

Министерство образования Республики Беларусь
Учреждение образования
«Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники»

Кафедра электронной техники и технологии

МЕДИЦИНСКАЯ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА

ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ
для студентов специальности
«Медицинская электроника»
дневной и заочной форм обучения

Минск 2005

УДК 53:571:61 (075.8)

ББК 28.707.1 я 73

М 42

Авторы:

С.К. Дик, А.С. Иванов, В.Г. Лещенко, Е.А. Рычкова, Т.А. Имшенецкая

Медицинская и биологическая физика: Лаб. практикум для студ. спец. «Медицинская электроника» дневной и заочной форм обуч./ С.К. Дик, А.С. Иванов, В.Г. Лещенко и др. – Мн.: БГУИР, 2005. – 56 с.: ил.

ISBN 985-444-803-7

Лабораторные работы составлены в соответствии с программой дисциплины «Медицинская и биологическая физика» и включают изучение физических и физико-химических процессов в биологических системах на всех уровнях их организации, влияние различных физических факторов на живые организмы, а также прикладные вопросы физики.

Предназначены для закрепления и углубления теоретических знаний, полученных на лекциях и в процессе самостоятельной работы по изучению и практическому применению знаний по медицинской и биологической физике для разработки и эксплуатации медицинской электронной техники.

УДК 53:571:61 (075.8)

ББК 28.707.1 я 73

ISBN 985-444-803-7

© Коллектив авторов, 2005

© БГУИР, 2005

СОДЕРЖАНИЕ

Лабораторная работа № 1

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СПЕКТРАЛЬНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ УХА
НА ПОРОГЕ СЛЫШИМОСТИ

Лабораторная работа № 2

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ ВИСКОЗИМЕТРОМ
ОСТВАЛЬДА

Лабораторная работа № 3

ИЗУЧЕНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ОСНОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

Лабораторная работа № 4

ИЗУЧЕНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ ПЕРЕМЕННОГО И ПОСТОЯННОГО
ТОКА ЧЕРЕЗ ЖИВУЮ ТКАНЬ. ОСНОВЫ РЕОГРАФИИ

Лабораторная работа № 5

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Лабораторная работа № 6

ВОЗДЕЙСТВИЕ ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ ТОКОВ И ПОЛЕЙ
НА ОРГАНИЗМ. ЭЛЕКТРОХИРУРГИЯ. ИНДУКТОТЕРМИЯ
(УВЧ-, МКВ-, ДЦВ-ТЕРАПИЯ)

Лабораторная работа № 7

ИЗУЧЕНИЕ СПЕКТРА ПОГЛОЩЕНИЯ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

Лабораторная работа № 8

ПОГЛОЩЕНИЕ СВЕТА ВЕЩЕСТВОМ.
ФОТОЭЛЕКТРОКОЛОРИМЕТРИЯ

Лабораторная работа № 1

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СПЕКТРАЛЬНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ УША НА ПОРОГЕ СЛЫШИМОСТИ

1. Цель работы

1. Изучение некоторых физиологических характеристик звуковых колебаний.
2. Ознакомление с основами аудиометрии.

2. Теоретические сведения

Звук представляет собой колебания с частотой от 16 до 20 кГц, распространяющиеся в упругой среде. Источником звука может быть колеблющееся тело, частота колебаний которого лежит в диапазоне звуковых частот (камертон, звонок, струна и т.п.). Энергетической характеристикой звука является *интенсивность*.

Звуки делятся на тоны, шумы и звуковые удары. Различают простые и сложные тоны. *Простые тоны* – это звуковое колебание, происходящее по гармоническому закону. Основной его характеристикой является *частота*. Если тон представляет собой негармоническое колебание, то он называется *сложным*. Простой тон дает камертон, сложный – музыкальные инструменты или голосовой аппарат. Сложный тон может быть разложен на простые, при этом тон наименьшей частоты называется *основным*, а остальные – обертонами. Набор частот (f) с указанием их интенсивности (I) называется *акустическим спектром* сложного тона. Спектр сложного тона – линейчатый (рис.1.1).

Шум – звук, отличающийся сложной временной зависимостью. Шум можно рассматривать как сочетание беспорядочно меняющихся сложных тонов. Спектр шума сплошной (рис.1.2). *Звуковой удар* – это кратковременное звуковое воздействие: хлопок, взрыв и т.п.

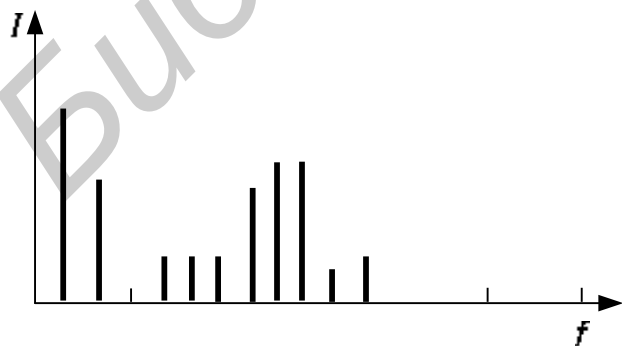


Рис. 1.1. Спектр сложного тона

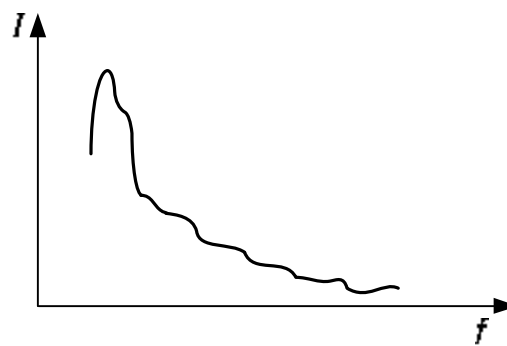


Рис. 1.2. Спектр шума

I – интенсивность; f – частота

Нормальное человеческое ухо воспринимает довольно широкий диапазон интенсивностей звука: так, например, на частоте 1кГц от $I_0=10^{-12}$ Вт/м² (порог слышимости (ПС)) до $I_{\max} = 10$ Вт/м² (порог болевого ощущения (ПБО)). Для измерения интенсивности звука применяют логарифмическую шкалу – *шкалу уровня интенсивности*. *Уровень интенсивности*:

$$L_B = \lg \frac{I}{I_0}, \quad (1.1)$$

где I – интенсивность звука,

I_0 – интенсивность, принимаемая за начальный уровень шкалы.

Уровень интенсивности выражают в беллах (Б) или децибеллах (дБ). За 1Б принимают уровень интенсивности звука, интенсивность которого в 10 раз больше I_0 .

Субъективной физиологической характеристикой звука является громкость E , которая характеризует уровень слухового ощущения. В основе измерения громкости лежит психофизический закон Вебера – Фехнера. Согласно ему при увеличении раздражения в геометрической прогрессии ощущение этого раздражения возрастает в арифметической прогрессии. Из этого закона следует, что громкость звука пропорциональна логарифму отношения интенсивностей звуков:

$$E = k \lg \left(\frac{I}{I_0} \right), \quad (1.2)$$

где I – интенсивность звука;

I_0 – интенсивность звука на пороге слышимости;

k – некоторый коэффициент пропорциональности, зависящий от частоты и интенсивности.

Громкость выражают в фонах (фон). Принято считать, что на частоте 1 кГц шкалы громкости и уровня интенсивности совпадают. В этом случае $k = 1$ и 1 фон = 1 дБ.

Громкость на других частотах измеряют сравнением исследуемой громкости звука с громкостью звука частотой 1кГц.

Для других частот $E_{\text{фон}} = k^1(u, I)L_{\text{дБ}}$, то есть коэффициент k^1 является функцией частоты и интенсивности и его значение находится по специальным графикам, которые называются *кривыми равной громкости*.

ПС и ПБО разные на различных частотах; это видно на диаграмме слышимости (рис. 1.3).

Метод исследования остроты слуха называется *аудиометрией*. Для этого с помощью прибора (аудиометра) снимают пороговые кривые у больного и сравнивают их с пороговыми кривыми здорового человека.

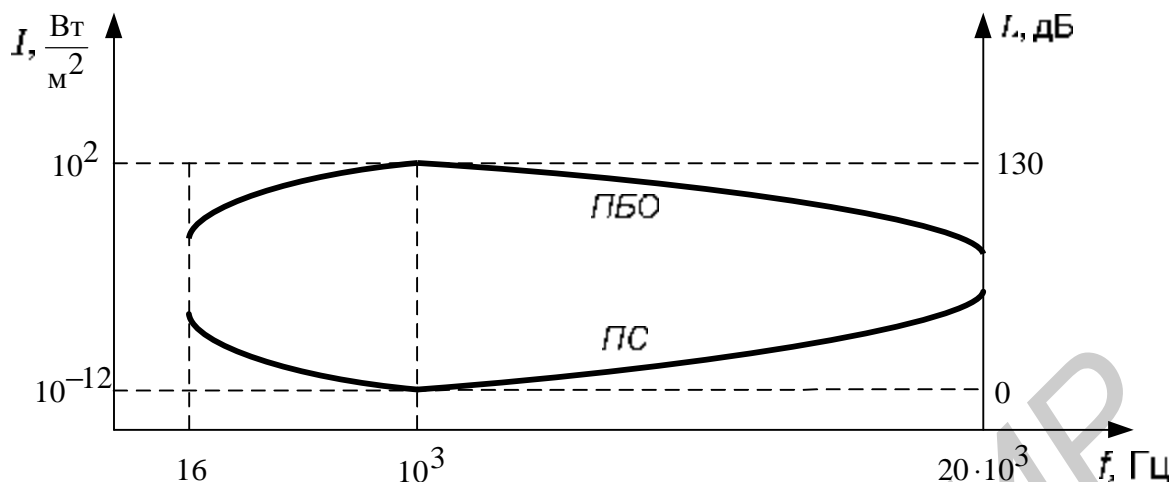


Рис. 1.3. Кривые равной громкости

3. Порядок выполнения работы

1. Наденьте на испытуемого наушники и включите аудиометр.
2. Подайте сигнал на наушники.
3. Установите частоту колебаний 125 Гц на звуковом генераторе и, уменьшая интенсивность, зафиксируйте наименьший уровень интенсивности L , при котором звук ещё слышен. Измерения повторить три раза.
4. Вычислить среднее значение порогового уровня интенсивности $\langle L \rangle$ для данной частоты.
5. Аналогично определить $\langle L \rangle$ для всех частот аудиометра.
6. Данные измерений и вычислений занести в таблицу.
7. По данным таблицы построить кривую порога слышимости.

Таблица

Зависимость порогового уровня интенсивности от частоты

f , Гц	L_1 , дБ	L_2 , дБ	L_3 , дБ	$\langle L \rangle$, дБ

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
4. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Что представляет собой звук? Укажите физические характеристики звука.
2. Перечислите физиологические характеристики слухового ощущения и укажите, как они связаны с физическими характеристиками звука.

3. Сформулируйте закон Вебера – Фехнера.
4. Укажите единицы уровня интенсивности и громкости звука.
5. Что называется аудиометрией?

Контрольные задачи

1. Интенсивность звука частотой 5 кГц равна 10^{-9} Вт/м². Определить уровни интенсивности и громкости этого звука.
2. Уровень интенсивности звука от некоторого источника равен 60 дБ. Чему равен суммарный уровень интенсивности звука от десяти таких источников звука при их одновременном действии?
3. Уровень громкости звука частотой 200 Гц после его прохождения через стенку понизился от 100 до 20 фон. Во сколько уменьшится интенсивность звука?

Литература

1. *Ильич Г. К.* Колебания и волны, акустика, гемодинамика. Мн.: МГМИ, 2000.
2. *Ремизов А. Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я.* Медицинская и биологическая физика. М.: ООО «Дрофа», 2003.
3. *Горский Ф. К., Сакевич Н. М.* Физический практикум с элементами электроники. Лабораторная работа № 7. Мн.: Высш. шк., 1980.

Лабораторная работа № 2

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ ВИСКОЗИМЕТРОМ ОСТВАЛЬДА

1. Цель работы

1. Изучение основных понятий и законов движения жидкости по сосудам.
2. Изучение методики измерения вязкости жидкости с помощью вискозиметра Оствальда.
3. Определение неизвестной вязкости раствора глицерина вискозиметром Оствальда.

2. Теоретические сведения

2.2. Обоснование измерения вязкости жидкости

Поток жидкости, текущей в цилиндрической трубке, можно мысленно представить в виде большого количества близко расположенных друг к другу слоев. Эксперимент показывает, что скорость слоев в различных участках сечения сосуда неодинакова. По оси сосуда скорость максимальна, у стенок – минимальна. Скорости соседних слоев, отстоящих друг от друга на расстоянии Δr , отличаются на малую величину $\Delta v = v_{n+1} - v_n$.

Величина $\frac{\Delta u}{\Delta r}$, характеризующая изменение скорости слоев жидкости в направлении нормали к оси сосуда, получила название *среднего градиента скорости*. Различие скоростей слоев жидкости указывает на то, что при перемещении слоев между ними действуют силы трения. На слой, движущийся медленнее, со стороны быстродвижущегося слоя действует ускоряющая сила и, наоборот, на более быстрый слой со стороны слоя, движущегося медленнее, действует задерживающая сила. Эти силы называют *силами внутреннего трения*, и они направлены по касательной к поверхности соприкасающихся слоев.

Ньютон показал, что сила внутреннего трения F пропорциональна площади S соприкасающихся слоев и градиенту скорости $\frac{\partial u}{\partial r}$:

$$F = hS \frac{\partial u}{\partial r}, \quad (2.1)$$

где h – коэффициент пропорциональности, называемый *коэффициентом динамической вязкости*, или просто *вязкостью* жидкости.

Количественно h характеризует сопротивление жидкости смешению её слоев.

Величина, обратная вязкости, называется *текучестью* и обозначается $\varphi = \frac{1}{h}$. Она характеризует подвижность жидкости при её движении.

Из формулы (2.1) следует, что вязкость h численно равна силе внутреннего трения, отнесенной к единице площади S , необходимой для поддержания разности скоростей $V_{n+1}-V$, равной единице, при расстоянии между слоями $r_{n+1}-r_n$, равной единице. Учитывая размерности величин, входящих в формулу (2.1), единицу вязкости в системе СИ выражают в $\frac{H \cdot c}{M^2}$. Эта единица была названа *пуазом* в честь французского ученого Пуазейля, установившего закон движения жидкости в капиллярных трубках. В медицинской практике часто используют единицу в 100 раз меньшую – сантипуаз: $1\text{сП} = 0,01 \text{ П}$; $1\text{П} = 0,1 \frac{H \cdot c}{M^2}$.

