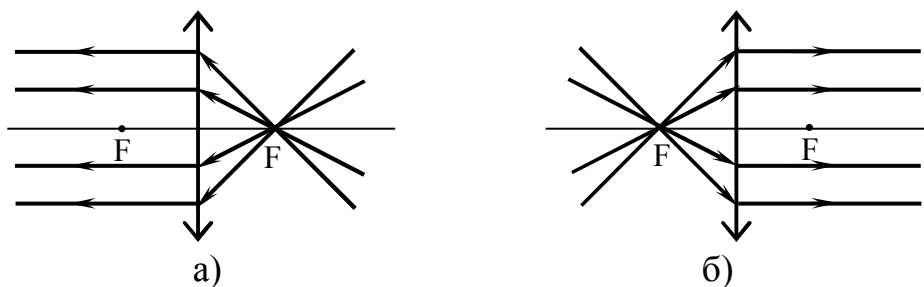


Рис. 7

Главным фокусом рассеивающей линзы называется точка, лежащая на главной оптической оси, в которой пересекаются продолжения лучей, падающих на линзу параллельно главной оптической оси (точки F на рис. 8а и 8б).

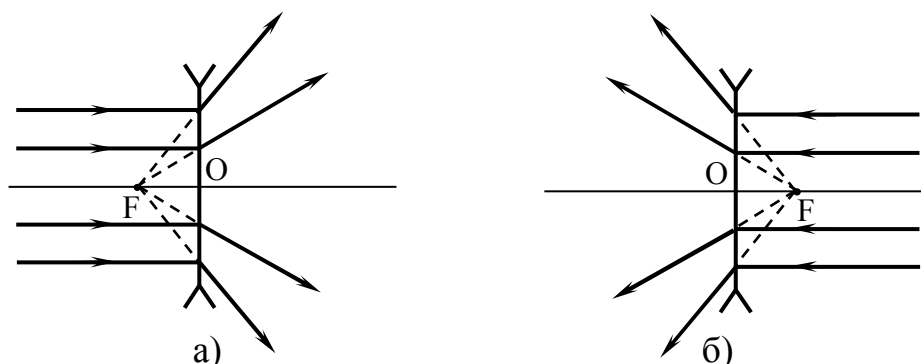


Рис. 8

Главные фокусы собирающей линзы считают действительными, рассеивающей – мнимыми.

Фокусным расстоянием линзы называется расстояние между оптическим центром линзы и ее главным фокусом (OF на рис. 5). Фокусное расстояние линзы зависит от радиусов сферических поверхностей, ограничивающих линзу, и от коэффициента преломления n_l вещества линзы.

Фокусное расстояние собирающей линзы принято считать положительным, а рассеивающей – отрицательным.

Побочным фокусом собирающей линзы называется точка, лежащая на побочной оптической оси, в которой пересекаются лучи, падающие на линзу параллельно этой оси (точка f на рис. 9а).

Побочным фокусом рассеивающей линзы называется точка, лежащая на побочной оптической оси, в которой пересекаются продолжения лучей, падающих на линзу параллельно этой оси (точка f на рис. 9б).

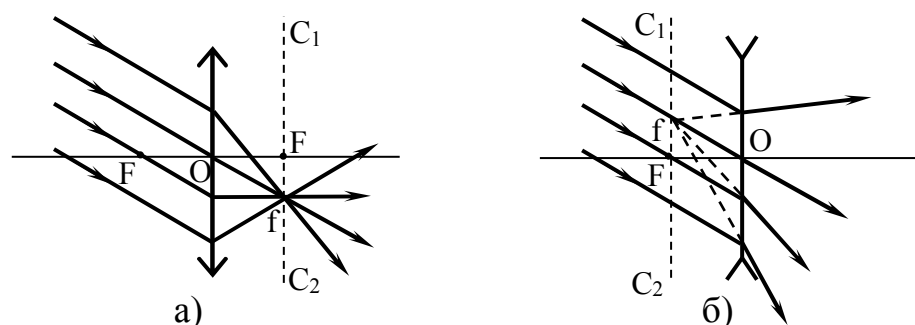


Рис. 9

Бесчисленное множество побочных фокусов образуют фокальную плоскость линзы. *Фокальной плоскостью* линзы называется плоскость, проходящая через главный фокус перпендикулярно главной оптической оси (C_1C_2 на рис. 9а и 9б). Любая линза имеет две фокальные плоскости.

Величина, обратная фокусному расстоянию $D = \frac{1}{F}$, называется *оптической силой* линзы и характеризует преломляющую способность линзы. За единицу оптической силы принимается *диоптрия* (дптр). 1 диоптрия – оптическая сила линзы, фокусное расстояние которой равно 1 м. $[D] = 1/\text{м} = 1 \text{ дптр}$. Условно считают, что оптическая сила собирающей линзы положительная, а рассеивающей – отрицательная.

Реальные оптические системы состоят из множества различных деталей и часто включают в себя несколько линз. При произвольном расположении линз расчет и построение изображений может быть очень сложным. На практике чаще всего используют *центрированные* системы линз, оптические центры которых лежат на одной (главной) оптической оси.

4. Построение изображения в линзе

Для построения изображения точки предмета нужно использовать, по крайней мере, два из следующих трех лучей:

1. Луч, проходящий через оптический центр линзы; после линзы он не меняет направления (рис. 10).

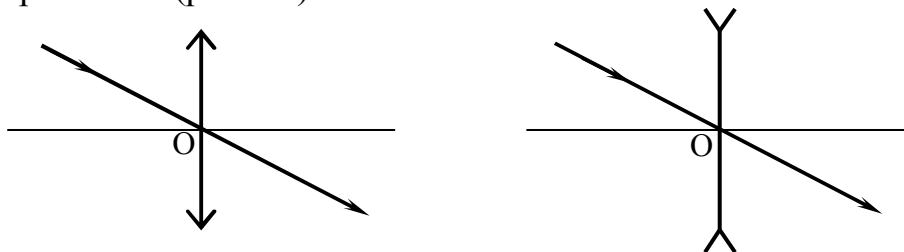


Рис. 10

2. Луч, параллельный главной оптической оси; после преломления в собирающей линзе он проходит через главный фокус (рис. 11а), после преломления в рассеивающей линзе он отклонится так, что через главный фокус пройдет его мнимое продолжение (рис. 11б).

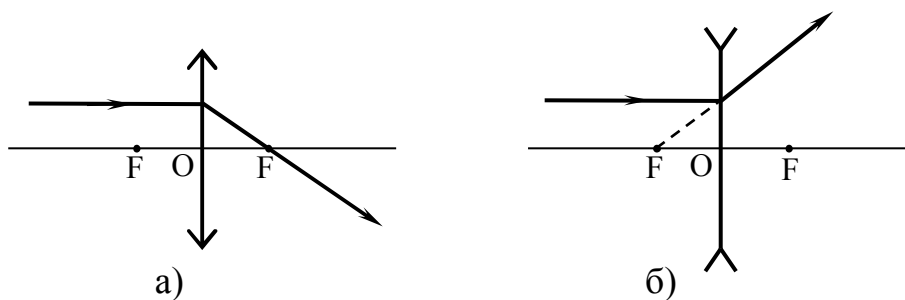


Рис. 11

3. Луч, параллельный любой из побочных осей; после преломления в собирающей линзе он проходит через побочный фокус (рис. 12а), после преломления в рассеивающей линзе он отклонится так, что через побочный фокус пройдет его мнимое продолжение (рис. 12б).

