

№ЛД - 21

№Пед - 21

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«СЕВЕРО-ОСЕТИНСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ»
Министерства здравоохранения Российской Федерации

КАФЕДРА ХИМИИ И ФИЗИКИ

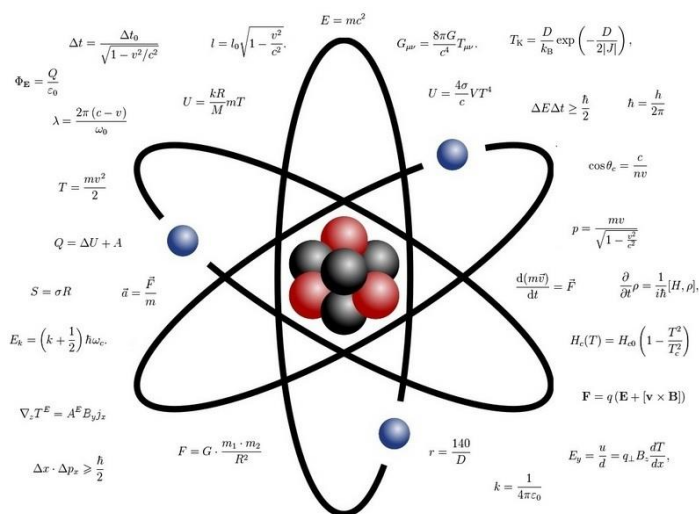
РУКОВОДСТВО

К ЛАБОРАТОРНЫМ ЗАНЯТИЯМ

ПО ДИСЦИПЛИНЕ

«ФИЗИКА, МАТЕМАТИКА»

(ЧАСТЬ II)



ВЛАДИКАВКАЗ - 2020

Составители:

канд. пед. наук, доцент *Боциева Н.И.* ,
канд. физ.-мат. наук, доцент *Боциев И.Ф.*

Рецензенты:

зав. кафедрой физики конденсированного состояния
ФБОУ ВО «Северо-Осетинский государственный университет
им. К.Л. Хетагурова»
д.ф.-м.н., проф. *Магкоев Т.Т.*

зав. кафедрой биохимии ФГБОУ ВО СОГМА Минздрава России
к.м.н., доцент *Гурина А.Е.*

Пособие разработано в соответствии с требованиями ФГОС ВО по направлениям подготовки 31.05.01 «Лечебное дело», 31.05.02 «Педиатрия» и содержит учебно-методические материалы к лабораторным занятиям по дисциплине «Физика, математика».

Для студентов лечебного и педиатрического факультетов

Рекомендовано к изданию ЦКУМС
ФГБОУ ВО СОГМА Минздрава России
«04» декабря 2020 г., протокол № 2.

С О Д Е Р Ж А Н И Е:

АУДИОМЕТРИЯ.....	4
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ.....	13
РЕФРАКТОМЕТРИЯ.....	20
ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ТКАНЕЙ.....	28
МИКРОСКОПИЯ.....	36
ПОЛЯРИМЕТРИЯ	51
КОНЦЕНТРАЦИОННАЯ КОЛОРИМЕТРИЯ.....	63
ДОЗИМЕТРИЯ.....	74

АУДИОМЕТРИЯ

1. Научно-методическое обоснование темы:

Звуковые волны являются одним из главных источников информации об окружающем нас мире. Благодаря им мы можем разговаривать друг с другом, слышать друг друга и различные источники звука.

Звук является источником информации о состоянии внутренних органов человека. Для медицины важны акустические понятия для оценки слуховых ощущений, поэтому необходимо изучение основных характеристик звука: субъективных (высота, громкость и тембр) и объективных (частота, интенсивность, акустический спектр).

2. Теория:

Звук - распространяющееся в виде продольных волн колебательное движение частиц упругой среды: газообразной, жидкой или твердой.

Термин «звук» употребляется также для обозначения ощущения, вызываемого действием звуковых волн на органы слуха человека и животных. Человек слышит звуки частотой от 16 Гц до 20000 Гц.

Отметим, что физическое понятие о звуке охватывает волны как слышимого, так и неслышимого диапазона.

Звук с частотой ниже слышимого диапазона называется *инфразвуком*, выше - *ультразвуком*.

Звуки разделяются на *тоны* (музыкальные звуки), *шумы* и *звуковые удары*. *Тоном* называется звук, являющимся периодическим процессом. Если этот процесс гармонический, то тон называется *простым* (например, звук камертона).

К *сложным* тонам относятся ангармонические колебания (например, гласные звуки речи человека, звуки музыкальных инструментов). Сложный тон может быть разложен на простые. Наименьшая частота ν_0 такого разложения соответствует *основному тону*. Остальные гармоники (*обертоны*) имеют частоты, равные $2\nu_0$, $3\nu_0$, и т.д. Набор частот с указанием их амплитуды называется *акустическим спектром*. Спектр сложного тона – *линейчатый* (рис.1).

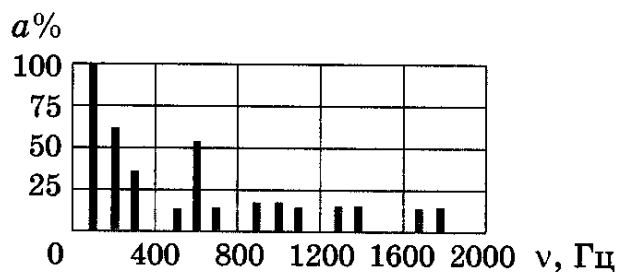


Рис.1

Шумом называется звук, отличающийся сложной неповторяющейся временной зависимостью (согласные звуки речи, аплодисменты, звуки от вибрации машин и т.д.).

Шум можно рассматривать как сочетание беспорядочно изменяющихся сложных тонов. Спектр шума сплошной (рис.2).

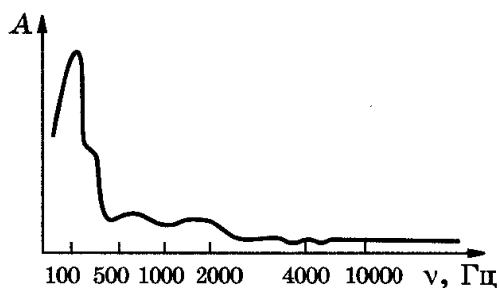


Рис.2

Звуковой удар – это кратковременное звуковое воздействие (например, взрыв, хлопок).

Энергетической характеристикой звука как механической волны является интенсивность. Но на практике для оценки звука удобнее использовать звуковое давление, которое дополнительно возникает при прохождении звуковых волн в жидкостях или газах.

Интенсивность I и звуковое давление p связаны соотношением

$$I = \frac{p^2}{2\rho c}, \quad (1)$$

где ρ -плотность среды, c -скорость звука.

В слуховом ощущении субъективно различаются *высота*, *громкость* и *тембр* звука. Каждая из этих характеристик, в свою очередь, зависит от физических величин, имеющих объективный смысл: *частоты* и *интенсивности* звуковой волны.

Высота тона зависит от частоты колебаний. Чем больше частота, тем выше кажется звук.

Музыкальные звуки с одним и тем же основным тоном различаются тембром, который, в основном, определяется частотами и амплитудами обертонов. Мы узнаем знакомые голоса и музыкальные инструменты именно по тембру.

Громкость звука зависит от интенсивности звука. Человеческое ухо чувствительно к звукам, интенсивность которых меняется в невероятно широких пределах.

Наименьшая интенсивность звуковой волны, которая может быть воспринята органами слуха называется *порогом слышимости* I_0 .

Стандартный порог слышимости принимается равным

$$I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$$

при основной частоте 1 кГц.

Наибольшая интенсивность звуковой волны, при которой восприятие звука не вызывает болевого ощущения, называется *порогом болевого ощущения* или *порогом*

осязания. Порог осязания зависит от частоты звука и изменяется от 0, 1 $\text{Вт}/\text{м}^2$ при 6 кГц до 10 $\text{Вт}/\text{м}^2$ при низких и звуковых частотах.

Поскольку диапазон интенсивностей воспринимаемых нами звуков очень велик (самый громкий звук, который способно воспринимать наше ухо, имеет интенсивность в 10^{13} раз больше интенсивности самого тихого звука, который мы еще можем услышать), удобно сравнивать интенсивности звуков в логарифмической шкале. В этой шкале уровень интенсивности звука выражается в *белах* (Б). Если уровень какого-то звука на 1Б выше, чем у другого, то отношение интенсивностей этих звуков равно 10. Если уровни звуков различаются на 2Б, то отношение их интенсивностей 10^2 и т.д.

Обычно уровни интенсивностей звуков выражают в децибелах (дБ):

$$1 \text{ дБ} = 0,1 \text{ Б}.$$

При построении шкалы уровней интенсивности звука значение I_0 принимают за начальный уровень шкалы; любую другую интенсивность I выражают через десятичный логарифм ее отношения к I_0 :

$$L_{\text{Б}} = \lg \frac{I}{I_0},$$

(2)

или при использовании децибел

$$L_{\text{дБ}} = 10 \lg \frac{I}{I_0}, \quad (3)$$

В основе создания шкалы уровней громкости лежит психофизический **закон Вебера-Фехнера**: *если раздражение увеличивается в геометрической прогрессии (т.е. в одинаковое число раз), то ощущение этого раздражения возрастает в арифметической прогрессии (т.е. на одинаковую величину).*

Применительно к звуку это означает, что если интенсивность звука принимает ряд последовательных значений, например $aI_0, a^2I_0, a^3I_0, \dots$ (a – некоторый коэффициент, $a > 1$), то соответствующие им ощущения громкости звука $E_0, 2E_0, 3E_0, \dots$

Математически это означает, что громкость звука пропорциональна логарифму интенсивности звука. Если действуют два звуковых раздражения с интенсивностями I и I_0 , причем I_0 – порог слышимости, то на основании закона Вебера-Фехнера громкость относительно I_0 связана с интенсивностью следующим образом:

$$E = k \lg \frac{I}{I_0}, \quad (4)$$

где k - коэффициент пропорциональности. Сильная зависимость k от частоты и интенсивности не позволяет измерение громкости свести к простому использованию формулы (4).

Условно считают, что на частоте 1 кГц шкалы громкости и интенсивности звука полностью совпадают, и по аналогии с (3)

$$E_{\phi} = 10 \lg \frac{I}{I_0}, \quad (5)$$

Для отличия от шкалы интенсивности звука в шкале громкости децибелы называют *фонами* (фон).

Громкость на других частотах можно измерить, сравнивая исследуемый звук со звуком частотой 1 кГц.

На практике громкость звука можно оценить по так называемым *кривым равной громкости*, представленным на рис.3.

Каждая из представленных кривых объединяет звуки одной и той же громкости, измеряемой в фонах. При этом принято, что громкость любого звука в фонах совпадает с уровнем интенсивности равногромкого звука (в децибелах) на частоте 1 кГц: кривой порога слышимости соответствует уровень громкости 0 фон; ближайшей к ней -10 фон; следующей -20 фон и т.д. (см. рис.3).

Из анализа кривых равной громкости видно, что два звуковых сигнала, которым соответствует одинаковая интенсивность (например, звук частоты 50 Гц и уровня интенсивности 70 дБ и звук такого же уровня интенсивности и частоты 1000 Гц), имеют различные уровни громкости - первый из представленных выше звуковых сигналов имеет уровень громкости 30 фон, второй - 70 фон.

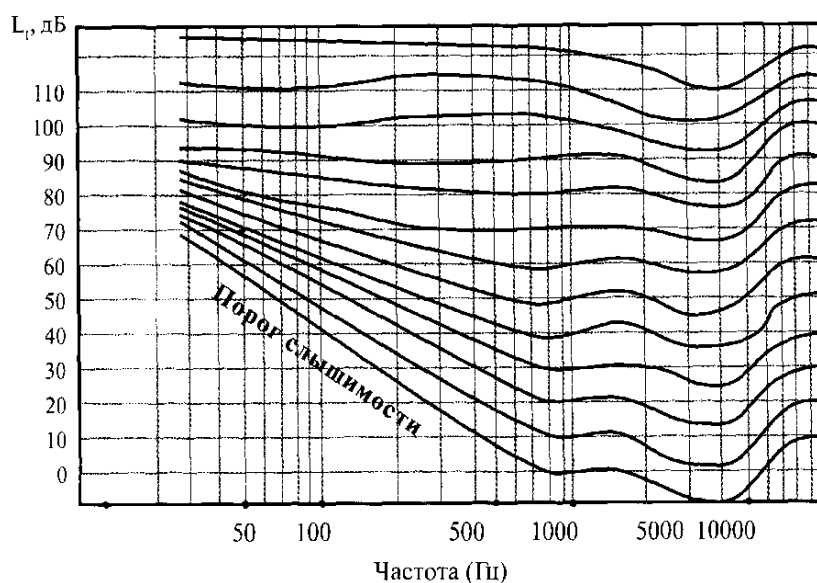


Рис.3

Метод измерения остроты слуха называется *аудиометрией*: на специальном приборе (*аудиометре*) определяют порог слухового ощущения на разных частотах; полученная кривая называется *аудиограммой*. Сравнивая аудиограмму пациента с нормальной кривой порога слухового ощущения, можно диагностировать заболевание органов слуха.

ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

В лабораторной работе используется аудиометр автоматизированный АА-02 (рис.4).



Рис.4

Аудиометр АА-02 предназначен для оценки функционального состояния слухового аппарата человека путем определения порогов слышимости по воздушному и костному звукопроводению методом сравнения слуха обследуемого с характеристиками, эквивалентными порогу слышимости нормального человека, а также путём проведения надпороговых тестов.

Функциональные возможности аудиометра:

- Определение порогов слышимости тональных сигналов по воздушному и костному звукопроводению.
- Применение маскирующего шума.
- Два режима работы при определении порогов: автоматизированный и ручной.
- Режим надпороговых тестов.
- Программирование процедуры обследования в автоматизированном режиме.
- Воспроизведение результатов обследования на индикаторе.
- Индикация текущих параметров сигнала и ответов обследуемого.
- Звуковая сигнализация о завершении процесса обследования в автоматизированном режиме и режиме надпороговых тестов.
- Вывод результатов обследования на компьютер или термопринтер.

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание 1. Снятие спектральной характеристики уха на пороге слышимости

- 1.Подключите телефон, кнопку пациента и сетевой шнур к соответствующим разъёмам на задней панели аудиометра.
- 2.Подключите аудиометр к сети.

3. Включите аудиометр (сетевой тумблер находится на задней панели).

4. На индикаторе аудиометра появится следующее изображение:

ТОН: 1000 Hz	ПОДАЧА
ПРАВОЕ ВОЗД.	АВТОМАТ

5. Наденьте оголовье с телефонами (на правом ухе должен находиться “красный” телефон, на левом – “голубой”).

6. Нажмите кнопку **СБРОС**.

7. Нажмите кнопку **АВТ**.

8. Нажимайте кнопку **ОТВЕТ** при появлении звука в телефонах. После каждого нажатия отпускайте кнопку.

Подача звука отображается на индикаторе звёздочками:

ТОН: 1000Hz	50dB	***ПОДАЧА***
ПРАВОЕ ВОЗД.	АВТОМАТ	ТРЕНИРОВКА

9. После определения порогов правого уха процесс обследования автоматически повторяется на левом ухе с тем же порядком предъявления частот.

10. При завершении программы определения порогов по воздушной проводимости в аудиометре раздаётся звуковой сигнал и аудиометр автоматически переходит в режим воспроизведения. На индикаторе появляются результаты обследования, например:

ЛЕВ.ВОЗД. Hz	125	250	500	750	1000	1500
ВОСПР. dB	45	35	30	---	10	15

11. Внесите результаты собственных обследований в таблицу:

Частота, Гц		125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
Порог, дБ	Левое ухо											
	Правое ухо											

12. Постройте на бланке аудиограммы (рис.5) графики зависимости интенсивности звука от частоты для правого и левого уха.

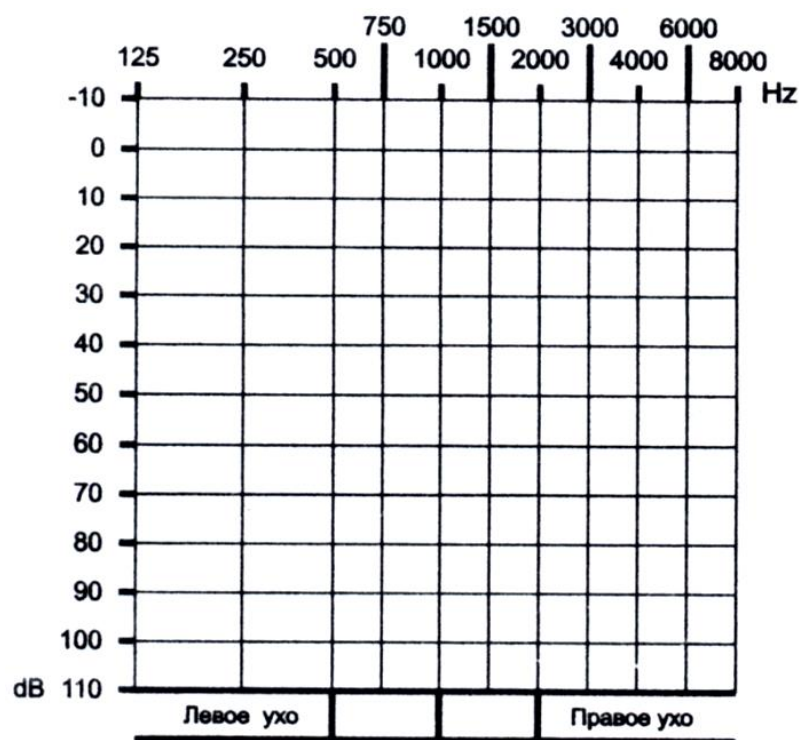


Рис.5

Задание 2. Решите ситуационные задачи:

1. Звук какого уровня громкости E , фон услышит человек, если на него падают звуковые волны с частотой 1000 Гц и интенсивностью 10^{-10} Вт/м²?
2. Уровень громкости звука от одного человека на частоте 1000 Гц $E = 40$ фон. Какой уровень громкости звука E создадут 30 одновременно говорящих людей?
3. Одиночный комар, находящийся на расстоянии 10 м от человека, создает звук, равный порогу слышимости I_0 на частоте 1000 Гц. Какой уровень громкости E , фон создадут 5000 комаров, находящихся на таком же расстоянии?
4. Работа стоматологической турбины сопровождается шумом с уровнем громкости $E = 35$ фон, Компрессор слюноотсоса создает шум с уровнем громкости $E = 40$ фон. Определите уровень громкости в фонах, который сопровождает одновременную работу турбины и слюноотсоса ($\nu = 1000$ Гц).
5. Потеря слуха у пациента на частоте 1 кГц составляет $\Delta L = 30$ дБ. Определите минимальную интенсивность I (Вт/м²) волны, которая на это частоте вызывает у пациента ощущение звука.
6. Чему равно отношение интенсивностей звука I_1/I_2 , если различие в уровнях интенсивностей $\Delta L = 40$ дБ?
7. Разрыв барабанной перепонки наступает при уровне интенсивности звука $L = 150$ дБ. Определите интенсивность, амплитудное значение звукового давления и амплитуду смещения частиц в волне для звука с частотой $\nu = 1$ кГц, при которой может наступить разрыв барабанной перепонки.
8. На рис.6 представлены кривые равной громкости. Определите уровень громкости E , фон на частоте 200 Гц. Уровень интенсивности $L = 40$ дБ.

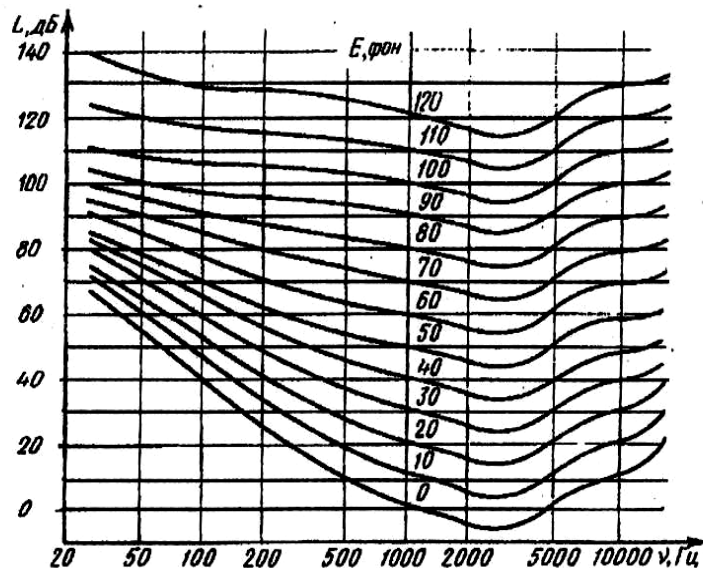


Рис.6

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Виды звуков.
2. Объективные и субъективные характеристики слухового ощущения.
3. Закон Вебера-Фехнера.
4. Единицы шкал уровней интенсивности и громкости звука.

Студент должен уметь:

1. Объяснять зависимость физиологических характеристик ощущения звука от физических характеристик звуковой волны.
2. Строить аудиограмму.
3. Решать ситуационные задачи.

4. Содержание обучения:

1. Звук. Виды звуков: тоны, шумы, звуковые удары. Простой и сложный тон.
2. Акустический спектр. Звуковое давление.
3. Характеристики слухового ощущения.
4. Построение шкалы уровней интенсивности.
5. Закон Вебера-Фехнера.
6. Построение шкалы уровней громкости.
7. Аудиометрия. Кривые равной громкости.
8. Снятие спектральной характеристики уха на пороге слышимости.
9. Решение ситуационных задач.

5. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Что называют звуком? Какие существуют виды звуков?
2. Что называется простым и сложным тоном, шумом, звуковым ударом?

3. Что представляют собой обертоны?
4. Перечислите физические характеристики звука. В каких единицах они измеряются?
5. Что называется акустическим спектром? Приведите акустические спектры сложного тона и шума.
6. Что называется аудиограммой?

6. Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

1. Опишите методы построения шкал уровней интенсивности и громкости звука.
2. Перечислите характеристики слухового ощущения и укажите, как они связаны с физическими характеристиками звука.
3. Сформулируйте закон Вебера-Фехнера.
4. Опишите назначение и принцип работы аудиометра.
5. Охарактеризуйте методы аускультации, перкуссии и фонокардиографии.

7. Самостоятельная работа студентов:

По учебнику Ремизова А.Н и др.(§6.3) изучите физические основы звуковых методов исследования в клинике.

8. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 5 мин.
2. Текущий контроль знаний – 20 мин.
3. Пояснение к выполнению работы – 5 мин.
4. Выполнение работы – 40 мин.
5. Проверка работы – 20 мин.

9. Перечень учебной литературы к занятию:

1. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М., «Дрофа», 2008, §§ 6.1, 6.2, 6.6.
2. Ремизов А.Н., Потапенко А.Я. Курс физики. М., «Дрофа», 2008, §§ 7.4, 7.5
3. Физика и биофизика (под ред. В.Ф.Антонова). М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, §§ 3.1.-3.3., 4.1.- 4.3.
4. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Козлова Е.К., Коржуев А.В. Физика и биофизика. Практикум. М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, § 3.2.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ

1. Научно-методическое обоснование:

Жидкие среды составляют наибольшую часть организма, их перемещение обеспечивает обмен веществ и снабжение клеток кислородом, поэтому механические свойства и течение жидкостей представляют собой интерес для медиков.

При движении жидкости, в том числе крови по кровеносным сосудам, большую роль играет внутреннее трение или вязкость.

2. Теория:

В реальной жидкости между молекулами действуют силы взаимного притяжения, обуславливающие *внутреннее трение (вязкость)*. Внутреннее трение, например, вызывает силу сопротивления при помешивании жидкости, замедление скорости падения брошенных в жидкость тел и т.д.