Наряду с динамической вязкостью часто рассматривают так называемую кинематическую вязкость n , которая определяется по формуле

$$n = \frac{h}{r}, \quad (2.2)$$

где r – плотность жидкости или газа.

Единицами её измерения являются $\frac{M^2}{c}$ или $\frac{CM^2}{c}$ (стокс).

Вязкость – весьма важная физико-химическая характеристика вещества. Значение её необходимо при изучении течения жидкостей по трубам. По вязкости судят о качестве продуктов питания, например: сахара, сиропов, соков и др. В биологических системах вязкость оказывает большое влияние на протекание ряда процессов в живых организмах (диффузии веществ, подвижность ионов). Вязкость таких высокомолекулярных соединений, как растворы полимеров, суспензий, эмульсий, зависит не только от их природы и температуры, но и от скорости течения: при увеличении скорости вязкость уменьшается. Такие жидкости не подчиняются закону Ньютона, и их называют *неньютоновскими жидкостями*. В органических веществах при образовании циклических соединений вязкость увеличивается с возрастанием молекулярного веса.

Вязкость лимфы и плазмы крови достаточно хорошо описывается законом Ньютона для вязкого течения; их называют *неньютоновскими жидкостями*. Кровь представляет суспензию форменных элементов в белковом растворе – плазме. При течении крови по сосудам наблюдается концентрация форменных элементов по оси потока, где вязкость незначительно увеличивается. Поэтому кровь относят к *неньютоновским жидкостям*. Её вязкость изменяется при заболеваниях человека. В норме она равна 4–5 сП. При патологии колеблется от 1,7 до 22,9 сП, что отражается в реакции оседания эритроцитов.

2.2. Методика измерения вязкости жидкости с помощью вискозиметра Оствальда

В вискозиметре Оствальда определяют вязкость жидкости, протекающей через капилляр малого радиуса, используя уравнение Пуазейля:

$$V = \frac{pr^4 pt}{8hl}, \quad (2.3)$$

выражающее зависимость объема V жидкости, протекающей через капилляр, от его длины l , радиуса r , разности давлений p , времени t .

Непосредственное определение вязкости по формуле (2.3) представляет большие затруднения из-за сложностей точного определения r , l и других величин. Поэтому при нахождении вязкости исследуемой жидкости используют относительный метод, в котором находят время t и t_0 истечения одинаковых объемов, например, между метками 9,10 (рис.2.1) исследуемой и стандартной жидкостей:

$$V = \frac{pr^4 pt}{8hl} = \frac{pr^4 p_0 t_0}{8h_0 l}. \quad (2.4)$$

Давление можно выразить через плотность ρ , ускорение силы тяжести g и среднюю разность высот $\Delta h_{\text{ср}}$ уровней жидкости в трубках: $p = \rho g \Delta h_{\text{ср}}$. Учитывая равенство объемов, получим расчетную формулу для определения вязкости:

$$\eta = \eta_0 \frac{r \cdot t}{r_0 t_0}, \quad (2.5)$$

где η_0 – вязкость стандартной жидкости, в качестве которой чаще всего берут дистиллированную воду.

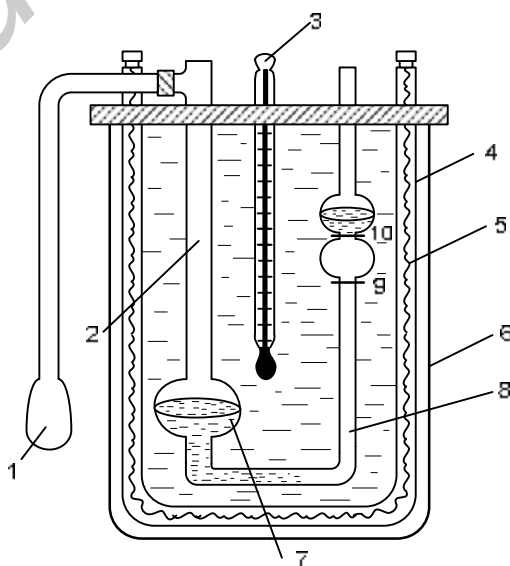


Рис. 2.1. Вискозиметр Оствальда

3. Порядок выполнения работы

При определении вязкости жидкости необходим следующий набор приборов и принадлежностей:

- 1) вискозиметр Оствальда;
- 2) термометр, проградуированный от 0 до 50 °С с ценой деления 1 °;
- 3) секундомер;
- 4) сосуд емкостью 20–50 см³ с дистиллированной водой;
- 5) сосуд емкостью 20–50 см³ со спиртом;
- 6) сосуд с нагревательным элементом и мешалкой.

3.1. Измерение вязкости раствора глицерина

В вискозиметр Оствальда (см. рис.2.1) заливают раствор глицерина до заполнения расширения 7 и погружают его в сосуд 6 с нагревательным элементом 5, помещенным в тонкую стеклянную трубку 4. Выждав 2–3 минуты, по термометру 3 отмечают температуру. Затем, закрыв пальцем руки отверстие колена 2, грушей 1 медленно нагнетают жидкость в правое расширение капилляра 8, находящееся выше метки 10. Отнимают палец и освобождают грушу, после чего спирт начнет медленно вытекать из расширения. В момент прохождения мениска жидкости через метку 10 пускают секундомер, останавливая его в момент прохождения мениска через метку 9. Опыт повторяется 3–4 раза, и для расчета берут среднее время истечения. Затем включают нагреватель и повторяют измерения через 5°. Перед каждым измерением нагреватель выключают на 0,5° раньше намеченной температуры, а термостатирующую жидкость помешивают мешалкой.

Промыв 2–3 раза дистиллированной водой вискозиметр и заполнив его дистиллированной водой, аналогичным образом при тех же температурах определяют время t_0 истечения. В случае недостатка времени, отведенного на эксперимент, вместо значения t_0 при указанных температурах можно взять среднее значение t_{0cp} двух измерений, одно из которых найдено при комнатной, а другое – при конечной температуре. По времени истечения t раствора глицерина и t_0 (t_{0cp}) воды и табличным значениям вязкости h_0 воды, плотности r раствора глицерина и r_0 воды находят вязкость исследуемой жидкости. Результаты эксперимента, табличные и расчетные величины заносят в таблицу.

Таблица

Зависимость вязкости раствора глицерина от температуры

$t, ^\circ\text{C}$	t	t_0	r	r_0	h_0	h

Откладывая по оси абсцисс температуру, а по оси ординат соответствующие значения вязкости, вычерчивают графики температурной зависимости вязкости раствора глицерина.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
4. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Что такое сила внутреннего трения? Напишите уравнение Ньютона для течения вязкой жидкости.
2. Что такое ньютоновские и неньютоновские жидкости?
3. Запишите формулу Пуазейля.
4. Выведите формулу для определения вязкости жидкости методом Оствальда.
5. Что представляет собой вискозиметр Оствальда?

Литература

1. *Ильич Г. К.* Колебания и волны, акустика, гемодинамика. Мн.: МГМИ, 2000.
2. *Ремизов А. Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я.* Медицинская и биологическая физика. М.: ООО «Дрофа», 2003.
3. *Горский Ф. К., Сакевич Н. М.* Физический практикум с элементами электроники. Лабораторная работа №.7.Мн.: Высш. шк., 1980.

Лабораторная работа № 3

ИЗУЧЕНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ОСНОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

1. Цель работы

1. Изучение электрического поля диполя и физических основ теории Эйтховена.
2. Изучение устройства и принципа работы электрокардиографа.
3. Определение количественных характеристик ЭКГ-сигнала.

2. Теоретические сведения

2.1. Физические основы теории Эйтховена и электрическое поле диполя

При функционировании тканей, органов и отдельных клеток, сопровождаемым электрической активностью, в организме создается электрическое поле. Поэтому два электрода, наложенные на разные участки тела, регистрируют разность потенциалов. Зависимость этой разности потенциалов от времени называется *электрограммой*. Названия электрограмм указывают на органы (ткани), функционирование которых приводит к появлению регистрируемой разности потенциалов: электрокардиограмма (ЭКГ), электроэнцефалограмма (ЭЭГ), электромиограмма (ЭМГ) и т.д.

Можно сформулировать две основные задачи электрограмм: первая заключается в выяснении механизма их возникновения; вторая – в выяснении состояния органа по характеру его электрограммы. Наибольшее распространение получило использование электрокардиограмм (ЭКГ), дающих сведения о состоянии и работе сердца.

Электрокардиограмма – это кривая изменения электрической активности сердца, характеризующая деятельность сердечной мышцы в функции времени. На графике, изображающем ЭКГ, по вертикали регистрируются значения напряжения (разности биопотенциалов), изменяющегося в соответствии с колебаниями величины и направления электрического поля сердца, по горизонтали – время в секундах.

На рис. 3.1 показан один типичный кардиоцикл нормальной ЭКГ человека, который состоит из трех направленных вверх зубцов *P*, *R* и *T* и двух направленных вниз отрицательных зубцов *S* и *Q*.

Предсердный комплекс начинается с зубца *P*, соответствующего распространению возбуждения по обоим предсердиям. Далее следует сегмент *PQ*, в течение которого все отделы предсердий охвачены возбуждением, *QRS*-комплекс отражает распространение возбуждения по желудочкам. Сегмент *ST* соответствует возбужденному состоянию всех их отделов: зубец *T* характеризует постепенный переход желудочков в невозбужденное состояние (состояние покоя). Амплитуды

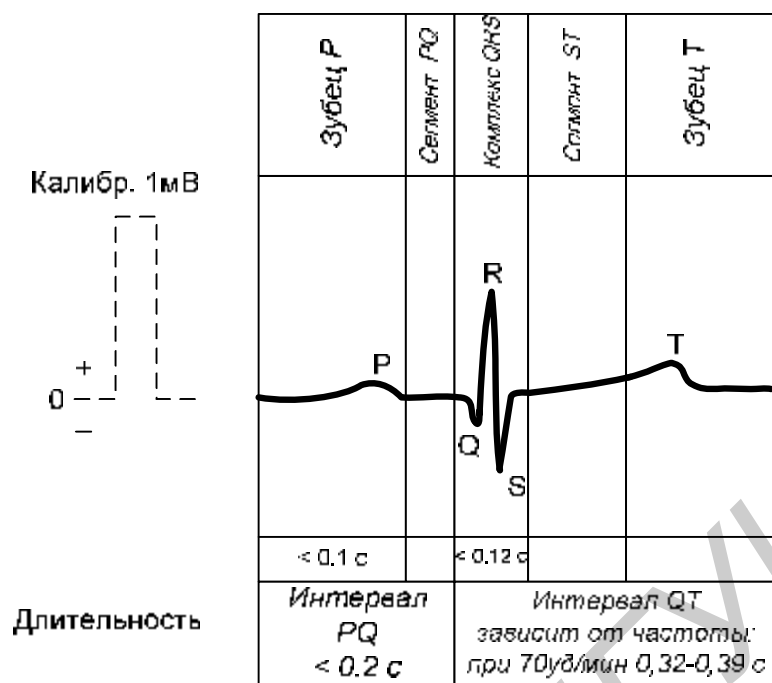


Рис 3.1. Типичный кардиоцикл нормальной ЭКГ человека

зубцов в норме лежат в пределах 0,1–5 мВ. Сохранение во времени формы, фазы и амплитуды рассмотренной кривой означает нормальную, уверенную работу сердца. Различные отклонения от нормы характеризуют те или иные нарушения сердечной деятельности. На рис 3.2 слева от стрелки показана ЭКГ при фибрилляции желудочков, справа – нормальная ЭКГ после прекращения фибрилляции под действием импульса электрического тока большой величины ($I > 1A$).



Рис 3.2. Пример нормальной ЭКГ и ЭКГ при фибрилляции желудочков

В основе электрокардиографии лежит теория Эйтховена, в которой сердце рассматривается как электрический диполь, находящийся в однородной проводящей среде.

Электрическим диполем называется система, состоящая из двух одинаковых по величине, но противоположных по знаку точечных зарядов, расположенных на расстоянии l друг от друга (рис. 3.3).

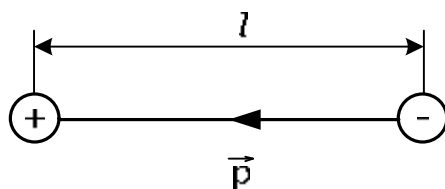


Рис. 3.3. Электрический диполь

Величина $\vec{p} = q \cdot l$ называется *электрическим* или *дипольным моментом*. Это вектор, направленный от отрицательного заряда к положительному.

Рассмотрим причины, по которым сердце в электрическом отношении можно считать диполем.

Минимальный анатомический элемент возбудимой ткани, способный электрически возбудиться и проводить возбуждение, – это отдельная клетка, отделенная от внеклеточной среды плазматической мембраной. В электрохимическом отношении клеточная мембрана представляет собой перегородку, которая разделяет два раствора электролитов, существенно различающихся по своему составу. В состоянии покоя мембрана клетки любой возбудимой ткани, в том числе сердечной мышцы (одиночного мышечного волокна), характеризуется определенной разностью потенциалов между внутренней и наружной своими поверхностями (трансмембранным потенциалом покоя). При этом на наружной стороне мембраны преобладают положительно заряженные ионы, а на внутренней – отрицательно заряженные (рис. 3.4, а; состояние статической поляризации клетки).

Обязательным признаком возбуждения является изменение электрического состояния клеточной мембраны. Раздражение её определенного участка электрическим током (например сигналом, вырабатываемым синусовым узлом) приводит к тому, что этот участок деполяризуется, т.е. его наружная поверхность становится электроотрицательной по отношению к поверхности соседнего участка (рис. 3.4, б; состояние деполяризации участка мембраны).



Рис. 3.4: а – состояние статической поляризации клетки;
б – состояние деполяризации участка мембраны

Следовательно, возбуждающее волокно с точки зрения электричества можно рассматривать как перемещающийся диполь.

В общем, сердце человека – огромная масса возбуждающихся мышечных волокон, каждое из которых представляет собой элементарный диполь со своим вектором – дипольным моментом. Все вместе они формируют интегральный электрический вектор сердца, величина и направление которого меняются в каждый момент сердечного цикла.

Естественно, сердце – диполь образует электрическое поле во всем организме и на его поверхности. Именно на ней обычно и фиксируется соответствующее распределение потенциала.

Если диполь находится в центре равностороннего треугольника (рис. 3.5), то напряжения на сторонах этого треугольника пропорциональны проекциям вектора \vec{P} на его стороны. Сопоставляя эти проекции (или U_{AB} , U_{BC} , U_{AC}), можно судить о величине и направлении вектора \vec{P} в данной плоскости. В соответствии с теорией Эйтховена сердце – диполь, расположенный в центре равностороннего треугольника, вершины которого находятся в правой руке, левой руке и левой ноге. Приведенные выше представления показывают, что, измеряя разность потенциалов между вершинами этого треугольника, можно получить данные о проекциях дипольного момента сердца. Так как за время сердечного цикла величина и направление дипольного момента сердца изменяются, при снятии ЭКГ получают временные зависимости фиксируемых напряжений.

