

ДЕПАРТАМЕНТ СМОЛЕНСКОЙ ОБЛАСТИ ПО ОБРАЗОВАНИЮ И
НАУКЕ

Областное государственное бюджетное профессиональное образовательное
учреждение
«Смоленская академия профессионального образования»

**Методические рекомендации к лабораторным работам по медицин-
ской и биологической физике**

Смоленск 2018

Организация-разработчик: Областное государственное бюджетное профессиональное образовательное учреждение «Смоленская академия профессионального образования» (ОГБПОУ СмолАПО)

Разработчик: Дробнова Н В., преподаватель ОГБПОУ СмолАПО

Рассмотрено на заседании кафедры Машиностроения, теплоэнергетики, полиграфии Протокол № 04 от 11.01.2018 г.

Рассмотрено научно-методическим советом ОГБПОУ СмолАПО
Протокол № 04 от «19» января 2018г.

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие	4
Лабораторная работа 1. Исследование механических колебаний с помощью самописца.....	5
Лабораторная работа 2. Определение спектральной характеристики слуха на пороге слышимости	15
Лабораторная работа 3. Изучение метода ультразвуковой эхолокации	24
Лабораторная работа 4. Определение вязкости жидкости с помощью капиллярного вискозиметра	35
Лабораторная работа 5. Определение подвижности ионов методом электрофореза.....	48
Лабораторная работа 6. Изучение работы электронного осциллографа.....	57
Лабораторная работа 7. Изучение работы поляриметра.....	69
Лабораторная работа 8. Определение показателя преломления жидкости с помощью рефрактометра	83
Лабораторная работа 9. Определение концентрации окрашенных растворов с помощью фотоэлектроколориметра	93
Лабораторная работа 10. Определение длины волны лазерного излучения с помощью дифракционной решетки	103
Лабораторная работа 11. Изучение работы аппарата для гальванизации ...	114
Лабораторная работа 12. Изучение работы транзистора и транзисторного усилителя	127
Лабораторная работа 13. Изучение работы датчиков	142
Лабораторная работа 14. Изучение работы электрокардиографа	158
Лабораторная работа 15. Моделирование пассивных электрических свойств тканей организма.....	172
Лабораторная работа 16. Изучение работы реографа	183
Лабораторная работа 17. Изучение работы мультивибратора	192
Лабораторная работа 18. Изучение аппаратов низкочастотной терапии	204
Лабораторная работа 19. Изучение аппарата для УВЧ—терапии	217

ПРЕДИСЛОВИЕ

Настоящее руководство содержит описание работ лабораторного практикума, выполняемого на кафедре медицинской и биологической физики Красноярского государственного медицинского института студентами 1-го курса. Каждая работа посвящена изучению конкретного раздела курса и содержит указание цели работы и перечень оборудования. Особое внимание уделено значению рассматриваемого явления или процесса для современной медицины. Теоретическая часть содержит краткое изложение основных вопросов, а практическая часть - указания к выполнению работы. В конце описания каждой работы дан список контрольных вопросов и перечень учебной литературы.

При выполнении практикума студенты получают навыки работы, как с физической аппаратурой, так и с медицинскими приборами. Также изучаются принципы действия медицинских аппаратов и первичный механизм влияния физических факторов на организм человека.

В каждой работе предстоит выполнить измерения, провести статистическую обработку экспериментальных данных, представить их в виде графиков и на основании полученных результатов сделать заключение (выводы). На завершающей стадии необходимо ответить на контрольные вопросы, рассмотрев теоретические основы соответствующего раздела курса.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 1

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ КОЛЕБАНИЙ С ПОМОЩЬЮ САМОПИСЦА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с принципом работы самописца.
2. На примере механических колебаний научиться регистрировать динамические процессы и использовать диаграмму колебаний для определения их параметров.
3. Определить основные параметры (период, частоту, логарифмический декремент затухания, коэффициент затухания).

ОБОРУДОВАНИЕ:

самописец ЭПЛ-09, маятник с потенциометрическим датчиком, набор грузов.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Все сложные периодические процессы, происходящие в природе, могут быть представлены в виде суммы простых гармонических колебаний. Поэтому изучение гармонических колебаний позволяет анализировать такие важные для оценки состояния организма процессы, как сокращение сердечной мышцы, электрическая активность головного мозга, биологические ритмы органов и систем человека и т.д. Количественный анализ динамических процессов, протекающих в организме, выполняется наиболее полно при непрерывной регистрации изучаемых явлений во времени, т.е. записи диаграммы колебаний, например, на бумагу. Для этой цели используют специальные приборы-самописцы. С их помощью изучают работу сердечной мышцы (звуковые колебания – фонокардиография, электрические колебания – электрокардиография), головного мозга (электроэнцефалография), состояние мышечных тканей (миография), кровоснабжение органов и тканей (реография) и т.д. При

этом основную информацию получают в результате анализа диаграммы колебаний.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Колебаниями называются повторяющиеся во времени движения или изменения состояния исследуемого объекта. Среди различных видов колебаний наиболее простыми являются **гармонические колебания**, то есть такие, при которых исследуемая величина изменяется во времени по закону синуса или косинуса.

Рассмотрим колебания так называемого математического маятника. **Математическим маятником** называют материальную точку, подвешенную на тонкой, нерастяжимой и невесомой нити. Моделью математического маятника может служить грузик, подвешенный на тонкой упругой нити длиной L (рис. 1). Когда маятник находится в положении равновесия (0), сила тяжести P ($P=mg$, m - масса грузика, g - ускорение свободного падения) грузика уравновешена силой натяжения нити F_n . При отклонении X сила тяжести P и сила натяжения нити F_n действуют на грузик под углом друг к другу. равнодействующей этих двух сил будет сила F . Из рис. 1 видно, что сила F всегда будет направлена к положению равновесия, причем величина ее будет тем больше, чем больше отклонен маятник от положения равновесия. Такие силы, неупругие по природе, но аналогичные по свойствам силам, возникающим при малых деформациях упругих тел, называются **квазиупругими**. Величина силы F , возвращающей маятник к положению равновесия, зависит от угла φ . Установим эту зависимость математически. Допустим, что смещение X маятника от положения равновесия (0) столь незначительно, что дуга, описываемая им при движении, может быть совмещенной с осью OX .

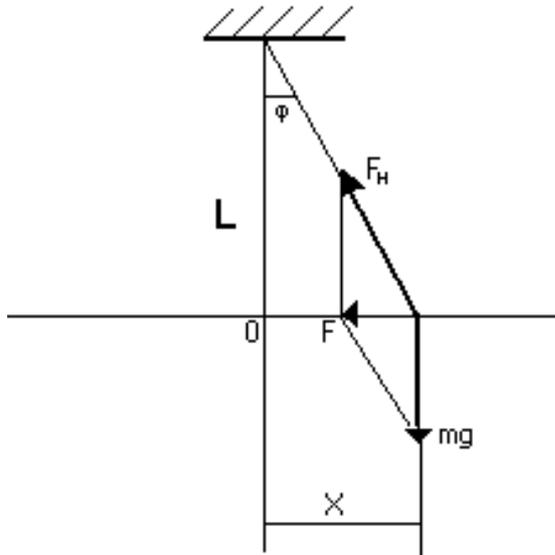


Рис. 1. Модель математического маятника (объяснения в тексте).

Тогда допустимо приближенное равенство:

$$\sin \varphi \approx \operatorname{tg} \varphi \approx \frac{X}{L}. \quad (1)$$

С учетом того, что смещение X и равнодействующая сила F имеют противоположные направления, можно записать:

$$F = -P \cdot \operatorname{tg} \varphi = -mg \cdot \operatorname{tg} \varphi = -mg \frac{X}{L}. \quad (2)$$

Согласно второму закону Ньютона получим уравнение:

$$ma = -mg \frac{X}{L}, \quad (3)$$

$$m \frac{d^2 X}{dt^2} = -mg \frac{X}{L}. \quad (4)$$

Проведем преобразования полученного дифференциального уравнения второго порядка (разделим обе части равенства на m):

$$m \frac{d^2 X}{dt^2} + mg \frac{X}{L} = 0, \quad (5)$$

$$\frac{d^2 X}{dt^2} + g \frac{X}{L} = 0, \quad (6)$$

$$\frac{d^2 X}{dt^2} + \omega_0^2 X = 0, \quad (7)$$

$$\text{где } \omega_0^2 = \frac{g}{L}.$$

Выражение (7) является дифференциальным уравнением гармонических колебаний. Его решением служит уравнение гармонических колебаний:

$$X = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \quad \text{или} \quad (8)$$

$$X = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0), \quad (9)$$

где X – исследуемая величина (при механических колебаниях это смещение маятника от положения равновесия); A – амплитуда (максимальное значение) величины X ; $(\omega_0 t + \varphi_0)$ – фаза колебаний, φ_0 – начальная фаза (при $t=0$);

ω_0 – круговая частота; t – время.

Время, в течение которого совершается одно полное колебание, называется *периодом* T . За время одного периода фаза колебания изменяется на 2π . Число колебаний в единицу времени, равное $\nu=1/T$, называется *частотой*. Круговая частота $\omega = 2\pi\nu$. Уравнение (7) описывает незатухающие собственные гармонические колебания.

Собственными колебаниями они называются потому, что происходят без участия как сил, препятствующих движению – сил трения, так и сил, вызывающих вынужденные колебания системы.

Частота колебаний в этом случае называется *собственной частотой* колебаний системы. График гармонических незатухающих колебаний представлен на рис. 2.

В реальных условиях движения тел всегда сопровождается трением. Энергия тела расходуется на совершение работы против сил трения, и колебания затухают. Обычно предполагают, что при не очень больших амплитудах и частотах величина силы трения $F_{\text{тр}}$ зависит от:

- свойств природы вещества (например, воздух, вода, коллоидный белковый раствор и т.п.), в котором происходит движение тела (коэффициент внутреннего трения r);

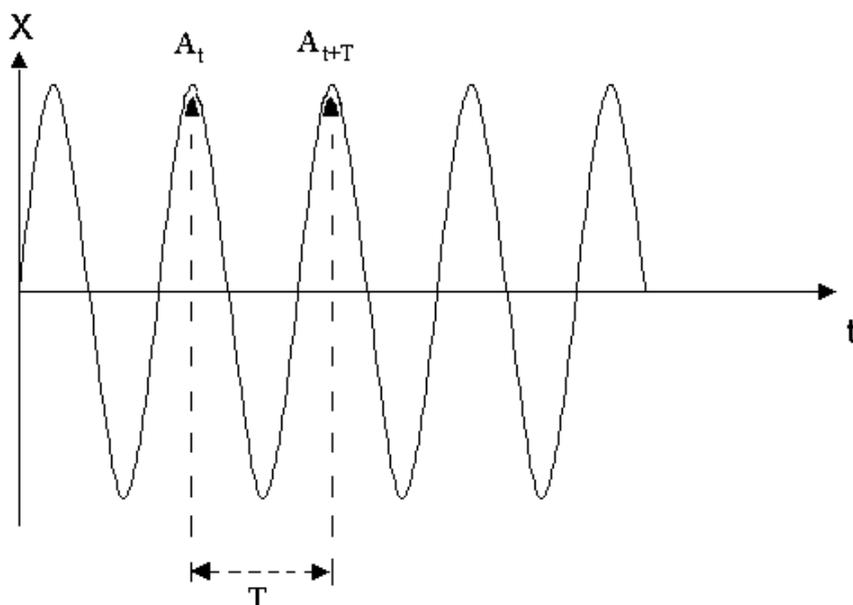


Рис. 2. График гармонических колебаний, происходящих по закону синуса с начальной фазой $\varphi_0=0$.

- скорости v движения тела (сила трения увеличивается с ростом скорости и направлена противоположно ей).

Тогда эту зависимость можно представить в виде:

$$F_{\text{ТР}} = -r \cdot v. \quad (10)$$

Если в системе, кроме квазиупругой силы, действует еще сила трения, то второй закон Ньютона можно записать так:

$$F = -mg \frac{X}{L} - r \cdot v, \quad (11)$$

или в дифференциальной форме

$$m \frac{d^2 X}{dt^2} = -mg \frac{X}{L} - r \frac{dX}{dt}. \quad (12)$$

После преобразования получаем дифференциальное уравнение затухающих колебаний:

$$\frac{d^2 X}{dt^2} + 2\beta \frac{dX}{dt} + \omega_0^2 X = 0, \quad (13)$$

где β – показатель затухания ($\beta = \frac{r}{2m} = \text{const}$).

Прежде чем представить его решение, рассмотрим график затухающих колебаний (рис. 3).

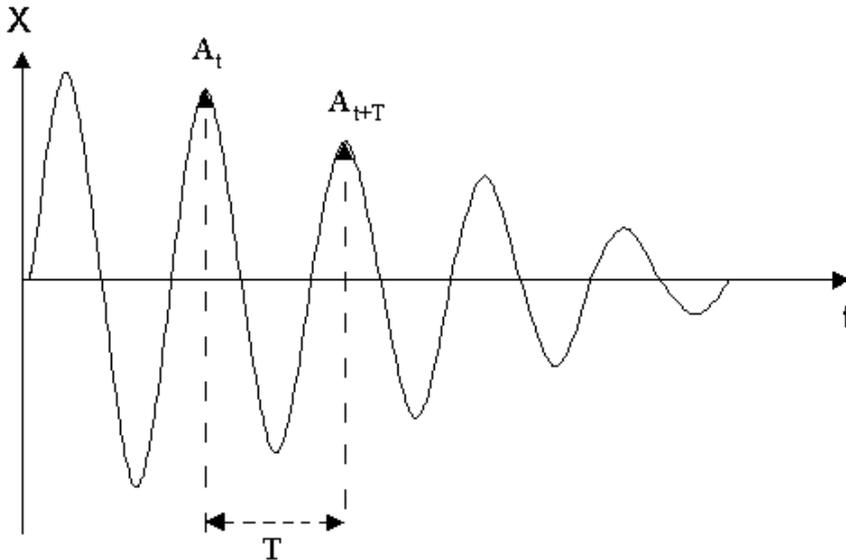


Рис. 3. График затухающих колебаний маятника.

Отметим, что с уменьшением величины амплитуды ее изменение за период также уменьшается. Эту закономерность можно представить в виде следующего дифференциального уравнения:

$$\frac{dA}{dt} = -\beta A, \quad (14)$$

где $\frac{dA}{dt}$ — скорость убывания амплитуды, а β — коэффициент или показатель затухания.

Решение этого уравнения показывает, что амплитуда в затухающих колебаниях убывает по экспоненциальному закону:

$$A_t = A_0 \cdot e^{-\beta t}, \quad (15)$$

- где A_t — амплитуда колебания в момент t ,
- A_0 — начальная амплитуда колебания (при $t = 0$),
- e — основание натурального логарифма,
- t — время колебания.

Показатель затухания зависит от массы тела m и величины коэффициента сопротивления r :

$$\beta = \frac{r}{2m} \quad . \quad (16)$$

Сравним графики на рисунках 2 и 3. Повторяемость, периодичность изменений первого графика во втором случае дополняется постепенным уменьшением амплитуды (согласно уравнению 15). Поэтому с учетом уравнений (1) и (2) для смещения X при затухающих колебаниях можно записать:

$$X = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0) \quad \text{или} \quad (17)$$

$$X = A_0 e^{-\beta t} \cos(\omega t + \varphi_0). \quad (18)$$

Эти уравнения являются решением дифференциального уравнения затухающих колебаний (13).

Одной из характеристик затухающих колебаний является логарифмический декремент затухания. Он определяется как натуральный логарифм отношения амплитуд, соответствующих моментам времени, отличающимся на период, и характеризует скорость убывания амплитуды:

$$\lambda = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} \quad . \quad (19)$$

Между логарифмическим декрементом затухания и коэффициентом затухания существует связь:

$$\lambda = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} = \ln \frac{Ae^{-\beta t}}{Ae^{-\beta(t+T)}} = \ln \frac{Ae^{-\beta t}}{Ae^{-\beta t} e^{-\beta T}} = \ln(e^{\beta T}) = \beta \cdot T \quad .$$

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Включите самописец и потенциометрический датчик (см. рис. 4).
2. Отклоните маятник от положения равновесия на 15-20 см и отпустите его. Зарегистрируйте на приборе 10-15 колебаний.
3. Измените вес тела маятника (добавьте груз) и повторите регистрацию колебаний.
4. По окончании записи колебаний выключите самописец.

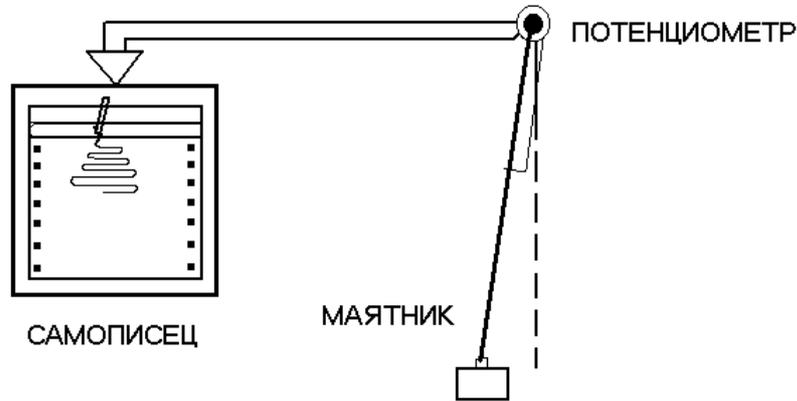


Рис. 4. Блок-схема установки для регистрации механических колебаний.

5. С учетом скорости v движения диаграммной ленты, величины ее смещения L и числа зарегистрированных за это время t колебаний n определите период T и частоту колебаний ν по формулам (20) и (21):

$$T = \frac{t}{n} = \frac{L}{v \cdot n}, \quad (20)$$

$$\nu = \frac{1}{T}. \quad (21)$$

6. Для двух колебаний измерьте амплитуду $A(t)$ и $A(t+T)$. Определите логарифмический декремент затухания по формуле (19). Повторите такие измерения для 4-х пар амплитуд. Измерение амплитуд проведите для колебаний маятника массой m_1 и m_2 .

7. Для средних значений рассчитайте показатель затухания по формуле:

$$\beta = \frac{\lambda_{\text{CP}}}{T_{\text{CP}}}. \quad (22)$$

8. Полученные данные занесите в таблицу.

ОПЫТ	L, мм	n	T, с	T _{СР} , с	ν, Гц	A(t), мм	A(t+T), мм	λ	λ _{СР} ± σ	β _{СР} , с ⁻¹
m ₁	1									
	2									
	3									
	4									
m ₂	1									
	2									
	3									
	4									

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Выведите дифференциальное уравнение гармонических колебаний.
Докажите, что уравнение $X = A \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$ является решением дифференциального уравнения гармонических колебаний.
2. Что называется амплитудой, фазой, периодом, частотой гармонических колебаний? В каких единицах измеряются эти величины?
3. Как изменится амплитуда колебаний при наличии трения? Выведите уравнение.
4. Выведите дифференциальное уравнение затухающих колебаний.
5. Как определить показатель затухания? Логарифмический декремент затухания? Напишите формулы.
6. С помощью математических преобразований покажите связь логарифмического декремента затухания и показателя затухания.
7. Где и с какой целью применяются самописцы в медицине? Приведите примеры.
8. Приведите примеры колебательных процессов в организме человека.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ливенцев Н. М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.– С. 67–76.
2. Ремизов А. Н. Курс физики, электроники и кибернетики для медицинских институтов. – М.: Высшая школа, 1999.– С. 64–76.
3. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 130–133, 139–141.
4. Эссаулова И. А., Блохина М. Е., Гонцов Л. Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 83–84.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №2

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СПЕКТРАЛЬНОЙ ХАРАКТЕРИСТИКИ СЛУХА НА ПОРОГЕ СЛЫШИМОСТИ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с работой аудиометра.
2. Освоить метод определения порога слышимости с помощью аудиометра.
3. Построить аудиограмму воздушной проводимости для левого и для правого уха.

ОБОРУДОВАНИЕ:

аудиометр, наушники для определения воздушной проводимости.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Определение спектральной характеристики слуха имеет большое значение как при оценке функциональных возможностей органа слуха, так и слуха при диагностике типа нарушений у пациента. Количественное изучение проводят с помощью медицинского прибора – аудиометра.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Звук – это продольные механические волны, воспринимаемые слуховым аппаратом человека. Звуковые волны могут распространяться в воздухе, жидкостях, твердых телах и не существуют в вакууме. Отметим основные *объективные* (физические) характеристики звуковых волн.

Частота ν определяет число колебаний частиц среды за единицу времени и измеряется в герцах (Гц). Звуковым волнам соответствуют колебания частиц упругих сред в диапазоне **от 16 до 20000 Гц**. Продольные механические волны с меньшей частотой

называют инфразвуком, а с большей частотой – ультразвуком.

Интенсивность I звука характеризует количество энергии, переносимой волной в единицу времени через единицу площади, перпендикулярной направлению волны. Измеряется интенсивность в ваттах на квадратный метр ($\text{Вт}/\text{м}^2$). В норме при частоте 1 кГц минимальная интенсивность I_{\min} (порог слышимости) для человека соответствует $10^{-12} \text{ Вт}/\text{м}^2$, а максимальная интенсивность I_{\max} (порог боли) – $10 \text{ Вт}/\text{м}^2$. Таким образом, числовые значения интенсивности для слуха человека изменяются на 13 порядков на частоте 1 кГц.

Поэтому на практике часто используют другую характеристику звука - **уровень интенсивности** L звука, равный десятичному логарифму отношения исследуемой интенсивности I_x к минимальной интенсивности - пороговому сигналу I_{\min} :

$$L = \lg \frac{I_x}{I_{\min}}, \quad (1)$$

Уровень интенсивности измеряется в белах (Б) или децибелах (дБ) – величинах в 10 раз меньших. Поэтому для частоты 1 кГц минимальный уровень интенсивности (порог слышимости) для человека равен:

$$L_{\min} = \lg \frac{10^{-12}}{10^{-12}} = \lg 1 = 0(\text{Б}), \quad (2)$$

а максимальный уровень интенсивности (порог боли) равен:

$$L_{\max} = \lg \frac{10}{10^{-12}} = \lg 10^{13} = 13\text{Б} = 130\text{дБ}. \quad (3)$$

При распространении звуковой волны в участках сгущения частиц среды образуется добавочное звуковое или акустическое давление P , которое связано с интенсивностью I звука, плотностью ρ среды и скоростью u звука в данной среде:

$$I = \frac{P^2}{2 \rho u}. \quad (4)$$

Акустическое давление P зависит от плотности ρ среды, амплитуды A , и круговой частоты ω колебаний частиц среды, а также скорости v распространения волны:

$$P = \rho \cdot A \cdot \omega \cdot v. \quad (5)$$

Звуковые волны разделяются на тоны и шумы. **Тон** – звук с периодическим процессом колебаний частиц среды. Если колебания происходят по гармоническому закону, то тон называют простым (получают с помощью камертона или звукового генератора). Сложный тон состоит из основного тона (гармонического колебания с наибольшей амплитудой) и кратных ему по частоте, но меньших по амплитуде обертонов или гармоник.

Шум – звук со сложной, неповторяющейся временной зависимостью (скрип, шум прибора, пламени газовой горелки и т. п.).

Достаточно наглядно звуковые волны описываются с помощью **акустического спектра**, который указывает набор частот ν и соответствующих им амплитуд (или интенсивностей) колебаний, образующих данную звуковую волну. На рис. 1 представлены примеры акустических спектров шума и некоторых звуковых волн с одинаковой частотой основного тона. Легко заметить, что спектр сложного тона линейчатый, а спектр шума – сплошной.

Сложные тоны с одинаковой основной частотой могут иметь различные акустические спектры, а, значит, будут отличаться друг от друга по форме колебаний (рис. 2).

Оценка звуковых колебаний с помощью звуковых ощущений получила название **субъективных** (физиологических) характеристик. Отметим основные субъективные характеристики звука и их связь с объективными характеристиками звуковой волны.

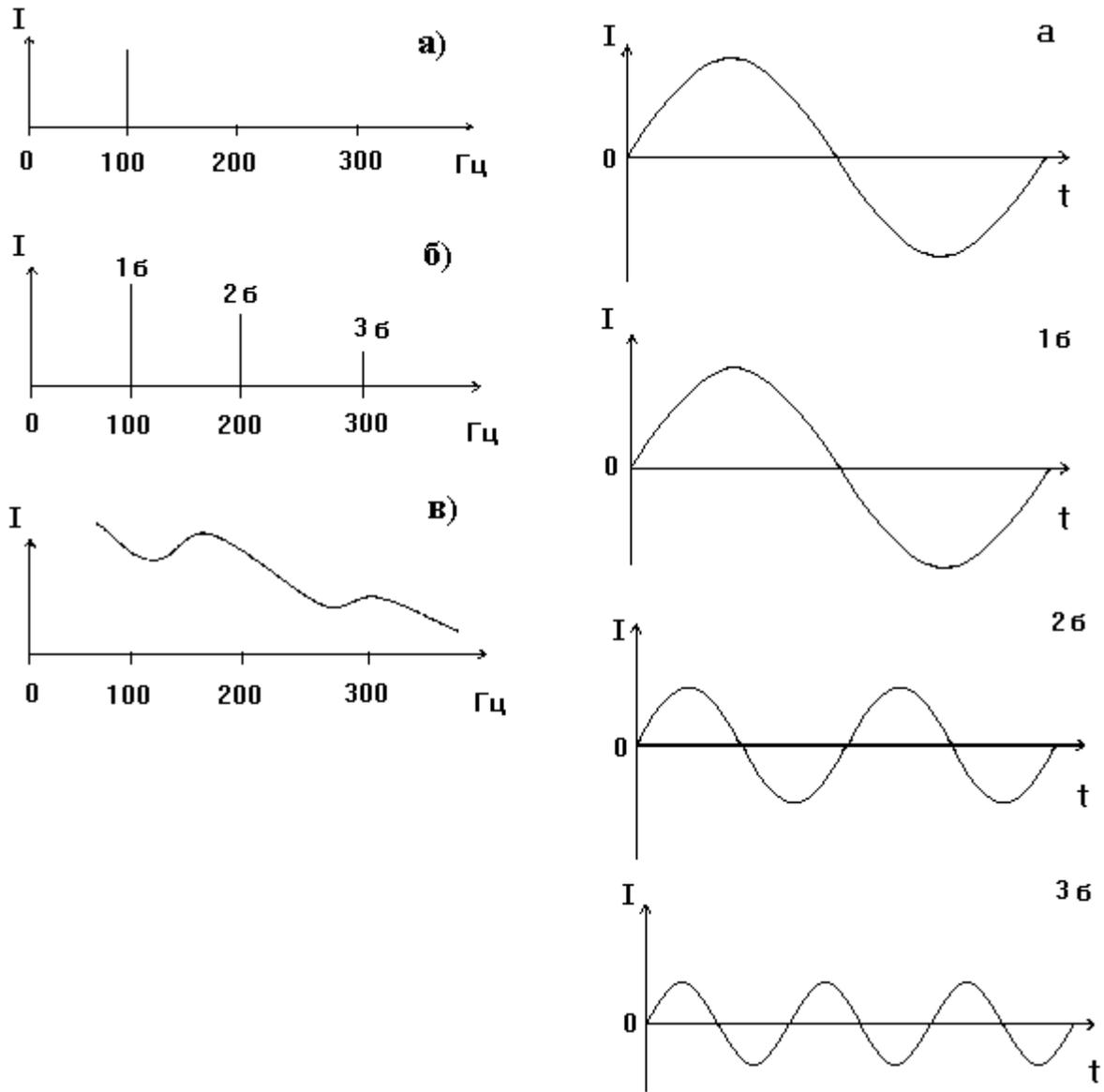


Рис. 1. Акустический спектр простого (а), сложного (б) тонов и (в) шума (в правой части рисунка даны графики гармонических колебаний, образующих данный тон).

Высота звука зависит от частоты колебаний звуковой волны: чем больше частота колебаний, тем более высоким воспринимается звук.

Различие звуков одной тональности, создаваемых разными источниками (окраска звука), определяется **тембром**. Тембр зависит

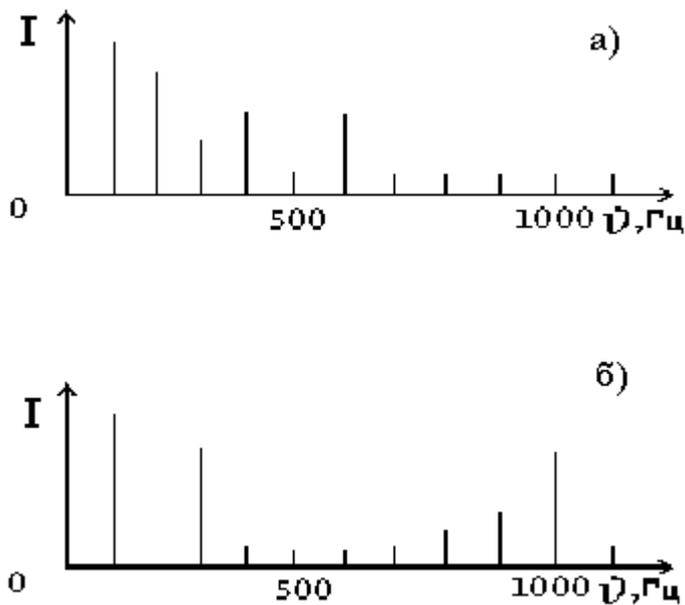


Рис. 2. Акустические спектры одной и той же ноты, взятой на рояле (а) и на кларнете (б), основная частота тона 100 Гц.

от акустического спектра звука – от частот обертонов и их интенсивностей.

Громкость зависит от интенсивности звука: чем больше интенсивность, тем больше громкость. Громкость можно оценить количественно, сравнивая слуховые ощущения от двух источников. Восприятие громкости подчиняется психофизическому закону Вебера – Фехнера: увеличение раздражения I в геометрической прогрессии вызывает возрастание ощущения E в арифметической прогрессии. Т. е., если интенсивность звука имеет значения: I_1, I_1^2, I_1^3 , то соответствующие им ощущения громкости звука будут восприниматься как $E_1, 2E_1, 3E_1$. Следовательно, громкость звука пропорциональна логарифму интенсивности звука, а закон Вебера – Фехнера выражается формулой:

$$E = k \cdot \lg \frac{I_x}{I_0}, \quad (6)$$

где k – коэффициент пропорциональности, зависящий от частоты и интенсивности звука,

I_0 – интенсивность порога слышимости,

I_x – интенсивность исследуемого сигнала.

Звуки с одинаковой интенсивностью, но с разной частотой, субъективно воспринимаются с разной громкостью (рис. 3).

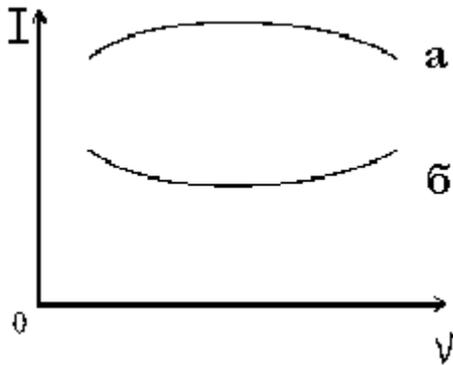


Рис. 3. Порог болевого ощущения (а) и порог слышимости (б).

Принимают, что шкалы громкости и интенсивности звука совпадают при частоте 1 кГц, т. е. в формуле (6) $k=1$ и единицы уровня интенсивности (дБ) совпадают с единицами громкости (фон).

Сравнение громкости на частоте 1 кГц со слуховыми ощущениями на других частотах позволяет получить связь между громкостью и интенсивностью в исследуемом диапазоне частот – кривые равной громкости (линии с постоянной для всех точек кривой громкостью) (рис. 4).

В современной медицине для полной количественной оценки слуха используют аудиометрию. В основе метода лежит определение точек кривой порога слышимости при разных частотах. Потеря слуха определяется как разность между полученным значением и нормой.

Графическое представление разности исследуемого порогового и нормального ощущения на различных частотах называют *аудиограммой*.

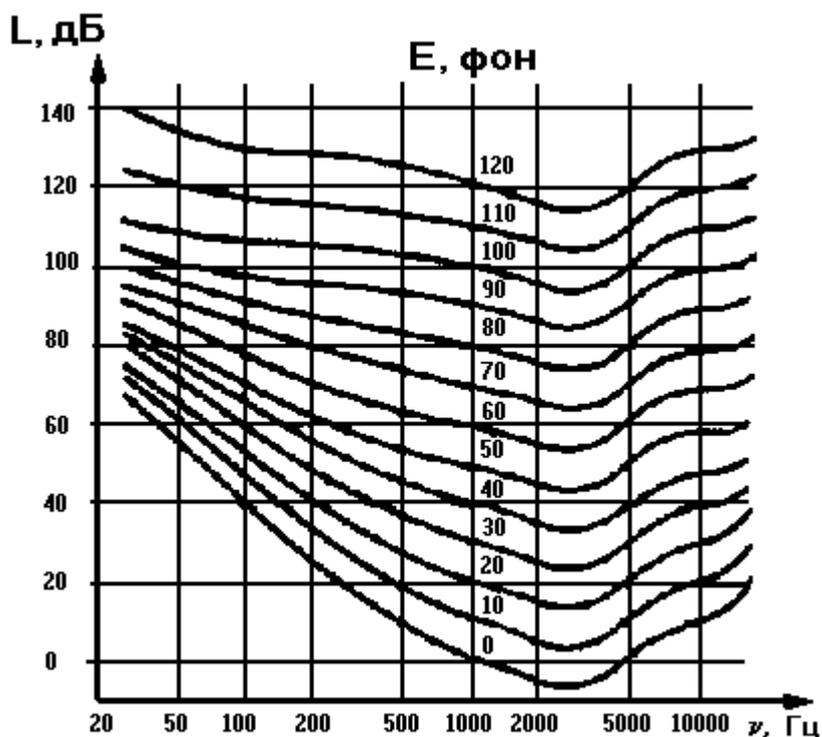


Рис. 4. Кривые равной громкости.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Для получения аудиограммы используется аудиометр АП–02. Основным блоком прибора является генератор звуковых колебаний, который вырабатывает дискретные частоты в диапазоне от 125 до 8000 Гц.

Задание 1. Подготовить аудиометр к работе.

1. Включите прибор в сеть.
2. Переключатель частот установите на частоту 1000 Гц.
3. Планку переключателя уровня интенсивности тона установите в положение, при котором отверстие в планке против выбранной частоты находилось бы на уровне "10" по шкале "понижение слуха, дБ".

Задание 2. Определить порог слышимости.

1. Наденьте наушник.

2. Понижайте уровень интенсивности звука до значения, при котором звук слышен минимально.
3. В месте пересечения планок через отверстие в планке на аудиограмме поставьте метку.
4. Измерения сделайте на всех частотах для правого и левого уха, результаты измерений занесите в таблицу.
5. По полученным данным постройте аудиограммы для правого и левого уха.
6. На аудиограмме отметьте линию, соответствующую норме.

ν , Гц	125	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000
L (левое ухо), дБ									
L (правое ухо), дБ									

7. Сделайте вывод.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что такое звук? Классификация звуков.
2. Укажите объективные характеристики звукового тона.
3. Назовите субъективные характеристики звукового тона и укажите их связь с объективными характеристиками.
4. Шкала уровней интенсивности звука. Единицы измерения.
5. Шкала громкости. Единицы измерения. Кривые равной громкости.
6. Что такое порог слышимости и порог боли?
7. Звуковые методы исследования в клинике.
8. Влияние инфразвука на биологические объекты.
9. Шум, борьба с ним.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 133 – 199.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Т. 1. – С. 88 – 103.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 150 – 158.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 127-142.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 86 – 89.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 3

ИЗУЧЕНИЕ МЕТОДА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭХОЛОКАЦИИ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучить принцип действия эхоэнцефалоскопа.
2. Определить скорость распространения ультразвука в оргстекле.
3. Определить коэффициент поглощения ультразвука в оргстекле.

ОБОРУДОВАНИЕ:

эхоэнцефалоскоп «ЭХО – 12 », сосуд с водой, образцы из оргстекла, линейка.

УЛЬТРАЗВУК В МЕДИЦИНЕ

Ультразвуковые методы получили в медицине широкое распространение, включая следующие направления:

- фармакология; применяют способность ультразвуковых волн создавать эмульсии веществ, не смешиваемых в обычных условиях;
- физиотерапия; используют механическое и тепловое действие для улучшения обменных процессов в тканях, повышения проницаемости мембран клеток при введении лекарств (фонофорез);
- диагностика; широкое применение получили методы на основе:
 - а) эффекта Доплера (для определения скорости движения крови по сосудам, структур сердечной мышцы при сокращениях и др.),
 - б) эхолокации (для оценки расположения опухоли в головном мозге, определения отслойки сетчатки, а также получения непосредственно изображения внутренних органов на экране прибора для ультразвукового исследования – УЗИ);
- хирургия; ультразвуковой скальпель позволяет выполнять

операции с минимальной кровопотерей, вызывая свертывание крови в месте рассечения тканей, а ультразвуковая пила существенно повышает уровень обработки костных тканей. Удаление камней, возникающих при мочекаменной болезни, с помощью ультразвуковой аппаратуры становятся легко переносимой операцией. Под действием сфокусированных ультразвуковых волн камни разрушаются до легковыводимых частиц непосредственно в организме.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Ультразвуком называют механические волны, частота которых превышает 20 кГц.

Человеческое ухо не воспринимает ультразвук. Тем не менее некоторые представители животного мира (насекомые, летучие мыши, дельфины и др.) обладают способностью издавать и воспринимать ультразвук низких частот.

Для получения ультразвука используют устройства, называемые ультразвуковыми излучателями (генераторами). Принцип действия таких излучателей основан на явлениях магнитострикции (при низких частотах до 100 кГц) и обратного пьезоэлектрического эффекта (при высоких частотах). **Магнитострикция** заключается в колебаниях (удлинение и укорочение) длины ферромагнитного сердечника под действием переменного магнитного поля (рис.1а). **Обратный пьезоэлектрический эффект** заключается в изменениях линейного размера пластинки пьезоэлектрика под действием переменного электрического поля (рис. 1б). В обоих случаях колебания размеров рабочего тела излучателя вызывают в граничащей с телом среде продольную ультразвуковую волну.

При распространении продольных ультразвуковых волн, так же, как и при звуковых волнах, в веществе возникают чередующиеся участки сгущения и разрежения частиц среды.

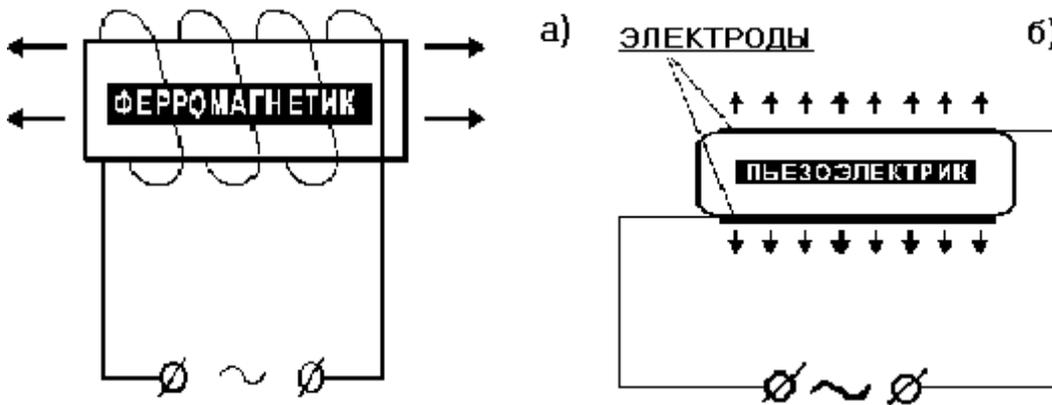


Рис. 1. Получение механических волн с помощью магнито-стрикции (а) и обратного пьезоэлектрического эффекта (б) (стрелками показано направление распространения ультразвуковых волн).

Скорость распространения ультразвука зависит от свойств среды. С увеличением плотности среды скорость увеличивается. Так, в костях она составляет около 3500 м/с, а в воде и мягких тканях – около 1500 м/с.

Поглощение ультразвуковых волн в среде происходит по экспоненциальному закону:

$$I_d = I_0 e^{-\mu d}, \quad (1)$$

где I_0 – интенсивность волн, падающих на вещество,

I_d – интенсивность волн, прошедших слой вещества толщиной d ,

μ – коэффициент поглощения, зависящий от свойств вещества,

d – толщина слоя вещества.

Из формулы (1) можно определить *коэффициент поглощения μ* следующим образом

$$\frac{I_d}{I_0} = e^{-\mu d}, \quad (2)$$

$$\ln \frac{I_d}{I_0} = -\mu d, \quad (3)$$

$$\mu = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I_d}. \quad (4)$$

Распространение ультразвуковых волн имеет некоторые особенности:

1. Ультразвук сильно поглощается газами (так как его длины волн малы) и слабее – жидкостями. Например, коэффициент поглощения ультразвука в воздухе примерно в 1000 раз больше, чем в воде. Поэтому контакт между излучателем и облучаемым объектом не должен содержать воздушной прослойки.
2. Ультразвук излучается в виде узких направленных пучков и может быть сфокусирован подобно световым потокам.
3. Отражение и преломление ультразвуковых волн на границе раздела двух сред происходит по законам геометрической оптики и зависит от их волновых сопротивлений. **Волновым сопротивлением** называется произведение плотности среды ρ и скорости распространения ультразвуковых волн в среде v . Поэтому ультразвук хорошо отражается на границах мышца – надкостница – кость, на поверхности полых органов и т. д., что позволяет определять локализацию неоднородных включений в теле человека (ультразвуковая локация).
4. При большой мощности ультразвуковые волны образуют в жидких средах микрополости, возникающие в участках разрежения среды. В них интенсивно входят из окружающей жидкости газы. Попадая в область фронта волны, микрополости сжимаются, «схлопываются» под большим давлением. При этом выделяется большое количество энергии и происходит ионизация молекул среды. Это явление называется **кавитацией**. Внешне эффект кавитации напоминает кипение жидкости.

5. Ультразвук оказывает на вещество сложное механическое, физико-химическое, тепловое действие.

Механическое действие ультразвука связано с деформацией микроструктуры вещества, происходящей вследствие поочередного сближения и разрежения его частиц, вызываемых ультразвуковой волной. В жидкости это приводит к явлению кавитации.

На комплексном действии перечисленных факторов основано биологическое действие ультразвука, которое сопровождается следующими эффектами:

- микровибрация на клеточном и субклеточном уровне,
- увеличение проницаемости мембран,
- разрушение биомакромолекул,
- повреждение биологических мембран,
- тепловое действие,
- разрушение клеток и микроорганизмов.

МЕТОД УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭХОЛОКАЦИИ

Метод заключается в следующем: ультразвуковые волны, образованные зондом – пьезодатчиком (обратный пьезоэффект), проходят через объект и отражаются от неоднородностей. При этом отраженные сигналы распространяются по тому же пути в обратном направлении и принимаются тем же зондом в интервалах между излучениями (рис. 2) (на основе *прямого пьезоэффекта*, заключающегося в возникновении разности потенциалов на гранях пьезокристалла под действием механической деформации).

Рассмотрим принцип получения изображения (эхограммы) на экране эхоэнцефалоскопа.

Смещение луча по экрану вдоль горизонтальной оси осуществляется с постоянной скоростью блоком развертки.

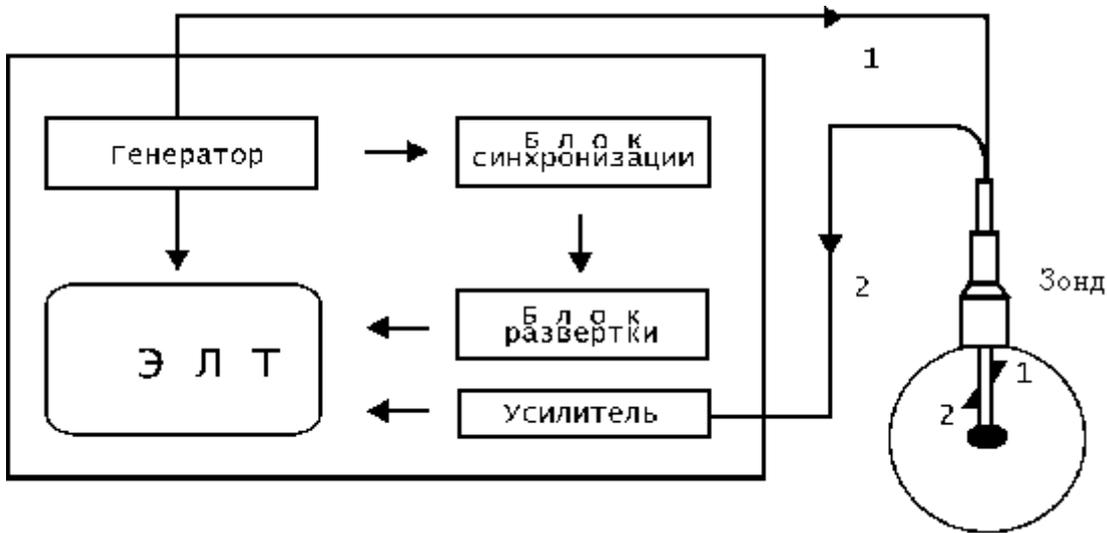


Рис. 2. Блок – схема эхоэнцефалоскопа (1 – входной сигнал, 2 – отраженный сигнал).

Возникающий в генераторе электрический импульс возбуждает ультразвуковой зонд и одновременно отклоняет электронный луч на экране прибора, создавая первый пик. После прохождения в веществе отраженный ультразвуковой сигнал принимается зондом, усиливается и передается на электронно-лучевую трубку, создавая второй и следующие пики. Таким образом, расположение импульсов по горизонтальной оси определяется временем, необходимым для прохождения ультразвука до исследуемого объекта и обратно.

Для определения глубины расположения исследуемой структуры измеряется расстояние от входного импульса до отраженного. Измерение производится с помощью метки времени, вырабатываемой специальным генератором. Шкала измерителя проградуирована с учетом скорости распространения ультразвука в воде (1500 м/с), что соответствует скорости ультразвука в ткани мозга.

С помощью эхоэнцефалоскопа можно определить скорость распространения ультразвука в любой среде. Для этого направим ультразвуковой сигнал на исследуемый объект толщиной L и рассмотрим на экране эхоэнцефалоскопа полученное изображение – эхограмму.

Расстояние L_0 между входным и отраженным импульсами на эхограмме по шкале измерителя определяется следующим образом:

$$L_0 = u_0 t, \quad (5)$$

где u_0 – скорость ультразвука в воде,

t – время распространения ультразвукового сигнала в объекте.

С другой стороны, время распространения ультразвукового сигнала в исследуемом объекте толщиной L можно определить по формуле

$$t = \frac{L}{u}, \quad (6)$$

где u – скорость распространения ультразвука в данной среде (объекте).

Так как значение времени распространения t в уравнениях (5) и (6) одинаковое, то получим:

$$u = u_0 \frac{L}{L_0}. \quad (7)$$

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Проверить градуировку измерительной шкалы.

1. Изучите назначение ручек управления, находящихся на лицевой панели прибора
 - «сеть – выкл» (служит для включения и выключения прибора),
 - «масштаб» (регулирует масштаб изображения),
 - « $\downarrow \uparrow$ » (производит управление лучом по вертикали),
 - « $\leftarrow \rightarrow$ » производит управление лучом по горизонтали),
 - «Я» (устанавливает яркость эхограммы),
 - «Ф» (производит фокусировку эхограммы),

- «МОЩНОСТЬ» (производит регулирование мощности, подаваемой на ультразвуковой зонд),
 - «УСИЛЕНИЕ» (служит для регулирования усиления приемника),
 - «ИЗМЕРЕНИЕ» (служит для измерения расстояния от зонда до отражающей поверхности путем совмещения метки с фронтами сигнала).
2. Включите вилку сетевого провода в розетку, клавишу «сеть – выкл» поставьте в положение «сеть». При этом должна осветиться шкала. Прибор должен прогреться в течение 2-3 минут.
 3. Поверните ручку «Я» по часовой стрелке до появления на экране яркой горизонтальной линии развертки.
 4. Поворотом ручки «Ф» добейтесь четкого изображения развертки.
 5. Поместите ультразвуковой зонд на поверхность воды и, поворачивая ручки «МОЩНОСТЬ» и «УСИЛЕНИЕ», получите на экране отраженные импульсы.
 6. С помощью ручки «ИЗМЕРЕНИЕ» определите расстояние L_1 между любыми соседними импульсами (рис. 3).