Ньютон установил, что сила $F_{тр}$ внутреннего трения между двумя слоями жидкости, движущимися с различными скоростями (рис.1), зависит от природы жидкости и прямо пропорциональна площади S соприкасающихся слоев и градиенту скорости $\frac{dv}{dz}$ между ними:

$$F_{тр} = \eta S \frac{dv}{dz}, \quad (1)$$

где η - коэффициент пропорциональности, называемый *коэффициентом вязкости* или просто *вязкостью* жидкости и зависящий от ее природы.

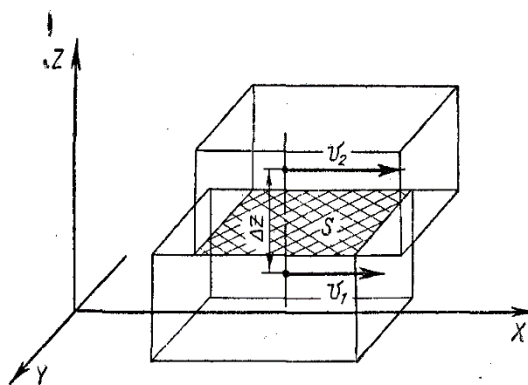


Рис.1

Сила $F_{тр}$ действует *касательно* к поверхности соприкасающихся слоев жидкости, ускоряет слой, движущийся более медленно и замедляет слой, движущийся более быстро.

Градиент скорости характеризует быстроту изменения скорости между слоями жидкости, т.е. в направлении, перпендикулярном направлению течения жидкости.

Единица коэффициента вязкости в системе СИ – Н·с/м², в СГС – дин·с/см², эта единица называется *пуазом* (П):

$$1\text{П}=0,1\text{Н}\cdot\text{с}/\text{м}^2.$$

У большинства жидкостей (вода, низкомолекулярные соединения, истинные растворы, расплавленные металлы и их соли) коэффициент вязкости зависит только от природы жидкости и температуры: с повышением температуры коэффициент вязкости уменьшается. Такие жидкости подчиняются уравнению (1) и называются *ньютоновскими*, а их вязкость называется *нормальной*.

На практике используется величина $\eta_{\text{отн}}$ - *относительная вязкость*, под которой понимают отношение коэффициента вязкости данной жидкости к коэффициенту вязкости воды при той же температуре:

$$\eta_{\text{отн}} = \frac{\eta}{\eta_{\text{в}}} 100\%, \quad (2)$$

У высокомолекулярных жидкостей (например, растворы полимеров) или представляющих дисперсные системы (суспензии и эмульсии) коэффициент вязкости зависит также от режима течения - давления и градиента скорости. Такие жидкости не подчиняются уравнению (1), называются *неньютоновскими*, а их вязкость называется *аномальной*. К неньютоновским жидкостям относится, например, кровь.

При относительно невысокой скорости течения по трубам небольшого диаметра движение жидкости имеет *ламинарный* характер: слой молекул прилегающих к стенке трубы прилипает к ней и остается неподвижным, следующий слой под действием силы давления и при противодействии силы внутреннего трения между слоями смещается относительно пристеночного слоя и движется с небольшой скоростью. Каждый последующий слой молекул, смещаясь относительно предыдущего слоя, движется по отношению к стенке трубы с постоянно возрастающей скоростью, которая достигает наибольшего значения в центре трубы (рис.2):

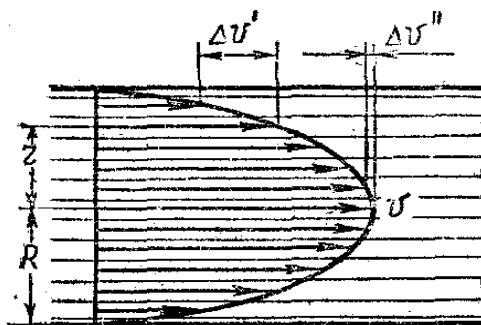


Рис.2

Распределение скоростей по сечению круглой трубы имеет параболический характер (рис.2):

$$v = \frac{p_1 - p_2}{4l\eta} (R^2 - r^2), \quad (3)$$

где p_1 и p_2 - давления в начале и конце участка трубы длиной l , η - коэффициент вязкости жидкости, R - радиус трубы, r - радиус рассматриваемого слоя жидкости. Максимальная скорость наблюдается в центре трубы:

$$v_{\max} = \frac{p_1 - p_2}{4l\eta} R^2, \quad (4)$$

Ламинарное течение устанавливается в трубах с гладкими стенками, без резких изменений площади сечения или изгибов трубы, при отсутствии множественных разветвлений.

При нарушении этих условий, и особенно при высоких скоростях течение переходит в *турбулентное*.

Характерным для турбулентного течения являются местные изменения давления в жидкости, сопровождающиеся звуковыми явлениями (шум, журчание).

Скорость $v_{кр}$ перехода ламинарного течения в турбулентное определяется *числом Рейнольдса* Re :

$$Re = \frac{v_{кр} \rho D}{\eta}, \quad (5)$$

где ρ - плотность жидкости, D - диаметр трубы.

Для прямой гладкой трубы $Re_{кр} = 2300$. Если $Re \geq Re_{кр}$, то течение переходит в турбулентное.

Средняя скорость ламинарного течения по неширокой горизонтальной трубе постоянного сечения равна (*закон Пуазейля*):

$$v_{cp} = \frac{p_1 - p_2}{8l\eta} R^2, \quad (6)$$

где p_1 и p_2 - давления на входе и выходе из трубы, R - радиус трубы, l - длина трубы, η - коэффициент вязкости жидкости.

Количество жидкости Q , протекающее через поперечное сечение в единицу времени равно $Q = v_{cp} S$, где $S = \pi R^2$. Следовательно

$$Q = \frac{(p_1 - p_2) \pi R^4}{l 8\eta}, \quad (7)$$

Формулу (7) называют *формулой Гагена-Пуазейля*. Ее можно записать в виде

$$Q = \frac{p_1 - p_2}{X}, \quad (8)$$

где $X = \frac{8l\eta}{\pi R^4}$ называется *гидравлическим сопротивлением*.

Для измерения относительного коэффициента вязкости не очень вязких жидкостей используется капиллярный вискозиметр.

Для более вязких жидкостей применяется метод, основанный на измерении скорости падения в жидкости небольших тел сферической формы (*метод Стокса*).

Стокс эмпирически установил, что при не слишком быстром движении тела сферической формы (шарика) сила сопротивления движению равна

$$F_c = 6\pi r\eta v, \quad (9)$$

где r – радиус шарика, v – скорость движения, η – коэффициент вязкости жидкости.

При падении шарика в узком цилиндре, наполненном исследуемой жидкостью на шарик действуют три силы (рис.3): сила сопротивления $F_c = 6\pi r\eta v$, сила тяжести $P = (4/3)\pi r^3 \rho_{\text{ш}} g$, выталкивающая сила $F_B = (4/3)\pi r^3 \rho_{\text{ж}} g$, где $\rho_{\text{ш}}$ – плотность вещества шарика, $\rho_{\text{ж}}$ – плотность жидкости.

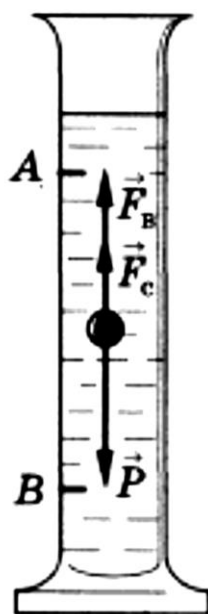


Рис.3

При равномерном движении шарика

$$P = F_B + F_c.$$

Отсюда

$$F_c = P - F_B$$

или

$$6\pi r\eta v = \frac{4}{3}\pi r^3 (\rho_{\text{ш}} - \rho_{\text{ж}}) g,$$

и для коэффициента вязкости получаем:

$$\eta = \frac{2}{9} gr^2 \frac{\rho_{\text{ш}} - \rho_{\text{ж}}}{v}, \quad (10)$$

Измерив время, за которое шарик проходит определенное расстояние l , можно вычислить скорость его движения:

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

Тогда конечная формула для определения коэффициента вязкости примет вид:

$$\eta = \frac{2}{9} gr^2 \frac{\rho_{\text{ш}} - \rho_{\text{ж}}}{l} t, \quad (11)$$

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Для определения коэффициента вязкости жидкости используется высокий цилиндрический сосуд с исследуемой жидкостью (рис.3). На сосуде имеются две кольцевые метки A и B . Метка A соответствует высоте, на которой силы, действующие на шарик, уравниваются и движение становится равномерным. Нижняя метка B нанесена для удобства отсчета времени.

$\rho_{\text{ш}} = 11,4 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$ – плотность вещества шарика (свинец),

$\rho_{\text{ж}} = 1,26 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$ – плотность исследуемой жидкости,

$r = 1 \cdot 10^{-3} \text{ м}$ – радиус шарика.

Задание. Определение вязкости жидкости

1. Опустите шарик в сосуд с жидкостью так, чтобы он двигался по оси цилиндра.
2. Измерьте время t прохождения шариком расстояния между метками A и B .
3. Измерьте расстояние l между метками.
4. Произведите аналогичные измерения с пятью шариками.
5. Данные измерений занесите в табл.1 и произведите вычисления.
6. Вычислите абсолютную и относительную погрешности измерений.

Таблица 1.

№	$l, \text{ м}$	$t, \text{ с}$	$\eta, \text{ Па}\cdot\text{с}$	$\Delta\eta, \text{ Па}\cdot\text{с}$	$\frac{\overline{\Delta\eta}}{\bar{\eta}} \cdot 100\%$
1.					
2.					
3.					

$$\bar{\eta} =$$

$$\overline{\Delta\eta} =$$

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Физическую природу вязкости жидкости.
2. Единицы измерения вязкости.
3. Формулу Ньютона.
4. Понятия ламинарного и турбулентного течений.
5. Формулу Гагена-Пуазейля.
6. Метод Стокса.

Студент должен уметь:

Определять вязкость жидкости по методу Стокса.

4. Содержание обучения:

1. Вязкость жидкости. Формула Ньютона. Градиент скорости.
2. Коэффициент внутреннего трения. Единицы вязкости. Относительная вязкость.
3. Течение жидкости по трубам. Ламинарное течение. Формула для скорости слоя. Распределение скорости слоев по сечению трубы.
4. Турбулентное течение. Число Рейнольдса.
5. Формула Гагена-Пуазейля. Гидравлическое сопротивление.
6. Определение коэффициента вязкости жидкости методом Стокса.

5. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Что называется внутренним трением?
2. Запишите уравнение Ньютона.
3. Что такое градиент скорости?
4. В каких единицах измеряется коэффициент вязкости?
5. Что называют относительным коэффициентом вязкости?
6. Какие жидкости называются ньютоновскими? неньютоновскими?

6. Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

1. Охарактеризуйте ламинарное и турбулентное течения жидкости.
2. Что называют числом Рейнольдса, от каких величин оно зависит?
3. Получите формулу Гагена-Пуазейля.
4. Выведите формулу для определения вязкости жидкости по методу Стокса.
5. Какие условия должны выполняться при измерении вязкости методом Стокса?

7. Самостоятельная работа студентов:

По учебнику Ремизова и др. (§7.4) изучите клинический метод определения вязкости крови.

8. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 10 мин.
2. Текущий контроль знаний – 40 мин.

3. Пояснение к выполнению работы – 10 мин.
4. Выполнение работы – 80 мин.
5. Проверка работы – 40 мин.

9. Перечень учебной литературы к занятию:

1. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я., Медицинская и биологическая физика. М., «Дрофа», 2008, §§ 7.1-7.5
2. Ремизов А.Н., Потапенко А.Я. Курс физики. М., «Дрофа», 2008, §§ 8.3-8.6.
3. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Козлова Е.К., Коржуев А.В. Физика и биофизика. Практикум. М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, § 2.1.

РЕФРАКТОМЕТРИЯ

1. Научно-методическое обоснование темы:

Показатель преломления является важной оптической характеристикой прозрачных сред. Он, например, определяет функционирование хрусталика глаза.

Метод измерения показателя преломления – *рефрактометрия* – широко применяется в практике лабораторных исследований для определения концентрации вещества в растворе, установления его подлинности и чистоты.

2. Теория:

Пусть две прозрачные среды находятся в контакте, и из первой среды во вторую распространяется луч света (рис.1, а, б). Тогда на границе раздела двух сред происходит отражение и преломление (рефракция) света.

Абсолютный показатель преломления среды

$$n = \frac{c}{v}, \quad (1)$$

где c - скорость распространения света в вакууме; v - скорость распространения света в данной среде.

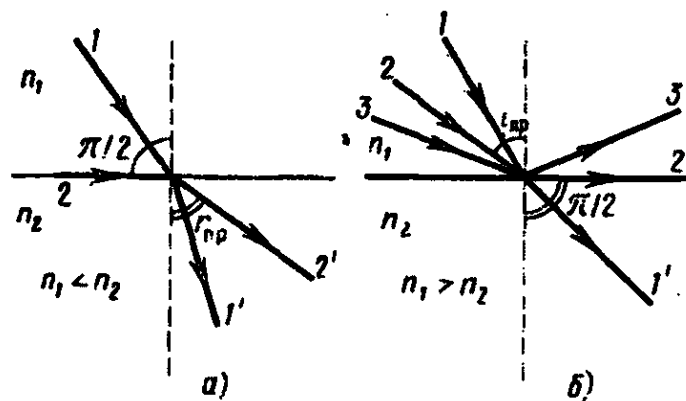


Рис.1

Относительный показатель преломления сред

$$n_{21} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (2)$$

где n_2 и n_1 - абсолютные показатели преломления сред.

При переходе света из среды с меньшим показателем преломления (оптически менее плотная среда) в среду с большим показателем преломления (оптически более плотная среда) *угол падения луча больше угла преломления* (рис.1, а). Если луч падает на границу раздела сред под наибольшим возможным углом $i = \frac{\pi}{2}$ (луч скользит вдоль границы

раздела сред), то он будет преломляться под углом $r_{np} < \frac{\pi}{2}$. Этот угол является наибольшим углом преломления для данных сред и называется *предельным углом преломления*. Из закона преломления света следует:

$$n_{21} = \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2}\right)}{\sin r_{np}} = \frac{1}{\sin r_{np}} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (3)$$

откуда

$$\sin r_{np} = \frac{n_1}{n_2}, \quad (4)$$

Если свет переходит из оптически более плотной среды в оптически менее плотную, то угол преломления больше угла падения (рис.1, б). При некотором угле падения i луча угол преломления равен $\frac{\pi}{2}$, т.е. преломленный луч скользит вдоль границы раздела сред. При дальнейшем увеличении угла падения преломление не происходит; весь падающий свет отражается от границы раздела сред (полное отражение). Угол i называется предельным углом полного отражения и обозначается i_{np} . Так как

$$n_{21} = \frac{\sin i_{np}}{\sin\left(\frac{\pi}{2}\right)} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (5)$$

то

$$\sin i_{np} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (6)$$

Таким образом, *предельный угол преломления и предельный угол полного отражения для данных сред зависят от их показателей преломления*. Это нашло применение в приборах для измерения показателя преломления веществ – рефрактометрах (рис.2, а, б, в) используемых при определении чистоты воды, концентрации общего белка сыворотки крови, для идентификации различных веществ и т.д.

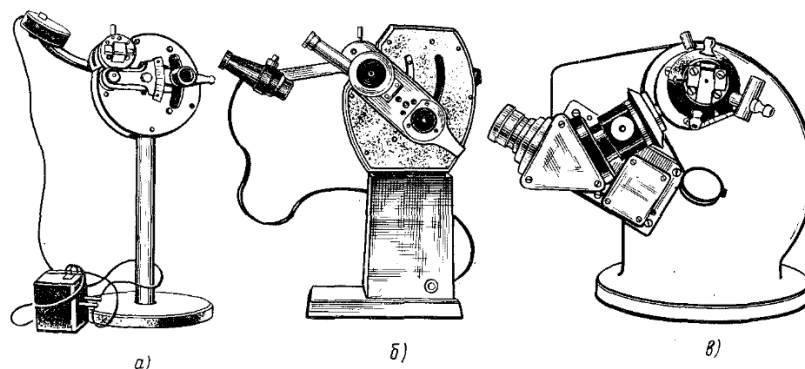


Рис.2

Показатель преломления растворов n определяется показателем преломления растворителя n_0 и линейно зависит от концентрации c растворенного вещества:

$$n = n_0 + Ac, \quad (7)$$

где A – коэффициент пропорциональности, характерный для данного растворенного вещества. Значения этого коэффициента определены с высокой точностью для многих веществ. Поэтому формулу (1) можно использовать для измерения концентрации различных веществ, используя приборы для определения показателя преломления – *рефрактометры*.

Рефрактометр предназначен для измерения коэффициента преломления растворов различных веществ. Принцип действия рефрактометра состоит в измерении предельного угла преломления на границе исследуемой жидкости и стеклянной призмы с известным коэффициентом преломления.

Рефрактометр состоит из двух призм: вспомогательной откидной призмы 1 с матовой нижней гранью 2 и измерительной призмы 3. Призмы соприкасаются гипотенузными гранями, между которыми имеется зазор около 0,1 мм, в который помещается несколько капель исследуемой жидкости 4. Измеряется предельный угол преломления на границе жидкость – измерительная призма.

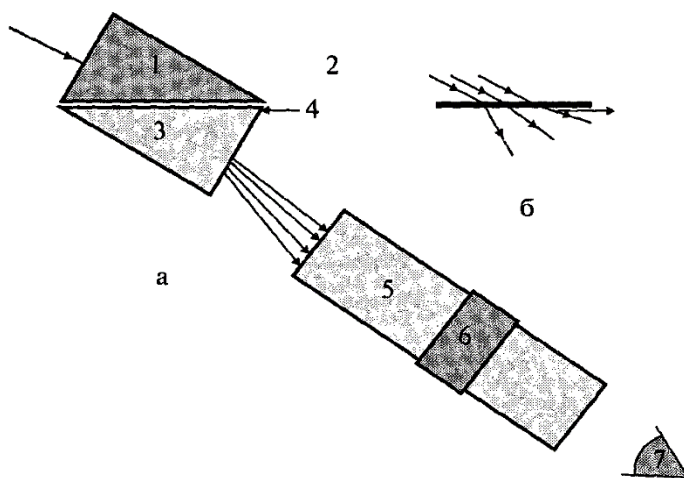


Рис.3 – блок-схема рефрактометра: 1 – вспомогательная откидная призма с матовой гранью 2; 3 – измерительная призма; 4 – исследуемая жидкость; 5 – отсчетное устройство; 6 – компенсатор; 7 – глаз; б – схема рассеяния света матовой нижней гранью 2 откидной призмы.

Величину угла и, соответственно, коэффициент преломления определяют с помощью отсчетного устройства 5. Встроенный в него компенсатор 6 позволяет сделать границу свет-тень черно-белой при освещении белым светом.

Луч света, проходя через вспомогательную откидную призму 1, рассеивается на матовой нижней грани 2. При этом рассеянные лучи распространяются во всех направлениях, в том числе и параллельно поверхности измерительной призмы 3 (рис.3, б). Далее эти лучи преломляются на границе жидкость 4 – измерительная призма 3, и, пройдя сквозь эту призму 3, попадают в отсчетное устройство 5. Если показатель

преломления жидкости меньше показателя преломления стекла, то лучи света входят в призму 3 в пределах от 0 до r_{np} . Пространство внутри этого угла будет освещенным, а вне его – темным. Таким образом, поле зрения, видимое в зрительную трубу, разделено на две части: темную и светлую. Положение границы раздела света и тени определяется предельным углом преломления, зависящим от показателя преломления исследуемой жидкости.

Если исследуемая жидкость имеет большой показатель поглощения (мутная, окрашенная жидкость), то во избежание потерь энергии при прохождении света через жидкость измерения проводят в отраженном свете. Если жидкость оптически менее плотная, чем стекло, из которого изготовлена призма, то лучи, падающие под углами, большими i_{np} , будут испытывать полное внутреннее отражение и выходить через вторую боковую грань измерительной призмы в зрительную трубу. Поле зрения, как и в первом случае, окажется разделенным на светлую и темную части. Положение границы раздела в данном случае определяется предельным углом полного отражения i_{np} , также зависящим от показателя преломления исследуемой жидкости.

Если граница свет – тень оказалась окрашенной и размытой, то с помощью компенсатора 6 надо добиться резкой черно-белой границы. Конструкция отсчетного устройства 5 такова, что позволяет путем специального рычага совместить границу свет-тень с маркером отсчетного устройства. При этом маркер показывает на встроенной шкале непосредственно значения показателя преломления.

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Конструкция рефрактометра РПЛ-3 схематично представлена на рис.4.

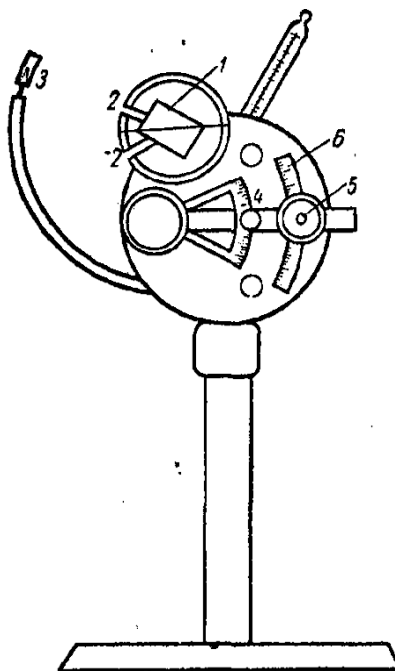


Рис.4

Прибор состоит из корпуса, имеющего форму плоской круглой коробки, навинченного на штатив с массивным основанием. Основная деталь рефрактометра – призма 1, которая состоит в действительности из двух прямоугольных призм, сложенных гипотенузами и вмонтированных в полые кожухи, выполненные в виде полуцилиндров. Нижний из них неподвижно прикреплен к корпусу, а верхний откидывается на шарнире.

Обе призмы изготовлены из тяжелого стекла с показателем преломления порядка 1,7 и вмонтированы в полуцилиндры так, что при складывании последних вплотную между обращенными друг к другу и параллельно расположенными основаниями призм остается свободное пространство около 0,15 мм. Это пространство при измерении заполняется исследуемой жидкостью. С левой стороны каждого полуцилиндра имеется отверстие 2 (рис.4), через которое свет, отраженный от зеркала 3, может быть направлен на призму 1. Прошедший через призму 1 пучок света встречает на своем пути прямоугольную поворотную призму, которая изменяет направление пучка на 90° , и направляет его в зрительную трубу 5.

Определение показателя преломления жидкости с помощью рефрактометра, как было сказано выше, может быть выполнено двумя способами (в проходящем и отраженном свете). Рассмотрим их более подробно.

При первом способе – в проходящем свете (рис.5, а) – пучок световых лучей, испускаемых источником света S , с помощью зеркала Z направляется на грань AB призмы ABC . Преломившись на грани AB , лучи проходят в призму ABC и достигают грани AC . Но так как эта грань сделана матовой и поэтому вызывает рассеяние света, лучи войдут в жидкость и достигнут грани DE под различными углами. Очевидно, что наибольший возможный угол падения для лучей, падающих на грань DE , равен 90° . Эти скользящие вдоль поверхности DE лучи после преломления определяют границу распространения света, так как им соответствует предельный угол преломления.