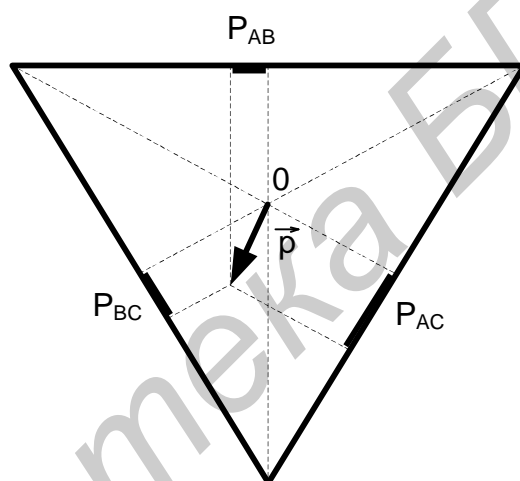


Рис 3.5. Треугольник Эйтховена

Пара точек, с которых снимается изменение разности потенциалов (напряжений) во времени, называется *отведением*. Существуют различные системы отведений. Они отличаются местом наложения электродов на пациенте. Наиболее широко в медицинской практике применяются отведения от конечностей (рис. 3.6).

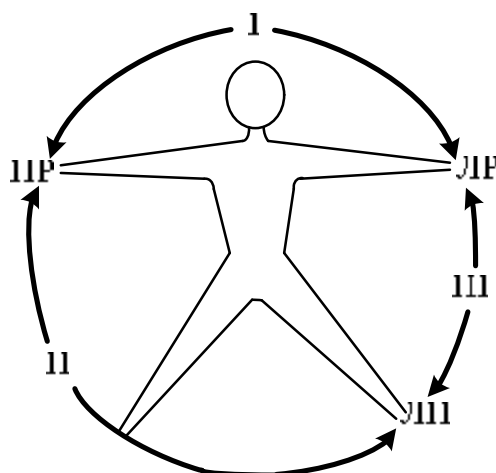


Рис 3.6. Отведения от конечностей при снятии электрокардиограммы

Отведения I, II, III называются *стандартными*, причем:

$$U_{II}(t) = U_I(t) + U_{III}(t) \text{ (закон Эйтховена).}$$

2.2. Устройство электрокардиографа

Прибор, с помощью которого производится запись ЭКГ, называется *электрокардиографом*. Электрокардиограф состоит из следующих блоков:

- электродов, накладываемых на тело больного;
- комплекта проводов, соединяющих электроды с кардиографом;
- широкополосного дифференциального усилителя, позволяющего получить электрокардиографический сигнал такой величины, который позволяет привести в действие электромагнитный преобразователь, осуществляющий преобразование электрического сигнала в перемещение пера;
- лентопротяжного механизма;
- эталонного (калибровочного) источника напряжения, указывающего масштаб измеряемого напряжения.

Сигнал ЭКГ фиксируется на специальной бумажной ленте путем подачи чернил через пишущее перо либо с помощью теплового пера. Существует много различных марок электрокардиографов; в настоящей работе используется ЭКИТ – 03М.

3. Порядок выполнения работы

1. Подготовка прибора ЭКИТ – 03М к работе:

- a) заправить электрокардиограф бумажной лентой;
- b) установить: переключатель сети в положение ОТКЛЮЧЕНО; переключатель отведений – в положение 1мВ %, переключатель чувствительности в положение – 10мм/мВ; кнопку включения лентопротяжного механизма – в положение ОТКЛЮЧЕНО; кнопку успокоения «0-МТ» – в нижнее положение; скорость записи 25 мм/с;
- c) соединить электрокардиограф с заземляющим контуром (гнездо заземления расположено на задней стенке электрокардиографа);
- d) подключить кабель отведений к вилке электрокардиографа и наложить электроды на пациента;
- e) включить электрокардиограф в сеть.

2. запись электрокардиограммы:

- a) установить перо на середину поля записи регулятором смещения пера;
- b) кнопку успокоения «0-МТ» установить в верхнее положение;
- c) включить запись, нажав на кнопку включения лентопротяжного механизма и, нажимая кнопку «1мВ», записать несколько калибровочных импульсов;
- d) записать ЭКГ в трех отведениях, изменяя положение переключателя отведений. При переключении отведений в приборе ЭКИТ – 03М предусмотрено

автоматическое успокоение. Если амплитуда ЭКГ в каком-либо из отведений выходит за пределы поля записи или слишком мала, то следует изменить чувствительность, поставив переключатель чувствительности соответственно в положение 5 или 20 мм/мВ, и снова записать калибровочные сигналы;

е) для одного из отведений произвести измерение высоты h зубцов ЭКГ. По измеренной высоте и высоте записных калибровочных импульсов вычислить разность потенциалов

$$U = \frac{h}{E} \cdot l, \text{ мВ},$$

соответствующую каждому зубцу; где E – высота калибровочного сигнала;

ф) результаты измерений и вычислений занести в табл. 3.1.:

Таблица 3.1

Условное обозначение зубца ЭКГ	l , мм/мВ	h , мм	U , мВ
P			
Q			
R			
S			
T			

г) произвести измерение длительности временных интервалов ЭКГ. Для этого расстояния между соответствующими зубцами (см. рис.3.1), измеренные по ЭКГ, разделить на скорость v движения ленты (скорость записи);

х) результаты измерения и вычисления занести в табл. 3.2.:

Таблица 3.2

Условное обозначение интервала	v , мм/с	S (площадь), мм	t , с
RR			
PQ			
QRS			
QT			

и) Определить частоту пульса пациента по длительности интервала $R-R$.

Примечание.

Для снятия электрокардиограммы электроды накладываются по системе стандартных отведений на внутреннюю поверхность предплечий и голеней. Для лучшего контакта электрода с кожей между ними помещают прокладки из марли, смоченные 10 %-м раствором поваренной соли в воде. Провода кабеля отведений соединяются с электродами в следующем порядке:

красный – к электроду на правой руке;
желтый – к электроду на левой руке;
зеленый – к электроду на левой ноге;
черный – к электроду на правой ноге.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
4. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Электрография как важнейший метод диагностики. Задачи и виды электрографии. Какие физические величины измеряются при электрографических исследованиях?

2. Основные характеристики электрического поля: напряженность, потенциал, единицы их измерения и связи между ними. Силовые и эквипотенциальные линии.

3. Электрический диполь. Дипольный момент. Поле диполя. Выражение потенциала в произвольной точке поля через параметры диполя. Связь разности потенциалов между двумя точками поля с параметрами диполя.

4. Поведение диполя во внешнем электрическом поле.

5. Интегральный электрический генератор сердца. Положение теории Эйтховена. Основные отведения при снятии ЭКГ. Усиленные униполярные отведения от конечностей.

6. Электрокардиограмма, её виды, амплитудные и временные параметры.

7. Блок-схема электрокардиографа: электроды, усилитель, регистрирующая часть. Переключатель отведений. Калибровка сигнала электрокардиографа. Правила безопасности при работе с электрокардиографом.

Контрольные задачи

1. Определить частоту сердечных сокращений пациента, если расстояние между ближайшими R зубцами на электрокардиограмме 22 мм, а скорость записи – 25 мм/с.

2. Определить длительность QRS-комплекса, если участок, соответствующий ему на электрокардиограмме, – 4 мм, а скорость записи – 50 мм/с.

Литература

1. Ремизов А. Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М.: ООО «Дрофа», 2003.
2. Инсарова Н.И. Физические основы электрокардиографии. Изучение работы электрокардиографа. Мн.: МГМИ, 1994.
3. Титомир Л.И. Электрический генератор сердца. М.: Наука, 1980.
4. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. М.: Высш. шк., 1984.

Библиотека БГУИР

Лабораторная работа № 4

ИЗУЧЕНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ ПЕРЕМЕННОГО И ПОСТОЯННОГО ТОКА ЧЕРЕЗ ЖИВУЮ ТКАНЬ. ОСНОВЫ РЕОГРАФИИ

1. Цель работы

1. Ознакомление с зависимостью импеданса живой ткани от частоты и с эквивалентной схемой живой ткани.
2. Физические основы реографии. Импедансная плетизмография.
3. Практическое закрепление полученных знаний.

2. Теоретические сведения

2.1. Эквивалентная схема живой ткани и зависимость импеданса живой ткани от частоты

В структуре биологической ткани выделяются компоненты, которые обладают свойствами электролитов (цитоплазма, тканевая жидкость) и свойствами диэлектрика (клеточная мембрана). Следовательно, в выражении для полного сопротивления (импеданса) живой ткани должна входить как активная составляющая (омическое сопротивление R), так и реактивная (емкостное сопротивление, определяемое емкостью C и циклической частотой переменного тока ω). Если считать эти виды сопротивлений соединенными последовательно, то формула для импеданса живой ткани (Z) имеет вид

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}. \quad (4.1)$$

Эквивалентные схемы живой ткани, применяемые для моделирования различных случаев прохождения тока через ткань, должны, следовательно, включать в себя некоторые омические сопротивления и емкости. Соединения этих элементов в эквивалентные электрические схемы должны соответствовать реальным экспериментальным фактам и теоретическим положениям.

Упрощенная эквивалентная схема живой ткани, удовлетворяющая этим требованиям, представлена на рис. 4.1, а.

Активную составляющую импеданса, обусловленную сопротивлением тканевых электролитов, на этой схеме отображают сопротивления R_1 и R_2 , а емкостную – конденсатор емкости C . Для постоянного тока ($\omega = 0$) общее сопротивление такой схемы $Z = R_1$ и определяет сопротивление ткани постоянному току. При увеличении частоты ω общее сопротивление начинает уменьшаться за счет уменьшения емкостного сопротивления конденсатора, соединенного последовательно с сопротивлением R_2 . Если бы сопротивление R_2 в эквивалентной схеме отсутствовало, то импеданс стремился бы к нулю при $\omega \rightarrow \infty$. На самом деле живая ткань обладает конечным сопротивлением даже на весьма высоких частотах, и

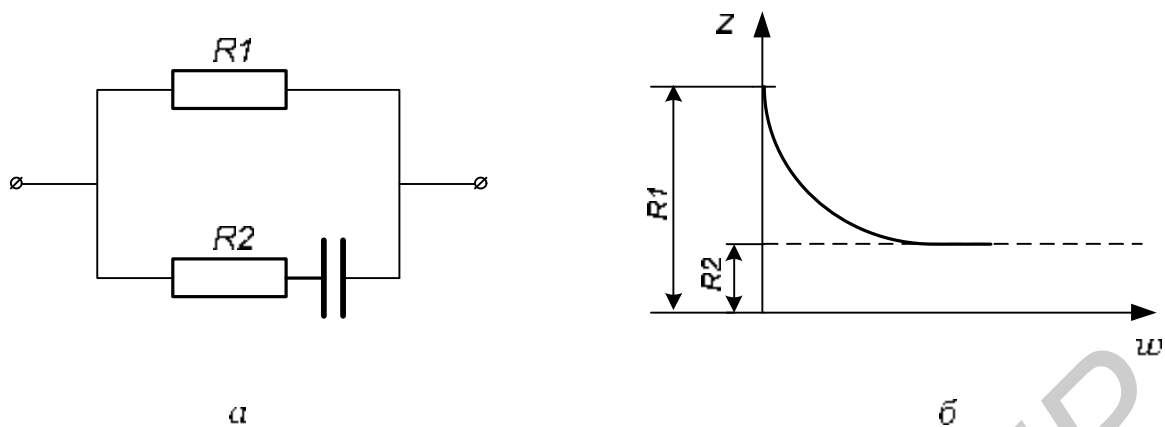


Рис. 4.1: *a* – упрощенная эквивалентная схема живой ткани;

б – зависимость импеданса от частоты

наличие в схеме резистора R_2 ограничивает падение сопротивления на высоких частотах. В предельном случае при $\omega \rightarrow \infty$ общее сопротивление $Z \rightarrow R = \frac{R_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2}$.

Зависимость импеданса такой схемы от частоты показана на рис. 4.1, *б* и соответствует реальной частотной зависимости импеданса живой ткани.

Импеданс тканей и его реальная зависимость от частоты переменного тока определяются физиологическим состоянием и морфологическими особенностями ткани. Например, при разрушении клеточных мембран под действием повреждающих факторов зависимость импеданса от частоты становится менее выраженной. О степени жизнестойкости тканей можно судить по отношению импеданса на низких и высоких частотах. Коэффициент жизнестойкости тканей (K) вводят отношением импеданса на частоте $n_1 = 10^3$ Гц к его значению на частоте $n_2 = 10^6$ Гц:

$$K = \frac{Z(v_1 = 1 \text{ кГц})}{Z(v_2 = 1 \text{ МГц})}. \quad (4.2)$$

В частности, этот метод может быть использован для оценки качества трансплантата.

Импеданс тканей изменяется периодически в такт с изменением пульсового кровенаполнения ткани. На измерениях этих периодических колебаний импеданса основан диагностический метод определения характеристик кровенаполнения ткани, называемый реографией (импедансной плетизмографией).

2.2. Физические основы реографии (импедансной плетизмографии)

Плетизмография – это совокупность методов регистрации пульсовых колебаний кровенаполнения исследуемого органа или его участка.

Основные факторы, которые определяют характер кровенаполнения, – это работа сердца и сосудистой системы. Для оценки функционирования сердца широко применяется электрокардиография и целая совокупность других методов, а

для суждения о состоянии и характеристиках сосудистой системы важным источником диагностических данных является определение и количественный анализ периодических изменений кровенаполнения органов. Например, какова зависимость давления крови от времени в крупных артериях. Для плечевой артерии она графически представлена на рис. 4.2.