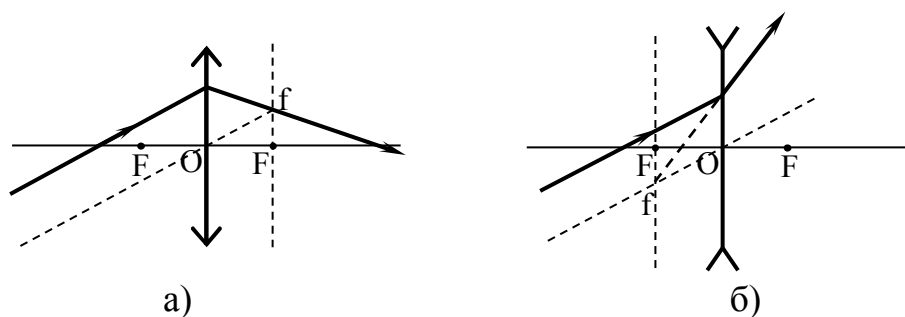


Рис. 12

Точка пересечения указанных лучей (или их продолжений) после преломления в линзе будет искомым изображением точки предмета (рис. 13).

Если точка не лежит на главной оптической оси, то ее изображение удобно строить, используя лучи пункты 1 и 2 (рис. 13).

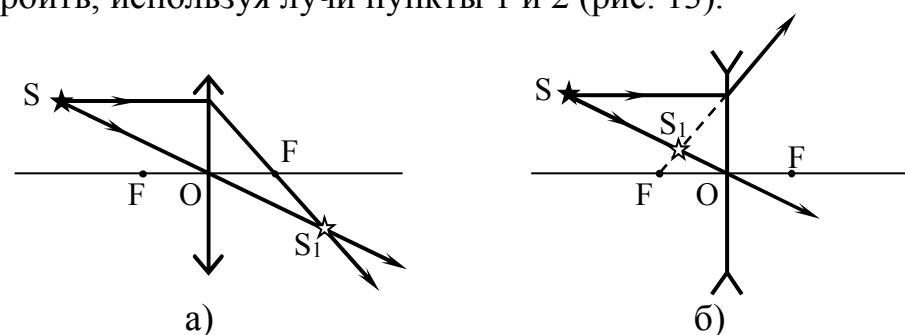


Рис. 13

Если точка лежит на главной оптической оси, то первые два луча сливаются в один, совпадающий с главной оптической осью, поэтому изображение этой точки будет лежать на пересечении главной оптической оси и продолжения луча пункта 3, проходящего через побочный фокус (рис. 14).

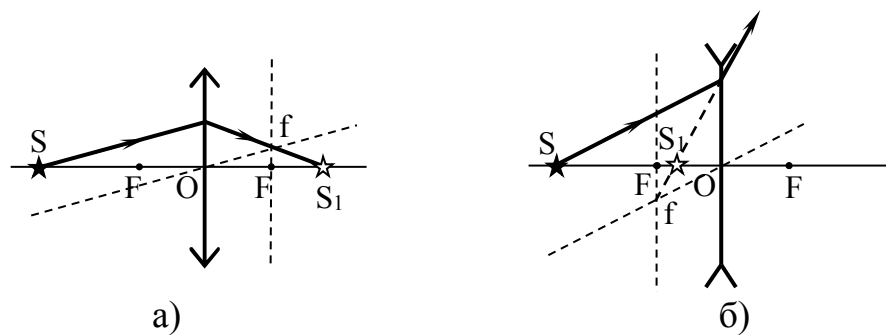


Рис. 14

Изображение протяженного предмета – совокупность изображений его точек. На рис. 15 построено изображение стрелки АВ, расположенной перпендикулярно главной оптической оси (точка B_1 получена с помощью лучей пунктов 1 и 2, точка A_1 – проекция точки B_1 на главную оптическую ось).

Изображение предмета может быть *действительным* (образовано самими лучами) или *мнимым* (образовано продолжениями лучей); *увеличенным* или *уменьшенным* (по сравнению с размером предмета); *прямым* или *обратным* (т.е. перевернутым).

На рис. 15а изображение действительное, увеличенное и обратное, на рис. 15б – мнимое, уменьшенное и прямое.

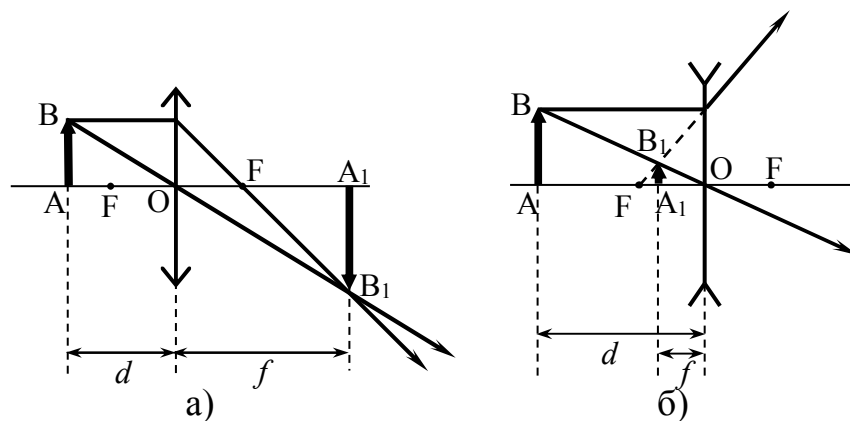


Рис. 15

Свойства изображения предмета зависят от расположения этого предмета относительно линзы (табл. 1).

Пусть d – расстояние от предмета до линзы (рис. 15), f – расстояние от линзы до изображения, F – фокусное расстояние.

Таблица 1

условие	свойства изображения		
	собирающая линза		рассеивающая линза
$0 < d < F$	мнимое прямое	увеличенное	мнимое прямое уменьшенное
$d = F$	изображения нет		
$F < d < 2F$	действительное обратное	увеличенное	
$d = 2F$		равное	
$d > 2F$		уменьшенное	

Величины d , f и F связаны между собой *формулой тонкой линзы*. В случае собирающей линзы

$$\frac{1}{d} + \frac{1}{f} = \frac{1}{F} \quad (1)$$

В случае рассеивающей линзы (мнимый фокус и мнимое изображение) формула тонкой линзы принимает вид

$$\frac{1}{d} - \frac{1}{f} = -\frac{1}{|F|} \quad (2)$$

5. Некоторые особенности оптической системы глаза

Оптическая система глаза содержит светопреломляющие и световоспринимающие среды. Светопреломляющими средами глаза являются (рис. 16): роговица 1, влага передней камеры 2, хрусталик 3 и стекловидное тело 4. Световоспринимающей средой глаза является сетчатая оболочка (сетчатка), которая содержит светочувствительные клетки (фоторецепторы).

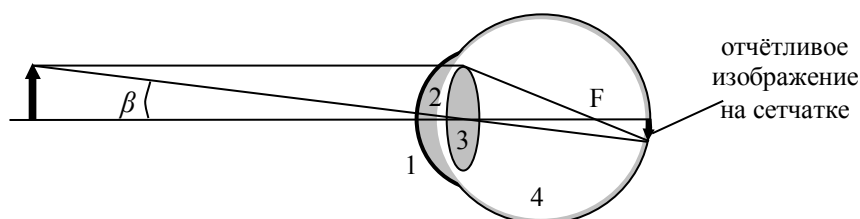


Рис. 16

Аккомодация – это приспособление глаза для получения на сетчатой оболочке одинаково резкого изображения различно удаленных предметов вследствие изменения оптической силы глаза (путем изменения кривизны преломляющих поверхностей хрусталика).

Предел напряжения аккомодации ограничивает то наименьшее расстояние от предмета до глаза, при котором на сетчатке получается еще резкое изображение – *расстояние наилучшего зрения* (в норме $S = 25$ см). Размер изображения на сетчатке зависит не только от удаления от глаза предмета, но и от размера предмета, т.е. от угла, под которым виден предмет (угла зрения). *Угол зрения* – это угол, образованный лучами, проведенными от крайних точек предмета через оптический центр глаза (угол β на рис. 16).