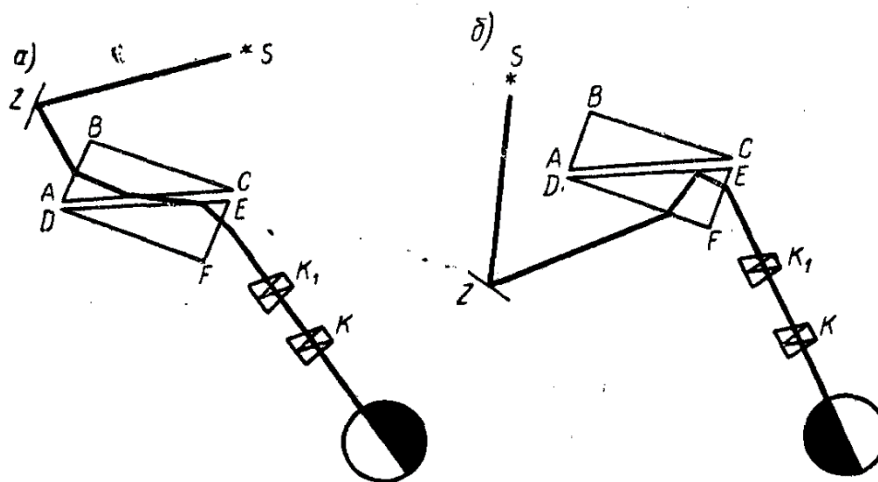


Рис.5

При втором способе – в отраженном свете (рис.5, б) – пучок световых лучей, испускаемых источником S , с помощью зеркала Z направляется на грань DF . Так как грань DF также матовая, то лучи входят в призму DEF под разными углами. В этом

случае лучам, вошедшим в призму DEF и достигшим грани DE , приходится переходить из среды, оптически более плотной (стекло), в среду оптически менее плотную (жидкость). Лучи, падающие на поверхность DE под углом меньше предельного, пройдут в жидкость и в призму ABC . Лучи, у которых угол падения больше предельного, претерпят полное внутреннее отражение. Лучи, направление которых соответствует величине предельного угла, и определяют границу раздела света и тени.

В случае бесцветных и слабоокрашенных жидкостей удобно пользоваться первым способом. При измерении показателя преломления интенсивно окрашенных жидкостей, сильно поглощающих свет, лучше пользоваться вторым способом.

При правильном положении компенсатора в окуляр зрительной трубы видно поле зрения, разделенное на две части с резкой границей свет – тень, без цветных оттенков. Одновременно в окуляр видна шкала 6 (см. рис.4), на которой слева нанесены значения показателей преломления и визирная линия (три черточки). Визирная линия (маркер) нанесена на стекле, расположенном внутри зрительной трубы. При измерениях окуляр зрительной трубы перемещается вдоль шкалы до тех пор, пока визирная линия не совпадает с границей раздела свет – тень. При этом слева на шкале можно прочесть непосредственно значение показателя преломления n .

Подготовка прибора к работе

1. Откиньте верхнюю призму рефрактометра и пипеткой нанесите на нижнюю призму 2-3 капли дистиллированной воды. Опустите верхнюю призму;
2. Сориентируйте рефрактометр так, чтобы наблюдения проводились в проходящем свете;
3. Фокусируя окуляр зрительной трубы 5 (рис.4) и вращая зеркальце, добейтесь яркого освещения поля зрения;
4. Медленно передвигайте окуляр вверх вдоль шкалы до появления в поле зрения границы свет-тень. Линия раздела должна быть резкой и без цветной окраски. Последнее достигается поворотом рукоятки компенсатора (рычажка 4 (см. рис.4));
5. Перемещая окуляр, совместите визирную линию (три штриха) с границей раздела свет-тень. Произведите отсчет значения показателя преломления жидкости по левой шкале. При правильной настройке рефрактометра показание шкалы при этом должно соответствовать показателю преломления воды $n=1,333-1,334$.

Задание. Исследование зависимости показателя преломления раствора $NaCl$ от концентрации

1. Для трех растворов соли с известными концентрациями проведите по три измерения показателя преломления n_1, n_2, n_3 . Для этого на нижнюю призму нанесите поочередно растворы различной концентрации и, совмещая визир с границей раздела свет-тень, определите по шкале показатели преломления растворов. Для каждого

- раствора измерение показателя преломления произведите по три раза и рассчитайте среднее значение показателя преломления n ;
2. Результаты измерений занесите в таблицу;
 3. Постройте градировочную прямую: график зависимости n от концентрации c ;
 4. Измерьте показатель преломления n_x раствора неизвестной концентрации;
 5. Определите по графику концентрацию c_x этого раствора и занесите ее значение в таблицу.

Таблица

Вещество	Концентрация, c г/л	Показатель преломления			
		n_1	n_2	n_3	n
вода	0				
NaCl	c_1				
	c_2				
	c_3				
	c_x				

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Законы преломления и отражения света.
2. Ход лучей при переходе света из оптически более плотной в менее плотную среду.
3. Ход лучей при переходе света из оптически менее плотной в более плотную среду.
4. Физический смысл абсолютного и относительного показателей преломления.
5. Назначение, принцип действия и устройство рефрактометра.

Студент должен уметь:

1. Измерять показатель преломления раствора с помощью рефрактометра.
2. Исследовать зависимость показателя преломления раствора от концентрации.

4. Содержание обучения:

1. Законы отражения и преломления света.
2. Назначение рефрактометра.
3. Устройство и принцип действия рефрактометра.
4. Измерение показателя преломления и определение концентрации раствора.

5. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Сформулируйте законы отражения и преломления света.
2. Что называется предельным углом преломления?
3. В чем заключается явление полного внутреннего отражения?
4. Что называется предельным углом полного внутреннего отражения?

6. Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

1. Объясните назначение, принцип действия и устройство рефрактометра.
2. Опишите методы определения показателя преломления жидкостей в проходящем и отраженном свете, начертите ход лучей в рефрактометре в этих случаях.

7. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 10 мин.
2. Текущий контроль знаний – 40 мин.
3. Пояснение к выполнению работы – 10 мин.
4. Выполнение работы – 80 мин.
5. Проверка работы – 40 мин.

8. Перечень учебной литературы к занятию:

1. Блохина М.Е., Эссаулова И.А., Мансурова Г.В. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. М., «Дрофа», 2002, §§35.
2. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Козлова Е.К., Коржуев А.В. Физика и биофизика. Практикум. М., ГЭОТАР-Медиа, 2008, § 2.3.

ПАССИВНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ТКАНЕЙ

1. Научно-методическое обоснование темы:

Пассивные электрические свойства биологических тканей характеризуются импедансом (полным сопротивлением), величина которого определяется емкостной и активной проводимостью тканей.

Измерение полного сопротивления (импеданса) тканей переменному электрическому току имеет большое практическое значение для диагностики и научно-медицинских исследований. На измерении импеданса основан метод импедансной реоплетизмографии (реографии). Это метод регистрации изменения полного электрического сопротивления исследуемого участка тела или органа. Импеданс зависит от кровенаполнения сосудов. Метод находит широкое применение при массовых обследованиях различных контингентов практически здоровых людей с целью оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы и выявления скрытой патологии, как один из методов экспресс-диагностики в экстремальных ситуациях, а также в исследованиях, связанных с космической медициной, трансплантационной хирургией и т.п.

Ткани организма состоят из структурных элементов — клеток, омываемых тканевой жидкостью. Каждый такой элемент представляет две среды, относительно хорошо проводящие ток (тканевая жидкость и цитоплазма клеток), разделенные плохо проводящим слоем (клеточные мембраны). В тканях встречаются и макроскопические образования, состоящие из различных соединительнотканых оболочек и перегородок, то есть плохие проводники, по обе стороны которых находятся ткани, хорошо проводящие ток. Все это придает тканям организма емкостные свойства, наличие которых элементарно подтверждается измерением тангенса угла сдвига фаз между током и напряжением. Индуктивные свойства тканей не обнаружены. Общее сопротивление и общая емкость участка тканей организма зависят от состояния тканей: степени кровенаполнения, скорости кровотока, отечности и т.д. При переменном токе с увеличением частоты полное сопротивление (импеданс) тканей организма снижается за счет уменьшения емкостного сопротивления.

2. Теория:

Импедансом называется полное сопротивление цепи переменного тока.

Переменным называется ток, мгновенные значения которого периодически изменяются по величине и направлению. В общем случае переменный ток может иметь любую сложную форму колебания; в технике наиболее распространен *синусоидальный* ток. В этом случае мгновенные значения напряжения и тока определяются выражениями $U = U_m \sin \omega t$ и $I = I_m \sin \omega t$, где U_m и I_m — амплитудные значения напряжения и тока. Рассмотрим три цепи, к каждой из которых приложено переменное напряжение

$$U = U_m \sin \omega t, \quad (1)$$

Сила тока в цепи с резистором (рис.1, а) будет изменяться в фазе с приложенным напряжением:

$$I = I_m \sin \omega t, \quad (2)$$

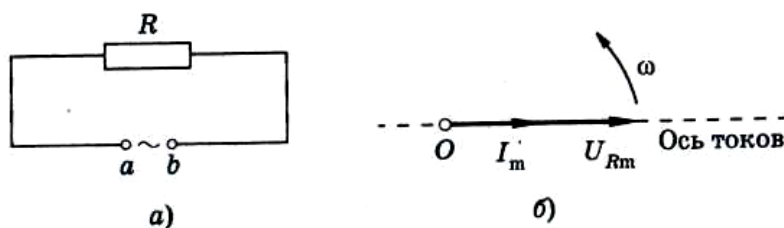


Рис.1

сила тока в цепи с катушкой индуктивности (рис.2, а) будет отставать по фазе от приложенного напряжения на $\pi/2$:

$$I = I_m \sin (\omega t - \pi/2), \quad (3)$$

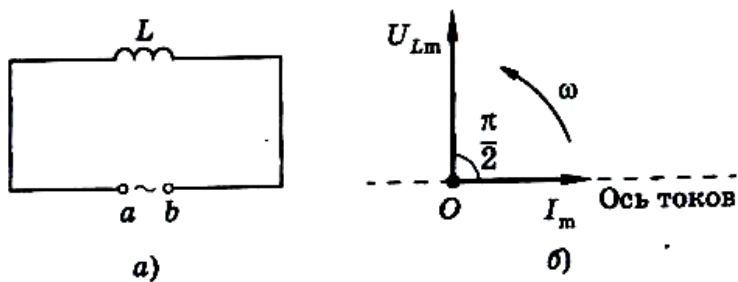


Рис.2

а ток в цепи с конденсатором (рис.3, а) будет опережать по фазе напряжение на $\pi/2$:

$$I = I_m \sin (\omega t + \pi/2), \quad (4)$$

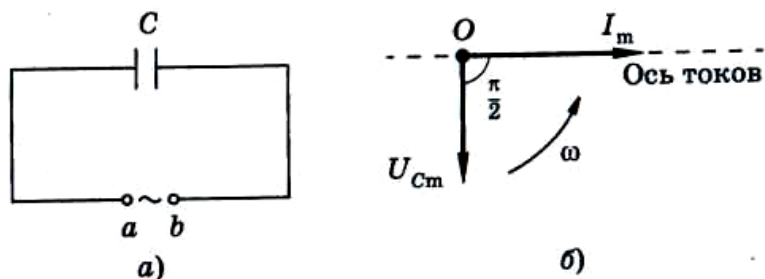


Рис.3

Векторные диаграммы, соответствующие этим примерам, показаны на рис. 1, б – 3,б. Для цепи с резистором имеем *омическое сопротивление*

$$R = \frac{U_{mR}}{I_m}, \quad (5)$$

для цепи с катушкой индуктивности – *индуктивное сопротивление*

$$X_L = \frac{U_{mL}}{I_m} = L\omega, \quad (6)$$

а для цепи с конденсатором – *емкостное сопротивление*

$$X_C = \frac{U_{mC}}{I_m} = \frac{1}{C\omega}, \quad (7)$$

Рассмотрим цепь, в которой последовательно соединены резистор, катушка индуктивности и конденсатор (рис.4):

В общем случае сила тока в цепи и напряжение изменяются не в одной фазе, поэтому

$$I = I_m \sin(\omega t - \varphi), \quad (8)$$

где φ – разность фаз напряжения и силы тока.

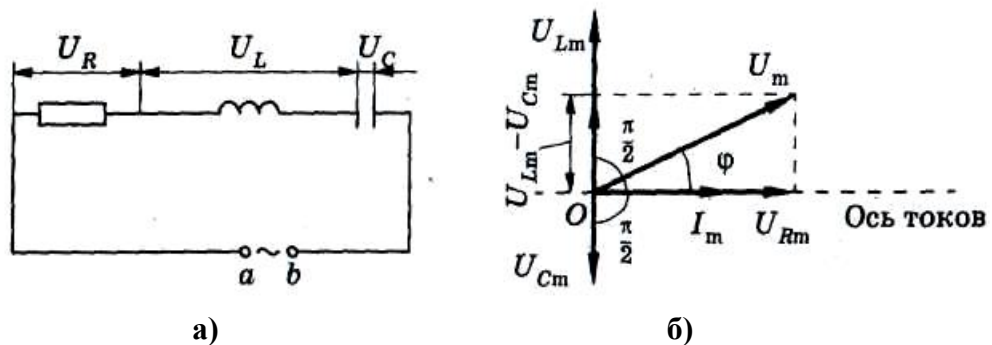


Рис.4

Сумма напряжений на отдельных участках цепи равна внешнему напряжению:

$$U = IR + IX_L + IX_C = U_R + U_L + U_C, \quad (9)$$

На рис. 4, б по оси токов направлен вектор амплитуды силы тока I_m .

Так как по всей цепи амплитуда силы тока одинакова, то амплитуды напряжений на участках цепи отложены относительно этого вектора: вектор U_{Rm} - в одной фазе с силой тока; вектор U_{Lm} - с опережением силы тока по фазе на $\frac{\pi}{2}$, вектор U_{Cm} - с отставанием силы тока по фазе на $\frac{\pi}{2}$. Используя теорему Пифагора, имеем:

$$U_m^2 = U_{Rm}^2 + (U_{Lm} - U_{Cm})^2, \quad (10)$$

Подставляя в (10) выражения этих амплитуд из (5) – (7) и учитывая закон Ома, находим:

$$I^2 Z^2 = I_m^2 R^2 + \left[I_m L \omega - \frac{I_m}{C \omega} \right]^2, \quad (11)$$

где Z - полное сопротивление цепи переменного тока, называемое импедансом. Из (11) получаем:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left[L \omega - \frac{1}{C \omega} \right]^2}, \quad (12)$$

Живые ткани состоят из клеток, омываемых тканевой жидкостью. Цитоплазма клеток и тканевая жидкость представляют собой электролиты, разделенные плохо проводящей клеточной оболочкой. Такая система обладает *статической* и *поляризационной* емкостью. Поляризационная емкость – результат электрохимической поляризации, возникающей при прохождении постоянного электрического тока через электролит. Она зависит от силы тока и времени его протекания. По современным представлениям, живые ткани не обладают *индуктивностью* и сопротивление их имеет только *активную и емкостную* составляющие.

При прохождении переменного тока через живые ткани наблюдается *дисперсия электропроводимости*: полное сопротивление ткани увеличивается с уменьшением частоты тока до некоторой максимальной величины $Z_{\max}$ и стремится к некоторому минимальному значению $Z_{\min}$ при увеличении частоты. На рис.5 изображен график зависимости импеданса мышцы от частоты переменного тока.

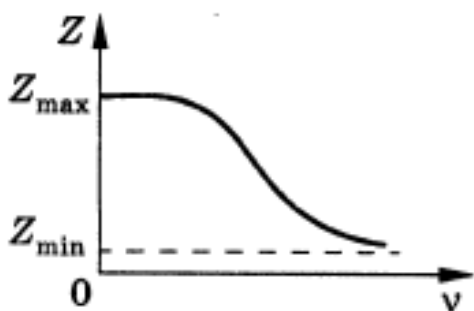


Рис.5

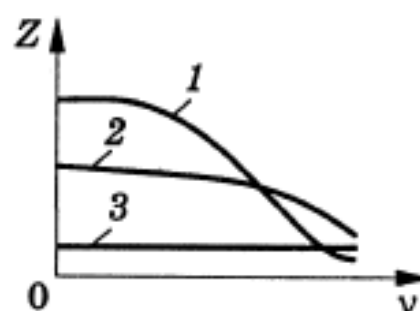


Рис.6

Дисперсия электропроводимости живой ткани является результатом зависимости емкостного сопротивления от частоты переменного тока, а также влияния поляризационной емкости, которая при низких частотах сказывается сильнее и уменьшается с увеличением частоты.

Дисперсия электропроводимости присуща только живым тканям. По мере отмирания ткани крутизна кривой уменьшается. На рис.6 приведена зависимость сопротивления

участка живой ткани от частоты при отмирании: 1—живая ткань, 2— поврежденная ткань, 3— мертвая ткань.

В настоящее время в связи с развитием трансплантационной хирургии и поисками методов определения качества консервированных тканей, электропроводимость используется как один из тестов жизнеспособности консервированной кожи, кости, роговицы и т.п.

Другим проявлением реактивных свойств сопротивления живой ткани является наличие сдвига фаз между силой тока и напряжением. В цепи, содержащей активное и емкостное сопротивление, угол сдвига фаз лежит в интервале от 0 до 90° . Для биологических объектов характерен большой угол сдвига фаз, что говорит о значительной доле емкостного сопротивления в полном сопротивлении (импедансе). Для кожи человека, например, при частоте 1 кГц угол сдвига фаз равен 55° .

Импеданс живой ткани можно моделировать с помощью эквивалентных схем. На рис.7, а, б, в приведены три такие схемы и указаны графики зависимости $Z(\nu)$ для данных схем. Из них видно, что наиболее близкая к живой ткани зависимость $Z(\nu)$ получается для схемы в.

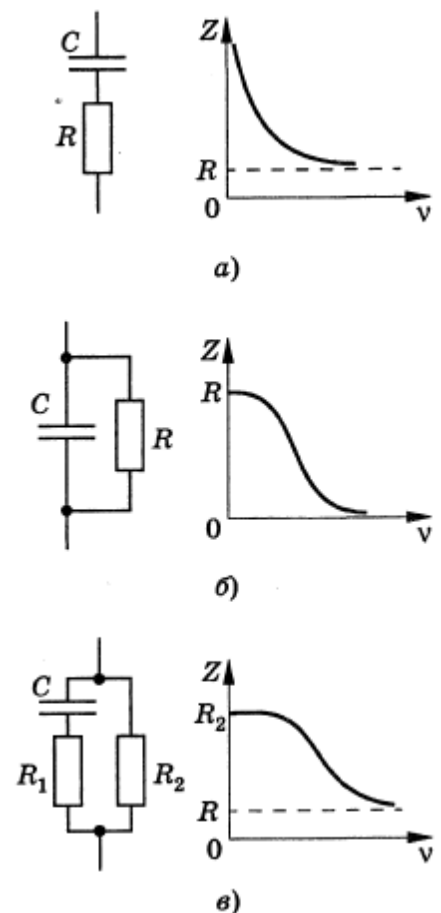


Рис.7

ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

Структурная схема установки, используемой для измерения импеданса, изображена на рис.8. К клеммам 1 может подключаться поочередно каждая эквивалентная схема или биологический объект. В данной работе частотная характеристика снимается с эквивалентных электрических схем.

Последовательно с эквивалентной схемой подключается дополнительный резистор 2 с сопротивлением R_0 . Напряжение с эквивалентной схемы подается на Y — пластины осциллографа 3. Напряжение с дополнительного резистора подается на X — пластины осциллографа. Так как эквивалентная схема и дополнительный резистор включены в цепь последовательно, то сила тока в них одинакова.

Обозначим U_Z — напряжение на эквивалентной схеме; U_R — напряжение на резисторе; Z — импеданс эквивалентной схемы; I — силу тока в цепи. По закону Ома

$$U_Z = I \cdot Z, \quad U_R = I R_0,$$

откуда

$$Z = U_Z / I, \quad I = U_R / R_\partial;$$

Следовательно,

$$Z = U_Z R_\partial / U_R, \quad (13)$$

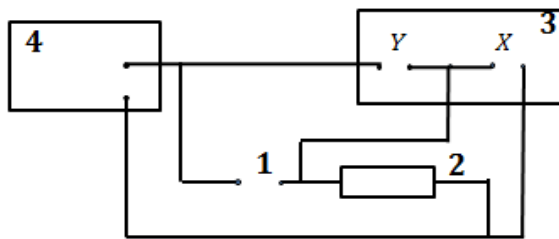


Рис.8

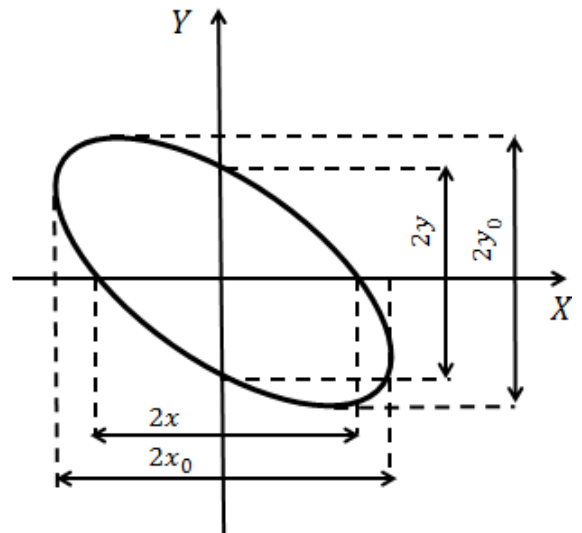


Рис.9

Источником питания служит звуковой генератор 4, который позволяет изменять частоту подаваемого напряжения. При подаче напряжения на экране осциллографа наблюдается эллипс (рис.9) .

Как известно, эллипс получается в результате сложения двух взаимно перпендикулярных гармонических колебаний одинаковой частоты.

Измерив двойные амплитуды $2x_0$ и $2y_0$ сигнала и зная чувствительности S_x и S_y соответствующих каналов осциллографа, можно определить напряжения

$$U_Z = \frac{y_0}{S_y}, \quad U_R = \frac{x_0}{S_x} .$$

Подставляя эти соотношения в формулу (13) , получаем

$$Z = y_0 S_y R_\partial / x_0 S_x , \quad (14)$$

Если $S_x = S_y$, то

$$Z = y_0 R_\partial / x_0 , \quad (15)$$

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание. Определение импеданса эквивалентных электрических схем

1. Подключите к клеммам 1 эквивалентную схему «а».
2. Включите звуковой генератор и осциллограф.
3. Получите устойчивую картину на экране осциллографа при условии $S_x = S_y$.
4. Установите на звуковом генераторе частоту 50 Гц и получите на экране осциллографа эллипс.
5. Проведите 10 измерений $2x_0$ и $2y_0$ на разных частотах в пределах от 30 до $5 \cdot 10^3$ Гц.
6. Рассчитайте импеданс Z эквивалентной схемы «а» по формуле (15), где $R_0 = 2000$ Ом.
7. Результаты измерений и вычислений занесите в таблицу.
8. Подключая поочередно схемы «б» и «в», повторите измерения, указанные в пунктах 4–7.
9. По полученным данным постройте графики зависимости $Z(\nu)$ или $Z(\lg \nu)$ для всех трех схем.
10. Сравните полученные графики с частотной характеристикой импеданса живой ткани (см. рис.5) и выберите схему, наиболее точно моделирующую живую ткань.

Таблица

№	ν , Гц	$\lg \nu$	I			II			III		
			$2x_0$, мм	$2y_0$, мм	Z_1 , Ом	$2x_0$, мм	$2y_0$, мм	Z_2 , Ом	$2x_0$, мм	$2y_0$, мм	Z_3 , Ом
1.	30	1,5									
2.	100	2,0									
3.	300	2,5									
4.	1000	3,0									
5.	3000	3,5									
6.	10000	4,0									
7.	20000	4,5									
.	.	.									
.	.	.									
.	.	.									

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Определение импеданса.
2. Особенности электропроводимости живых тканей.
3. Обобщенный закон Ома.
4. Использование импеданса в медицине.

Студент должен уметь:

- 1.Объяснять причины наличия в ткани емкостного сопротивления.
- 2.Исследовать зависимость импеданса от частоты для предложенных эквивалентных электрических схем ткани.
- 3.Сравнивать полученные результаты с экспериментальными данными для живой ткани.

4. Содержание обучения:

- 1.Переменный электрический ток.
- 2.Цепи, содержащие только резистор, только катушку индуктивности, только емкость.
- 3.Полное сопротивление (импеданс) цепи переменного тока.
4. Физические основы реографии.
5. Определение импеданса эквивалентных электрических схем.