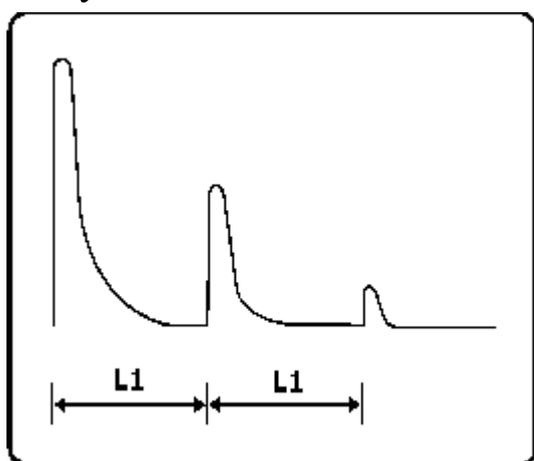


Рис. 3. Эхограмма (объяснения в тексте).

7. С помощью линейки определите толщину слоя воды L_2 .
8. Изменяя толщину слоя воды, повторите опыт несколько раз. Полученные данные занесите в таблицу 1, постройте график, сде-

айте вывод.

Таблица 1

Номер опыта	L_1 , мм	L_2 , мм
1		
2		
3		
4		
5		

Задание 2. Определить скорость ультразвука в оргстекле.

1. Поместите ультразвуковой зонд, предварительно смочив его водой, на поверхность исследуемого образца из оргстекла.
2. Получите на экране отраженные импульсы и с помощью ручки «ИЗМЕРЕНИЕ» определите расстояние L_0 между входным и отраженным импульсами.
3. Измерьте линейкой толщину L образца из оргстекла.
4. Вычислите скорость распространения ультразвука в оргстекле по формуле (7).
5. Повторите опыт для нескольких образцов разной толщины. Полученные данные занесите в таблицу 2.

Таблица 2

Номер опыта	L_0 , мм	L , мм	v_i , м/с	$v_{ср} \pm \sigma$, м/с
1				
2				
3				
4				

Задание 3. Определить коэффициент поглощения ультразвука в оргстекле.

1. С помощью линейки измерьте толщину L образца.
2. Поместите ультразвуковой зонд, предварительно смочив его во-

дой, на поверхность исследуемого образца и получите на экране отраженные импульсы.

3. Определите амплитуду входного A_1 и отраженного A_2 импульсов.
4. Вычислите коэффициент поглощения μ по формуле:

$$\mu = \frac{1}{2L} \ln \frac{A_1}{A_2}.$$

5. Полученные данные занесите в таблицу 3.

Таблица 3

Номер опыта	L, мм	A_1 , мм	A_2 , мм	μ , мм ⁻¹	$\mu_{\text{ср}}$, мм ⁻¹
1					
2					
3					
4					

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что называется ультразвуком?
2. Какие существуют способы получения ультразвука?
3. Укажите особенности распространения ультразвука.
4. Какое действие оказывает ультразвук на вещество?
5. В чем заключается биологическое действие ультразвука?
6. В чем заключается метод ультразвуковой эхолокации?
7. Объясните принцип работы эхоэнцефалоскопа.
8. Расскажите об определении скорости распространения и коэффициента поглощения ультразвука в веществе (по данным работы).
9. Укажите основные направления применения ультразвука в медицине.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ливенцев Н.М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Т. 1. – С.103, 113 – 115, 198.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 164 – 168, 282.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 142-146, 270.
4. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 90 –93.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №4

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ С ПОМОЩЬЮ КАПИЛЛЯРНОГО ВИСКОЗИМЕТРА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Овладеть методом определения вязкости жидкости с помощью капиллярного вискозиметра Оствальда.
2. Исследовать зависимость вязкости раствора от его концентрации.

ОБОРУДОВАНИЕ:

капиллярный вискозиметр, секундомер, термометр, исследуемые растворы.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Вязкость биологических жидкостей (крови, лимфы, ликвора и др.) зависит от физиологического состояния организма и изменяется при патологии. Так, повышение вязкости крови происходит при ишемической болезни сердца, инфаркте миокарда, гипертонической болезни, сахарном диабете и других заболеваниях. Знание вязкости крови позволяет оценить степень нагрузки на сердечно-сосудистую систему пациента. Определение вязкости имеет важное значение и широко применяется в медицине:

- в клинической диагностике: измерение вязкости крови с помощью вискозиметров, оценка скорости оседания эритроцитов (СОЭ) (учитывают также агрегацию эритроцитов);
- в судебной медицине (используют зависимость вязкости крови от возраста и пола);
- в медицинских исследованиях: определяется вязкость (микровязкость) цитоплазмы клетки. Она зависит от структуры составляющих ее биополимеров и субклеточных образований, от периода клеточного цикла, от температуры, от интенсивности раз-

личных внешних воздействий (например, радиоактивного облучения).

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Способность реальных жидкостей оказывать сопротивление движению в них тел или собственному течению за счет сил межмолекулярного взаимодействия называется **внутренним трением** или **вязкостью жидкости**. Это явление наиболее наглядно в случае течения жидкости между двумя твердыми пластинами, когда верхняя пластина равномерно движется параллельно нижней неподвижной пластине (рис. 1).

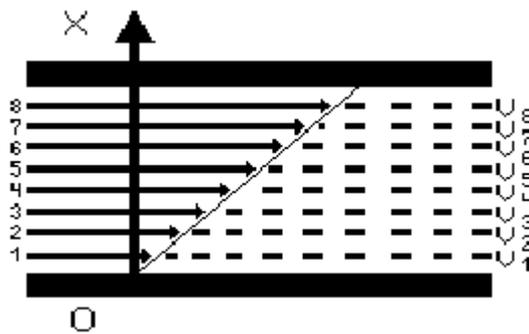


Рис. 1. Диаграмма скоростей слоев жидкости, подчиняющейся формуле Ньютона.

Благодаря межмолекулярному взаимодействию верхний слой жидкости будет иметь скорость, равную скорости верхней пластины v_B , а самый нижний слой будет неподвижным ($v=0$). Промежуточные слои за счет силы внутреннего трения (между ними) будут иметь промежуточные значения скорости ($0 < v < v_B$). Если изменение скорости слоев с расстоянием линейно, то величина силы внутреннего трения $F_{тр}$ определяется **уравнением Ньютона**:

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

где η - коэффициент внутреннего трения или **динамическая вязкость** (зависит от природы вещества и условий измерений), $\frac{dv}{dx}$ -

градиент скорости (характеризует изменение скорости между слоями с расстоянием в направлении перпендикулярном скорости), S - площадь соприкосновения слоев.

Графически это течение жидкости представлено на рис. 1. Такие жидкости называют **ньютоновскими**. Коэффициент вязкости таких сред зависит от их природы, температуры (с повышением температуры он понижается), и от давления при низких температурах. К ньютоновским жидкостям относятся вода, низкомолекулярные органические соединения, истинные расплавы металлов и их солей.

Если жидкость имеет сложное строение и содержит крупные молекулы (например, растворы полимеров, белков), то они обладают повышенной вязкостью, так как, кроме преодоления отмеченной силы межмолекулярного взаимодействия, работа внешних сил затрачивается также на разрушение создаваемых группами молекул пространственных структур. Течение таких жидкостей не подчиняется формуле Ньютона, а жидкости называются **неньютоновскими** или **структурно вязкими**.

В частности, кровь, представляющая собой суспензию форменных элементов в белковом растворе - плазме, относится к неньютоновским жидкостям. Однако в ряде случаев коэффициент вязкости крови принимают за постоянную величину, получая его приближенные значения.

Часто при изучении вязкости жидкости определяют кривую течения - зависимость напряжения сдвига $\tau = F/S$ от градиента скорости (рис. 2).

Для ньютоновской жидкости (1) график начинается из начала координат и возрастает линейно с увеличением градиента скорости. Действительно, согласно формуле (1):

$$\frac{F_{\text{тр}}}{S} = \eta \frac{du}{dS}. \quad (2)$$

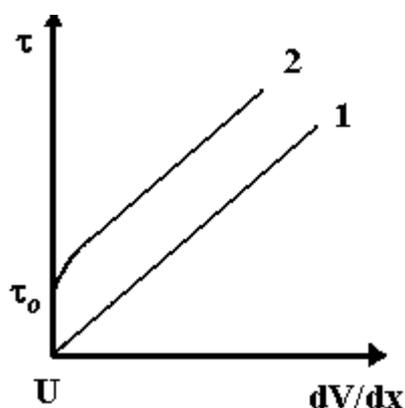


Рис. 2. Зависимость напряжения сдвига τ от градиента скорости $\frac{dU}{dx}$ для ньютоновской (1) и неньютоновской (2) жидкостей.

Следовательно, показатель динамической вязкости ньютоновской жидкости - константа и не зависит от градиента скорости.

Для неньютоновской жидкости (2) график начинается от некоторого значения τ_0 (предельное напряжение сдвига) и возрастает нелинейно с увеличением градиента скорости. То есть показатель динамической вязкости η неньютоновской жидкости зависит от градиента скорости. У таких жидкостей коэффициент вязкости зависит также от режима течения и давления. Их вязкость характеризуют так называемым условным коэффициентом вязкости, зависящим от условий течения жидкости.

Коэффициент внутреннего трения растворов вязких жидкостей зависит от их концентрации. При увеличении концентрации таких жидкостей вязкость возрастает.

Единица коэффициента вязкости в СИ - $(\text{Н}\cdot\text{с}/\text{м}^2)$ ($\text{Па}\cdot\text{с}$) (паскаль · секунда), в системе СГС – $(\text{дин}\cdot\text{с}/\text{см}^2)$ (П) (пуаз). Связь между этими величинами $1 \text{ Па}\cdot\text{с} = 10 \text{ П}$. На практике часто используют относительную вязкость $\eta_{\text{отн}}$, определяя отношение коэффициента вязкости исследуемой жидкости к коэффициенту вязкости воды η_0 при тех же условиях (при $t = 20^\circ\text{C}$ и $\eta_0 \approx 1 \text{ сП}$).

Измерение вязкости имеет важное практическое значение для

медицины. **Относительная вязкость крови** в норме составляет 4,2-6. При патологиях она может снижаться до 2-3 (при анемии) или повышаться до 15-20 (при полицитамии), что отражается на скорости оседания эритроцитов (СОЭ). Вязкость крови различна у мужчин (4,3-5,9) и женщин (3,9-4,9), изменяется с возрастом, что важно при судебно-медицинских исследованиях. Относительная вязкость сыворотки крови - 1,4-1,7, у плазмы - 1,5-1,8. Вязкость крови зависит от концентрации эритроцитов и белков плазмы, а так же от их состава, от размеров клеток крови, эластичности мембран эритроцитов.

Стационарное движение жидкостей является **ламинарным**. При ламинарном течении различные слои жидкости текут не перемешиваясь, параллельно друг другу. При ламинарном течении жидкости по трубе постоянного сечения скорость движения слоев увеличивается от периферии к центру (рис. 3).

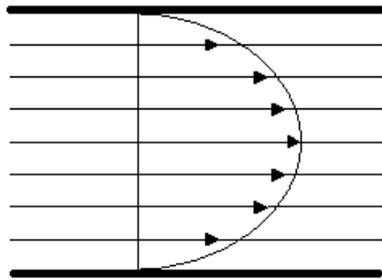


Рис. 3. Ламинарное течение жидкости в трубе.

Максимальная скорость будет вдоль оси трубы, минимальная (практически равная 0) - у пристеночных слоев. Поэтому разность между скоростями двух соседних слоев имеет наибольшее значение у стенок трубы, а минимальное - в центре. Если концы векторов скоростей слоев соединить плавной кривой, то получится парабола.

Увеличение скорости течения вязкой жидкости вследствие неоднородности давления по поперечному сечению трубы создает завихрения, и движение становится вихревым или **турбулентным**. При турбулентном течении скорости частиц в каждом месте непрерывно и хаотически меняются, движение является нестационар-

ным, сопровождается шумом.

Характер течение жидкости по трубе зависит от ее поверхности, диаметра D , от свойств жидкости (плотности ρ и вязкости η), ее скорости v и определяется числом Рейнольдса:

$$Re = \frac{\rho v D}{\eta} . \quad (3)$$

Если число Рейнольдса больше некоторого критического, то движение жидкости будет турбулентным. Например, для гладких цилиндрических труб $Re_{кр} = 2300$, а для кровеносных сосудов в норме $Re_{кр} = 2000$.

МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ

1. *Метод Стокса*

Применяют для исследования жидкостей с большой вязкостью. Опытным путем Стокс установил, что при равномерном движении шара в вязкой жидкости сила сопротивления $F_{тр}$ движению прямо пропорциональна скорости v , радиусу шара R и коэффициенту вязкости жидкости η

$$F_{тр} = 6\pi\eta R v . \quad (4)$$

Определив скорость движения шарика и зная его размер и плотность ρ , а также плотность жидкости $\rho_{ж}$, находят ее вязкость

$$\eta = \frac{2}{9} g R^2 \frac{\rho - \rho_{ж}}{v} . \quad (5)$$

2. *Метод капиллярного вискозиметра*

Применяют при изучении жидкостей с невысокой вязкостью. Методика измерения коэффициента вязкости капиллярным вискозиметром основана на измерении скорости течения жидкости в капиллярной трубке (рис. 4).

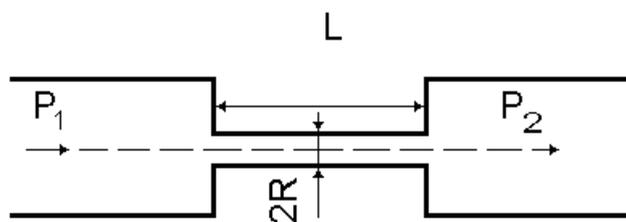


Рис. 4. Течение жидкости по капиллярной трубке.

Скорость протекания жидкости по трубе v зависит от разности давлений $(P_1 - P_2)$ на концах трубы, ее длины L , радиуса R и вязкости жидкости:

$$v = \frac{R^2(P_1 - P_2)}{4\eta L}.$$

Формула Пуазейля определяет зависимость Q - объема жидкости, протекающей за единицу времени через трубу длиной L , радиусом R , при разности давлений на концах трубы $(P_1 < P_2)$, от вязкости

$$Q = \frac{\pi R^4(P_1 - P_2)}{8\eta L}. \quad (6)$$

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

Формула Пуазейля справедлива только для ламинарного течения. Поэтому, чтобы при обычных скоростях не возникало турбулентное течение, на практике пользуются капиллярными трубками. А так как точно измерить все входящие в нее величины трудно, то чаще всего определяют относительный коэффициент вязкости, то есть вязкость исследуемой жидкости относительно другой жидкости, чаще всего воды. С этой целью измеряют время протекания какого-то объема V исследуемой жидкости и время t протекания такого же объема воды. Тогда для эталонной жидкости, учитывая, что

$V = Q t$, согласно формуле (6):

$$V = \frac{\pi R^4 \Delta P_0}{8 \eta_0 L} t_0, \quad (7)$$

а для исследуемой жидкости:

$$V = \frac{\pi R^4 \Delta P_x}{8 \eta_x L} t_x, \quad (8)$$

где ΔP_0 , ΔP_x - разность давлений на концах трубки (капилляра) для эталонной и исследуемой жидкости соответственно; η_0 , η_x - коэффициенты вязкости эталонной и исследуемой жидкости соответственно; t_0 , t_x - время протекания эталонной и исследуемой жидкости через капилляр длиной L и радиусом R .

Так как объемы жидкостей в этих условиях одинаковы, то, приравнивая правые части уравнений (7) и (8) и заменив отношение давлений отношением плотностей исследуемых жидкостей, получим уравнение для определения относительной вязкости:

$$\eta_x = \eta_0 \frac{\rho_x t_x}{\rho_0 t_0}. \quad (9)$$

3. Ротационный вискозиметр

Применяют для определения вязкости неньютоновских жидкостей. Так как большинство биологических жидкостей являются неньютоновскими, то этот прибор представляет интерес для медико-биологических исследований. Вискозиметр состоит из двух соосно расположенных цилиндров вставленных друг в друга (рис. 5).

Между цилиндрами имеется небольшой зазор, в который помещается исследуемая жидкость. Внешний цилиндр крепят на валу электродвигателя, а внутренний подвешивают на упругом подвесе - спиральной пружине с известными характеристиками. Внешнему цилиндру сообщают заданную угловую скорость ω . За счет вязкости жидкости определенный момент силы M сообщается внутреннему цилиндру, и происходит его поворот вокруг оси на некоторый угол.

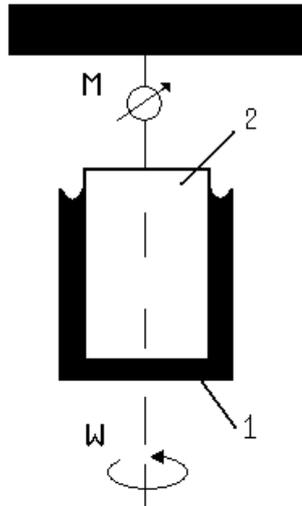


Рис. 5. Схема ротационного вискозиметра (1 – внешний цилиндр, 2 – внутренний).

Чем больше скорость вращения, тем на больший угол повернется внутренний цилиндр. С учетом упругости пружины круговая шкала позволяет измерять вязкость жидкости при различных скоростях вращения, то есть при разных значениях градиента скорости в жидкости между цилиндрами. Обычно определяют "кривую течения" - зависимость касательного напряжения $F_{тр}/S$ от градиента скорости dv/dx .

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Вязкость жидкостей определяют при помощи капиллярного вискозиметра Оствальда (рис. 6). Для того чтобы определить коэффициент вязкости η_x исследуемой жидкости, необходимо знать:

- η_0 - коэффициент вязкости воды,
- t_0 - время протекания воды между метками а и б,
- t_x - время протекания исследуемой жидкости между метками а и б,
- ρ_0 – плотность воды,
- ρ_x - плотность исследуемой жидкости.

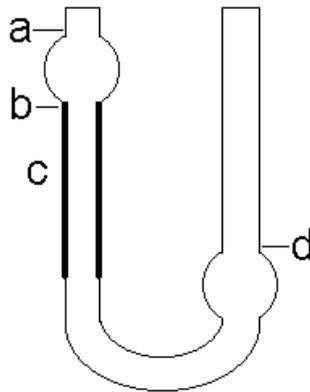


Рис. 6. Капиллярный вискозиметр Оствальда (а, b, d – метки, ограничивающие уровень жидкости, с – капилляр).

Вязкость исследуемой жидкости определяется по формуле (9).

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание 1. Определить коэффициент вязкости растворов с различной концентрацией.

1. Налейте воду в колено вискозиметра, не имеющее капилляра (рис. 6) до отметки d.
2. Грушей засосите жидкость через капилляр до отметки а. Убрав грушу, определите t_0 - время протекания воды между метками а и б.
3. Повторите измерения 4–5 раз.
4. Прodelайте пункты 1 – 3 для всех исследуемых жидкостей.
5. Рассчитайте коэффициенты вязкости исследуемых жидкостей по формуле (9).
6. Данные занесите в таблицу 1.

Таблица 1

№ опыта	Концентрация, %	t ₁	t ₂	t ₃	t ₄	t ₅	t _{ср}	ρ	η
1									
2									
3									
4									
5									

Задание 2. Определить концентрацию неизвестного раствора.

1. Постройте график зависимости коэффициента вязкости от концентрации раствора
2. Зная коэффициент вязкости неизвестного раствора, по графику определите его концентрацию.

Таблица 2

Плотность воды при различных температурах

ρ, 10 ³ кг/м ³	t, °С	ρ, 10 ³ кг/м ³	t, °С
0,99913	15	0,99802	21
0,99897	16	0,99780	22
0,99880	17	0,99757	23
0,99843	19	0,99732	24
0,99823	20	0,99707	25

Таблица 3

Вязкость воды при различных температурах

η, Па·с	t, °С	η, Па·с	t, °С
0,00114	15	0,00098	21
0,00111	16	0,00096	22
0,00108	17	0,00093	23
0,00103	19	0,00091	24
0,00100	20	0,00089	25

Таблица 4

Плотность растворов глицерина различной концентрации

C, %	$\rho, 10^3 \text{ кг/м}^3$	C, %	$\rho, 10^3 \text{ кг/м}^3$
5	1,0125	45	1,1125
10	1,0250	50	1,1250
15	1,0375	55	1,1375
20	1,0425	60	1,1500
25	1,0525	65	1,1625
30	1,0750	70	1,1750
35	1,0875	75	1,1875
40	1,1000	80	1,2000

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что называют вязкостью жидкости?
2. Какое течение жидкости называется ламинарным? Турбулентным?
3. Что характеризует формула Рейнольдса?
4. Напишите формулу Ньютона и объясните физический смысл входящих в нее величин?
5. Что называется коэффициентом динамической вязкости? В каких единицах он измеряется?
6. Какие жидкости называются ньютоновскими? От чего зависит их коэффициент вязкости?
7. Какие жидкости называются неньютоновскими? От чего зависит их коэффициент вязкости?
8. Напишите формулу Пуазейля, объясните физический смысл входящих в нее величин.
9. Какие методы применяются для определения вязкости жидкости?
10. Расскажите о реологических свойствах крови и других биоло-

гических жидкостей, о применении реологических анализов в медицине.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 124-127.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.- С.26-33.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 169-179.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 148-164.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 98-102.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 5

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОДВИЖНОСТИ ИОНОВ МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОФОРЕЗА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с устройством и работой прибора для электрофореза.
2. Овладеть методом электрофореза на бумаге.
3. Выделить фракции ионов амидочерного красителя и определить их подвижность.

ОБОРУДОВАНИЕ:

аппарат для электрофореза ПЭФ – 3, буферный раствор, краситель амидочерный, фильтровальная бумага, линейка, часы.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Электрофорез получил широкое распространение в медико-биологических исследованиях:

- В диагностике: с помощью этого метода определяют состав белков (набор белков и их количество), нуклеиновых кислот, аминокислот и других биологически важных компонентов в крови, спинномозговой жидкости, желудочном соке и др., а затем анализируют характер отклонений состава от нормы (каждое заболевание обладает характерным типом нарушений);
- В терапии: используя этот метод, лекарственные вещества вводят с поверхности тела, не нарушая кожного покрова и обеспечивая равномерное распределение препарата в выбранном участке тела пациента.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Электрофорез – это направленное движение заряженных частиц (ионов) под действием внешнего электрического поля. Электрофоретическое разделение веществ на компоненты проводят в электролитах. **Электролитами** называются жидкости, проводящие электрический ток. Электропроводность электролитов обусловлена наличием в них свободных ионов – заряженных частиц, образующихся в результате диссоциации молекул солей, кислот, щелочей под влиянием растворителя (явление электролитической диссоциации). Ионы, сталкиваясь между собой в процессе теплового движения, могут рекомбинировать. Если в электролит поместить два электрода и соединить их с полюсами источника напряжения, то между электродами возникает электрическое поле. Под действием этого поля ионы, находящиеся в беспорядочном тепловом движении, начинают двигаться в определенных направлениях. Перемещение ионов между электродами происходит вдоль силовых линий напряженности электрического поля. Таким образом, электрический ток в электролитах представляет собой направленное движение ионов под действием электрического поля.

Рассмотрим условия, определяющие движение ионов при электрофорезе. Пусть в электролит помещены два электрода на расстоянии L друг от друга и к ним приложено напряжение U . Тогда напряженность электрического поля E между электродами можно вычислить по формуле:

$$E = \frac{U}{L}. \quad (1)$$

Согласно определению напряженности электрического поля ($E=F/q$) можно найти силу, действующую на заряженную частицу со стороны данного электрического поля:

$$F_{эл}=q \cdot E, \quad (2)$$

где $F_{эл}$ – сила электрического поля, q – заряд иона или молекулы.

При движении в электролите ион испытывает затруднение при перемещении, так как на него оказывают влияние молекулы окружающей среды. Подобно шарик в вязкой среде он испытывает сопротивление, пропорциональное коэффициенту вязкости η , радиусу исследуемого иона или молекулы R и скорости движения v . По закону Стокса величина силы трения равна:

$$F_{тр} = -6\pi\eta Rv = -kv, \quad \text{где } k = 6\pi\eta R. \quad (3)$$

При подаче напряжения в начальный момент времени исследуемый ион движется ускоренно. Однако в дальнейшем его движение можно рассматривать как равномерное и прямолинейное. Поэтому можно допустить, что для иона или молекулы вещества при электрофорезе выполняется следующее уравнение:

$$|F_{эл}| = |F_{тр}| \quad (4)$$

Подставив в это уравнение выражения (2) и (3), получим:

$$|qE| = |-kv|. \quad (5)$$

Скорость движения исследуемого иона окажется равной:

$$v = \frac{Eq}{k}. \quad (6)$$

Введем обозначение $b = (q/k)$. Эту величину b называют подвижностью иона. Тогда формула (6) примет вид:

$$v = bE, \quad (7)$$

$$\text{отсюда } b = \frac{v}{E}. \quad (8)$$

Таким образом, *подвижностью иона* называют величину, численно равную скорости движения иона в электролите при напряженности электрического поля E , равной 1 В/м. На практике скорость ионов v можно определить, измерив расстояние X , пройденное ими за время t :

$$v = \frac{X}{t}. \quad (9)$$

Подставив выражение (1) и (9) в формулу (8), получим:

$$b = \frac{X \cdot L}{t \cdot U} \quad (10)$$

Подвижность ионов и молекул является величиной индивидуальной, характерной для каждого конкретного иона или молекулы. Она зависит от величины заряда иона, его размеров, формы, массы, радиуса гидратной оболочки. Кроме того, подвижность определяется вязкостью среды, в которой движутся ионы. Поэтому по величине подвижности можно определить вид иона. Если же имеется смесь ионов или молекул, то можно разделить их в электрическом поле и по величине подвижности определить вид каждого из них. В качестве примера рассмотрим электрофорез ионов с различными значениями электрического заряда (рис. 1).

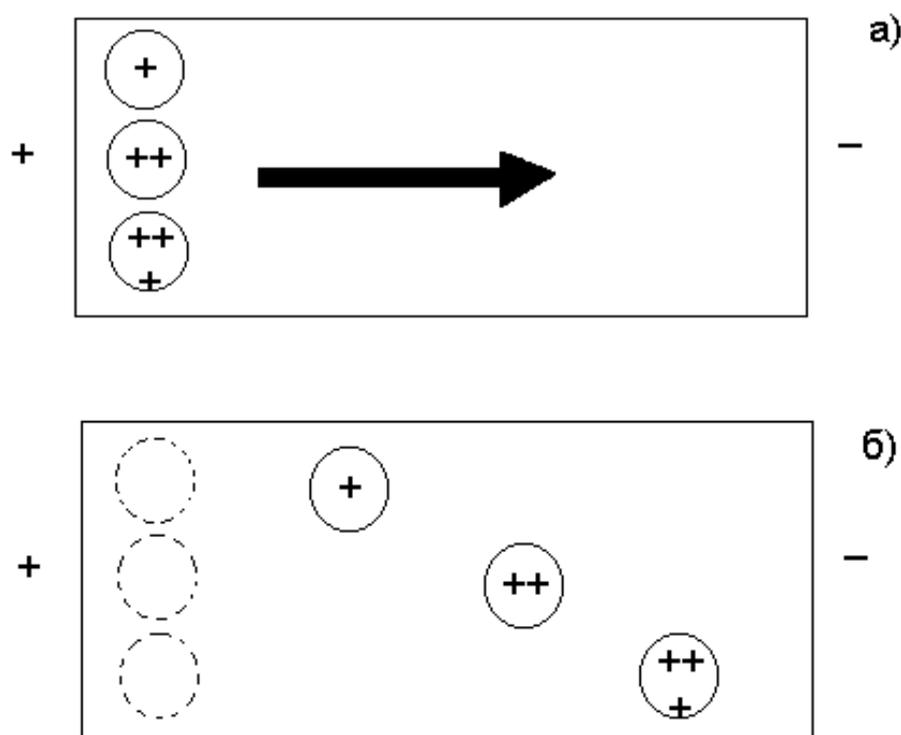


Рис. 1. Расположение ионов в начале (а) и после (б) электрофореза (пунктиром отмечено место старта ионов).

Группы молекул или ионов с одинаковыми или близкими параметрами, выделенные при электрофорезе (или другими методами), называются *фракциями*. Те молекулы или ионы, параметры которых существенно отличаются, отделить друг от друга неслож-

но.

Рассмотрим более подробно разделение на фракции белков сыворотки крови человека. С помощью электрофореза на бумаге выделяют 5 фракций: α_1 , α_2 , β , γ – глобулины и альбумины. Однако каждая из перечисленных фракций неоднородна и состоит из белков со слабыми различиями параметров. Чтобы достичь максимальной однородности фракций, для анализа используют усовершенствованные электролиты и носители (поддерживающие среды), на которых происходит разделение исследуемой смеси.

Например, замена электролита со щелочного буфера на раствор трис-ЭДТА дала возможность дополнительно разделить альбумины, α_1 , α_2 , β , γ – глобулины и получить не 5, а 9 фракций. Более совершенными носителями по сравнению с фильтровальной бумагой являются крахмальный, агаровый, полиакриламидный гели, ацетат-целлюлозные материалы и т.д. Если на фильтровальной бумаге происходит отделение друг от друга молекул, отличающихся по заряду, то в полиакриламидном геле группируются молекулы, сходные не только по заряду, но и по молекулярному весу. Использование этого геля дало возможность выделить из сыворотки крови уже 14 фракций.

Так как белки сыворотки крови бесцветны, то после электрофоретического разделения электрофореграммы окрашивают соответствующими красителями. При этом интенсивность окраски фракции тем больше, чем больше содержится белка в данной фракции. Фотометрирование электрофореграмм дает возможность находить количественные соотношения этих выделенных фракций.

На рис. 2. показан пример электрофореграммы сыворотки крови и ее количественный анализ при фотометрировании – денситограмма.

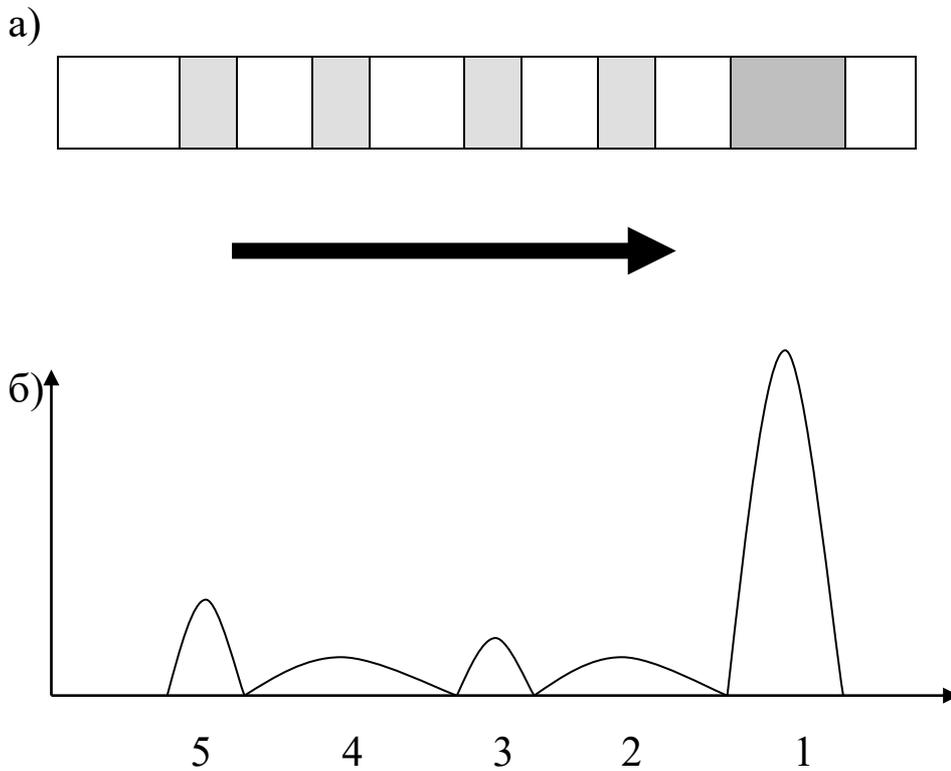


Рис. 2. Электрофореграмма (а) и соответствующая ей денситограмма (б) сыворотки крови. (1– альбумин, 2– α_1 -глобулин, 3– α_2 -глобулин, 4 – β - глобулин, 5– γ -глобулин. Стрелкой показано движение ионов при электрофорезе).

Другой прием расшифровки электрофореграмм заключается в разделении бумажной полоски по длине на отрезки, в каждой из которых содержится отдельная окрашенная фракция, отличающаяся от других подвижностью молекул. Каждый из отрезков помещают в отдельную пробирку с соответствующим растворителем. Через определенное время происходит элюирование (переход в раствор) содержимого данной фракции. Затем содержание белка в этих фракциях определяется на спектрофотометре или фотоэлектроколориметре. Чем выше концентрация белка в растворе, тем больше поглощение.

Разделение белков и других биологических веществ на фракции применяется в клинической практике с целью диагностики заболеваний.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В данной лабораторной работе используется прибор ПЭФ – 3, применяемый в медицинской практике. Он состоит из электрофоретической камеры (рис. 3) и источника питания.

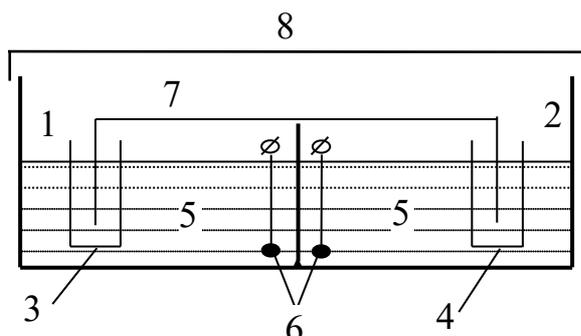


Рис. 3. Электрофоретическая камера (объяснения в тексте).

Электрофоретическая камера (рис. 3) разделена перегородкой на два отсека (1,2), в которые помещены две электролитические ванны (3,4), наполненные электролитом (5), и два электрода (6). Между электролитическими ваннами помещают полоску специальной бумаги (7), на которой происходит разделение исследуемого вещества на фракции. Перед включением камеру закрывают крышкой (8).

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Заполните отсеки электрофоретической камеры раствором КОН.
2. Смочите полоску фильтровальной бумаги раствором КОН.
3. Поместите полоску в камеру так, чтобы ее концы были опущены в электролитические ванны (3, 4) с раствором.
4. В средней части полоски в поперечном направлении нанесите 4 точки амидочерным красителем, слегка касаясь иглой с кристаллами красителя поверхности бумаги.
5. Закройте камеру крышкой и соедините ее с источником питания.
(ВНИМАНИЕ! СНИМАТЬ КРЫШКУ МОЖНО ТОЛЬКО, КОГДА КАМЕРА ОТКЛЮЧЕНА ОТ ИСТОЧНИКА ПИТАНИЯ!)

6. Включите источник питания в сеть. Должна загореться сигнальная лампочка.
 7. Установите указанное преподавателем напряжение U , контролируя его значение по вольтметру.
 8. Зарегистрируйте время, в течение которого проходит разделение вещества красителя на фракции (от 15 до 30 мин).
 9. Выключите источник питания из сети, отключите от него электроды, снимите крышку с камеры.
10. С помощью линейки определить на полоске бумаги расстояния:
- L – отрезок, на котором происходило падение напряжения (между точками касания полоской растворов в электролитических ваннах);
 - X_i – отрезки от места старта до положения исследуемой фракции на электрофореграмме после окончания времени проведения электрофореза.
11. По формуле (10) рассчитайте подвижность для каждой фракции. Оцените точность измерения (среднее квадратическое отклонение). Полученные данные занесите в таблицу

№	X_1 , м	b_1 , $\text{м}^2/(\text{Вс})$	$b_{1\text{cp}} \pm \sigma_1$, $\text{м}^2/(\text{Вс})$	X_2 , м	b_2 , $\text{м}^2/(\text{Вс})$	$b_{2\text{cp}} \pm \sigma_1$, $\text{м}^2/(\text{Вс})$	X_3 , м	$b_{3\text{cp}}$, $\text{м}^2/(\text{Вс})$	$b_{3\text{cp}} \pm \sigma_1$, $\text{м}^2/(\text{Вс})$	
1										
2										
3										
4										
Напряжение, U (В)										
Расстояние, L (м)										
Время, t (с)										

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что называется электролитом? Чем обусловлена электропроводность электролитов и металлов?
2. Что называется электрофорезом? От чего зависит скорость движения ионов в электрическом поле?
3. Что называется подвижностью ионов? Какими свойствами иона определяется его подвижность?
4. Выведите формулу для определения подвижности ионов.
5. Расскажите о принципах определения качественного и количественного состава веществ, содержащих различные группы ионов.
6. Для чего применяется электрофорез в медицине?

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.:Высшая школа, 1982. – С. 168 – 170.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. –М.: Высшая школа, 1987. – С. 342 – 343.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. –М.: Высшая школа, 1999. – С. 276 – 278.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №6

ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ ЭЛЕКТРОННОГО ОСЦИЛЛОГРАФА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с принципом действия электронного осциллографа.
2. Определить чувствительность пластин осциллографа.
3. Измерить параметры электрических сигналов.

ОБОРУДОВАНИЕ:

электронный осциллограф, звуковой генератор, источник переменного напряжения.

ЗНАЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОННО-ЛУЧЕВЫХ ПРИБОРОВ

Электронный осциллограф – это измерительное устройство для визуального наблюдения функциональной зависимости двух величин, преобразованных в электрический сигнал. Электронный осциллограф широко используется для наблюдения зависимости переменной величины от времени, анализа быстропротекающих процессов и т.д. Изучение электронного осциллографа позволяет понять принципы работы большого спектра электронно-лучевых приборов, применяемых в медицине. К ним относятся:

- приборы, представляющие информацию в простейшей форме – в виде кривых (электрокардиоскоп, эхо-энцефалоскоп и др.),
- аппараты с микропроцессорной техникой, которые отражают на дисплеях данные в виде текста, численных значений (например, указание диагноза при машинной диагностике), а также изображения внутренних органов и структур (УЗИ, компьютерная томография);

- телевизионные устройства, мониторы, представляющие изображения объектов на экране телевизора, облегчая анализ картины при:
 1. изучении объектов под микроскопом,
 2. исследовании радужной оболочки глаза в иридодиагностике,
 3. оценке изображения внутренних тканей и органов, полученного с помощью волоконной оптики (например, при фиброгастроскопии) и т.д.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Основными частями осциллографа являются электронно-лучевая трубка, генератор развертки, блок синхронизации, усилители вертикального (Y - усилитель) и горизонтального (X - усилитель) каналов отклонения, блок питания (рис. 1).

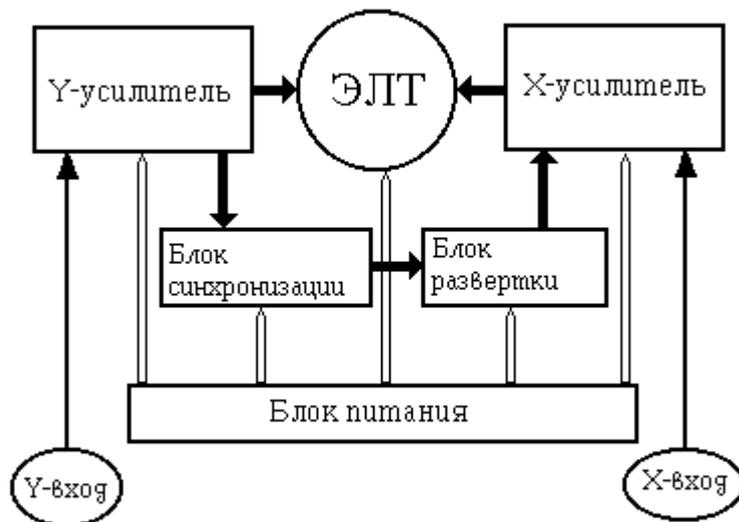


Рис. 1. Блок-схема электронного осциллографа.

Электронно-лучевая трубка (главная часть электронного осциллографа, рис. 2) представляет собой стеклянный баллон, в котором создан вакуум. На торец его расширенной части, являющейся

экраном (Э), нанесен слой вещества, светящегося при бомбардировке электронами (катодоллюминесценция), чаще всего это сульфид цинка и кадмия, излучающие зеленый свет. Совокупность электродов, позволяющая получить сфокусированный пучок электронов, называется электронной пушкой. Сюда относятся:

1. катод (К), испускающий при нагревании электроны (термоэлектронная эмиссия);
2. управляющий электрод (УЭ, модулятор), имеющий отрицательное (несколько десятков вольт) относительно катода напряжение (изменяя напряжение на УЭ, можно управлять числом электронов, выходящих из модулятора, и таким образом регулировать яркость изображения);
3. аноды А1 и А2, выполненные в виде полых металлических цилиндров (имеют высокий положительный потенциал относительно катода А1 - порядка нескольких сотен вольт, а А2 – несколько тысяч вольт). Меняя напряжение на А1, можно фокусировать (сжимать) электронный пучок. Вторым анод А2 - ускоряющий.

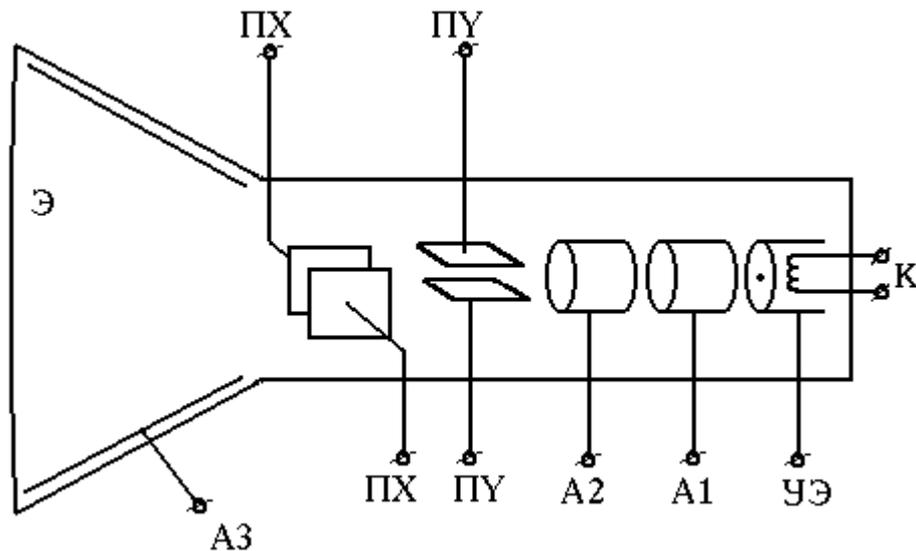


Рис. 2. Электронно-лучевая трубка (пояснения в тексте).

Таким образом, электронная пушка создает узкий направленный поток электронов – электронный луч. На пути электронного луча стоят две пары взаимно перпендикулярных отклоняющих пла-

стин: вертикально отклоняющие (ПУ) и горизонтально отклоняющие (ПХ). Если на какую-либо пару пластин подать напряжение, то между пластинами образуется электрическое поле, которое отклоняет электронный луч. Пластины ПУ отклоняют луч в вертикальной плоскости, пластины ПХ – в горизонтальной.

Электроны, попавшие на экран (Э), необходимо отвести, чтобы экран не получил отрицательный потенциал, тормозящий полет последующих электронов. Для этого на внутреннюю часть боковой поверхности трубки наносится проводящий графитовый слой (АЗ), имеющий небольшой положительный потенциал относительно экрана.

Сфокусированный пучок электронов на экране изображается светящейся точкой. Если на вертикально отклоняющие пластины ПУ подать переменное напряжение, например синусоидальное, то на экране возникает вертикальная прямая (электронный луч под действием этого напряжения будет совершать колебания в вертикальной плоскости в такт исследуемому напряжению). Для развертки изображения исследуемого сигнала во времени нужно на горизонтально отклоняющие пластины ПХ подать напряжение, линейно зависящее от времени. Причем электронный луч, пройдя постепенно по горизонтали путь от одного края экрана до другого, должен быстро возвратиться в первоначальное положение, повторив свою траекторию на экране. Такому условию удовлетворяет пилообразное напряжение (рис. 3), которое подается на горизонтально отклоняющие пластины от *генератора развертки*.

При изучении периодических процессов применяется *непрерывная* развертка.

При изучении непериодических процессов применяется *однократная (жду́щая)* развертка – электронный луч “прописывает” на экране только одну строчку, а новую строчку может записать лишь после специального сигнала, запускающего генератор развертки.

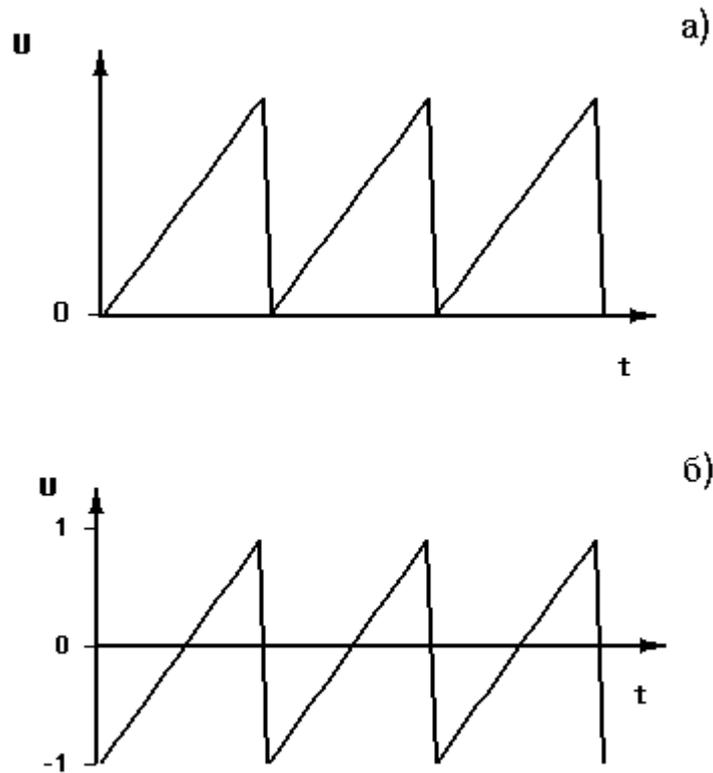


Рис. 3. Пилообразное напряжение генератора развертки а) и сигнал поступающий на пластины ПХ б).

Часто запуск генератора развертки производится самим исследуемым сигналом.

Для получения на экране электронно-лучевой трубки устойчивого неподвижного изображения необходимо, чтобы электронный луч начинал свое повторное движение в одной и той же фазе. Это может быть только в том случае, если период пилообразных колебаний равен или кратен периоду исследуемых колебаний. Процесс согласования фаз называется синхронизацией развертки и осуществляется с помощью *блока синхронизации*, изменяющего частоту пилообразного напряжения.

Усилители горизонтального и вертикального каналов позволяют изменять напряжение, подаваемое на горизонтально и вертикально отклоняющие пластины электронно-лучевой трубки. При этом изображение на экране растягивается или сжимается по соответствующему направлению.

Блок питания обеспечивает преобразование сетевого переменного напряжения и подачу необходимых напряжений на электроды электронно-лучевой трубки (через делитель напряжения), усилитель, генератор развертки и другие узлы осциллографа.

С помощью электронного осциллографа можно измерять величину исследуемого напряжения, т. е. использовать осциллограф в качестве вольтметра. Для этого необходимо знать **чувствительность** осциллографа - отклонение луча от центра экрана в миллиметрах при изменении напряжения на отклоняющих пластинах на 1 В. Так как имеются две независимые отклоняющие системы ПХ и ПУ, то соответственно можно указать и две чувствительности S_X и S_Y :

$$S_X = \frac{L_X}{2\sqrt{2} \cdot U_{XЭФ}}, \quad (1)$$

$$S_Y = \frac{L_Y}{2\sqrt{2} \cdot U_{YЭФ}}, \quad (2)$$

где L_X , L_Y – длины светящихся отрезков при подаче исследуемого напряжения соответственно на горизонтально и вертикально отклоняющие пластины,

$L_X/2$ и $L_Y/2$ – максимальные (амплитудные) отклонения луча от центра экрана,

$U_{XЭФ}$ и $U_{YЭФ}$ – величины подаваемых синусоидальных напряжений по вольтметру (эффективные значения напряжений),

$\sqrt{2} \cdot U_{XЭФ}$ и $\sqrt{2} \cdot U_{YЭФ}$ - амплитудные значения подаваемых напряжений.