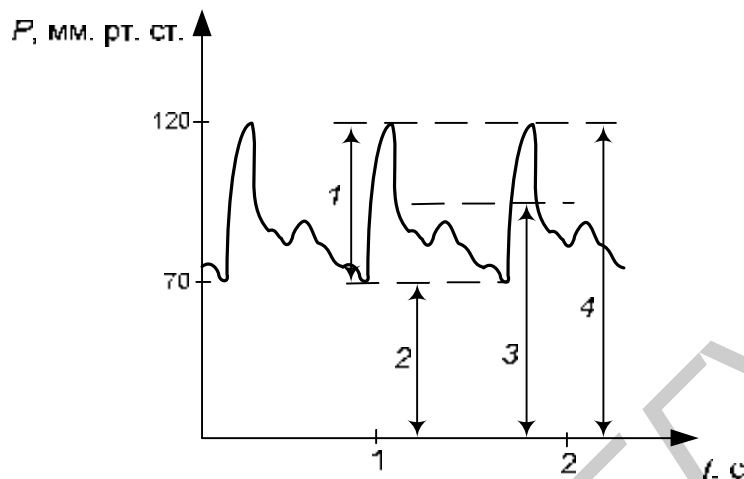


Рис. 4.2. Типичная зависимость давления P от времени t в плечевой артерии: 1 – пульсовое давление; 2 – диастолическое; 3 – среднее; 4 – систолическое

На рис. 4.2 видно, что в крупных артериях амплитуда пульсовых колебаний давления составляет 25 % от среднего давления. С уменьшением диаметра сосудов амплитуда уменьшается, составляя в артериолах единицы и даже доли процентов от среднего уровня.

Колебания давления вызывают и изменения объема кровенаполнения. Считая кровеносный сосуд упругим резервуаром, связь между объемом крови (V) в сосуде в любой момент времени и давлением (P) можно записать:

$$V = V_0 + kP, \quad (4.3)$$

где k – коэффициент пропорциональности между давлением и объемом, характеризующий зависимость сосуда. Если в выражении (4.3) давление $P = P_0 + P(t)$, где P_0 – среднее давление (постоянная составляющая), то V_0 – объем полости сосуда при отсутствии давления ($P = 0$).

Колебания давления, происходящие с периодом сердечных сокращений, зависит как от времени t , так и от координат x – расстояния от сердца до исследуемого участка сосудистого русла.

Для определения значения систолического и диастолического давления (см. рис.4.2) наиболее распространен аускультаторный метод, основанный на появлении и исчезновении звуков Короткова. Регистрация полной формы пульсовой волны, определяющей, как видно из формулы (4.3), колебания кровенаполнения, представляет более сложную задачу.

2.3. Реография (импедансная плетизмография)

Значение импеданса при фиксированной частоте зависит от соотношения указанных его составляющих, которые определяются характером физиологических процессов в тканях и органах. Очевидно, что импеданс зависит от степени кровенаполнения тканей, периодически изменяющегося с частотой сердечных сокращений (периодом пульсовой волны). Кровь является хорошим проводником, поэтому в момент прилива крови сопротивление исследуемого участка ткани уменьшается, сила тока возрастает. Отток крови вызывает увеличение сопротивления этого участка (в его объеме уменьшается содержание проводящих элементов) и токовый сигнал уменьшается. Итак, изменения объема кровенаполнения (дифференциал объема крови dV) преобразуется в изменения активной составляющей импеданса (дифференциал активного сопротивления dR).

Покажем, что отношение прироста объема крови к среднему объему кровенаполнения исследуемой области ($\frac{dV}{V}$) и отношение пульсового колебания активной составляющей импеданса к основному (межэлектродному) сопротивлению ($\frac{dR}{R}$) равны по величине и обратны по знаку, то есть $\frac{dV}{V} = -\frac{dR}{R}$.

Обозначим расстояние между электродами L , удельное сопротивление исследуемого участка ρ , площадь сечения S , объем $V = L \cdot S$ (рис.4.3).

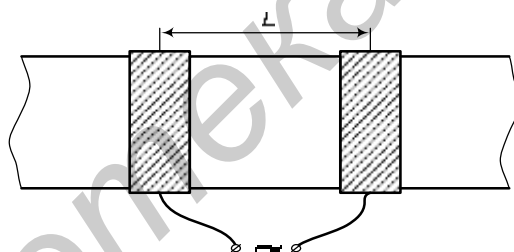


Рис. 4.3. Участок кровенаполняемой ткани между электродами

Подставив в формулу для электрического сопротивления $R = \frac{\rho L}{S}$ выражение площади через объем $S = \frac{V}{L}$, получим

$$R = \frac{\rho L^2}{V}. \quad (4.4)$$

Считая, что изменения объема dV происходит за счет пульсаций крови, найдем, каково при этом изменение активного сопротивления R , то есть найдем дифференциал dR :

$$dR = -\frac{\rho \cdot L^2 dV}{V^2}. \quad (4.5)$$

Формула (4.5) подтверждает количественно сделанное ранее утверждение о пропорциональной связи dV и dR . Если кровенаполнение увеличивается ($dV > 0$), то активное сопротивление уменьшается ($dR < 0$). При оттоке крови $dV < 0$ и $dR < 0$. Разделив выражение (4.5) на (4.4), получим

$$\frac{dV}{V} = -\frac{dR}{R} \quad (4.6)$$

Таким образом, относительные изменения объема кровенаполнения равны относительным изменениям активной составляющей импеданса с обратным знаком. Выражения (4.5) и (4.6) лежат в основе метода импедансной плетизмографии и позволяют перейти к определению важных физиологических параметров, характеризующих кровенаполнение органа.

При реографических исследованиях для получения более полной диагностической информации и её интерпретации производится не только регистрация пульсовой волны, но и синхронная с ней запись ЭКГ. Пример регистрации указанных показателей представлен на рис. 4.4.

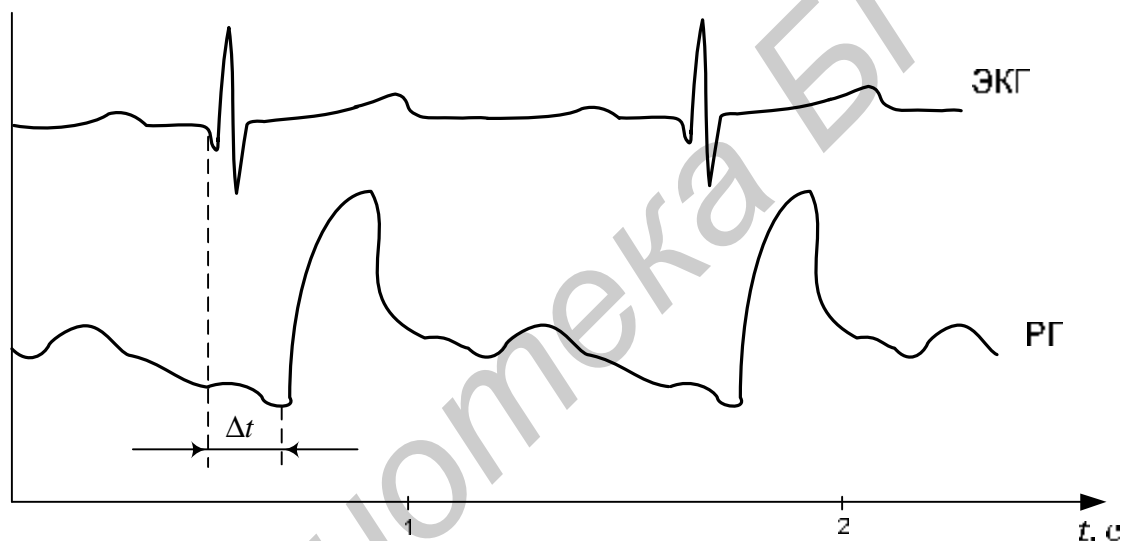


Рис. 4.4. Соотношение фаз ЭКГ и реограммы (РГ)

Период приведенных кривых одинаков, но между ЭКГ и реограммой происходит сдвиг по фазе, определяемый временем Δt (см. рис.4.4), — это время распространения пульсовой волны от сердца до исследуемого органа.

Кроме того, синхронно записывают ещё и дифференцированную реограмму. Если реограмма представляет собой в относительных величинах запись зависимости объема кровенаполнения исследуемого участка тела от времени, то (исходя из физического смысла производной) дифференцированная реограмма отображает зависимость скорости кровенаполнения от времени.

3. Порядок выполнения работы

1. Ознакомиться с устройством аппарата гальванизации.
2. Для измерения сопротивления участка тела постоянному току соберите схему, показанную на рис.4.5.



Рис. 4.5. Схема измерения сопротивления участка тела постоянному току

3. Электроды \mathcal{E}_1 и \mathcal{E}_2 через марлевые прокладки, смоченные соевым раствором, укрепить на поверхности предплечья. При нескольких значениях напряжения (от 5 до 15 В), измеряемого вольтметром (V), определить силу тока между электродами, измеряемую микроамперметром (мА). Рассчитать сопротивление участка тела между электродами и привести его среднее значение.

4. Для измерения зависимости сопротивления биологической ткани от частоты собрать схему, показанную на рис. 4.6.

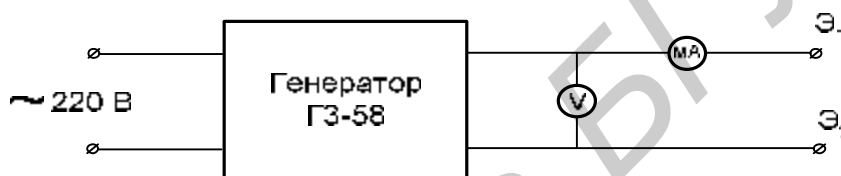


Рис. 4.6. Схема измерения сопротивления участка тела переменному току

5. Предплечье положить на подставку с электродами \mathcal{E}_1 и \mathcal{E}_2 . На электроды должна быть наложена марлевая прокладка, смоченная соевым раствором. На частотах в диапазоне от 20 до 200 кГц при напряжении 3–10 В, измеряемом вольтметром генератора электрических сигналов, определить микроамперметром силу тока через участок тела между электродами \mathcal{E}_1 и \mathcal{E}_2 . Результаты измерений занести в таблицу:

Таблица

ν , Гц	$\lg \nu$	U , В	I , мА	Z , кОм

6. Построить $z = f(\lg \nu)$ (логарифмический масштаб выбирается для удобства построения).

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Схемы измерения.
4. Результаты измерений в виде таблицы и графика.
5. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Полное сопротивление цепи переменного тока (импеданс). Резонанс в цепи переменного тока.
2. Эквивалентная схема живой ткани. Импеданс биологической ткани, его зависимость от частоты переменного тока. Что такое коэффициент жизнестойкости ткани?
3. Физические основы реографии (импедансной плетизмографии). Докажите математически, что активная составляющая обратно пропорциональна объему кровенаполнения.

Литература

1. Ремизов А. Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М.: ООО «Дрофа», 2003.
2. Ильич Г.К. Изучение прохождения тока через живую ткань. Физические основы реографии. Мн.: МГМИ, 1994.

Лабораторная работа № 5

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

1. Цель работы

1. Изучение основных параметров импульсных токов, применяемых при электростимуляции и их физиологическое значение.
2. Ознакомление с областями применения электростимуляции.
3. Ознакомление с основами работы аппарата «Амплипульс-4».

2. Теоретические сведения

Электростимуляция – это метод дозированного воздействия электрическим током на органы или системы организма для стимуляции их деятельности.

Основным принципом, которого придерживаются при осуществлении электростимуляции, является получение оптимального физиологического эффекта при наименьших побочных явлениях. Для электростимуляции используют низкочастотные (1–200 Гц) импульсные токи различных параметров в зависимости от возбудимости тканей и их функционального состояния.

При прохождении через ткани импульсного тока происходит изменение концентрации ионов у клеточных мембран, что приводит их в состояние возбуждения.

2.1. Параметры прямоугольных импульсов токов

Для электростимуляции применяют импульсные токи различной формы. Самые простые из них – прямоугольные импульсные токи (рис 5.1), которые характеризуются следующими параметрами:

- амплитуда тока (I_0) или амплитуда напряжения (U_0) (максимальные значения);
- длительность импульса – t_u , длительность паузы – t_0 ;
- период следования импульсов – $T = t_0 + t_u$, или частота следования – $\nu = \frac{1}{T}$;
- часто вместо длительности импульса указывается скважность –

$$Q = \frac{T}{t_u} = \frac{t_u + t_0}{t_u} = 1 + \frac{t_0}{t_u} > 1. \quad (5.1)$$

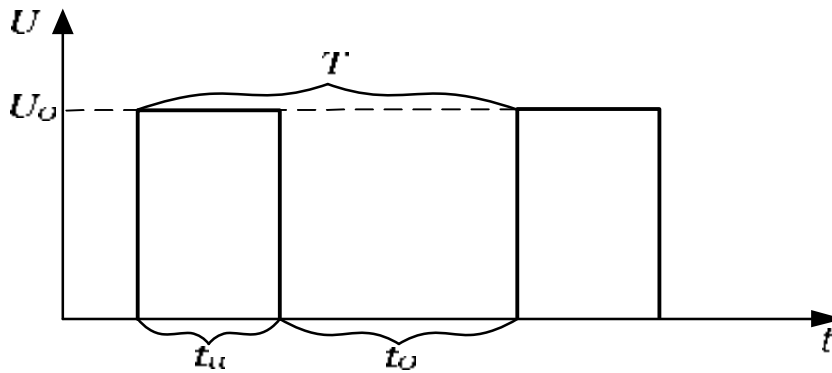


Рис. 5.1. Прямоугольный импульсный ток

Сквозность Q – безразмерный параметр, показывающий, во сколько раз период превышает длительность импульса. Величина, обратная сквозности, $K = \frac{1}{Q}$, называется коэффициентом заполнения.

Прямоугольные токи используются обычно для стимуляции нервной системы. Для стимуляции мышц чаще используются импульсы непрямоугольной формы.

2.2. Параметры непрямоугольных импульсных токов

В таких импульсах трудно указать четкую границу начала и конца импульса, поэтому условились временные характеристики импульсов определять по уровню $0,1U_0$ и $0,9U_0$ (рис. 5.2).

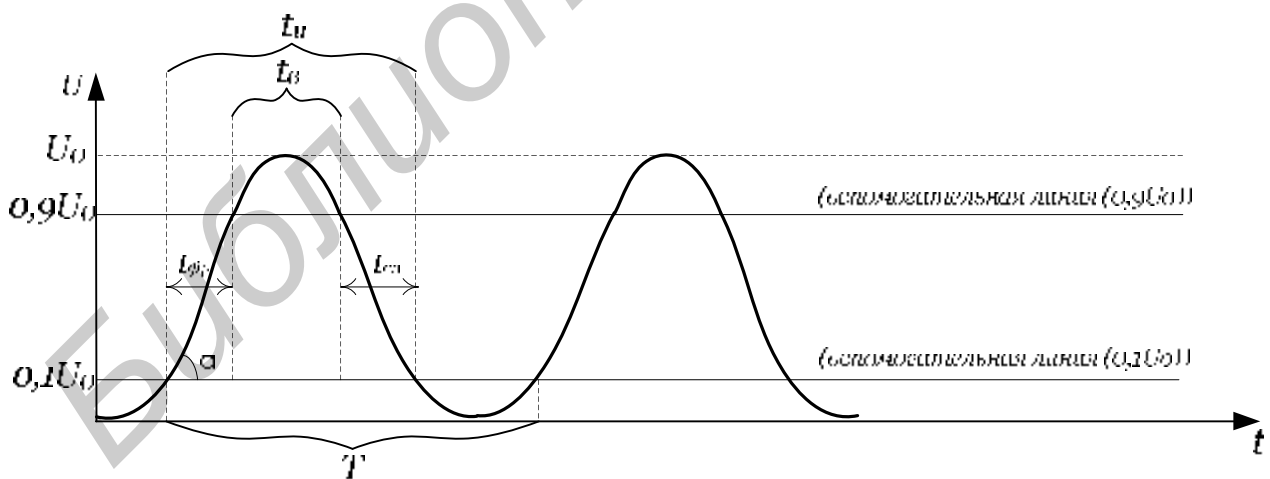


Рис. 5.2. Непрямоугольный импульсный ток

Для более полного описания таких токов вводят следующие параметры:

- амплитуда тока (I_0) или амплитуда напряжения (U_0);
- период импульсного тока, T ;
- длительность импульса, t_u .