5.Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

- 1.Какой ток называется переменным?
- 2.Что такое импеданс?
- 3.Что такое эквивалентная схема?
- 4.Что называется дисперсией электропроводимости и чем она обусловлена?

6.Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

- 1.Приведите векторную диаграмму для цепи с резистором; с катушкой индуктивности; с конденсатором.
- 2.Запишите выражения для омического, индуктивного и емкостного сопротивлений.
- 3.Получите формулу импеданса для цепи, в которой последовательно соединены резистор, катушка индуктивности и конденсатор.
- 4.Выведите формулу для расчета импеданса в данной работе.
- 5.Для каких целей используется импеданс в медицине?

7. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 10 мин.
2. Текущий контроль знаний – 40 мин.
3. Пояснение к выполнению работы – 10 мин.
4. Выполнение работы – 80 мин.
5. Проверка работы – 40 мин.

8. Перечень учебной литературы к занятию:

- 1.Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я., Медицинская и биологическая физика. М., «Дрофа», 2008, §§ 14.3, 14.4.
2. Ремизов А.Н., Потапенко А.Я. Курс физики. М., «Дрофа», 2008, §§ 19.2, 19.3.
- 3.Антонов В.Ф., Черныш А.М., Козлова Е.К., Коржуев А.В. Физика и биофизика. Практикум. М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, § 3.9.

МИКРОСКОПИЯ

1. Научно-методическое обоснование темы:

Возможность разрешения деталей предмета зависит от размеров его изображения на сетчатке глаза или угла зрения. Однако, иногда невозможно увеличить угол зрения из-за некоторых технических ограничений. В связи с этим используются оптические приборы, в том числе микроскоп.

Микроскоп является одним из важнейших приборов в медицинских и биологических исследованиях. При этом микроскоп позволяет не только визуально изучать недоступные глазу объекты, но проводить некоторые измерения.

Микроскопические методы исследования - способы изучения различных объектов с помощью микроскопа. В биологии и медицине эти методы позволяют изучать строение микроскопических объектов, размеры которых лежат за пределами разрешающей способности глаза человека. Основу микроскопических методов исследования составляет световая и электронная микроскопия. В практической и научной деятельности врачи различных специальностей — вирусологи, микробиологи, цитологи, морфологи, гематологи и др. помимо обычной световой микроскопии используют фазово-контрастную, интерференционную, люминесцентную, поляризационную, стереоскопическую, ультрафиолетовую, инфракрасную микроскопию. В основе этих методов лежат различные свойства света.

2. Теория:

Микроскоп - оптический прибор для получения сильно увеличенных изображений объектов, не видимых невооруженным глазом. Различные типы микроскопов предназначены для рассматривания, изучения и измерения микроструктуры органических клеток, бактерий, срезов тканей, микрокристаллов, минералов, микросхем и других объектов, размеры которых меньше минимального разрешения глаза, равного 0,1мм. Микроскоп дает возможность различать структуры с расстоянием между элементами до 0,2 мкм. Обычно микроскоп имеет двухступенчатую систему увеличения, образованную двумя линзами (*объективом и окуляром*) и обеспечивающую увеличение до 1500 крат. В оптическую схему микроскопа входят также элементы, необходимые для освещения объекта.

Линзой называется прозрачное тело, ограниченное двумя криволинейными (обычно сферическими) поверхностями или одной криволинейной и одной плоской поверхностью.

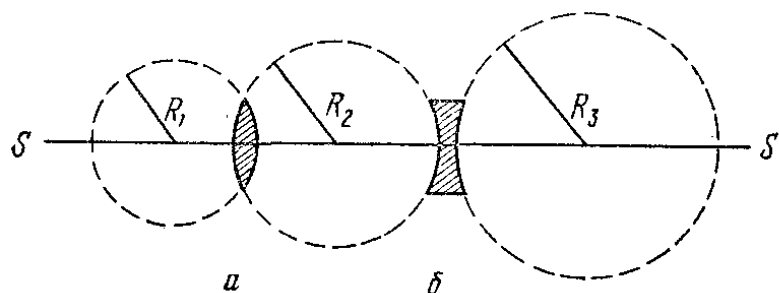


Рис.1

На рис. 1 изображены поперечные сечения двояковыпуклой (а) и двояковогнутой (б) сферических линз (R_1 , R_2 и R_3 — радиусы сфер). Прямая SS' , проходящая через центры кривизны поверхностей, образующих линзу, называется *главной оптической осью* (или просто осью) линзы.

Если толщина линзы O_1O_2 пренебрежимо мала по сравнению с радиусами кривизны линзы, то она называется *тонкой*.

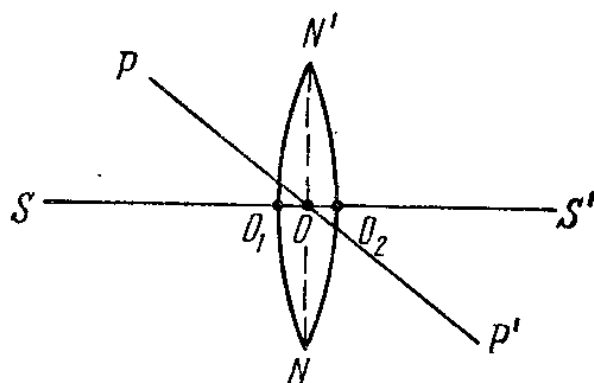


Рис.2

У тонкой линзы (рис.2) имеется точка O , обладающая тем свойством, что проходящие через нее лучи практически не преломляются линзой. Эту точку называют *оптическим центром линзы*: она лежит на пересечении главной оптической оси со средним сечением NN' линзы. Любая прямая PP' , проходящая под углом к главной оптической оси через оптический центр линзы, называется *побочной оптической осью*. Луч, идущий вдоль оптической оси (главной или побочной), носит название *центрального луча*.

Линзу можно представить как совокупность множества *призм* (рис. 3).

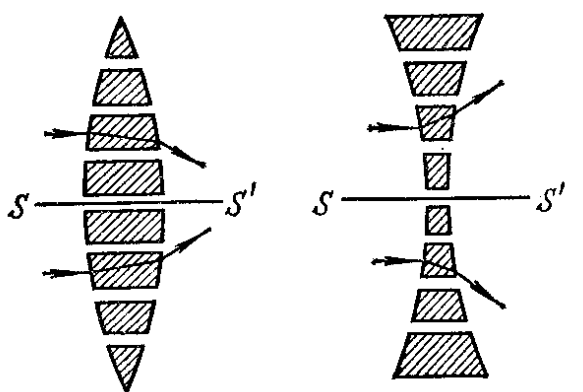


Рис.3

Тогда становится очевидным, что выпуклая линза отклоняет лучи к оптической оси, а вогнутая—от оптической оси. Поэтому выпуклая линза называется *собирающей*, а вогнутая — *рассеивающей*.

Лучи *параксиального* (приосевого) светового пучка, распространяющиеся параллельно главной оптической оси, пересекаются в точке, лежащей на этой оси и называемой

фокусом линзы (главным фокусом). У всякой линзы имеются два фокуса по обе стороны от нее (рис.4).

Плоскость MN , проведенная через фокус линзы перпендикулярно к главной оптической оси, называется *фокальной плоскостью* (рис.5). Лучи, падающие на линзу параллельно какой-либо побочной оптической оси, после преломления в линзе пересекаются в точке, лежащей на фокальной плоскости.

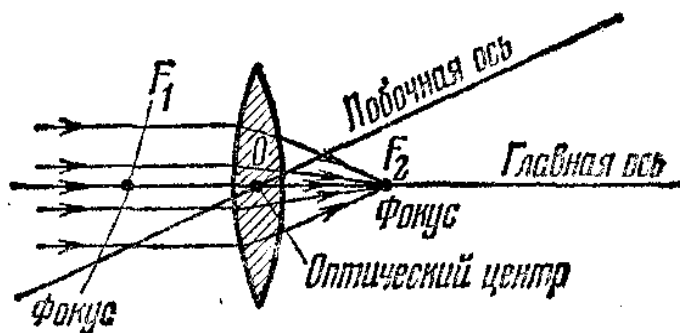


Рис.4

У линзы имеются две фокальные плоскости, расположенные по обе стороны от нее. Точки пересечения побочных оптических осей с фокальными плоскостями линзы называют *побочными фокусами* линзы (точка F' на рис.5).

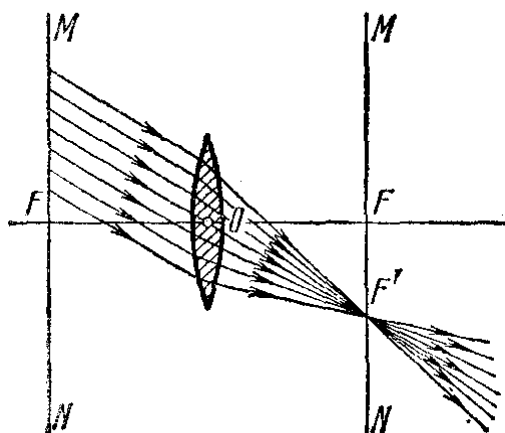


Рис.5

Расстояние $OF=f$ от оптического центра линзы до ее фокусов называется *фокусным расстоянием* линзы.

Изображение любой точки предмета в линзе находится в точке пересечения двух лучей (или их продолжений), вышедших из этой точки и прошедших через линзу. Обычно для построения изображения используют два из трех лучей:

- 1) Луч, проходящий без преломления через оптический центр линзы;
- 2) Луч, падающий параллельно главной оптической оси. После преломления в линзе этот луч (или его продолжение) проходит через задний (относительно предмета) главный фокус;

3) Луч (или его продолжение), который проходит через передний главный фокус и после преломления в линзе идет параллельно главной оптической оси.

Величина $D = 1/f$ называется *оптической силой* линзы. Она измеряется в *диоптриях* (дп). Диоптрия равна оптической силе линзы с фокусным расстоянием 1 м.

Оптическая сила собирающих линз (как и фокусное расстояние) считается положительной, а рассеивающих – отрицательной.

Построим ход лучей в простейшем микроскопе (рис.6). Предмет AB находится немного впереди от переднего фокуса объектива. Изображение $A'B'$ строится по обычным правилам построения изображения в собирающей линзе. Оно является промежуточным изображением, увеличенным, перевернутым, действительным и лежит за двойным фокусным расстоянием объектива.

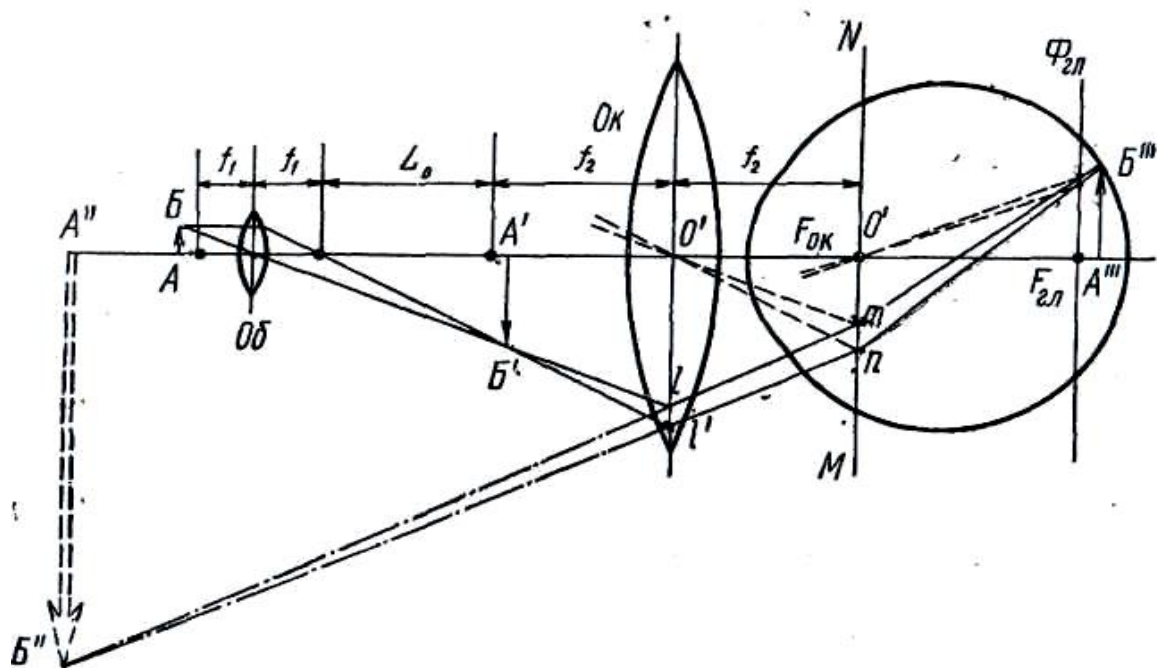


Рис.6

Окуляр располагается так, чтобы изображение $A'B'$ находились несколько ближе к линзе, чем ее передний фокус. Лучи, образующие точку B' промежуточного изображения, надо продолжить до пересечения с главной плоскостью окуляра в точках l и l' . Через оптический центр окуляра O' проводятся побочные оси, параллельные этим лучам до пересечения в точках m и n с фокальной плоскостью MN окуляра, которая совпадает с главной плоскостью глаза. Аналогично через оптический центр глаза O'' проводятся побочные оси, параллельные отрезкам lm и $l'n$ до пересечения с фокальной плоскостью глаза $\Phi_{эл}$. Проведя лучи через эти точки и точки m и n , получим за фокальной плоскостью глаза точку B''' изображения на сетчатке глаза. Точка B'' мнимого изображения найдется как точка пересечения продолжения отрезков lm и $l'n$.

Таким образом, микроскоп дает увеличенное, перевернутое и мнимое изображение. Угловое увеличение γ оптического прибора определяется отношением угла зрения на предмет через оптический прибор к углу зрения на этот предмет невооруженного глаза:

$$\gamma = \frac{\beta_{\text{приб}}}{\beta_{\text{эл}}}, \quad (1)$$

Для микроскопа угловое увеличение численно равно произведению линейного увеличения объектива $\beta_{об}$ и углового увеличения окуляра:

$$\gamma_m = \beta_{об} \cdot \gamma_{ок}, \quad (2)$$

где $\beta_{об} = \frac{L_0}{f_{об}}$ - линейное увеличение объектива, L_0 - расстояние от заднего фокуса

объектива до переднего фокуса окуляра, т.е. *оптическая длина тубуса*; $\gamma_{ок} = \frac{L}{f_{ок}}$ - угловое увеличение окуляра, L - расстояние наилучшего зрения, $f_{об}$ и $f_{ок}$ - фокусные расстояния объектива и окуляра.

Свойство оптического прибора давать раздельное изображение двух близко расположенных светящихся точек называется *разрешающей способностью* прибора, и характеризуется *пределом разрешения*, т.е. наименьшим расстоянием между этими точками. Чем меньше предел разрешения, тем выше разрешающая способность оптического прибора. Предел разрешения определяется формулой:

$$Z = \frac{\lambda}{2n \sin \theta} = \frac{\lambda}{2A}, \quad (3)$$

где λ - длина волны света в воздухе, n - показатель преломления среды между предметом и объективом (для воздуха $n=1$), θ - апертурный угол.

Необходимым элементом оптических систем, образующих изображение предметов, является *оптическая диафрагма*, которая представляет собой экран с отверстием. Оптическая диафрагма дает возможность регулировать световой поток (ширину пучка световых лучей) попадающий в оптическую систему. Отверстие диафрагмы располагается так, что ее центр совпадает с главной осью оптической системы, а плоскость отверстия перпендикулярна оси.

Апертурной диафрагмой называется диафрагма, ограничивающая световой поток независимо от места ее расположения в оптической системе (диафрагма может располагаться и перед входной линзой прибора, в нашем случае входной линзой является объектив).

Апертурная диафрагма D (рис.7, а) ограничивает ширину световых пучков, поступающих в систему от отдельных точек предмета, находящихся вне поля зрения NN и поэтому падающих на линзу под большим углом. Диафрагма способствует устранению aberrаций и повышает резкость изображения, хотя при этом ограничивается количество световых лучей, попадающих в оптическую систему, т.е. уменьшается яркость изображения.

Для определения границ поля зрения надо провести пунктирные линии AN . Угол θ , равный половине угла, под которым отверстие апертурной диафрагмы видно из точки O (точки пересечения главной оси системы с плоскостью предмета NN), называется *апертурным углом* оптической системы. Апертурный угол – это пространственный угол, ограничивающий конус световых лучей, попадающих в линзу. *Апертурным углом* называют также плоский угол при вершине этого конуса. В микроскопе предмет помещается почти у самого переднего фокуса объектива, а апертурный угол ограничивается оправой AA самой линзы (см. рис. 7 б).

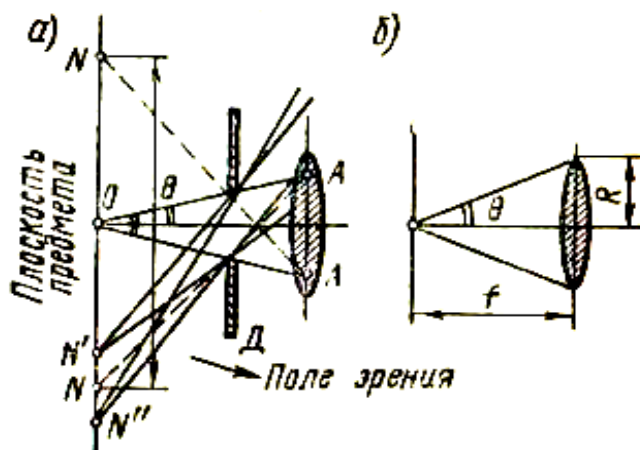


Рис.7

Величина $A = n \cdot \sin \theta$ называется *числовой (численной) апертурой*.

Увеличение микроскопа в пределах $500-1000A$ (A -числовая апертура) называется *полезным*, т.к. при нем глаз различает все элементы структуры объекта, разрешаемые микроскопом. Полезное увеличение γ_m микроскопа должно быть не меньше величины, определяемой соотношением пределов разрешения глаза Z_{gl} и микроскопа Z_M :

$$\gamma_m \geq \frac{Z_{gl}}{Z_M}, \quad (4)$$

Разрешающая способность микроскопа прямо пропорциональна апертуре объектива и для ее повышения пространство между объективом и предметом заполняется жидкостью с большим ($n > 1$) показателем преломления. Максимальный апертурный угол может быть порядка 70° , тогда для сухого объектива $A = \sin \theta \approx 0,94$.

Усовершенствованием микроскопа явилось применение иммерсионного объектива. В этом случае пространство между наблюдаемым предметом и входной линзой заполняется жидкостью (*иммерсией*) с показателем преломления, близким к стеклу. В иммерсионных системах по сравнению с сухими системами получают больший апертурный угол. В качестве иммерсии используют воду ($n=1,33$), кедровое масло ($n=1,55$) и др. Апертура объективов с масляной иммерсией может быть доведена до 1,4. При этом возможно разрешение структур с расстоянием между элементами 0,2 мкм. Дальнейшее повышение

разрешающей способности микроскопа достигается уменьшением длины волны света, например путем применения ультрафиолетового излучения.

Наиболее распространенным примером оптической микроскопии является *метод темного поля*, который осуществляется путем применения особого конденсора. Конденсор темного поля состоит из нескольких линз особой формы, образующих наклонные пучки света. Падая на мелкие элементы объекта, свет рассеивается на них. Это делает объект видимым на общем темном поле зрения микроскопа.

Фазово - контрастный метод применяется для наблюдения малоконтрастных объектов. Он основан на использовании разности фаз, которая образуется при прохождении света через различные структуры исследуемого объекта. Для фазово-контрастной микроскопии применяют особые объективы, содержащие фазовую пластинку (при этом лучи получают дополнительную разность хода) и специальные конденсоры.

При прохождении света через ровную и плоскую границу двух прозрачных веществ неодинаковой оптической плотности падающий луч света AO разделяется на два луча – отраженный луч OB и преломленный луч OD (рис. 8).

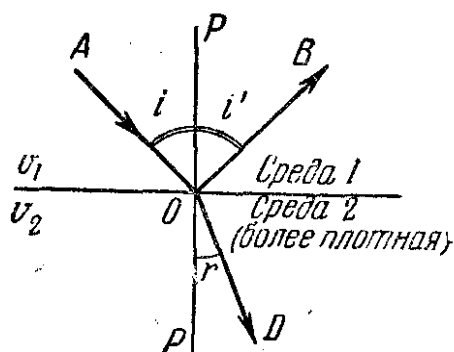


Рис.8

Направления этих лучей определяются следующими законами отражения и преломления света:

1. Луч AO , падающий на преломляющую поверхность, нормаль к поверхности в точке падения POP , луч отраженный OB и луч преломленный OD лежат в одной плоскости.
2. Угол отражения POB численно равен углу падения POA .
3. Синус угла падения i относится к синусу угла преломления r , как скорость света в первой среде v_1 относится к скорости света во второй среде v_2 :

$$\frac{\sin i}{\sin r} = \frac{v_1}{v_2}, \quad (5)$$

Последний закон говорит о том, что свет распространяется в различных средах с различной скоростью.

Для двух данных сред и для луча данной длины волны отношение скорости света в среде 1 к скорости света в среде 2 или отношение синуса угла падения к синусу угла преломления есть величина постоянная, т. е.

$$\frac{v_1}{v_2} = \text{const} = n_{21}; \quad n_{21} = \frac{\sin i}{\sin r}.$$

Величина n_{21} называется *относительным показателем (коэффициентом) преломления* второй среды по отношению к первой.

Если одна из сред, например 1 — вакуум или воздух, то показатель преломления n данной среды 2 по отношению к вакууму называется *абсолютным показателем преломления* данной среды или просто *показателем (коэффициентом) преломления*.

Абсолютный показатель преломления среды 2 (рис.8):

$$n_2 = \frac{c}{v_2}; \quad n_2 = \frac{\sin i}{\sin r},$$

где c — скорость света в вакууме, v_2 — скорость света в данной среде 2, т.е. *показатель преломления среды есть отношение скорости света в вакууме к скорости света в данной среде*:

$$n = \frac{c}{v}, \quad (6)$$

Показатель преломления зависит от длины волны света и от свойств среды. *Абсолютные показатели преломления больше единицы*. Это означает, что скорость распространения света в данной среде всегда меньше, чем в вакууме.

Относительный показатель преломления двух сред n_{21} связан с абсолютными показателями преломления сред n_1 и n_2 следующим соотношением:

$$n_{21} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{cn_2}{cn_1} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (7)$$

Для определения показателей преломления веществ существуют различные методы. Одним из них является *метод определения показателя преломления стекла при помощи микроскопа*.

В основе метода лежит явление кажущегося уменьшения толщины стеклянной пластинки вследствие преломления световых лучей, проходящих в стекле при рассматривании пластинки нормально к ее поверхности. Схема прохождения лучей через стеклянную пластинку дана на рис. 9.

В точку A , находящуюся на нижней поверхности стеклянной пластинки, падают два луча света 1 и 2. Луч 2 падает на пластинку нормально к ее поверхности и поэтому проходит сквозь пластинку и выходит в воздух в точке C , не испытывая преломления. Луч 1 преломляется и выходит из пластинки в точку O по направлению к точке D .