Наименьший угол зрения (в норме равен $1'$), при котором человеческий глаз еще различает две точки предмета, называется *разрешающей способностью* глаза. Этому углу на расстоянии наилучшего зрения соответствует отрезок 70 мкм. В медицине разрешающую способность глаза оценивают *остротой зрения*. За норму остроты зрения принимается единица.

При нормальном зрении изображение формируется на сетчатке (действительное, обратное, уменьшенное). Однако оптической системе глаза свойственны и некоторые специфические недостатки – *абберации*, которые существенно снижают качество изображения. Основные абберации глаза представлены в табл. 2.

Таблица 2

Название абберации	В чем проявляется	Причина возникновения	Способы устранения
Близорукость (миопия)	Изображение предмета формируется перед сетчаткой глаза. Глаз видит недостаточно отчетливо далеко расположенные предметы	Удлиненная форма глазного яблока или чрезмерно высокая преломляющая способность сред глаза при нормальной его форме	Использование рассеивающих линз
Дальнозоркость (гиперметропия)	Изображение предмета формируется за сетчаткой глаза. Глаз видит недостаточно отчетливо близко расположенные предметы	Укороченная форма глазного яблока или недостаточная преломляющая способность сред глаза при нормальной его форме	Использование собирающих линз
Астигматизм	Точки предмета изображаются в виде размытого эллипса	Нарушение сферической поверхности роговицы, реже поверхности хрусталика	Использование цилиндрических линз

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ПРИБОРЫ И МАТЕРИАЛЫ: проектор, собирающая и рассеивающая линзы, предмет наблюдения (стрелка), сантиметровая лента, оптическая скамья, экран.

ХОД РАБОТЫ

Подготовьте проектор к работе: подключите проектор к сети, на экране должно получиться четкое изображение спирали лампы.

ЗАДАНИЕ 1. Определение фокусного расстояния собирающей линзы

Из формулы собирающей линзы (1) можно найти фокусное расстояние F_{cob} , если известны расстояния между предметом и линзой d и между линзой и изображением f , получаемом на экране (рис. 17).

$$F_{cob} = \frac{d \cdot f}{d + f} \quad (3)$$

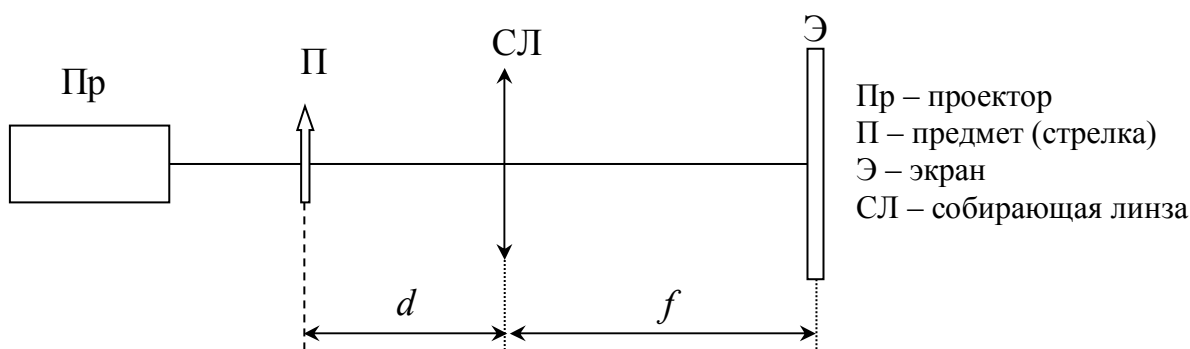


Рис. 17

1. На оптической скамье установите приборы в следующей последовательности: проектор, предмет (стрелка), собирающая линза, экран (рис. 17). Включите проектор.
2. Передвигая линзу, добейтесь четкого увеличенного изображения предмета на экране.
3. С помощью сантиметровой ленты измерьте расстояния d и f с точностью до 5 мм и занесите полученные значения в табл. 3, переведя измеренные величины в метры.
4. Передвигая линзу как можно дальше от предмета (за двойное фокусное расстояние), добейтесь четкого уменьшенного изображения предмета

на экране. С помощью сантиметровой ленты измерьте расстояния d и f с точностью до 5 мм и занесите полученные значения в табл. 3, переводя измеренные величины в метры.

5. Незначительно сместите предмет (стрелку).

6. Прodelайте пункты 2-5 четыре раза.

Таблица 3

№ п/п	d , м	f , м	F_{cob} , м
1			
...			
10			

7. Вычислите фокусное расстояние собирающей линзы по формуле (1). Округлите полученные результаты **до третьего знака** после запятой. Результаты вычисления занесите в табл. 3.

8. Пользуясь **Приложением 2**, проведите статистическую обработку (вычислите среднее значение, среднее квадратическое отклонение, абсолютную и относительную погрешности) результатов измерений F_{cob} с доверительной вероятностью, указанной преподавателем. Округлите полученные результаты **до третьего знака** после запятой.

9. Представьте окончательный результат в виде $F_{cob} = (\bar{F}_{cob} \pm \Delta F)$ (м) с вероятностью P . Укажите относительную погрешность измерения.

ЗАДАНИЕ 2. Определение фокусного расстояния рассеивающей линзы

В связи с тем, что изображение предмета, даваемое рассеивающей линзой, всегда мнимое, его нельзя получить непосредственно на экране. Поэтому для получения действительного изображения составляют центрированную оптическую систему из собирающей и рассеивающей линз (рис. 18).

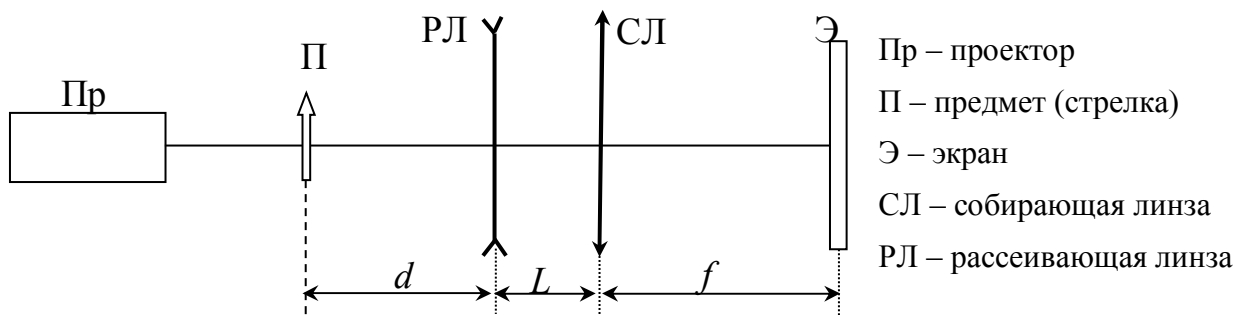


Рис. 18

Если на пути лучей, выходящих из точки A и сходящихся в точке D после преломления в собирающей линзе, поставить рассеивающую линзу так, чтобы расстояние CD было меньше ее фокусного расстояния, то изображение точки A (точка D) удалится от линз в положение D' (рис. 19). Вследствие обратимости хода лучей в системе линз можно считать, что лучи света распространяются из точки D' . Тогда точка D будет мнимым изображением точки D' после преломления лучей в рассеивающей линзе, а точка A – действительным изображением точки D' после прохождения лучей через рассеивающую и собирающую линзы.