Зная чувствительность S и измерив длину светящегося отрезка L , можно найти величину отклоняющего напряжения по формуле:

$$U_{ЭФ} = \frac{L}{2\sqrt{2} \cdot S}. \quad (3)$$

Используя осциллограф, можно **определить частоту** исследуемого сигнала. Для этого на пластины ПХ подают напряжение известной частоты (обычно 50 Гц) от сети, а на пластины ПУ –

напряжение неизвестной частоты. Генератор развертки при этом необходимо выключить. Электронный луч в данном случае участвует в двух взаимно перпендикулярных колебательных движениях. При сложении двух взаимно перпендикулярных синусоидальных колебаний электронный луч будет описывать фигуры Лиссажу (рис. 4), форма которых зависит от соотношения

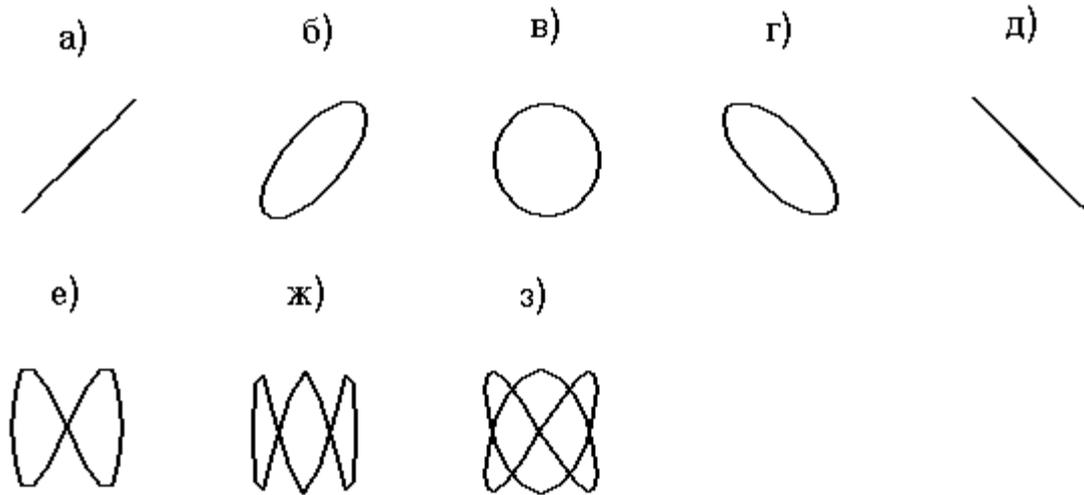


Рис. 4. Фигуры Лиссажу при различных соотношениях частот $\nu_1:\nu_2$ и фаз в вертикальном и горизонтальном направлениях (Y:X): а) 1:1, $\Delta\varphi_0=0$, б) 1:1, $\Delta\varphi_0=\pi/4$, в) 1:1, $\Delta\varphi_0=\pi/2$, г) 1:1, $\Delta\varphi_0=3\pi/4$, д) 1:1, $\Delta\varphi_0=\pi$, е) 2:1, $\Delta\varphi_0=\pi/2$, ж) 3:1, $\Delta\varphi_0=\pi/2$, з) 3:2, $\Delta\varphi_0=\pi/4$, где $\Delta\varphi_0$ - разность фаз в начальный момент времени $t=0$.

частот, фаз и амплитуд суммируемых колебаний. Фигуры Лиссажу будут неподвижны, если подаваемые частоты относятся как целые числа 1:1, 1:2, 1:3 и т.д. (см. рис. 4).

Учитывая, что световое пятно на экране под действием переменных напряжений, подаваемых на пластины ПХ и ПУ, за каждый период дважды пересекает соответственно вертикальную и горизонтальную оси, соотношения частот можно определить по отношению числа точек пересечения фигуры Лиссажу с вертикалью и горизонталью:

$$\frac{v_X}{v_Y} = \frac{n_Y}{n_X}, \quad (4)$$

где v_X и v_Y – частоты подаваемых напряжений на пластины ПХ и ПУ, n_X и n_Y – число точек пересечения фигуры Лиссажу с горизонталью и вертикалью.

Определив соотношение частот и зная одну из них (например, $v_X=50$ Гц), легко определить частоту изменений второго напряжения:

$$v_Y = \frac{v_X n_X}{n_Y}. \quad (5)$$

Заметьте, что вертикаль и горизонталь для определения частоты не следует проводить через узловые точки, точки внутренних пересечений фигуры Лиссажу.

Для сложения двух синусоидальных колебаний вдоль одной прямой можно использовать следующую схему (рис. 5). Выход схемы подключают обычно к пластинам ПУ.

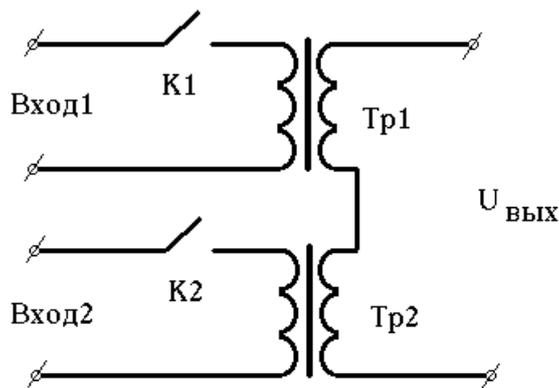


Рис. 5. Схема для сложения двух переменных напряжений, совершающихся по одной прямой. (K1, K2 – размыкающие ключи, Tr1, Tr2 – согласующие трансформаторы).

Ключи K1 и K2 служат для отключения/подключения одного из колебательных сигналов. Схема позволяет наблюдать гашение колебаний, если два колебания имеют одинаковую частоту и ампли-

туду, но совершают колебания в “противофазе” (то есть возрастание одного сопровождается убыванием другого и наоборот). В результате гашения $U_{\text{ВЫХ}}$ уменьшается до нуля, и на экране будет видна прямая линия.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Подготовить электронный осциллограф к работе.

1. Ручки лицевой панели установите в следующие положения “Яркость”, “Фокус”, “Смещение X”, “Смещение Y” – в среднее, “Диапазон частот” генератора развертки – в нулевое положение.
2. Включите вилку шнура в сеть. Включите выключатель “СЕТЬ”. При этом должна загореться сигнальная лампочка.
3. Через 3-4 минуты (время разогрева ламп и электронно-лучевой трубки) на экране должно появиться светящееся пятно (его отсутствие говорит об отклонении луча за пределы экрана).
4. Ручками “Смещение X” и “Смещение Y” установите луч в центре экрана.
5. Отрегулируйте яркость и четкость пятна ручками “Яркость” и “Фокус”.

Задание 2. Получить развертку переменного напряжения.

1. Подайте переменное напряжение от блока питания на вход “Y”.
2. Ручкой “Усиление Y” установите длину вертикального отрезка на экране 40-60 мм.
3. Включите генератор развертки ручкой “Диапазон частот”, так чтобы на экране укладывалось несколько периодов.
4. Ручкой “Частота плавно” установите стабильное изображение.
5. Зарисуйте кривую, полученную на экране.

Задание 3. Определить чувствительность пластин ПХ и ПУ.

1. Ручкой “Диапазон частот” выключите генератор развертки.

2. На вход “Y” подавайте различные значения переменного напряжения, заданные преподавателем (3-4 значения до 15 В). При этом ручку “Усиление Y” поставьте в такое положение, чтобы при максимальном заданном напряжении отрезок не выходил за пределы экрана, и в дальнейших измерениях этого положения не изменяйте.
3. Для каждого значения напряжения измерьте длину светящегося отрезка L.
4. Такие же значения напряжений подайте на вход “X”, установив ручкой “Усиление X” длину максимального отрезка в пределах экрана. Измерьте длины соответствующих светящихся отрезков.
5. В каждом опыте рассчитайте чувствительность пластин ПХ и ПУ по формулам (1), (2).
6. Для каждой пары пластин вычислите среднее арифметическое чувствительности $\langle S_X \rangle, \langle S_Y \rangle$ и среднее квадратичное отклонение σ_X, σ_Y .
7. Данные всех измерений занесите в таблицу 1.

Таблица 1

№	Uэф, В	LY, мм	SY, мм/В	$\langle S_Y \rangle \pm \sigma_Y, \text{мм/В}$	Lx, мм	Sx, мм/В	$\langle S_X \rangle \pm \sigma_X, \text{мм/В}$
1							
2							
3							
4							

Задание 4. Измерить величину неизвестного напряжения.

1. Закройте шкалу вольтметра источника и установите на экране произвольную длину светящегося отрезка, подав неизвестное напряжение на вход “Y” (генератор развертки необходимо выключить, чувствительность пластин после задания 3 не менять).
2. Найдите величину неизвестного напряжения по формуле (3).
3. Сравните вычисленное значение $U_{эф}$ с показаниями вольтметра источника, открыв шкалу. Определите процент отклонения.

Задание 5. Измерить частоту неизвестного напряжения.

1. На вход “X” подайте эталонное переменное напряжение от блока питания (частота 50 Гц).
2. На вход “Y” подайте сигнал от звукового генератора.
3. Изменяя частоту звукового генератора, получите на экране 5 – 6 фигур Лиссажу и зарисуйте их.
4. По числу точек пересечения фигурами Лиссажу осей “X” и “Y” определите частоту колебаний звукового генератора по формуле (5).
5. Результаты измерений занесите в таблицу 2.

Таблица 2

№ рисунка	Соотношение $n_x : n_y$	Частота колебаний ν_y , Гц
1		
2		
3		
4		
5		

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Укажите блоки, входящие в состав осциллографа и их назначение.
2. Устройство и принцип действия электронно-лучевой трубки.
3. Как осуществляется развертка сигнала во времени на экране электронного осциллографа? При каком условии развертка сигнала неподвижна?
4. Как с помощью осциллографа измерить величину исследуемого сигнала?
5. Рассмотрите фигуры Лиссажу и проанализируйте их. Как с помощью осциллографа измерить частоту исследуемого сигнала?
6. Что такое чувствительность пластин осциллографа?

7. Где применяются электронно-лучевые приборы в медицине?
Укажите основные типы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 95-100.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.- С.80-81, 135-140, 169-172.- Т.2.-С.59-61.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 136-138, 405-407, 497-501.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 108-112, 407-410.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 132-136.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 7 ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ ПОЛЯРИМЕТРА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучить принцип работы сахариметра – поляриметра.
2. Исследовать зависимость угла вращения плоскости поляризации от концентрации сахара в растворе.
3. Определить концентрацию неизвестного раствора.

ОБОРУДОВАНИЕ:

поляриметр, набор кювет с растворами.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Основные направления применения поляризованного света в медико-биологических исследованиях:

- определение сахара в моче (поляриметрия – сахариметрия);
- при гистологических исследованиях (поляризационная микроскопия), исследуются мышечные, коллагеновые волокна (оптически анизотропные участки) без окрашивания и дополнительного воздействия на объект;
- выделение лево- и правовращающих изомеров;
- спектрополяриметрия.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Свет это электромагнитные волны с длинами от 380 до 760 нм. Отдельный квант, излучаемый атомом, можно представить в виде электромагнитной волны, представленной на рисунке 1. При воздействии света на вещество основное значение имеет электрическая составляющая волны, которая воздействует на электроны в атомах вещества. Поэтому вектор напряженности электрической составляющей волны называют *световым вектором*. Плоскость,

в которой происходит изменение светового вектора \mathbf{E} , называют плоскостью колебаний электромагнитной волны. Плоскость, проходящая через вектор \mathbf{H} и направление распространения электромагнитной волны, называется плоскостью поляризации.

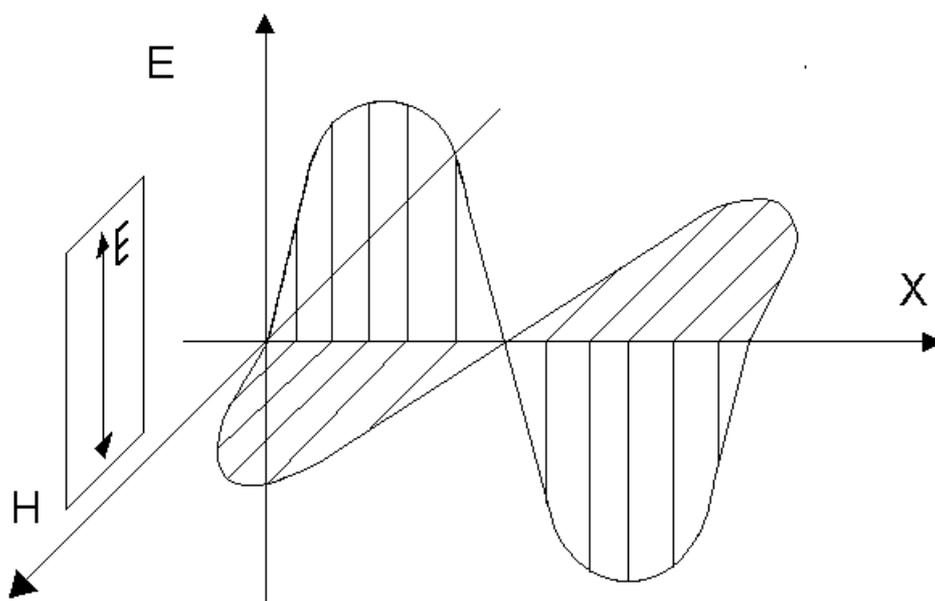


Рис. 1. Изображение электрической \mathbf{E} и магнитной \mathbf{H} составляющих кванта света, распространяющегося вдоль оси X .

Световой поток представляет собой совокупность поперечных электромагнитных волн, излучаемых множеством отдельных атомов. Если колебания светового вектора \mathbf{E} происходят в одной плоскости, то такой свет называют *плоско поляризованным* (или *линейно - поляризованным*) - (рис. 2б). В обычных источниках света каждый атом испускает кванты, световой вектор у которых совершает колебания в различных плоскостях. Такой свет называется *неполяризованным* или естественным (рис. 2а). Если имеется преимущественное (но не единственное) направление колебаний вектора \mathbf{E} , то такой свет называется частично поляризованным (рис. 2в).

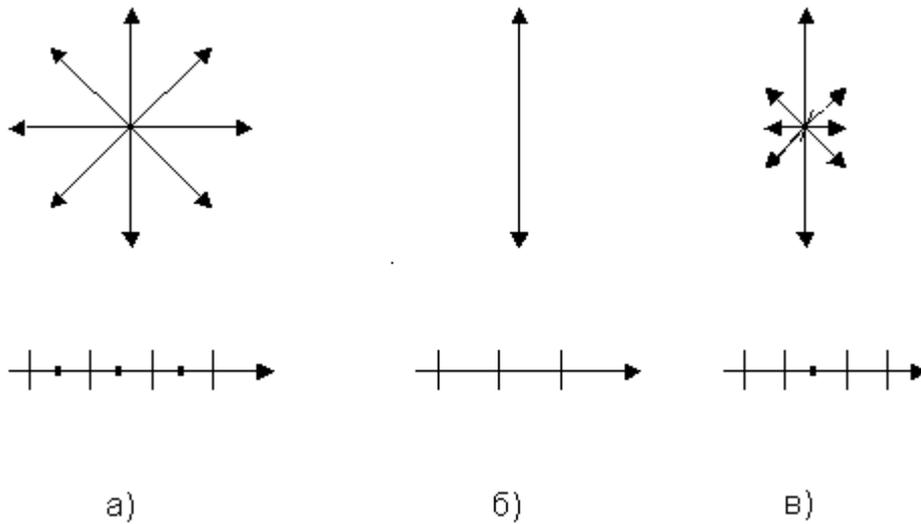


Рис. 2. Схематическое изображение изменения светового вектора E в: а) естественном; б) плоско поляризованном; в) частично поляризованном свете.

ПОЛУЧЕНИЕ ПОЛЯРИЗОВАННОГО СВЕТА

1. При отражении от диэлектриков. При падении естественного света на границу раздела двух диэлектриков отраженный и преломленный лучи частично поляризуются. Если выполняется соотношение из закона Брюстера:

$$\operatorname{tg}(i) = n,$$

где i – угол падения луча, n - относительный показатель преломления диэлектрика, то отраженный луч полностью поляризуется в плоскости, перпендикулярной плоскости падения, а преломленный луч поляризуется частично, и в нем преобладают колебания, параллельные плоскости падения (рис. 3).

Эффект поляризации отраженного света используют для обнаружения с воздуха или из космоса пленок нефти на поверхности воды. Поляризация света при отражении и преломлении применяется для получения поляризованного света (например, стопа Столетова).

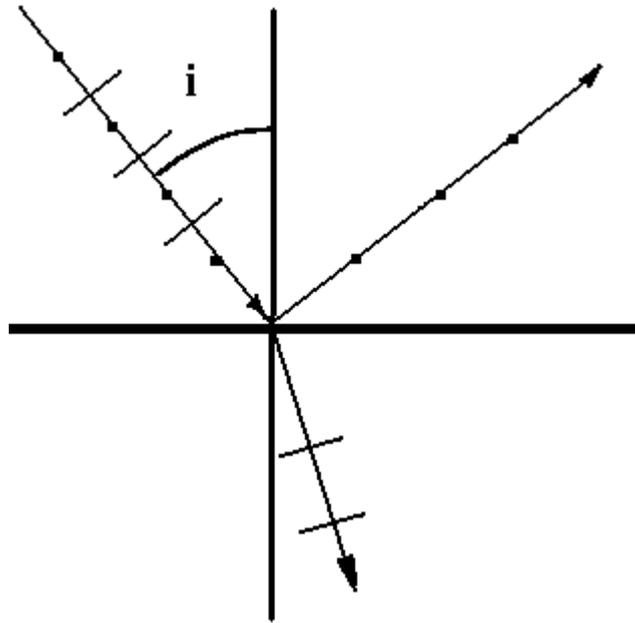


Рис. 3. Поляризация света при отражении от диэлектрика (i – угол полной поляризации, угол Брюстера).

2. Двойное лучепреломление. Большое практическое значение имеет эффект поляризации света при его прохождении через среды, обладающие оптической анизотропией (зависимость оптических свойств среды от направления распространения в ней света). Оптически анизотропными являются большинство прозрачных кристаллов, например исландский шпат, кварц, турмалин. В анизотропных средах скорость света, а, следовательно, и показатель преломления различны по разным направлениям. Это объясняется тем, что вынужденные колебания электронов падающей световой волной в определенных направлениях возбуждаются легче, чем в других, и скорость результирующей волны кристалла в этих направлениях также отличается. В результате происходит двойное лучепреломление, то есть световой луч разделяется на два луча (рис. 4), которые получили название *обыкновенного* (о) и *необыкновенного* (е). Для обыкновенного луча выполняются законы преломления света и его показатель преломления n_o не зависит от направления распространения света в кристалле. Для необыкновенного луча законы преломления света не выполняются, а его показатель преломления n_e зависит от направления распространения света в кристалле.

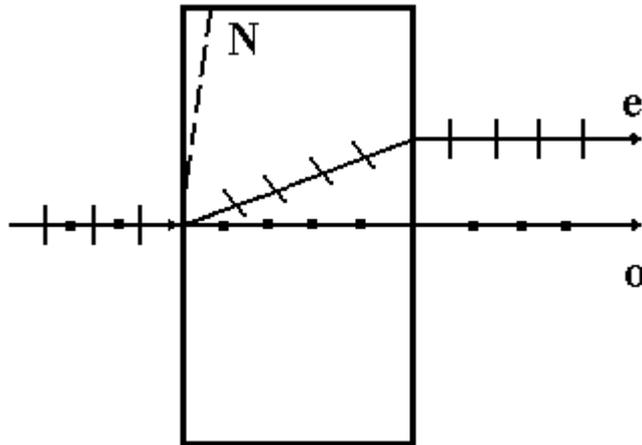


Рис. 4. Двойное лучепреломление при перпендикулярном падении луча естественного света на грань кристалла исландского шпата (o – обыкновенный луч, e – необыкновенный, N – оптическая ось кристалла).

Направление, вдоль которого скорости обыкновенного и необыкновенного лучей совпадают, то есть оптические свойства кристалла не отличаются, называется *оптической осью* кристалла. Вдоль оптической оси расщепления луча не происходит. Плоскость, проходящая через падающий луч и оптическую ось кристалла, называется главной плоскостью кристалла. Если показатель преломления обыкновенного луча больше, чем необыкновенного ($n_o > n_e$), то кристалл называется отрицательным, а при $n_o < n_e$ – положительным. Оба луча, вышедшие из двоякопреломляющего кристалла (рис. 4), полностью поляризованы во взаимно перпендикулярных плоскостях и, если кристалл не поглощает света, то:

$$I_o = I_e = \frac{1}{2} I_{\text{ест}},$$

где $I_{\text{ест}}$ - интенсивность естественного (падающего) света, а I_o и I_e – интенсивности обыкновенного и необыкновенного лучей соответственно.

С точки зрения принципа Гюйгенса двойное лучепреломление объясняется тем, что в анизотропном кристалле при падении световой волны в каждой точке ее поверхности возбуждается одновременно две элементарные волны: сферическая и эллипсоидальная. В

связи с этим в кристалле образуются две результирующие волны – обыкновенная и необыкновенная, имеющие различные фазовые скорости и направления распространения в кристалле.

Явление двойного лучепреломления используется для получения поляризованного света с помощью специальных устройств.

Поляроиды. Поляризационные светофильтры. Некоторые двояко преломляющие кристаллы способны по-разному поглощать обыкновенный и необыкновенный лучи. Это свойство называется *дихроизмом*, а сами кристаллы *дихроичными*. Такие кристаллы даже при незначительной толщине (например, 1 мм для турмалина и 0,1 мм для герпатита) способны полностью поглощать обыкновенный луч. Это свойство используется при изготовлении поляроидов.

Поляроиды (поляризационные светофильтры) представляют собой прозрачную, поляризующую свет пленку, содержащую множество мелких одинаково ориентированных кристалликов (например, герпатита – сернокислого иодохинина). Проходя сквозь поляроид, естественный свет почти полностью поляризуется. При этом обыкновенный луч полностью поглощается и используется только необыкновенный луч.

Призма Николя (николь). Действие призмы Николя основано на явлении двойного лучепреломления и полного внутреннего отражения. Николь – призма из исландского шпата, состоящая из двух частей склеенных канадским бальзамом. Последний имеет показатель преломления меньше, чем исландский шпат. Обыкновенный луч (о), падая на склейку под углом больше предельного, испытывает полное внутреннее отражение и выводится за пределы призмы (рис. 5) или поглощается зачерненной нижней гранью. Луч необыкновенный (е) выходит из николя параллельно нижней грани (рис. 5). Благодаря хорошим спектральным характеристикам для исследований в поляризованном свете используется в основном призма Николя.

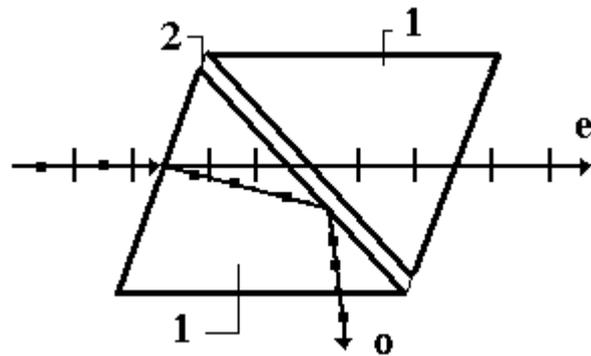


Рис. 5. Ход лучей в призме Николя (1 – исландский шпат; 2 – канадский бальзам; о – обыкновенный луч; е - необыкновенный).

Устройство, при помощи которого получают поляризованный свет называется *поляризатором*. Однако глаз не различает естественный и поляризованный свет, поэтому наряду с поляризатором в приборах применяют *анализаторы*. При прохождении через поляризатор и анализатор интенсивность световой волны изменяется по закону Малюса:

$$I_a = I_n \cos^2 \varphi, \quad (1)$$

где I_n – интенсивность света, вышедшего из поляризатора, I_a – интенсивность света, вышедшего из анализатора, φ - угол между плоскостями поляризации анализатора и поляризатора. При $\varphi = 0$ (плоскости поляризации поляризатора и анализатора параллельны) интенсивность I_a – будет максимальной и равной

$$I_a = \frac{1}{2} I_{\text{ест}},$$

при «скрещенных» поляризаторе и анализаторе ($\varphi = \pi/2$) I_a – будет равной нулю.

Таким образом, скрещенные поляризатор и анализатор не пропускают свет, но если между ними поместить оптически анизотропное вещество, то поле зрения просветляется. Это объясняется тем, что поляризованный свет в анизотропном веществе раздваивается на два луча, приобретающие в его толще определенную разность хода. Анализатор выбирает из обоих лучей колебания одного направления. Пройдя анализатор и будучи когерентными, они ин-

терферируют, усиливая или ослабляя друг друга, в зависимости от разности хода. При наблюдении в белом свете поле зрения будет цветным.

Описанное явление лежит в основе работы *поляризационного микроскопа*, предназначенного для исследований оптически анизотропных объектов. Для этого обычный микроскоп снабжается двумя николями – поляризатором и анализатором, расположенными по обе стороны от предметного столика и предварительно настроенными на темноту. При введении препарата поле зрения просветляется в тех местах, где он обладает анизотропией. Если препарат неоднороден (по толщине или ориентации оптических осей), то разность хода для разных его участков будет отличаться, и интерференционная картина позволит выявить структуру препарата. В белом свете поворот предметного столика с препаратом сопровождается сменой цветов, что тоже используется для определения структуры объектов. Поляризационный микроскоп позволяет изучить процесс деления клетки, строение хромосом. При помощи поляризационного микроскопа проводятся гистологические исследования структур мышечных, коллагеновых и нервных волокон, обладающих оптической анизотропией.

Поляризованный свет также используется для исследования оптически активных веществ. *Оптически активными* называются вещества, способные вращать плоскость поляризации света. Оптической активностью обладают кристаллы (кварц, киноварь), жидкости (скипидар), растворы (водные растворы сахара, яблочной кислоты, спиртовой раствор камфары). Оптическую активность проявляют многие природные соединения: белки, сахара, углеводы, гормоны, эфирные масла.

При прохождении через такие вещества поляризованного света плоскость его колебаний постепенно поворачивается вокруг оси светового пучка на угол, пропорциональный толщине слоя вещества. Различают право- и левовращающие вещества, у которых

вращение плоскости поляризации идет по часовой стрелке или – против, соответственно.

У растворов оптически активных веществ угол вращения плоскости поляризации монохроматического света зависит от природы вещества, температуры, концентрации C и толщины слоя L :

$$\varphi = \left(\frac{\alpha}{100}\right) \cdot C \cdot L, \quad (2)$$

где α - удельное вращение, зависящее от природы растворенного вещества; выбора растворителя; длины световой волны и температуры. Численно α равно углу, на который поворачивается плоскость поляризации монохроматического светового луча с длиной волны $\lambda=589$ нм, прошедшего через раствор единичной концентрации (1г/100 мл), находящийся в кювете единичной длины (1 дм).

Если падающий свет не является монохроматическим, то угол вращения плоскости поляризации для данного вещества зависит от длины волны λ по закону Био:

$$\varphi = \frac{a}{\lambda^2}, \quad (3)$$

где a – постоянная, зависящая от природы вещества. Метод исследования, использующий оптическую активность вещества, называют поляризацией. Для того, чтобы устранить влияние световой волны на угол вращения, исследования проводят в монохроматическом свете (применяют светофильтры).

Если использовать белый свет, то анализатор при повороте будет поочередно пропускать лучи различной длины волны, и поле зрения будет менять цвет. Это явление называется дисперсией оптической активности (вращательной дисперсией) и используется при определении структуры веществ, характера внутримолекулярного и межмолекулярного взаимодействия, а сам метод называется спектрополяризацией и в медицине используется при изучении биополимеров.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Для определения концентрации оптически активных веществ в монохроматическом свете используют поляриметры. Поляриметр, позволяющий определять концентрацию сахара в растворе, называется сахариметром. Оптическая схема поляриметра – сахариметра представлена на рисунке 6.

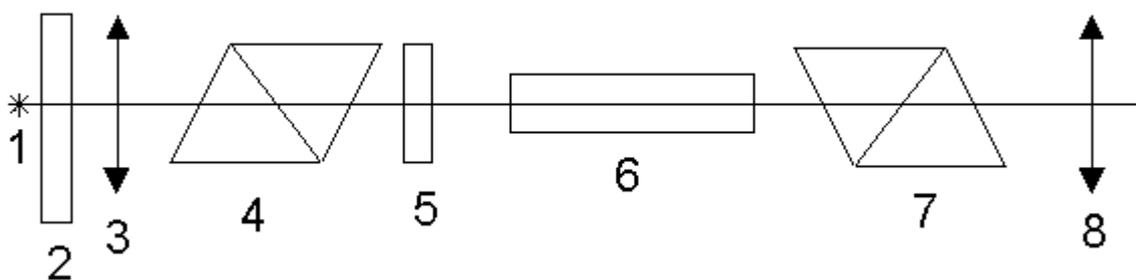


Рис. 6. Оптическая схема поляриметра (1- источник света, 2 - светофильтр, 3 - объектив, 4 –поляризатор, 5 - кварцевая пластинка, 6 - кювета, 7 - анализатор, 8 - окуляр).

Кварцевая пластинка имеет прямоугольную форму и перекрывает лишь среднюю часть поля зрения. Поэтому в поле зрения видны ее границы и оно разделено на три части (рис. 7). При вращении анализатора две наружные части поля зрения затемняются (рис. 7а) и снова освещаются (рис. 7в) всегда одинаково и одновременно. Средняя часть поля зрения меняет свою освещенность в обратном направлении. При определенном положении анализатора (которое нужно найти при поляриметрии) средняя часть поля зрения освещена одинаково с крайними частями, при этом линии раздела исчезают (рис. 7б).

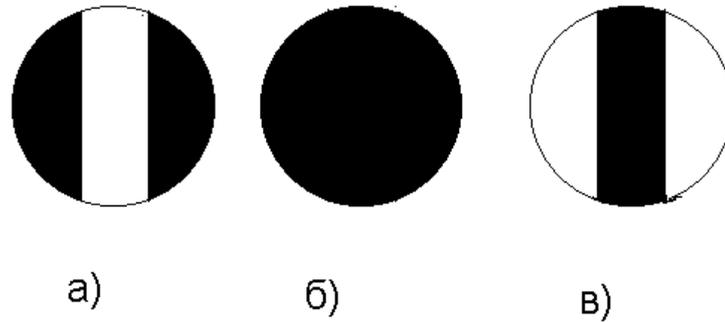


Рис. 7. Поле зрения поляриметра.

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание 1. Определить значение нулевого отсчета.

1. Без кюветы вращением фрикционной головки или кольца получите резкое изображение линий раздела поля зрения (рис. 7а).
2. Поворотом кольца добейтесь получения одинаковой освещенности всех трех частей поля зрения (рис. 7б).
3. Снимите показания по шкале (рис. 8), на которой положение нуля нониуса показывает целое число градусов; деление нониуса, совпадающее с делением шкалы, указывает десятые доли градуса (рис. 8).
4. Повторите измерения 4 – 5 раз, данные занесите в таблицу. Найдите среднее значение $\varphi_{\text{ср}}$.

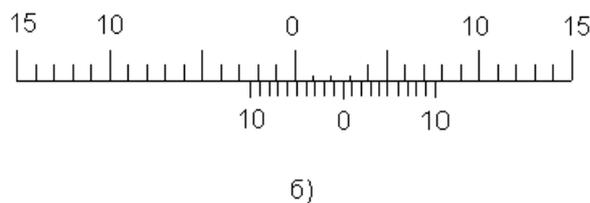
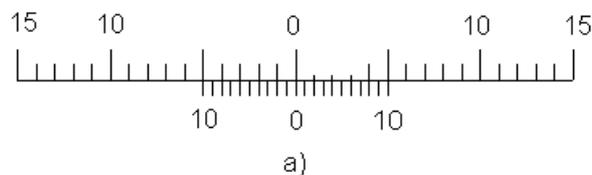


Рис. 8. Отсчет показаний при помощи нониуса (а – угол равен 0° , б – угол равен $2,5^\circ$).

Задание 2. Определить зависимость угла поворота плоскости поляризации от концентрации раствора.

1. Поместите в прибор кювету с исследуемым раствором (предварительно убедившись, что в ней нет пузырьков воздуха) и выполните измерения согласно пунктам 1) и 2) задания 1. Сделайте по 4 – 5 измерений для каждого раствора, результаты измерений занесите в таблицу.
2. Рассчитайте средние значения угла поворота $\varphi_{\text{ср}}$ для каждого раствора, занесите в таблицу.
3. С учетом нулевого отсчета $\varphi_{0\text{ср}}$ вычислите абсолютную величину угла поворота плоскости поляризации $\varphi_{\text{абс}}$ по формуле:

$$\varphi_{\text{абс}} = \varphi_{\text{ср}} - \varphi_{0\text{ср}}$$

Полученные данные занесите в таблицу.

Таблица

№	Концентрация растворов	φ_1	φ_2	φ_3	φ_4	φ_5	$\varphi_{\text{ср}}$	$\varphi_{\text{абс}}$
1	Без раствора							
2	2 %							
3	6%							
4	10%							
5	X%							

4. Постройте график зависимости угла поворота плоскости поляризации $\varphi_{\text{абс}}$ от концентрации исследуемых растворов. Определите по графику концентрацию неизвестного раствора.

Задание 3. Определить концентрацию неизвестного раствора.

1. Рассчитайте концентрацию неизвестного раствора по формуле:

$$C_x = \frac{\varphi_x}{(\alpha) \cdot L},$$

где φ_x – угол поворота плоскости поляризации раствором неизвест-

ной концентрации; (α) – удельная постоянная вращения; L – длина кюветы в дм. Значение (α) найдите, используя данные для раствора, указанного преподавателем, по формуле:

$$(\alpha) = \frac{\varphi}{C \cdot L}.$$

2. Сравните концентрации C_x , полученные во втором и третьем заданиях.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какой свет называется естественным? Поляризованным? Частично поляризованным?
2. Что такое плоскость колебаний электромагнитной волны, плоскость поляризации света?
3. Перечислите способы получения поляризованного света.
4. При каком условии при отражении от диэлектрика свет полностью поляризуется?
5. Чем объясняется явление двойного лучепреломления в кристаллах?
6. Начертите ход лучей в двоякопреломляющем кристалле. Какие лучи при этом образуются? Почему они получили такое название?
7. Какое направление в кристалле называется оптической осью кристалла?
8. Что называется главной плоскостью кристалла?
9. Какое явление называется дихроизмом? Где данное явление используется?
10. Объясните ход лучей в призме Николя?
11. Что называется поляризатором? Анализатором?
12. Какой закон лежит в основе поляриметрии?
13. Какие вещества называются оптически активными?
14. По какой формуле можно определить концентрацию оптиче-

ски активных веществ?

15. От чего зависит угол поворота плоскости поляризации оптически активными веществами?
16. Какие вещества называются правовращающими? левовращающими?
17. Начертите и объясните оптическую схему поляриметра – сахариметра.
18. Какой метод называется спектрополяризацией? На каком законе он основан?
19. Объясните устройство поляризационного микроскопа? Что он позволяет исследовать?
20. Где применяется поляризованный свет в медико-биологических исследованиях?

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 208-217.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.- С.80-81, 135-140, 169- 172.- Т.1.- С.242-248.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 439- 447.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 447- 456.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 214- 220.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 8

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОКАЗАТЕЛЯ ПРЕЛОМЛЕНИЯ ЖИДКОСТИ С ПОМОЩЬЮ РЕФРАКТОМЕТРА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с принципом работы рефрактометра.
2. Исследовать зависимость показателя преломления раствора от его концентрации.
3. Определить концентрацию неизвестного раствора.

ОБОРУДОВАНИЕ:

рефрактометр, набор растворов различной концентрации, пипетка.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Основные направления использования рефракции света в медико-биологических исследованиях в медицине:

- Выполнение количественных измерений показателя преломления исследуемых веществ – рефрактометрия: рефрактометр применяется для быстрого определения концентрации водных, спиртовых, эфирных и других растворов по показателю преломления (в медицине эти приборы используются для определения общего количества белка в крови и его отдельных фракций при анализе желудочного сока, мочи и др. веществ);
- Передача световых потоков с помощью волоконных световодов к пациенту;
- Освещение труднодоступных участков при выполнении манипуляций (например, при интубировании больных для осуществления искусственного дыхания во время операции);
- Внутрисосудистое облучение крови лазерным светом при лечении больных с инфарктом миокарда, внутрилегочное облучение ультрафиолетом при лечении туберкулеза;
- Передача изображения внутренних органов (волоконная эндо-

скопия): при визуальной диагностике состояния тканей внутренних органов путем введения эндоскопа (фиброгастроскопия); через кожный разрез (лапароскопия); при взятии биопсийного материала на выбранных участках; при проведении лечения лазерным облучением определенных участков внутренних органов.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Световая волна, достигая поверхности раздела двух сред, возбуждает в атомах, ионах, молекулах вещества вынужденные колебания электронов с частотой, равной частоте входящей волны, эти колебания когерентны как между собой, так и с падающей волной. В результате наложения первичной и вторичной волн (рис. 1) образуется отраженная волна $\Phi_{отр}$ и преломленная волна $\Phi_{пр}$, распространяющаяся во второй среде. Явление преломления света называется рефракцией.

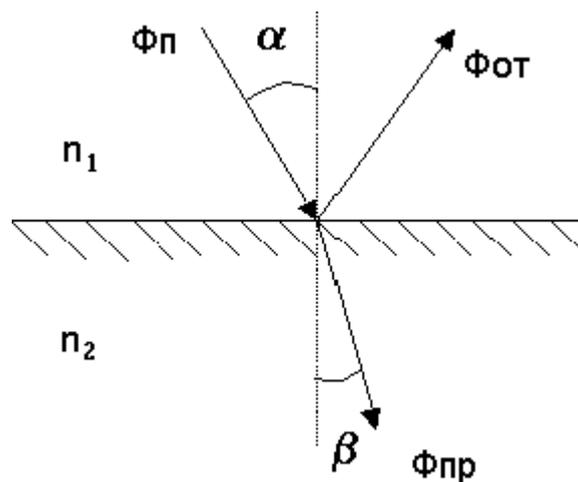


Рис. 1. Распространение светового потока на границе раздела двух сред.

Преломление луча света при переходе из одной среды в другую обусловлено изменением скорости световой волны. Скорость света будет максимальной в условиях вакуума ($v_{\max}=c=300000$ км/с).

Чем выше плотность среды, тем меньше скорость света в ней. **Абсолютный показатель преломления** среды $n_{\text{абс}}$ показывает, во сколько раз скорость света в вакууме больше, чем скорость света в данной среде.

$$n_{\text{абс}} = \frac{c}{u} \quad (1)$$

Наряду с абсолютным показателем преломления в качестве характеристики оптической плотности сред используется относительный показатель преломления, равный отношению абсолютных показателей преломления исследуемых сред:

$$n_{\text{отн}} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{c \cdot u_1}{c \cdot u_2} = \frac{u_1}{u_2}, \quad (2)$$

где $n_1 = \frac{c}{u_1}$ - абсолютный показатель преломления первой среды,

$n_2 = \frac{c}{u_2}$ - абсолютный показатель преломления второй среды.

Ход лучей на рис. 1 иллюстрирует следующие законы преломления света:

1. Луч, падающий на границу раздела двух сред, перпендикуляр к поверхности в точке падения луча и преломленный луч лежат в одной плоскости.
2. Отношение синуса угла падения α к синусу угла преломления β лучей для данных двух сред есть величина постоянная, равная относительному показателю преломления второй среды относительно первой:

$$\frac{\sin\alpha}{\sin\beta} = n_{21}. \quad (3)$$

Среды с большим показателем преломления называются оп-

тически более плотными.

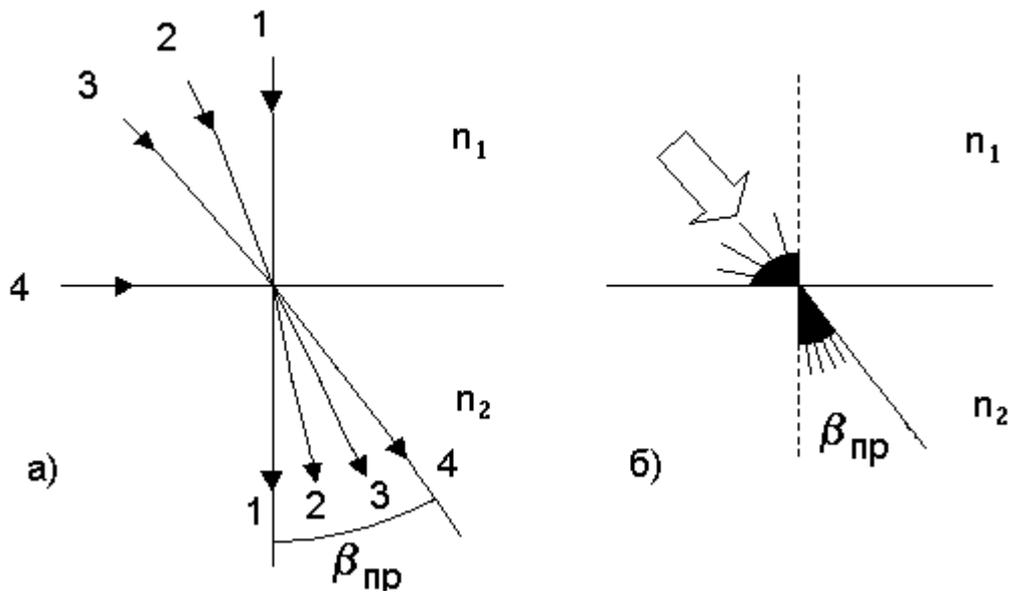


Рис. 2. Преломление света при переходе из менее плотной среды в более плотную ($n_1 < n_2$); а – для отдельных лучей; б – для потока лучей с углами падения от 0 до 90° .

Если свет переходит из среды оптически менее плотной в среду оптически более плотную (рис. 2), то угол преломления меньше угла падения (луч 2 – 2, 3 – 3). При увеличении угла падения до 90° (луч 4 – 4) свет во второй среде будет распространяться только в пределах угла $\beta_{\text{пр}}$, называемого **предельным углом преломления**.

Предельный угол преломления можно определить из условия:

$$\frac{\sin 90^\circ}{\sin \beta_{\text{пр}}} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (4)$$

т. к. $\sin 90^\circ = 1$, то $\sin \beta_{\text{пр}} = \frac{n_1}{n_2}$. (5)

Если луч переходит из среды оптически более плотной в среду оптически менее плотную (рис. 3), то угол преломления больше угла падения. С увеличением угла падения преломленный луч все ближе подходит к границе раздела сред и при $\alpha_{\text{пр}}$ скользит по ней (луч 3 – 3). Это явление называется полным внутренним отражением, а угол падения $\alpha_{\text{пр}}$ – **предельным углом полного внутреннего**

отражения.

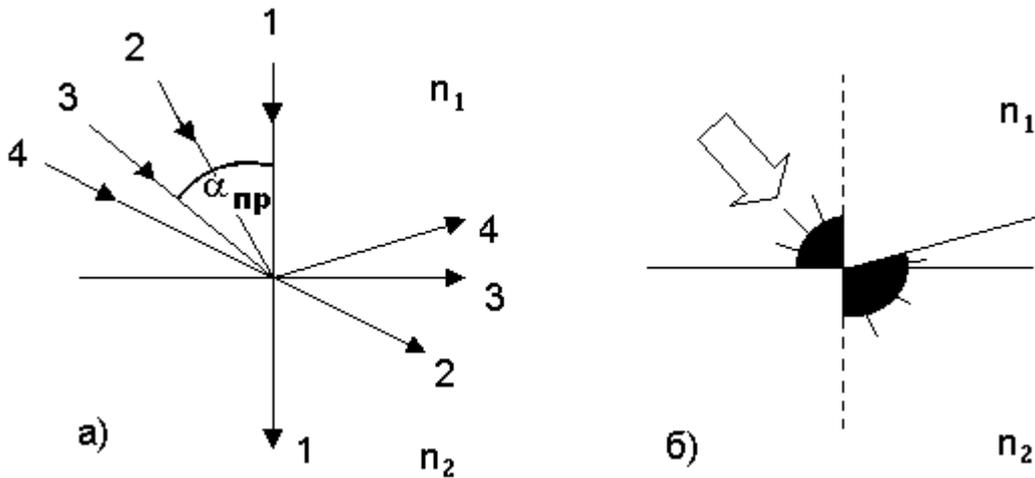


Рис. 3. Преломление света при переходе из более плотной среды в менее плотную ($n_1 > n_2$); а – для отдельных лучей; б – для для потока лучей с углами падения от 0 до 90^0 .

Этот угол можно найти из условия:

$$\frac{\sin \alpha_{\text{пр}}}{\sin 90^0} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (6)$$

т.к. $\sin 90^0 = 1$, то $\sin \alpha_{\text{пр}} = \frac{n_2}{n_1}$. (7)

Для двух данных сред вследствие обратимости хода лучей предельный угол преломления первой среды равен предельному углу отражения второй среды.

На явлении полного внутреннего отражения основана широко используемая в медицине волоконная оптика. **Волоконной оптикой** называют раздел оптики, в котором рассматривают передачу света и изображения по световодам. Свет, падая внутрь прозрачного волокна, окруженного веществом с меньшим показателем преломления, многократно отражается и распространяется вдоль этого волокна.

Для передачи изображения волокна формируют в пучки в строгой последовательности (порядок расположения волокон на входе и выходе световода должен быть одинаковым). Принцип по-

лучения изображения заключается в том, что каждое волокно передает только фрагмент (светлую или темную точку на торце стекловолокна) всей картины. Полное изображение «собирается» на торце пучка из таких точек, как мозаика. Поэтому четкость изображения будет тем выше, чем меньше диаметр световодов, входящих в волоконный эндоскоп.

ПРИНЦИП РАБОТЫ РЕФРАКТОМЕТРА

Для определения оптической плотности веществ используют рефрактометр. Основным элементом прибора являются две прямоугольные стеклянные призмы ($n = 1,7$), расположенные основаниями друг к другу на расстоянии 0,1 мм (рис. 4). Пространство между призмами заполняется исследуемой жидкостью.

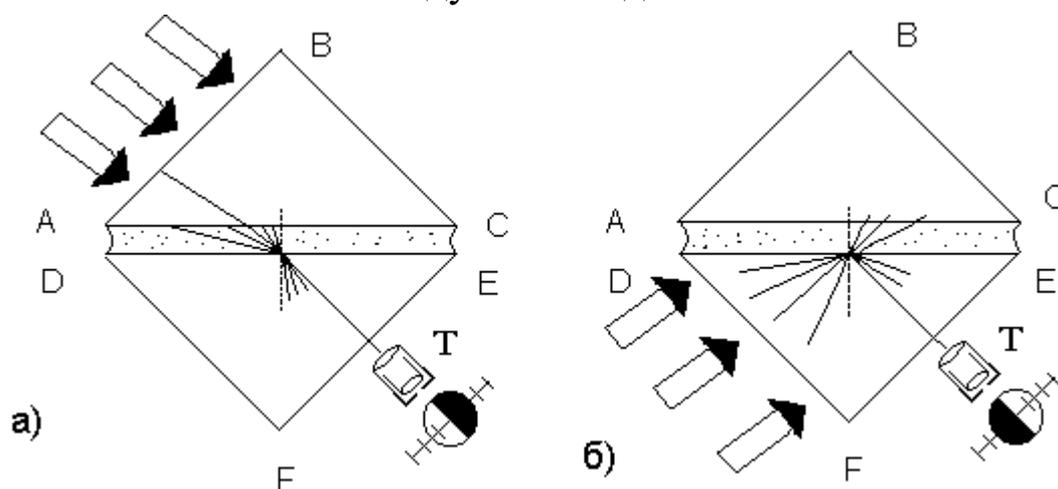


Рис. 4. Ход лучей в рефрактометре в проходящем (а) и отраженном (б) свете.