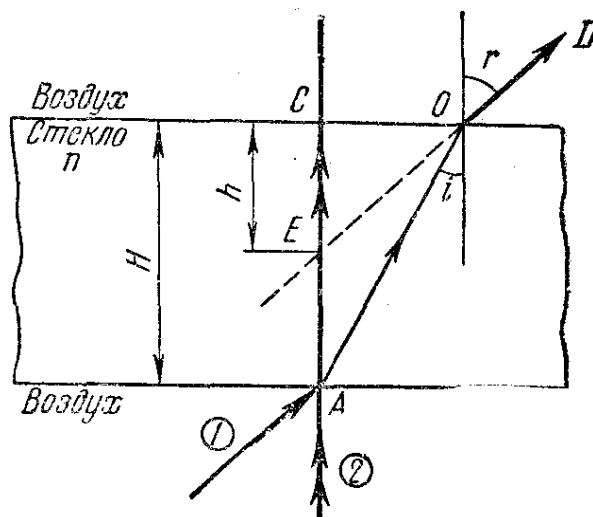


Рис.9

При выходе из пластинки луч OD образует угол преломления r — больший, чем угол падения i . Если смотреть из точки D по направлению DO , то наблюдатель будет видеть точку пересечения лучей OD и AC не в точке A , а в точке E , т. е. толщина пластинки будет казаться равной CE .

Из рис.9 видно, что кажущаяся толщина пластинки $CE=h$ меньше истинной, т. е. действительной ее толщины $CA = H$.

Используя рис.9 выведем формулу, по которой вычисляется показатель преломления исследуемого вещества. Из треугольников COE и COA имеем:

$$CO = CE \cdot \operatorname{tg} r, \quad (8)$$

и

$$CO = AC \cdot \operatorname{tg} i, \quad (9)$$

Приравнивая (8) и (9), получаем:

$$CE \cdot \operatorname{tg} r = AC \cdot \operatorname{tg} i, \quad (10)$$

где $CE = h$, а $AC = H$. Тогда

$$\operatorname{tg} r / \operatorname{tg} i = n = H / h, \quad (11)$$

Так как при малых углах (а в объектив попадают лучи под малыми углами) тангенс угла примерно равен его синусу, то

$$n = H / h, \quad (12)$$

Истинная толщина пластинки H измеряется микрометром или штангенциркулем, а кажущаяся h – микроскопом.

В медицинских и биологических исследованиях микроскопы часто используют для измерения размеров малых объектов. Для этой цели микроскоп снабжают специальным устройством — *окулярно-винтовым микрометром* (рис.10), который представляет собой насадку, надевающуюся на верхний конец тубуса микроскопа вместо окуляра. Оптическая часть микрометра состоит из линзы-окуляра, неподвижно закрепленной стеклянной шкалы и подвижной стеклянной пластинки, на которую нанесены перекрестье и два вертикальных штриха (биштрих) над ним, параллельные делениям шкалы. Стеклянная пластинка с перекрестьем перемещается вдоль шкалы микрометра с помощью микрометрического винта.



Рис.10

Окулярно-винтовой микрометр закрепляют на тубусе так, чтобы стеклянная шкала находилась в плоскости, в которой расположено действительное изображение предмета, создаваемое объективом микроскопа.

При этом изображение шкалы при рассматривании в окуляр совмещается с изображением предмета. Перемещая с помощью микровинта подвижную пластинку, можно совместить перекрестье сначала с одним краем рассматриваемого предмета, а затем с другим. При этом можно определить, какому числу делений шкалы микрометра соответствует данное изображение.

Перемещение пластинки с перекрестьем на одно деление шкалы микрометра соответствует одному полному обороту микрометрического винта. Барабан микрометрического винта разделен на 100 делений; следовательно, с помощью окулярно-винтового микрометра можно производить измерения предметов с точностью до 0,01 деления шкалы.

Полный отсчет по шкалам окулярного микрометра складывается из отсчета по неподвижной шкале и отсчета по барабану винта. Отсчет по неподвижной шкале в поле зрения определяется положением биштриха, т.е. числом делений шкалы, на которое переместится биштрих, считая от нулевого деления шкалы.

Отсчет по барабану микрометрического винта производится точно так же, как и на обычном микрометре, т.е. определяется деление шкалы барабана, которое находится против индекса, нанесенного на неподвижном цилиндре.

Для определения размеров предмета необходимо знать цену деления окулярно-винтового микрометра. Под ценой деления окулярно-винтового микрометра понимают выраженную в миллиметрах длину отрезка, рассматриваемого в микроскоп, изображение которого занимает одно деление шкалы микрометра.

Для определения цены деления окулярно-винтового микрометра применяют объектный микрометр — шкалу с известной ценой деления. Объектный микрометр рассматривают в микроскоп как предмет и, совмещая в поле зрения объектную и окулярную шкалы, определяют цену деления окулярного микрометра.

В лабораторной работе используется объект-микрометр с ценой деления 0,01 мм.

ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

Внешний вид биологического микроскопа изображен на рис. 11, а схема его устройства представлена на рис.12. Оптическая система микроскопа делится на две части: осветительную и наблюдательную.



Рис.11

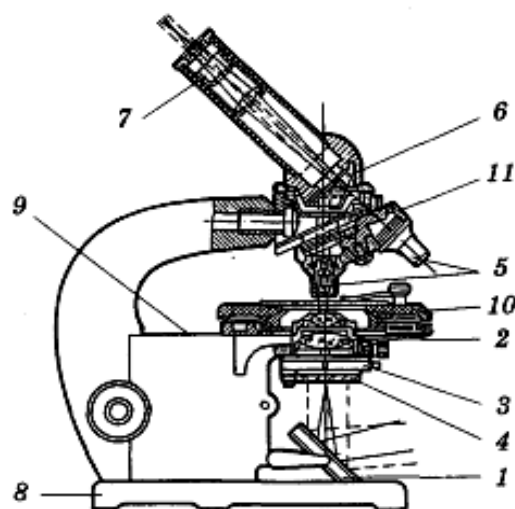


Рис.12

Осветительная часть состоит из подвижного зеркала 1, служащего для направления лучей от осветителя на рассматриваемый объект, конденсора 2, образующего на объекте сходящийся пучок света; съемного светофильтра 4 и укрепленной на конденсоре ирисовой апертурной диафрагмы 3 для регулировки освещенности объекта.

Наблюдательная часть состоит из объектива 5, окуляра 7 и призмы 6, которая служит для направления вертикальных лучей, прошедших объектив, в наклонный тубус.

Объектив представляет собой систему линз, собранных в единой оправе. Передняя линза служит для увеличения, остальные же предназначены для исправления недостатков изображения, создаваемых передней линзой. Окуляр микроскопа обычно состоит из двух

линз: верхней — глазной и нижней — собирающей, необходимой для того, чтобы все лучи, прошедшие через объектив, попали в глазную линзу окуляра. Биологический микроскоп имеет три или четыре объектива, дающих различное увеличение, которые закреплены в revolvere 11 и три сменных окуляра.

Механическая система микроскопа состоит из массивного основания 8, тубусодержателя, коробки с микрометрическим механизмом 9 для перемещения тубуса и предметного столика 10, на котором укреплены пружины, прижимающие препарат к предметному столику.

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание 1. Определение цены деления окулярно-винтового микрометра

1. Установите на предметный столик объект-микрометр (эталонную шкалу). Получите четкое изображение эталонной шкалы в окуляре микроскопа;
2. Добейтесь того, чтобы штрихи шкалы объект-микрометра были параллельны делениям шкалы окулярно-винтового микрометра;
3. Вращая барабан микровинта, совместите центр перекрестья окулярно-винтового микрометра с изображением одного из штрихов шкалы объект-микрометра;
4. Снимите показание n_1 окулярного микрометра;
5. Переместив перекрестье на N делений эталонной шкалы (под визуальным контролем), совместите его центр с изображением второго штриха шкалы объект-микрометра;
6. Снимите показание n_2 окулярно-винтового микрометра;
7. Определите цену деления окулярно-винтового микрометра по формуле

$$\delta = \frac{N \cdot 0,01}{n_2 - n_1} ;$$

8. Определение цены деления δ окулярно-винтового микрометра произведите не менее трех раз, перемещая перекрестье каждый раз на различное число N делений;
9. Найдите среднее значение $\bar{\delta}$ цены деления окулярно-винтового микрометра;
10. Результаты измерений и вычислений занесите в таблицу 1.

Таблица 1

№	n_1	n_2	$n_2 - n_1$	δ , мм	$\bar{\delta}$, мм
1.					
2.					
3.					

Задание 2. Определение размеров эритроцитов крови

1. Положите на предметный столик микроскопа гистологический препарат крови и получите четкое изображение эритроцитов в окуляре микроскопа;
2. Совместите перекрестье окулярно-винтового микрометра с одним из краев эритроцита и снимите показание m_1 окулярного микрометра;
3. Совместите перекрестье с другим краем эритроцита и снимите показание m_2 ;
4. Определите размер l эритроцита по формуле

$$l = (m_2 - m_1) \bar{\delta} ;$$

5. Произведите измерение размеров для трех различных эритроцитов;
6. Заполните таблицу 2.

Таблица 2

№	m_1	m_2	$m_2 - m_1$	l , мм	Δl	$\frac{\Delta l}{\bar{l}} \cdot 100\%$	$l_{uct} = \bar{l} \pm \Delta l$
1.							
2.							
3.							

$$\bar{l} = \quad \quad \quad \Delta l =$$

Задание 3. Измерение показателя преломления стеклянной пластины

1. Положите на предметный столик микроскопа стеклянную пластинку;
2. Перемещая тубус при помощи барабана грубой наводки, добейтесь изображения линий, нанесенных на верхнюю поверхность пластинки. Более четкого изображения линий добейтесь при помощи микровинта;
3. Запишите отсчет микрометрического винта, считая его за нулевое деление (от этого нулевого деления и производятся дальнейшие отсчеты);
4. Опустите тубус микроскопа при помощи микровинта (считая число полных оборотов N) до получения четкого изображения линий на нижней поверхности пластинки.
5. Определите перемещение h тубуса (кажущуюся толщину пластинки) по формуле:

$$h = N \cdot Z + \beta \cdot m ,$$

где N – число полных оборотов барабана микровинта, m – число делений в неполном обороте барабана, $Z=3,0$ мм - шаг микровинта (перемещение тубуса за один оборот барабана), $\beta=0,0375$ мм - цена деления шкалы барабана микровинта.

6. Измерьте при помощи микрометра или штангенциркуля толщину пластинки H и определите ее показатель преломления по формуле:

$$n = H / h.$$

Измерения H и h произведите не менее трех раз;

7. Заполните таблицу 3.

Таблица 3

№	H , мм	Отсчет микровинта		$h = 3 \cdot N + 0,0375 \cdot m$, мм	n	Δn	$\frac{\overline{\Delta n}}{\bar{n}} \cdot 100\%$	$n_{\text{исп}} = \bar{n} \pm \overline{\Delta n}$
		N	m					
1.								
2.								
3.								

$$\bar{n} = \quad \overline{\Delta n} =$$

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Назначение микроскопа. Устройство микроскопа.
2. Ход лучей в простейшем микроскопе.
3. Понятие разрешающей способности микроскопа.
4. Понятие предела разрешения микроскопа.
5. Формулу для числовой апертуры микроскопа.
6. Законы отражения и преломления света.

Студент должен уметь:

1. Самостоятельно настраивать микроскоп для работы с микрообъектами.
2. Строить ход лучей в микроскопе.
3. Определять линейные размеры микрообъектов с помощью микроскопа.
4. Определять показатель преломления стеклянной пластины.

4. Содержание обучения:

1. Линзы. Виды линз. Построение изображения в тонкой линзе.
2. Оптическая система микроскопа. Ход лучей в микроскопе.
3. Разрешающая способность и предел разрешения микроскопа.
5. Увеличение микроскопа.
6. Иммерсионные системы.
7. Методы оптической микроскопии.
8. Апертурная диафрагма и апертурный угол.
9. Законы геометрической оптики.

10. Определение линейных размеров микрообъектов.
11. Определение показателя преломления стеклянной пластины.

5. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Что называется оптическим центром, главным фокусом, фокальной плоскостью и фокусным расстоянием линзы?
2. Что называется побочной оптической осью линзы?
3. Построите ход лучей в простейшей схеме микроскопа, объясните принцип построения.
4. Из каких основных элементов состоит микроскоп?
5. Запишите формулу для углового увеличения микроскопа.
6. Что называется разрешающей способностью микроскопа?
7. Запишите формулу числовой апертуры.
8. Что представляет собой показатель преломления и от чего он зависит?
9. Что такое апертурная диафрагма?

6. Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

1. Чем ограничена разрешающая способность микроскопа, как можно ее улучшить? Запишите формулу предела разрешения микроскопа.
2. Как связаны предел разрешения и разрешающая способность микроскопа?
3. Что называется оптической длиной тубуса?
4. Запишите формулу для полезного увеличения микроскопа.
5. Сформулируйте законы преломления света.
6. Что такое иммерсионная система?
7. Опишите специальные методы микроскопии – метод темного поля и фазово-контрастный метод.

7. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 10 мин.
2. Текущий контроль знаний – 40 мин.
3. Пояснение к выполнению работы – 10 мин.
4. Выполнение работы – 80 мин.
5. Проверка работы – 40 мин.

8. Перечень учебной литературы к занятию:

1. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я., Медицинская и биологическая физика. М., «Дрофа», 2008, §§ 21.1-21.9.
2. Ремизов А.Н., Потапенко А.Я. Курс физики. М., «Дрофа», 2008, §§ 24.1-24.6.

ПОЛЯРИМЕТРИЯ

1. Научно-методическое обоснование темы:

Исследования видимого света важны не только в области физики, но и в физиологии, прежде всего при обследовании биологических объектов. Для живых организмов свет является совершенно необходимым жизненным фактором – его отсутствие или недостаток нарушает нормальную деятельность организма.

Существенное влияние свет оказывает на человека. Во – первых, это действие света на орган зрения: светочувствительные элементы (палочки и колбочки) образуют аппараты сумеречного и цветового зрения. Кроме того, свет действует и на кожный покров. Видимое и инфракрасное излучения вызывают, в основном, поверхностное нагревание кожи. Ультрафиолетовое излучение вызывает фотохимическую реакцию в наружном слое кожи, ведущую к образованию меланина. Этот пигмент сильно поглощает ультрафиолетовые лучи, предохраняя организм от их чрезмерного воздействия.

Природа света двойственна. В одних оптических явлениях в большей степени проявляются корпускулярные свойства света, в других – волновые.

Поляризация света объясняется его волновыми свойствами. Метод, применяемый при качественном и количественном анализе веществ, называется *поляризацией* и используется, например, с целью диагностики рака, определения содержания сахара в моче. Для гистологических исследований используется поляризационный микроскоп.

2. Теория:

В электромагнитной волне вектор напряженности электрической составляющей поля $\vec{E}$ и вектор магнитной составляющей поля $\vec{H}$ могут совершать колебания в любых направлениях, лежащих в плоскости, перпендикулярной направлению распространения волны.

Если направления колебаний при этом беспорядочно меняются, но амплитуды их во всех направлениях одинаковы, то такая волна называется *естественной* (рис.1, а) .

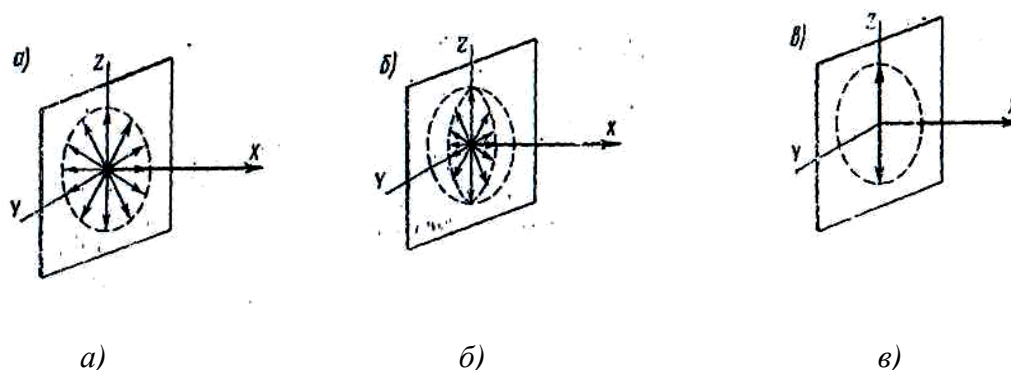


Рис.1

Если колебания происходят в различных направлениях, но в определенных направлениях амплитуды колебаний больше, чем в других, то такая волна называется *частично поляризованной*. (рис.1, б).

Если колебания происходят только в одном постоянном направлении, то такая волна называется *линейно-поляризованной* или плоскополяризованной. (рис. 1, в).

Плоскость, проходящая через электрический вектор волны $\vec{E}$ в направлении распространения электромагнитной волны, является *плоскостью поляризации*.

Плоскополяризованную волну излучает отдельный атом. В естественном свете, идущем от Солнца, накаливаемой нити лампы, пламени и т.п. складываются неупорядоченные излучения хаотически ориентированных атомов, поэтому направление $\vec{E}$ не выдерживается в одной плоскости.

Если выбрать две взаимно перпендикулярные плоскости, проходящие через луч естественного света, и спроецировать векторы $\vec{E}$ на эти плоскости, то в среднем эти суммарные проекции будут одинаковыми. Поэтому луч естественного света удобно изображать в виде прямой, на которой расположено одинаковое число тех и других проекций в виде черточек и точек (рис.2, а). Таким образом, прямая с черточками (рис.2, б) или точками (рис.2, в) обозначает луч плоскополяризованного света.

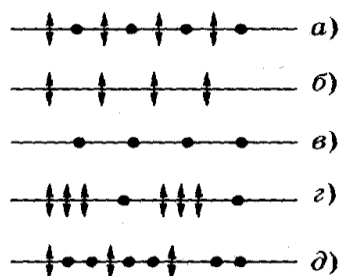


Рис.2

Луч частично поляризованного света условно показан на рис.2, г, д, причем соотношение числа стрелок и точек условно иллюстрирует степень поляризации.

Устройство, позволяющее получать поляризованный свет из естественного, называется поляризатором. Он пропускает только составляющую вектора $\vec{E}$ (и соответственно $\vec{H}$) на некоторую плоскость – *главную плоскость поляризатора*. При этом через поляризатор проходит поляризованный свет, интенсивность которого равна половине интенсивности падающего света. При вращении поляризатора относительно луча естественного света поворачивается плоскость колебаний вышедшего плоскополяризованного света, но интенсивность его не меняется. Поляризатор, который используется для анализа поляризованного света, называется *анализатором*.

Пусть на анализатор падает плоскополяризованная волна с амплитудой электрического вектора $\vec{E}_0$. Тогда анализатор пропустит составляющую, равную

$$E = E_0 \cdot \cos \varphi,$$

где φ - угол между главными плоскостями поляризатора P и анализатора A (рис.3) :

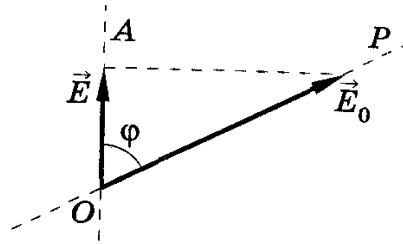


Рис.3

Так как интенсивность света пропорциональна квадрату амплитуды колебаний, имеем:

$$I = I_0 \cos^2 \varphi, \quad (1)$$

где I_0 - интенсивность плоскополяризованного света, падающего на анализатор; I - интенсивность света, вышедшего из анализатора.

Уравнение (1) выражает *закон Малюса*.

Из него видно, что в зависимости от взаимного расположения поляризатора и анализатора интенсивность вышедшего из анализатора света может изменяться от 0 до I_0 .

Некоторые прозрачные кристаллы обладают свойством *двойного лучепреломления*: при попадании света на кристалл луч раздваивается. Для одного из лучей выполняются законы преломления и он называется *обыкновенным*, для другого - не выполняются и этот луч называется *необыкновенным*.

При нормальном падении (90°) луча на поверхность кристалла будем иметь картину (рис.4).

В кристалле имеются направления, вдоль которых двойного лучепреломления нет, и скорости распространения обыкновенного и необыкновенного лучей совпадают. Эти направления называются *оптическими осями кристалла* (штриховая линия на рис.4). Если такое направление одно, то кристаллы называются *одноосными*. К ним относятся кварц, турмалин, исландский шпат и др.

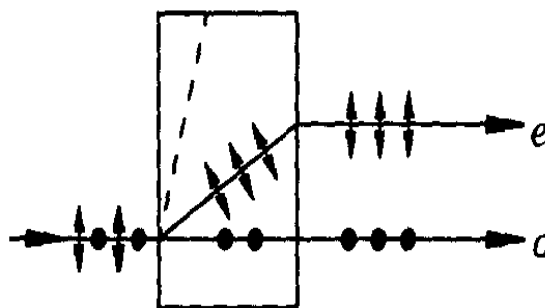


Рис.4

o – обыкновенный луч,
 e – необыкновенный луч.

Плоскость, проходящая через оптическую ось и падающий луч, является *главной*. Колебания обыкновенного луча перпендикулярны главной плоскости, а необыкновенного – лежат в главной плоскости, т. е. эти лучи поляризованы во взаимно перпендикулярных плоскостях.

Двойное лучепреломление обусловлено особенностями распространения электромагнитных волн в анизотропных средах: амплитуды вынужденных колебаний электронов зависят от направления этих колебаний.

Двоякопреломляющие кристаллы используются для изготовления специальных поляризационных призм. Рассмотрим наиболее распространенную призму, предложенную Николем (*призма Николя*, или просто *николь*).

Николь представляет собой призму из исландского шпата, разрезанную по диагонали и склеенную канадским бальзамом K (рис.5). Для него $n=1,550$; это значение лежит между показателями преломления обыкновенного и необыкновенного лучей.

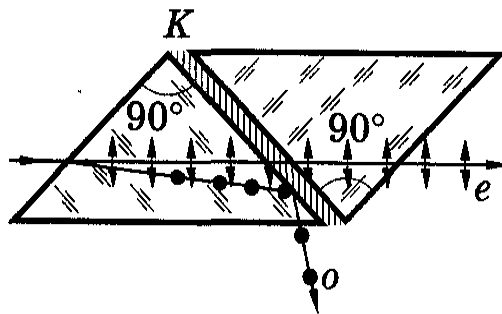


Рис.5

Подобрав соответствующим образом углы призмы, можно обеспечить полное внутреннее отражение обыкновенного луча (o) на границе с канадским бальзамом. Отраженный луч в этом случае поглощается зачерненной нижней гранью (или выводится из кристалла). Необыкновенный луч (e) выходит из николя параллельно нижней грани.

Вращение плоскости поляризации впервые было обнаружено на пластинках кварца. Это явление заключается в повороте плоскости поляризации плоскополяризованного света при прохождении через вещество. Вещества, обладающие таким свойством, называют *оптически активными*.

Пусть пучок монохроматического света падает от источника S на систему поляризатор P – анализатор A , которые поставлены так, что их главные плоскости взаимно перпендикулярны (рис. 6).

В этом случае свет до наблюдателя не дойдет, т.к. в соответствии с законом Малюса анализатор не пропускает плоскополяризованный свет ($\varphi = 90^\circ$).

Если между поляризатором и анализатором поместить кварцевую пластинку так, чтобы свет проходил вдоль ее оптической оси, то в общем случае свет дойдет до наблюдателя. Если же анализатор повернуть на некоторый угол, то можно вновь добиться затемнения.

Это говорит о том, что кварцевая пластинка вызвала поворот плоскости поляризации на угол, соответствующий повороту анализатора для получения затемнения.

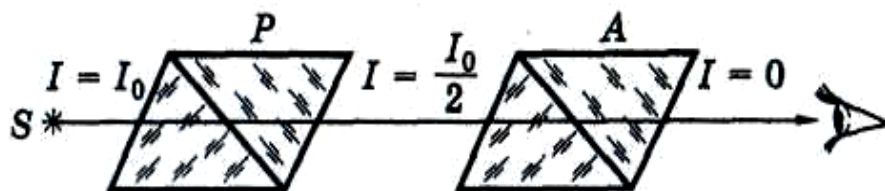


Рис. 6

Используя в опыте свет различных длин волн, можно обнаружить *вращательную дисперсию*, т.е. зависимость угла поворота от длины волны.

По *закону Био*, угол вращения приблизительно обратно пропорционален квадрату длины волны λ света:

$$\alpha \approx \frac{a}{\lambda^2}, \quad (2)$$

где a - постоянная, зависящая от природы вещества.