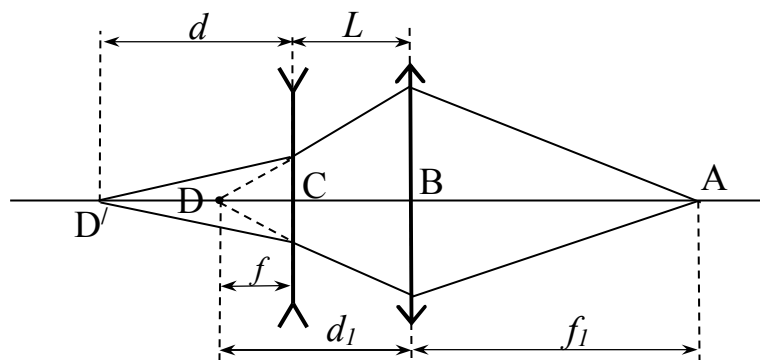


Рис. 19

Введем следующие обозначения: расстояние между точкой D' , которую считаем источником света, и рассеивающей линзой $D'C = d$; расстояние между мнимым изображением точки D' (точка D) и рассеивающей линзой $DC = f$; расстояние между точкой D , которая является источником для собирающей линзы, и собирающей линзой – d_1 ($DB = d_1$); расстояние между собирающей линзой и изображением (точка A) – f_1 ($BA = f_1$); расстояние между рассеивающей и собирающей линзами – L ($CB = L$). Для рассеивающей линзы из формулы (2) можно получить $|F_{pac}| = \frac{d \cdot f}{d - f}$ (4)

Этой формулой можно воспользоваться, если известны значения d и f . Величину d определяют экспериментально – измеряют расстояние между предметом и рассеивающей линзой. Величину же f непосредственно измерить нельзя. Поэтому для ее нахождения поступим следующим образом: зная фокусное расстояние собирающей линзы F_c , найдем расстояние d_1 .

Действительно, из формулы собирающей линзы: $d_1 = \frac{F_c \cdot f_1}{f_1 - F_c}$, тогда

$f = d_1 - L = \frac{F_c \cdot f_1}{f_1 - F_c} - L$. Подставив это выражение в формулу (4), найдем фо-

$$\text{кусное расстояние рассеивающей линзы } F_{\text{pac}} = \frac{d \left(\frac{F_c \cdot f}{f - F_c} - L \right)}{d - \frac{F_c \cdot f}{f - F_c} + L} \quad (5)$$

где d – расстояние между предметом и рассеивающей линзой;

F_c – фокусное расстояние собирающей линзы;

f – расстояние между собирающей линзой и изображением;

L – расстояние между собирающей и рассеивающей линзами.

1. На оптической скамье установите приборы в следующей последовательности: проектор, предмет (стрелка), рассеивающая линза, экран. Предмет установите на расстоянии 3-5 см от проектора. Включите источник света.

2. Передвигая линзу, убедитесь, что с помощью только рассеивающей линзы нельзя получить действительное изображение на экране. Уберите с оптической скамьи рассеивающую линзу и установите на нее собирающую линзу.

3. Передвигая линзу, получите четкое увеличенное изображение предмета на экране.

4. Между предметом и собирающей линзой (ближе к последней) поставьте рассеивающую линзу (рис. 18). При этом изображение станет расплывчатым. Передвигая собирающую линзу, добейтесь на экране четкого изображения предмета.

5. Сантиметровой лентой измерьте расстояния d , L , f с точностью до 5 мм. Полученные значения занесите в табл. 4, переводя измеренные величины в метры.

6. Уберите рассеивающую линзу и незначительно сместите предмет (стрелку).

7. Прodelайте пункты 3-6 четыре раза.

Таблица 4

№ п/п	d , м	L , м	f , м	$F_{рас}$, м
1				
...				
5				

8. Вычислите фокусное расстояние рассеивающей линзы по формуле (5). Округлите полученные результаты **до третьего знака** после запятой. Результаты вычисления занесите в табл. 4.

9. Пользуясь **Приложением 2**, проведите статистическую обработку (вычислите среднее значение, среднее квадратическое отклонение, абсолютную и относительную погрешности) результатов измерений $F_{рас}$ с доверительной вероятностью, указанной преподавателем. Округлите полученные результаты **до третьего знака** после запятой.

9. Представьте окончательный результат в виде $F_{\partial \bar{a} \bar{n}} = (\bar{F}_{\partial \bar{a} \bar{n}} \pm \Delta F_{\partial \bar{a} \bar{n}}) (м)$ с вероятностью P . Укажите относительную погрешность измерения.

ИЗУЧЕНИЕ ДИФРАКЦИИ СВЕТА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ В КАЧЕСТВЕ ИСТОЧНИКА СВЕТА ГАЗОВОГО ЛАЗЕРА

Цель работы: определить длину волны лазерного излучения и диаметр частиц беспорядочной структуры.

При подготовке к работе, прочитав теоретическую часть, а также рекомендуемую литературу, дайте краткие письменные ответы на следующие вопросы:

1. Какое излучение называется монохроматическим?
2. Что представляет собой естественный свет?
3. Какие волны называются когерентными?
4. Что такое интерференция света?
5. Что такое дифракция света? Какое условие является необходимым для наблюдения дифракции?
6. Принцип Гюйгенса-Френеля.
7. Что такое дифракционная решетка? Запишите формулу дифракционной решетки.
8. Может ли энергия атома принимать любые, произвольные значения или эти значения строго определенные для атомов данного элемента?
9. Какое состояние атома называется стационарным?
10. Какое состояние атома называется основным? возбужденным? Является ли возбужденное состояние атома стационарным?
11. Какое излучение называется спонтанным? Изобразите схему спонтанного излучения.
12. Какое излучение называется вынужденным? Изобразите схему вынужденного излучения.
13. Что такое населенность уровней? Какая населенность уровней называется обычной? инверсной?

14. Какой процесс (усиления или ослабления электромагнитного излучения) будет преобладать в среде с обычной населенностью? инверсной населенностью?
15. Перечислите основные элементы устройства лазера и их назначение.
16. Перечислите свойства лазерного излучения.
17. Каковы возможности применения лазеров в медицине?

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Когерентные волны. Интерференция света. Дифракция света

Свет – электромагнитная волна, воспринимаемая глазом.

Монохроматический свет – свет с постоянной частотой колебаний и, следовательно, с постоянной длиной волны ($\nu = \text{const}$ или $\lambda = \text{const}$). Монохроматический свет воспринимается глазом как свет определенного цвета.

Естественный (белый) свет – свет, представляющий собой всю совокупность электромагнитных волн видимой части спектра.

Когерентными называются волны, возбуждающие в данной точке пространства колебания с одинаковыми частотами ($\nu_1 = \nu_2$) и постоянной во времени разностью фаз ($\Delta\varphi = \text{const}$).

Интерференция света – явление наложения когерентных электромагнитных волн, в результате которого происходит пространственное перераспределение энергии и наблюдается так называемая *интерференционная картина* – усиление света в одних точках пространства (max интерференции) и ослабление в других (min интерференции).

Дифракция света – явление огибания световыми волнами препятствий, т.е. проникновение света в область геометрической тени. Необходимым условием наблюдения дифракции является соизмеримость размера препятствия с длиной волны падающего излучения.

В основе объяснения явления дифракции света лежит *принцип Гюйгенса-Френеля*:

- 1) каждая точка фронта волны является источником вторичных сферических волн (принцип Гюйгенса);
- 2) вторичные волны когерентны и интерферируют между собой (дополнение, сделанное Френелем).

Таким образом, дифракция есть интерференция вторичных волн.

Дифракционная картина представляет собой чередование темных и светлых участков, форма которых зависит от вида препятствия, а местоположение и цвет светлого участка определяется длиной волны λ .

При дифракции света на щели или на упорядоченной структуре дифракционная картина представляет собой систему чередующихся темных и светлых полос; при дифракции на круглом отверстии или на неупорядоченной структуре – систему чередующихся темных и светлых колец.