Временные параметры – длительность и пауза – определяются по уровню $0,1U_0$ (вспомогательная линия). Скважность определяется, как и прежде, $Q = \frac{T}{t_u}$:

- длительность фронта – $t_{фр}$. это время, за которое напряжение (или ток) возрастает от уровня $0,1U_0$ до $0,9U_0$. С длительностью фронта связана *крутизна* (Kp) фронта импульса:

$$Kp = \frac{0.8U_0}{t_{фр}} = \text{tg } \alpha ; \quad (5.2)$$

- длительность спада – $t_{сп}$ – это время, за которое ток или напряжение уменьшается от уровня $0,9U_0$ до $0,1U_0$. Существенного физиологического значения для электростимуляции длительность спада не имеет. Длительность фронта, длительность спада и длительность вершины импульса в сумме дают длительность импульса:

$$t_{сп} + t_v + t_{фр} = t_{имп}. \quad (5.3)$$

2.3. Метод хронаксиметрии

Известно, что для стимуляции ткани необходимо, чтобы ток превышал некоторое пороговое значение: если $I > I_{пор}$ – стимуляция есть, если $I < I_{пор}$ – стимуляции нет. Пороговый ток зависит от длительности и формы импульса и определяется экспериментально. С увеличением длительности импульса пороговый ток уменьшается.

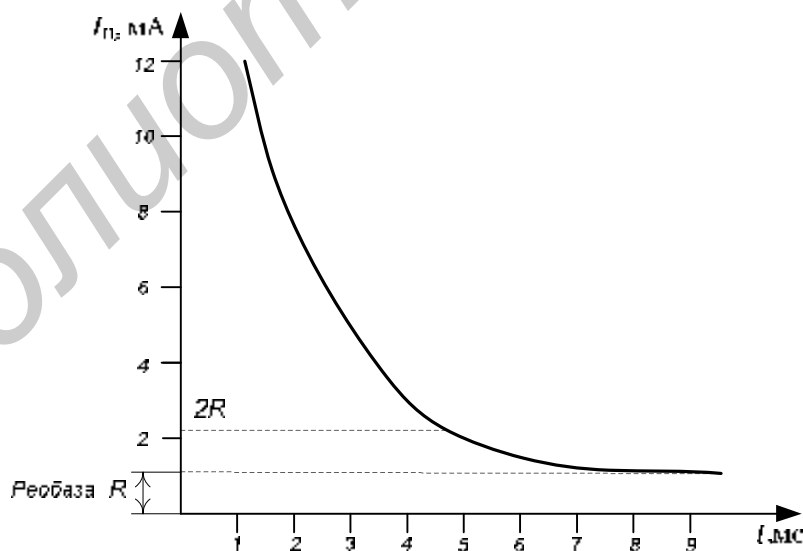


Рис. 5.3. Кривая электровозбудимости

При достаточно длительных импульсах пороговый ток не зависит от их длительности и принимает наименьшее значение, которое называется *реобазой* (R). Иными словами, реобазы – минимальная величина силы тока, способная вызвать возбуждение при действии на ткань в течение полезного времени. Минимальная

длительность раздражения, вызывающего пороговый эффект при значении тока, равном реобазе, называется полезным временем (на рис. 5.3 0–7 – полезное время). Для полной характеристики электровозбудимости тканей вводят понятие *хронаксиметрии* (t_{chr}) – это минимальная длительность импульса, чей пороговый ток вдвое больше реобазы. Кривая электровозбудимости, представленная на рисунке 5.3, приближенно описывается уравнением Вейса-Лапика:

$$I_{пор} = \frac{a}{t_u} + b, \text{ (mA)}, \quad (5.4)$$

где a и b – константы, зависящие от вида тканей. Константы a и b можно связывать с реобазой и хронаксиметрией.

Если $t_u \rightarrow \infty$, то значение $I_{пор} \rightarrow b$, значит, $b = R$.

Значение b измеряется в амперах (А) или миллиамперах (mA).

Если $t_u = t_{chr}$, то $I_{пор} = 2R = \frac{a}{t_{chr}} + R \rightarrow a = R \cdot t_{chr}$.

Значение a измеряется в кулонах (Кл).

Зная a и b , можно вычислить $I_{пор}$ для любых длительностей импульса.

Метод хронаксиметрии – метод диагностики состояния нервно-мышечной системы. С помощью этого метода определяют возбудимость тканей и органов на основе выявления зависимости между пороговой силой электрического раздражения (реобазой R , которая измеряется в миллиметрах) и длительностью его воздействия (хронаксией – chr – измеряется в миллисекундах). Величина хронаксии является количественным показателем функционального состояния тканей.

Величины chr и R являются информативными показателями при диагностике поражений центральной и периферической нервной системы, опорно-двигательного аппарата, а в комплексе с другими клинико-физиологическими исследованиями позволяют объективно определять эффективность лечебных мероприятий. Полученные при исследовании данные сравниваются со стандартами хронаксии здорового человека.

Кривая электровозбудимости строится в основном для прямоугольных импульсов. Для токов другой формы $I_{пор}$ будет выше при той же длительности импульса. Это установлено физиологами и формулируется в виде закона Дюбуа-Реймона: «Раздражающее действие импульсного тока прямо пропорционально крутизне переднего фронта импульса». Это означает, что с увеличением крутизны фронта импульса пороговый ток уменьшается (при той же длительности импульса). Поскольку наибольшую крутизну имеют прямоугольные импульсы, то им соответствует и наименьший пороговый ток.

2.4. Физиологическое значение параметров электрических импульсов для электростимуляции

1. Амплитуда импульсного тока зависит, с одной стороны, от органа, который стимулируют, электродов, длительности и формы импульсного тока и должна превышать $I_{пор}$. С другой стороны, она должна быть меньше поражающего неотпускающего тока: амплитуду тока при электростимуляции выбирают поэтому

из соображений техники безопасности (чтобы не было поражающего действия на организм) и условия обеспечения электростимуляции: $I_{пор} < I_{стим} < I_{пораж}$. Реально амплитуда тока в клинических методиках изменяется в пределах от 1 до 50 мА. Её величина зависит от размеров электродов, участка тела и др.

2. *Длительность* импульсов при электростимуляции не должна быть слишком малой, так как это может привести к увеличению порогового тока и можно выйти к поражающему уровню. Длительность импульсов t_u должно быть порядка миллисекунд (закон Дюбуа-Реймонта указывает на влияние фронта импульса).

3. *Период* следования импульсов при электростимуляции должен быть больше рефракторного периода для данной ткани: $T > T_{рефр}$, что определяет частоту импульсного тока: $\nu = \frac{1}{T} \leq \frac{1}{T_{рефр}}$.

$$\nu = \frac{1}{T} \leq \frac{1}{T_{рефр}}$$

Рефракторный период – это время, в течение которого клетку нельзя возбудить обычным пороговым импульсом. После каждого прошедшего импульса участок нерва остается на одну или несколько миллисекунд в «рефракторном» состоянии. В течение первых 1–2 мс он не способен провести новый импульс, и только через несколько миллисекунд восстанавливается способность вырабатывать импульсы нормальной силы (рис. 5.4).

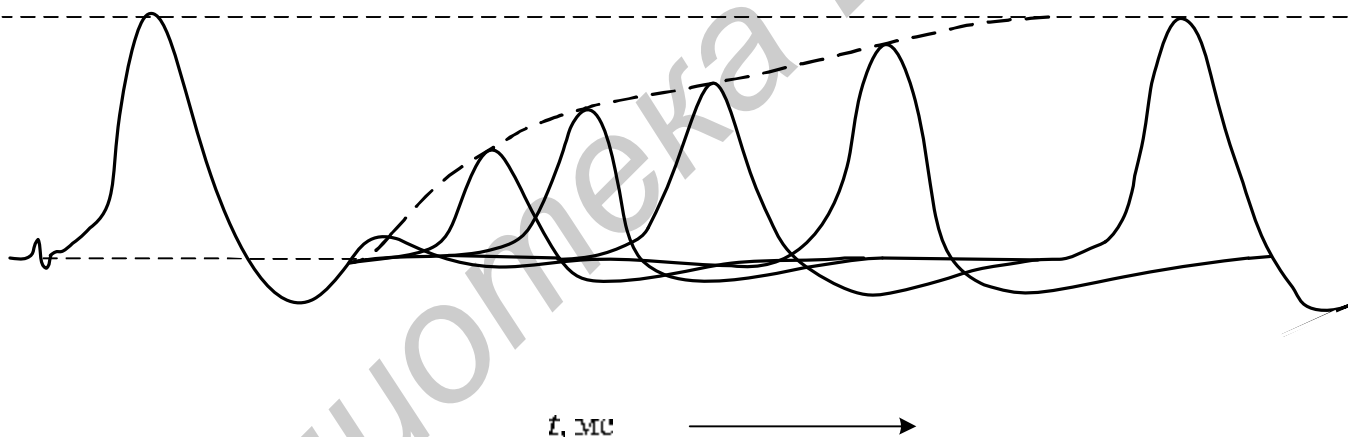


Рис. 5.4. Кривые ответа нерва на электрическое раздражение

Кривые ответа нерва на рис. 5.4 иллюстрируют наличие рефракторного периода в опыте на целом изолированном нерве. По мере увеличения интервалов между электрическими раздражениями все большее число волокон нерва возбуждается вторично и через несколько миллисекунд появляются следующие ответы суммарной величины:

- для скелетных мышц $T_{рефр} \approx 5 \text{ мс}$; $\nu \leq \frac{1}{T_{рефр}} \leq \frac{1}{5 \text{ мс}} = 200 \text{ Гц}$;
- для нервных клеток $T_{рефр} \approx 1 \dots 2 \text{ мс}$; $n \leq 500 \text{ Гц}$;
- для сердечной мышцы $T_{рефр} \approx 300 \text{ мс}$; $n \leq 3 \text{ Гц}$.

Реально в аппаратах для электростимуляции используют импульсные токи частотой 1–200 Гц. При более высоких частотах стимуляция тоже может быть, но уже не каждый из подводимых импульсов вызовет электростимуляцию: те импульсы, которые попадают в рефракторный период, ответа не вызывают. На частотах выше 10 кГц электростимуляция практически не эффективна.

4. *Форма импульсных сигналов*, используемых при электростимуляции, может быть разнообразной (рис. 5.5).

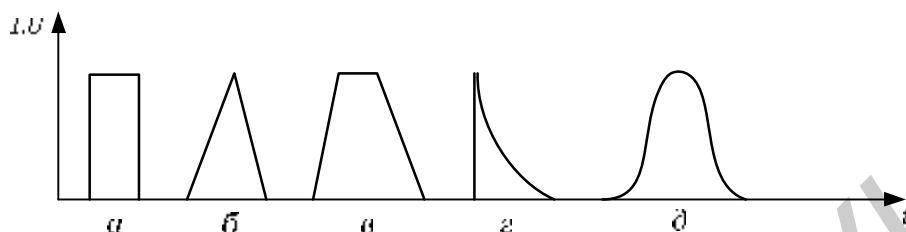


Рис. 5.5. Формы импульсных сигналов:

а – прямоугольные; *б* – пилообразные; *в* – трапецеидальные;
г – экспоненциальные; *д* – колокообразные

Отметим, что существуют электростимуляторы, импульсы которых подаются на орган независимо от его естественной электрической активности; другие электростимуляторы не синхронизируют импульсы с биопотенциалами организма.

Основным элементом электростимуляторов, используемых в клиниках, является генератор прямоугольных импульсов. В блоке формирования получают импульсы, параметры которых изменяются в широких пределах. Аппарат позволяет усиливать полученные электрические импульсы до нужной величины. Для преобразования импульсов прямоугольной формы в импульсы иной формы служат дифференцирующие и интегрирующие цепочки.

Цепь называется дифференцирующей, если выходное напряжение ($U_{\text{вых}}$) пропорционально производной по времени от входного напряжения ($U_{\text{вх}}$):

$$U_{\text{вых}} \sim \frac{dU_{\text{вх}}}{dt},$$

$$U_{\text{вых}} = U_m \cdot e^{-\frac{t}{RC}}. \quad (5.5)$$

Простейшая схема дифференцирующей цепи (ДЦ) (рис. 5.6) состоит из конденсатора C и сопротивления R .

Произведение $RC = \tau$ называется постоянной времени ДЦ. Если на вход такой цепи поступают прямоугольные импульсы необходимого для заряда конденсатора τ и длительности импульса t_u , при $\tau < t_u$ на выходе получают два кратковременных остrokонечных импульса разного значения. Если $\tau > t_u$, то $U_{\text{вых}} \approx U_{\text{вх}}$.

Практически считается, что цепь будет дифференцирующей при соблюдении неравенства $\tau < 0,1t_u$. Таким образом, изменяя R и C , можно менять длительность выходных импульсов.