Призма ABC называется осветительной, а призма DEF – измерительной. Измерения могут быть выполнены как в проходящем, так и в отраженном свете. В первом случае в приборе реализуется ход лучей, указанный ранее на рис. 2б. Лучи от источника света падают (рис. 4а) на грань АВ призмы ABC, преломляются и попадают на матовую поверхность AC, на которой происходит диффузное рассеяние светового потока. Вследствие этого лучи войдут в жид-

кость и достигнут грани DE под различными углами (от 0 до 90^0). Преломляясь на грани DE, лучи внутри призмы DEF проходят только по направлениям, лежащим внутри предельного угла $\beta_{\text{пр}}$. На грани EF эти лучи преломляются и выходят под некоторым углом β в зрительную трубу Т. Объектив зрительной трубы фокусирует параллельные лучи, идущие от различных точек предмета грани EF под разными углами. Поэтому, если ось зрительной трубы установлена по направлению лучей, ограничивающих предельный угол преломления, то поле зрения в фокальной плоскости объектива разделяется на светлую и темную области. В этом случае выполняется условие:

$$\frac{\sin\alpha_{\text{max}}}{\sin\beta_{\text{пр}}} = \frac{n_{\text{ст}}}{n_{\text{ж}}}, \quad (8)$$

где $\alpha_{\text{max}} = 90^0$; $\beta_{\text{пр}}$ – предельный угол преломления света в жидкости;

$n_{\text{ст}}$ – показатель преломления стекла призмы; $n_{\text{ж}}$ – показатель преломления исследуемой жидкости.

Так как $\sin 90^0 = 1$, то из уравнения (8) следует:

$$n_{\text{ж}} = n_{\text{ст}} \cdot \sin\beta_{\text{пр}}. \quad (9)$$

При исследовании показателя преломления в отраженном свете в рефрактометре создается ход лучей, указанный ранее на рис. 3б. Лучи от источника света направляют (рис. 4б) на матовую поверхность DF призмы. В результате диффузного рассеяния лучи входят в призму DEF под разными углами (от 0 до 90^0). Так как лучи, достигшие грани DE, переходят из оптически более плотной среды (стекло) в оптически менее плотную (жидкость), то лучи, у которых угол падения больше предельного, претерпят полное отражение. Лучи, направление которых соответствует величине предельного угла полного отражения, и определяют границу света и тени. В этом случае выполняется условие:

$$\frac{\sin\alpha_{\text{пр}}}{\sin\beta_{\text{max}}} = \frac{n_{\text{ж}}}{n_{\text{ст}}}, \quad (10)$$

т.к. $\sin 90^0 = 1$, то из уравнения (10) следует:

$$n_{\text{ж}} = n_{\text{ст}} \cdot \sin \alpha_{\text{пр}} . \quad (11)$$

Таким образом, в обоих случаях (уравнения (9), (11)) между показателями преломления жидкости и величиной предельного угла имеется строгое соответствие. Положение границы раздела света и тени определяется величиной предельного угла, а, следовательно, и величиной показателя преломления жидкости. Поэтому в поле зрения зрительной трубы на шкале рефрактометра нанесены не значения угла, а значения показателя преломления. Показатели преломления прозрачных жидкостей удобно определять в проходящем свете, а интенсивно окрашенных или мутных жидкостей – в отраженном свете.

Отметим, что при прохождении света на границе различных сред наблюдается разложение белого света на монохроматические волны. Это явление называется дисперсией света и обусловлено зависимостью показателя преломления вещества от частоты (длины) световой волны. В результате граница между освещенной и темной частями поля зрения будет спектрально окрашенной. Для получения резкой границы света и тени в рефрактометре применяется компенсатор дисперсии, представляющий собой призму, выделяющую только желтые лучи, соответствующие середине видимого спектрального диапазона.

Так как показатель преломления жидкости зависит от концентрации растворенного вещества, то, построив калибровочный график, можно по известному показателю преломления определить неизвестную концентрацию раствора данного вещества.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

1. Ознакомьтесь с устройством рефрактометра.
2. Определите показатель преломления дистиллированной воды

(если рефрактометр настроен правильно, то $n = 1,333$).

3. Определите показатель преломления растворов известной концентрации. Для каждого раствора измерения повторите 4 раза и найдите $n_{\text{ср}}$. Результаты занесите в таблицу.

№	C, %	n_1	n_2	n_3	n_4	$n_{\text{ср}}$
1						
2						
3						
4						
5						
6						

4. Постройте график зависимости $n = f(C)$.
5. Определите показатель преломления раствора неизвестной концентрации.
6. По графику найдите неизвестную концентрацию раствора.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какое явление называется рефракцией света?
2. В чем заключается физический смысл абсолютного и относительного показателей преломления?
3. Сформулируйте законы преломления света.
4. Что называется предельным углом преломления?
5. Расскажите о явлении полного внутреннего отражения света.
6. Расскажите о работе рефрактометра (ход лучей в проходящем и отраженном свете).
7. Расскажите о применении рефракции в медико-биологических исследованиях.
8. С какой целью волоконная оптика используется в медицине?

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т. Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982.– С.202 – 203.
2. Ливенцев Н. М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. –Т.1. – С. 228 – 231.
3. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика. – М. Высшая школа, 1987.– С.474 – 476.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 483-485.
5. Эссаулова И. А., Блохина М. Е., Гонцов Л. Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 88- 93.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №9 ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОНЦЕНТРАЦИИ ОКРАШЕННЫХ РАСТВОРОВ С ПОМОЩЬЮ ФОТОЭЛЕКТРОКОЛОРИМЕТРА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с устройством фотоэлектроколориметра.
2. Освоить метод измерений оптической плотности растворов на фотоэлектроколориметре.
3. Определить концентрацию окрашенного раствора неизвестной концентрации с помощью калибровочных растворов.

ОБОРУДОВАНИЕ:

фотоэлектроколориметр, набор окрашенных растворов известной концентрации (калибровочные растворы), окрашенный раствор неизвестной концентрации.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Фотоколориметрический анализ широко используется в медико-биологических исследованиях. С его помощью определяют концентрации в крови:

- эритроцитов (клеток, обеспечивающих транспорт в организм кислорода и углекислого газа),
- гемоглобина (белка, заполняющего эритроциты и играющего основную роль в транспорте газов),
- оксигемоглобина (характеризующего уровень насыщения крови кислородом).

Кроме того, с помощью биохимических реакций, вызывающих избирательное окрашивание веществ, определяют в биологических материалах концентрацию белков, липидов, углеводов, гормонов и других веществ.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Прохождение света в любом веществе сопровождается уменьшением интенсивности светового потока. Причиной этого является расходование энергии световых волн на возбуждение электронов вещества, приводящее к излучению вторичных световых волн, или на переход в другие виды внутренней энергии (например, тепловой эффект). Данный процесс называют поглощением света. Таким образом, *поглощение света* – это ослабление интенсивности света при прохождении его через вещество вследствие превращения световой энергии в другие виды энергии.

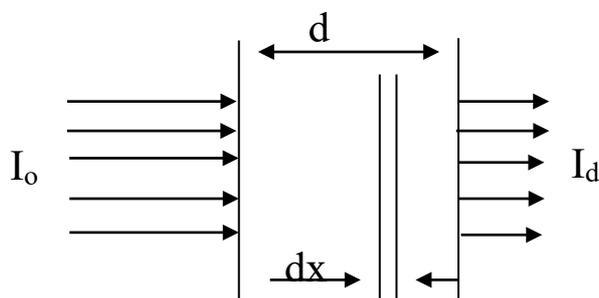


Рис. 1. Прохождение света через однородный объект.

Для количественной оценки явления направим на объект из однородного вещества толщиной d параллельный поток монохроматического света (рис. 1). При прохождении света через образец происходит ослабление интенсивности света от I_0 до I_d . Выделим в объекте элементарный (тонкий) слой толщиной dx . Изменение интенсивности dI для этого слоя зависит от оптических свойств k среды, интенсивности I падающего светового потока и толщины dx слоя:

$$dI = -k \cdot I \cdot dx \quad . \quad (1)$$

Решив это дифференциальное уравнение (1), определим закон поглощения света. Для этого используем метод разделения переменных, при этом интегрируем от I_0 до I_d . В окончательном виде получим *закон Бугера*

$$I_d = I_0 \cdot e^{-kd} \quad . \quad (2)$$

Закон Бугера можно записать через **показательную** функцию с основанием 10:

$$I_d = I_0 \cdot 10^{-k'd}, \text{ где } k' \approx 0,43k. \quad (3)$$

Однако в медицине преимущественное значение имеет измерение поглощения света не в твердых однородных образцах, а в окрашенных жидкостях. В этом случае коэффициент поглощения k зависит не только от природы растворенного вещества и длины световой волны λ , но и от концентрации C этого вещества в растворе, что определяется **законом Бэра**:

$$k = K_\lambda \cdot C, \quad (4)$$

где K_λ - показатель поглощения света на единицу концентрации C вещества (зависит от природы растворенного вещества и от длины волны падающего света).

Поэтому поглощение света окрашенными растворами описывает уравнение, известное как **Закон Бугера – Ламберта - Бэра**:

$$I_d = I_0 \cdot e^{-K_\lambda C d},$$

где I_d – интенсивность света, прошедшего через раствор; I_0 – интенсивность света, падающего на раствор; e – основание натурального логарифма; C – концентрация раствора; d – толщина слоя раствора,

$$\text{или } I_d = I_0 \cdot 10^{-k'_\lambda C d}, \text{ где } k'_\lambda \approx 0,43K_\lambda.$$

График изменения интенсивности света I_d в зависимости от толщины слоя среды d , через которую проходит свет, показан на рис. 2 (экспоненциальная кривая).

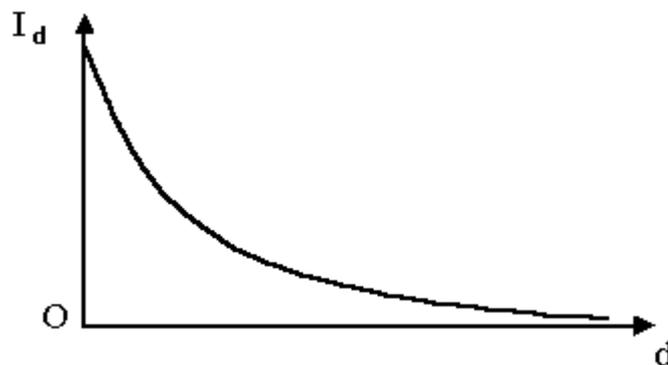


Рис. 2. Зависимость интенсивности светового потока I_d , прошедшего через раствор, от толщины d слоя среды.

Для характеристики поглощения света в объекте применяют показатели:

- **Коэффициент пропускания τ** , равный отношению интенсивности I_d потока, проходящего через объект, к интенсивности I_0 светового потока, падающего на него:

$$\tau = \frac{I_d}{I_0}. \quad (5)$$

- **Оптическая плотность (экстинкция) D** , равная десятичному логарифму отношения I_0 света, падающего на объект, к интенсивности I_d света, прошедшего через него:

$$D = \lg \frac{I_0}{I_d} = \lg \frac{1}{\tau} = \lg \frac{I_0}{I_0 \cdot 10^{-k'_\lambda cd}} = \lg \frac{1}{10^{-k'_\lambda cd}} = \lg 1 - \lg 10^{-k'_\lambda cd} = k'_\lambda Cd. \quad (6)$$

КОНЦЕНТРАЦИОННЫЙ КОЛОРИМЕТРИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ

Пусть интенсивность I_0 падающего светового потока, длина λ световой волны, природа вещества и толщина d слоя раствора будут в эксперименте постоянными, а изменяются только концентрации растворов. Тогда, согласно закону Бугера-Ламберта-Бэра, между интенсивностью I_d света, прошедшего через раствор, и концентрацией C раствора будет иметь место функциональная зависимость:

$$I_d = f(C),$$

при этом каждому значению концентрации вещества в растворе будет соответствовать определенная интенсивность прошедшего через раствор светового потока. Этот эффект и является основой **концентрационного колориметрического анализа** – определения концентрации окрашенных растворов по поглощению света этими растворами.

Для изучения оптических характеристик (коэффициента про-

пускания, оптической плотности) окрашенных растворов используют фотоэлектроколориметр (ФЭК). Оптическая схема прибора дана на рис. 3.

Световой поток от источника (1) света падает на призму (2), которая делит пучок на два равных световых потока. Сфокусированные с помощью линз (3) лучи отражаются зеркалами (4) и идут двумя параллельными потоками через светофильтры (5) и кюветы (6) на фотоэлементы (7). Последние соединяются с чувствительным микроамперметром (8) так, чтобы при одинаковой освещенности фотоэлементов стрелка прибора устанавливалась на нулевом делении.

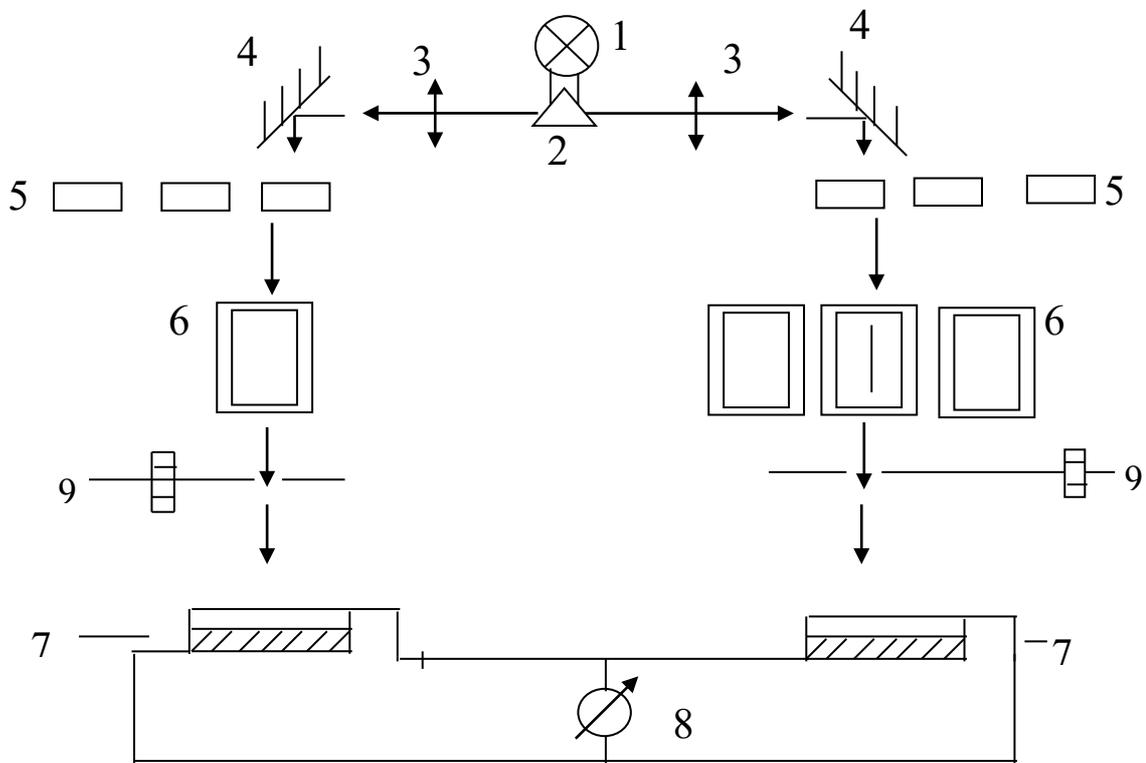


Рис. 3. Оптическая схема фотоэлектроколориметра.

Для калиброванного изменения световых потоков используют регулируемые диафрагмы (9), управляемые с помощью измерительных барабанов. На барабанах нанесены две шкалы:

- **черная шкала** показывает значения коэффициента пропускания в процентах (при полностью открытой диафрагме – «100», а при

закрытой – «0»);

- **красная шкала** отмечает значения оптической плотности D (соответственно “0” и “ ∞ ”).

Принцип выполнения измерений основан на сравнении световых потоков, проходящих через исследуемый раствор и растворитель.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Работа с прибором МКМФ-1

Подготовка прибора к работе

1. Включите прибор в сеть.
2. Установите в гнездо для рабочих светофильтров фильтр, соответствующий оптическим свойствам вещества, с которыми производятся измерения.
3. Наполните кювету дистиллированной водой. **ВНИМАНИЕ:** кювету держать только за матовую поверхность, ни в коем случае не прикасаться к прозрачным граням кюветы.
4. Установите кювету в кюветное отделение.
5. В гнездо для установки контрольных светофильтров поместите заглушку для перекрывания светового потока.
6. Закройте крышку кюветного отделения.
7. Включите кнопку СЕТЬ. При этом должен засветиться светоизлучающий диод.
8. Дайте прогреться прибору 10 минут.

Настройка прибора

1. Вращением ручки УСТАНОВКА НУЛЯ «Т» добейтесь совпадения стрелки микроамперметра прибора с нулевой отметкой шкалы коэффициентов пропускания «Т», совпадение контролируйте так, чтобы положение стрелки совместилось с зеркальным отражением и штрихом нулевой отметки.
2. Откройте крышку кюветного отделения и выньте заглушку.

3. Закройте крышку кюветного отделения.
4. Вращение ручки УСТАНОВКА 100% «Т» добейтесь совпадения стрелки микроамперметра с отметкой «100» шкалы коэффициентов пропускания, эта же отметка соответствует величине 0 по шкале оптической плотности.
5. Откройте крышку кюветного отделения, достаньте кювету, вылейте воду.
6. Заполните кювету исследуемым раствором, установите её в кюветное отделение и закройте крышку.
7. Снимите отсчёт со шкалы коэффициентов пропускания или оптической плотности (при совмещении положения стрелки и её зеркального изображения) и запишите его.
8. (При выполнении работы необходимо повторять измерения для каждого раствора не менее 4-х раз.)

Завершающий этап.

1. Вылейте из кюветы исследуемый раствор и ополосните её дистиллированной водой.
2. Кювету поместите в предназначенное для неё место.
3. Крышку кюветной камеры закройте.
4. Выключите прибор нажатием кнопки СЕТЬ (индикаторный диод должен погаснуть).

Работа с прибором ФЭК - 56 М

1. Включите прибор в сеть.
2. Установите необходимый светофильтр.
3. Закройте шторкой (рычаг в верхней части прибора) свет от источника и установите теневой ток (ручка «нуль» на левой боковой поверхности) по шкале микроамперметра на нулевое деление.
4. Полностью откройте обе диафрагмы (установив барабаны на «0» по красной шкале).
5. Установите в левое плечо прибора кювету с растворителем, а в правое – с исследуемым раствором.

6. Откройте шторку и с помощью левого барабана установите стрелку микроамперметра на «0». В результате будут уравнены световые потоки, идущие на фотоэлемент. Показания левого барабана позволяют судить о степени поглощения света веществом, однако в силу различия свойств фотоэлементов эти значения будут приближёнными. Для повышения точности измерений необходимо выполнить следующие дополнительные операции.
7. Смените в правом плече прибора кювету с раствором на кювету с растворителем. Так как растворитель поглощает меньше, чем исследуемый раствор, то стрелка гальванометра отклонится от нулевого деления.
8. Правым барабаном установите стрелку микроамперметра на «0» (в этом случае диафрагма правого барабана будет задерживать то же количество светового потока, что и вещество в исследуемом растворе.)
9. По красной шкале правого барабана определите оптическую плотность исследуемого раствора. (При выполнении работы необходимо повторять измерения для каждого раствора (операции 3-9) не менее 4-х раз.)
10. Определите оптическую плотность растворов с известной концентрацией, данные занесите в следующую таблицу.

Концентрация раствора (С,%)	D ₁	D ₂	D ₃	D ₄	D _{ср}
0					
10					
20					
30					
40					
50					
X					

11. Постройте график $D = f(C)$.

12. С помощью графика определите неизвестную концентрацию раствора.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какое явление называют поглощением света?
2. Сформулируйте законы Бугера, Бэра и Бугера– Ламберта – Бэра.
3. Что характеризует коэффициент пропускания?
4. По какой формуле его определяют?
5. В каких пределах могут изменяться его численные значения?
6. Напишите формулу определения оптической плотности.
7. В каком интервале принимает численные значения этот параметр?
8. Укажите связь оптической плотности и коэффициента пропускания.
9. Что называется колориметрическим анализом?
10. Начертите оптическую схему фотоэлектроколориметра и объясните принцип его работы.
11. Объясните роль светофильтра в приборе, его необходимость.
12. Рассмотрите ход выполнения измерений с помощью фотоэлектроколориметра.
13. Расскажите о применении фотоколориметрического анализа в медико – биологических исследованиях.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. –С. 530-534
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. –С. 516 –518, 521- 524.
3. Ремизов А.Н. Курс физики, электроники и кибернетики для медицинских институтов. –М.: Высшая школа, 1982. – С. 351-354.

4. Ливенцев Н.М. Курс физики. –М.: Высшая школа, 1978. –Т.1. – С. 236-241. - Т.2. – С. 17-20.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 236-342.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №10

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЛИНЫ ВОЛНЫ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ ДИФРАКЦИОННОЙ РЕШЕТКИ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучить принцип действия газового лазера.
2. Определить длину волны лазера и энергию кванта излучения с помощью дифракционной решетки.

ОБОРУДОВАНИЕ:

лазер, оптическая скамья, дифракционная решетка, линейка, экран-линейка, тригонометрические таблицы.

ЛАЗЕРЫ В МЕДИЦИНЕ

Лазерное излучение широко используется в различных областях современной медицины. Это определяется преимуществами его применения по сравнению с традиционными подходами:

- в хирургии: высокая мощность излучения, фокусирование энергии на малом участке поверхности дают возможность выполнения рассечения тканей с минимальной кровопотерей, а также позволяют с помощью световодов выполнять рассечение тканей в труднодоступных областях;
- в офтальмологии: проникновение через прозрачные среды глаза делает доступной операцию приваривания сетчатки при её отслойке, лечение мягких катаракт, а также глаукомы, превращая последнюю операцию, из трудно переносимой, в амбулаторную манипуляцию;
- в терапии: когерентность и высокая степень поляризации излучения активизирует в тканях восстановительные процессы. При этом лазерное излучение оказывает воздействие как на поражённые участки поверхности тела, так и на отдельные ткани, органы, включая внутрисосудистое

облучение крови пациента;

- в стоматологии: ювелирная обработка материалов при изготовлении ортопедических конструкций, лечение стоматитов и др.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Оптические квантовые генераторы (лазеры) основаны на генерации и усилении света с помощью вынужденного (индуцированного) излучения. *Индукцированным* называется такое излучение электромагнитных волн, которое возникает при переходе атома из возбужденного состояния в основное под действием внешнего излучения. Рассмотрим, чем отличается вынужденное излучение от спонтанного.

Если атом находится в возбужденном состоянии, то такое состояние неустойчиво. Через очень короткое время (10^{-8} с) атом перейдет в состояние с меньшей энергией (рис 1). При этом излучается квант энергии $h\nu$. Такое излучение называют *спонтанным* (самопроизвольным).

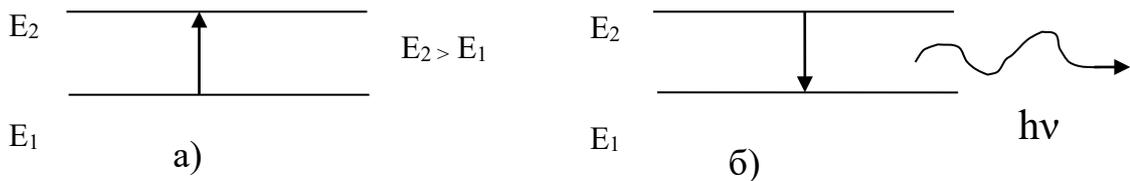


Рис. 1. Схема возникновения спонтанного излучения (а – возбуждение атома, б – излучение).

Кванты спонтанного излучения несогласованы между собой, поэтому будут отличаться друг от друга длиной волны, направлением, фазой колебаний, плоскостью поляризации.

Излучение обычных источников света (ламп накаливания, газоразрядных ламп и т.д.) возникает за счёт актов спонтанного испускания квантов возбужденными атомами. Поэтому оно является

немонохроматическим, неполяризованным, некогерентным.

У некоторых веществ имеются энергетические уровни, на которых возбуждённые атомы задерживаются до 10^{-4} с. Такие уровни называют *метастабильными*. Если на такой возбужденный атом подействовать фотоном с энергией (E_{Φ}), равной разнице энергий между уровнем (E_2), на котором находится атом и уровнем (E_1), на который он переходит:

$$E_{\Phi} = E_2 - E_1, \quad (1)$$

то произойдет *вынужденный* переход и излучается фотон, неотличимый от первичного, вызвавшего это излучение. В этом случае от атома будут распространяться уже два фотона, имеющие строго определенные свойства (заданные первичным квантом)

- фиксированная длина волны.
- фиксированное направление излучения.
- фиксированная фаза колебаний.
- фиксированное положение плоскости поляризации.
- фиксированное время излучения.

Такое излучение называют *индуцированным* (вынужденным) (рис.2).

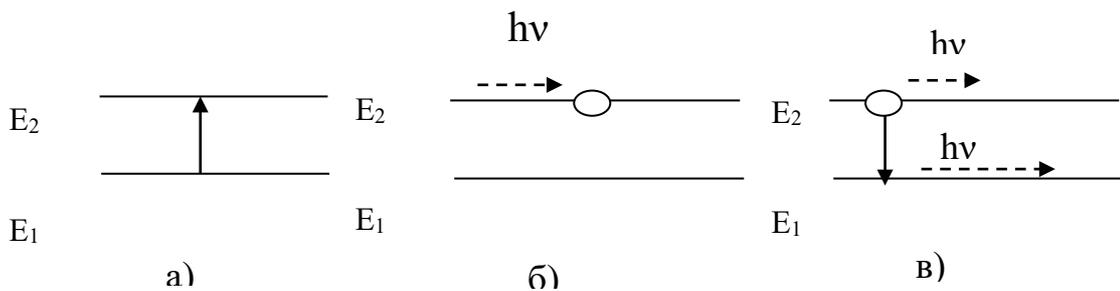


Рис. 2. Схема получения индуцированного излучения (а – возбуждение атома, б – действие кванта индуцированного излучения, в – вынужденное излучение).

В обычных условиях количество невозбужденных атомов в веществе значительно больше, чем возбужденных. Поэтому пре-

обладает процесс поглощения. Для достижения эффекта усиления света (индуцированного излучения) необходимо изменить распределение атомов облучаемого вещества по энергетическим уровням так, чтобы на уровнях с более высокой энергией концентрация электронов была больше, чем на нижних. Такое состояние называется *инверсной населённостью*.

Рассмотрим работу *оптического квантового генератора* на примере гелий-неонового лазера (He-Ne- лазера). Для получения индуцированного излучения используют возбуждение смеси газов гелия и неона. Парциальное давление гелия 1 мм рт. ст., неона – 0,1 мм рт. ст.

Атомы неона являются излучающими (рабочими), атомы гелия необходимы для создания инверсной населенности. На рис.3 показаны энергетические уровни атомов неона и гелия.

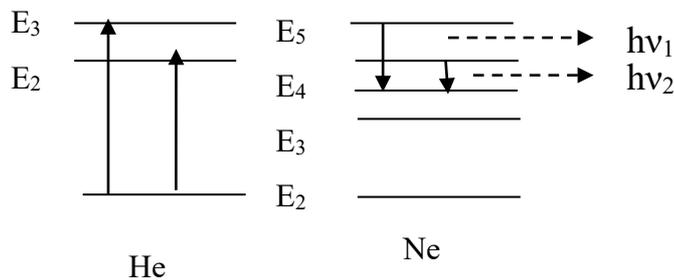


Рис. 3. Энергетические уровни атомов гелия и неона.

При электрическом разряде возбуждаются атомы гелия и переходят в состояние 2 или 3. Эти энергетические уровни гелия близки к метастабильным уровням 4 или 5 неона. Соударяясь с атомами неона, атомы гелия передают им свою энергию, возбуждают атомы неона и они переходят на уровни 4 и 5. Это создает инверсию населенности атома неона. Без атомов гелия этого достичь невозможно, т.к. переходы с основного уровня на метастабильные для атомов Ne практически запрещены. Рассмотрим основные элементы He- Ne – лазера (рис.4).

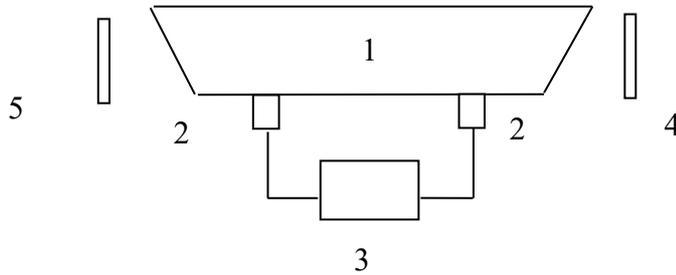


Рис. 4. Схема He- Ne лазера (1- газоразрядная трубка с гелием и неоном, 2 – электроды, 3 – источник питания, 4,5 –прозрачное и полупрозрачное зеркала).

Смесь газов гелия и неона помещают в стеклянной трубке (1). Для создания в трубке электрического разряда в нее введены электроды (2), подключенные к источнику питания (3). Трубка помещается в резонатор, состоящий из двух зеркал – непрозрачного (5) и полупрозрачного (4). Зеркала имеют многослойное диэлектрическое покрытие. Коэффициент отражения зеркал 98-99%. Коэффициент пропускания света передним зеркалом около 2%, другим – 0,1%.

После подачи на электроды рабочего напряжения (1500 В) в трубке создается активная среда, состоящая из атомов неона с инверсной населенностью. Отдельные атомы неона могут спонтанно переходить из состояния E_4 и E_5 в состояние E_3 . Излученные при этом фотоны действуют на соседние возбужденные атомы неона и вызывают индуцированное излучение. Если направление этих первичных фотонов не совпадает с осью трубки, то они излучаются через боковую поверхность и не участвуют в создании основного излучения лазера.

Если первичные фотоны будут направлены вдоль оси трубки, то, многократно отражаясь от зеркал, они все более полно аккумулируют в создаваемом индуцированном излучении энергию, запасенную возбужденными атомами неона в трубке (рис. 5).

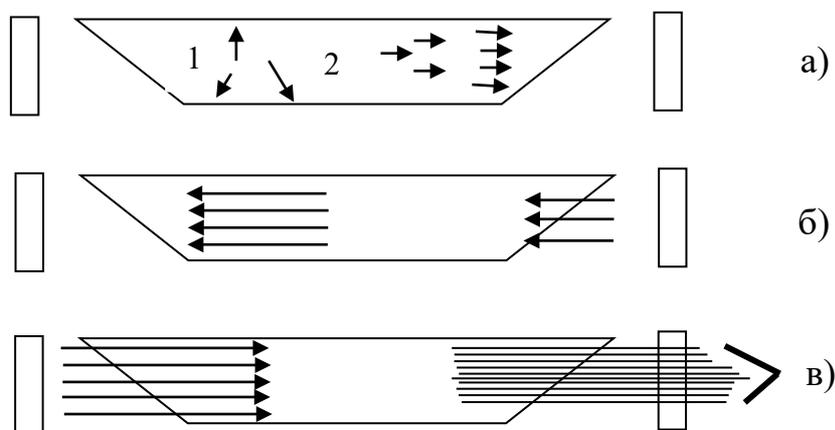


Рис. 5. Генерация излучения в оптическом резонаторе лазера:
а – возникновение индуцированного излучения (1- первичные кванты спонтанного излучения, не участвующие в создании основного потока; 2 –первичный квант, определяющий свойства лазерного излучения); б – усиление индуцированного излучения; в – испускание индуцированного излучения.

Отметим *основные свойства лазерного излучения*:

- - монохроматичность,
- - когерентность,
- - поляризованность,
- - малая расходимость пучка.

Первые три свойства определяются механизмом индуцированного излучения, а последнее – работой оптического резонатора (кванты, имеющие направления под углом к оси трубки, отклоняются зеркалами и выводятся через боковую поверхность трубки, не входя в основное излучение, расстояние между зеркалами резонатора устанавливается кратным длине волны генерируемого излучения). Эти свойства обуславливают широкое применение лазеров в медицине.

При прохождении света в веществе наблюдаются явления интерференции и дифракции. Рассмотрим условия, при котором они возникают, а также теорию этих процессов.

В оптически однородной среде свет распространяется прямолинейно. Если же на пути света окажется или непрозрачный предмет, или узкая щель, размеры которой будут соизмеримы с длиной световой волны, то произойдет отклонение света от прямолинейного распространения (огибание светом преграды, отклонение луча в область ее тени). Это явление называется *дифракцией* света.

Явление дифракции используется в дифракционной решетке, которая применяется в спектральных приборах (спектрофотометр, спектрофлуориметр и др.), используемых в медико-биологических исследованиях. Дифракционная решетка представляет собой ряд прозрачных щелей, разделенных одинаковыми непрозрачными промежутками – штрихами (рис. 6).

Основной характеристикой дифракционной решетки является ее период d , равный суммарной ширине щели (a) и штриха (b). Например, если на 1мм решетки нанесено 100 штрихов, то ее период равен 0,01 мм.

Если на решетку падает плоская монохроматическая волна, то по принципу Гюйгенса-Френеля во всех щелях образуются вторичные когерентные волны и происходит дифракция. В фокальной плоскости линзы L , расположенной позади решетки, будет происходить интерференция лучей, прошедших через щели решетки и отклонившихся на один угол (напомним, что линза собирает параллельные потоки лучей). Результирующая картина, наблюдаемая на экране \mathcal{E} , состоит из множества минимумов (гашения лучей при интерференции) и максимумов (усиления световых потоков при интерференции), различных по интенсивности. Максимумы, которые образуются в результате интерференции лучей, отклонившихся на один и тот же угол от разных щелей, и разность хода которых кратна длине волны называются *главными*.

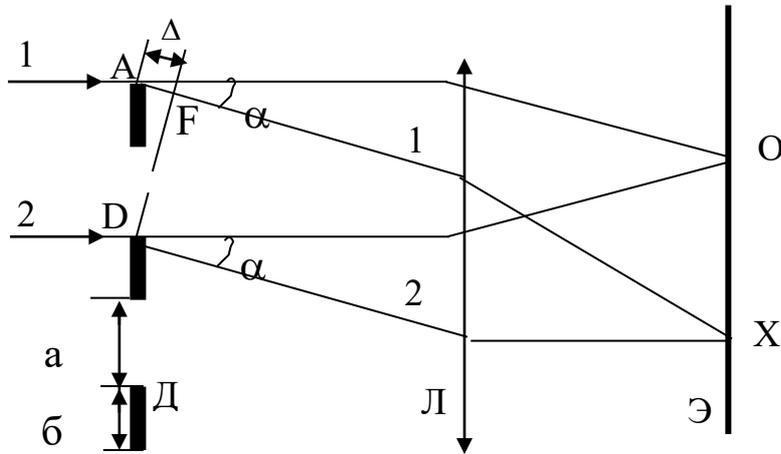


Рис. 6. Ход лучей в дифракционной решетке (Д – решетка, Л – линза, Э – экран, а – ширина щели, б – ширина штриха, α - угол дифракции, Δ - разность хода лучей).

Наблюдаемая в точке X (рис.6) картина будет зависеть от величины разности хода Δ между лучами 1 и 2, дифрагирующими от щелей под углом α . Из $\triangle AFD$ находим:

$$AF = d \cdot \sin \alpha, \quad (2)$$

где d - период решетки.

Если в точке X наблюдается максимум, то по условию интерференционного максимума:

$$d \cdot \sin \alpha = \pm k \lambda, \quad (3)$$

где $k = 0, 1, 2, \dots$ (порядковый номер максимума); λ - длина световой волны.

Эта формула, определяющая условие возникновения главных интерференционных максимумов, получила название **основной формулы дифракционной решетки**.

При дифракции света от совокупности многих параллельных щелей, создаётся такая же дифракционная картина, как и в случае двух щелей. Только максимумы получаются более яркими и узкими. Поэтому формула (3) остаётся справедливой и в случае дифракции от многих щелей. Преобразуя эту формулу относительно λ , получим

$$\lambda = \frac{d \cdot \sin \alpha}{k}. \quad (4)$$

Таким образом, зная период решетки d , порядок максимума k и угол дифракции α , можно найти длину волны λ .

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Для выполнения лабораторной работы используется оптическая система, содержащая гелий-неоновый лазер, дифракционную решетку и экран-линейку, фиксируемые на оптической скамье. Ход лучей при дифракции лазерного луча на решётке дан на рис. 7.

Задание1. Подготовка установки к работе.

1. Установите на оптической скамье дифракционную решетку и экран-линейку перпендикулярно оси лазера.
2. Включите лазер.
3. Установите экран так, чтобы луч лазера, пройдя через дифракционную решетку, образовал максимум нулевого порядка на нулевой отметке шкалы, а расстояние между главными максимумами составило не менее 2-3см.

Задание2. Определение длины волны лазерного излучения.

1. Измерьте расстояние R , L согласно рис. 7.

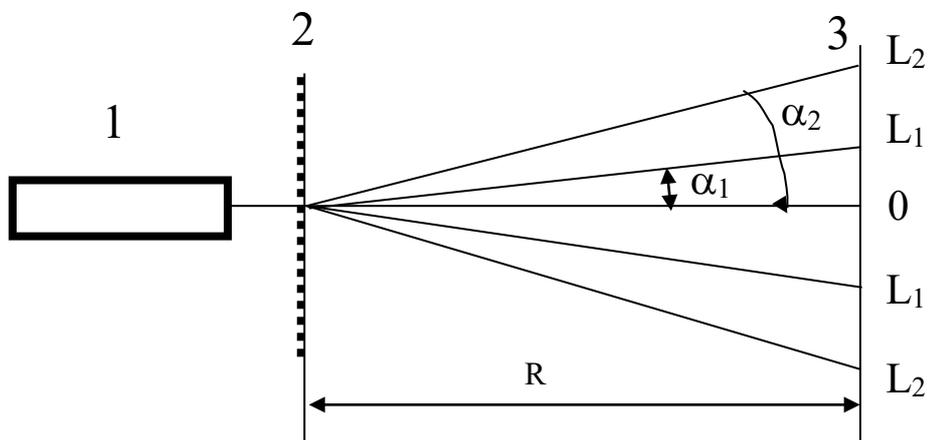


Рис. 7. Схема образования дифракционной картины (1 – лазер, 2 – дифракционная решетка, 3 – экран-линейка, R – расстояние

между решеткой и экраном, O – положение главного максимума нулевого порядка, L – расстояние между выбранным максимумом и максимумом нулевого порядка, α - угол дифракции для выбранного максимума)

2. Вычислите $\operatorname{tg}\alpha$ по формуле:

$$\operatorname{tg}\alpha = \frac{L}{R}. \quad (5)$$

3. Найдите по тригонометрической таблице тангенсов значение угла дифракции для выбранного максимума.

4. Определите по тригонометрической таблице синусов значение $\sin \alpha$.

5. Вычислите длину волны по формуле (4).

6. Полученные данные (п.п.4 – 8) занесите в таблицу. Повторите измерения при разных значениях R , L (не менее 4-х раз).

NN	R, мм	L, мм	k	tg α	sin α	λ , м
1.						
2.						
3.						
4.						

7. Вычислите среднее значение длины волны лазерного излучения и рассчитайте среднее квадратическое отклонение ($\langle \lambda \rangle \pm \sigma$).

Задание3. Определение энергии кванта лазерного излучения.

Определите энергию излучения лазера E по формуле:

$$E = h\nu = \frac{h \cdot c}{\lambda}, \quad (6)$$

где $h = 6,62 \cdot 10^{-34}$ Дж \cdot с – постоянная Планка; $c = 3 \cdot 10^8$ м/с –

скорость света; λ - длина волны, м.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какое излучение называется спонтанным, индуцированным?
2. Объясните устройство и принцип действия гелий-неонового лазера.
3. Перечислите и объясните свойства лазерного излучения.
4. Расскажите о дифракции света на дифракционной решетке.
5. Выведите основную формулу дифракционной решетки.
6. Расскажите о применении лазеров в медицине.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т. Максютин Г.В., Островерхов П.Н. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982, – С. 229-233.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Т.1. – С. 224-226. – Т.2. –С.32-34, 36-43.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С.432-438, 550-553.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 11

ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ АППАРАТА ДЛЯ ГАЛЬВАНИЗАЦИИ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с устройством и принципом работы аппарата для гальванизации.
2. Определить характеристики основных элементов электрической схемы аппарата для гальванизации.

ОБОРУДОВАНИЕ:

аппарат для гальванизации, электронный осциллограф.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

В медицинской практике широко применяется действие постоянного тока. С помощью гальванизации оказывают воздействие как на отдельные органы (печень, сердце, щитовидная железа и т.д.), так и на весь организм. Например, гальванизация «воротничковой области» через раздражение шейных симпатических узлов вызывает стимуляцию сердечно-сосудистой системы, улучшение обменных процессов. Поэтому метод применяют при лечении широкого круга заболеваний:

- периферической нервной системы;
- центральной нервной системы;
- гипертонической и язвенной болезни;
- в стоматологии – при нарушении трофики или воспалении тканей в полости рта и т.д.

Часто гальванизацию совмещают с введением в ткани организма лекарственных веществ, диссоциирующих в растворах на ионы. Эта процедура называется *лечебным электрофорезом* или электрофорезом лекарственных веществ. Электролечение постоянным током и введение лекарственных препаратов в ткани организ-

ма проводится с помощью аппарата для гальванизации.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Лечебный метод, при котором используется действие на ткани организма постоянного тока малой величины (до 50 миллиампер) называется *гальванизацией*.

Для проведения процедур гальванизации и лечебного электрофореза необходим источник постоянного напряжения, снабженный потенциометром для регулирования силы тока при различных процедурах и измерительным прибором. В качестве такого источника, как правило, используется полупроводниковый выпрямитель переменного тока осветительной сети. Принципиальная электрическая схема аппарата для гальванизации (рис.1) содержит трансформатор 3, выпрямитель 5 на двух диодах, сглаживающий фильтр из двух резисторов 7 и трех конденсаторов 6, регулировочный потенциометр 8 и миллиамперметр 9 с шунтом и переключателем 10 для измерения тока в цепи больного.

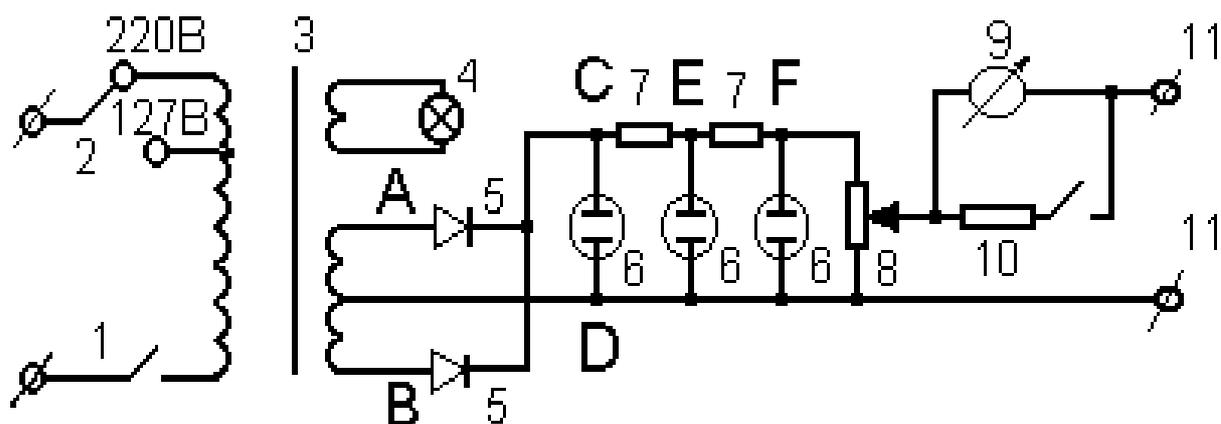


Рис. 1. Электрическая схема аппарата для гальванизации.

(1 – сетевой выключатель, 2 – переключатель напряжения сети, 3 – трансформатор, 4 – индикаторная лампа, 5 – диоды, 6 – конденсаторы, 7 – резисторы, 8 – регулировочный потенциометр, 9 – миллиамперметр, 10 – шунт миллиамперметра, 11 – клеммы выходного напряжения).

Трансформатор в аппарате для гальванизации понижает напряжение от сети (АВ, рис. 1). Кроме этого, его наличие обязательно для безопасности больного (З, рис. 1). Индуктивная связь между первичной и вторичной обмотками трансформатора исключает возможность непосредственного соединения между цепью, содержащей электроды, наложенные на тело больного, и сетью переменного напряжения, к которой подключен аппарат. В противном случае при некоторых условиях (например, при случайном заземлении больного) может произойти электротравма.

Выпрямление переменного тока (преобразование его в постоянный) осуществляется с помощью полупроводниковых диодов (5, рис.1). Полупроводники – это твердые кристаллические вещества, электропроводность которых имеет промежуточное значение между электропроводностью проводников и диэлектриков. Электропроводность полупроводников сильно зависит от внешних условий (температура, освещенность, внешние электрические поля, ионизирующие излучения и т.д.). Так, при очень низкой температуре, близкой к абсолютному нулю ($-273\text{ }^{\circ}\text{C}$), полупроводники ведут себя как диэлектрики, в отличие от большинства проводников, переходящих в сверхпроводящее состояние. С повышением температуры сопротивление проводников электрическому току увеличивается, а сопротивление полупроводников уменьшается.

Даже при комнатной температуре электропроводность чистого полупроводника, называемая собственной, мала, что является следствием хаотически образующихся дырок (вакантных мест в атомах решетки) и свободных электронов (основных носителей заряда) почти в равных количествах. При добавлении ничтожной доли примеси в чистый полупроводник его электропроводность значительно повышается.

Действие полупроводникового диода основано на явлении образования контактной разности потенциалов в зоне соединения двух полупроводников с различным типом проводимости:

- полупроводника n-типа (основными носителями зарядов являются электроны);
- полупроводника p-типа (основными носителями зарядов являются дырки).

Полупроводники n- и p-типа можно получить с помощью примесей. Например, при введении в германий (Ge) примесных атомов мышьяка, имеющих пять электронов валентного слоя (As), каждый атом примеси замещает атом германия. Четыре электрона примесного атома образуют ковалентные связи с валентными электронами соседних атомов германия, а пятый электрон остается свободным и может стать носителем тока. Примеси, имеющие большую, по сравнению с основным элементом валентность, называются донорами, так как они вносят в кристалл избыточные электроны, а кристаллы с такого рода примесными атомами называются кристаллами n-типа. Под действием внешнего постоянного поля свободные электроны будут перемещаться по направлению к положительному электроду.

Если в чистый германий вводятся атомы примеси с тремя электронами валентного слоя, например, атомы индия, атом примеси замещает атом в кристаллической решетке германия. Для образования полной ковалентной связи атом примеси занимает четвертый электрон у любого из соседних атомов германия. При этом происходит нарушение одной из ковалентных связей соседнего атома. Незаполненная ковалентная связь называется дыркой; она обладает свойством электрона с положительным зарядом. Примеси меньшей валентности называются акцепторами. Германий, содержащий атомы акцептора, является кристаллом p-типа. Приложение постоянного поля к кристаллу p-типа заставляет дырки перемещаться к отрицательному электроду. В отношении прохождения тока поток дырок от положительного электрода к отрицательному оказывает то же самое действие, что и поток электронов от отрицательного электрода к положительному.

Контакт полупроводников р- и n-типа называется электронно-дырочным переходом.

В зоне контакта этих полупроводников дырки и электроны концентрируются в стороне от перехода (рис. 2). Это объясняется почти полной неподвижностью атомов-доноров и атомов-акцепторов в решетке кристалла по сравнению с подвижностью дырок и электронов. Действие суммарного заряда атомов-доноров проявляется в отталкивании дырок влево от р-n перехода, а суммарный заряд атомов-акцепторов воздействует на электроны так, что они отталкиваются от р-n перехода вправо. При этом образуется так называемый потенциальный барьер, препятствующий перетеканию дырок и электронов. Таким образом, пограничный слой приобретает очень большое сопротивление для электронов в направлении n-p и дырок в направлении р-n и называется запирающим слоем.

Фактически этот слой действует как маленькая батарея с напряженностью поля E' (показано на рис. 2 пунктиром). В целях использования р-n перехода для выпрямления внешняя батарея присоединяется так, чтобы или помогать или препятствовать действию батареи, эквивалентной потенциальному барьеру.

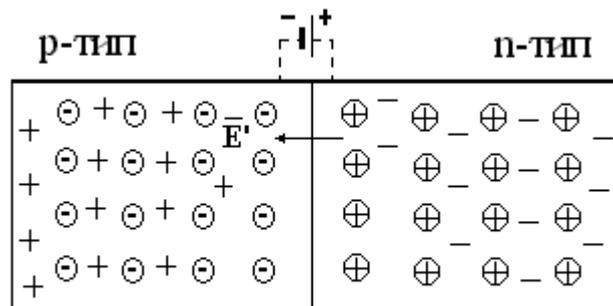


Рис. 2. Образование контактной разности потенциалов.
 (⊖ – акцепторы, «+» – дырки, ⊕ – доноры, «-» – электроны)

Кроме основных носителей зарядов в полупроводниках имеются неосновные носители зарядов:

- в полупроводнике р-типа – электроны;

- в полупроводнике n-типа – дырки.