При дифракции белого света центральный максимум будет белый, а последующие максимумы в виде спектров, в которых наблюдается непрерывный переход от окраски фиолетового цвета у внутреннего края к красной у внешнего края.

2. Дифракционная решетка

Дифракционная решетка – оптическое устройство, представляющее собой совокупность большого числа параллельных, обычно равноотстоящих друг от друга щелей. В частности, она может представлять собой стеклянную или слюдяную пластинку, на которой остро отточенным алмазным острием нанесен ряд параллельных штрихов с промежутками между ними, называемыми щелями. Через щели свет проходит, сами же штрихи, т.е. те места, где стекло повреждено, являются непрозрачными для световых лучей (рис. 1)

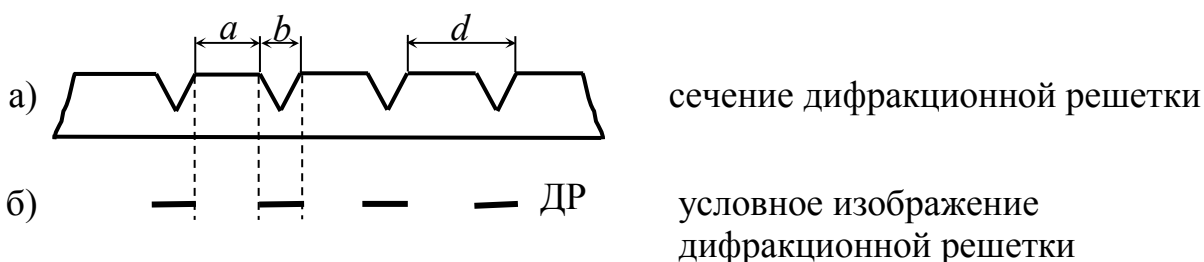


Рис. 1.

Период дифракционной решетки d – расстояние между штрихами. На рис. 1 величина $d = a + b$, где a – ширина щели, b – ширина штриха.

Поставим после дифракционной решетки $ДР$ собирающую линзу $Л$, а в ее фокальной плоскости – экран $Э$ (рис. 2).

Если на дифракционную решетку $ДР$ (рис. 2) падает перпендикулярно плоская монохроматическая волна, то во всех щелях согласно принципу Гюйгенса-Френеля образуются вторичные когерентные волны. Они интерферируют между собой, и происходит дифракция. Наряду с лучами, сохраняющими первоначальное направление и сходящимися в главном фокусе собирающей линзы F , появляются лучи, идущие под различными углами φ (φ – угол дифракции), и сходящимися в побочных фокусах линзы (при выбранном на рис. 2 направлении угла φ соответствующие лучи сходятся в точке F').

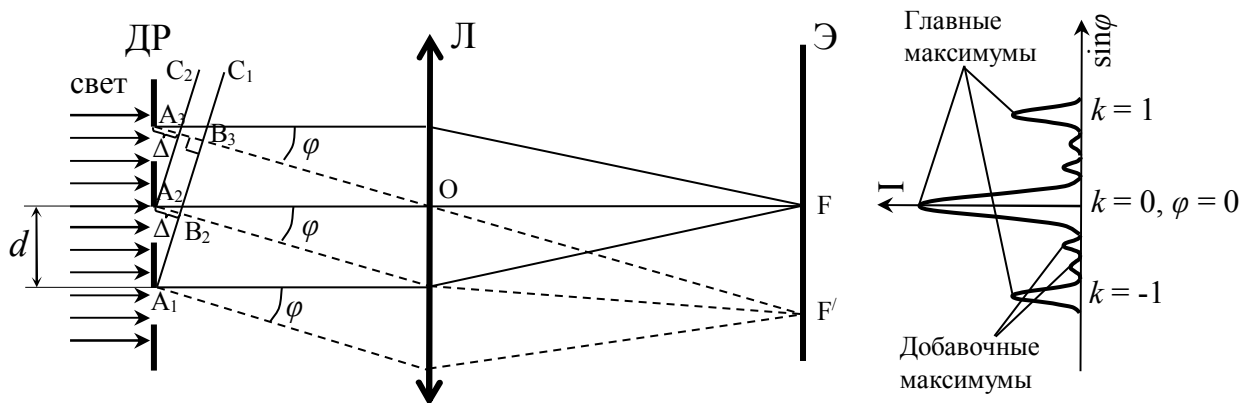


Рис. 2

Линии A_1C_1 , A_2C_2 , перпендикулярные лучам, идущим под углом φ , являются фронтами этих лучей. Тогда A_2B_2 есть разность хода лучей, приходящих симметрично из 2-х соседних щелей.

Из треугольника $A_1A_2B_2$ получаем, что $A_2B_2 = d \sin \varphi$

В фокальной плоскости линзы $Л$, будет происходить интерференция как лучей, прошедших через каждую отдельную щель, так и лучей, прошедших через все щели решетки и отклонившихся на одинаковый угол. Результирующая картина, наблюдаемая на экране $Э$, состоит из множества минимумов и максимумов, различных по интенсивности.

Наиболее интенсивными являются *главные* максимумы, которые образуются в результате интерференции лучей, отклонившихся во всех щелях от прямого направления на одинаковый угол φ . Между главными максимумами располагаются слабые *добавочные* максимумы, количество которых зависит от количества щелей в дифракционной решетке.

В теории доказывается, что образование главных максимумов происходит в направлениях, для которых разность хода отклонившихся лучей равняется нулю или целому числу длин волн

$$d \sin \varphi = k\lambda, \quad (1)$$

где $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ – *порядок максимума*.

Соотношение (1) называется *формулой дифракционной решетки*.

Справа на рис. 2 представлена зависимость интенсивности I от $\sin \varphi$. Центральный максимум (нулевого порядка) имеет наибольшую интенсивность (он самый яркий), с увеличением порядка интенсивность максимумов уменьшается.

3. Дифракция на беспорядочной структуре

Дифракцию можно наблюдать не только на периодической упорядоченной структуре, но и на структуре, образованной хаотично расположенными препятствиями. В качестве такого объекта можно использовать мазок крови на стекле. В этом случае структурными элементами, на которых происходит дифракция, являются эритроциты.

Дифракционная картина на беспорядочной структуре, составленной из круглых элементов, представляет собой систему концентрических чередующихся темных и освещенных колец, окружающих светлое центральное пятно (рис. 3).

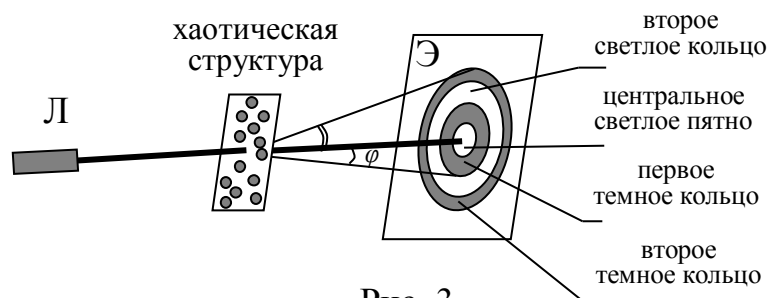


Рис. 3

$$\text{Из теории дифракции следует, что } \sin \varphi = \frac{m\lambda}{d}, \quad (2)$$

где φ – угловой радиус кольца; d – диаметр препятствия; m – коэффициент, соответствующий данному кольцу (значения m для соответствующих колец приведены в практической части).

При наблюдении дифракции на мазке крови, можно найти средний диаметр эритроцитов. Из формулы (2) $d = \frac{m\lambda}{\sin \varphi}$, (3)

4. Квантовые переходы. Вынужденное излучение

Полная внутренняя энергия атома является его основной характеристикой как квантовой системы. Атом может длительно находиться лишь в состояниях с определенной энергией – *стационарных* (неизменных во времени) состояниях. Согласно постулатам Бора находясь в стационарном состоянии атом не излучает и не поглощает энергию.