Для определенной длины волны угол α поворота плоскости поляризации пропорционален расстоянию l , пройденному светом в оптически активном веществе:

$$\alpha = \alpha_0 l, \quad (3)$$

где α_0 - *постоянная вращения*, (град/мм)

Существуют две модификации кварца, каждая из которых поворачивает плоскость поляризации в определенном направлении: по часовой стрелке - *правовращающий* (положительный) кварц, против часовой стрелки - *левовращающий* (отрицательный) кварц. Постоянная вращения в обоих случаях одинакова.

Оптически активными являются также многие некристаллические тела: жидкости (скипидар), растворы оптически активных веществ в неактивных растворителях (раствор сахара в воде), некоторые газы и пары.

Для растворов установлен закон:

$$\alpha = [\alpha_0] Cl, \quad (4)$$

где C - концентрация оптически активного вещества, l - толщина слоя раствора; $[\alpha_0]$ - удельное вращение, которое зависит от температуры и свойств растворителя.

Соотношение (4) лежит в основе метода измерения концентрации оптически активных веществ в растворах. Этот метод, называемый *поляризацией* или *сахариметрией* используют в медицине для определения концентрации сахара в моче, в биофизических

исследованиях, в пищевой промышленности. Соответствующие измерительные приборы называют *поляриметрами* или *сахариметрами*.

Поляриметр позволяет измерять не только концентрацию, но и удельное вращение. Используя различные светофильтры, можно обнаружить зависимость удельного вращения от длины волны (дисперсию оптической активности).

ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

В лабораторной работе используется поляриметр СМ-3 (рис.7):



Рис.7. Поляриметр круговой СМ-3.

На рис.8 приводится оптическая схема поляриметра СМ-3, предназначенного для измерения угла вращения плоскости поляризации оптически активными прозрачными растворами. В состав поляриметра входит источник света (И), светофильтр (СФ), пропускающий свет с длиной волны 589 нм, поляризатор (П), кювета (К) с исследуемым веществом, анализатор (А) с отсчетным устройством, окуляр (О).

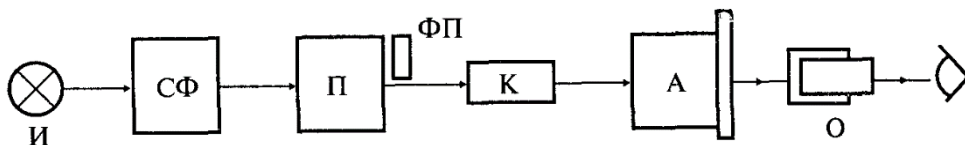


Рис.8

Половину пучка поляризованного света перекрывает фазовая пластинка (ФП). Она необходима для обеспечения полутеневого отсчета, который существенно повышает точность измерений (рис.9).

Принцип полутеневого отсчета используется в связи с тем, что глаз человека с очень большой точностью сравнивает яркости двух соседних полей зрения, и с гораздо меньшей

точностью позволяет оценить абсолютную яркость одного поля зрения. Представим себе, что нужно найти угол, при котором поляризатор и анализатор скрещены, то есть анализатор повернут относительно поляризатора на 90° . При изменении угла поворота анализатора φ от 0 до π в соответствии с законом Малюса (1) интенсивность прошедшего света меняется по закону: $I = I_0 \cos^2 \varphi$, (кривая 1). Следовательно, надо искать на этой кривой минимум, в районе которого интенсивность меняется очень слабо даже при большом изменении угла.

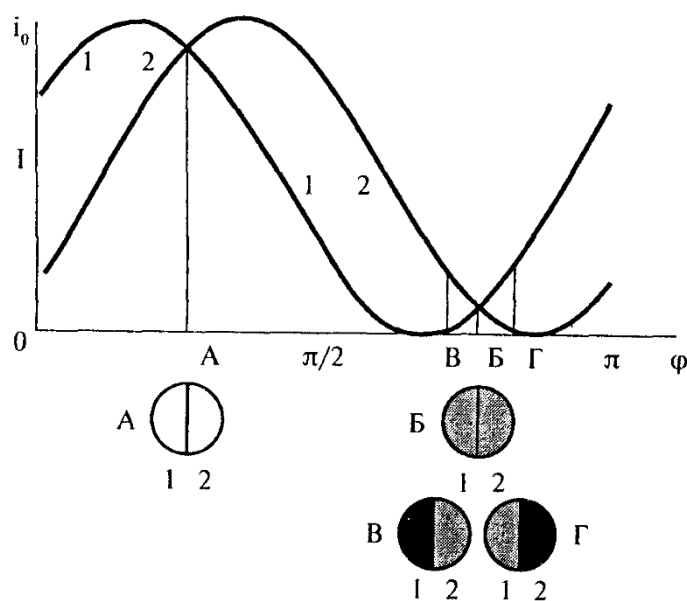


Рис.9. Принцип полутеневого отсчета. Кривые — зависимости интенсивности света, прошедшего через поляризатор (кривая 1) и поляризатор + фазовая пластинка (кривая 2) при изменении угла поворота анализатора от 0 до π . В кружочках — изображения яркости полей зрения при разных углах поворота анализатора: А) $\varphi = \varphi_A$ — неправильная настройка на максимальную яркость; Б) $\varphi = \varphi_B$ — правильная настройка на минимальную яркость; В) и Г) — расстройки: $\varphi_V < \varphi_B$ — угол вращения меньше угла с минимальной яркостью φ_B ; $\varphi_\Gamma > \varphi_B$ — угол вращения больше угла с минимальной яркостью φ_B . Белый цвет — большая яркость, черный — малая.

Пропустим половину пучка света, кроме поляризатора, еще через фазовую пластинку, тогда интенсивность будет изменяться по такому же закону, но со сдвигом фазы (кривая 2). Сведем яркости обоих полей зрения вместе так, как это сделано в поляриметре, то есть в виде двух половин одного круга. При вращении анализатора на угол φ от 0 до π яркости полукругов совпадают два раза: при угле поворота анализатора $\varphi = \varphi_A$, когда яркости максимальны, и при угле $\varphi = \varphi_B$ — когда они минимальны. Для правильной настройки используют второй случай с минимальными значениями яркости. Видно, что если угол вращения меньше угла с правильной настройкой $\varphi_\Gamma < \varphi_B$, или, наоборот, больше ($\varphi_\Gamma > \varphi_B$), яркости соседних полей резко меняются в противоположном направлении. Это облегчает правильную настройку-поиск угла вращения φ_B .

Конструкция поляриметра схематично представлена на рис. 10. В корпусе прибора (1) расположены источник света, светофильтр, поляризатор, фазовая пластинка. К нему

крепится кюветное отделение (2) с поворачивающейся крышкой (3), через окуляр (4) наблюдается изображение полутеневого отсчета (рис. 9). Ручкой 5 поворачивают анализатор. Через линзы отсчетного устройства (6) рассматриваются шкалы (7) отсчетного устройства.

Две шкалы отсчетного устройства используются для облегчения измерений растворов лево- и правовращающих веществ. Для правовращающих веществ (веществ с положительным удельным вращением $[\alpha_0]$) используется левая шкала, при этом углы вращения составляют $0—35^\circ$. Для левовращающих веществ (веществ с отрицательным удельным вращением $[\alpha_0]$) также используется левая шкала, при этом углы вращения составляют $360—325^\circ$ — величина угла вращения равна отсчету по левой шкале минус 360° . В отсчетном устройстве используется нониус.

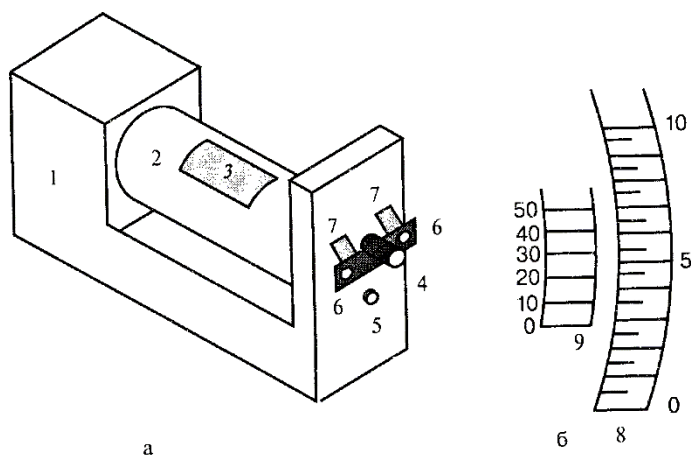


Рис.10. а — оптическая схема поляриметра СМ-3: 1 — корпус, 2 — кюветное отделение, 3 — крышка кюветного отделения, 4 — окуляр, 5 — вращающаяся рукоятка анализатора 6 — линзы отсчетного устройства, 7 — шкалы отсчетного устройства; б — схема нониуса: 8 — лимб, 9 — шкала нониуса.

Нониус — это устройство, состоящее из двух расположенных рядом шкал и служащее для повышения точности отсчета. На рис. 10 показана схема отсчета по правой шкале — для левой отсчет производится аналогично. Первой шкалой является круговой лимб (8) (на рисунке показана его часть), второй шкалой является шкала нониуса (9). Отсчет показаний анализатора производится следующим образом. Сначала находят число минимального количества градусов (с точностью до $0,5^\circ$), на которое указывает нуль нониуса — на рис. 10 — $2,5^\circ$.

Затем к этому значению прибавляют десятые и сотые доли градуса, соответствующие тому штриху нониуса, который точнее всего совпадает с каким-либо штрихом лимба, (вся шкала нониуса составляет $0,50^\circ$). Например, на рис.10б таким делением на шкале нониуса является 20, то есть $0,20^\circ$. Таким образом, на рисунке положение анализатора характеризуется углом $\varphi = 2,5^\circ + 0,10^\circ$.

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание 1. *Определение удельного вращения сахара*

1. Включите поляриметр в сеть. Выключателем «сеть», расположенным на задней стенке прибора, включите прибор. Через 5 мин прибор готов к работе;
2. Вращением втулки на окуляре (4) установите окуляр так, чтобы видеть резкое изображение линии раздела правой и левой части поля сравнения;
3. Вращением рукоятки (5) добейтесь одинаковой яркости обоих полей зрения при наименьшей их освещенности;
4. Снимите соответствующий отсчет вращения φ_0 без образца.
Поверните немного анализатор и повторите измерения по пункту 3.
Всего сделайте три измерения: φ_{01} , φ_{02} , φ_{03} и найдите среднее значение угла вращения без образца $\overline{\varphi}_0$;
5. Откройте крышку (3) кюветного отделения (2) и поместите в него кювету с раствором сахара известной концентрации c_1 ;
6. Сделайте действия, записанные в пунктах 2—4, и по результатам трех измерений угла вращения φ_1 , φ_2 , φ_3 найдите среднее значение $\overline{\varphi}$ этой величины;
7. Определите угол вращения плоскости поляризации:

$$\alpha = \overline{\varphi} - \overline{\varphi}_0 ;$$

8. Определите удельное вращение раствора сахара:

$$[\alpha_0] = \frac{\alpha}{lc_1} ;$$

9. Результаты измерений и вычислений занесите в таблицу 1.

Таблица 1

Вещество	c , кг/м ³	φ_1	φ_2	φ_3	$\overline{\varphi}$	α , град	$[\alpha_0]$, град·м ² /кг
сахар							

Задание 2. *Определение концентрации раствора сахара*

1. Поместите в поляриметр кювету с раствором сахара неизвестной концентрации и, повторив операции пунктов 6 - 7 задания 1, определите угол вращения плоскости поляризации для этого раствора;
2. Вычислите концентрацию c_x неизвестного раствора сахара:

$$c_x = \frac{\alpha_x}{[\alpha_0]l} ;$$

3. Данные измерений и вычислений занесите в таблицу 2.

Таблица 2

φ_1	φ_2	φ_3	$\bar{\varphi}$	α , град	$[\alpha_0]$, град·м ² /кг	c , кг/м ³

4. Рассчитайте относительную погрешность измерения концентрации:

$$\frac{\Delta c}{c} = \frac{\Delta \alpha}{\alpha} + \frac{\Delta \ell}{\ell},$$

где Δc , $\Delta \alpha$, $\Delta \ell = 0,01$ дм – абсолютные ошибки измерений концентрации, угла вращения плоскости поляризации и длины кюветы соответственно.

Абсолютная погрешность для угла $\Delta \alpha$ находится по формуле:

$$\Delta \alpha = t_{p,n} \sqrt{\frac{1}{3} \cdot \frac{1}{2} \sum_{i=1}^3 \left[(\varphi_{0i} - \bar{\varphi})^2 + (\varphi_i - \bar{\varphi})^2 \right]},$$

где $t_{p,n}$ - коэффициент Стьюдента. Для числа измерений каждого из величин $n = 3$ и доверительной вероятности $p = 0,95$ величина $t_{p,n} = 4,3$.

Задание 3. Решите ситуационные задачи:

1. Раствор сахара, налитый в трубку длиной 20 см, поворачивает плоскость поляризации света ($\lambda = 0,5 \mu\text{м}$) на 30° . Найдите концентрацию сахара в растворе, если удельное вращение сахара для этой длины волны $6,67$ град · см²/г.
2. Раствор глюкозы с концентрацией $0,1$ г/см³, налитый в стеклянную трубку, поворачивает плоскость поляризации на 20 град. Определите концентрацию другого раствора глюкозы, который поворачивает в такой же трубке плоскость поляризации на 15 град.
3. Определите угол поворота плоскости колебаний светового луча для мочи больного диабетом при концентрации сахара $0,05$ г/см³. Длина трубки 20 см, удельное вращение сахара для используемого света $6,67$ град · см²/г.
4. Интенсивность естественного света, прошедшего через поляризатор и анализатор, уменьшилась в 4 раза. Пренебрегая поглощением света, определите угол φ между главными плоскостями поляризатора и анализатора.
5. Главные плоскости двух призм Николя, поставленных на пути луча, образуют между собой угол $\varphi_1 = 60^\circ$. Как изменится интенсивность света, прошедшего через эти призмы, если угол между их плоскостями поляризации станет равным $\varphi_2 = 30^\circ$?

6. Анализатор в 4 раза уменьшает интенсивность света, прошедшего через него от поляризатора. Пренебрегая потерями света, определите угол φ между главными плоскостями поляризатора и анализатора.
7. 200 мл раствора содержат 10 г глюкозы и 10 г фруктозы. Каков угол вращения плоскости поляризации в кювете длиной 20 см?
8. Рассчитайте концентрацию глюкозы в растворе, если при длине кюветы 20 см угол вращения плоскости поляризации составляет 5,28 град (воспользоваться таблицей).

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Физическую природу явления поляризации света.
2. Законы Малюса, Био.
3. Физические основы поляриметрии.
4. Методы исследования микроструктур в поляризованном свете.

Студент должен уметь:

1. Объяснять (с иллюстрациями):
 - а) закон Малюса.
 - б) явление вращения плоскости поляризации.
 - с) поляризацию света при двойном лучепреломлении,
2. Определять удельное вращение и концентрацию оптически активных веществ с помощью поляриметра.
3. Решать ситуационные задачи.

4. Содержание обучения:

1. Поляризация света. Линейно и частично поляризованный свет.
2. Способы получения поляризованного света.
3. Закон Малюса.
4. Двойное лучепреломление в кристаллах. Призма Николя.
5. Вращение плоскости поляризации. Поляриметрия.
6. Определение удельного вращение оптически активных веществ.
7. Определение концентрации оптически активных веществ.
8. Решение ситуационных задач.

5. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. В чем отличие поляризованного света от естественного?
2. Опишите способы получения поляризованного света. Что представляют собой поляризатор и анализатор?
3. В чем заключается явление двойного лучепреломления в кристаллах? Чем оно обусловлено?
4. Какие вещества называются оптически активными?

5. Для каких целей используется в медицине, биологии и фармации поляризованный свет?

6. Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

1. Сформулируйте и объясните закон Малюса.
2. Как устроена призма Николя?
3. Объясните механизм явления вращения плоскости поляризации. Сформулируйте закон Био, запишите формулу угла поворота плоскости поляризации для определенной длины волны.
4. Для каких целей используется поляризационный микроскоп?
5. Запишите формулу, лежащую в основе метода поляриметрии (сахариметрии). Где используют этот метод?
6. Опишите назначение и оптическую схему поляриметра.

7. Самостоятельная работа студентов:

По учебнику Ремизова А.Н. и др. (§ 20.5) изучите методы исследования биологических тканей в поляризованном свете.

8. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 10 мин.
2. Текущий контроль знаний – 40 мин.
3. Пояснение к выполнению работы – 10 мин.
4. Выполнение работы – 80 мин.
5. Проверка работы – 40 мин.

9. Перечень учебной литературы к занятию:

1. Ремизов А.Н. Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М., «Дрофа», 2008, §§ 20.1-20.5. 24.1, 24.2.
2. Ремизов А.Н., Потапенко А.Я. Курс физики. М., «Дрофа», 2008, §§ 23.1. – 23.3., 25.2., 25.3.
3. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Козлова Е.К., Коржуев А.В. Физика и биофизика. Практикум. М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, § 2.5.

КОНЦЕНТРАЦИОННАЯ КОЛОРИМЕТРИЯ

1. Научно-методическое обоснование темы:

Свойство атомов и молекул поглощать свет определенных длин волн, характерных для данного вещества, широко используется в медицине и фармации для качественных и количественных исследований.

Измерение спектров поглощения позволяет судить о концентрации различных химических веществ.

Для измерения концентрации веществ по спектрам поглощения их растворов используют прибор фотоэлектроколориметр.

Природа света двойственна. В одних оптических явлениях в большей степени проявляются корпускулярные свойства света, в других – волновые.

Поглощением света обусловлены в конечном счете все виды воздействия света на вещество, в том числе и его физиологические воздействия.

2. Теория:

Поглощением света называется ослабление интенсивности световой волны при прохождении через вещество вследствие превращения световой энергии в другие виды энергии.

Если падающая на поверхность среды световая волна имеет интенсивность I_0 , то интенсивность волны, прошедшей слой среды толщиной d равна

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha d}, \quad (1)$$

где α – натуральный показатель поглощения, характеризующий поглощательную способность вещества. Его величина обратна расстоянию, на котором интенсивность света ослабляется в результате поглощения в среде в e раз. Натуральный показатель поглощения зависит от природы и состояния вещества, а также от частоты (длины волны) света. Формула (1) выражает *закон поглощения света Бугера*.

График зависимости интенсивности света от толщины слоя среды имеет вид (рис.1):

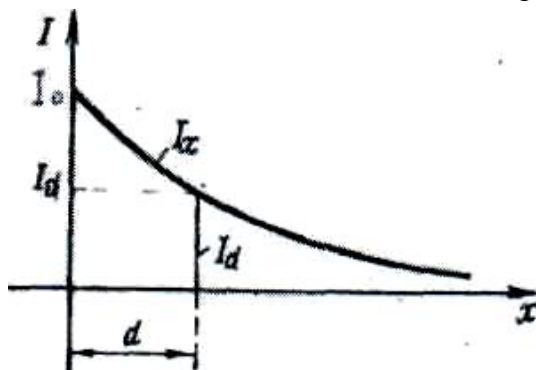


Рис.1

Показатель поглощения достаточно высок у *металлов* ($\alpha = 10^3 - 10^4 \text{ см}^{-1}$). Это объясняется наличием в металлах свободных электронов, вынужденные колебания

которых легко возбуждаются и имеют значительную амплитуду. Падающая на поверхность металла световая волна быстро расходует свою энергию и поэтому проникает на малую глубину. У диэлектриков показатель поглощения невелик ($\alpha = 10^{-3} - 10^{-5} \text{ см}^{-1}$), но у них наблюдается селективное поглощение света в определенных интервалах длин волн, в которых показатель поглощения резко возрастает.

Это связано с тем, что в диэлектриках нет свободных электронов и значительное поглощение света происходит только при резонансных колебаниях, т.е. при частотах световой волны, близких к собственным (или кратным им) частотам колебаний электронов диэлектрика.

Примерный характер зависимости показателя поглощения от длины волны λ показан на рис. 2.

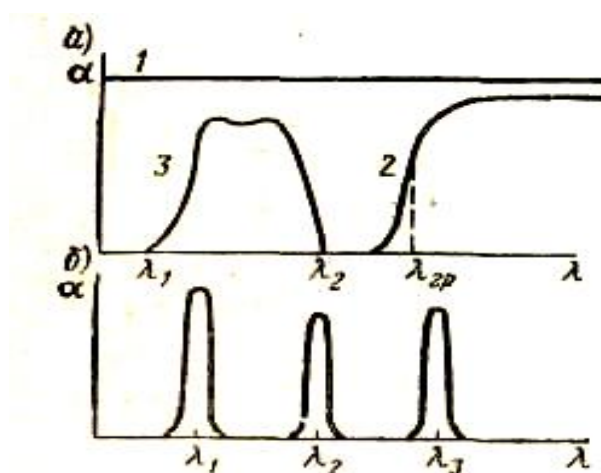


Рис.2

1- график для тел, равномерно поглощающих свет любой длины волны (черные и серые тела).

2 - для тел, поглощающих свет любых длин волн, начиная с некоторой граничной λ_{gp} ;

3 - для тел, имеющих широкую полосу поглощения в пределах длин волн от λ_1 до λ_2 ;

На рис.2, б - график для тел с селективным (резонансным) поглощением при определенных длинах волн $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$.

Рассмотрим слой толщины l , в котором в концентрации C находится вещество, поглощающее свет. В этом случае, согласно закону Бугера-Ламберта-Бера, интенсивность I света, прошедшего через слой, и интенсивность I_0 падающего на него, связаны соотношением:

$$I = I_0 e^{-kCl}, \quad (2)$$

где $e=2,72$ — основание натуральных логарифмов, k — коэффициент пропорциональности, характерный для данного вещества и для данной длины волны.

Закон Бугера-Ламберта-Бера лежит в основе концентрационной колориметрии: фотометрических методов определения концентрации вещества в окрашенных растворах.

Для практических приложений закон (2) записывается в виде

$$I = I_0 10^{-\varepsilon_\lambda Cl}, \quad (3)$$

где величина ε_λ — молярный коэффициент поглощения на длине волны λ . Показатель степени в формуле (3), взятый с обратным знаком, называют оптической плотностью:

$$D = \varepsilon_\lambda Cl, \quad (4)$$

Как видно из формул (2) и (3), измерив отношение интенсивностей падающего и прошедшего света и зная величину ε_λ , можно определить концентрацию C вещества.

На практике измеряют две физические величины: оптическую плотность D и коэффициент пропускания τ . Коэффициент пропускания τ — это отношение интенсивности света, прошедшего через образец, к интенсивности падающего света:

$$\tau = I/I_0, \quad (5)$$

Значения τ могут изменяться от 0 (весь свет поглощается) до 1 (весь свет проходит). Обычно их выражают в процентах.

Как видно из формулы (4), оптическая плотность D — это десятичный логарифм отношения интенсивности падающего и прошедшего света. Она связана с коэффициентом пропускания следующим образом:

$$D = -\lg(I/I_0) = \lg(1/\tau), \quad (6)$$

Из формулы (6) видно, что когда коэффициент пропускания τ падает от 100% до 0%, оптическая плотность D соответственно растет от 0 до ∞ . Используются следующие единицы измерений: τ и D — безразмерные величины; концентрация поглощающего вещества $[C]$ - моль/л; $[l]$ - см; $[\varepsilon_\lambda]$ - л/моль · см.

Спектр поглощения - это зависимость молярного коэффициента поглощения ε_λ от длины волны λ . Спектры поглощения можно измерять различными приборами. В видимом диапазоне (380—760 нм) спектр поглощения определяет цвет вещества, поэтому прибор измерения спектров называется колориметром (от лат. *color* — цвет). Современные колориметры позволяют производить измерения в более широком спектральном диапазоне от ультрафиолета до ближнего инфракрасного (315-980 нм).