Их содержание в полупроводниках очень мало. Однако важно отметить, что контактная разность потенциалов, препятствуя переходу между полупроводниками основных носителей зарядов, в то же время способствует передвижению неосновных носителей зарядов через p-n – переход.

Если присоединить к полупроводнику p-типа положительный, а к полупроводнику n-типа – отрицательный полюс источника напряжения (рис. 3а), то напряженность внешнего поля E , направленная противоположно напряженности E' , будет перемещать основные носители зарядов в каждом из полупроводников по направлению к контактному слою. Их концентрация в области контакта значительно возрастает и электропроводность слоя восстанавливается. В результате, запирающий слой уменьшается, а его сопротивление падает. Электрический ток в данном направлении обеспечивают основные носители зарядов. Это направление в p-n – переходе называется прямым или пропускным.

Если изменить полярность приложенного внешнего напряжения (рис. 3б), тогда напряженность внешнего поля E , совпадающая по направлению с напряженностью E' , будет вызывать в каждом из полупроводников движение основных носителей зарядов от контактного слоя в противоположных направлениях. Запирающий слой расширится и его сопротивление значительно возрастет. Ток через контакт резко уменьшится. Он будет осуществляться движением только неосновных носителей зарядов, концентрация которых в полупроводниках весьма мала. Такое направление в p-n – переходе называют запирающим.

На данном принципе основана работа полупроводникового диода. Если к полупроводниковому диоду последовательно подсоединить сопротивление нагрузки (например, биологические ткани) и приложить к ним переменное напряжение, то через сопротивление нагрузки ток будет проходить только в одном направлении. Та-

кое преобразование называют выпрямлением переменного тока.

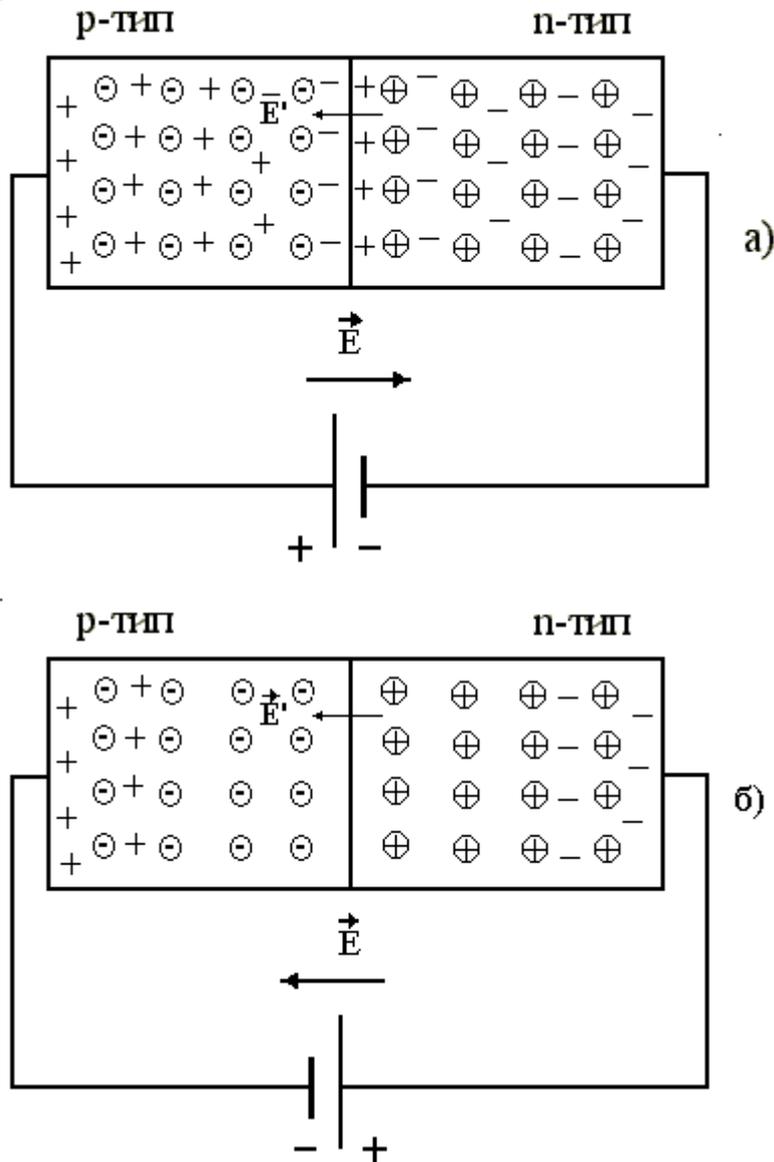


Рис. 3. Прохождение тока в цепи, содержащей электронно–дырочный переход (а – режим пропускания, б – режим запирания).

Токвый режим для р-п – перехода при подключении внешнего источника ЭДС к полупроводниковому диоду отражен на рис. 4.

- при положительном значении напряжения (режим пропускания) ток резко возрастает;
- при отрицательном значении напряжения (режим запирания) ток изменяется очень медленно, вплоть до напряжения пробоя $U_{пр}$ диода и потери им выпрями-

ТЕЛЬНЫХ СВОЙСТВ.

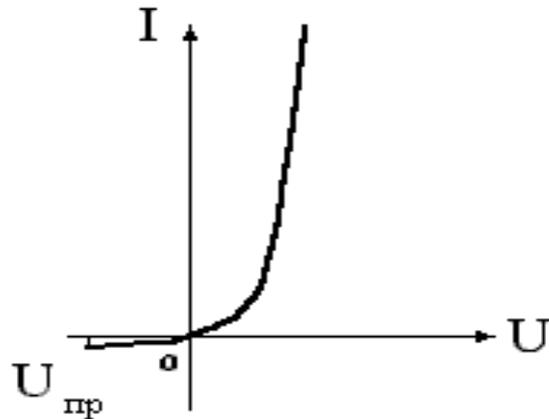


Рис. 4. Вольт–амперная характеристика полупроводникового диода.

График переменного напряжения имеет вид синусоиды (рис. 5а). Если его пропустить через один диод, то, благодаря односторонней проводимости, на выходе сигнал примет вид, представленный на рисунке 5б.

В аппарате для гальванизации используются два полупроводниковых диода (5, рис. 1), подключенных к выводам А и В вторичной обмотки трансформатора (3). Когда потенциал точки А выше, чем потенциал точки В, ток течет через верхний диод. Нижний диод в это время заперт. В следующую половину периода, когда потенциал точки В выше, чем потенциал точки А, ток пойдет через нижний диод. В результате в точке С значение потенциала не будет принимать отрицательных величин (относительно точки D) и при подключении к этим точкам внешней нагрузки ток потечет только в одном направлении. Таким образом, получается двухполупериодное выпрямление переменного напряжения (рис. 5в).

Для сглаживания пульсаций напряжения применяется электрический фильтр, состоящий из одного конденсатора, или из конденсаторов и резисторов (6,7 на рис. 1), или другие виды фильтров.

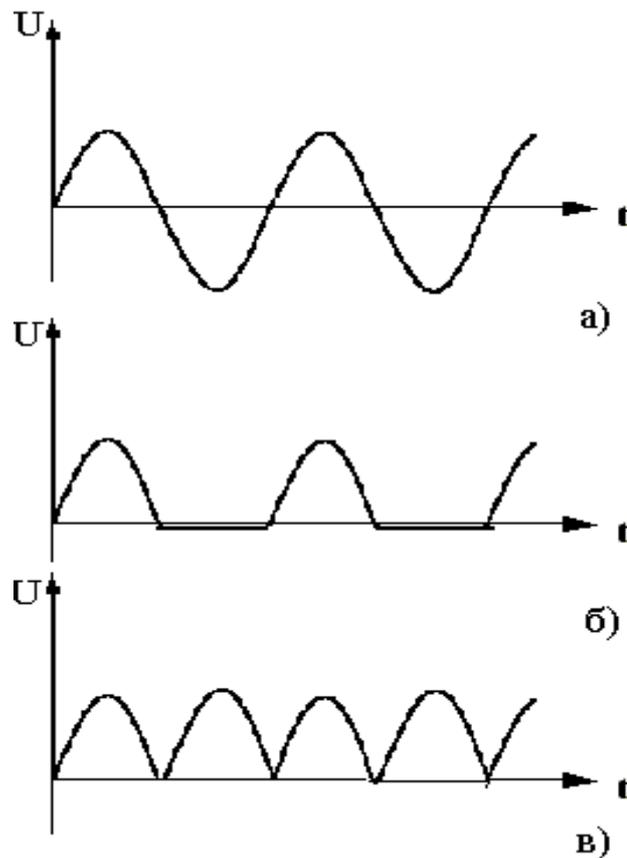


Рис. 5. Графики зависимости от времени: а) переменного напряжения, б) напряжения, выпрямленного на одном диоде, в) напряжения, выпрямленного на двух диодах.

В основе действия RC фильтра лежит зависимость электрического сопротивления емкости X_C от частоты ω :

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C} . \quad (1)$$

При подборе элементов необходимо выполнять условие:

$$X_C \ll R . \quad (2)$$

Во время возрастания пульсирующего напряжения конденсатор (б) фильтра заряжается (заряд его растет до момента достижения этим напряжением максимальной величины). В паузах между импульсами напряжения конденсаторы разряжаются на нагрузку (8, рис. 1), создавая ток разряда, текущий в направлении, совпадаю-

щем с направлением пульсирующего напряжения. В результате выходное напряжение принимает сглаженную форму (рис. 6).

Регулирование величины напряжения, подаваемого через электроды к пациенту, выполняют с помощью потенциометра (8, рис. 1): максимальное напряжение на выходе прибора будет при верхнем положении подвижного контакта, а нулевое значение – при нижнем положении.

При выполнении процедур необходим контроль величины тока, проходящего через пациента. Его выполняют с помощью миллиамперметра (9, рис.1). Подключение шунта (10, рис. 1) позволяет увеличить масштаб шкалы миллиамперметра.

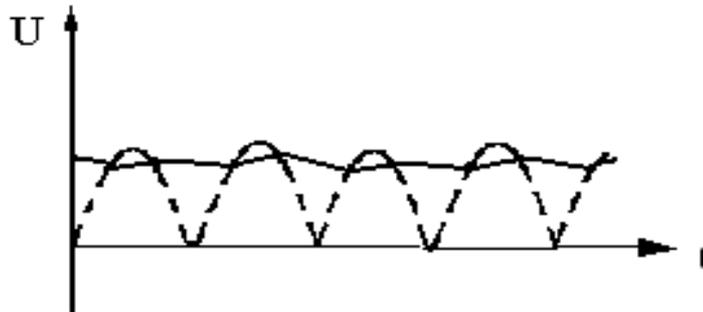


Рис. 6. График сигнала после прохождения электрического фильтра (пунктиром указан пульсирующий входной сигнал).

Ток подается на пациента с помощью электродов, под которые помещают прокладки, смоченные водой или физиологическим раствором. Это необходимо для устранения эффекта «прижигания» тканей под электродами продуктами электролиза. Действительно, в живых тканях организма содержатся продукты электролиза хлористого натрия – ионы Na^+ и Cl^- . При взаимодействии на поверхности кожи с присутствующими в жидкой фазе ионами воды (H^+ , OH^-), они образуют под отрицательным электродом щелочь NaOH , а под положительным электродом – соляную кислоту HCl . Поэтому во всех случаях применения постоянного тока нельзя накладывать металлические электроды непосредственно на поверхность тела.

Ткани организма состоят из клеток, омываемых тканевой жидкостью. Такая система представляет собой две среды, относительно хорошо проводящие ток (тканевая жидкость и цитоплазма клетки), разделенные плохо проводящим слоем – клеточной оболочкой (мембраной).

Первичное действие постоянного тока на ткани организма обусловлено перемещением имеющихся в них заряженных частиц, главным образом, тканевых электролитов, а также коллоидных частиц, адсорбированных ионов. Внешнее электрическое поле вызывает задержку и накопление ионов у мембран в тканевых элементах (внутри клеток и внеклеточной жидкости), изменяя их обычную концентрацию (рис. 7). Вследствие этого на мембранах отмечают:

- образование двойного электрического слоя;
- явление поляризации;
- создание диффузного потенциала;
- изменение биопотенциала и т.д.

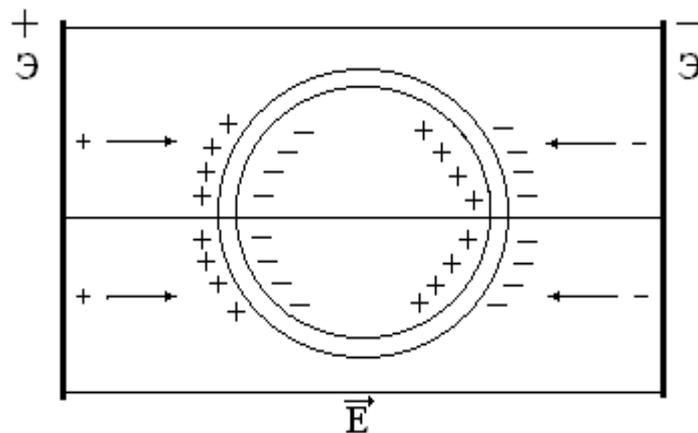


Рис. 7. Распределение ионов на клеточных мембранах при гальванизации (Э – электроды).

Результат активного воздействия становится заметным и на макроуровне: под электродами возникает покраснение кожи (гиперемия) благодаря расширению сосудов. Все эти процессы оказывают воздействие на функциональное состояние клеток. Происходит усиление регенерации тканей (периферических нервных волокон,

мышц, эпителия) и регуляторной функции нервной системы. Эти механизмы определяют применение гальванизации с лечебной целью. Однако необходимо еще раз отметить, что в основе первичного действия постоянного тока на ткани организма лежат *поляризационные явления* на поверхности биомембраны.

При лечебном процессе электроды с прокладками фиксируют в соответствующих местах на поверхности тела («транскеребральная гальванизация», «гальванический воротник» и т.д.).

Необходимо учитывать, что, преодолев слой кожи и подкожно-жировой клетчатки под электродами, ток разветвляется и проходит через глубоко расположенные ткани и органы по средам с малым сопротивлением (тканевая жидкость, кровь, лимфа, оболочки нервных стволов и т.д.). В результате, одновременно оказывается воздействие на ряд органов и систем пациента.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В настоящей работе используется аппарат для гальванизации, на боковую панель которого выведены тумблеры, позволяющие подключать его блоки по отдельности. Для наблюдения формы электрических сигналов к аппарату подключают осциллограф.

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Подготовьте приборы к работе. Для этого переведите все тумблеры в положение «ВЫКЛ», регулятор напряжения аппарата для гальванизации поверните в крайнее положение против часовой стрелки.
2. Включите осциллограф в сеть.
3. Ручки «ЯРКОСТЬ» и «ФОКУС» установите в среднее положение. Ручками горизонтального и вертикального смещения луча выведите его в центр экрана.
4. Нажмите клавиши «РАЗВЕРТКА», «100 Hz» и с помощью ре-

гулирования ручкой «УСИЛЕНИЕ X» получите развертку луча в пределах экрана.

5. Включите аппарат для гальванизации в сеть и подайте с него сигнал на вход осциллографа (на Y–пластины). Регулятором напряжения аппарата для гальванизации и ручкой «УСИЛЕНИЕ Y» осциллографа получите изображение сигнала переменного напряжения в пределах экрана осциллографа.
6. Последовательно включая тумблеры на боковой панели аппарата для гальванизации (D_1 – один диод, D_2 – два диода, C – конденсаторы, R – резисторы), определите характер изменения сигнала и роль каждого блока в его преобразованиях.
7. Зарисуйте в тетради полученные графики зависимости напряжения от времени, объясните полученные результаты.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Нарисуйте и объясните электрическую схему аппарата для гальванизации.
2. Объясните принцип действия полупроводникового диода.
3. Как работает электрический фильтр (RC)?
4. Расскажите о первичном действии постоянного тока на ткани организма.
5. Объясните назначение марлевых прокладок с физиологическим раствором под электродами.
6. Что называется лечебным электрофорезом?

ЛИТЕРАТУРА

1. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. – Москва–Санкт-Петербург, 1997. – С. 53–62.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С. 278, 336–337.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 12

ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ ТРАНЗИСТОРА И ТРАНЗИСТОРНОГО УСИЛИТЕЛЯ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучить принципы работы транзистора и транзисторного усилителя.
2. Снять основные характеристики транзистора, включенного по схеме с общим эмиттером.
3. Рассчитать статические параметры транзистора: входное и выходное сопротивления, коэффициент усиления по току.
4. Определить коэффициент усиления усилителя.
5. Снять частотную характеристику транзисторного усилителя.

ОБОРУДОВАНИЕ:

Макет транзистора, включенного по схеме с общим эмиттером, макет транзисторного усилителя, звуковой генератор, электронный осциллограф.

ЗНАЧЕНИЕ ТРАНЗИСТОРОВ

В настоящее время транзисторы широко используются в медицинских приборах и аппаратах.

Они применяются для:

- усиления электрических сигналов:
 - а) вырабатываемых в организме (при регистрации электрокардиограмм, электроэнцефалограмм, электромиограмм и др.)
 - б) получаемых с помощью датчиков медико-биологической информации,
 - в) возникающих в различных физиотерапевтических приборах;
- генерации электрических сигналов, вырабатываемых медицинскими приборами (“Электросон –4Т”, “Тонус-2”, “СНИМ-1”).
- обработки информации (интегральные схемы –ИС, большие ин-

тегральные схемы –БИС, микропроцессоры и другие элементы ЭВМ содержат сложные электронные схемы, включающие миллионы транзисторов. Специальная технология позволяет миниатюризировать схему, делая возможным изготовление однокристалльных ЭВМ).

Изучение работы транзистора позволяет определить принцип действия большого спектра медицинских приборов.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Транзистор – устройство с двумя электронно-дырочными переходами. (Свойства р-п перехода рассматриваются в лабораторной работе №11). Существуют р-п-р транзисторы и п-р-п транзисторы (рис. 1 а), б)). Средняя часть транзистора называется базой (Б), одна из крайних частей – эмиттером (Э), другая – коллектором (К). Между ними образуются два р-п перехода: эмиттерный – между эмиттером и базой, и коллекторный - между базой и коллектором. Например, при изготовлении транзисторов структуры р-п-р на тонкую пластину германия с электронной проводимостью наплавливают кусочки индия.

Для работы транзистора любого типа эмиттерный р-п переход должен быть включен в прямом направлении, а коллекторный - в обратном, причем напряжение на эмиттерном переходе обычно в несколько десятков раз меньше, чем в коллекторном.

Атомы индия диффундируют (проникают) в пластинку, образуя в ней две области р-типа – эмиттер и коллектор, а между ними образуется очень тонкая не более 20 мкм область базы (рис. 2).

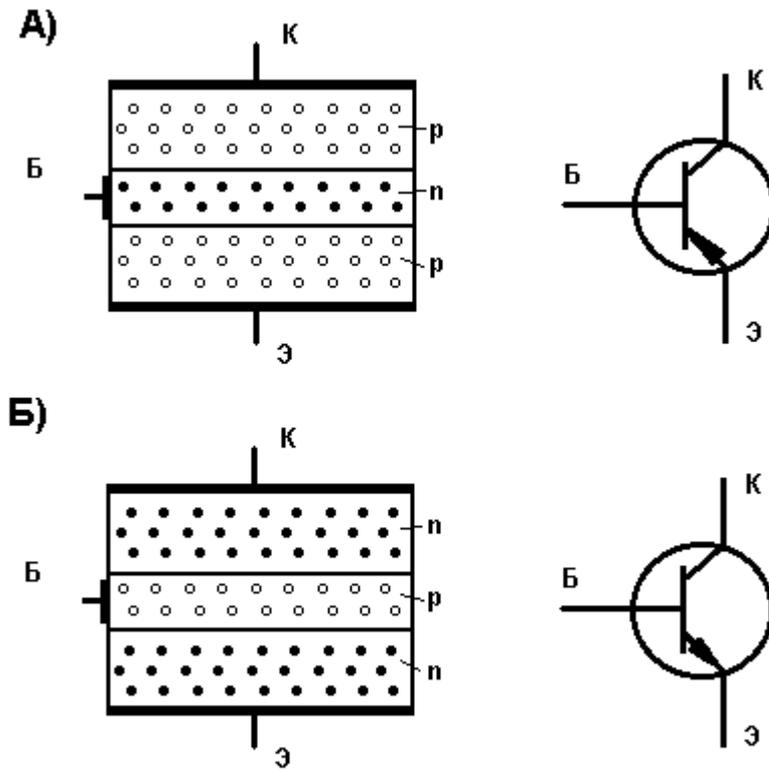


Рис. 1. Устройство и изображение транзисторов на схеме.

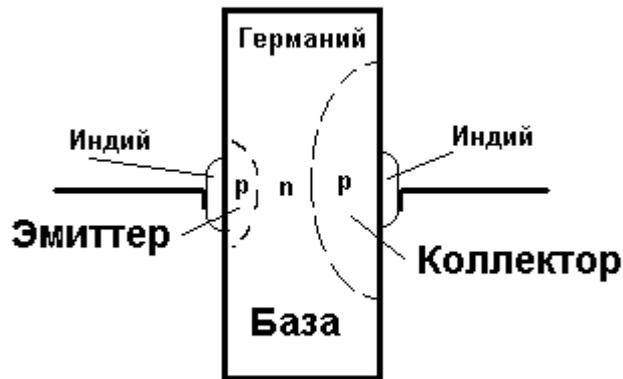


Рис. 2. Устройство сплавного транзистора структуры p-n-p.

Кроме того, концентрация основных носителей заряда в эмиттере должна во много раз превышать концентрацию основных носителей в базе.

Рассмотрим работу транзистора структуры р-п-р, включенного по схеме с общей точкой на эмиттере (рис. 3).

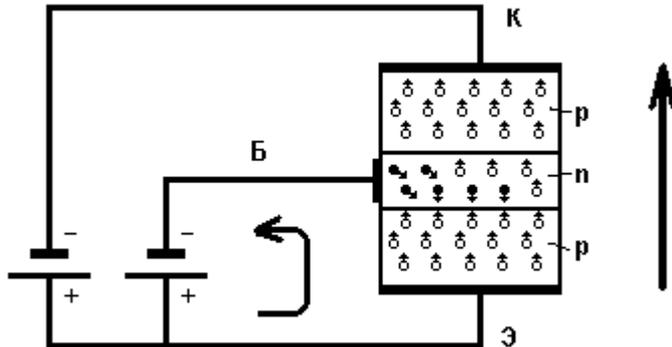


Рис. 3. Схема включения транзистора с общим эмиттером.

При таком включении источников напряжения через эмиттерный переход идет прямой ток $I_{\text{Э}}$, образованный движением дырок из эмиттера в базу I_1 и встречным движением электронов базы I_2 :

$$I_{\text{Э}} = I_1 + I_2 . \quad (1)$$

Однако, концентрация дырок в эмиттере во много раз больше концентрации электронов в базе, поэтому можно принять:

$$I_{\text{Э}} = I_1 . \quad (2)$$

Попадая в базу, дырки частично могут рекомбинировать с электронами базы, образуя ток базы $I_{\text{Б}}$. Но концентрация электронов в базе невелика, поэтому основная часть дырок эмиттера проходит область базы и попадает в зону коллекторного перехода. Так как дырки являются в базе неосновными носителями заряда, то запирающее отрицательное напряжение, поданное на коллекторный переход, является для них ускоряющим. Дырки попадают в коллектор, увеличивая концентрацию основных носителей заряда коллектора, а, значит, и ток коллектора $I_{\text{К}}$:

$$I_{\text{К}} = I_{\text{Э}} - I_{\text{Б}} \approx I_{\text{Э}} . \quad (3)$$

Отсюда видно, что при изменении эмиттерного тока сила коллекторного тока также изменяется.

Характеристиками транзистора являются:

- **входная характеристика** – отражает зависимость тока базы I_B от приложенного к переходу эмиттер-база напряжения U_B при постоянном напряжении в цепи коллектора U_K (рис. 4 а)). В качестве рабочего участка выбирают область, где между U_B и I_B имеется линейная зависимость.
- **выходная характеристика** – показывает зависимость тока в цепи коллектора I_K от приложенного напряжения U_K при постоянном значении тока базы I_B (рис. 4 б)).

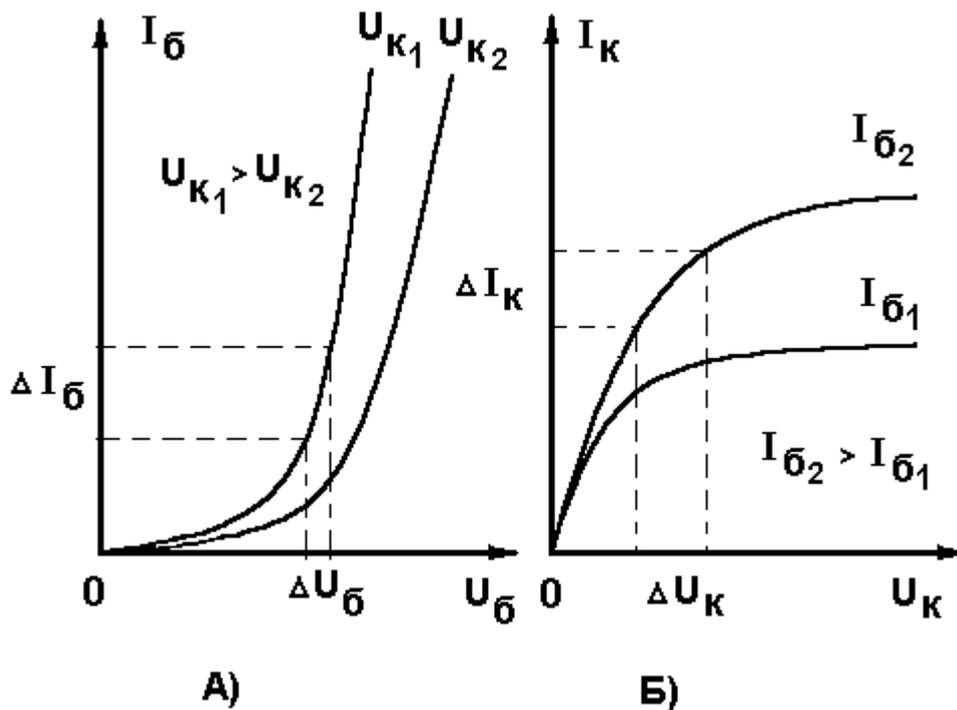


Рис. 4. Входная А) и выходная Б) характеристики транзистора.

По этим характеристикам находят статические параметры транзистора:

- **входное сопротивление** $R_{вх}$ (находят по одной из входных характеристик)

$$R_{ВХ} = \frac{\Delta U_{Б}}{\Delta I_{Б}} \quad (\text{при } U_{К} = \text{const}), \quad (4)$$

где $\Delta U_{Б}$ – изменение напряжения на базе,
 $\Delta I_{Б}$ – соответствующее изменение тока базы;

- **выходное сопротивление** $R_{ВЫХ}$ (находят по одной из выходных характеристик)

$$R_{ВЫХ} = \frac{\Delta U_{К}}{\Delta I_{К}} \quad (\text{при } I_{Б} = \text{const}), \quad (5)$$

где $\Delta U_{К}$ – изменение напряжения на коллекторе,
 $\Delta I_{К}$ – соответствующее изменение коллекторного тока;

- **коэффициент усиления по току** β (рис. 5).

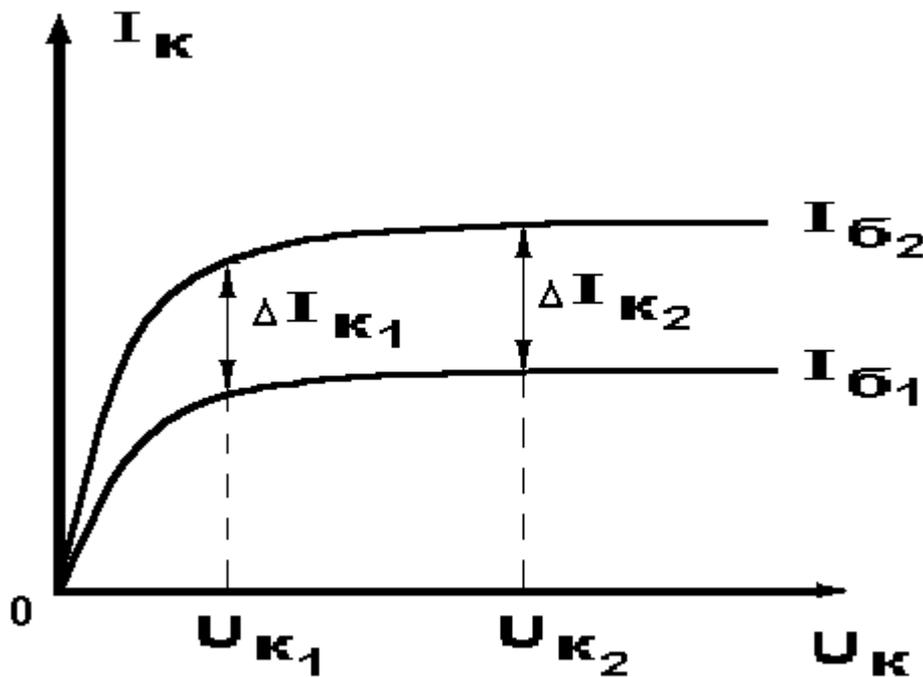


Рис. 5. Определение коэффициента усиления по току β в разных участках выходных характеристик транзистора: ($\beta_1 = \Delta I_{К1} / \Delta I_{Б}$ при $U_{К} = U_{К1}$, $\beta_2 = \Delta I_{К2} / \Delta I_{Б}$ при $U_{К} = U_{К2}$, $\beta_1 < \beta_2$).

При включении напряжения по схеме с общим эмиттером входное напряжение подается между эмиттером и базой, а источник питания коллектора включается между эмиттером и коллекто-

ром. В этом случае входным током является малый ток базы, а выходным – ток коллектора. Поэтому при определении коэффициента усиления по току β берут отношение *изменений* тока в коллекторной ΔI_K и базовой цепях ΔI_B .

Таким образом, по двум выходным характеристикам имеем (см. рис. 5):

$$\beta = \frac{\Delta I_K}{\Delta I_B}, \quad (\text{при } U_K = \text{const}), \quad (6)$$

где ΔI_K – изменение тока на коллекторе, ΔI_B – изменение тока на базе.

Усилителями электрических сигналов называют устройства, увеличивающие амплитуду этих сигналов за счет энергии постороннего источника. Одним из важных требований к этим приборам является усиление электрического сигнала без искажения его формы.

Рассмотрим теперь схему усилительного каскада на транзисторе структуры р-п-р, включенного по схеме с общей точкой на эмиттере (рис. 6):

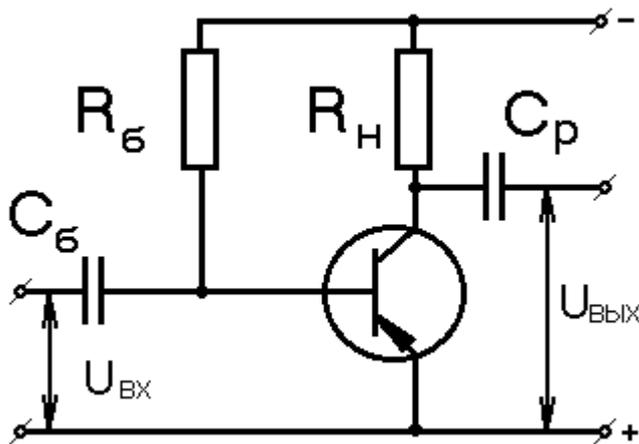


Рис. 6. Схема усилительного каскада с общим эмиттером.

Входной сигнал поступает к эмиттерному переходу не непосредственно, а через конденсатор C_B . В этом случае передается только переменная составляющая, что обеспечивает усиление толь-

ко *изменяющегося сигнала*, а также предупреждается замыкание базы на эмиттер через источник входного сигнала.

Напряжение в цепи эмиттер-база складывается из переменной составляющей $U_{ВХ}$ и постоянного рабочего напряжения, подаваемого на базу от источника питания через резистор R_B . Вследствие этого напряжение в цепи эмиттер-база принимает пульсирующий характер. Величина напряжения в цепи эмиттер-база определяет значение тока базы I_B . Последний изменяет величину сопротивления коллекторного перехода. В результате коллекторный ток I_K повторяет по форме колебания тока базы I_B , но с большей амплитудой.

Далее проходя через нагрузочное сопротивление R_H , коллекторный ток создает на нем пульсирующее напряжение U_H . Разделительный конденсатор C_P пропускает только переменную составляющую усиленного сигнала – выходное напряжение $U_{ВЫХ}$.

Возможность усилителя увеличить поданный на его вход сигнал количественно оценивается *коэффициентом усиления К*.

Он равен отношению приращения напряжения на выходе усилителя к вызвавшему его приращению напряжения на входе:

$$K = \frac{\Delta U_{ВЫХ}}{\Delta U_{ВХ}}. \quad (7)$$

При усилении сигнала синусоидальной формы для оценки коэффициента усиления обычно используют амплитуды входного и выходного сигналов:

$$K = \frac{\Delta U_{\max(ВЫХ)}}{\Delta U_{\max(ВХ)}}. \quad (8)$$

Если K имеет значение, недостаточное для получения на выходе сигнала нужного напряжения, то соединяют несколько усилительных каскадов (подавая на вход последующего каскада выходной сигнал предыдущего каскада). Коэффициент усиления такой схемы из N каскадов равен произведению коэффициентов усиления всех используемых каскадов:

$$K_{\text{Общ}} = \prod_{i=1}^N K_i \quad , \quad (9)$$

например, для трехкаскадной схемы получим

$$K_{\text{Общ}} = K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \quad .$$

При регистрации биопотенциалов для диагностики заболеваний чрезвычайно важно, чтобы форма усиленного сигнала точно соответствовала форме сигнала, поданного на вход усилителя (усиление без искажений). Основными искажениями при работе усилителя являются *амплитудные* (нелинейные) и *частотные* (линейные) искажения.

Для того чтобы форма сигнала при усилении не изменялась, коэффициент усиления должен быть одинаков для различных значений напряжений в пределах изменения входного сигнала. Связь между входными и выходными сигналами усилителя отражает *амплитудная характеристика* (рис. 7).

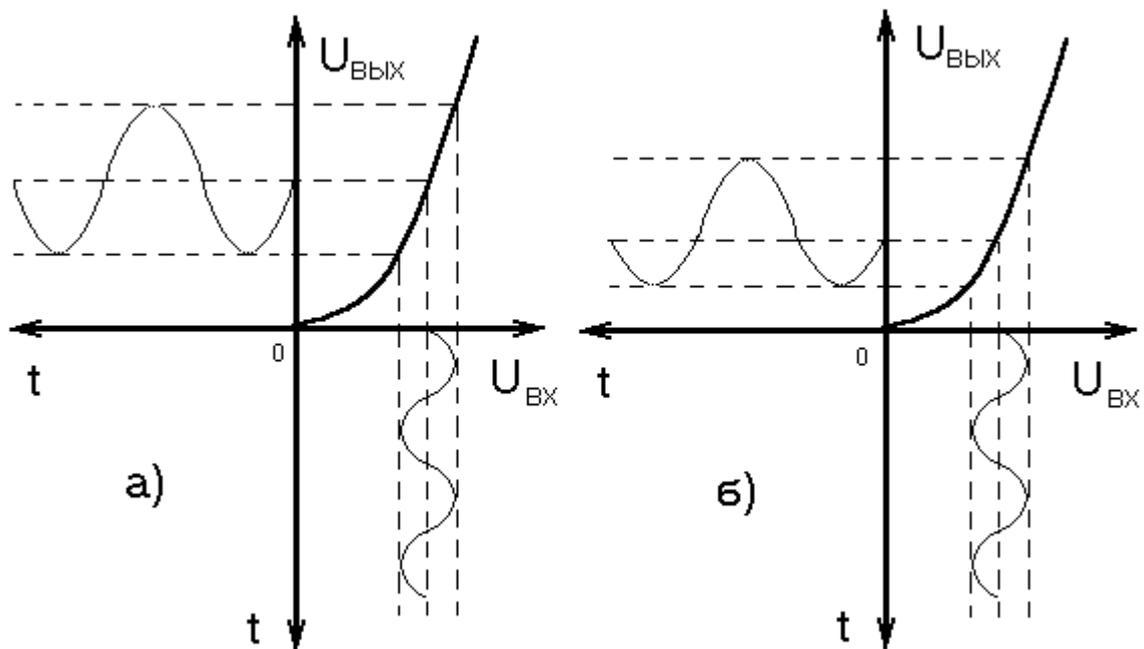


Рис. 7. Усиление гармонического сигнала без искажения (а) и с искажениями (б).

Коэффициент усиления сохраняет постоянное значение при условии, что входной сигнал не выходит за пределы линейной ча-

сти амплитудной характеристики усилителя (рис. 7 а)). **Амплитудные искажения** возникают, если колебания напряжения на выходе выходят за пределы прямолинейного участка амплитудной характеристики усилителя (рис. 7 б)).

Исправить такие искажения можно, изменив постоянное напряжение на резисторе R_B (рис. 6), то есть, сместив $U_{ВХ}$ на прямолинейный участок амплитудной характеристики.

Однако использование линейного участка амплитудной характеристики еще не является гарантией неискаженного усиления входного сигнала. Кроме нелинейных амплитудных искажений в усилителе имеют место линейные или **частотные искажения**, связанные с частотной характеристикой усилителя – зависимостью коэффициента усиления K от частоты усиливаемых колебаний ν :

$$K=f(\nu) . \quad (10)$$

Из рис. 8 видно, что в пределах частот ν_2 и ν_3 коэффициент усиления остается неизменным. Однако принято считать, что уменьшение коэффициента усиления до $0,7 K_{MAX}$ ($K = \frac{K_{max}}{\sqrt{2}}$) практически не искажает сигнала.

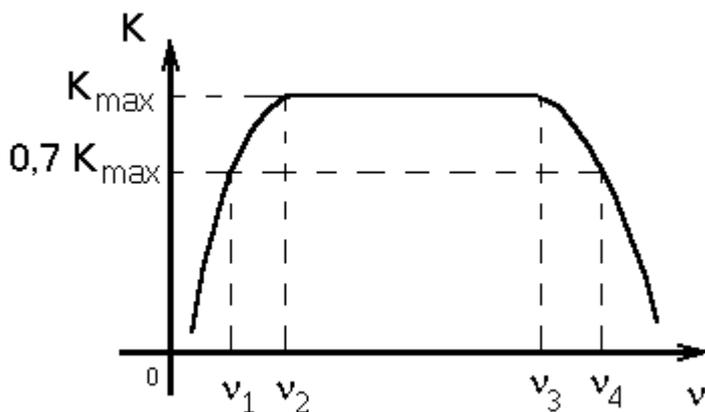


Рис. 8. Частотная характеристика усилителя.

Диапазон частот, в котором коэффициент усиления практически постоянен, называют **полосой пропускания усилителя** (от ν_1 и

ν_4). Для частот, меньших ν_1 и больших ν_4 , коэффициент усиления снижается. Это называется “завалом” характеристики. Снижение коэффициента усиления объясняется тем, что параметры транзистора зависят от частоты. Кроме того, в усилителе имеются конденсаторы и катушки индуктивности, сопротивление которых зависит от частоты:

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C}, X_L = \omega \cdot L. \quad (11)$$

Если усиливаемое напряжение представляет собой сложное негармоническое колебание, то по теореме Фурье оно может быть разложено на сумму простых гармонических колебаний (гармоник). Таким образом, можно найти гармонический спектр частот сложного колебания. Если коэффициент усиления для всех гармоник одинаков, и гармонический спектр входит в полосу пропускания усилителя, то форма выходного напряжения не будет отличаться от формы входного напряжения.

Если гармонический спектр сложного колебания выходит за полосу пропускания усилителя (рис. 9), то гармонические составляющие сложного колебания будут усилены неодинаково, и форма выходного напряжения будет отличаться от формы входного сигнала. Такие искажения называют *линейными* или *частотными* искажениями.

Для предупреждения частотных искажений усилитель нужно использовать в пределах полосы пропускания. Поэтому, выбирая усилитель, необходимо сопоставить полосу пропускания усилителя с пределами гармонического спектра колебаний, подлежащих усилению. Не всегда усилитель, предназначенный для записи одних биопотенциалов, может быть использован для записи других.

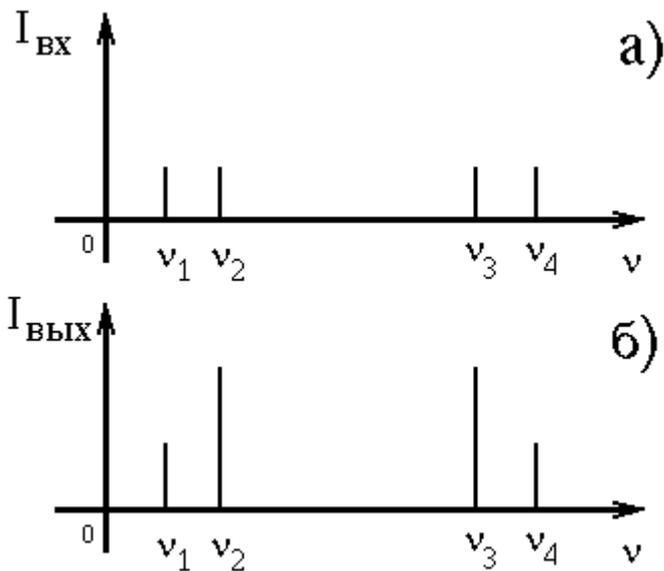


Рис. 9. Гармонический спектр входного (а) и выходного (б) сигналов при линейных частотных искажениях (частоты ν_1 и ν_4 соответствуют полосе пропускания усилителя, см. также рис. 9).

Чем шире полоса пропускания, тем универсальнее усилитель. Для расширения полосы пропускания приходится усложнять схемы усилителей.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Определить входные характеристики транзистора.

1. Исследуйте влияние напряжения U_B на входе транзистора на величину тока I_B во входной цепи при фиксированном напряжении на коллекторе U_K (задается преподавателем). Полученные данные занесите в таблицу 1.
2. На основании полученных результатов постройте графики зависимости $I_B=f(U_B)$ для двух значений U_K .
3. По одной из характеристик рассчитайте входное сопротивление транзистора по формуле (4).

Таблица 1

N	$U_B, В$	$I_{B1}, мкА$ (при $U_{K1}= $)	$I_{B2}, мкА$ (при $U_{K2}= $)
1			
2			
3			
4			
5			

Задание 2. Определить выходные характеристики транзистора.

1. Исследуйте влияние напряжения U_K на коллекторе на величину тока I_K в выходной цепи при фиксированном токе I_B во входной цепи (задается преподавателем). Результаты занесите в таблицу 2.
2. На основании полученных результатов постройте графики зависимости $I_K=f(U_K)$ для двух значений тока базы I_B .
3. По одной из характеристик рассчитайте выходное сопротивление транзистора по формуле (5).
4. Рассчитайте статический коэффициент усиления по току по формуле (6).

Таблица 2

N	$U_K, В$	$I_{K1}, мкА$ (при $I_{B1}= $)	$I_{K2}, мкА$ (при $I_{B2}= $)
1			
2			
3			
4			
5			

Задание 3. Определить коэффициент усиления транзисторного усилителя.

1. Сигнал звукового генератора подайте на вход усилителя, а выход усилителя подайте на вход Y осциллографа.

2. Сравнивая с помощью осциллографа исходный сигнал звукового генератора и усиленный сигнал, определите коэффициент усиления схемы (при частоте 1000 Гц) по формуле:

$$K = \frac{L_{ВЫХ}}{L_{ВХ}}, \quad (12)$$

где $L_{ВЫХ}$ – отклонение луча осциллографа для выходного усиленного сигнала, $L_{ВХ}$ – отклонение луча осциллографа для входного сигнала, подаваемого на усилитель.

Задание 4. Снять частотную характеристику усилителя.

1. Определите коэффициент усиления усилителя на указанных частотах, заполнив таблицу:

Таблица 3

Частота, Гц	25	50	100	500	1000	5000	10000	50000
$L_{ВХ}$, см								
$L_{ВЫХ}$, см								
K								

2. Полученные данные представьте в виде графика функции $K=f(\nu)$.
3. С помощью графика найдите полосу пропускания транзисторного усилителя.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какие вещества называют полупроводниками? Укажите их свойства.
2. Объясните собственную и примесную электропроводность полупроводников.
3. Расскажите о режимах работы p-n перехода.
4. Укажите различие транзисторов типов p-n-p и n-p-n, их изображение на схемах.

5. Объясните принцип действия транзистора при включении его по схеме с общим эмиттером.
6. Рассмотрите принцип действия транзистора при включении его по схеме с общей базой.
7. Начертите схему усилителя на транзисторе и объясните его работу.
8. Что называют коэффициентом усиления усилителя? Как определить этот параметр?
9. Что называют амплитудной характеристикой усилителя? Объясните причины возникновения нелинейных искажений.
10. Что является частотной характеристикой усилителя? Как ее определить?
Укажите роль частотной характеристики при выборе приборов в медицинских и биологических исследованиях. Приведите пример.
11. Назовите статические характеристики транзистора (входные и выходные). Укажите способы их определения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.- С.110-113, 175-187.
2. Ремизов А.Н. Курс физики, электроники и кибернетики. – М.: Высшая школа, 1982. - С. 197-214, 226-273.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 384-391.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 379-402.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 172-176, 178-181, 183-187.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №13 ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ ДАТЧИКОВ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучить физические основы работы тензо-, термо- и фотодатчиков.
2. Определить коэффициент относительной тензочувствительности тензодатчика.
3. Проградуировать термопару и определить величину термоэлектродвижущей силы.
4. Определить относительное изменение концентрации оксигемоглобина в крови с помощью фотооксигеометра.

ОБОРУДОВАНИЕ:

измерительный мост постоянного тока, тензобалка, набор грузов, штангенциркуль, термопара, гальванометр, магазин сопротивлений, термометр, сосуд с маслом, электронагреватель, магнитная мешалка, фотооксигеометр, секундомер.

ЗНАЧЕНИЕ ДАТЧИКОВ В МЕДИЦИНЕ

В современной медицине большое внимание уделяется количественному определению показателей состояния организма человека и возможности их непрерывной регистрации (например, при контроле состояния больных в палатах интенсивной терапии). Преобразование физиологических параметров в электрические величины с помощью датчиков решает эти проблемы и в значительной степени облегчает задачи врача при лечении пациента.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Датчиком называется устройство, преобразующее измеряемую или контролируемую величину в сигнал, удобный для переда-

чи, дальнейшего преобразования и регистрации.

В рамках медицинской электроники рассматриваются только такие датчики, которые преобразуют неэлектрическую величину в электрический сигнал. Устройства, работающие с электрическими сигналами, имеют ряд преимуществ:

- высокую чувствительность и малую инерционность;
- возможность проводить измерения на расстоянии;
- удобство регистрации и обработки данных на ЭВМ.

Датчики характеризуются *функцией преобразования* $F(x)$: зависимостью выходной величины Y от входной величины x : $Y=F(x)$. Наиболее удобны датчики с прямо пропорциональной зависимостью Y от x : $Y=kx$. Величина $Z=\Delta Y/\Delta x$, показывающая изменение выходной величины при единичном изменении входной, называется *чувствительностью* датчика. Минимальное изменение входной величины, которое можно обнаружить датчиком, называется *порогом чувствительности*.

Датчики подразделяются на два типа: генераторные и параметрические. *Генераторными* (активными) называются такие датчики, которые под воздействием входного сигнала генерируют электрическое напряжение или ток (например, пьезодатчики, фотоэлементы, термопары и др.). *Параметрическими* (пассивными) называют датчики, у которых под воздействием входного сигнала изменяется какой-либо параметр (например, электрические сопротивление, емкость, индуктивность). К таким датчикам относятся тензодатчики, термистор, фоторезистор, емкостные датчики и др.

Рассмотрим работу некоторых типов датчиков.

Тензодатчик применяют при оценке деформаций, возникающих в объекте под действием внешних сил. Наибольшее распространение получили тензодатчики сопротивления - *тензорезисторы*. В основе их действия лежит изменение электрического сопротивления при деформации. Электрическое сопротивление датчика R определяется по формуле:

$$R = \rho \frac{L}{S}, \quad (1)$$

где R – электрическое сопротивление датчика, ρ – удельное сопротивление, L – длина проводника, S – поперечное сечение проводника.