Внутренняя энергия квантовой системы, например, атома, может принимать одно определенное значение из дискретного ряда значений: $E_1, E_2, E_3 \dots$ ($E_1 < E_2 < E_3 < \dots$). Промежуточными значениями энергии (например, лежащими между E_1 и E_2 , E_2 и E_3 и т.д.) система обладать не может. Любое изменение энергии связано с переходом системы из одного стационарного состояния в другое.

Графически возможные дискретные значения энергии атома можно представить в виде схемы уровней энергии, где каждому значению энергии соответствует прямая, проведенная на определенной высоте (рис. 4).

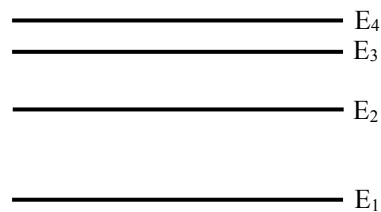


Рис. 4

Самый нижний уровень E_1 , соответствующий наименьшей возможной энергии атома, называется *основным*, а все остальные E_2, E_3 и т.д. *возбужденными*, так как для перехода на них необходимо возбудить систему – сообщить ей извне энергию. Например, для перехода с основного уровня E_1 на

E_3 нужно передать системе энергию, равную $E_3 - E_1$. Эта энергия может быть передана квантом электромагнитного излучения – фотоном, имеющим энергию $h\nu = E_3 - E_1$, где h – постоянная Планка, ν – частота электромагнитного излучения. Если атом поглощает фотон с такой энергией, то он переходит с уровня E_1 на E_3 (рис. 5).

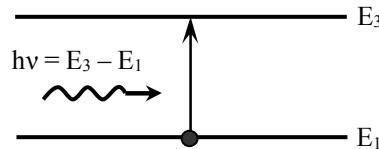


Рис. 5

Возбужденный атом может самопроизвольно (спонтанно) перейти на один из нижележащих уровней энергии, излучив при этом фотон, такое излучение называется *спонтанным*. Например, при переходе атома с уровня E_2 на уровень E_1 (рис. 6) излучается фотон с энергией $h\nu = E_2 - E_1$.

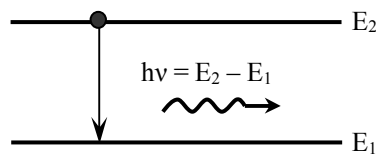


Рис. 6

Если атом, находящийся в возбужденном состоянии E_n переходит на уровень E_m под действием фотона с энергией $h\nu = E_n - E_m$, и сам излучает точно такой же фотон, то такое излучение называют *вынужденным* или *индуцированным* излучением.

Например, если на атом в состоянии E_3 (рис. 7) падает фотон с частотой $\nu = \frac{E_3 - E_1}{h}$, то атом переходит на уровень E_1 и испускает фотон той же частоты и фазы, который распространяется в том же направлении, что и первоначальный фотон, т.е. вынужденное излучение когерентно первоначальному.

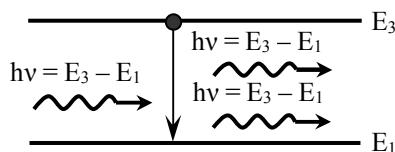


Рис. 7

5. Обычная, инверсная населенность. Условие усиления электромагнитной волны в среде

При обычных условиях большая часть атомов вещества находится в основном состоянии, и, чем выше уровень энергии, тем меньшее число атомов находится на этом уровне.

Населенность уровня – количество атомов, обладающих энергией, соответствующей данному уровню. Если N_n – это населенность вышележащего уровня, а N_m – населенность нижележащего уровня, то для *обычной населенности* энергетических уровней $N_n < N_m$. Среду с обычной населенностью называют *обычной* (невозбужденной) (рис. 8).

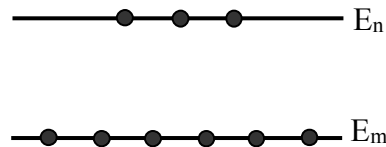


Рис. 8

Если через обычную среду проходит электромагнитная волна с частотой $\nu = \frac{E_n - E_m}{h}$, то атомы, находящиеся на нижележащем уровне E_m будут поглощать фотоны, переходя на уровень E_n , а атомы, находящиеся на вышележащем уровне E_n , будут вынужденно излучать, переходя на уровень E_m . Так как на нижележащем уровне атомов больше, то поглощение будет преобладать над излучением, и поэтому электромагнитная волна, проходя через обычную среду будет ослабляться.

Как правило, атом находится в возбужденном состоянии в течение 10^{-8} с, затем происходит переход (излучательно или безызлучательно) на другие (обычно нижележащие) уровни. Однако у некоторых веществ имеются энергетические уровни, на которых атомы могут задерживаться значительно дольше (до 10^{-3} с). Эти уровни называются *метастабильными*. Существование у вещества метастабильного уровня позволяют создать в нем так называемую *инверсную населенность*, при которой населенность вышележащего уровня больше, чем у нижележащего $N_n > N_m$ (рис. 9). Среда с ин-

версной населенностью называется *активной средой*. При прохождении электромагнитной волны с частотой $\nu = \frac{E_n - E_m}{h}$ в активной среде происходит больше актов вынужденного излучения, чем поглощения, т.е. происходит усиление электромагнитной волны.

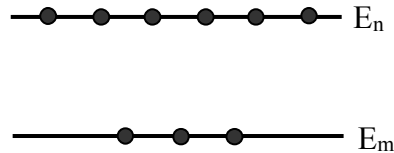


Рис. 9

Эта идея усиления света в среде путем создания инверсной населенности лежит в основе работы лазеров.

6. Лазер

Лазер – это источник электромагнитного излучения видимого, инфракрасного или ультрафиолетового диапазонов, принцип действия которого основан на вынужденном излучении атомов и молекул. Слово «лазер» составлено из начальных букв английской фразы «*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*», что означает «усиление света в результате вынужденного излучения». В отечественной литературе употребляется также термин «оптический квантовый генератор» (ОКГ).

Лазер состоит из трех основных частей (рис. 10):

1. *Рабочая среда* – некоторая среда, которая внешним воздействием переводится в активное состояние.

В зависимости от агрегатного состояния рабочего тела лазеры делятся на: газовые (специально подобранные смеси), твердотельные (примесный кристалл или аморфное стекло), жидкостные или полупроводниковые (примесные полупроводники с р-п-переходом).

2. *Система накачки* – устройство для приведения рабочего тела в активное состояние (создание инверсной населенности).

Состояние с инверсной населенностью можно создать, используя разные методы накачки (непрерывно или импульсно): освещая среду мощным

источником света, производя в ней электрический разряд, бомбардируя потоком электронов и т.п.

3. *Оптический резонатор* – устройство, формирующее когерентный луч с очень малой степенью расходимости.

В простейшем случае оптический резонатор представляет собой узкий цилиндр, торцы которого закрыты обращенными друг к другу зеркалами (одно из зеркал полупрозрачно), между которыми помещается рабочее тело.