Спектры поглощения веществ определяются разностью энергий между энергетическими уровнями молекул вещества и вероятностями перехода между ними. При этом разность энергий определяет длину волны, на которой происходит поглощение света, а вероятность перехода — показатель поглощения вещества. Для веществ в растворе характерны широкие полосы поглощения, которые обусловлены электронными, колебательными и вращательными уровнями.

Примеры применения фотозлектроколориметра в биологии, медицине и фармации:

1. Измерение концентрации окрашенных веществ (например, некоторых витаминов и лекарств) в растворе;
2. Определение pH среды по цвету добавленных в раствор pH -индикаторов;
3. Оценка скорости роста микроорганизмов по увеличению оптической плотности культуральной жидкости вследствие рассеяния света на микроорганизмах;
4. Определение активности ферментов по интенсивности окрашивания раствора после добавления соответствующих химических реагентов, дающих окрашенные реакции с продуктами ферментативной реакции (например, оценка активности АТФ-аз по скорости образования неорганического фосфата).

ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

В лабораторной работе используется фотоэлектроколориметр КФК-ЗКМ (рис.3).



Рис.3. Фотоэлектроколориметр КФК – ЗКМ.

Фотоэлектроколориметр КФК-ЗКМ предназначен для измерения коэффициента пропускания и оптической плотности растворов и определения концентрации жидких проб различного назначения.

Область применения фотоэлектроколориметра - химические, биологические, оптические, экоаналитические лаборатории промышленных предприятий и научно-исследовательских институтов, лаборатории контроля качества воды, почв, пищевых продуктов и т.п..

Фотоэлектроколориметр КФК-ЗКМ представляет собой стационарный настольный лабораторный прибор, состоящий из оптико-механического и электронного узлов, смонтированных в корпусе.

Фотоэлектроколориметр КФК-ЗКМ построен по однолучевой схеме. В приборе используется монохроматор с дифракционной решеткой. В качестве источника излучения используется галогенная лампа, а в качестве приемника - фотодиод. Вывод результатов измерений осуществляется на жидкокристаллический дисплей. Спектральный диапазон – от 325 до 1000 нм.

Термин «фотоэлектроколориметр» означает, что это прибор для измерения цвета («колориметр»), в котором оптическое излучение («фото») преобразуется в электрический сигнал («электро»). Фотоэлектроколориметр состоит из следующих основных блоков (рис.4): источника света (И), монохроматора (светофильтров) (СФ), двух кювет – кюветы сравнения К1, заполненной растворителем, и кюветы для исследуемого раствора К2, полупрозрачного зеркала (3), расщепляющего прошедший пучок света на два фотоэлемента (Ф1) и (Ф2).

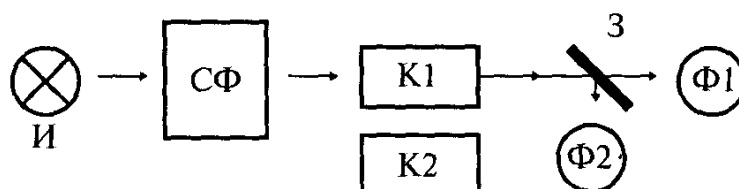


Рис.4. Принципиальная оптическая схема фотоэлектроколориметра.

Источник света создает излучение в широком диапазоне длин волн, а светофильтр выделяет из него нужный участок спектра. Далее этот свет проходит либо через кювету (К2), в которую помещают исследуемый раствор, либо через кювету сравнения (К1), в которой находится растворитель. Пучок света, прошедший через кювету, расщепляется полупрозрачным зеркалом (3) на два пучка, интенсивности которых регистрируются фотоприемниками (Ф1) и (Ф2), используемыми для измерений в разных участках спектра.

Фотоэлектроколориметр состоит из следующих основных частей (см. рис. 5):

- галогенная лампа как источник света;
- монохроматор для выделения спектрального диапазона требуемых длин волн;
- кюветное отделение, служащее для размещения проб и калибровочных растворов;
- детектор для регистрации света и преобразования его в электрический сигнал;
- электроника, обеспечивающая проведение измерений и управление работой прибора;
- ЖК-дисплей для отображения меню рабочих режимов, результатов измерений и вспомогательной информации;
- панель управления.

Принцип работы фотоэлектроколориметра основан на сравнении светового потока Φ_o , прошедшего через растворитель или раствор сравнения (холостой раствор), по отношению к которому производится измерение, и светового потока Φ , прошедшего через исследуемый раствор.

Световые потоки Φ_o и Φ преобразуются фотоприемником в электрические сигналы U_o , U . Также измеряется U_T - сигнал от неосвещенного приемника. По величинам этих сигналов микропроцессором фотоэлектроколориметра рассчитывается и отображается на дисплее результат измерения в единицах коэффициента пропускания, оптической плотности или концентрации в зависимости от выбранного режима измерения.

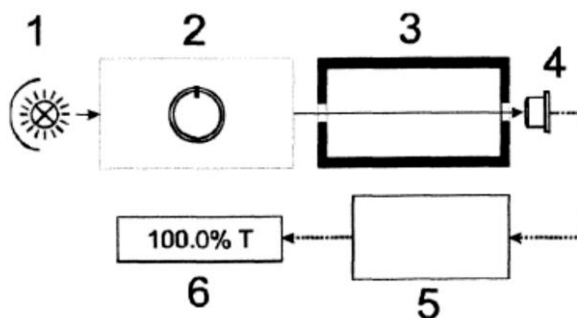


Рис 5. Функциональная схема фотоэлектроколориметра; 1 - источник света; 2 - монохроматор; 3 - кюветное отделение; 4 - детектор; 5- электронная схема; 6 - дисплей.

Коэффициент пропускания τ (в фотоэлектроколориметре вместо символа τ используется символ $T\%$), исследуемого раствора определяется как отношение потоков или сигналов по формулам:

$$\tau = \frac{\Phi}{\Phi_0} \cdot 100\% = \frac{U - U_T}{U_0 - U_T} \cdot 100\%, \quad (7)$$

Оптическая плотность исследуемого раствора рассчитывается по формуле:

$$D = \lg(1/\tau) = -\lg \left(\frac{U - U_T}{U_0 - U_T} \right), \quad (8)$$

Измерение концентрации исследуемого раствора на колориметре возможно при соблюдении закона Бугера-Ламберта-Бера, т.е. при линейной зависимости оптической плотности D_i исследуемого раствора от концентрации C_i .

Концентрация исследуемого раствора рассчитывается ЭВМ по формулам:

$$D_i = c + bC_i, \quad (9)$$

$$C_i = \frac{D_i - c}{b}, \quad (10)$$

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание 1. Исследование зависимости оптической плотности раствора от длины волны

1. Включите фотоэлектроколориметр с помощью сетевого выключателя, расположенного на задней панели прибора.

На дисплее начинает отображаться ход процедуры самотестирования (рис.6):

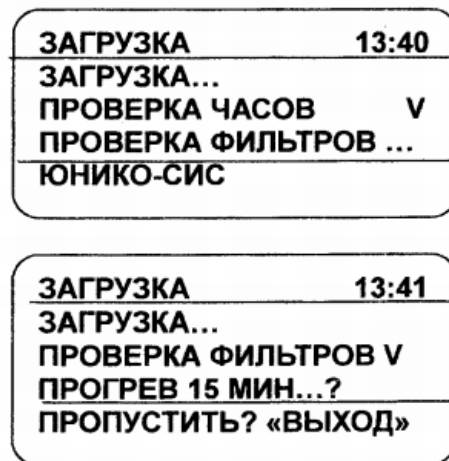


Рис.6. Процедура самотестирования КФК-ЗКМ.

После окончания прогрева на дисплее появится предложение калибровки системы (рис.7):

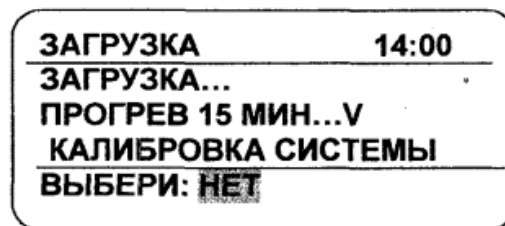


Рис. 7. Предложение откалибровать систему при запуске прибора.

2. Нажмите [ВВОД]. Прибор перейдёт в режим Главного меню (рис.8), где отображается перечень режимов работы прибора.

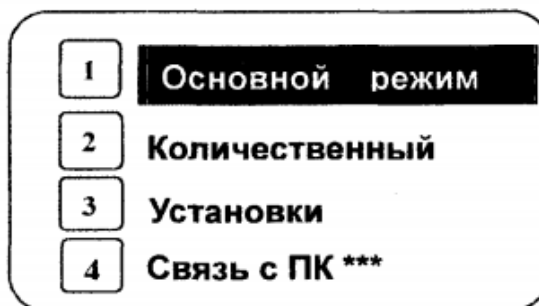


Рис.8. Главное меню.

3. Нажмите кнопку [Ввод]. Прибор произведёт обнуление (рис.9) и на дисплее отобразится рабочее окно Основного режима (рис.10):

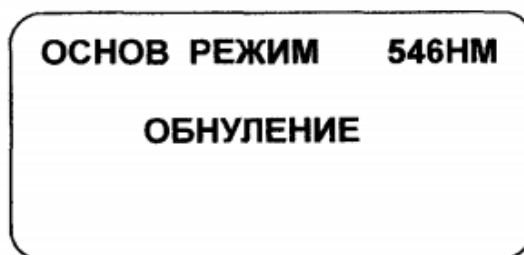


Рис.9. Переход в рабочее окно Основного режима.

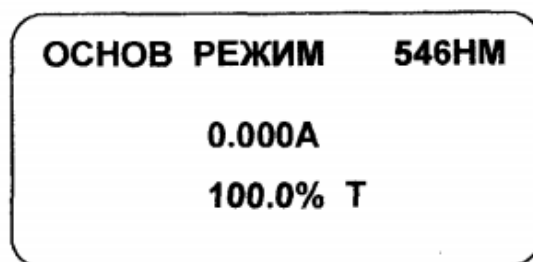


Рис.10. Рабочее окно основного режима.

В правом верхнем углу дисплея отображается текущее значение длины волны.

4. Наполните кювету исследуемым раствором и оботрите ее салфеткой снаружи;
5. Установите кювету с рабочим раствором в кюветодержатель;
6. Закройте крышку кюветного отделения;
7. Установите необходимую длину волны. Для этого нажмите кнопку [УСТ λ]. В нижней части дисплея появится строка :
[ВВЕДИТЕ λ]: 546

Введите с цифровой клавиатуры прибора нужное значение длины волны.

При неверном наборе нажимайте кнопку [ОТМЕНА].

Подтвердите введенное значение нажатием кнопки [ВВОД].

Прибор автоматически установит новое значение длины волны и произведёт обнуление (рис.11, пример- переход на 600нм).

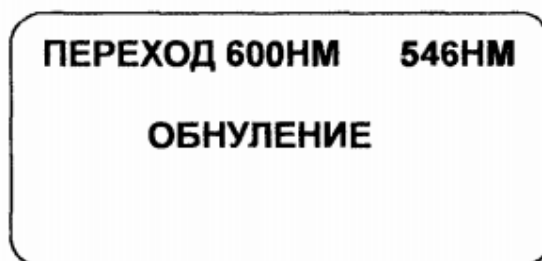


Рис.11. Переход к установленной длине волны.

Внимание: при смене длины волны прибор автоматически производит обнуление по раствору (воздуху), находящемуся на пути светового луча! Не оставляйте в кюветном

отделении на пути светового луча кюветы с рабочими растворами от предыдущих измерений !

8. Снимите показание оптической плотности D исследуемого раствора при длине волны λ_1 ;
9. Проведите измерения пп. 7 — 8 при других длинах волн;
10. Данные измерений и вычислений занесите в таблицу 1;

Таблица 1

Длина волны λ , нм	325	400	480	580	670	750	830	920	1000
D , отн.ед.									

11. Постройте график зависимости $D = f(\lambda)$.

Задание 2. Исследование зависимости оптической плотности от концентрации раствора

1. Установите длину волны, при которой оптическая плотность исследуемого вещества имеет наибольшее значение (см. задание 1);
2. Проведите измерение оптической плотности растворов различной концентрации аналогично п. 4) — 8) задания 1;
3. Результаты измерений и вычислений занесите в таблицу 2;
4. Постройте график зависимости $D = f(c)$

Таблица 2

C , %			
D , отн.ед.			

Задание 3. Определение неизвестной концентрации раствора

1. Поместите на пути светового пучка кювету с исследуемым раствором неизвестной концентрации c_x ;
2. Определите оптическую плотность D_x данного раствора;
3. Определите по графику задания 2 концентрацию этого раствора;
4. Определите графическую погрешность Δc_x измерения концентрации.

Задание 4. Решите ситуационные задачи:

1. Монохроматический свет падает нормально поочередно на две пластинки, изготовленные из одного и того же материала, одна толщиной $d_1=4$ мм, другая — $d_2=8,5$ мм. Определите коэффициент поглощения α этого материала, если первая пластинка пропускает 0,7 светового потока, а вторая — 0,52.
2. Коэффициент поглощения графита для монохроматического света определенной длины равен 700 см^{-1} . Определите толщину слоя графита, вызывающего ослабление света в 100 раз.

3. При прохождении в некотором веществе пути l интенсивность света I_0 уменьшается в 2 раза. Во сколько раз уменьшится I_0 при прохождении пути $3l$.
4. При прохождении света через слой раствора поглощается $1/3$ первоначальной световой энергии. Определите коэффициент пропускания и оптическую плотность раствора.
5. Коэффициент пропускания раствора равен 0,3. Чему равна его оптическая плотность?

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Физическую природу поглощения света.
2. Законы поглощения света.
3. Устройство, принцип работы и применение фотоэлектроколориметра в лабораторных исследованиях.

Студент должен уметь:

1. Графически интерпретировать зависимость показателя поглощения от длины волны света для различных тел.
2. Определять с помощью фотоэлектроколориметра оптическую плотность и концентрацию вещества в растворе.
3. Решать ситуационные задачи.

4. Содержание обучения:

1. Поглощение света. Закон Бугера. Закон Бугера – Ламберта-Бера.
2. Концентрационная колориметрия.
3. Фотоэлектроколориметр; его использование в лабораторных исследованиях.
4. Определение длины волны максимума поглощения вещества.
5. Определение концентрации вещества в растворе.
6. Решение ситуационных задач.

5. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Запишите формулу закона Бугера.
2. Сохраняет ли энергия при поглощении света свою электромагнитную природу?
3. Что называется оптической плотностью и коэффициентом пропускания раствора? Опишите метод концентрационной колориметрии.
4. Приведите примеры применения фотоэлектроколориметра в биологии, медицине и фармации.
5. Что называется спектром поглощения?

6. Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

1. Выведите формулу закона Бугера.

2. Запишите формулу закона Бугера-Ламберта-Бера в системе натуральных и десятичных логарифмов.
3. От чего зависит коэффициент (показатель) поглощения?
4. Опишите принципиальную оптическую схему, блок-схему, назначение, принцип работы и применение фотокolorиметра в лабораторных исследованиях.
5. Чем определяются спектры поглощения веществ?
6. Охарактеризуйте виды оптических спектров.

7. Самостоятельная работа студентов:

По учебнику Ремизова А.Н. и др. (§§ 24.3, 24.4) изучите оптические атомные и молекулярные спектры.

8. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 10 мин.
2. Текущий контроль знаний – 40 мин.
3. Пояснение к выполнению работы – 10 мин.
4. Выполнение работы – 80 мин.
5. Проверка работы – 40 мин.

9. Перечень учебной литературы к занятию:

1. Ремизов А.Н. Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М., «Дрофа», 2008, §§ 24.1, 24.3, 24.4.
2. Ремизов А.Н., Потапенко А.Я. Курс физики. М., «Дрофа», 2008, §25.2.
3. Физика и биофизика. (под ред. Антонова В.Ф.). М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, §§ 8.1, 8.2.
4. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Козлова Е.К., Коржуев А.В. Физика и биофизика. Практикум. М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, § 2.6.

1. Научно-методическое обоснование темы:

Под ионизирующим излучением понимают потоки элементарных частиц, космические лучи, жесткое рентгеновское и γ -излучение.

Дозиметрия ионизирующего излучения дает возможность проводить количественную оценку действия ионизирующего излучения на различные вещества живой и неживой природы.

Как раздел ядерной физики дозиметрия изучает методы и приборы для измерения величин, характеризующих действие ионизирующего излучения на вещество.

Для медиков особый интерес представляет изучение воздействия ионизирующего излучения на биологические ткани, человеческий организм в целом.

2. Теория:

1. Дозиметрические единицы

Дозиметрия – раздел прикладной ядерной физики, в котором рассматриваются физические величины, характеризующие распределение ионизирующего излучения и его взаимодействие с веществом. Упомянутые физические величины называются дозиметрическими.

Поглощенной дозой излучения (дозой излучения) D_n называется энергия ионизирующего излучения, поглощенная единицей массы облучаемой среды.

Поглощенная доза измеряется в системе СИ в Грехах (Гр). 1 Гр равен энергии в 1 Дж, поглощенной массой в 1 кг. На практике распространенной единицей D_n для излучений любых видов (α -, β -, γ - и т.д.) является рад:

$$1 \text{ рад} = 0,01 \text{ Дж/кг} = 100 \text{ эрг/г}.$$

Величина поглощенной дозы зависит от вида излучения, свойств и геометрии источника излучения, времени облучения, а также от вида облучаемого материала.

Образцы разных веществ, облученные в одном и том же пучке за одно и то же время, получают дозы в разное количество радов.

В общем случае поглощенная доза распределяется в веществе неравномерно. Поглощенную энергию ΔE в некотором объеме, содержащем вещество массой m , можно представить в виде:

$$\Delta E = E_{\text{вх}} - E_{\text{вых}} + E_o, \quad (1)$$

где $E_{\text{вх}}$ – энергия всех частиц, входящих в данный объем, $E_{\text{вых}}$ – энергия всех частиц, выходящих из него, E_o – энергия всех частиц, испускаемых источником, находящимся внутри данного объема (например, радионуклидами).

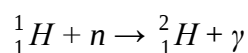
Формирование дозы определяется физическими процессами, которые связаны с взаимодействием излучения с веществом.

Для электромагнитного излучения (фотонного) $D_{\text{п}}$ зависит от атомного номера Z элементов вещества: чем выше Z , тем больше $D_{\text{п}}$. Вследствие этого, при одинаковых условиях облучения $D_{\text{п}}$ в тяжелых веществах больше, чем в легких. Это обусловлено взаимодействием фотонов с электронной оболочкой атома. Чем выше Z , тем больше электронов в единице массы вещества, и больше возникает актов передачи и поглощения энергии.

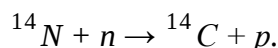
Для нейтронов $D_{\text{п}}$ определяется ядерным составом вещества, поскольку они взаимодействуют с ядрами атомов. Характер этого взаимодействия зависит от энергии нейтронов.

Для живой ткани поглощенная доза формируется, в основном, в результате взаимодействия нейтронов с ядрами C, H, N, O.

Для тепловых нейтронов ($\sim 0,01$ эВ) при формировании тканевой дозы наиболее существенны реакции



и



Для быстрых нейтронов (0,5-10 МэВ), основным процессом, определяющим поглощенную дозу в живой ткани, является упругое рассеяние. При этом на долю протонов отдачи приходится 70-80 % всей поглощенной энергии.

Непосредственное измерение поглощенной дозы излучения в веществе и особенно в живых тканях затруднительно. Для количественной характеристики действующего на объект рентгеновского и γ -излучения вводят величину экспозиционной дозы D_x .

Экспозиционная доза рентгеновского и γ -излучения D_x представляет собой энергетическую характеристику излучения, оцениваемую по эффекту ионизации сухого атмосферного воздуха. D_x измеряется непосредственно над облучаемым объектом. Единица экспозиционной дозы – кулон на килограмм (Кл/кг). $D_x=1$ Кл/кг соответствует тому, что электроны и позитроны, освобожденные в 1 кг атмосферного воздуха в первичных актах поглощения и рассеяния фотонов, образуют при полном торможении в воздухе ионы с суммарным зарядом 1 Кл.

Распространенной внесистемной единицей экспозиционной дозы является рентген:

$$1\text{Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}.$$

Мощность экспозиционной дозы рентгеновского и γ -излучений:

$$N_x = \frac{D_x}{t}, \quad (2)$$

измеряется в амперах на килограмм (А/кг).

Зная атомный состав вещества, среднюю энергию ионизации и энергетический спектр излучения, по величине экспозиционной дозы можно рассчитать поглощенную дозу рентгеновского и γ -излучений:

$$D_{\text{п}} = f D_{\text{э}}, \quad (3)$$

Здесь $D_{\text{п}}$ измеряется в радах, а $D_{\text{э}}$ в рентгенах.

Коэффициент f зависит от энергии γ -квантов и от состава облучаемого вещества. Для воды и мягких тканей тела человека $f = 1$, для костной ткани f уменьшается с ростом энергии фотонов и изменяется в пределах от 4,5 до 1.

Поглощение энергии излучения является первопричиной процессов, которые приводят к физико-химическим изменениям вещества. При облучении живых организмов могут иметь место биологически неблагоприятные последствия, определяющие так называемый *уровень радиационной опасности.*

Биологическое действие ядерных излучений зависит не только от дозы облучения, но и от их вида. При одной и той же поглощенной дозе в тканях живого организма биологический эффект оказывается различным для разных видов излучения. Например, некоторые виды биологических реакций для быстрых нейтронов проявляются в 10 раз сильнее, чем для рентгеновского излучения.

Биологические эффекты, индуцируемые любым видом ионизирующего излучения, принято сравнивать с биологическими эффектами, возникающими в поле рентгеновского или γ -излучения с граничной энергией фотонов $E = 250$ кэВ, принимаемого за образцовое. Это сравнение определяет понятие *относительной биологической эффективности*

$$\text{ОБЭ} = \frac{D_0}{D_x}, \quad (4)$$

где D_x – доза данного вида излучения, D_0 – доза рентгеновского или γ -излучения, при котором наблюдается такой же биологический эффект.

Для оценки степени радиационной опасности при хроническом облучении вместо ОБЭ используют *коэффициент качества излучения K* . Он показывает, во сколько раз радиационная опасность при хроническом облучении человека для данного вида излучения выше, чем в случае рентгеновского и γ -излучения при одинаковой поглощенной дозе. Коэффициент качества устанавливается на основании медико-биологических данных. Для электромагнитного излучения $K=1$, для тепловых нейтронов $K=3$, для нейтронов с энергией 0,5 мэВ $K=10$, для α -излучения $K=20$.

Мерой ожидаемой радиационной опасности при облучении живых организмов служит *эквивалентная (биологическая) доза*

$$H = K D_{\text{п}}, \quad (5)$$

Единицей эквивалентной дозы в СИ является *Зиверт (Зв)*:

$$1 \text{ Зв} = 1 \text{ Дж/кг}.$$

На практике применяется внесистемная единица – бэр (биологический эквивалент рентгена):

$$1 \text{ бэр} = 10^{-2} \text{ Зв.}$$

Естественный фон ионизирующих излучений (космические лучи, радиоактивность почвы, воды, воздуха и т.д.) создает в среднем мощность эквивалентной дозы 125 мбэр в год. Эквивалентная доза $H > 4 \text{ Зв}$, полученная за короткое время при тотальном облучении тела, может привести к смерти. Но такая же доза, полученная человеком равномерно в течение всей его жизни, не приводит к заметным изменениям в состоянии здоровья. Мощность эквивалентной дозы 5 бэр в год считается допустимой при профессиональном облучении в течении 50 лет без опасности как для здоровья самого человека, так и для последующих поколений. Эквивалентная доза, сформировавшаяся в конкретном органе или живой ткани за 50 лет с момента однократного поступления внутрь организма радиоактивного вещества, называется профессиональной дозой (50 лет соответствует средней продолжительности трудовой деятельности).