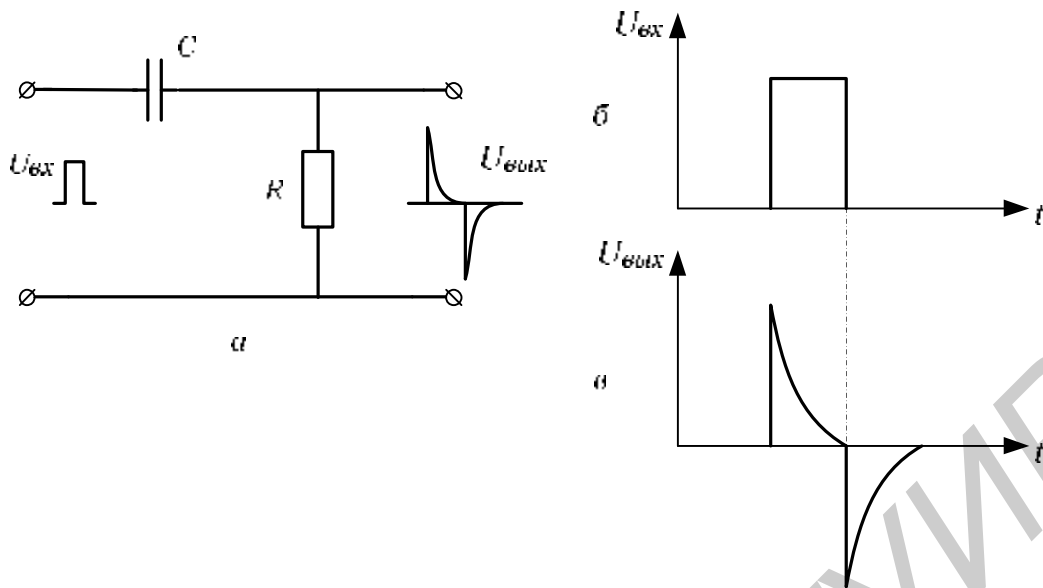


Рис. 5.6: *a* – простейшая схема дифференциальной цепи;
б – входное напряжение; *в* – выходное напряжение

Электрическая цепь, напряжение на выходе которой пропорционально интегралу от выходного напряжения $U_{вых} \sim \int U_{вх} dt$, называется интегрирующей цепью (ИЦ). Простейшая схема интегрирующей цепи состоит также из R и C (рис. 5.7), напряжение на конденсаторе будет выходным. При $\tau < t_u$ изменение формы импульса незначительно. При $\tau > t_u$ импульс имеет форму, показанную на рис. 5.7:

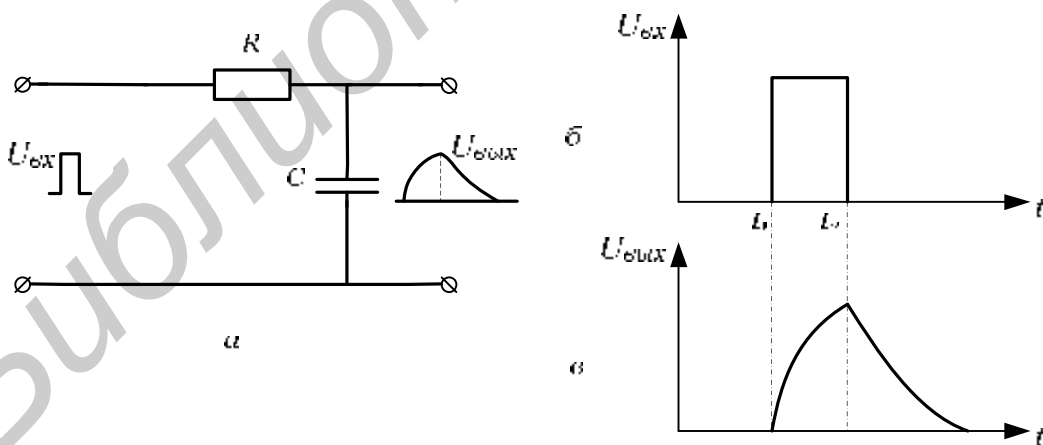


Рис. 5.7: *a* – простейшая схема интегрирующей цепи;
б – входное напряжение; *в* – выходное напряжение

2.5. Структурная схема электростимулятора

Электроды подводят электрический сигнал к биологической системе. Электроды для электростимуляции могут быть расположены на поверхности тела (наружная, или чрескожная электростимуляция), в полости внутреннего органа (внутриполостная электростимуляция), имплантированы в стенку стимулируемого органа или в нервы, идущие к нему.

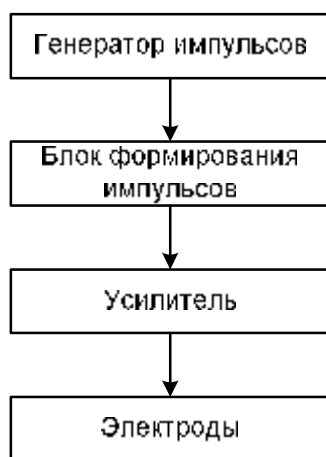


Рис. 5.8. Структурная схема электростимулятора

3. Порядок выполнения работы

Выход аппарата «Амплипульс-4» соединить с вертикальным входом осциллографа. На вход осциллографа поочередно подавать импульсы I, II, III, IV рода работы. Измерить значение несущей частоты.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Результаты измерений в виде таблиц и рисунков.
4. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Параметры импульсного сигнала прямоугольной и произвольной формы.
2. Зависимость раздражающего действия тока от формы импульса. Закон Дюбуа – Реймона.
3. Зависимость возбуждения от длительности импульса. Уравнение Вейса – Лапика.
4. Прохождение электрических импульсов через дифференцирующие и интегрирующие цепи (ДЦ и ИЦ).
5. Расчет постоянной времени ДЦ и ИЦ.

Контрольные задачи

1. Аппарат «Электросон» дает импульсы напряжения одной полярности прямоугольной формы с периодом 0,4 с и скважностью 200. Определить длительность импульсов.

2. Если ток проходит через сердце в последние 0,04 – 0,06 с систолы, то он вызывает фибрилляцию сердца. Может ли вызвать фибрилляцию импульсный ток прямоугольной формы с периодом 0,5 с и скважностью 10?

3. В аппарате «Электросон» при частоте 25 Гц длительность импульса равна 1 мс. Определить скважность и время паузы после каждого импульса.

Литература

1. *Лещенко В. Г., Межевич З. В.* Физические основы электростимуляции. Мн.: МГМИ, 1999.

2. *Ремизов А. Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я.* Медицинская и биологическая физика. М.: ООО «Дрофа», 2003.

3. *Горский Ф. К., Сакевич Н. М.,* Физический практикум с элементами электроники. Лабораторная работа № 34. Мн.: Высш. сш., 1980.

4. *Эссаулов И. А., Блохина М. Е., Гонцова Л. Д.* Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. Лабораторная работа № 25. Мн.: Высш. сш., 1987. С. 152–155.

Лабораторная работа № 6

ВОЗДЕЙСТВИЕ ВЫСОКОЧАСТОТНЫХ ТОКОВ И ПОЛЕЙ НА ОРГАНИЗМ. ЭЛЕКТРОХИРУРГИЯ. ИНДУКТОТЕРМИЯ (УВЧ-, МКВ-, ДЦВ-ТЕРАПИЯ)

1. Цель работы

1. Изучение особенностей действия на организм высокочастотных электрических и магнитных полей.
2. Ознакомление со спецификой действия ВЧ-воздействий: тепловыми и нетепловыми эффектами.
3. Практическое закрепление полученных знаний.

2. Теоретические сведения

Применяемые с лечебной целью токи высокой частоты подводят непосредственно к телу, либо они возникают в последнем под влиянием высокочастотных электрических и магнитных полей. При этом происходит прогревание определенных органов и тканей. Нагревание приводит к улучшению кровообращения, уменьшению болевых ощущений, активации процессов обмена и т.д. Любому электрическому току, в том числе высокочастотному, свойственно тепловое действие. При этом тепло возникает внутри тканей (эндогенное), в отличие от экзогенного, когда тепло проникает в ткани снаружи, как, например, при использовании грелки.

В тканевых жидкостях и внутри клеток имеются ионы (в основном Na и Cl). В тканях организма находятся такие полярные молекулы (диполи), у которых электрические заряды внутри молекулы смещены, и можно различить два полюса (молекула воды – диполь).

При подведении к тканям организма высокочастотного напряжения в пространстве между электродами возникает высокочастотное электрическое поле. Под его влиянием все заряженные частицы приходят в движение: отрицательные направляются к положительному, положительные – к отрицательному полюсу. Едва ионы и другие заряженные частицы успевают сдвинуться с места, как меняется направление электрического поля, что заставляет их изменить направление своего движения на обратное. С каждым периодом высокочастотного тока этот процесс будет повторяться. Таким образом, заряженные частицы начнут колебаться с очень малой амплитудой около среднего положения с частотой колебаний высокочастотного тока. Такой ток, при котором возникает движение заряженных частиц, в данном случае колебательное, носит название *тока проводимости*. При своих колебательных движениях заряженные частицы встречают сопротивление как при столкновении друг с другом, так и с окружающими частицами ткани, что сопровождается образованием тепла.

Дипольные молекулы в электрическом поле поворачиваются вдоль поля таким образом, чтобы отрицательным полюсом быть обращенным в сторону положительно заряженного, положительным – в сторону отрицательно заряженного электрода. При изменении направления электрического поля происходит поворот дипольных молекул, что так же, как и при движении ионов, встречает сопротивление со стороны окружающих частиц и сопровождается выделением тепла.

Поворот в высокочастотном электрическом поле диполей носит название *тока смещения* (поляризации). При относительно небольших частотах (несколько миллионов герц) преобладает ионная проводимость, возникает ток проводимости, при больших же частотах (несколько десятков миллионов герц) увеличивается ток поляризации.

Ионный состав и число полярных молекул в разных тканях отличается друг от друга, поэтому при одной и той же частоте в разных тканях будет возникать неодинаковое количество тепла. Таким образом, при изменении частоты воздействия высокочастотных токов можно обеспечить преимущественное выделение тепла в определенных органах.

При действии токов высокой частоты электростимуляция тканей не происходит. В этом случае клетка возбудимой ткани не успевает отвечать на раздражение, которое меняется очень быстро. *Нетепловой* (специфический) эффект воздействия заключается в происходящих внутримолекулярных, физико-химических изменениях или структурных перестройках молекул, которые изменяют функциональное состояние клеток. В качестве примера можно указать на выстраивание в цепочки, ориентированные параллельно электрическим силовым линиям, эритроцитов, лейкоцитов и некоторых других клеток и частиц, ориентирование по полю боковых ветвей белковых макромолекул и др.

2.1. Тепловые физиотерапевтические процедуры с использованием токов высокой частоты

Эффективность любой тепловой процедуры определяется количеством теплоты, которое выделяется в единице объема живой ткани (V) за единицу времени (t), то есть удельной теплотой тепловыделения:

$$q = \frac{Q}{V \cdot t}. \quad (6.1)$$

1. *Диатермия*. Сущность диатермии заключается в прогревании ткани тела высокочастотным током (1,5–2 МГц), который проходит между двумя контактно наложенными на поверхность тела металлическими электродами (Э1 и Э2).

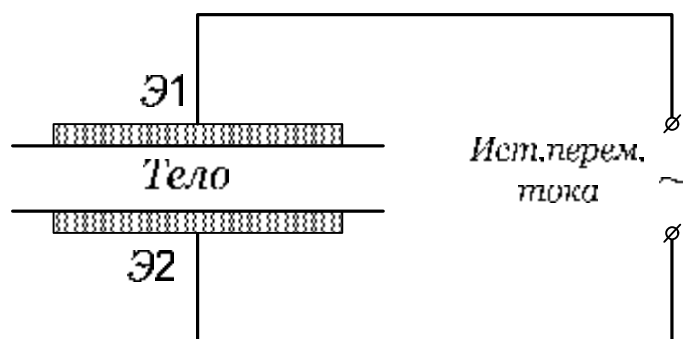


Рис. 6.1. Схема процесса диатермии

Тепловой эффект при этом создается значительным по силе током (до 2А). Тепловое действие диатермии определяется в основном токами проводимости. При диатермии

$$q = j^2 \cdot r, \quad (6.2)$$

где j – плотность тока на электроде,

ρ – удельное сопротивление ткани.

Так как наибольшим удельным сопротивлением обладают кожа, жир, мышцы, то они и нагреваются сильнее. Наименьшее нагревание у органов, богатых кровью или лимфой (легкие, печень, лимфатические узлы). Преимущественный нагрев в основном поверхностных слоев тканей тела – существенный недостаток диатермии, который ограничивает возможности ее применения. В последнее время диатермия практически не применяется и заменяется другими методами высокочастотного воздействия, так как в этом методе велика опасность поражения электрическим током, потому что при контактном наложении электродов под ними будет повышенная плотность тока.

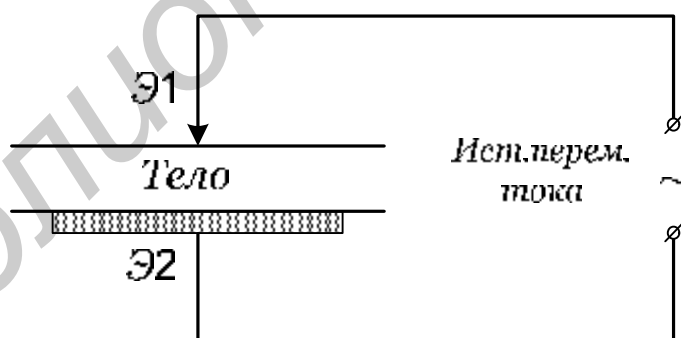


Рис. 6.2. Схема процесса электрохирургии

Практическое значение сохранила хирургическая диатермия (электрохирургия). Для электрохирургии при моноактивной методике используют два электрода, площадь одного из них (активного Э1) в десятки тысяч раз меньше площади другого (пассивного Э2) электрода. Поэтому в месте прикосновения активного электрода к тканям возрастает плотность тока, что используется для разрушения ткани. К электрохирургии относят *электрокоагуляцию* и *электротомию*.

При электротомии происходит рассечение тканей искрой при помощи активного электрода в форме лезвия. При электрокоагуляции происходит свертывание

(сваривание) тканей тела под действием тепла, которое выделяется под активным электродом в форме шара или диска. Электрокоагуляцию используют для удаления папиллом, бородавок, а в стоматологии для умерщвления нерва зуба.

2. *Индуктотермия.* В этом методе тепловой эффект в тканях получается при воздействии высокочастотного *магнитного поля*, которое изменяется с частотой 13,56 МГц. При действии переменного магнитного поля в тканях организма наводится ЭДС индукции, которая вызывает образование в них *вихревых токов* (*токов Фуко*). Эти токи и вызывают прогрев ткани.