Например, при деформации растяжения проводника его длина L увеличивается, происходит также некоторое уменьшение поперечного сечения S . В этом случае изменение сопротивления ΔR будет определяться уравнением

$$\Delta R = K \cdot \rho \cdot \frac{\Delta L}{\Delta S}, \quad (2)$$

где K – коэффициент тензочувствительности (определяет чувствительность проводника к деформации), ΔL – изменение длины проводника (абсолютная деформация).

Если пренебречь изменением поперечного сечения проводника (обычно оно незначительно), то относительное изменение сопротивления проводника равно:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta L}{L} = K\varepsilon, \quad (3)$$

где ε – относительная деформация.

Явление упругой деформации описывается законом Гука:

$$\frac{F}{S} = E \frac{\Delta L}{L} \quad \text{или} \quad \sigma = E\varepsilon \quad (4)$$

где E – параметр, характеризующий способность тела к деформации растяжения или сжатия (модуль Юнга); F – величина внешней силы, действующей на тело; S – площадь поперечного сечения тела, перпендикулярная направлению действия силы; σ – механическое напряжение.

С учетом уравнений (3) и (4) коэффициент тензочувствительности будет определяться по формуле

$$K = \frac{\Delta R}{R} \cdot \frac{E}{\sigma}.$$

Таким образом, входной величиной является деформация про-

водника, а выходной - изменение сопротивления датчика. Основной характеристикой датчика является коэффициент относительной тензочувствительности K .

Значение коэффициента тензочувствительности зависит от материала:

- для никелевой проволоки $K=12,1$;
- для платины $K=6,1$;
- для полупроводников $K>100$.

Различают тензорезисторы проводниковые (проволочные, фольговые) и полупроводниковые.

Проволочный тензорезистор представляет собой тонкую проволоку (диаметром до 20 - 30 мкм), зигзагообразно наклеенную на тонкую пленку, к концам которой присоединяются выводные проводники (рис. 1). Сверху датчик покрыт тонким изолирующим слоем лака.

Рабочая часть фольгового резистора представляет тонкую ленту фольги, на которой путем травления создают рисунок расположения проводников требуемой конфигурации.

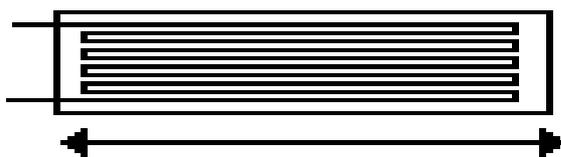


Рис. 1. Проволочный тензорезистор (стрелками показано направление деформаций, воспринимаемых датчиком).

Полупроводниковые тензорезисторы обычно изготавливают из кремниевых и германиевых пластинок, обладающих высокой тензочувствительностью.

Тензорезистор жестко фиксируют на исследуемом объекте (приклеивают, приваривают). При деформации объекта происходит и деформация датчика, изменяющая его электрическое сопротивление.

Тензорезисторы относятся к параметрическим датчикам.

Тензодатчик используется в медицине при регистрации пневмограммы, характеризующей изменение периметра грудной клетки, частоту дыхания, в измерениях силы, давления, вибраций в элементах опорно-двигательного аппарата, для прямого измерения внутрисосудистого давления, давления в полостях сердца и т.д. В стоматологии применяют тензодатчик для определения напряжений, возникающих при нагрузке в различных частях челюстно-лицевого отдела, при разработке зубных протезов.

Термоэлектрические датчики могут быть:

- параметрическими (проводниковые и полупроводниковые термосопротивления),
- генераторными (термоэлементы).

Термометры сопротивления (терморезисторы, термисторы) – датчики, в основе действия которых лежит изменение электрического сопротивления при изменении температуры. При этом у металлов сопротивление с ростом температуры увеличивается, а у полупроводников уменьшается.

В проводниковых термосопротивлениях металлическая проволока наматывается на основу – изолятор (фарфор, кварц, слюда) и покрывается защитной оболочкой. В качестве проводников используют (в зависимости от диапазона температур, в котором проводятся измерения) платину, медь, никель, железо. Например, платиновый термометр позволяет измерять температуру в интервале от 200 до 1100°С.

Большой чувствительностью, малой температурной инерционностью, относительно меньшими размерами обладают полупроводниковые термосопротивления – термисторы.

Конструктивно термистор представляет собой небольшой (порядка долей миллиметра) полупроводниковый шарик, в который введены два электрода из тонкой проволоки, подключаемые к измерительному прибору. Весь термистор заключен в тонкий пластмассовый корпус (рис. 2).

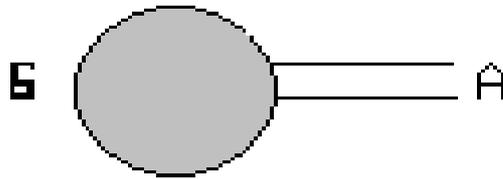


Рис. 2. Схема термисторного датчика (А контактные металлические проводники, Б полупроводник).

Действие термистора основано на зависимости электропроводности полупроводника от температуры: при увеличении температуры полупроводника его сопротивление уменьшается (увеличивается число свободных носителей зарядов). Входной величиной такого датчика является изменение температуры ΔT , а выходной – изменение сопротивления датчика ΔR . Коэффициент чувствительности термистора определяется уравнением:

$$K = \frac{\Delta R}{\Delta T}.$$

Для измерения электрического сопротивления часто используют мост Уитстона (рис. 3), содержащий эталонные сопротивления R_1 и R_2 , калибровочное переменное сопротивление R_3 (магазин сопротивлений) и гальванометр G . Подключив датчик R_d и источник питания E , с помощью R_3 устанавливают гальванометр на "0". В результате выполняется условие:

$$\frac{U(R_1)}{U(R_2)} = \frac{U(R_d)}{U(R_3)},$$

где $U(R_1)$ - падение напряжения на R_1 ;

$U(R_2)$ - падение напряжения на R_2 ;

$U(R_3)$ - падение напряжения на R_3 ;

$U(R_d)$ - падение напряжения на R_d .

С учетом закона Ома для участка цепи справедливо уравнение:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_d}{R_3}, \text{ откуда } R_d = \frac{R_1 \cdot R_3}{R_2}.$$

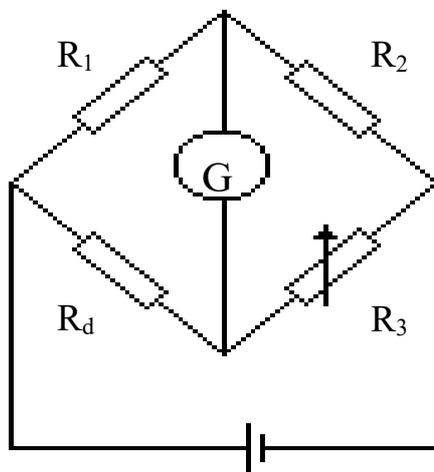


Рис. 3. Схема моста Уитстона.

Термоэлементы (генераторные датчики) могут изготавливаться как из металлов, так и из полупроводников. В основе действия металлических термоэлементов лежит различие концентраций электронов в металлах. При контакте (сварке, спайке) двух разнородных металлов между ними возникает контактная разность потенциалов U

$$U = -\frac{A_1 - A_2}{e} + \frac{kT}{e} \ln \frac{n_1}{n_2},$$

где A_1 и A_2 – работа выхода электрона из металлов; e – величина заряда электрона; k – постоянная Больцмана; T – абсолютная температура; n_1 и n_2 – концентрация свободных электронов в металлах.

При нагревании места соединения металлов разность потенциалов между проводниками будет повышаться. Величина такой термо-ЭДС является постоянной для данной пары металлов и конкретной разности температур. Металлические термоэлементы – термопары обладают невысокой чувствительностью и обычно используются при измерении высоких температур (до 1500°C). Применяют медно-константановые, никель-нихромовые и другие термопары.

В полупроводниковых термоэлементах используют явления увеличения концентрации основных носителей зарядов в нагретом участке и их перемещение к холодному концу, в результате чего возникает разность потенциалов между нагретым и холодным концами полупроводника. При сборке термопары из полупроводников р - и n-типа термо-ЭДС системы в случае нагревания места контакта будет суммироваться. Входной величиной термоэлемента является изменение температуры ΔT , выходной изменение разности потенциалов ΔU . Коэффициент чувствительности K равен

$$K = \frac{\Delta U}{\Delta T}.$$

Термо-ЭДС у полупроводниковых термоэлементов примерно в 100 раз больше, чем у металлических термопар (около 0,1В при $\Delta T=100K$). КПД также выше: 8% против 0,1%.

Термисторы широко применяются в медицинской практике, являясь основной частью электротермометра. Основными его достоинствами является малая тепловая инерция и высокая чувствительность при малом объеме рабочего тела. Это позволяет производить измерения быстро и в любых местах поверхности тела, а также в глубине тканей. В этом случае термистор помещают в инъекционную иглу, которая вкалывается в глубину ткани. Электротермометры используются также для непрерывного измерения температуры тела при хирургических операциях, проводимых в условиях гипотермии.

В основе действия **фотодатчиков** лежит явление взаимодействия света с веществом - фотоэффект. По принципу действия различают:

внешний фотоэффект (эмиссия, испускание электронов из вещества),

внутренний фотоэффект (изменение концентрации свободных носителей зарядов в веществе).

В свою очередь фотодатчики подразделяют на:

- генераторные, создающие фото-ЭДС (фотоэлементы) и
- параметрические, изменяющие свою электропроводность (фоторезисторы).

В последние годы широкое распространение получили полупроводниковые фотодатчики. В них используется явление внутреннего фотоэффекта - образование в полупроводниках р - или n-типа дополнительных носителей зарядов (дырок и электронов) при поглощении электромагнитного излучения. Появление дополнительных носителей зарядов приводит к уменьшению сопротивления. На этом основано действие пассивных датчиков - *фоторезисторов* (рис. 4а).

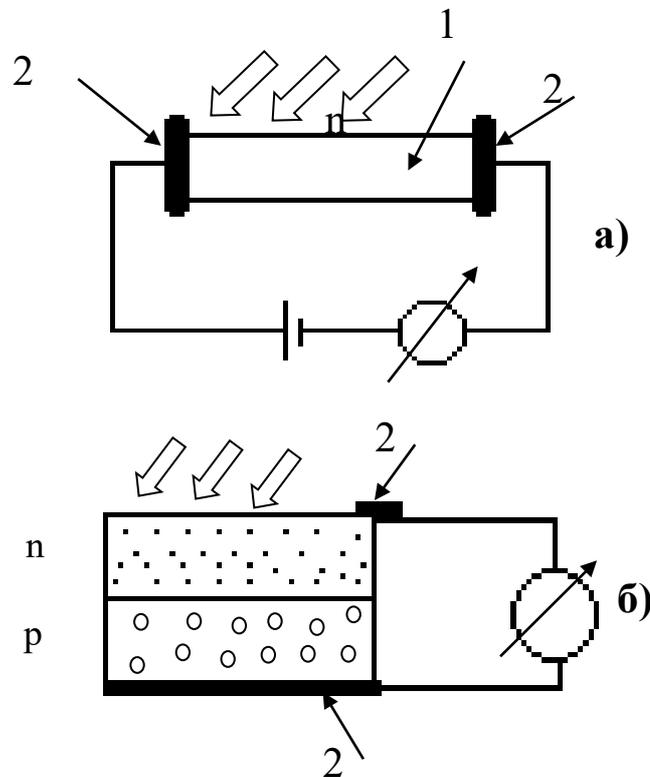


Рис. 4. Схемы включения пассивного (а) и активного (б) фотодатчиков (1 полупроводник, 2 контактные электроды).

Входной величиной такого датчика является световой поток Φ , а выходной – величина сопротивления R . Коэффициент чувствительности фоторезистора:

$$K = \frac{\Delta R}{\Delta \Phi}$$

В активных фотодатчиках фотоэлементах (рис. 4б) заряды обоих знаков, освобожденные в полупроводниках под действием света, благодаря запирающему слою, разделяются и образуют фото-ЭДС (порядка 0,1-0,15В). Входной величиной фотодатчика является световой поток (Φ), падающий на фотоэлемент, а выходной - разность потенциалов или ЭДС (\mathcal{E}).

Коэффициент чувствительности фотоэлемента определяют по формуле

$$K = \frac{\Delta \mathcal{E}}{\Delta \Phi}.$$

Фотоэлементы основной элемент люксметра, который применяют в гигиенических исследованиях для контроля освещенности рабочих мест на производстве, в учреждениях, в учебных заведениях и т.д.

Фотодатчики используют в специальных приборах - оксигемометрах для оценки концентрации оксигемоглобина в крови человека. При этом можно выполнять измерения и без взятия проб крови: определяют поглощение света непосредственно в ткани (например, в ушной раковине). Данный метод позволяет получить информацию о состоянии пациента в динамике при минимальном воздействии на человека.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Определить коэффициент чувствительности тензодатчика.

1. Ознакомьтесь с собранной схемой моста Уитстона, одним плечом которого является тензобалка (Б) с приклеенным к ней тензодатчиком Т (рис. 5), а другим - магазин сопротивлений.

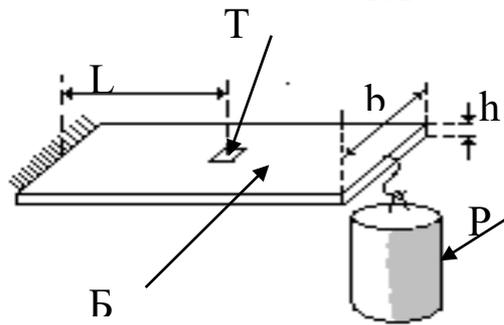


Рис. 5. Схема экспериментальной установки с тензодатчиком (Т - тензодатчик, Б - тензобалка).

2. Измерьте ширину b , толщину h тензобалки, расстояние L от места крепления тензобалки до тензодатчика Т (рис.5). Результаты занесите в таблицу 1.

3. При помощи магазина сопротивлений уравновесьте мост Уитстона и определите сопротивление R_0 недеформированного датчика.

4. Нагрузите тензобалку весом P (по указанию преподавателя). При помощи магазина сопротивлений уравновесьте мост Уитстона и определите сопротивление $R_{\text{деф.}}$ деформированного датчика. Измерения повторите для нескольких значений P , данные занесите в таблицу 1.

5. Вычислите коэффициент тензочувствительности по формуле:

$$K = \frac{\Delta R}{R_0} \cdot \frac{bh^2}{6P} \cdot \frac{E}{L},$$

где K - коэффициент тензочувствительности;

R_0 - сопротивление датчика без нагрузки;

ΔR - изменение сопротивления датчика при его деформации;

b - ширина тензобалки; h - толщина тензобалки;

L - расстояние от места крепления тензобалки до датчика;

P - вес груза, деформирующего тензобалку;

E - модуль Юнга ($1 \cdot 10^{11}$ Н/м²).

Таблица 1

№	b, м	h, м	L, м	P, Н	R ₀ , Ом	R _{деф.} , Ом	ΔR, Ом	K	K _{ср} ±σ
1									
2									
3									
4									

6. Постройте график зависимости изменения сопротивления тензорезистора от нагрузки: $\Delta R = f(P)$.

Сделайте вывод по результатам работы.

Задание 2. Градуировка термопары и определение термоэлектродвижущей силы.

В замкнутой цепи, состоящей из двух различных металлов, взятых при разных температурах, возникает термоэлектродвижущая сила (явление Зеебека), равная

$$\mathcal{E} = c(T_1 - T_0), \quad (5)$$

где T_1 и T_0 - температуры спаев металлов, c - удельная термо-ЭДС, равная термоэлектродвижущей силе, возникающей при разности температур контактов в 1°К. Градуировка термопары - это процесс установления соответствия между разностью температур спаев ($T_1 - T_0$) и показаниями гальванометра.

Градуировка термопары может быть произведена при помощи следующей схемы (см. рис. 6).

Для поддержания постоянной температуры холодный спай a погружен в сосуд с маслом. Сосуд снабжен термометром. Горячий спай b также помещается в сосуд с маслом. Этот сосуд имеет электронагреватель и снабжен термометром T и мешалкой M . Приступая к градуировке термопары, если необходимо, включите в цепь гальванометра сопротивление (по указанию преподавателя) для предупреждения "зашкаливания".

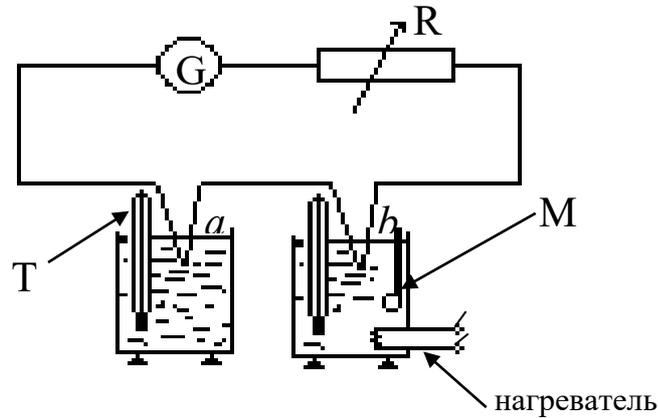


Рис. 6. Схема для градуировки термопары. (G -гальванометр, R - магазин сопротивлений).

Отметьте по термометрам начальную температуру обоих спаев (T_0). При равенстве температур спаев установите стрелку гальванометра на нуль. Включите электронагреватель и мешалку. Через каждые 5°C регистрируйте показания гальванометра (n_i). Данные занесите в таблицу. Нагревание проводить до 75°C . Постройте график зависимости показаний гальванометра от разности температур между спаями термопары.

Таблица 2

NN	T_0	T_1	ΔT	n_i
1				
.				
.				
.				
N				

Величина термо-ЭДС определяется следующим образом. Обозначим через R_0 неизвестное сопротивление цепи, состоящей из термопары, гальванометра и соединительных проводов, через k - цену деления гальванометра, и через n_1 - показания гальванометра, соответствующее какой-нибудь определенной разности темпера-

тур. Тогда термо–ЭДС, возникающая в термопаре будет равна:

$$\mathcal{E} = kn_1R_0 \quad (6)$$

Если при этой же температуре ввести в цепь термопары последовательно с гальванометром известное добавочное сопротивление, то показание гальванометра изменится, станет n_2 . Тогда термоЭДС равна:

$$\mathcal{E} = kn_2(R_0 + R) \quad (7)$$

Исключая из равенств (6) и (7) неизвестное сопротивление R_0 , получим:

$$\mathcal{E} = \frac{kn_1n_2R}{n_1 - n_2}$$

Из формулы

$$c = \frac{\mathcal{E}}{T_1 - T_0}, \text{ следовательно,}$$

$$c = \frac{kR}{T_1 - T_0} \frac{n_1n_2}{n_1 - n_2} \quad (8)$$

1. Выключив нагреватель и подождав несколько минут, пока температура масла в сосуде не перестанет повышаться, отмечают показания n_1 гальванометра и регистрируют температуру T_1 нагретого спая.

2. Включают в цепь сопротивление R и отмечают новое показание гальванометра n_2 . Показания гальванометра должно быть снято строго при той же температуре T_2 , что и показания n_1 .

3. Определяют по термометру температуру второго спая T_0 .

4. Вычисляют по формуле (8) термоэлектродвижущую силу.

Опыт повторите не менее трех раз при различных сопротивлениях. Результаты опыта занесите в таблицу.

Таблица 3

N	T_1	T_0	k	n_1	n_2	R	c	$c_{cp. \pm \sigma}$
1								
2								
3								

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что называется датчиком? Укажите основные типы датчиков.
2. Начертите схему моста Уитстона и объясните принцип его работы.
3. Опишите устройство и принцип действия тензодатчика, его применение в медицине.
4. Что показывает коэффициент тензочувствительности? Какие характеристики датчика определяют этот коэффициент?
5. Объясните устройство и принцип действия термодатчиков.
6. Объясните устройство и принцип действия фотодатчиков.
7. Приведите примеры применения датчиков в медицине.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.Н. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С.193–195.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. т.2. – С.140 –146.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С.370 – 372.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С.367–370.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С.46 – 57.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №14 ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучение теоретических основ электрокардиографии.
2. Изучение принципа работы и устройства электрокардиографа.
3. Обучение использованию кардиографа.
4. Снятие электрокардиограммы и определение ее основных характеристик.

ОБОРУДОВАНИЕ:

электрокардиограф, электроды, марлевые прокладки, физиологический раствор.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА.

Электрокардиография — регистрация электрических процессов в сердечной мышце, возникающих при ее возбуждении. Этот метод нашел широкое применение вследствие доступности и безвредности. Электрокардиография является одним из основных диагностических методов при исследовании деятельности сердца и используется для диагностики нарушений сердечно-сосудистой системы и оценки общего состояния здоровья человека.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В основе электрокардиографии лежит теория Эйнтховена. Эта теория связывает биопотенциалы действия, возникающие при сокращении сердечной мышцы, с разностью потенциалов, регистрируемой на поверхности тела человека. Сердце в теории Эйнтховена рассматривается как токовый диполь, расположенный в токопроводящей однородной среде. На рис.1. изображена схема эквивалентного электрического генератора (токового диполя).

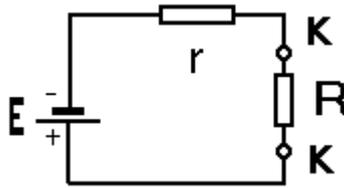


Рис. 1. Эквивалентная схема токового диполя (E - ЭДС источника, R - эквивалентное сопротивление внешней среды, r - внутреннее сопротивление).

По закону Ома,

$$E = Ir + IR = I(r + R) \quad (1)$$

Отсюда:

$$I = E/(r + R) \quad (2)$$

При условии, что $r \gg R$, можно считать, что

$$I = E/r, \quad (3)$$

т.е. сила тока в генераторе практически не зависит от внешней среды. Такой генератор представляют в виде токового диполя - системы, состоящей из положительного полюса (источка тока) и отрицательного полюса (стока тока), расположенных на небольшом расстоянии друг от друга.

Основной характеристикой токового диполя является дипольный момент:

$$\vec{D} = I \cdot \vec{L}, \quad (4)$$

где I - ток в диполе, равный току во внешней среде; \vec{L} - вектор, направленный от "-" к "+", (совпадает с направлением тока внутри диполя), по модулю равный расстоянию между полюсами.

При $\vec{L} \rightarrow 0$ диполь называют точечным.

Потенциал поля в точке A будет пропорционален произведению $D_i \cos \alpha_i$, где D_i - модуль вектора \vec{D} , а α - угол между дипольным моментом и направлением на точку A, т.е. проекции вектора дипольного момента (ОВ, рис. 2).

В возбужденном миокарде имеется множество элементарных диполей, роль которых выполняют мембраны возбужденных кле-

ток. Каждый из этих элементарных диполей создает поле.

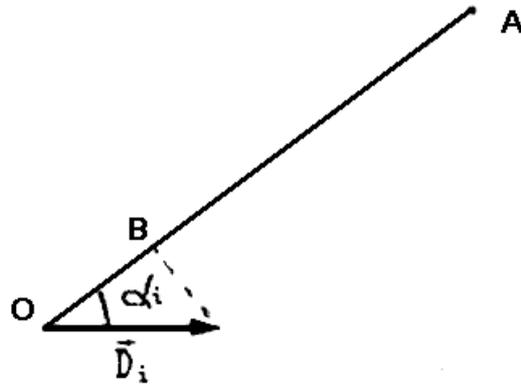


Рис. 2. Графическое определение потенциала электрического поля, создаваемого токовым диполем D_i в точке A .

Потенциал поля, создаваемого совокупностью диполей, равен алгебраической сумме потенциалов полей, образуемых отдельными диполями. Тогда суммарный потенциал φ электрического поля в точке, удаленной на расстояние r от диполей, складывается из потенциалов элементарных диполей D_i :

$$\varphi = \frac{\rho}{4\pi r^2} \sum_{i=1}^n D_i \cos \alpha_i, \quad (5)$$

где n - количество элементарных диполей, ρ - удельное сопротивление среды.

Сумму проекций можно рассматривать как проекцию вектора дипольного момента \vec{D}_0 одного токового диполя, равного сумме элементарных диполей \vec{D}_i :

$$\vec{D}_0 = \sum_{i=1}^n \vec{D}_i \quad (6)$$

Этот токовый диполь называют эквивалентным диполем сердца. Таким образом, потенциал внешнего электрического поля можно представить в виде потенциала одного эквивалентного электрического диполя \vec{D}_0 :

$$\varphi_0 = D_0 \cos \alpha_0 \frac{\rho}{4\pi r^2} \quad (7)$$

где α_0 – угол между \vec{D}_0 и направлением на точку регистрации потенциала; D_0 - модуль вектора \vec{D}_0 .

Пусть диполь, создающий электрическое поле, находится в центре равностороннего треугольника ABC (рис. 3)

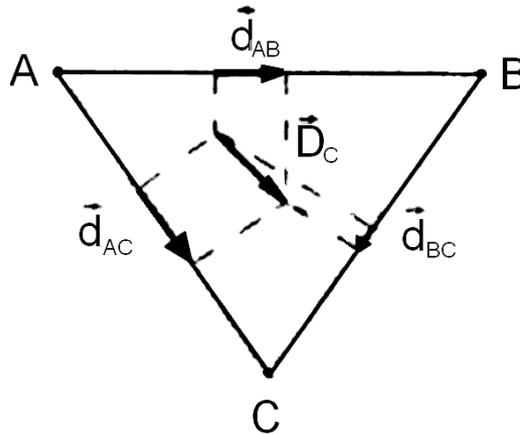


Рис. 3. Построение проекции вектора \vec{D}_0 на стороны равностороннего треугольника ABC.

Тогда, используя (7), графически можно получить, что отношения напряжений на сторонах этого треугольника такие же, как отношения проекций вектора \vec{D}_0 на соответствующие стороны этого треугольника:

$$U(AB)/U(BC)/U(AC) = D_0 \cos \alpha_1 / D_0 \cos \alpha_2 / D_0 \cos \alpha_3, \quad (8)$$

где U – напряжение между вершинами треугольника; $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ - углы между вектором и направлением на соответствующие точки регистрации потенциала.

Согласно теории Эйнтховена, сердце есть токовый диполь с дипольным моментом \vec{D}_0 , который, поворачиваясь, изменяет свое положение во время сердечного цикла, и описывает сложную пространственную кривую, которую приближенно можно считать лежащей в плоскости грудной клетки. Эта кривая имеет три характерные петли, обозначаемые P, QRS и T. Эта кривая показана на рис. 4.

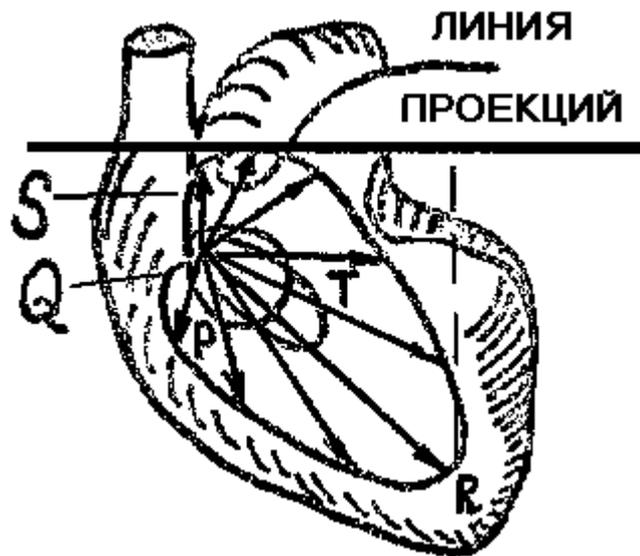


Рис. 4. Кривая, описываемая концом вектора дипольного момента сердца за цикл его работы.

На рис. 5 показано расположение эквипотенциальных линий для токового диполя \vec{D}_0 .

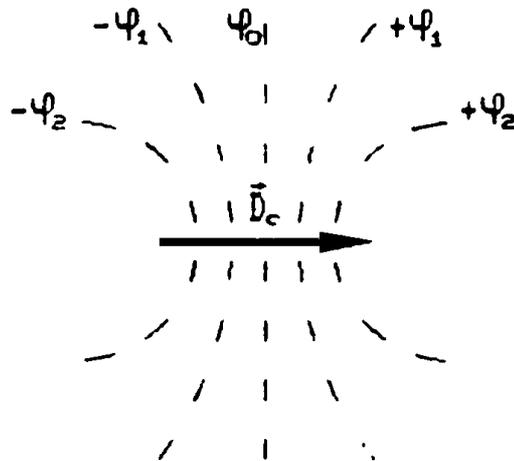


Рис. 5. Расположение эквипотенциальных поверхностей токового диполя сердца.

Эйнтховен предложил снимать разность потенциалов между вершинами равностороннего треугольника, которые приблизительно расположены на правой руке, левой руке и левой ноге (рис. 6).

Разность потенциалов между двумя точками тела в физиологии называет отведением. Отведения I, II и III называются стандартными. Для их получения электроды накладывают на верхние и

нижние конечности. К правой ноге подключают провод заземления. Возможно также применение добавочного грудного электрода. Отведения с этим электродом называются грудными. Эти отведения дают дополнительную диагностическую информацию.

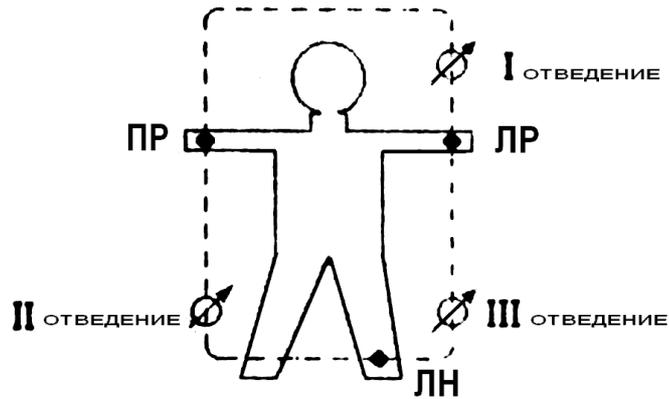


Рис. 6. Схема отведений по Эйнтховену (ПР - правая рука, ЛР - левая рука, ЛН - левая нога).

Основные отведения соответствуют сторонам треугольника ABC (рис. 3) и разностям потенциалов между вершинами этого треугольника. Динамика изменения разности потенциалов на каждом отведении имеет характерный вид, изображенный на рис. 7 и называется электрокардиограммой.

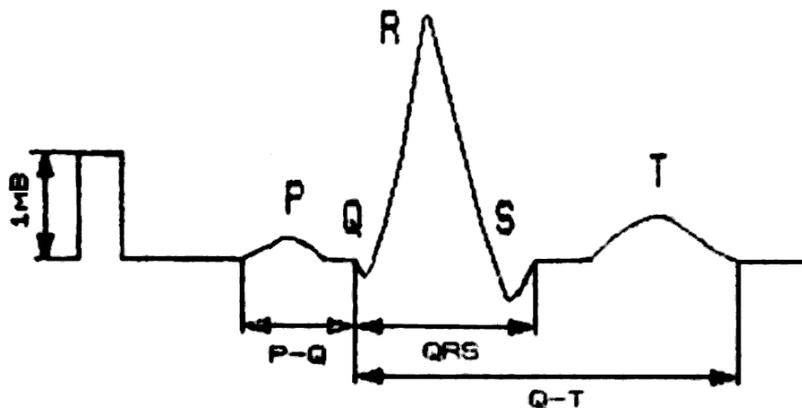


Рис. 7. Электрокардиограмма.

Связь петли QRS, описываемой концом вектора дипольного момента сердца D_0 и комплексом QRS на электрокардиограмме, представлена на рис. 8.

горизонтальная (изоэлектрическая линия), соответствующая периоду диастолы.

В ЭКГ различают предсердный и желудочковый комплексы. Зубец Р появляется, когда начинается возбуждение предсердий. Начальная часть его соответствует возбуждению правого предсердия, средняя - возбуждению левого предсердия. Форма, направление и величина зубца Р в норме для различных отведений варьируют в широких пределах.

Интервал Р-Q соответствует периоду от начала возбуждения предсердий до начала возбуждения желудочков. Комплекс QRS отражает процесс постепенного охвата возбуждения обоих желудочков. Зубец R обычно самый большой и соответствует периоду систолы желудочков. Величина и форма зубца R варьируют в различных отведениях и зависят от положения сердца в грудной клетке. Зубец Т соответствует периоду падения возбуждения желудочков.

Основными характеристиками ЭКГ являются форма и высота зубцов и длительность интервалов. При патологических изменениях в сердце происходит изменение этих характеристик, что позволяет использовать электрокардиограммы для диагностики заболеваний сердца. Зная высоту зубцов ЭКГ, можно определить углы, образованные вектором дипольного момента сердца с линиями отведений.

В момент времени, когда дипольный момент сердца принимает максимальное значение (зубец R на ЭКГ), направление дипольного момента (электрическая ось сердца) совпадает с его анатомической осью. На основании этого, используя электрокардиограмму, можно определить положение анатомической оси сердца.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В лабораторной работе для записи электрокардиограммы используется одноканальный электрокардиограф с тепловой записью.

Блок-схема прибора представлена на рис. 9. Биоэлектрические сигналы с электродов через кабель отведений и переключатель 1 подают на вход блока усиления 2. С усилителя сигнал поступает на электромеханический преобразователь 3, где происходит преобразование электрического сигнала в перемещение теплового пера. С помощью лентопротяжного механизма 4 теплочувствительная бумага двигается, на ней регистрируется электрокардиограмма.

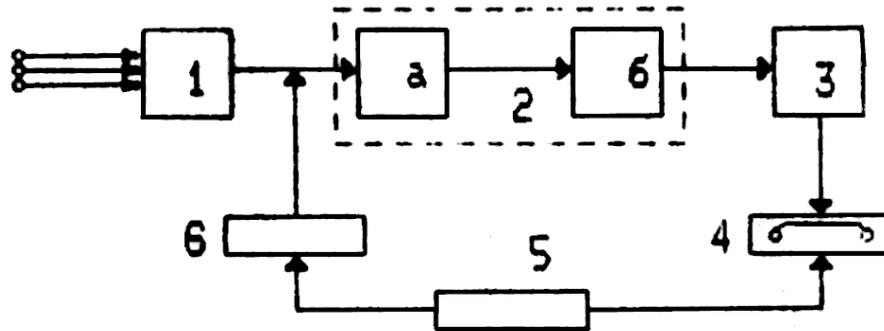


Рис. 9. Блок-схема электрокардиографа (1 - переключатель отведений, 2 - усилитель напряжения (а) и мощности (б), 3 - электромеханический преобразователь, 4 - лентопротяжный механизм, 5 - блок питания, 6 - источник калибровочного напряжения).

Для снятия ЭКГ электроды накладываются по системе стандартных отведений на внутренние поверхности предплечий и голеней. Под электроды подкладывают прокладки из марли, смоченные физиологическим раствором. Провода кабеля соединяют следующим образом: красный - к электроду на правой руке, желтый - к левой руке, зеленый - к левой ноге, черный - к правой ноге.

Электроды - это проводники специальной формы, соединяющие измерительную цепь с биологической системой. В принципе электроды могут использоваться как для съема электрического сигнала, так и для подведения внешнего электромагнитного воздействия. К электродам предъявляются определенные требования: они должны быстро фиксироваться и сниматься, иметь высокую стабильность электрических параметров, быть прочными, не создавать

помех, не раздражать биологическую ткань.

На рис. 10 показана эквивалентная электрическая схема контура, включающего в себя биологическую систему и электроды.

Из закона Ома следует:

$$E = IR_{\text{вх}} + IR + IR_{\text{вн}} = IR_i + IR_{\text{вх}}, \quad (9)$$

где $R_i = R + R_{\text{вн}}$.

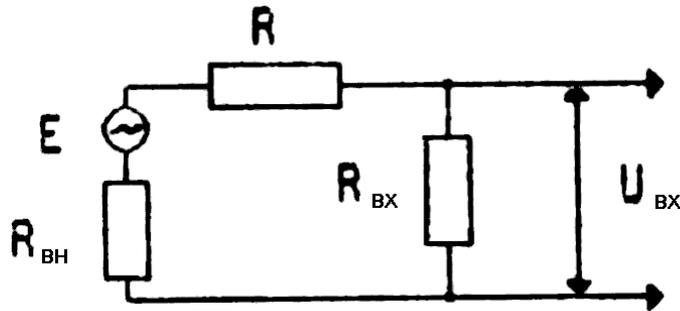


Рис. 10. Эквивалентная схема электродов (E - ЭДС источника биопотенциалов, R_{вн} - сопротивление внутренних тканей, R - сопротивление кожи и контактирующего с ней электрода, R_{вх} - входное сопротивление усилителя биопотенциалов).

"Полезным" является R_{вх} усилителя, т.к. именно эту часть ЭДС источника увеличивает усилитель. Так как E задана, а изменить IR_{вх} невозможно, то увеличивать R_{вх} можно только уменьшением R, и, прежде всего, уменьшенном сопротивлении контакта электрод-кожа. Для этого используют марлевые салфетки, смоченные физраствором или специальные электропроводящие пасты. Укрепляются электроды с помощью резиновых бинтов или присосок. По назначению электроды для съема медико-биологической информация разделяют на четыре группы:

- 1) для кратковременного применения,
- 2) для длительного использования,
- 3) для использования на подвижных обследуемых,
- 4) для экстренного применения.

В зависимости от задачи исследований могут использоваться

электроды различной формы и размера. Например, в физиологических экспериментах применяют микроэлектроды, металлический конец которых имеет диаметр порядка единиц микрона и меньше, или стеклянные капилляры, заполненные солевым раствором. В электрокардиографии чаще всего используют пластинчатые поверхностные электроды из неметаллов. С помощью экранированных проводов электрический сигнал от электродов поступает к переключателю отведений на входе аппарата, а затем передается к усилителю.

Специфика усилителей биопотенциалов определяется такими особенностями:

- а) биопотенциалы - слабые сигналы,
- б) биопотенциалы - сигналы, относительно медленно изменяющиеся во времени,
- в) входное сопротивление усилителя должно быть достаточно высоко.

Поэтому электрокардиограф должен удовлетворять следующим требованиям:

- 1) чувствительность - не менее 15 мм/мВ при сохранении ее значения по всей ширине шкалы прибора,
- 2) коэффициент усиления - порядка 10^4 - 10^5 ,
- 3) уровень собственных шумов - не выше 2-3 мкВ,
- 4) высокое входное (0,3 -1 Мом и низкое выходное сопротивление (при электромагнитном вибраторе 8-25 Ом, при фотозаписи - до 100 Ом).

Электрокардиографы содержат источник калибровочного сигнала. Это точно выверенное напряжение (1 мВ), которое подается на вход усилителя и регистрируется на ленте записи в виде прямоугольного импульса.

К регистрирующим устройствам предъявляются определенные требования, т.к. они могут также вносить в результат записи дополнительные искажения. Основу регистрирующего устройства

обычно составляет электромагнитный поляризационный гальванометр или вибратор. Принцип самой записи может быть различным.

Магнитоэлектрический вибратор имеет мощный постоянный магнит, в поле которого находится связанная с пишущим пером катушка. При пропускании через катушку тока от выходных каскадов усилителя создается магнитное поле катушки, которое, взаимодействуя с магнитным полем постоянного магнита, заставляет катушку отклоняться от первоначального положения. Вибраторы электромагнитной системы позволяют регистрировать колебания в пределах от 0 до 150 Гц.

При оптической регистрации на якоре гальванометра укрепляется легкое зеркальце, которое с помощью отраженного светового луча регистрирует на движущейся фотопленке изменения сигнала.

Чернильно-перьевая регистрации состоит в том, что на оси вибратора укреплено специальное перо, соединенное гибкой трубкой с резервуаром для чернил, которое вычерчивает кривую на бумажной ленте. Лента приводится в движение синхронным электромотором. Трение пера о бумагу может вызвать искажение сигнала, поэтому такая регистрация применяется только для низкочастотных сигналов.

Существует также приборы со струйной регистрацией, при которой с якорем гальванометра скрепляется трубка. Из трубки под давлением выбрасывается струйка краски. Такую запись можно применять при частоте до 700 Гц.

Существует метод записи на тепловой бумаге, покрытой тонким слоем белой воскообразной массы. Кончик пера вибратора содержит нагревательный элемент, который при движении расплавляет наружный слой и оставляет цветной след на бумаге.

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Подготовьте прибор к работе. Для этого:

- установите переключатель отведений в положение «К» - кон-

троль;

- поставьте скорость движения диаграммной ленты $V = 25$ мм/с.

2. Наложите электроды на конечности испытуемого, поместив под ними марлевые прокладки, смоченные физраствором.

3. Подключите к электродам соответствующие провода кардиографа:

- **красный** – к правой руке;

- **желтый** – к левой руке;

- **зеленый** – к левой ноге;

- **черный** – к правой ноге.

4. Включите электрокардиограф и проведите регистрацию калибровочного сигнала. Для этого:

- с помощью регулятора установите перо на середину поля;

- включите клавишу «ЗАПИСЬ» и после начала движения диаграммной ленты несколько раз быстро нажмите кнопку «1 мВ»;

5. По калибровочному сигналу определите чувствительность электрокардиографа S (мм/мВ).

6. Установите переключатель отведений в положение 1 и запишите ЭКГ для первого отведения (4-8 циклов). Последовательно переключая каналы, запишите ЭКГ для второго и третьего отведений.

7. Измерьте для каждого отведения высоты зубцов h и длительности интервалов L в отведениях. Результаты измерений и вычислений занесите в таблицу.

Высота зубцов	Калибровочный импульс	P			R			S			T		
Норма, мВ		0,1 – 0,2			0,5 – 2,0			до 0,6			0,2 – 0,6		
h , мм													
U , мВ													
Интервалы времени		R-R			P-Q			Q-R-S			Q-T		
Норма, с		1,0			до 0,2			до 0,1			0,35		
L , мм													
t , с													

8. Вычислите разность потенциалов U , соответствующую каждому зубцу по формуле $U=h/S$. Вычислите длительность интервалов по формуле $t=L/v$, v – скорость движения ленты регистрирующего прибора. Результаты занесите в таблицу. Сравните полученные результаты с нормой, сделайте вывод.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что называется электрокардиографией?
2. В чем состоит теория Эйнтховена?
3. Что такое диполь? Чем характеризуется поле диполя?
4. Что называется электрокардиограммой?
5. Из каких основных блоков состоит электрокардиограф? Начертите блок-схему электрокардиографа.
6. Как, пользуясь электрокардиограммой, определить величину биопотенциалов сердца в различные моменты сердечного цикла, частоту сокращений сердца и положение анатомической оси сердца?
7. Перечислите возможные помехи, искажающие ЭКГ.
8. Какие бывают виды регистрирующих устройств и виды записи?
9. Сформулируйте требования, предъявляемые к электродам. Начертите эквивалентную схему электродов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т. Максютин Г.В., Островерхов П.Н. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982, – С. 272–280.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. –М.: Высшая школа, 1978. Т.2. –С. 121 –140.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. –С.256–265; 365–367.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №15

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПАССИВНЫХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ТКАНЕЙ ОРГАНИЗМА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

Изучить зависимость модуля импеданса эквивалентных схем и живой ткани от частоты.

ОБОРУДОВАНИЕ:

двухлучевой электронный осциллограф, генератор звуковой частоты, экспериментальная установка.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Определение полного сопротивления (импеданса) позволяет получить значительную информацию о структуре и составе биологических объектов, не повреждая их. Изучение активной и реактивной составляющих импеданса используют:

- для характеристики физических свойств живого вещества,
- для изучения изменений, связанных с функциональным состоянием.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Ткани живых органов состоят из клеток, омываемых тканевой жидкостью. Тканевые жидкости и цитоплазма клеток представляют собой электролиты и являются относительно хорошо проводящими ток средами. Они обладают активным (омическим) сопротивлением R . Биомембраны представляют собой тонкие липидные мембраны с высоким сопротивлением и электрической емкостью порядка 1 мкФ/см^2 . Все это придает тканям организма емкостные (реактивные) свойства. При этом и омическое (активное) сопротивление, и емкостное сопротивление уменьшаются с увеличением частоты.

Для описания как активных, так и реактивных свойств биологической ткани используется показатель *импеданса* Z – полного сопротивления ткани:

$$Z = R + iX,$$

где R – активное сопротивление ткани, X – реактивное сопротивление ткани, зависящее от ее емкостных свойств; $i = \sqrt{-1}$ – мнимая единица. Использование мнимой единицы для записи величины импеданса позволяет не смешивать при расчетах омические и емкостные показатели.

Кроме величин активной и реактивной составляющих импеданса, электрические свойства биологических тканей можно описать с помощью двух других показателей – модуля импеданса

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \text{ и фазы импеданса } \varphi: \varphi = \operatorname{arctg} \frac{X}{R}.$$

От показателей модуля и фазы импеданса всегда можно перейти к величинам активного и реактивного сопротивления тканей, и наоборот. Таким образом, две пары показателей, используемых для описания пассивных электрических свойств биологических тканей, эквивалентны.

При пропускании переменного электрического тока через биологические объекты в них возникают поляризационные процессы. Установлено, что при этом происходит изменение как активной, так и реактивной его составляющих импеданса. При исследовании электрических характеристик живых тканей в широком диапазоне частот переменного тока проявляется *эффект дисперсии* – модуль импеданса биологических объектов с увеличением частоты уменьшается до некоторой постоянной величины (рис. 1).

Зависимость, подобная показанной на рис. 1, свойственна только живым тканям.

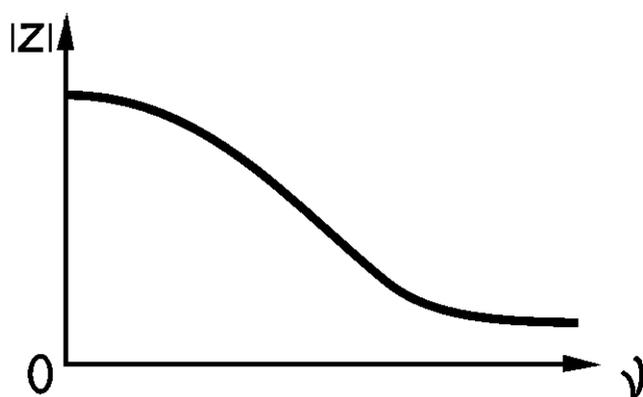


Рис. 1. Кривая дисперсии - изменения величины модуля импеданса $|Z|$ мышцы при увеличении частоты тока.

Это подтверждает динамика кривых дисперсии, показывающих зависимость модуля импеданса $|Z|$ растительной ткани от частоты в норме (рис. 2а), при нагревании ее в течении 2-х минут (рис. 2б) и при полном отмирании ткани (рис. 2в).

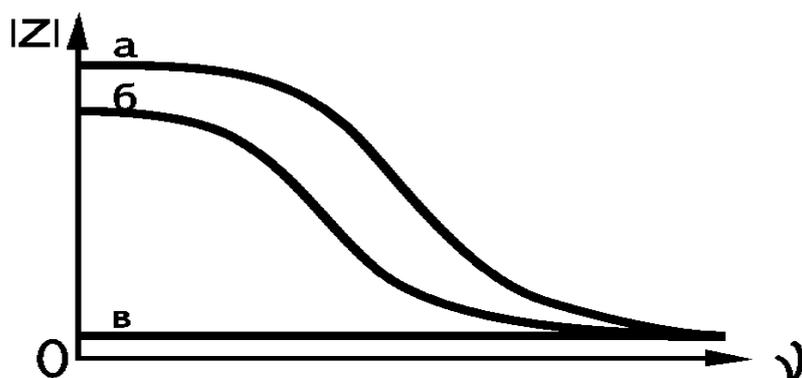


Рис. 2. Изменение кривой дисперсии модуля импеданса растительной ткани при нагревании (объяснения в тексте).

Следует отметить ряд особенностей, характеризующих величину модуля импеданса живой ткани:

1. значение $|Z|$ для живой ткани при измерениях на переменном току ниже, чем при измерениях на постоянном токе.
2. значение $|Z|$ не зависит от величины тока, если величина тока не превышает физиологическую норму.

3. $|Z|$ на данной частоте постоянно, если не изменяется физиологическое состояние ткани.
4. $|Z|$ изменяется при изменении физиологического состояния объекта.

Наличие в биологических системах емкостных сопротивлений подтверждается сдвигом фаз между силой тока и напряжением. Величина сдвига фаз определяется соотношением емкостного и омического сопротивлений. Для биологических систем характерна большая величина сдвига фаз. Это показывает, что доля емкостного сопротивления в биологических объектах велика. Например, величины сдвига фаз, полученных на биологических объектах при частоте 1000 Гц:

- для кожи человека 55° ,
- для нерва лягушки 84° ,
- для мышцы кролика 65° .