2. Первичное действие ионизирующих излучений на организм

Ядерные излучения оказывают сильное поражающее действие на все живые существа от бактерий до млекопитающих. При этом интенсивность и характер повреждений зависят от вида частиц и дозы облучения. Одно и то же облучение по-разному действует на разные органы и организмы.

При достаточно большой дозе облучения погибает любой организм. Доза облучения, при которой гибнет 50% особей данного вида, изменяется от 50 R для яиц аксолотля до 300000 R для некоторых бактерий. Дозы ниже смертельной вызывают различные заболевания, которые объединяются термином «лучевая болезнь».

Действие различных доз излучения имеет следующую динамику:

Доза, R	Действие на человека
0 – 20	Отсутствие явных повреждений.
20 – 50	Возможные изменения состава крови.
50 – 100	Изменение состава крови.
100 – 200	Повреждения. Возможная потеря трудоспособности.
200 – 400	Нетрудоспособность. Возможная смерть.
400	Смертность 50%.
600	Смертельная доза.

Структуру живого организма можно разделить на 3 уровня:

- отдельные молекулы;
- клетки;
- макроскопические части или системы организма (например, дыхательная система, мышечные ткани).

Первичное действие излучения на организм состоит в повреждении молекул. Существуют два механизма повреждения – *прямой* и *косвенный*.

В прямом механизме ядерная частица действует непосредственно, либо через ядра отдачи или промежуточные электроны на сами макромолекулы. В косвенном механизме под действием излучения происходит *радиолиз* воды. Продукты радиолиза реагируют с макромолекулами.

Поскольку эти процессы происходят за короткое время, то экспериментальное определение относительной роли приведенных механизмов затруднено. В настоящее время принято считать, что преобладающим является прямое воздействие на клетку.

Прямой механизм радиационного поражения доказывается тем, что оно происходит и в высушенных живых объектах.

На существование косвенного механизма указывает «эффект разведения», состоящий в том, что в широких пределах число поражаемых макромолекул зависит лишь от дозы облучения, но не от концентрации этих молекул. При прямом действии следовало бы ожидать прямой пропорциональности между числом повреждаемых молекул и их концентрацией.

Пробег продуктов радиолиза воды в живых клетках имеет порядок $25-30 \text{ }^0\text{A}$, вследствие чего действие радикалов эффективно только тогда, когда они образуются в непосредственной близости к жизненно важным областям клеток или макромолекул. В то же время, прямому действию подвержен весь объем макромолекул или клеток.

Кислород усиливает биологическое действие слабо ионизирующих излучений (электроны и γ -лучи). Повышение концентрации кислорода в среде от 0 до 30-40% втрое увеличивает поражающее действие. Действие сильно ионизирующих излучений, например α -частиц, от концентрации кислорода не зависит.

Важная роль в механизме радиационного поражения принадлежит миграции первично поглощенной энергии по макромолекуле. Прямым подтверждением этого служат опыты по α -облучению гигантских белковых молекул. Независимо от места попадания α -частицы в этих молекулах разрываются одни и те же связи. *Радиационное поражение макромолекул проявляется в потере или биологической активности (например, ферментативной), в образовании разрывов, сшивок, в радиационном окислении.*

Иногда в макромолекулах под действием излучения возникают скрытые повреждения. Причем, при отсутствии кислорода молекула может находиться в состоянии скрытого повреждения относительно длительное время (часы и даже сутки). В таком состоянии молекула еще способна к ферментативной активности. При введении кислорода или при нагреве скрытое повреждение переходит в явное – молекула теряет биологическую активность. Методом ЭПР (электронного парамагнитного резонанса) установлено, что в ряде случаев скрытым повреждением макромолекулы является электронное возбуждение, которое сопровождается появлением неспаренного электрона.

Эмпирическим путем было установлено, что разрушающее биологическое действие излучений можно существенно ослабить введением в организм до облучения некоторых органических серосодержащих веществ. Защитные вещества являются неэффективными против сильно ионизирующих излучений. *Замечательно, что некоторые скрытые повреждения поддаются устранению введением защитных веществ даже после облучения.*

3. Одноударные и двуударные объекты

Некоторые клетки и даже одноклеточные организмы погибают от единичного акта ионизации. Классическим примером такого *одноударного* объекта является кишечная палочка.

Однако большинство клеток являются *двуударными* и даже *многоударными*, тогда как одноударность характерна для объектов мельче клетки, таких, как ферменты.

Различие между одноударными и двуударными объектами проявляется в том, что при равной дозе первые более чувствительны к слабо ионизирующему излучению, а вторые – к сильно ионизирующему.

Причина такого различия очевидна: двуударный объект разрушается только при наличии двух пространственно близких ионизационных ударов. Поэтому разрушение более эффективно при высокой плотности ионизации. И наоборот, в одноударных объектах высокая плотность ионизации снижает поражающее действие из-за большой вероятности передачи энергии ионизации уже погибшей молекуле или клетке. Вследствие многоударности клеток высокоорганизованных биологических объектов сильно ионизирующие излучения (например, α -частицы) имеют ОБЭ ~ 10 , т.е., на порядок более опасны для человека, чем слабо ионизирующие γ -кванты и электроны.

Разные части и разные функции клеток по-разному чувствительны к одной и той же дозе. Ядро клетки чувствительнее цитоплазмы. Если облучать только ядро, то клетка гибнет при дозе в десятки раз меньшей, чем при облучении только цитоплазмы. Из функций клеток наиболее радиочувствительны способность к делению, синтез белков и нуклеиновых кислот. Например, деление заметно замедляется уже при дозе в несколько рад. С другой стороны, ряд клеточных функций устойчивы к действию довольно больших доз. Это, прежде всего, дыхание и фотосинтез.

Действие радиации на клетку обладает высокой удельной (по энергии) эффективностью. Так, для угнетения функции деления клеток достаточна доза, энергия которой при переводе ее в тепловую вызвала бы нагревание всего на тысячную градуса. Такая доза поражает лишь одну белковую молекулу из миллиона.

Механизм такого эффективного воздействия радиации на жизненные процессы в клетке до сих пор не выяснен. Принято считать, что причина высокой эффективности состоит в том, что в клетке существует небольшое число крайне чувствительных к радиации структур, разрушение которых и приводит к гибели клетки. Однако в том, каким именно структурам принадлежит здесь ключевая роль, единого мнения нет.

4. Радиационное облучение людей

Каждый человек на Земле постоянно облучается различными видами излучений от множества источников. Даже наиболее распространенный вид излучения – солнечное – может повредить кожу или глаза, если доза его слишком велика. ИК-излучение (от тепловых элементов) или микроволновое излучение (от СВЧ-печей) также могут вызвать серьезные ожоги.

Рентгеновское или γ -излучение, обладающие большими энергиями, могут проникнуть в любую точку человеческого тела, подействовав на внутренние органы или нервную систему.

Двухзарядные медленно движущиеся α -частицы из радиоактивных веществ очень интенсивно взаимодействуют с электронами в атомах вещества и сильно его ионизируют. Темп, с которой α -частица энергии 5 МэВ рассеивает энергию при ионизации биологической ткани составляет около 100 кэВ/мкм.

Электроны β -распада имеют энергии от нескольких кэВ до 1 МэВ. Соответственно и скорости электронов значительно больше, чем у α -частиц. Поэтому степень ионизации, создаваемая ими, невелика. Темп, с которым электрон с энергией 1 МэВ теряет ее за счет ионизации биологической ткани, равен всего 0,25 кэВ/мкм. Все это приводит к тому, что электроны значительно глубже проникают в ткань, чем α -частицы. При β -распаде электроны проникают в ткань на несколько мм, в то время как α -частицы проникают лишь на глубину ~ 40 мкм. Пробег электрона с энергией 1 МэВ равен 4,2 мм, а у α -частицы с энергией 5 МэВ – 37 мм.

При прохождении через вещество рентгеновского или γ -излучения взаимодействие осуществляется посредством фотоэффекта или комптон-эффекта. При этом высвобождаются электроны с большими энергиями, которые так же ионизируют окружающие атомы, как β -электроны. Поэтому параметры ионизации, создаваемой β -электронами, рентгеновскими и γ -лучами, одинаковы. Различие между действием β -электронов и фотонов состоит в том, что последние проникают в вещество на значительную глубину еще до первого взаимодействия. Так, γ -лучи с энергиями 1,2 и 1,3 МэВ, излучаемые при распаде ^{60}Co , прежде чем их энергия уменьшится наполовину, проникают в ткань на глубину 10 см. Следовательно, эффективность облучения внутренних органов внешними источниками, испускающими γ -или рентгеновское излучение будет значительно выше, чем при облучении β -электронами или α -частицами.

Рентгеновское и γ -излучение проникают в тело глубже из-за того, что они не несут электрического заряда и поэтому не теряют энергию, пока не вызовут фото- или комптон-эффекта.

Итак, тяжелые заряженные частицы (α -частицы и протоны) создают высокую плотность ионизации из-за большой величины ионизационных потерь и поэтому с большой вероятностью поражают двуударные объекты, преобладающие в высокоорганизованных организмах, в связи с чем они на порядок опаснее электронов.

То же справедливо и для быстрых нейтронов, действующих на организм посредством сильно ионизирующих ядер отдачи.

5. Защита от ионизирующих излучений

Ядерные излучения оказывают разрушающее действие на организм человека. Поэтому при работе с любыми источниками радиации необходимо защита.

Для расчета любой защиты нужно установить *предельно допустимую дозу (ПДД)*, облучение которой безвредно для организма.

При установлении ПДД исходят из того, что в естественных условиях облучение человека за счет космических лучей и радиоактивности веществ земной коры составляет около 0,1 бэр в год и является достаточно безвредным. Но, с другой стороны, доза 400-600 бэр смертельна.

Принятая сейчас ПДД от внешних источников облучения для лиц, непосредственно работающих с излучением, составляет 5 бэр в год.

Помимо внешнего, возможно и внутреннее облучение организма. Оно создается радиоактивными веществами, попадающими в организм при дыхании, с пищей и через раны. Кроме того, само тело человека также содержит некоторое количество радиоактивных материалов.

Например, в теле имеется порядка 140 г. калия, который содержит около 0,01% радиоактивного изотопа $^{40}_{19}\text{K}$ с периодом полураспада 10^9 лет. Легко подсчитать, что в человеке происходит около 4000 распадов радиокалия в секунду!

При установлении ПДД внутреннего облучения необходимо учитывать, в каких органах концентрируется радиоактивный изотоп и как долго удерживается он в организме.

Так, сверхтяжелый β -активный изотоп водорода – тритий – довольно быстро вымывается из организма в процессе обмена веществ. А β -активный изотоп стронция $^{90}_{38}\text{Sr}$, попав в организм, стремится к замещению кальция в костной ткани, где он застревает надолго и облучает очень чувствительные к радиации кроветворные ткани костного мозга.

В связи с этим, предельно допустимые концентрации в воздухе, воде, пищевых продуктах и т.д. устанавливаются для каждого изотопа отдельно. К примеру, предельно допустимые концентрации в воде открытых водоемов для трития ^3_1H и стронция $^{90}_{38}\text{Sr}$ равны 3×10^{-7} и 3×10^{-11} Ки/л соответственно.

Ядерные излучения опасны еще и тем, что даже их большие дозы не воспринимаются органами чувств человека.

Чтобы при работе с ядерными излучениями их доза не превышала предельно допустимую, нужна *защита*. Простейшим методом защиты является удаление от источника излучения на достаточное расстояние R , т.к. даже без учета поглощения в воздухе интенсивность излучения падает как $1/R^2$. В тех случаях, когда удаление от источника на достаточное расстояние невозможно, для защиты от излучения используются преграды из поглощающих материалов.

Наиболее проста защита от α -излучения т.к. α -частицы, вылетающие из радиоактивных ядер, имеют ничтожно малые пробеги.

Что касается β -излучений, то пробег β -электронов в воздухе не так уж мал (более 3 м при энергии 3 МэВ), и β -активные препараты, даже малых активностей, необходимо экранировать. Для экранировки от электронов с энергиями до 4 МэВ достаточен слой пластмассы в 0,25 см.

Более массивная защита требуется при работе с радиоактивными источниками γ -излучений. В этом случае толщина защиты зависит не только от энергии излучения, но и от его интенсивности, т.к. поток γ -частиц экспоненциально ослабевает с расстоянием внутри вещества защиты.

Практически в лабораторных условиях для защиты от γ -активных препаратов используют «домики» из свинцовых плиток, форма которых дает возможность кладки без сквозных зазоров. При необходимости визуального наблюдения используют окошки из специального содержащего свинец стекла.

Лучшими поглотителями тепловых нейтронов являются бор и кадмий. При расчете защиты от тепловых нейтронов необходимо учитывать вторичное γ -излучение, возникающее при захвате нейтронов.

Быстрые нейтроны слабо поглощаются любыми веществами. Поэтому для защиты от быстрых нейтронов их сначала замедляют (обычно водой или графитом), а уже после замедлителя ставят поглотитель.

Для защиты от особо мощных источников излучения используется бетон. Толщина защитных бетонных стен иногда достигает нескольких метров.

При защите от протонов и других тяжелых заряженных частиц высоких энергий необходимо учитывать потоки вторичных частиц, возникающих при ядерных столкновениях. Вклад вторичных частиц в тканевую поглощенную дозу становится существенным, начиная с энергий первичного пучка в несколько десятков МэВ, и становится преобладающим с энергии 300 МэВ.

6. Лучевая болезнь

Лучевая болезнь – заболевание, возникающее в результате действия на организм ионизирующих излучений в дозах, превышающих допустимые.

Лучевая болезнь может развиваться при внешнем общем облучении всего тела или большей его части, а также при внутреннем облучении в связи с проникновением радиоактивных веществ в организм через дыхательные пути, или вместе с зараженной пищей и водой. Радиоактивные вещества, попавшие внутрь организма, могут создавать очаги постоянного облучения.

Лучевая болезнь бывает двух видов – *острая*, возникающая в результате однократного или ряда последовательных воздействий ионизирующих излучений в больших дозах, и *хроническая*, возникающая при длительном (в течение многих месяцев) облучении в малых дозах.

В течении острой лучевой болезни различают 4 периода: *первичной реакции, скрытый, период разгара и период восстановления.*

Первичные реакции возникают сразу после облучения. При этом отмечается возбуждение, или, наоборот, состояние апатии, вялость, слабость, головокружение, тошнота, а в тяжелых случаях рвота и понос. Расстраивается сон, нарушается аппетит. Возможна временная потеря сознания. Пульс и артериальное давление становятся неустойчивыми. В крови выявляются характерные изменения преимущественно со стороны белых кровяных телец.

Эти явления по прошествии нескольких часов могут сгладиться или исчезнуть вовсе. После этого наступает скрытый период заболевания. При этом заметно улучшается общее состояние организма. Однако, несмотря на кажущееся благополучие, болезнь неуклонно прогрессирует. Спустя некоторое время (от нескольких дней до двух, трех недель) наступает период разгара болезни, который начинается с резкого ухудшения общего состояния, сопровождающегося повышением температуры тела, рвотой и поносом, часто с примесью крови.

Появляется кровоточивость десен и других слизистых оболочек, образуются язвы, под кожей возникают характерные кровоизлияния. Через 2-3 недели начинают выпадать волосы. Все это сопровождается развитием малокровия и нервными расстройствами. Резко падает сопротивляемость организма к инфекционным заболеваниям.

При благоприятном течении и в результате своевременного лечения лучевая болезнь может вступить в фазу восстановления. Состояние больного постепенно начинает улучшаться, нормализуется температура, постепенно исчезают признаки нарушения функций центральной нервной системы, восстанавливается нормальный состав крови.

У некоторых больных, перенесших острую лучевую болезнь, могут наблюдаться остаточные явления в виде слабости, быстрой утомляемости, головных болей, предрасположенности к инфекционным заболеваниям, а также нерезко выраженное малокровие.

Хроническая лучевая болезнь, в отличие от острой, развивается медленно, годами. Прекращение хронического облучения в ряде случаев может существенно улучшить состояние больного без специального лечения. Продолжающееся облучение способствует развитию заболевания.

У человека наиболее чувствительны к облучению кроветворные органы (костный мозг, селезенка, лимфатические железы), эпителий половых желез и слизистой оболочки кишечника. При дозе, близкой к смертельной, смерть наступает в результате разрушения производящих кровь клеток костного мозга (лейкемия). При дозах, значительно превышающих смертельную, гибель наступает гораздо быстрее за счет поражения кишечника.

Часто возникают различные длительные заболевания, приводящие к истощению и смерти через несколько лет после сильного облучения.

Любая сколь угодно малая доза облучения может вызвать необратимые генетические изменения хромосом, что с неизбежностью приводит к тяжелым наследственным аномалиям в последующих поколениях.

При облучении небольшой части тела доза, даже превышающая смертельную, может оказать сравнительно слабое действие на состояние организма в целом. Но наблюдались случаи, когда локальное облучение оказывало действие на части организма, не подвергавшиеся облучению. Механизм этого воздействия не совсем ясен. Возможно, что здесь играет роль образование во время облучения каких-то сильно ядовитых веществ. Это объяснение подкрепляется опытами на животных и растениях, в которых введение в здоровый организм экстрактов из облученной ткани вызывало ряд проявлений лучевой болезни.

В заключение отметим, что действие одной и той же дозы облучения заметно зависит от того, за какой промежуток времени эта доза получена. Если облучение сильно растянуть во времени, то общее поражающее действие будет меньшим, чем при однократном облучении суммарной дозой. Это различие особенно сильно проявляется у высокоорганизованных видов, имеющих развитую систему восстанавливающих и компенсирующих процессов. Однако восстановление почти всегда неполное, а для генетических повреждений отсутствует вовсе. Поэтому хроническое облучение малыми дозами тоже является опасным.

В настоящее время разработаны эффективные методы лечения лучевой болезни, позволяющие иногда спасать жизнь даже при облучении смертельной дозой. При большой дозе основным методом лечения является *переливание крови и пересадка костного мозга* от здорового организма.

3. Цель деятельности студентов на занятии:

Студент должен знать:

1. Виды доз ионизирующего излучения, системные и внесистемные единицы их измерения.
2. Физическую природу проникающей и ионизирующей способности радиоактивных излучений.
3. Особенности биологического действия ионизирующего излучения.
4. Методы защиты от ионизирующего излучения.
5. Симптомы лучевой болезни и ее виды. Периоды острой лучевой болезни.

Студент должен уметь:

1. С помощью соотношений между дозиметрическими величинами вычислять виды доз излучения.
2. Устанавливать взаимосвязь между системными и внесистемными дозиметрическими единицами.
3. Решать ситуационные задачи.

4. Содержание обучения:

1. Понятие ионизирующего излучения.
2. Особенности взаимодействия ионизирующего излучения с веществом.
3. Поглощенная доза. Экспозиционная доза. Эквивалентная (биологическая) доза.

4. Мощность дозы излучения.
5. Детекторы ионизирующих излучений.
6. Защита от ионизирующего излучения.
7. Лучевая болезнь.
8. Решение ситуационных задач.

5. Перечень вопросов для проверки исходного уровня знаний:

1. Что понимают под ионизирующим излучением?
2. Какие физические явления происходят в веществе при прохождении через него ионизирующего излучения?
3. Что называется поглощенной дозой излучения? В каких единицах она измеряется?
4. Что называется экспозиционной дозой? В каких единицах она измеряется?
5. Для чего предназначен дозиметр?
6. Опишите первичное действие ионизирующих излучений на организм.
7. Что собой представляют одноударные и двухударные объекты?

6. Перечень вопросов для проверки конечного уровня знаний:

1. Чему соответствует экспозиционная доза $D_x = 1$ Кл/кг?
2. Запишите формулу для мощности излучения. Что она характеризует? В каких единицах она измеряется?
3. Запишите формулу, связывающую экспозиционную дозу с поглощенной дозой.
4. Что называется эквивалентной дозой? Что такое бэр?
5. Как связаны эквивалентная и поглощенная доза? Что такое относительная биологическая эффективность?
6. Что показывает коэффициент качества излучения?
7. Какие виды детекторов ионизирующих излучений известны?
8. Опишите радиочувствительность различных частей и функций клеток.
9. Какой из видов излучения более опасен при внешнем облучении – α - или γ - излучение?
10. Что такое предельно допустимая доза (ПДД) ?
11. Опишите методы защиты от ионизирующих излучений.
12. Что называется лучевой болезнью? Какие ее виды известны?
13. Охарактеризуйте симптомы и периоды острой лучевой болезни.

7. Самостоятельная работа студентов:

По учебнику Ремизова и др. (§ 27.5) изучите виды детекторов ионизирующих излучений.

8. Ситуационные задачи:

1. Человек (массой m) поглотил энергию ионизирующего излучения, соответствующую дозе γ -излучения $D=600$ рад. На сколько градусов повысится температура тела, если предположить, что вся энергия излучения пошла на нагрев?

2. Мощность экспозиционной дозы γ -излучения на расстоянии 1 м от точечного источника составляет $2,15 \cdot 10^{-7}$ Кл/(кг·с). Определить минимальное расстояние от источника, на котором можно ежедневно работать по 6 часов без защиты. Считать, что в году 230 рабочих дней, а предельно допустимая поглощенная доза $D_{пр}$ при профессиональном облучении составляет $5 \cdot 10^{-2}$ Гр в течение года.
3. Как различаются эквивалентные дозы, если на биологическую систему попадает: а) поток α -частиц (коэффициент качества $K_1=20$) и б) поток электронов (коэффициент качества $K_2=1$)? Потоки частиц равны $\Phi_1=10^4 \text{ с}^{-1}$ и $\Phi_2=10^7 \text{ с}^{-1}$, энергии частиц равны $E_1=200$ эВ и $E_2=30$ эВ соответственно. Все частицы поглощаются телом.
4. Средняя мощность экспозиционной дозы в рентгеновском кабинете $6,45 \cdot 10^{-12}$ Кл/(кг·с). Врач находится в кабинете 5ч в день. Какова доза его облучения за 6 рабочих дней?
5. Тело массой 10г поглотило 10^9 α -частиц с энергией 5 МэВ. Найдите поглощенную и эквивалентную дозы. Коэффициент качества K для α -частиц равен 20.
6. Вычислите среднюю мощность предельно допустимой экспозиционной дозы для: а) профессионалов; б) населения. Принять, что предельная эквивалентная доза для профессионалов равна 5 бэр, а для населения – 0,17 бэр в течение года.
7. Радиационный фон в городе равен 14 мкР/ч. Найдите поглощенную дозу излучения (в единицах СИ и внесистемных единицах), полученную жителями города в течение года.
8. Найдите мощность предельно допустимой поглощенной дозы D/t рентгеновского излучения (в единицах СИ и внесистемных единицах) при постоянном облучении всего тела, если предельно допустимая эквивалентная доза за год равна $H=0,17$ бэр.
9. Телом человека массой $m=60$ кг в течение 6ч была поглощена энергия γ -излучения $E=1$ Дж. Найдите поглощенную дозу, мощность поглощенной дозы в единицах СИ и во внесистемных единицах.
10. Во сколько раз изменится эквивалентная доза при замене вида ионизирующего излучения, если при этом поглощенную дозу увеличить в 10 раз, а коэффициент качества уменьшится в 2 раза?

9. Хронокарта учебного занятия:

1. Организационный момент – 5 мин.
2. Разбор темы – 15 мин.
3. Решение ситуационных задач – 45 мин.
4. Текущий контроль знаний – 20 мин.
5. Подведение итогов занятия – 5 мин.

10. Перечень учебной литературы к занятию:

1. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М., «Дрофа», 2008, §§ 27.3 – 27.5, 28.1 – 28.4.
2. Ремизов А.Н., Потапенко А.Я. Курс физики. М., 2008, §§ 31.7-31.9, 32.1-32.3.
3. Физика и биофизика. (под ред. Антонова В.Ф.). М., «ГЭОТАР-Медиа», 2008, §§ 13.1-13.5, 24.3-24.6.