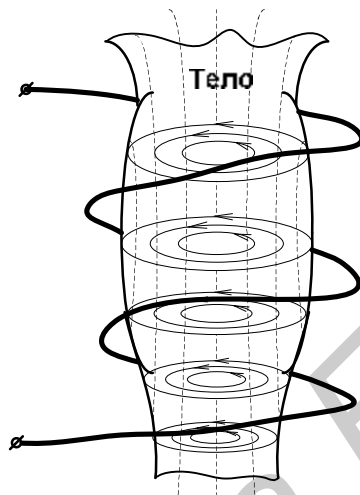


Рис. 6.3. Процесс образования вихревых токов в теле при проведении процедуры индуктотермии

При индуктотермии количество теплоты, которое выделяется в тканях, пропорционально квадратам частоты (ω), индукции магнитного поля (B) и обратно пропорционально удельному сопротивлению (ρ):

$$q \sim \frac{\omega^2 \cdot B^2}{r}. \quad (6.3)$$

Поэтому при индуктотермии сильнее будут прогреваться ткани с малым удельным сопротивлением, т.е. жидкие среды (кровь, лимфа) и ткани, богатые сосудами (мышцы, селезенка), чем такие ткани, как жир.

3. *УВЧ-терапия.* Это наиболее распространенный электролечебный метод, который представляет собой воздействие на ткани тела больного *электрическим полем* ультравысокой частоты (40,68 МГц) с целью прогрева. В этом методе электрическое поле возникает между двумя плоскими изолированными электродами (\mathcal{E}_1 и \mathcal{E}_2), в которое помещается участок тела человека. Электроды образуют конденсатор и подключаются к выводам терапевтического контура аппарата УВЧ-терапии. В данном случае электроды не касаются тела.

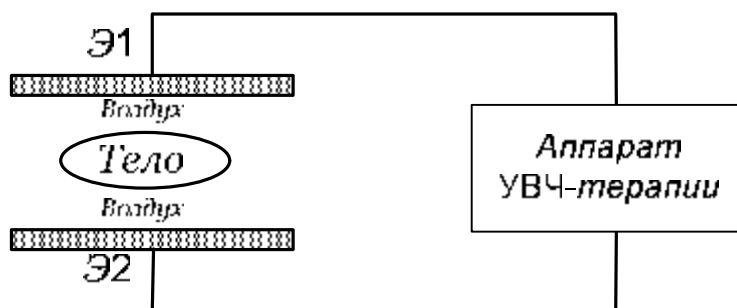


Рис. 6.4. Схема процедуры УВЧ-терапии

Условно ткани тела человека можно разделить на проводники и диэлектрики. Количество теплоты выделяется при УВЧ-терапии в проводящих тканях ($q_{пр}$):

$$q_{пр} = \frac{E_{эф}^2}{\rho}, \quad (6.4)$$

где $E_{эф}$ – эффективная напряженность электрического поля,

ρ – удельное сопротивление ткани.

Количество теплоты, которое выделяется при УВЧ-терапии в диэлектрических тканях ($q_{диэл.}$):

$$q_{диэл.} = \omega \cdot E_{эф}^2 \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon \cdot tg\delta, \quad (6.5)$$

где ω – частота колебаний УВЧ-поля, ϵ_0 – абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума, ϵ – относительная диэлектрическая проницаемость среды, $tg\delta$ – тангенс угла потерь (характеризует угол отставания по фазе колебаний полярных молекул от колебаний напряженности электрического поля). На частоте, которая используется в аппаратах УВЧ-терапии в Республике Беларусь (40,68 МГц), выделение тепла в диэлектрических тканях будет больше, чем в проводящих.

УВЧ-терапия в настоящее время практически полностью заменила диатермию.

4. *МКВ-терапия и ДЦВ-терапия.* Физиотерапевтические методы, которые основаны на применении электромагнитных волн, в зависимости от длины волны получили два названия: МКВ-терапия (частота 2375 МГц) и ДЦВ-терапия (частота 460 МГц). В веществе, которое находится в электромагнитном поле, есть токи смещения и токи проводимости. Это приводит к нагреванию вещества. При частотах, которые используются в МКВ- и ДЦВ-терапии, преобладают токи смещения, обусловленные переориентацией молекулы воды. Поэтому наибольшее поглощение энергии волны и, следовательно, выделение теплоты происходит в водосодержащих тканях, например в мышечной ткани и крови, наименьшее – в жировой ткани, подкожной клетчатке, костной ткани. Этим МКВ- и ДЦВ-терапия отличаются от терапии электрическим полем УВЧ. Глубина проникновения электромагнитных волн в биологические ткани зависит от способности этих тканей поглощать энергию волн, которая в свою очередь определяется как строение ткани (главным образом содержанием воды), так и частотой электромагнитных волн. Так как состав ткани сложен, то условно считают, что при МКВ-терапии глубина

проникновения электромагнитных волн равна 3–5 см от поверхности тела, а при ДЦВ-терапии – до 9 см.

2.2. Нетепловые физиотерапевтические процедуры с использованием токов высокой частоты

1. *Местная дарсонвализация.* В этом методе воздействие осуществляется токами высокой частоты (порядка 500 кГц), малой силы тока (10–15 мА), высокого напряжения (несколько киловольт). При этом используется действие на кожу и доступные слизистые оболочки слабого высокочастотного электрического разряда, который образуется между поверхностью тела пациента и специальным электродом в виде фигурного стеклянного баллона с разреженным воздухом. Лечебный эффект при дарсонвализации возникает при легком раздражении нервных рецепторов кожи и слизистых оболочек, которые находятся в зоне разряда. Так как в этом методе ток незначителен, то он не вызывает теплового эффекта в тканях.

Местная дарсонвализация применяется для лечения различных кожных заболеваний, невралгий, геморроя.

2. *Крайне высокочастотная терапия (КВЧ-терапия).* Крайне высокими называются частоты от $3 \cdot 10^{10}$ до $3 \cdot 10^{11}$ Гц, что соответствует длинам волн, которые лежат в пределах от 10 до 11 мм.

Электромагнитные волны с такой длиной волны оказывают определенное воздействие на биологические объекты.

Считается, что при этом повышаются защитные силы организма за счет активации ряда биохимических процессов, которые формируют физиологические реакции организма.

Возможно, что воздействие электромагнитных волн КВЧ-диапазона на биологические ткани определяется резонансным поглощением энергии, так как частота КВЧ-излучения совпадает с частотой колебаний некоторых биологических молекул. КВЧ-терапию применяют для лечения язвенной болезни желудка и двенадцатиперстной кишки, псориаза, пневмонии и т.д.

2.3. Электротехническая реализация ВЧ-аппаратуры

Электромагнитные колебания возникают в колебательном контуре, включающем в себя параллельно соединенные конденсатор и катушку индуктивности. Период колебания определяется по формуле Томсона:

$$T = 2 \cdot \rho \cdot \sqrt{L \cdot C}, \quad (6.6)$$

где C – емкость конденсатора, L – индуктивность катушки.

Для того чтобы колебания были незатухающими, необходим источник внешней энергии (триодная лампа). Эта конструкция обеспечивает так называемый *технический контур*. Пациента можно было бы помещать между обкладками конденсатора, но при этом существует опасность поражения постоянным током ($U = 100 \dots 120$ В), необходимым для поддержания режима вынужденных колеба-

ний. Чтобы избежать опасности поражения электрическим током, необходимо использовать электрическую развязку, реализуемую за счет *терапевтического контура* (ТК). Терапевтический контур связывается с контуром генератора ВЧ колебаний индуктивно (рис. 6.5).

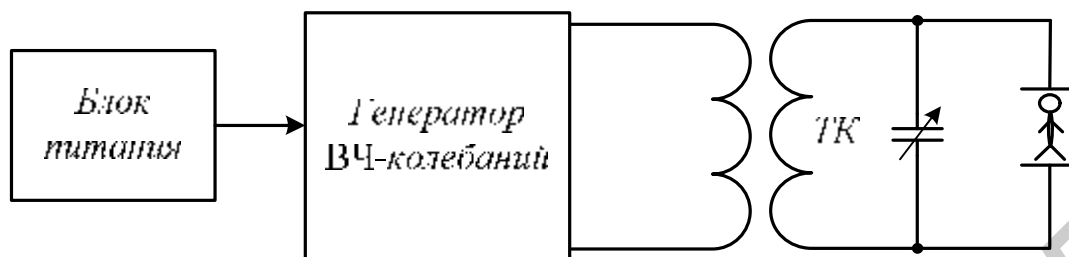


Рис. 6.5. Структурная схема аппарата ВЧ-терапии

Для более эффективной передачи энергии от технического к терапевтическим контурам необходимо, чтобы они были настроены в резонанс, т.е. их частоты должны совпадать. Емкость конденсатора определяется по формуле

$$C = \frac{\epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot S}{d}, \quad (6.7)$$

где ϵ_0 – абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума, ϵ – относительная диэлектрическая проницаемость среды, S – площадь пластин конденсатора, d – расстояние между ними. Поэтому при перемещении между конденсаторными пластинами различных участков тела нарушается электроёмкость в терапевтическом контуре. Чтобы система работала в режиме резонанса в терапевтическом контуре, необходимо наличие переменной емкости ($C_{п}$). Практически при УВЧ-терапии настройка в резонанс осуществляется по максимуму свечения Не-лампочки, но в некоторых случаях приборы изначально оборудованы системой регистрации настройки технического и терапевтического контура в резонанс.

3. Порядок выполнения работы

3.1. Доказательство резонансного характера передачи энергии:

1. Включить прибор УВЧ-терапии.
2. Между обкладками конденсатора поместить диполь (антенну, соединенную с микроамперметром).
3. Вращая рукоятку переменного конденсатора, добиться максимального отклонения стрелки прибора (проверить по уровню свечения Не-лампочки).
4. Зафиксировать показания прибора в зависимости от угла поворота:

φ°										
$I, \text{ мкА}$										

5. Построить график зависимости силы тока от угла поворота.

3.2. Доказательство большего прогресса диэлектриков при воздействии ЭП УВЧ на частоте 40,68 МГц:

1. Между обкладками настроенного в резонанс терапевтического контура поместить кюветы с растворами проводника (NaCl) и диэлектрика (касторовое масло) с помещенными вовнутрь термометрами.

2. Настроить терапевтический контур в резонанс.

3. Через каждые 2 мин регистрировать показания обоих термометров:

t, мин	2	4	6	8	10	14	16	18	20
t ₁ , °C									
t ₂ , °C									

4. Построить график зависимости t_1 , °C и t_2 , °C от времени.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
4. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Специфика ВЧ-воздействия: тепловые и нетепловые эффекты.
2. Принципы генерирования высокочастотных токов и полей.
3. Воздействие на организм за счет тепловых эффектов:
 - 1) диатермия;
 - 2) электрохирургия;
 - 3) индуктотермия;
 - 4) УВЧ-терапия;
 - 5) МКВ- и ДЦВ-терапия;
4. Воздействие на организм за счет нетепловых эффектов:
 - 1) дарсонвализация;
 - 2) КВЧ-терапия.
5. Получение высокочастотных электромагнитных колебаний. Колебательный контур. Технический и терапевтический контуры. Их назначение в физиотерапевтической аппаратуре.

Литература

1. Ремизов А. Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М.: ООО «Дрофа», 2003.

2. Эссаулов И. А., Блохина М. Е., Гонцова Л. Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. Лабораторная работа № 25. Мн.: Высш. сш., 1987. С. 152–155.

Лабораторная работа № 7

ИЗУЧЕНИЕ СПЕКТРА ПОГЛОЩЕНИЯ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

1. Цель работы

Изучение спектра поглощения крови человека.

2. Теоретические сведения

Электромагнитное излучение инфракрасного, видимого и ультрафиолетового диапазонов взаимодействует с любыми веществами, в том числе и с биообъектами. Изучение этих взаимодействий дает важную информацию как о молекулярной структуре данных объектов, так и о процессах, происходящих в них на атомном и молекулярном уровне.

Если электромагнитное излучение проходит через вещество, то часть этого излучения поглощается, причем на различных частотах (длинах волн) поглощается разное количество электромагнитной энергии. Зависимость показателя поглощения вещества от частоты или длины волны излучения называется спектром поглощения (абсорбционным спектром) этого вещества.

Вместе с тем любое вещество при определенных условиях излучает электромагнитные волны и имеет свой конкретный спектр испускания. Зависимость интенсивности электромагнитного излучения вещества от частоты или длины волны называется спектром испускания (эмиссионным спектром) этого вещества.

Спектры испускания и поглощения у каждого вещества строго индивидуальны и являются как бы его паспортом. Поэтому, зарегистрировав спектр излучения или поглощения вещества или смеси веществ, можно определить вид вещества, состав и процентное содержание в нем компонентов смеси, т.е. провести и качественный, и количественный спектральный анализ, что часто используется не только в физике, но также в аналитической и биологической химии.

Спектры, лежащие в ультрафиолетовом, видимом и инфракрасном диапазоне, называются оптическими спектрами. Спектры атомов и молекул отражают их энергетические состояния (энергию связей). Поэтому оптические спектры веществ весьма чувствительны к изменению химических связей атомов и молекул, к изменению их окружения, в том числе рН-среды, к воздействию внешних электрических и магнитных полей и других факторов. Вот почему спектральный анализ является одним из важнейших неразрушающих методов исследования не только структуры вещества, но и физико-химических процессов, происходящих в этом веществе на атомном и молекулярном уровнях. Он широко используется как метод исследования в биохимии, молекулярной биологии, медицине.

2.1. Спектральные приборы

Оптические спектры регистрируют с помощью спектральных приборов, которые бывают в основном двух типов: *призменные* и *дифракционные*. В призменных приборах разложение излучения в спектр осуществляется стеклянной или кварцевой призмой благодаря дисперсии света.