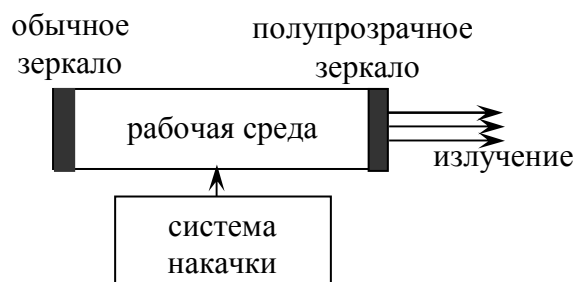


Рис. 10. Устройство лазера

После того, как в рабочем теле создана инверсная населенность, начинается процесс спонтанного возвращения частиц в основное состояние. При этом частицы испускают фотоны. Те из них, которые испущены под углом к оси резонатора, поглощаются боковыми поверхностями цилиндра. Те фотоны, которые после спонтанного излучения движутся вдоль оси резонатора, многократно отражаются от зеркал, вызывая «лавинообразное» нарастание вынужденно излученных (индуцированных) фотонов, имеющих такое же направление движения. Многократно усиленный поток фотонов выходит через полупрозрачное зеркало, создавая направленный пучок. Таким образом, резонатор формирует пучок почти параллельных когерентных лучей.

Таким образом, электромагнитное лазерное излучение является монохроматическим, когерентным, узконаправленным и обладающим высокой интенсивностью.

7. Применение лазеров в медицине

Вышеперечисленные свойства лазерного излучения обуславливают применение лазеров в различных областях науки и техники. В настоящее время лазеры широко используются и в медицине.

Впервые с лечебной целью лазер был применен в офтальмологии. Офтальмологи используют лазер прежде всего для лечения отслоения сетчатки. Луч лазера позволяет «приваривать» отслоенную сетчатку к лежащей над ней сосудистой оболочке. Лазерное излучение с успехом применяют для лечения начальных форм внутриглазных опухолей без удаления глазного яблока.

Исключительный интерес представляет возможность использования лазера в хирургии. Луч лазера позволяет абсолютно стерильным «световым скальпелем» рассекать ткани и производить операции без кровотечений. Лазерное излучение эффективно воздействует на кровотечение, практически останавливая его, что особенно важно в тех случаях, когда кровь больного характеризуется плохой свертываемостью. Лазеры широко применяют в хирургии на печени, легких, а также при лечении родимых пятен и опухолей, развивающихся на кожных покровах.

Все более широкое применение находит лазерная терапия. Получен положительный лечебный эффект (относительно быстрое заживление) при облучении лазером трофических язв, длительно незаживающих ран, переломов костей.

К другим возможным применениям можно отнести стоматологию. Выяснено, что лазерное излучение обладает способностью избирательно разрушать пораженную кариесом зубную ткань. Лазер может быть использован вместо бормашины при лечении зубов.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ПРИБОРЫ И МАТЕРИАЛЫ: гелий-неоновый лазер, дифракционная решетка с периодом $d = 10^{-5}$ м, держатель с препаратом, экран, линейка или сантиметровая лента.

ХОД РАБОТЫ

ЗАДАНИЕ 1. Определение длины волны лазерного излучения

Длина волны лазерного излучения определяется на основании формулы дифракционной решетки (1), откуда $\lambda = \frac{d \sin \varphi}{k}$. Для малых углов $\sin \varphi \approx \tan \varphi$. Из рис. 11 видно, что $\tan \varphi = X_{\text{ср}}/L$, где $X_{\text{ср}} = (X_1 + X_2)/2$.

Окончательно расчетная формула примет вид $\lambda = \frac{d(X_1 + X_2)}{2kL}$ (4)

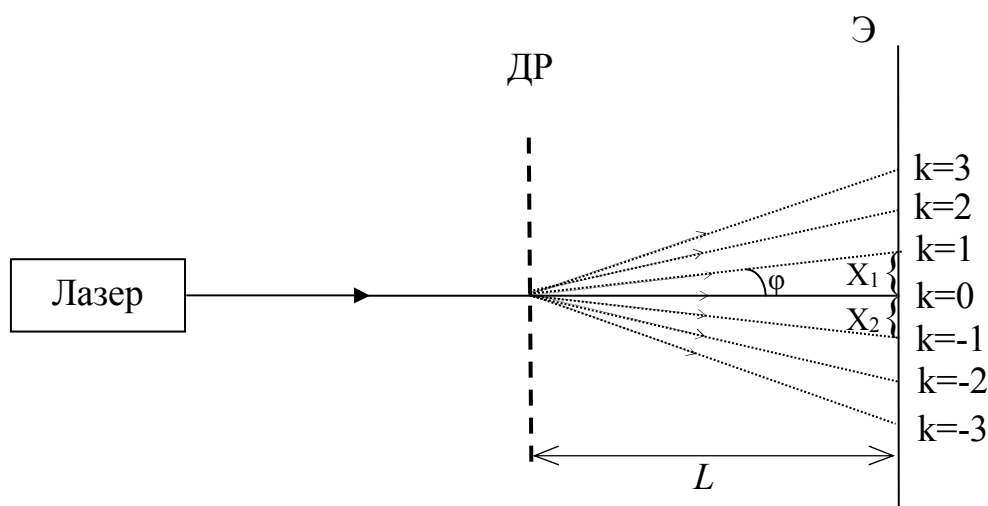


Рис. 11

1. Поместите между лазером и экраном дифракционную решетку на расстоянии $L = 30$ см от экрана, при этом расстояние от лазера до решетки может быть произвольным (рис. 11). Расстояние измеряйте с помощью сантиметровой ленты по рискам, нанесенным на держатели решетки и экрана. Экран и дифракционная решетка должны быть расположены параллельно друг другу и перпендикулярно лучу. На экране должна появиться дифракционная картина в виде точек, расположенных на одной прямой.

2. Измерьте расстояние между максимумом нулевого порядка $k = 0$ и главными максимумами 1, 2 и 3-его порядка ($k = 1, 2, 3$). Результаты запишите в табл. 1.

Таблица 1

Порядок дифракционного максимума	Расстояние от нулевого максимума до максимума данного порядка		λ , м
	слева X_1 , м	справа X_2 , м	
$k = 1$			
$k = 2$			
$k = 3$			

3. Вычислите длину волны лазерного излучения по формуле (4). Результаты расчета запишите в табл. 1.

4. Пользуясь **Приложением 2**, проведите статистическую обработку (вычислите среднее значение, среднее квадратическое отклонение, абсолютную и относительную погрешности) результатов измерений длины волны с вероятностью, указанной преподавателем.

5. Доверительный интервал для длины волны лазерного излучения запишите в виде: $\lambda = (\bar{\lambda} \pm \Delta\lambda)$ (м). Укажите относительную погрешность измерения.

6. Сравните полученный результат с данными табл. 2, ориентируясь по цвету лазерного излучения. Сделайте вывод.

Таблица 2

Цвет	Длина волны, нм
Красный	760 – 620
Оранжевый	620 – 590
Желтый	590 – 575
Зеленый	575 – 510
Голубой	510 – 480
Синий	480 – 450
Фиолетовый	450 – 380

ЗАДАНИЕ 2. Определение диаметра эритроцитов

Диаметр эритроцитов определяется по формуле (3). Для малых углов $\sin\varphi \approx \tan\varphi$, где $\tan\varphi = R/L$. Так как кольца получаются широкими, то $R = R_{cp} = (R_{внутр} + R_{внеш})/2$.

Окончательно расчетная формула примет вид
$$d = \frac{2m\lambda L}{R_{внутр} + R_{внеш}} \quad (5)$$

1. Установите на оптической скамье между лазером и экраном держатель с препаратом. Передвигая препарат, добейтесь получения на экране дифракционной картины в виде светлых и темных колец (рис. 12).

2. Измерьте расстояние L между препаратом и экраном.

3. Измерьте внутренний и внешний радиусы дифракционных колец, результаты занесите в табл. 3.