Для изучения закономерностей прохождения переменного тока через биологические ткани используют эквивалентные схемы, т.е. такие комбинации соединения омического сопротивления и емкости, которые в первом приближении могут моделировать электрические параметры клеток.

Рассмотрим примеры несложных эквивалентных схем.

1. Схема состоит из последовательно включенных омического сопротивления R и конденсатора C (рис. 3а).

На рис. 3б видно, что при малых частотах значения модуля импеданса для данной схемы будет большим, т.к. емкостное сопротивление при этом резко увеличивается ($|Z| \rightarrow \infty$ при $\nu \rightarrow 0$), что не согласуется с характеристикой модуля импеданса для живой ткани. Живые ткани имеют определенные значения $|Z|$ при постоянном токе (рис. 1).

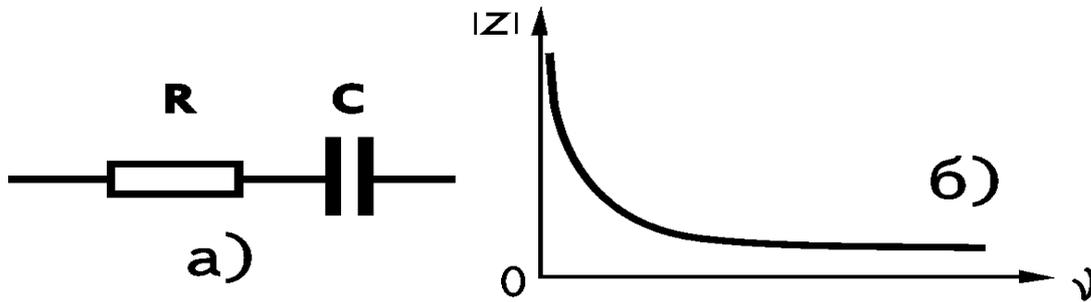


Рис. 3. Схема с последовательно включенными омическим R и емкостным C сопротивлениями (а) и график изменения модуля импеданса $|Z|$ от частоты ν (б).

2. Схема состоит из параллельно включенных омического сопротивления и конденсатора (рис. 4а).

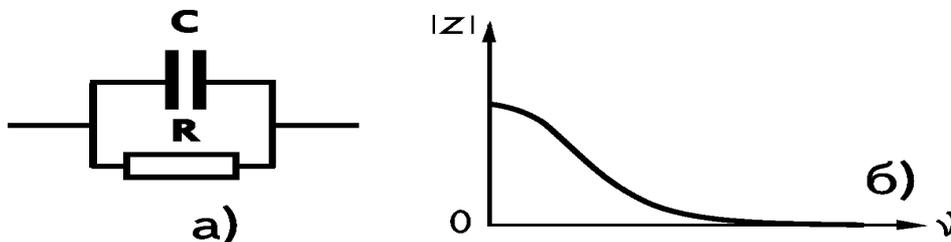


Рис. 4. Схема с параллельно включенными омическим R и емкостным C сопротивлениями (а) и график изменения модуля импеданса $|Z|$ от частоты ν (б).

Из рис. 4б видно, что при больших частотах значения модуля импеданса данной эквивалентной схемы стремится к нулю ($|Z| \rightarrow 0$ при $\nu \rightarrow \infty$). У живых объектов $|Z|$ с увеличением частоты снижается только до определенных значений (рис.1).

Сравнивая графики, изображенные на рис. 3б и 4б с зависимостью для живой ткани (рис. 1), легко заметить, что приведенные схемы не удовлетворяют всему диапазону частот исследования.

Приблизить свойства схемы к живой ткани позволяет электрическая схема, состоящая из нескольких элементов, соединенных последовательно и параллельно (рис. 5а). Зависимость модуля импеданса $|Z|$ от частоты ν для данной схемы представлена на рис.5б.

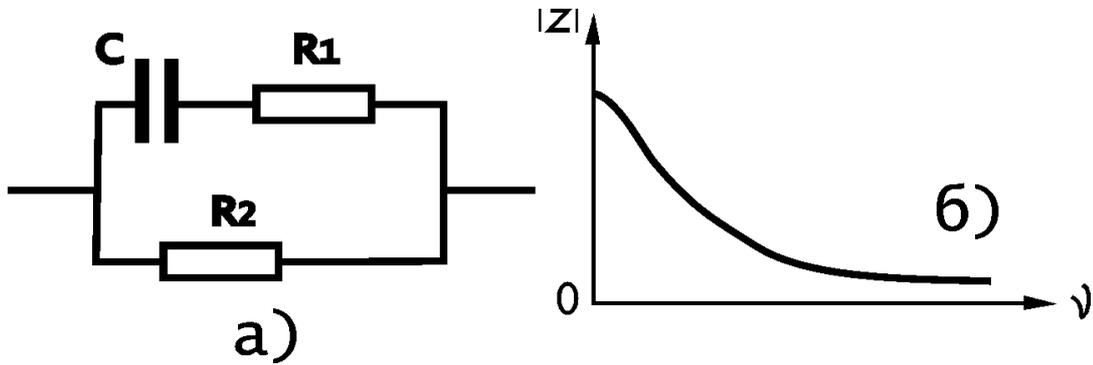


Рис. 5. Эквивалентная схема (а) и график зависимости модуля импеданса $|Z|$ от частоты ν (б).

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

В данной работе используем способ определения модуля импеданса с помощью двухлучевого осциллографа. Схема установки представлена на рис.6.

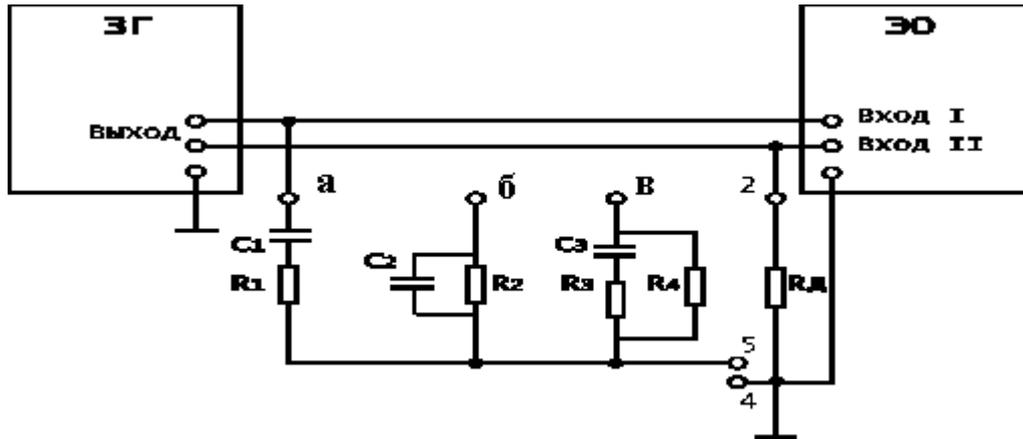


Рис. 6. Включение приборов для изучения импеданса эквивалентных электрических схем (ЗГ – звуковой генератор, ЭО – электронный осциллограф).

Рассмотрим принцип измерений модуля импеданса и сдвига фаз между током и напряжением на примере эквивалентной схемы «а» (рис. 6). В этом случае электрическая цепь может быть представлена в следующем виде (рис.7).

Согласно закону Ома:

$$U(Z) = I \cdot |Z|, \quad (1)$$

$$U(R_d) = I \cdot R_d, \quad (2)$$

где $|Z|$ - модуль импеданса эквивалентной схемы «а»,

I – сила тока,

$U(Z)$ – напряжение между точками «а» и «2»,

$U(R_d)$ – напряжение на дополнительном резисторе R_d .

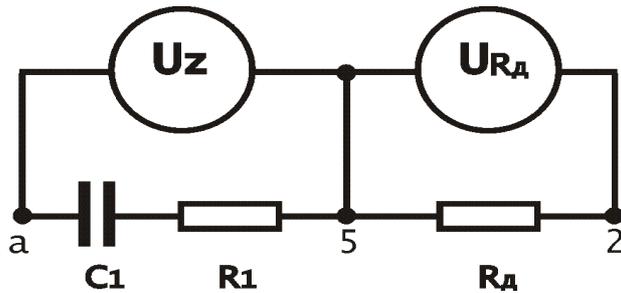


Рис. 7. Фрагмент схемы соединения элементов при измерении модуля импеданса в цепи «а».

Из уравнений (1) и (2) следует:

$$|Z| = U(Z)/I, \quad (3)$$

$$I = U(R_d)/R_d. \quad (4)$$

Так как элементы (C_1 , R_1 , R_d) схемы соединены последовательно, то $I = \text{const}$. Поэтому величину модуля импеданса эквивалентной схемы можно определить по формуле:

$$|Z| = \frac{U(Z) \cdot R_d}{U(R_d)}. \quad (5)$$

Для измерения напряжений $U(Z)$ и $U(R_d)$ используем двухлучевой осциллограф, позволяющий одновременно наблюдать изменение напряжения на одной из эквивалентных схем (вход I) и напряжения на дополнительном резисторе (R_d) (вход II). При установлении одинаковой чувствительности (J) для обоих каналов осциллографа ($J_1 = J_2$) формула (5) будет иметь вид:

$$|Z| = \frac{A_1 \cdot J_1 \cdot R_d}{A_2 \cdot J_2} = \frac{A_1 \cdot R_d}{A_2}, \quad (6)$$

где A_1 и A_2 – амплитуды сигналов, соответствующих значениям напряжений $U(Z)$ и $U(R_d)$.

Изменяя частоту сигнала, подаваемого с помощью звукового генератора на эквивалентную схему, можно исследовать зависимость значения модуля импеданса от частоты.

Для определения сдвига фаз между силой тока и напряжением можно использовать полученное на экране осциллографа изображение сигналов (рис. 8).

На резисторе R_d сила тока и напряжение совпадают по фазе. Следовательно, разность фаз между силой тока и напряжением в эквивалентной схеме равна разности фаз между полученными кривыми на экране осциллографа:

$$\varphi = \frac{2\pi \cdot x}{d}, \quad (7)$$

где d – расстояние между двумя соседними точками кривой с одинаковыми фазами, x – расстояние между точками разных кривых с одинаковыми фазами.

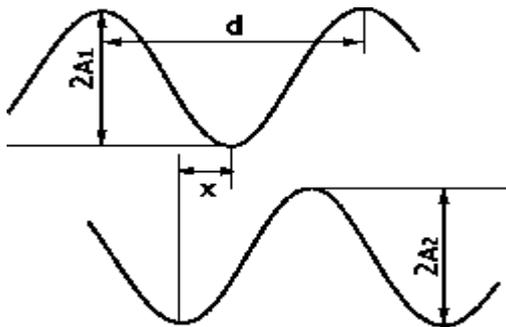


Рис. 8. Изображение сигналов на экране двухлучевого осциллографа (объяснения в тексте).

ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Задание 1. Установить одинаковую чувствительность каналов двухлучевого электронного осциллографа.

1. Соберите цепь по схеме, изображенной на рис. 9.

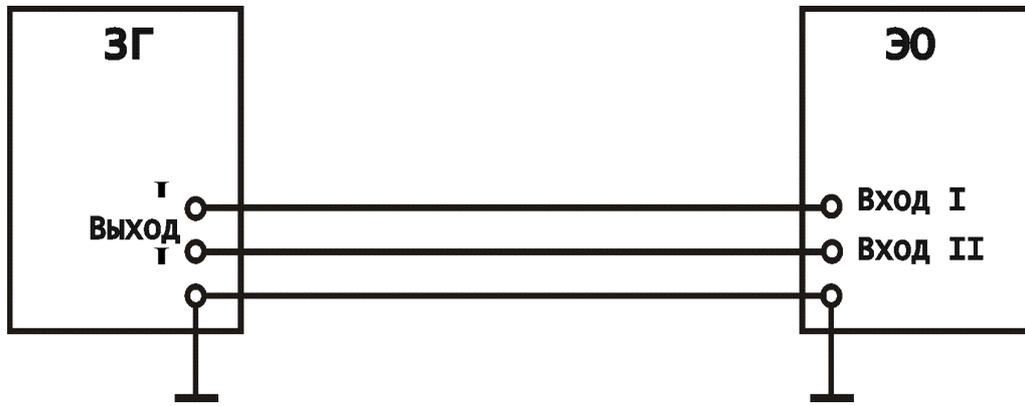


Рис. 9. Соединение звукового генератора (ЗГ) и электронного осциллографа (ЭО) для установки чувствительности каналов.

2. Включите звуковой генератор, установите напряжение 1В.
3. Получив на экране осциллографа два луча, разведите их.
4. Установите одинаковую чувствительность обоих каналов осциллографа.

Внимание! В процессе работы чувствительность каналов не изменять!

Задание 2. Исследовать зависимость модуля импеданса от частоты.

1. Соберите цепь по схеме, изображенной на рис. 6. Клемму «4» соедините с клеммой «5». Штекер провода, соединяющего «ВХОД 1» осциллографа и «ВЫХОД» звукового генератора, подключите к клемме «а».
2. Штекер провода, соединяющего «ВХОД 2» осциллографа и «ВЫХОД» звукового генератора, подключите к клемме «2».
3. Включите звуковой генератор и установите частоту 50 Гц. На экране осциллографа получите устойчивую картину (рис. 8).
4. Измерьте A_1 и A_2 и вычислите модуль импеданса $|Z|$ эквивалентной схемы по формуле (6) (значение R_d указано на панели установки).
5. Сделайте аналогичные измерения для эквивалентных схем «б»),

«В».

6. Наложите электроды на предплечье и запястье руки, предварительно поместив под ними марлевые салфетки, смоченные физиологическим раствором. Один электрод соедините с клеммой «4», а второй – с «ВЫХОДОМ 1» звукового генератора и «Входом 1» осциллографа.
7. Результаты измерений и вычислений занесите в таблицу.

Эквивалентная схема	Частота, Гц	Амплитуда A_1 , мм	Амплитуда A_2 , мм	Модуль импеданса $ Z $, Ом
а)	50			
	100			
	200			
	500			
	1000			
	2000			
	5000			
	10000			
б)	такие же значения частот			
в)	такие же значения частот			
Живая ткань	такие же значения частот			

8. Постройте график зависимости $|Z| = f(\nu)$ для всех эквивалентных схем и живой ткани в полулогарифмическом масштабе.
9. Сравните полученные графики для эквивалентных схем с зависимостью модуля импеданса от частоты живой ткани и выберите схему, наиболее точно моделирующую живую ткань.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Объясните электрические свойства живых тканей.
2. Каковы особенности проведения переменного электрического тока живых тканями?
3. Что такое эквивалентная электрическая схема?
4. Что такое импеданс?
5. Какова зависимость модуля импеданса от частоты для живой ткани?
6. Как можно определить сдвиг фаз между силой тока и напряжением?
7. Расскажите об использовании измерения $|Z|$ биологических тканей в медицине.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике.– М.: Высшая школа, 1982.– С. 100-104.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика.– М.: Высшая школа, 1987.– С. 326-330.
3. Тарусов Б.Н. Биофизика.– М.: Высшая школа, 1970.– С. 166-208.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №16 ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ РЕОГРАФА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучить физические основы реографии.
2. Ознакомиться с устройством реографа.
3. Записать реограмму и определить её основные параметры.

ОБОРУДОВАНИЕ:

реограф РГ4-01, электрокардиограф, электроды, марлевые прокладки, физиологический раствор.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Реография позволяет достаточно быстро определить кровоснабжение органов и тканей при минимальном воздействии на пациента. Метод универсален и применяется при исследовании кровенаполнения сердца (реокардиография), головного мозга (реоэнцефалография), печени (реогепатография), периферических сосудов конечностей (реовазография) и других органов и тканей.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Реография – метод исследования кровенаполнения органов и тканей или отдельных участков тела на основе регистрации их сопротивления переменному току высокой частоты.

Одна из причин изменения электрического сопротивления живых тканей – колебания их кровенаполнения. Использование высокочастотных токов необходимо для сведения к минимуму явления поляризации в системе «электрод – кожа».

При применяемых в реографии частотах имеет место преимущественно ионная проводимость, так как проводниками служат жидкие среды организма, являющиеся слабыми электролитами. Ток при этом распространяется в основном по магистральным сосудам.

Изменения кровенаполнения и колебания электрического сопротивления тканей, расположенных между электродами, через которые пропускается ток высокой частоты, связаны формулой А.А. Кедрова:

$$\frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta Z}{Z}, \quad (1)$$

где $\frac{\Delta V}{V}$ – относительное изменение объема ткани в исследуемом участке, практически равное изменению объема крови в этом участке; $\frac{\Delta Z}{Z}$ – относительное изменение полного сопротивления этого участка.

В течение сердечного цикла ΔZ изменяется в соответствии с изменением кровенаполнения исследуемого участка ткани: уменьшается при систоле и возрастает при диастоле. Графическая запись ΔZ во времени называется *реограммой* (рис.1).

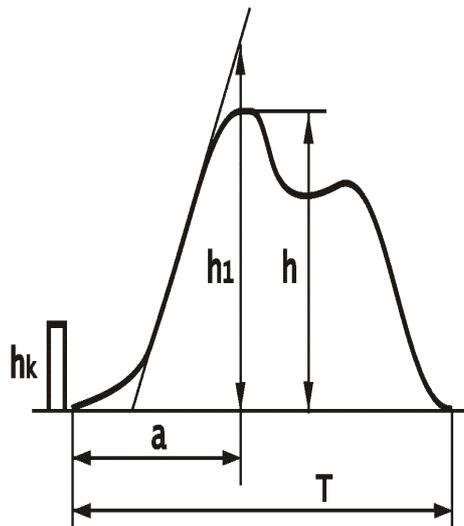


Рис. 1. Основные характеристики реограммы (h –амплитуда реограммы, h_1 – амплитуда для расчета ударного объема крови, a – длительность восходящей части реограммы, T –период реограммы, h_k –высота калибровочного импульса).

В каждой реографической волне выделяют начало, вершину и конец, восходящую (анакротическую) и нисходящую (катокротиче-

скую) части. На нисходящей части могут наблюдаться 1 – 2 дополнительные волны.

Кривая в норме достаточно регулярна. Нарушения регулярности зависят от изменения ритма сердечных сокращений и дыхания. Регулярность может существенно нарушаться при патологии, например, при выраженной сосудистой дистонии.

Анализ реограмм производится по оценке её временных и амплитудных показателей. Из показателей реограммы наиболее информативными являются следующие:

- **реографический индекс (РИ)** – отношение амплитуды реограммы h к величине стандартного калибровочного импульса h_k . РИ характеризует величину пульсового кровенаполнения.
- **время восходящей части волны a** , характеризующее *полное раскрытие сосуда*.
- **период** реограммы T , соответствующий длительности сердечного цикла

Абсолютные значения этих показателей зависят от области исследований и возраста. Время подъёма реографической волны в норме 0,08 – 0,13с. Реографический коэффициент $\frac{a}{T} \cdot 100\%$ составляет 10 – 13%.

Амплитуда реограммы у здоровых людей в среднем составляет:

- для бедра – 0,035 Ом,
- для плеча – 0,05 Ом,
- для предплечья и голени – 0,06 Ом,
- для пальца 0,24 Ом.

Снижение эластичности артерий, вызванное повышением тонуса или органическими поражениями стенки сосудов, сопровождается уменьшением амплитуды, ростом длительности восходящей части, увеличением реографического коэффициента, закруглением вершины кривой, сглаживанием волны из-за исчезновения диасто-

лических волн.

Для дифференцировки функциональных изменений от органических нарушений и выяснения компенсаторных возможностей сосудистой стенки применяют **функциональные пробы**.

Постуральная проба – регистрация реограммы голени и стоп в положении с приподнятыми конечностями под углом 40° (а) и с опущенными под углом 90° голени (б), У здоровых лиц в положении (а) отмечается увеличение амплитуды систолической волны, в положении (б) – уменьшение.

Проба с локальной физической нагрузкой – регистрация реограммы в области голеностопного или лучезапястного суставов после сгибания и разгибания в течение 1 мин. При заболевании артерий амплитуда не меняется или уменьшается, длительность реографической волны увеличивается на 30-60% (отрицательная проба).

Холодовая проба – реографическое исследование кисти при её охлаждении в течение 1 одной минуты под водой при температуре 5-8° С. В норме после пробы амплитуда реографической волны уменьшается и через 6-8 мин возвращается к исходной.

В клинических исследованиях реокардиография применяется для изучения кровенаполнения сердца, крупных сосудов, изучения гемодинамики малого круга кровообращения. Также она используется для определения **ударного объёма крови**. Согласно формуле А.А. Кедрова (1):

$$V = \Delta Z \cdot V / Z \quad (2)$$

Однако значение V в каждом конкретном случае измерить затруднительно, поэтому объём численно приравнивают к массе тела. Таким образом, ударный объём крови (УО) вычисляется по формуле:

$$УО = \Delta Z \cdot V / Z, \quad (3)$$

где V – объём тела, численно равный массе, Z – базовый импеданс, ΔZ – прирост импеданса.

Прирост импеданса рассчитывают, исходя из того, что во время систолы наряду с притоком крови имеется её отток. Чтобы учесть это, производят экстраполяцию кривой. Наиболее точным считается метод экстраполяции В. Г. Кубичека в интервале времени, равном периоду изгнания крови из сердца (рис. 1).

Реографические исследования проводятся с помощью реографа, который для усиления и записи сигналов подключается к электрокардиографу, электроэнцефалографу или другому аналогичному прибору. На рис. 2 представлена блок-схема биполярного мостового реографа (биполярными называются реографы, в которых используется наложение двух электродов).

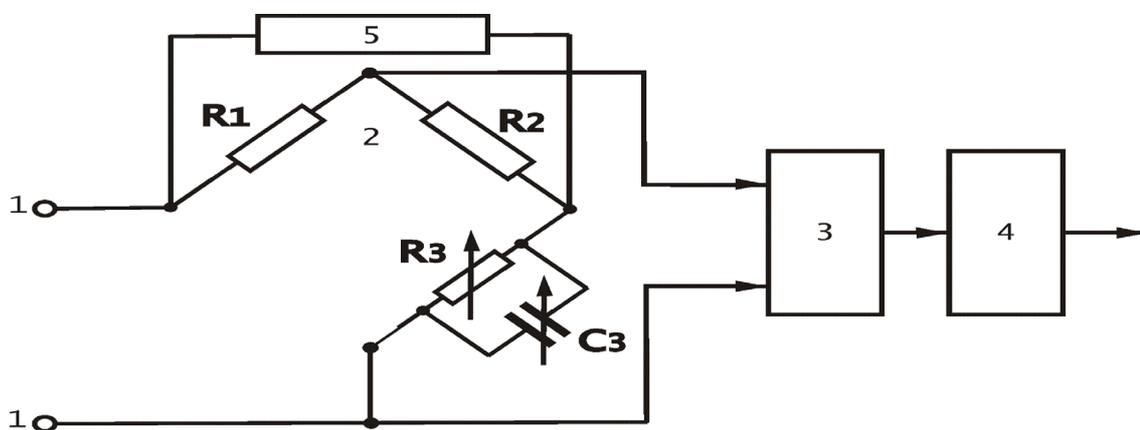


Рис. 2. Блок-схема реографа.

Принцип работы реографа (рис. 2) заключается в том, что от генератора высокой частоты (5) (частота тока 120 кГц, величина тока 1 - 5 мА) ток пропускается через исследуемый участок ткани, который находится между электродами (1). Данный участок включен в плечо измерительного моста реографа (2), позволяющего измерять сопротивление (R_1 , R_2 – омические сопротивления уравновешенных плеч моста; R_3 , C_3 – сопротивление и ёмкость, компенсирующие параметры объекта). Значения R_3 и C_3 устанавливаются равными полному сопротивлению исследуемого участка тела между электродами – измерительный мост сбалансирован. Колебания кровенаполнения объекта приводят к

изменению его сопротивления. Изменение сопротивления пациента преобразуется в пропорциональные напряжения, которые усиливаются с помощью усилителя (3). Демодулятор (4) позволяет выделить регистрируемый низкочастотный сигнал изменения сопротивления. Размер и форма электродов определяется областью и целями исследования.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Ознакомиться с органами управления реографа.

1. Изучите назначение органов управления реографа:

Реограф РГ4-01 является четырёхканальным. На лицевой панели аппарата расположены органы управления: в левой части – тумблер включения питающей сети «ВКЛ-ВЫКЛ» и кнопка подачи калибровочного импульса «П». Далее расположены 4 группы органов управления для каждого из каналов в отдельности. Сюда входят:

- кнопка для настройки и работы «КОНТР-РАБ»,
- тумблер переключения «ЭКВ-ПАЦ»,
- калибровочное сопротивление установки баланса «П»,
- тумблер переключения амплитуды калибровки «0,1-0,05»,
- эквивалентное сопротивление «Rэкв».

2. Изучите назначение органов управления регистрирующего прибора – электрокардиографа.

Установите скорость записи $v = 25$ мм/с.

Задание 2. Записать реограмму и определить ударный объём крови.

1. Наложите электроды: первый электрод – на запястье правой руки, второй – на запястье левой.
2. Включите приборы.
3. Определите сопротивление R участка тела между электродами.

Для этого:

а) переключите тумблер «ЭКВ-ПАЦ» в положение «ПАЦ» и, нажав кнопку «КОНТР-ПАЦ», установите гальванометр на «0», вращением ручки « Ω »

б) переключите тумблер в положение «ЭКВ» и, нажимая кнопку «КОНТР-ПАЦ», установите гальванометр на «0», вращая ручку «Rэкв».

Повторяя п. а) и б), добейтесь равновесия моста переменного тока и *запишите значение R (« Ω »).*

4. Нажмите кнопку «ЗАПИСЬ» на кардиографе и запишите калибровочный импульс, несколько раз быстро нажав кнопку «П» на панели реографа.
5. Переключите тумблер "ЭКВ–ПАЦ" в положение "ПАЦ" и зарегистрируйте несколько циклов реограммы.

При движении ленты кардиографа нужно задержать дыхание.

6. Рассчитайте ударный объём крови (УО) по формуле:

$$УО = \frac{0,1 \cdot h_1 \cdot V}{R \cdot h_k} \quad (4)$$

где R – электрическое сопротивление тела между электродами, h_1 – амплитуда реограммы, найденная методом экстраполяции (см. рис. 1),

h_k – амплитуда калибровочного импульса,

V – объём тела, численно равный массе.

Задание 3. Выполнить реографическое исследование методом функциональных проб.

1. Наложите электроды на испытуемого: первый электрод – на запястье, второй – на предплечье той же руки.
2. Произведите настройку реографа для записи реограммы (п. 3 в задании 2).
3. По калибровочному импульсу определите чувствительность прибора:

$$S = h_k / 0,1 \text{ (мм/Ом)} \quad (5)$$

4. Запишите несколько циклов реограммы.
5. Согласно рис. 1 измерьте:
 - амплитуду реографической волны $h(\text{мм})$,
 - длительность восходящей части $a(\text{мм})$,
 - период $T(\text{мм})$.
6. Рассчитайте ΔR по формуле: $\Delta R = h/S$, где S – чувствительность прибора.
7. Рассчитайте длительность сердечного цикла:
 $T(\text{с}) = T(\text{мм}) / v$;
где $v = 25 \text{ мм/с}$ – скорость движения ленты электрокардиографа.
8. Рассчитайте реографический коэффициент – $\frac{a(\text{мм})}{T(\text{мм})} \cdot 100\%$
9. Прodelайте постуральную пробу:
 - запишите реограмму в положении с поднятой рукой,
 - запишите реограмму в положении с опущенной рукой,
 - произведите измерения и расчёты в соответствии с п. 5-8.
10. Прodelайте пробу с физической нагрузкой:
 - запишите реограмму в исходном состоянии,
 - поработайте кистью в течение минуты и вновь запишите реограмму,
 - произведите измерения и расчёты в соответствии с п. 5-8.
11. Проведите холодовую пробу с физической нагрузкой:
 - запишите реограмму в исходном состоянии,
 - остудите руки в проточной холодной воде в течение 1 минуты,
 - снимите показания после охлаждения,
 - повторите измерения после охлаждения кисти руки в течение 6-8 минут.
 - произведите измерения и расчёты в соответствии с п. 5-8.

12. Результаты измерений занесите в таблицу.

№ опыта, проба	h, мм	ΔR , Ом	a, мм	T, мм	T, с	a/T·100%
1. Постуральная проба						
2. Проба с физической нагрузкой						
3. Холодовая проба						

13. Проанализируйте полученные данные и сделайте вывод.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что такое реограмма?
2. Какие физиологические параметры исследуются методом реографии?
3. Начертите и объясните блок-схему реографа.
4. Как с помощью реограммы определить ударный объём крови?
5. Объясните назначение функциональных проб.
6. Расскажите о применении реографии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Губанов Н.И., Утепбергенов А.А. Медицинская биофизика. –М.: Медицина, 1978. – С. 217-130.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С. 324.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. –М: Высшая школа, 1987. – С. 330-331.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №17

ИЗУЧЕНИЕ РАБОТЫ МУЛЬТИВИБРАТОРА

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Изучить принцип работы генератора прямоугольных импульсов.
2. Изучить влияние RC – цепей на параметры импульсов.

ОБОРУДОВАНИЕ:

макет мультивибратора, макет дифференцирующих и интегрирующих цепей, импульсный осциллограф.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Электронные стимуляторы широко применяются в медицине:

- в классической физиологии;
- для лечения заболеваний сердца и других органов;
- в физиотерапии.

Генератор прямоугольных импульсов (мультивибратор) с дифференцирующими и интегрирующими цепями составляет основу аппарата для универсальной электростимуляции (УЭИ), аппаратов СНИМ, ТОНУС и др.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В основе действия электрического тока на ткани организма лежит движение заряженных частиц (преимущественно ионов тканевых электролитов). В результате этого изменяется состав ионов по обе стороны клеточной мембраны, что приводит к возбуждению клеток. Раздражающее действие на ткани организма вызывается изменением силы тока и зависит от скорости, с которой это изменение происходит (закон Дюбуа – Реймона). Поэтому для электростимуляции используются электрические импульсы, представляю-

щие кратковременное действие силы тока или напряжения. Различают видеоимпульсы и радиоимпульсы.

Видеоимпульсы – это импульсы тока или напряжения, которые имеют постоянную составляющую, отличную от нуля (рис.1).

По форме видеоимпульсы бывают:

- а) прямоугольные
- б) пилообразные
- в) трапециевидные
- г) экспоненциальные
- д) колоколообразные и др.

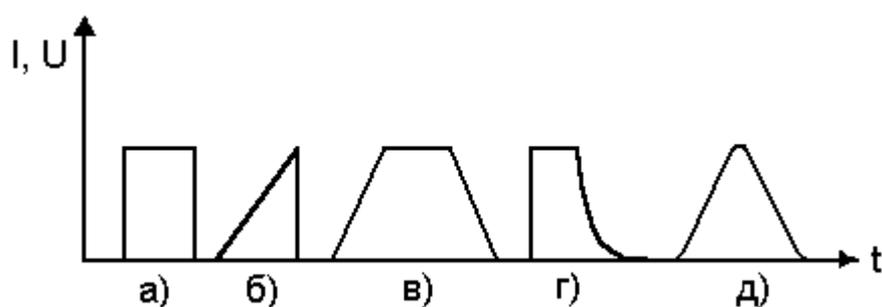


Рис. 1. Видеоимпульсы.

Радиоимпульсы – это модулированные электромагнитные колебания. Повторяющиеся импульсы называются **импульсным током**.

Электрическое раздражение мышц было обнаружено еще в XVIII веке. В настоящее время импульсные токи широко используются в электростимуляции и физиотерапии. К методам электростимуляции относится воздействие импульсом незначительной силы на: сердечную мышцу (электрокардиостимуляция), мышцы внутренних органов (кишечника, мочевого пузыря, матки и т.д.), центральную нервную систему. При воздействии на центральную нервную систему может быть вызвано состояние, близкое к естественному сну (электросон), снижение болевой чувствительности (электроанелгезия) или состояние, близкое к фармакологическому наркозу (электронаркоз).

Специфическое физиологическое действие электрического импульса зависит от его основных параметров: амплитуды A , крутизны нарастания переднего фронта импульса $S = \operatorname{tg}\alpha$, длительности импульса $t_{и}$ (рис.2).

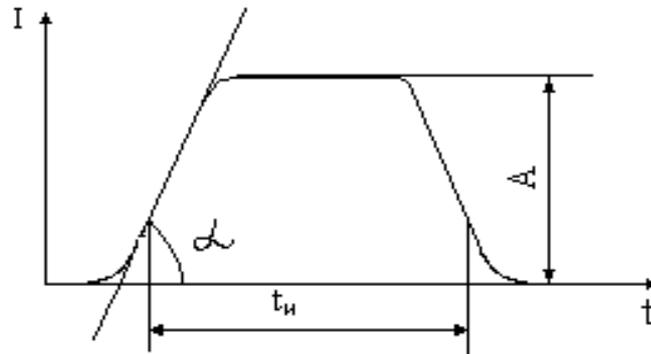


Рис. 2. Основные параметры импульса.

Амплитуда A определяет максимальное пороговое значение тока раздражения $I_{п}$ и связана с длительностью импульса $t_{и}$. Эта зависимость описывается уравнением Вейса-Лапика:

$$I_{п} = \frac{a}{t_{и}} + b, \quad (1)$$

где a и b — коэффициенты, зависящие от природы возбудимой ткани и ее функционального состояния.

Импульсы с предельно короткой длительностью вызывают в тканях смещение ионов, соизмеримое с амплитудой колебаний в тепловом движении, и раздражающего действия не оказывают. При значительном увеличении длительности импульса его раздражающее действие становится независимым от длительности $t_{и}$ (рис.3).

Значение порогового тока в этом случае называется реобазой R . Длительность импульса, соответствующая по амплитуде удвоенной реобазе, называется хронаксией chr . Хронаксия и реобаза характеризуют возбудимость органа или ткани, являясь показателями их функционального состояния.

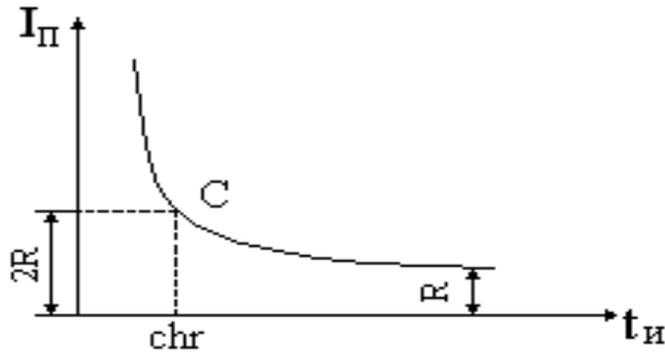


Рис. 3. Зависимость порогового тока от длительности импульса.

Раздражающее действие тока зависит от скорости нарастания его мгновенных значений, т.е. от крутизны переднего фронта импульса. Возбудимые ткани обладают свойством повышать порог, «приспосабливаться» к постепенно нарастающей силе раздражения. Это свойство тканей называется аккомодацией. Аккомодация характеризуется снижением порогового тока $I_{\text{п}}$ при возрастании крутизны переднего фронта импульсов. Исследование аккомодации производится с помощью треугольных или трапециевидных импульсов с регулируемой крутизной переднего фронта.

Кроме аккомодации, возбудимые ткани обладают также свойством отвечать на раздражение только в определенных пределах частоты повторения импульсов. Это свойство называется функциональной подвижностью или лабильностью. Исследование лабильности производится при различной частоте раздражающих импульсов тока. Частотное раздражение используется, как правило, при лечебной электростимуляции. Импульсы подаются в виде посылок различной длительности, чередующихся с паузами для отдыха. Для хорошего эффекта электростимуляции амплитуда, длительность, форма и частота импульсов должны соответствовать параметрам электровозбудимости стимулируемых тканей.

Ток с импульсами прямоугольной формы с длительностью импульсов $t_{\text{и}} = 0,1 - 1$ мс и диапазоном частот $5 - 150$ Гц использу-

ют для лечения электросном, токи с $t_{и} = 0,8 - 3$ мс и диапазоном частот $1 - 1,2$ Гц – во вживляемых кардиостимуляторах. Ток с импульсами треугольной формы $t_{и} = 1 - 1,5$ мс и частотой 100 Гц, а также экспоненциальные импульсы $t_{и} = 3 - 80$ мс, частотой $8 - 80$ Гц применяют для возбуждения мышц, в частности, при электрогимнастике.

Для получения прямоугольных импульсов в электронных стимуляторах используется мультивибратор. Электрическая схема мультивибратора состоит из двух усилителей на транзисторе с перекрестной связью (рис. 4).

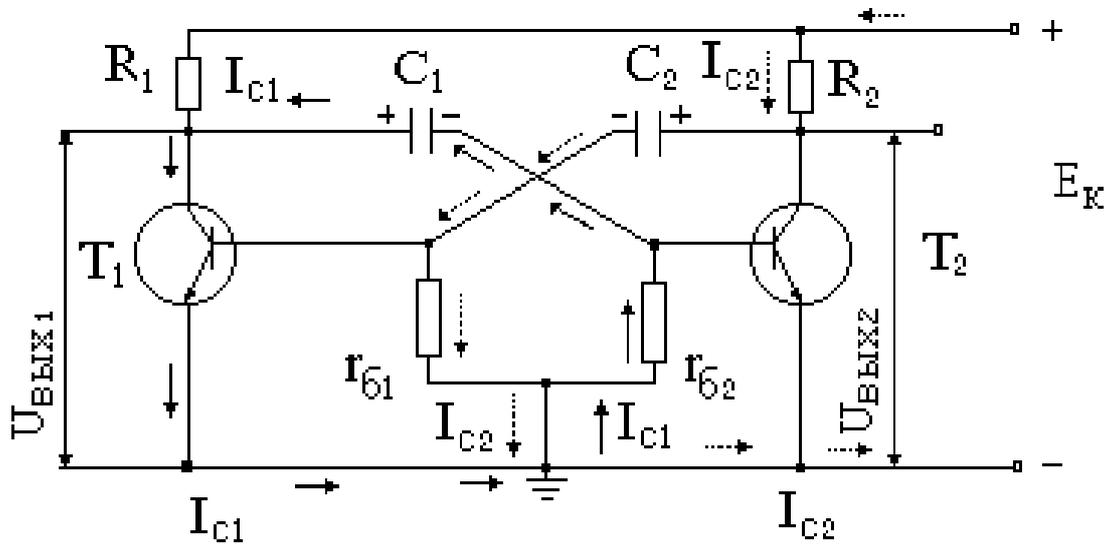


Рис. 4. Схема, поясняющая работу мультивибратора.

Все элементы схемы симметричны $R_1=R_2$, $C_1=C_2$, $r_{б1}=r_{б2}$. Однако мгновенные значения коллекторного тока в транзисторах T_1 и T_2 будут различны. Предположим, что число носителей зарядов в коллекторном переходе транзистора T_1 будет больше, чем в T_2 . Следовательно, увеличится падение напряжения на R_1 :

$$U_{R1} = I_{к1} \cdot R_1. \quad (2)$$

Напряжение на конденсаторе C_1 уменьшится:

$$U_{к1}=U_{с1} = E_{к} - I_{к1} \cdot R_1. \quad (3)$$

В результате этого конденсатор C_1 начнет разряжаться через транзистор T_1 , сопротивление r_{62} , понижая потенциал базы транзистора T_2 относительно коллектора (I_{C1} на рис.4). Это приведет к уменьшению коллекторного тока транзистора T_2 . Соответственно уменьшится падение напряжения на R_2 :

$$U_{K2} = I_{K2} \cdot R_2, \quad I_{K2} \rightarrow 0. \quad (4)$$

Напряжение на конденсаторе C_2 увеличится до $\approx E_K$ и он начнет заряжаться от источника питания. Ток заряда конденсатора C_2 (I_{C2} , рис.4) проходит через сопротивление r_{B1} , еще больше увеличивая потенциал базы транзистора T_1 . В результате этих процессов почти мгновенно ток I_{K1} транзистора T_1 достигнет максимальной величины ($I_{K1} = \max, U_{\text{ВЫХ1}} = \min$). Транзистор T_2 будет заперт ($I_{K2} = 0, U_{\text{ВЫХ2}} = \max$). Это состояние мультивибратора будет длиться до тех пор, пока конденсатор C_1 разрядится настолько, что напряжение смещения на базе транзистора T_2 станет положительным. Транзистор T_2 открывается и все процессы повторяются ($I_{K2} = \max, U_{\text{ВЫХ2}} = \min; I_{K1} = 0, U_{\text{ВЫХ1}} = \max$).

Графики выходного напряжения с транзисторов T_1 и T_2 показаны на рис.5. Они представляют собой импульсы прямоугольной формы одинаковой амплитуды и противоположной фазы.

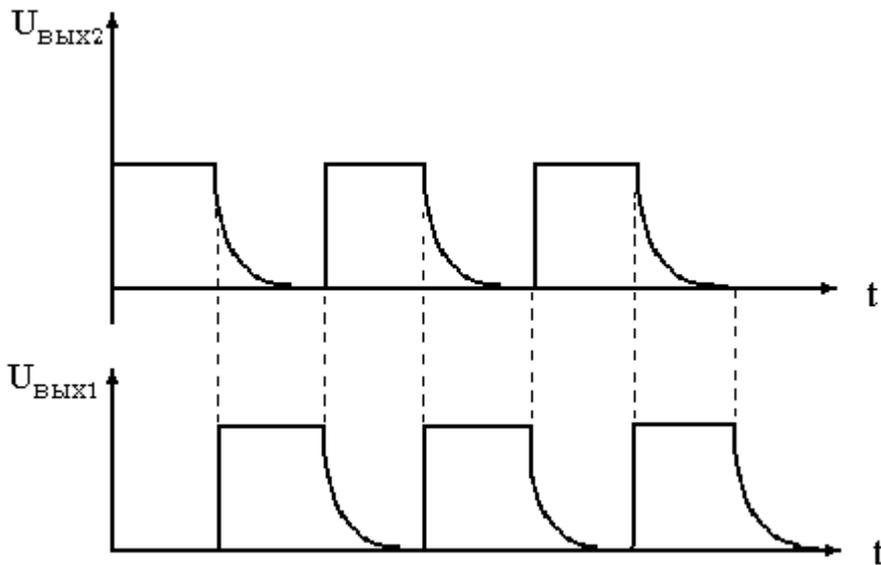


Рис. 5. Графики выходного напряжения.

Длительность импульса $t_{и}$ определяется временем разряда конденсатора C_1 или C_2 через соответствующее сопротивление базы. Произведение емкости на сопротивление имеет размерность времени и называется *постоянной времени*.

$$\tau = C_1 \cdot r_{б2} = C_2 \cdot r_{б1} \quad (1 \text{ сек} = 1 \text{ Ом} \cdot 1 \text{ Ф}) . \quad (5)$$

Изменяя величину емкости или сопротивления, можно изменять длительность импульса.

Для изменения формы прямоугольных импульсов в медицинских приборах применяются дифференцирующие и интегрирующие цепи. Простейшая дифференцирующая цепь состоит из последовательно включенного конденсатора C и параллельно включенного сопротивления R (рис. 6).

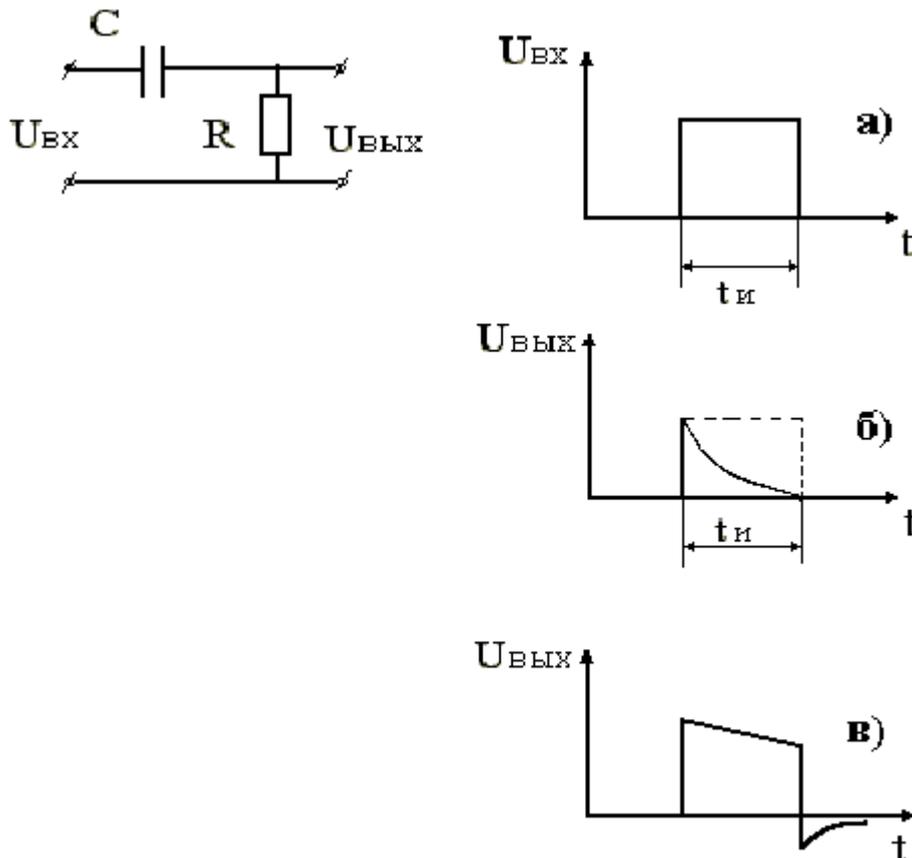


Рис. 6. Дифференцирующая цепь.

Предположим, что на вход схемы подан прямоугольный импульс длительностью $t_{и}$ (рис. 6а). Конденсатор C заряжается при подаче импульса и разряжается по экспоненциальному закону за

время $\tau=R \cdot C$. Форма импульса на выходе будет зависеть от соотношения постоянной времени цепи и длительности импульса.

Если постоянная времени τ дифференцирующей цепи намного меньше длительности импульса ($\tau \ll t_{и}$), то конденсатор C успевает разрядиться дважды: в начале импульса и после перезарядки, в конце. На выходе получают два кратковременных остроконечных импульса противоположного знака (рис. 6б). При $\tau \gg t_{и}$, конденсатор успевает зарядиться только частично (рис.6в).

Так как выходное напряжение $U_{\text{ВЫХ}}$ пропорционально производной от времени входного напряжения:

$$U_{\text{ВЫХ}} = \frac{dU_{\text{ВХ}}}{dt} \quad , \quad (6)$$

то такая цепь называется дифференцирующей.

Интегрирующая цепь (рис. 7а) состоит из последовательно включенного резистора R и параллельно включенного конденсатора C .

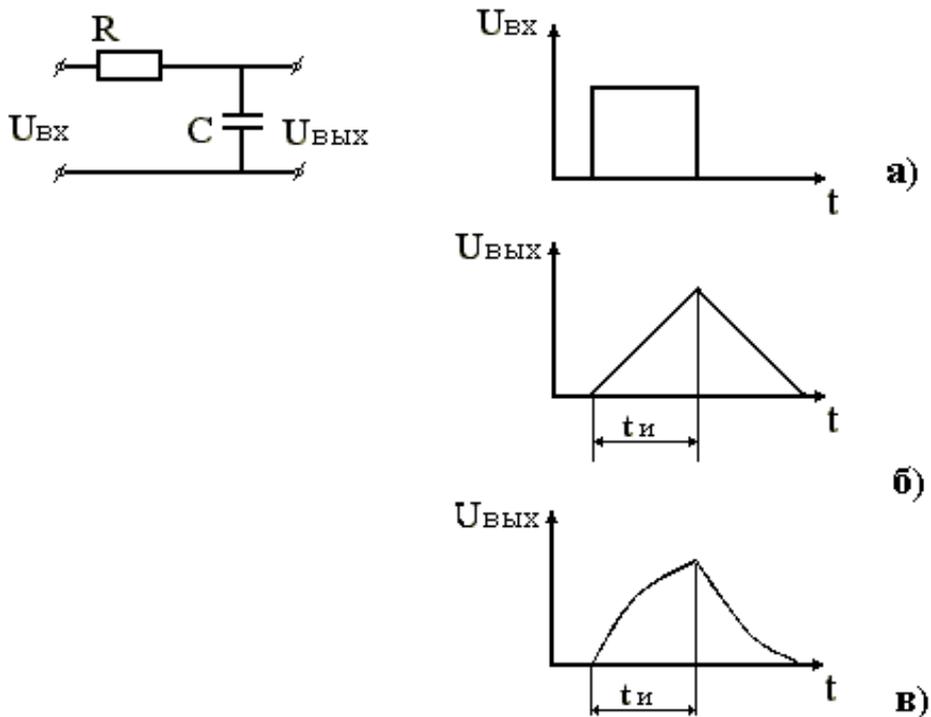


Рис. 7. Интегрирующая цепь.