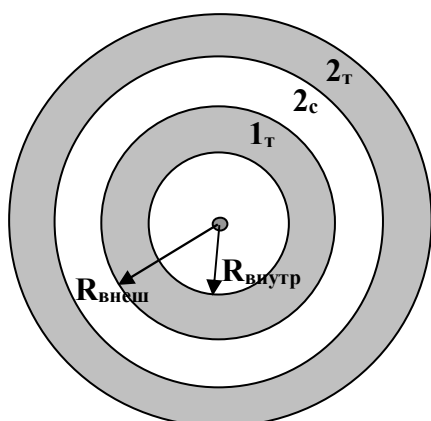


Рис. 12

1т – первое темное кольцо

2с – второе светлое кольцо

2т – второе темное кольцо

$R_{\text{внутр}}$ – внутренний радиус 1-го темного кольца

$R_{\text{внеш}}$ – внешний радиус 1-го темного кольца

Таблица 3

	m	$R_{\text{внутр}}, \text{ м}$	$R_{\text{внеш}}, \text{ м}$	$d, \text{ м}$
первое темное	1,22			
второе светлое	1,64			
второе темное	2,23			
третье светлое	2,68			
третье темное	3,24			

4. Вычислите диаметр эритроцитов по формуле (5). Результаты расчета запишите в табл. 3.

5. Пользуясь **Приложением 2**, проведите статистическую обработку (вычислите среднее значение, среднее квадратическое отклонение, абсолютную и относительную погрешности) результатов измерений диаметра эритроцитов с вероятностью, указанной преподавателем.

6. Доверительный интервал для диаметра эритроцитов запишите в виде: $d = (\bar{d} \pm \Delta d)$ (м) с вероятностью P . Укажите относительную погрешность измерения.

7. Сравните полученный результат с табличным ($d = 7,55$ мкм). Сделайте вывод.

Литература

1. Федеральный государственный образовательный стандарт высшего профессионального образования. Гос. требования к минимуму содержания и уровню подготовки выпускника по специальностям 060101 – Лечебное дело, 060103 – Педиатрия. – М., 2012.
2. Примерная программа дисциплины, разработанной Федеральным государственным образовательным учреждением «Всероссийский учебно-научно-методический центр по непрерывному медицинскому и фармацевтическому образованию Федерального агентства по здравоохранению и социальному развитию». – М., 2012.
3. Ремизов, А.Н. Медицинская и биологическая физика / А.Н. Ремизов, А.Г. Максина, А.Я. Потапенко. – М.: Дрофа, 2000. – 384 с.
4. Ремизов, А.Н. Медицинская и биологическая физика: учеб. для вузов / А.Н. Ремизов. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 648 с.
5. Федорова, В.Н. Медицинская и биологическая физика. Курс лекций с задачами: учеб. пособие / В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов. — М. : ГЭОТАР-Медиа, 2008. — 592 с.
6. Физика и биофизика: учебник / Под ред. В.Ф. Антонова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 480 с.

ЭЛЕМЕНТЫ ТЕОРИИ ПОГРЕШНОСТЕЙ

Измерение – это сравнение измеряемой величины с другой величиной, принятой за единицу измерения.

Измерения делятся на:

1. *Прямые* – непосредственные
2. *Косвенные* – искомая величина определяется по результатам прямых измерений.

Вследствие различных причин в ходе измерения неизбежно возникают погрешности. Погрешности делятся на:

1. *Грубые промахи* – чрезмерно большие погрешности, явно искажающие результат измерения.
2. *Систематические* – погрешности, присущие данному эксперименту или измерительному прибору или вызванные влиянием внешних факторов (температура окружающей среды, наличие магнитного или электрического полей и т.п.).
3. *Случайные* – связаны с большим числом трудно учитываемых факторов, влияющих на процесс измерения.

Пусть x – результат измерения некоторой величины, а x_0 – ее истинное значение. Величина $\Delta x = x - x_0$ называется *абсолютной погрешностью* измерения.

Обозначим $\Delta x_{\text{сист}}$ – абсолютную систематическую погрешность, а $\Delta x_{\text{сл}}$ – абсолютную случайную погрешность. Абсолютная погрешность измерения найдется по формуле $\Delta x = \sqrt{(\Delta x_{\text{сист}})^2 + (\Delta x_{\text{сл}})^2}$, если $\Delta x_{\text{сист}}$ и $\Delta x_{\text{сл}}$ – величины одного порядка. Если $\Delta x_{\text{сист}}$ и $\Delta x_{\text{сл}}$ отличаются в более чем 10 раз, то меньшей величиной можно пренебречь и в расчетах не учитывать.

1. Определение абсолютной систематической погрешности

Если известен *класс точности* прибора $K = \frac{\Delta x_{\text{сист}}}{x_{\text{max}}} \cdot 100\%$, то абсолютная систематическая погрешность может быть найдена по формуле

$$\Delta x_{\text{сист}} = \frac{K \cdot x_{\text{max}}}{100}.$$

Различают приборы восьми классов точности: 0,05; 0,1; 0,2; 0,5; 1,0; 1,5; 2,5; 4,0. Наиболее точными являются приборы класса точности 0,05.

Если класс точности прибора не известен, то $\Delta x_{\text{сист}}$ принимается равной половине наименьшего деления шкалы (цены деления).

2. Определение абсолютной случайной погрешности

Для определения абсолютной случайной погрешности одна и та же величина измеряется несколько раз.

Пусть проведено n повторных измерений величины X и получены значения $x_1, x_2, \dots, x_n$, которые составляют так называемую «малую» выборку. Тогда оценка абсолютной случайной погрешности может быть сделана методами математической статистики.

1. Вычисляется среднее значение (выборочная средняя) $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$.

2. Определяется выборочное среднее квадратичное отклонение

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}.$$

3. Вычисляется ошибка репрезентативности $\sigma_{\bar{x}} = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$.

4. Определяется коэффициент Стьюдента t на основании вероятности P и количества измерений n по таблице.

С учетом этого, абсолютная случайная погрешность $\Delta x_{\text{сл}} = t \cdot \sigma_{\bar{x}}$.

Результат измерений записывается в виде доверительного интервала $x = \bar{x} \pm \Delta x$ с указанием *относительной погрешности* измерения

$$\varepsilon = \frac{\Delta x}{\bar{x}} \cdot 100\%.$$

СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА РЕЗУЛЬТАТОВ ЭКСПЕРИМЕНТА С ПОМОЩЬЮ ПРОГРАММЫ *MICROSOFT EXCEL*

Табличный редактор *Microsoft Excel* содержит встроенные функции, позволяющие проводить статистическую обработку результатов измерений.

Пусть проведено n ($n \leq 30$) измерений некоторой величины X . В результате получен ряд значений этой величины $x_1, x_2, \dots, x_n$.

Среднее арифметическое значение, среднее квадратическое отклонение и абсолютная случайная погрешность этой величины могут быть вычислены с помощью **Мастера функций** (категория – **статистические**) (см. табл. 1)

Таблица 1

Величина	математическая формула	функция в Excel
выборочное среднее арифметическое	$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$	СРЗНАЧ($x_1:x_n$)
выборочное среднее квадратическое отклонение	$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$	СТАНДОТКЛОН($x_1:x_n$)
абсолютная случайная погрешность	$\Delta x = t \frac{\sigma}{\sqrt{n}},$ где t – коэффициент Стьюдента	ДОВЕРИТ($\alpha; \sigma; n$) где $\alpha = 1 - p$ – уровень значимости гипотезы

Учебное издание

Камашев Геннадий Яковлевич и др.

ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ ПО ФИЗИКЕ

Учебно-методическое пособие

*Компьютерный набор Т.А. Снигирева, Е.В. Ворсина, Л.В. Баранова,
М.С. Рябчикова*

Подписано в печать 15.02.12. Формат 60х84/16

Гарнитура «Times New Roman» Усл. печ. л. 5,3 Тираж 80 экз.

Отпечатано на оборудовании РИО ГОУ ВПО ИГМА

426034, г. Ижевск, ул. Коммунаров, 281.