Постоянная времени τ интегрирующей цепи больше или равна длительности импульса $t_{и}$ ($\tau \gg t_{и}$). В этом случае, пока длится импульс, конденсатор заряжается, а после прекращения импульса – разряжается. При достаточно большой постоянной времени нарастание выходного импульса происходит по начальной части экспоненты, которая приближается к прямой линии. Этот случай называется идеальным интегрированием (рис.7б). Напряжение на выходе цепи пропорционально интегралу от напряжения на входе:

$$U_{\text{вых}} = \frac{1}{RC} \int U_{\text{вх}} \cdot dt \quad (7)$$

Поэтому данная цепь называется интегрирующей. Если условие ($\tau \gg t_{и}$) не выполняется, то зарядка и разрядка конденсатора происходит по экспоненте (рис. 7в). Так как живая ткань обладает емкостными свойствами, она может искажать форму импульсных сигналов при электростимуляции.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Получить прямоугольные импульсы и определить влияние RC-цепей мультивибратора на параметры генерируемых импульсов.

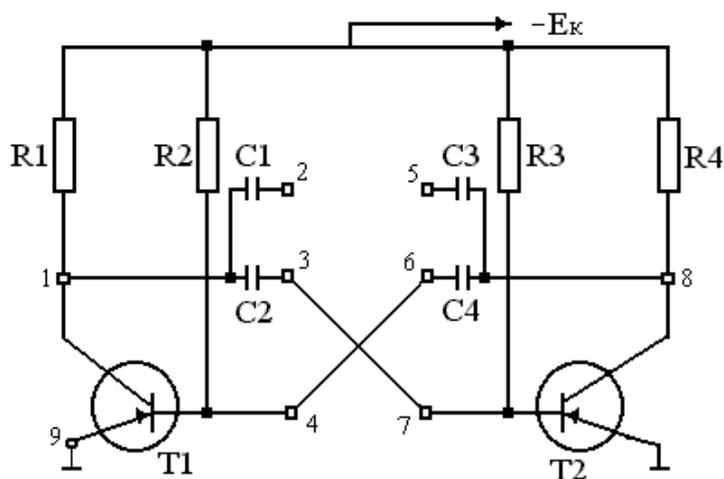
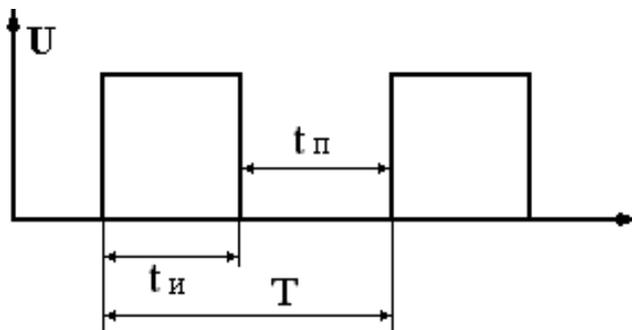


Рис. 8. Мультивибратор на транзисторах (клеммы 1, 9 или 8, 9 – «выход» генератора).

1. Соедините «выход» мультивибратора с «входом Y» осциллографа.
2. Включите осциллограф и мультивибратор в сеть, получите на экране и зарисуйте прямоугольные импульсы. Определите длительность импульса, паузы, период колебаний (рис. 9).
3. Увеличьте емкость конденсатора C1 (соединив C1 с C2) или C3 (C3 + C4). Зарисуйте полученные графики сигналов. Определите длительность импульса и паузы. Объясните полученные результаты.



$t_{и}$ —длительность импульса, $t_{п}$ —длительность паузы.

$$T = t_{и} + t_{п}. \quad \nu = \frac{1}{T}.$$

Рис. 9. График сигналов мультивибратора.

Задание 2. Изучить влияние дифференцирующих и интегрирующих RC-цепей на форму прямоугольных импульсов.

Макет дифференцирующих и интегрирующих цепей имеет следующую электрическую схему (рис. 10).

1. Подайте сигнал с выхода мультивибратора (клеммы 1,9 макета мультивибратора) на дифференцирующую цепь: клеммы 1, 2 («вход»), а к осциллографу подключите клеммы 3, 4 («выход»).
2. Изменяя параметры дифференцирующей цепи (соединяя O1–C1, O1–C2, O1–C3), изучите характер изменения сигнала. Полученные графики зарисуйте. Объясните полученные результаты.

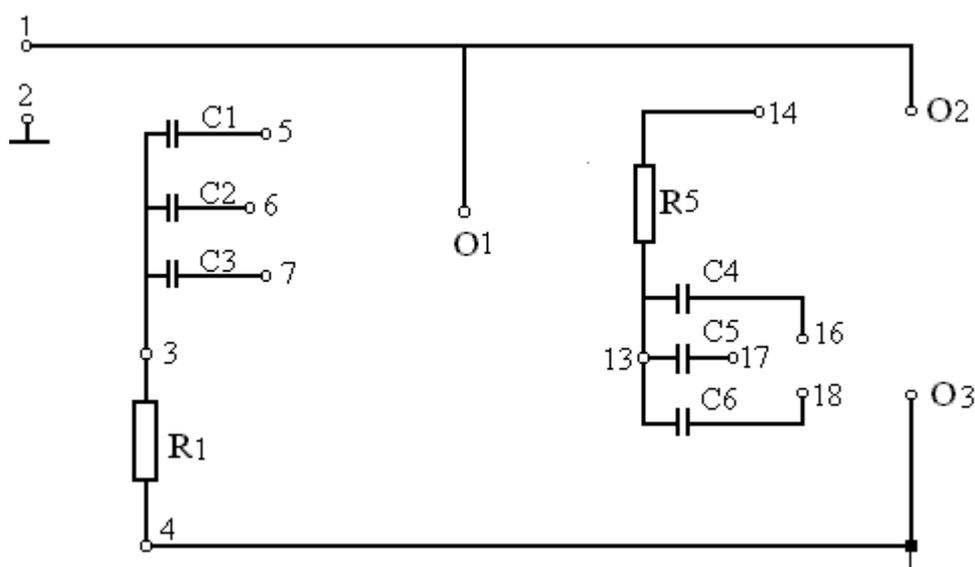


Рис. 10. Электрическая схема макета дифференцирующих и интегрирующих цепей.

3. Подайте сигнал с мультивибратора на интегрирующую цепь клеммы 2, 14 («вход»), а к осциллографу подключите клеммы 4, 13 («выход»).
4. Изменяя параметры интегрирующей цепи (O3–C4, O3–C5, O3–C6), изучите преобразование сигнала. Полученные графики зарисуйте. Объясните полученные результаты.
5. Определите для всех выполненных экспериментов постоянные времени цепей ($\tau=R \cdot C$). Сравните постоянные времени дифференцирующих (τ_1, τ_2, τ_3) и интегрирующих цепей (τ_4, τ_5, τ_6) с длительностью импульса. Сделайте вывод, какая из цепей лучше дифференцирует или интегрирует прямоугольные импульсы.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какие токи называются импульсными?
2. Укажите основные параметры импульсов и их физиологическое значение.
3. Начертите и объясните принципиальную схему мультивибратора.

4. Как можно изменить длительность импульса? паузы?
5. Что называется постоянной времени цепи?
6. Объясните принцип действия дифференцирующих и интегрирующих цепей.
7. Где применяются импульсные токи в медицине?

ЛИТЕРАТУРА

1. Боголюбов В. М., Пономаренко Г. Н. Общая физиотерапия: – Москва-Санкт-Петербург, 1997. – С.72–110.
2. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика: – М.: Высшая школа, 1999. – С.324–328, 405–407.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №18

ИЗУЧЕНИЕ АППАРАТОВ НИЗКОЧАСТОТНОЙ ТЕРАПИИ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с физиологическими основами применения диадинамических и синусоидальных модулированных токов.
2. Изучить устройство и принцип работы медицинских электротерапевтических приборов, генерирующих эти токи.

ОБОРУДОВАНИЕ:

аппарат СНИМ - 1, Тонус, Амплипульс 4Т, осциллограф.

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

Все более широкое применение в практической медицине, в том числе в терапии, получают физические воздействия. Это связано, прежде всего, с успехами в изучении их влияния на организм человека, с созданием новых лечебных методов, а так же с постоянно растущей потребностью практической медицины в немедикаментозных средствах лечения. В частности, применение диадинамических и синусоидальных модулированных токов позволяет:

- снимать болевое раздражение;
- улучшать центральное, периферическое и регионарное кровообращение;
- повышать уровень обмена веществ.

Показания для применения диадинамических токов весьма разнообразны. К ним относятся:

- различные невралгические проявления остеохондроза позвоночника с болевыми, двигательными и сосудисто-трофическими нарушениями;
- заболевания и повреждения опорно-двигательной системы, артрозы, тугоподвижность в суставах после травм и операционных вмешательств;

- хронические заболевания органов пищеварения (язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, панкреатит);
- пародонтоз;
- гипертоническая болезнь в начальных стадиях и другие заболевания, при которых необходимы активизация кровообращения и болеутоляющее действие.

Кроме того, эти токи применяют для стимуляции органов и тканей (при лечении дискинезии желудка, желчного пузыря, кишечника, атрофии мышц, с целью изгнания камней из мочеточников при почечнокаменной болезни), а также для лечебного электрофореза.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

При действии электрического тока на ткани организма происходит их стимуляция, аналогичная естественному процессу возбуждения. В основе ее лежит движение заряженных частиц (главным образом - ионов тканевых электролитов), приводящее к возникновению явления *поляризации* на клеточной мембране.

Было установлено, что раздражающее действие тока зависит не от его абсолютного значения, а от скорости его изменения (закон Дюбуа-Реймона). Поэтому для вызывания мышечных сокращений при электростимуляции (например, в кардиостимуляторах, при электрогимнастике, разработке мышц после операции и др.) и электродиагностике используют токи с импульсами прямоугольной, треугольной или экспоненциальной формы (рис. 1а, 1б, 1в).

Наряду с этим было обнаружено, что импульсные токи могут устранять болевое раздражение. В основе такого действия лежат следующие процессы. Согласно законам адаптации пороги восприятия и боли значительно изменяются в зависимости от времени воздействия. При увеличении времени повышается порог восприятия. Применение токов для обезболивания имеет ограничения, поскольку с увеличением силы тока возрастает не только терапевти-

ческий эффект, но и раздражающее действие тока. В этом случае наиболее эффективной является синусоидальная форма сигнала (рис.1г). Это объясняется следующим образом. Зона физиологического действия тока находится в узких границах между порогом восприятия и порогом боли (рис.1).

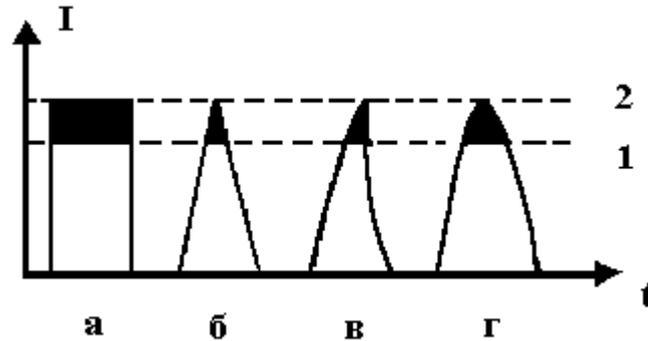


Рис. 1. Некоторые типы низкочастотных электрических сигналов, применяемых в медицине: а) - прямоугольный; б) - тетанизирующий, фарадический; в) - экспоненциальный; г) - синусоидальный (1 - порог восприятия, 2 - порог боли).

Нарастание импульса может быть быстрым, т.е. крутым, как в случае импульса прямоугольной формы (рис. 1а), или более медленным, как в случае синусоидальной формы импульса (рис. 1г). Из рис. 1 видно, что полная площадь действия (произведение силы тока на время импульса) в эффективной зоне (заштрихованная область) значительно больше у синусоидального тока, чем у импульсов другой формы (кроме импульсов прямоугольной формы, которые имеют максимальную крутизну подъема и снижения сигнала и поэтому обладают наибольшим раздражающим действием). В результате синусоидальные токи вызывают меньшее раздражение при сохранении двигательного возбуждения. Для увеличения эффективности применяемого тока и устранения нежелательных реакций применяют модуляцию тока. Для устранения **болевого раздражения** используют **модуляцию по амплитуде**, а для устранения **реакции привыкания** - **модуляцию по частоте**.

I. ДИАДИНАМИЧЕСКИЕ ТОКИ.

ПЕРВИЧНОЕ ДЕЙСТВИЕ НА ТКАНИ ОРГАНИЗМА

Метод *диадинамотерапии* заключается в воздействии на организм больного двумя типами низкочастотных синусоидальных импульсных токов с частотой 50 и 100 Гц, подводимыми к организму отдельно или при непрерывном их чередовании. Эти токи были введены в лечебную практику французским врачом П. Бернаром. Токи, используемые в диадинамотерапии, получают путем одно- и двухполупериодного выпрямления сетевого тока частотой 50 Гц, поэтому их еще называют одно- и двухполупериодными с указанием модуляции. П. Бернар называл их соответственно одно- и двухфазными фиксированными.

Наиболее распространенные разновидности диадинамических токов:

1. **"однотактный непрерывный"** (ток однополупериодного выпрямления, состоящий из импульсов в форме синусоидальной полуволны с частотой 50 Гц);
2. **"двухтактный непрерывный"** (ток двухполупериодного выпрямления, состоящий из импульсов синусоидальной формы при частоте 100 Гц);
3. **"однотактный ритмический"** - ритм синкопа (ток, при котором посылки тока однополупериодного выпрямления длительностью 1-1,5с чередуются с паузами такой же продолжительности);
4. **"короткий период"** (ток при котором посылки тока однополупериодного выпрямления длительностью 1-1,5с чередуются с посылками тока двухполупериодного выпрямления такой же продолжительности);
5. **"длинный период"** (посылки тока однополупериодного выпрямления длительностью 4с чередуются с посылками тока двухполупериодного выпрямления продолжительностью 8с. В течение этого времени импульсы тока однополупериодного

выпрямления дополняются импульсами тока двухполупериодного выпрямления, плавно нарастающими в течение 2с до максимального значения. Далее в течение 4с действует ток двухполупериодного выпрямления, и в течение 2с дополняющие импульсы плавно убывают до нуля);

6. **"однотактный волновой"** (посылки плавно нарастающего и убывающего тока однополупериодного выпрямления длительностью 4с чередуются с паузами 2с);
7. **"двухтактный волновой"** (посылки плавно нарастающего и убывающего тока двухполупериодного выпрямления длительностью 8с чередуются с паузами длительностью 4с).

Диадинамические токи можно рассматривать в виде двух составляющих:

- постоянной,
- переменной (с частотой 50 или 100 Гц).

Диадинамический ток, главным образом за счет постоянной составляющей, изменяет обычное для тканей организма соотношение ионов, в основном калия и натрия. При этом возникают поляризационные эффекты. Это ведет к изменению дисперсности коллоидов клеток и проницаемости мембран, к повышению интенсивности обменных процессов и возбудимости тканей. На первый план выступает гиперемия (покраснение кожи под электродами), обусловленная расширением кровеносных сосудов и увеличением притока крови к ним. Это происходит рефлекторно из-за непосредственного действия тока и образующихся при этом биологически активных веществ.

Переменная составляющая тока вызывает относительно быстрые изменения концентрации ионов. Если они происходят в мышечной клетке или в иннервирующем ее нервном волокне, то наступает сокращение или его напряжение при небольшой силе тока. Эта реакция сопровождается рефлекторным усилением притока крови и интенсификацией обменных процессов.

Таким образом, имеется два компонента механизма усиления притока крови к области непосредственного действия диадинамических токов. Улучшение кровотока ведет к:

- устранению застойных явлений, в том числе отечности;
- улучшению венозного оттока и удалению из области патологического процесса продуктов метаболизма.

При применении диадинамических токов используется также их болеутоляющее действие, в основе которого лежат нервно-рефлекторные механизмы. Относительно механизмов этого действия имеются различные гипотезы. Так, П. Бернар считает его следствием повышения порога восприятия боли под влиянием адаптации. Но болеутоляющее действие появляется обычно не к концу процедуры, а почти сразу же при появлении определенных ощущений. В.Г. Ясногородский считает, что во время воздействия в результате возбуждения нервных рецепторов их области воздействия направляется упорядоченный поток импульсов. Этот поток препятствует проведению менее упорядоченных болевых импульсов из той же области.

Таким образом, диадинамические токи стимулируют в пораженном участке обменные процессы, а также устраняют болевое раздражение.

Выбор лечебного действия достигается выбором соответствующего тока и его модуляции. Например, для активизации обменных процессов и кровообращения при необходимости уменьшения двигательного возбуждения применяют ток двухполупериодного выпрямления. Для создания двигательного возбуждения, или двигательной реакции выбирают ток однополупериодного выпрямления.

На практике чаще всего используют токи, модулированные коротким и длинным периодами. Тем самым достигаются:

- большая универсальность воздействия;
- включение в реакцию тканей, обладающих различной возбуди-

мостью;

- уменьшение эффекта привыкания.

УСТРОЙСТВО И ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ АППАРАТА СНИМ – 1

Аппарат СНИМ -1 (*синусоидальный низкочастотный импульсный модулятор*) представляет собой *генератор импульсов постоянной полярности*, формы, близкой к синусоидальной, частотой 50 и 100 Гц (рис.2). Эти импульсы могут модулироваться по амплитуде, образуя посылки различной длительности и с различным чередованием в них импульсов указанной частоты.

В аппарате имеется два основных вида посылок импульсов тока:

- режим I – "*форма посылок - постоянные*" и
- режим II – "*форма посылок - переменные*".

В первом случае обеспечивается получение семи разновидностей тока, указанных выше. При втором режиме обеспечивается получение всех указанных видов токов, кроме "однотактный непрерывный" и "двухтактный непрерывный". В режиме "форма посылок – переменные" обеспечивается плавная регулировка как периода всех посылок в пределах от 1 – 2с, так и длительности повышения (фронт) и понижения (срез) амплитуды импульсов при модуляции в пределах от 0,3 – 8с.

Максимальная величина среднего значения тока при различных видах посылок – 25 мА. Аппарат снабжен *защитным реле*, срабатывающим при увеличении тока в цепи пациента свыше 50мА.

Получение однотактного и двухтактного непрерывного токов происходит *в выпрямителе*, работающем соответственно в *одно-* или *двухполупериодном* режиме. Образующиеся сигналы подаются на модулятор, где с помощью RC-цепочки срез приобретает экспоненциальную форму (для уменьшения скорости убывания импульса и соответственно – снижения его раздражающего воздействия). За-

тем эти импульсы подаются на выходной усилитель. При данном режиме генератор прямоугольных импульсов отключен.

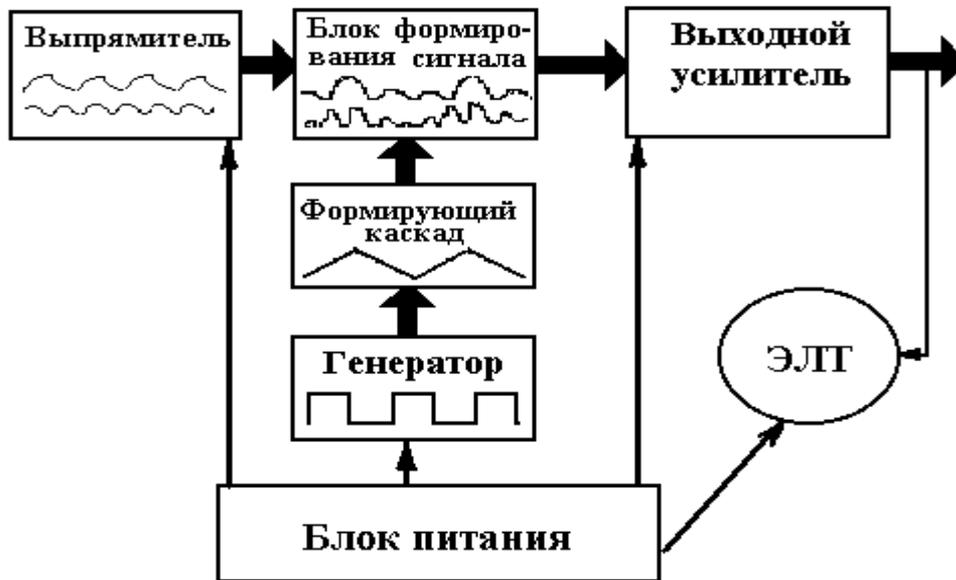


Рис. 2. Блок-схема аппарата СНИМ-1 (тонкими стрелками показаны цепи питания, широкими - направления движения и преобразования рабочего сигнала, на блоках указан вид получаемых в них сигналов).

Длительность посылок остальных видов токов задается при помощи *генератора прямоугольных импульсов* (мультивибратора). Вырабатываемые им сигналы преобразуются с помощью интегрирующих цепей в формирующем каскаде и направляются в блок формирования сигнала, осуществляя в нем модуляцию по амплитуде сигналов выпрямителя. Контроль подаваемых к пациенту электрических сигналов выполняется с помощью *электронно-лучевой трубки* (ЭЛТ).

II. АМПЛИПУЛЬСТЕРАПИЯ.

ПЕРВИЧНОЕ ДЕЙСТВИЕ НА ТКАНИ ОРГАНИЗМА

В *амплипульстерапии* используются переменные синусоидальные токи с частотой 2–5 кГц, модулированные по амплитуде низкими частотами в пределах от 10 до 150 Гц. В аппаратах типа "Амплипульс" применяется несущая частота 5000 Гц. При такой частоте движение ионов вызывает значительно меньший эффект

поляризации на мембранах клеток. В результате раздражающее действие синусоидальных модулированных токов (СМТ) по сравнению с диадинамическими токами такой же интенсивности существенно снижается. При этом характер ощущений определяется в основном частотой модуляции. Она выбирается так, чтобы частота колебаний была близка к частоте потенциалов действия нервов (10–150 Гц).

При оценке действия синусоидальных модулированных токов прежде всего следует отметить активизацию кровообращения. Она осуществляется, главным образом, рефлекторно в результате непосредственного воздействия тока на нервные волокна. В зависимости от локализации воздействия активизация кровообращения может быть достигнута в любых органах и тканях.

Возбуждение и напряжение мышечных волокон, вызываемое током, ведет не только к увеличению притока крови к ним, но и к активизации обменных процессов в тканях. Одновременно ускоряется удаление с венозным оттоком продуктов метаболизма, изменяется проницаемость мембран.

Важным в лечебном действии синусоидальных модулированных токов является их влияние на чувствительную сферу нервной системы: они обладают выраженным болеутоляющим действием. Механизм его, по-видимому, подобен описанному для диадинамических токов.

Возбуждающее действие СМТ в отношении двигательной системы, вследствие переменного направления тока, имеет менее выраженный характер, чем при действии низкочастотными импульсными токами. Переменное направление тока позволяет, не вызывая возбуждающего влияния на кожные покровы и поверхностно расположенные ткани, оказывать более прицельное возбуждающее действие на глубоко расположенные мышцы и ткани. Это важно при необходимости электростимуляции мышц внутренних органов. Таким образом, СМТ вызывают:

- улучшение кровообращения, трофики тканей, функционального состояния ЦНС;
- активизацию обменных процессов;
- болеутоляющее действие;
- нормализацию эндокринной, гормональной систем;
- сокращение глубоко расположенных мышц.

Возможность выбора частоты и глубины модуляции позволяет усилить какое-либо определенное действие. При этом следует отметить, что чем меньше частота модуляции, тем больше возбуждающее действие тока. С увеличением глубины модуляции возбуждающее действие тока также увеличивается.

АППАРАТ "АМПЛИПУЛЬС - 4"

Аппарат "Амплипульс - 4" может вырабатывать как диадинамические токи, так и синусоидальные модулированные токи. Переход от одного типа сигналов к другому осуществляется переключателем "РЕЖИМ". Выбор варианта тока осуществляется с помощью переключателя "РОД РАБОТЫ", имеющего следующие позиции:

I - осуществляет модуляцию по амплитуде сигнала несущей частоты (5000 Гц) частотой, выбранной в диапазоне 10 - 150 Гц;

II - выполняется чередование синусоидального модулированного тока и паузы (при регулировании периода процесса);

III - происходит чередование синусоидального модулированного (при частоте, выбранной в диапазоне 10 - 150 Гц) тока и немодулированного тока с несущей частотой 5000 Гц (также при выборе периода процесса);

IV - осуществляется чередование синусоидальных модулированных токов с заданной частотой модуляции (в диапазоне 10 - 150 Гц) и частотой 150 Гц при регулировании периода изменений сигналов.

С помощью переключателя "ДЛИТЕЛЬНОСТЬ S" осуществляется выбор продолжительности периода изменений сигнала в отмеченных выше случаях в диапазоне 1 - 6 с.

Частота модуляции тока задается с помощью переключателя "ЧАСТОТА Hz".

Глубина модуляции выбирается с помощью переключателя "МОДУЛЯЦИЯ %" в диапазоне от 0 до 100% (рис.3).

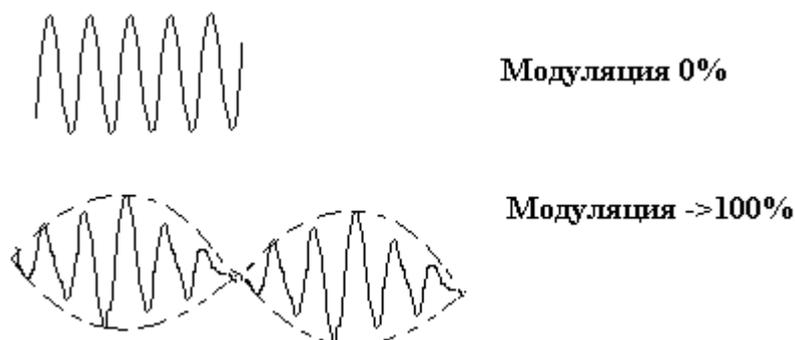


Рис. 3. Примеры сигналов амплипульстерапии при разном уровне модуляции.

На рис.4. представлена блок-схема аппарата для амплипульстерапии.



Рис. 4. Блок-схема аппарата "Амплипульс" (тонкими линиями показаны цепи питания блоков, жирными – пути передачи и преобразования основного сигнала, на блоках указан вид вырабатываемых ими сигналов).

Генератор синусоидальных колебаний – вырабатывает ток несущей частоты 5000Гц.

Генератор модулирующих колебаний – создает управляющие

сигналы в диапазоне частот 10 - 150 Гц.

В *модуляторном каскаде* происходит модуляция тока несущей частоты (5000 Гц) низкочастотными токами 10 – 150 Гц. Глубина модуляции регулируется изменением амплитуды модулирующих колебаний.

Для формирования посылок различных форм модулированного тока имеется *блок посылок* (генератор прямоугольных импульсов, мультивибратор), который управляет режимом работы генератора модулирующих колебаний. В положении "РОД РАБОТЫ I" генератор посылок не работает, а синусоидальные колебания несущей частоты с постоянной частотой модуляции подаются на выход аппарата в непрерывном режиме.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Определить типы сигналов, вырабатываемых терапевтическим аппаратом СНИМ – 1.

1. Изучите блок-схему прибора, назначение ее элементов.
2. Подайте сигналы, вырабатываемые СНИМ – 1, на вход осциллографа.
3. Начертите графики, соответствующие постоянной форме посылок сигналов.
4. В режиме переменной формы посылок сигналов определите влияние регулировки ручками "ПЕРИОД", "ФРОНТ", "СРЕЗ". Начертите графики полученных сигналов.

Задание 2. Исследовать сигналы, вырабатываемые терапевтическим аппаратом "Амплипульс – 4".

1. Изучите лицевую панель аппарата "Амплипульс – 4".
2. Подайте сигналы, вырабатываемые аппаратом, на вход осциллографа.
3. Определите характер сигналов при изменении режимов:
 - "РОД РАБОТЫ",

- "РЕЖИМ",
- "ДЛИТЕЛЬНОСТЬ",
- "ЧАСТОТА",
- "МОДУЛЯЦИЯ".

4. Начертите графики получаемых сигналов.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Укажите физиологические основы применения диадинамических токов.
2. Чем определяется выбор синусоидальной формы сигналов?
3. Какие существуют разновидности диадинамических токов?
4. Какое действие оказывают на организм различные виды диадинамических токов?
5. Начертите и объясните блок-схему аппарата СНИМ – 1.
6. Какие токи называются синусоидальными модулированными?
7. Укажите особенности сигналов, применяемых при амплипульс-терапии.
8. Начертите и объясните блок-схему аппарата "Амплипульс – 4".

ЛИТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С.261–263.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.2.- С.167–170.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 408–411.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 333–339.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №19 ИЗУЧЕНИЕ АППАРАТА ДЛЯ УВЧ—ТЕРАПИИ

ЦЕЛЬ РАБОТЫ:

1. Ознакомиться с устройством аппарата для УВЧ-терапии.
2. Исследовать пространственное распределение напряженности электрического поля между электродами терапевтического контура аппарата для УВЧ-терапии.
3. Изучить динамику нагревания диэлектрика и электролита в поле УВЧ.

ОБОРУДОВАНИЕ:

аппарат УВЧ-66, дипольная антенна с миллиамперметром, термометры, раствор электролита (физиологический раствор), диэлектрик (костная ткань).

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА

УВЧ-поля используют для прогревания тканей, обладающих диэлектрическими свойствами (костная, жировая, и т.д.). Такое воздействие применяют для лечения ряда воспалительных заболеваний в костях, суставах и мягких тканях, обладающих диэлектрическими свойствами, при гайморите, артрите, бронхиальной астме, невралгии и других болезнях.

Электрическое поле УВЧ:

- ◆ усиливает крово- и лимфообращение, стимулируя дегидратацию воспаленных тканей и снижая жизнедеятельность бактерий;
- ◆ оказывает антиспастическое действие на гладкую мускулатуру желудка, кишечника, желчного пузыря, бронхов;
- ◆ ускоряет восстановление нервных элементов при воспалениях или травмах.

Преимуществом метода является то, что оказывается воздействие

на глубоко расположенные участки тела без контакта электродов с кожным покровом. Это уменьшает требования к асептике. Кроме того, наличие терапевтического контура исключает возможность поражения пациента электрическим током.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Аппараты, применяемые для лечения электрическим полем ультравысокой частоты (УВЧ), представляют собой генераторы электрических колебаний с частотой 40,68 МГц. Рассмотрим принцип действия такого генератора.

Одним из основных элементов прибора является колебательный контур. Он представляет собой в идеальном случае цепь из параллельно включенных емкости C и индуктивности L и не содержит активного сопротивления R .

Колебания в таком колебательном контуре будут незатухающими. Однако реальный контур обладает и активным сопротивлением, поэтому колебания в нем будут со временем затухать.

Для получения незатухающих электрических колебаний применяют генераторы. Технической основой генератора могут быть электронные лампы, транзисторы и интегральные схемы. Электронные лампы применяются там, где требуется высокая мощность (десятки и сотни ватт), например, в физиотерапевтической аппаратуре.

Исследуем принцип работы такого прибора на примере одноконтурного лампового генератора на триоде, в котором колебательный контур соединен с трехэлектродной лампой и источником питания (рис. 1). Для того, чтобы обеспечить в колебательном контуре незатухающие колебания, необходимо постоянно пополнять в нем энергию колебаний, теряемую на активном сопротивлении контура. Эти условия обеспечиваются в генераторе следующим образом. Катушка L колебательного контура индуктивно связана с так

называемой катушкой связи K , подключенной к сетке и катоду лампы.

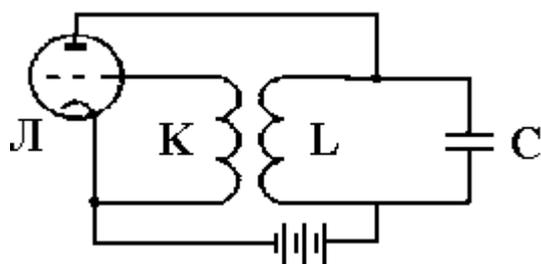


Рис. 1. Схема однотактного лампового генератора (идеальный колебательный контур).

Прохождение анодного тока через лампу и образование напряжения на колебательном контуре происходит в тот момент, когда на сетку лампы поступает по катушке связи положительный потенциал. В результате полученная энергия поддерживает только половину периода колебаний в контуре. Поэтому генератор называется однотактным. Анодный ток, возникающий в цепи, имеет ту же частоту, что и колебания в контуре.

Когда требуется увеличить мощность колебаний, применяется двухтактный ламповый генератор (рис. 2). Вновь для простоты рассмотрим генератор с идеальным колебательным контуром.

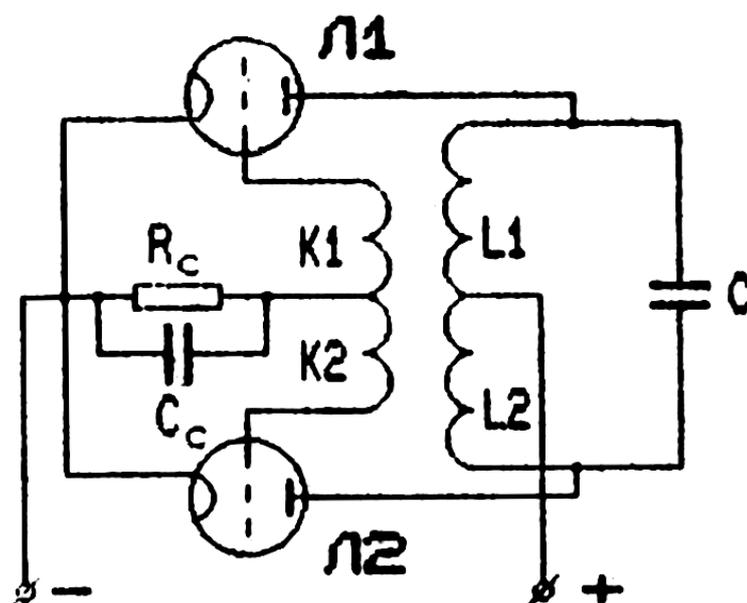


Рис. 2. Схема двухтактного лампового генератора.

Схема в определенной степени симметрично повторяет рис. 1.

В самом деле, теперь к колебательному контуру подключены две лампы (Л1 и Л2), причем анодный ток каждой из них проходит через соответствующую половину (L1 и L2) катушки контура. При этом положительный полюс источника питания подключается к среднему отводу катушки, а отрицательный - к общей точке катодов ламп. Индуктивности K1 и K2 симметрично подключаются через резистор R_c к общей точке катодов ламп. Каждое из плеч двухтактного генератора работает аналогично однотоковому генератору, пополняя энергией колебательный контур в соответствующую половину периода колебаний. В результате колебательный контур в течение периода пополняется энергией дважды.

Генератор электрических колебаний составляет основу аппаратов для высокочастотной терапии, в том числе и УВЧ-терапии. Особенностью этих аппаратов является наличие специального терапевтического контура - отдельного колебательного контура, к которому подключаются электроды, располагаемые у тела больного (рис. 3).

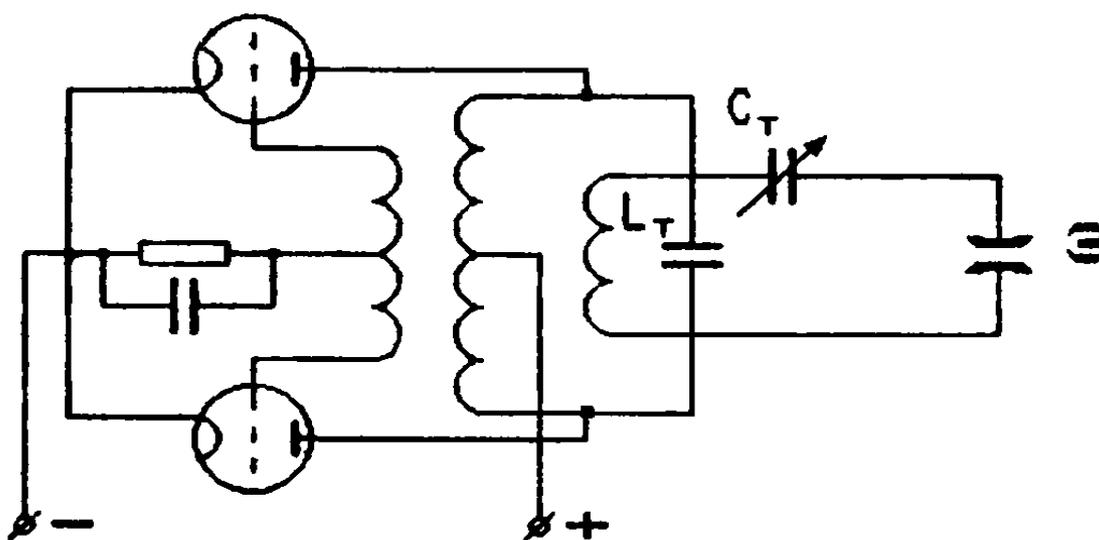


Рис. 3. Схема подключения терапевтического контура к двухтактному ламповому генератору (L_T - катушка индуктивности терапевтического контура, C_T - конденсатор переменной емкости, Э - электроды).

Терапевтический контур подключается к генератору индук-

тивно. Такое соединение позволяет перенести на электроды высокочастотные колебания и исключить возможность попадания на пациента высокого напряжения, присутствующего в генераторе.

В связи с тем, что между электродами могут помещаться разные части тела больного, имеющие различные электрические параметры, терапевтический контур должен при каждой процедуре подстраиваться в резонанс с генератором. Делается это с помощью подстроечного конденсатора переменной емкости C_T .

Аппарат УВЧ, используемый для выполнения данной лабораторной работы, представляет собой двухтактный ламповый генератор, соединенный с терапевтическим контуром.

ПРИМЕНЕНИЕ ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ КОЛЕБАНИЙ В МЕДИЦИНЕ

Электрические и магнитные колебания, используемые с лечебной целью, подразделяют по частоте на несколько диапазонов;

1) низкочастотные:

- низкой частоты (НЧ) - до 20 Гц,
- звуковой частоты (ЗЧ) - 20-20000 Гц,

2) высокочастотные:

- ультразвуковой частоты (УЗЧ) - 20-200 кГц,
- высокой частоты (ВЧ) – 0,2 - 30 МГц,
- ультравысокой частоты (УВЧ) - 30-300 МГц,
- сверхвысокой частоты (СВЧ) - 300-3000 МГц,
- крайне высокой частоты (КВЧ) - свыше 3000 МГц.

Основные методы, использующие колебания высокой частоты (ВЧ):

1) **дарсонвализация** (воздействие слабых электрических разрядов при частотах до 500 кГц на нервные рецепторы кожи и слизистой оболочки с терапевтической целью),

2) **диатермия** (нагревание тканей при прохождении тока до 1,5 А с частотой 1-2 МГц);

- в терапии (прогревание глубоко расположенных тканей организма) - в настоящее время не применяется в связи с недостатками метода и появлением новых приемов;

- в хирургии:

- **диатермокоагуляция** (сваривание кровеносных сосудов для уменьшения потери крови при операциях и т.д.).

- **электротомия** (рассечение мягких тканей);

3) **индуктотермия** (прогревание токопроводящих тканей с помощью магнитного поля при частоте 10-15 МГц, вызывающего в тканях вихревые электрические токи) обеспечивает выделение джоулева тепла в единице объема мощностью (P):

$$P = k \cdot \gamma \omega^2 B^2,$$

где k - коэффициент пропорциональности, γ - удельная электропроводность, ω - круговая частота, B - эффективное значение магнитной индукции.

4) **УВЧ-терапия** (воздействие на ткани электрического поля с частотой 30-300 МГц);

5) **СВЧ-терапия** (микроволновая терапия при частоте 2000-3000 МГц, преимущественно прогреваются водосодержащие ткани);

6) **КВЧ-терапия** (применение электромагнитных полей с частотой свыше 3000 МГц, низкоэнергетическое воздействие на рецепторные зоны, биологически активные точки с целью управления, коррекции функции внутренних органов).

ПЕРВИЧНОЕ ДЕЙСТВИЕ ПОЛЯ УВЧ НА ТКАНИ ОРГАНИЗМА

Рассмотрим, как действует электрическое поле УВЧ на электролит и диэлектрик.

В растворе электролита в поле УВЧ возникает колебательное движение ионов согласно изменениям направления напряженности внешнего поля. Возникновение тока проводимости сопровождается выделением теплоты Q, причем за единицу времени в единице объема выделится:

$$Q_s = kE^2/\rho, \tag{2}$$

где k - коэффициент пропорциональности; E - напряженность электрического поля; ρ - удельное сопротивление электролита.

Под действием поля УВЧ в диэлектрике возникает изменение положения (вращательные колебания) полярных молекул-диполей или заряженных участков макромолекул в соответствии с переориентацией внешнего электрического поля (рис. 4).

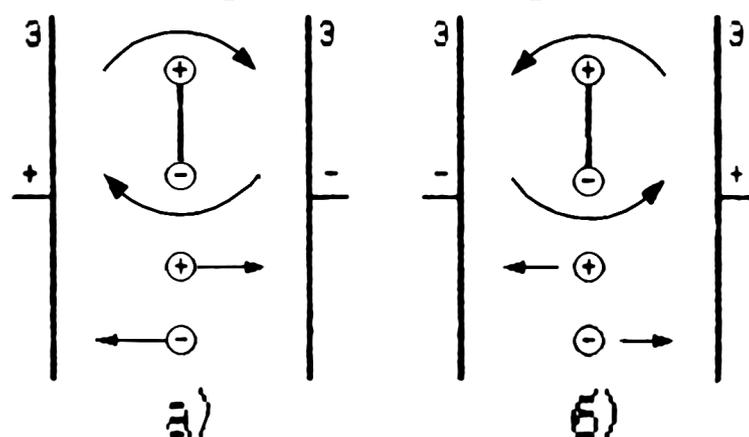


Рис. 4. Движение молекулы-диполя и ионов между электродами Э при изменении электрического поля УВЧ.

При этом движение диполей отстает по фазе от колебаний напряженности электрического поля E , что сопровождается образованием сил трения. В результате в единице объема диэлектрика за единицу времени выделится количество теплоты Q_d :

$$Q_d = k \cdot \omega \cdot E^2 \varepsilon \cdot \operatorname{tg} \delta, \quad (3)$$

где k - коэффициент пропорциональности; ω - круговая частота; E - напряженность электрического поля; ε - относительная диэлектрическая проницаемость; δ - угол диэлектрических потерь, зависящий от природы диэлектрика и частоты воздействия.

Ткани организма содержат как электролиты, так и диэлектрики. Поэтому при определении воздействия поля УВЧ на ткани необходимо учитывать суммарный эффект:

$$Q = Q_s + Q_d \quad (4)$$

Необходимо отметить, что в зависимости от выбранной частоты колебаний электрического поля можно оказывать преимуще-

ственное (избирательное) воздействие или на электролиты, или на диэлектрики. Частота аппарата для УВЧ-терапии (40,86 МГц) обеспечивает наиболее эффективное нагревание тканей-диэлектриков.

Хорошо кровоснабжаемые ткани содержат большое количество электролитов. В связи с этим к тканям-электролитам можно отнести ткани мышц, печени, сердца, селезенки и т.д. Аналогичный подход позволяет в качестве тканей-диэлектриков указать жировую, костную ткани, сухожилия и др.

Часто при УВЧ-терапии используют не тепловой эффект, оказывающий массирующее, высокоэнергетическое воздействие, а так называемый осцилляторный эффект. В этом случае на ткани действуют высокочастотным электрическим полем низкой интенсивности, основное влияние оказывается на положение в тканях ионов и молекул. В результате физиологическое состояние клеток изменяют с помощью более тонкого механизма, внося меньшие возмущения в клетки с нарушенным равновесием обменных процессов.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Задание 1. Подготовить прибор к работе.

1. Ознакомьтесь с органами управления аппарата для УВЧ-терапии:
 - переключатель "Напряжение" служит для включения прибора и установки рабочего напряжения для конкретного сетевого напряжения,
 - кнопка "Контроль" используется при установке рабочего напряжения прибора,
 - переключатель "Мощность" позволяет выбрать мощность, отдаваемую генератором,
 - ручка "Настройка" устанавливает резонанс в терапевтическом контуре.
 - стрелочный индикатор показывает:

- уровень сетевого напряжения (при отключенном терапевтическом контуре) или
- уровень мощности, отдаваемой генератором при включенном терапевтическом контуре.

ВНИМАНИЕ! ПЕРЕД ВКЛЮЧЕНИЕМ ПРИБОРА В СЕТЬ ПОВЕРНИТЕ ПЕРЕКЛЮЧАТЕЛИ "НАПРЯЖЕНИЕ" И "МОЩНОСТЬ" ПРОТИВ ЧАСОВОЙ СТРЕЛКИ В КРАЙНЕЕ ПОЛОЖЕНИЕ!

2. Включите прибор, повернув переключатель "Напряжение" на одну позицию по часовой стрелке.
3. Нажмите кнопку "Контроль" и с помощью переключателя "Напряжение" установите стрелку индикатора на красном секторе.
4. Переключатель "Мощность" установите в положение "20".
5. Меняя положение ручки "Настройка", получите максимально возможное отклонение стрелки индикатора вправо (резонанс).

Задание 2. Определить распределение электрического поля между электродами аппарата для УВЧ-терапии.

1. Установите между электродами аппарата УВЧ электрический диполь (дипольную антенну) (рис. 5) так, чтобы он находился в центре электродов.

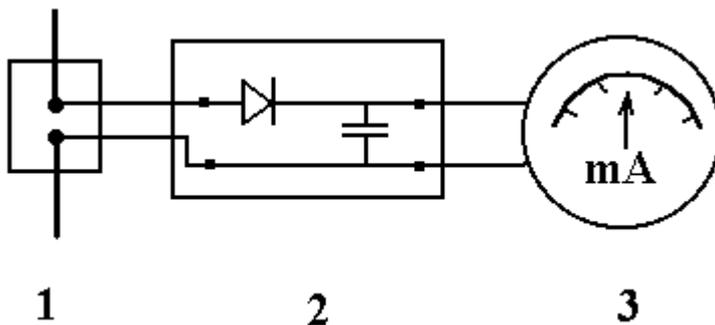


Рис. 5. Блок-схема дипольной антенны (1- антенна, 2 – выпрямитель, 3- миллиамперметр).

2. Исследуйте распределение напряженности электрического поля

между электродами, перемещая диполь из центрального положения в вертикальном и горизонтальном направлениях и регистрируя ток миллиамперметра. Данные занесите в таблицу 1.

4. На основании полученных данных постройте график распределения высокочастотного поля $I=f(L)$.

Таблица 1

вверх		вниз		вправо		влево	
L, см	I, мА	L, см	I, мА	L, см	I, мА	L, см	I, мА
0		0		0		0	
2		2		2		2	
4		4		4		4	
6		6		6		6	
8		8		8		8	
10		10		10		10	

Задание 3. Изучить динамику нагревания электролита и диэлектрика в поле УВЧ.

1. Поместите между электродами терапевтического контура электролит (физиологический раствор) и диэлектрик (костную ткань).
2. В пробирку с электролитом и в костный препарат поместите термометры, определите исходную температуру объектов.
3. Включите аппарат для УВЧ-терапии и в течение 5-10 минут регистрируйте показания термометров. Данные занесите в таблицу 2.

Таблица 2

Вещество	t, °C (исх)	Время, мин.	t, °C(измер.)	Δt, °C
электролит				
диэлектрик				

4. На основании полученных данных постройте графики изменения температуры со временем. Объясните полученные данные.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Рассмотрите процесс электрических колебаний в контуре.
2. Объясните принцип действия одноконтурного генератора электрических колебаний.
3. Нарисуйте схему и рассмотрите принцип работы двухконтурного генератора электрических колебаний.
4. Для чего предназначен терапевтический контур в аппарате УВЧ? Начертите его схему и укажите назначение элементов.
5. Какое действие оказывает поле УВЧ на ткани организма?
6. Расскажите о применении высокочастотных электрических колебаний в медицине.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ливенцев Н.М. Курс физики. М: Высшая школа, 1978. – Т. 1. – С. 188-199. – Т. 2. – С. 172-181.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С.315–318; 337–347.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 323-324, 402-403, 411-413.
4. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. М.: Высшая школа, 1987. – С. 198-201.