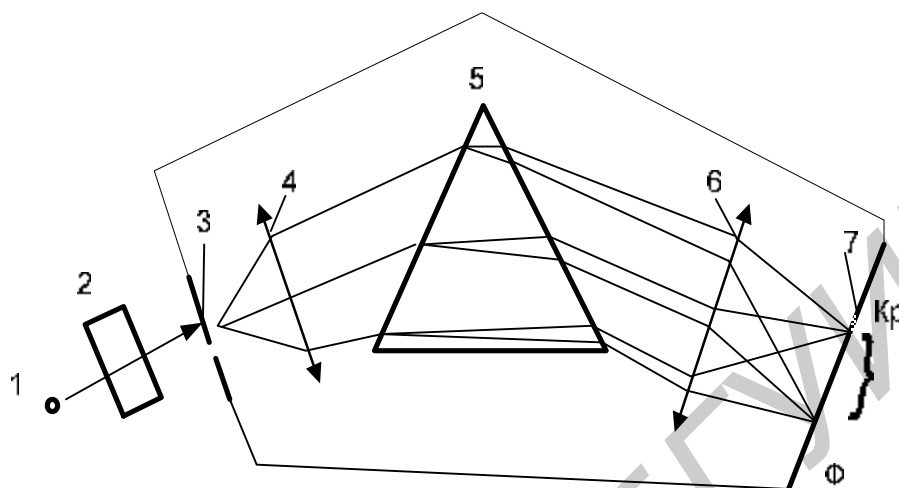
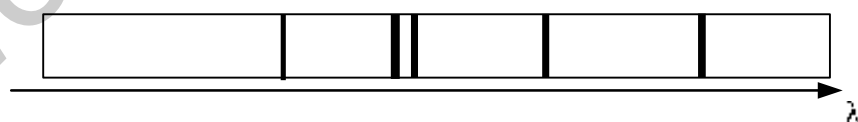


Рис. 7.1. Схема призменного спектрального прибора

Схема призменного спектрального прибора в режиме регистрации *спектров поглощения* вещества представлена на рис.7.1. Свет от источника 1, имеющего в этом случае сплошной спектр излучения, проходит через исследуемый поглощающий образец 2 и падает на узкую входную щель 3 спектрального прибора. Линза 4 преобразует излучение, идущее от щели, в параллельный пучок, который затем падает на прозрачную призму 5. Вследствие дисперсии света в призме лучи с различной длиной волны преломляются ею под разными углами сначала на первой, а затем и на второй грани, причем с увеличением длины волны угол отклонения луча призмой уменьшается. Но все лучи с одинаковой длиной волны остаются параллельными друг другу и собираются второй линзой 6 в одну точку (вернее, в вертикальную узкую полоску) в ее фокальной плоскости 7. Излучения различных длин волн собираются в разных участках фокальной плоскости. В результате в плоскости 7 формируется спектр поглощения вещества в виде темных или серых линий и полос на фоне сплошного цветного спектра источника излучения (рис 7.2).



λ – длина волна излучения

Рис. 7.2. Вид спектра поглощения некоторого вещества в спектроскопе (темные линии поглощения на фоне сплошного спектра источника)

При регистрации *спектров испускания* источником излучения 1 служит само исследуемое вещество (поглощающий образец 2 в этом случае отсутствует) и в плоскости 7 формируется спектр (рис. 7.3).

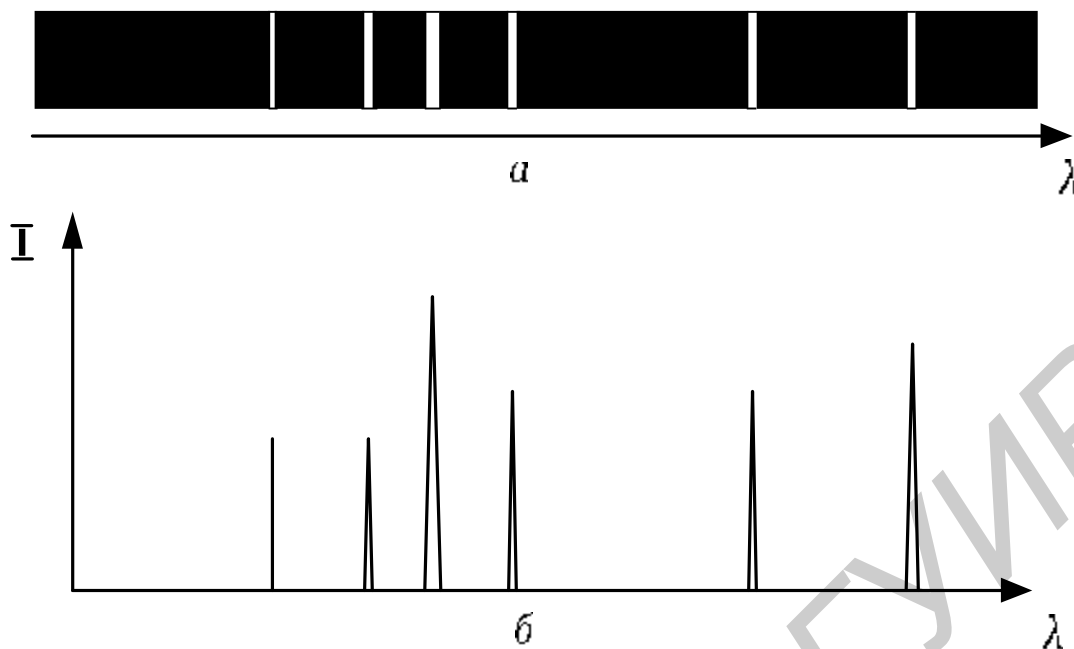


Рис. 7.3. Вид спектра испускания вещества:

- a* – в спектроскопе (яркие линии испускания на темном фоне);
- б* – тот же спектр, полученный методом фотоэлектрической регистрации (отражает зависимость интенсивности излучения от длины волны)

В дифракционных приборах разложение излучения в спектр происходит вследствие дифракции света на дифракционной решетке с большим числом штрихов на 1 мм (от 600 до 1800 штр./мм).

В зависимости от способа регистрации спектра и его дальнейшего использования спектральные приборы подразделяются на следующие типы:

Спектроскопы – для *визуального наблюдения спектров*, главным образом при экспресс-анализе веществ. В этом случае в плоскости 7 прибора ставится полупрозрачный экран (матированная стеклянная пластинка), на котором и наблюдается спектр вещества в виде, представленном на рис. 7.2 и 7.3, *a*.

Спектрографы – для *регистрации спектров* на бумаге, фотопленках или фотопластинках. При фотографической регистрации спектров в плоскости 7 прибора размещают фотоматериал, на котором и регистрируется исследуемый спектр (см. рис. 7.2 и 7.3, *a*).

Монохроматоры – для *выделения узкого спектрального диапазона* из наблюдаемого спектра. С этой целью в плоскости 7 прибора помещается экран с узкой выходной щелью. Перемещая его вдоль фокальной плоскости 7 или смещая спектр относительно нее (вращением призмы 5), выделяют необходимую длину волны, т.е. получают монохроматическое излучение. Эта схема используется также при *фотоэлектрической регистрации спектров* (см. рис. 7.3).

Фотоэлектроколориметры – для *измерения оптической плотности окрашенных растворов* на определенных длинах волн (обычно для последующего определения концентрации поглощающего вещества).

Спектр поглощения возникает при прохождении белого света через различные вещества, поглощающие из белого света отдельные участки спектра сплош-

ного спектра, на фоне которого в спектроскопе видны темные полосы или линии, характеризующие поглощающее вещество. Хлорофилл, окрашивающий листья растений в зеленый цвет, дает ряд полос поглощения на фоне сплошного спектра. Благодаря наличию сильных полос поглощения листья поглощают значительную долю падающего на них света. Спектром поглощения обладают многие цветные стекла. Разбавленная в воде в 100–200 раз нормальная кровь человека обладает двумя полосами поглощения: в желтой (589–577 мкм) и зеленой (556–536 мкм) областях спектра. Поглощение здесь происходит в оксигемоглобине (HbO_2), который образуется в результате присоединения кислорода гемоглобином: $\text{Hb} + \text{O}_2 = \text{HbO}_2$. Для спектра поглощения восстановленного гемоглобина характерна одна сплошная полоска поглощения в желто-зеленой части спектра (596–543 мкм).

3. Порядок выполнения работы

3.1. Градуировка монохроматора

Ознакомиться с установкой. Перед входной щелью монохроматора устанавливают ртутную лампу и включают её. На матовом экране хорошо виден линейчатый спектр ртути. Вращая барабан монохроматора, наводим каждую линию спектра на визирную нить экрана. При этом отмечаем показания барабана монохроматора. Данные заносим в табл. 3.1.

Таблица 3.1

Цвет линии	λ , нм	n , деления барабана
1 – фиолетовая (слабая)	405	
2 – сине-фиолетовая	436	
3 – зеленовато-голубая	493	
4 – зеленая (яркая)	546	
5 – оранжево-желтая (яркая)	578	
6 – красная	690	

По данным таблицы строим график зависимости n (λ), то есть градуировочный график монохроматора.

3.2. Определение спектра поглощения крови

Для изучения спектра поглощения в качестве источника света берут электрическую лампочку накаливания. Помещая между щелью монохроматора и лампочкой пробирку с кровью, наблюдаем на экране монохроматора спектр поглощения крови. Вращая барабан монохроматора, наводим поочередно визирную нить экрана на начало и конец каждой полосы поглощения и отмечаем соответствующие деления на барабане (n). Затем по градуировочному графику определяем положение полос поглощения в длинах волн.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
4. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Приведите оптическую схему призмного спектрального прибора и объясните принцип его действия. В чем различие методов регистрации спектров испускания и поглощения?
2. Как возникают оптические спектры поглощения и испускания? Почему они индивидуальны для каждого вещества?

Литература

1. *Черницкий Е.А., Слобожинина Е.И.* Спектральный люминесцентный анализ в медицине. Мн.: Высш. шк.,: 1989.
2. *Черницкий Е.А., Слобожинина Е.И.* Спектральный люминесцентный анализ в медицине. Мн.: Высш. шк.,: 1989.
3. *Горский Ф. К., Сакевич Н. М.* Физический практикум с элементами электроники. Лабораторная работа № 42. Мн.:Высш. шк., 1980.
4. *Леценко В. Г.* Спектральный и молекулярный анализ в медицине. Мн: БГМУ, 2002г.

Лабораторная работа № 8

ПОГЛОЩЕНИЕ СВЕТА ВЕЩЕСТВОМ.

ФОТОЭЛЕКТРОКОЛОРИМЕТРИЯ

1. Цель работы

1. Изучение законов поглощения света, исследование зависимости оптической плотности и коэффициента пропускания растворов от концентрации.
2. Изучение устройства и принципа действия ФЭКа.
3. Определение неизвестной концентрации раствора с помощью ФЭКа.
4. Определение количества эритроцитов в крови с помощью ФЭКа.

2. Теоретические сведения

2.1. Обоснование фотометрических методов измерения

Закон изменения интенсивности света в зависимости от толщины слоя вещества, через которую прошел свет, для нерассеивающей среды можно вывести из предположения, что потери света dI в очень тонком слое вещества пропорциональны интенсивности (с коэффициентом пропорциональности k) I падающего на этот слой света и толщине слоя dx :

$$dI = -k \cdot I \cdot dx.$$

Решаем данное дифференциальное уравнение методом разделения переменных:

$$\int \frac{dI}{I} = -\int k dx \Rightarrow \ln I = -kx + \ln C,$$

$$\ln I - \ln C = -kx,$$

$$\frac{I}{C} = e^{-kx} \Rightarrow I = C \cdot e^{-kx}.$$

Пусть при $x = 0$ и $I = I_0$, тогда $C = I_0$ и закон поглощения света запишем в виде

$$I = I_0 \cdot e^{-kx} \text{ – закон Бугера,} \quad (8.1)$$

где x – толщина слоя вещества;

I – интенсивность света, прошедшего через вещество;

I_0 – интенсивность света, падающего на вещество;

k – показатель поглощения света в веществе.

Показатель поглощения является величиной, обратной расстоянию, на котором интенсивность света ослабляется в результате поглощения в e раз и измеряется в обратных метрах или сантиметрах. Этот показатель зависит от длины волны света и природы вещества и не зависит от интенсивности. За-

зависимость $k = f(\lambda)$ является источником информации о свойствах вещества и называется спектром поглощения вещества.

Большое значение для медицинских исследований имеет изучение поглощения света в растворах. Установлено, что для слабых растворов выполняется прямо пропорциональная зависимость показателя поглощения и концентрации раствора (закон Бера): $k = a \cdot C$, где a – показатель поглощения света для растворов единичной концентрации (удельный показатель поглощения).

Тогда закон поглощения света примет вид

$$I = I_0 \cdot e^{-aCx} \text{ – закон Бугера-Ламберта-Бера.} \quad (8.2)$$

Отношение интенсивности света, прошедшего сквозь данное вещество или раствор, к интенсивности света, упавшего на это вещество, называется коэффициентом пропускания:

$$T = \frac{I}{I_0} = \frac{I_0 \cdot e^{-aCx}}{I_0} = e^{-aCx},$$

а десятичный логарифм обратного отношения называется оптической плотностью D :

$$D = \lg \frac{1}{T} = \lg \frac{I_0}{I} = \lg \frac{I_0}{I_0 \cdot e^{-aCx}} = \lg e^{aCx} = a^1 \cdot C \cdot x, \quad (8.3)$$

где $a^1 = a \cdot \lg e = 0,4343 \cdot a$.

Из приведенных формул видно, что коэффициент пропускания и оптическая плотность зависят от концентрации вещества, причем оптическая плотность раствора прямо пропорциональна его концентрации. На рис. 8.1 эти зависимости представлены графически.

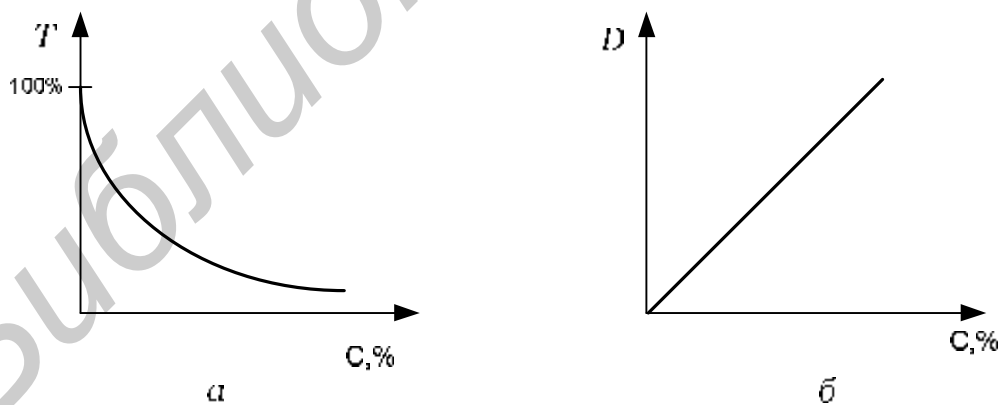


Рис. 8.1: *a* – зависимость коэффициента пропускания от концентрации вещества; *b* – зависимость оптической плотности от концентрации вещества

2.2. Конструкция и принцип работы фотоэлектроколориметра

На основе закона Бугера – Ламберта – Бера разработан ряд фотометрических методов по определению концентрации вещества в окрашенном растворе (концентрационная колориметрия). В этих методах непосредственно измеряют световые потоки, прошедшие через раствор, коэффициент пропускания или оптическую плотность. Приборы, используемые в концентрационной колориметрии, называются колориметрами. Чаще всего измерения световых потоков в этих приборах осуществляются фотоэлектрическим способом, поэтому их называют фотоэлектроколориметрами (ФЭК). Принцип измерения концентрации окрашенных растворов с помощью ФЭКа основан на измерении интенсивностей потоков света, прошедших через кювету с исследуемым раствором и кювету «сравнения» с растворителем.

Рассмотрим принципиальную схему однолучевого ФЭКа, показанную на рис. 8.2.

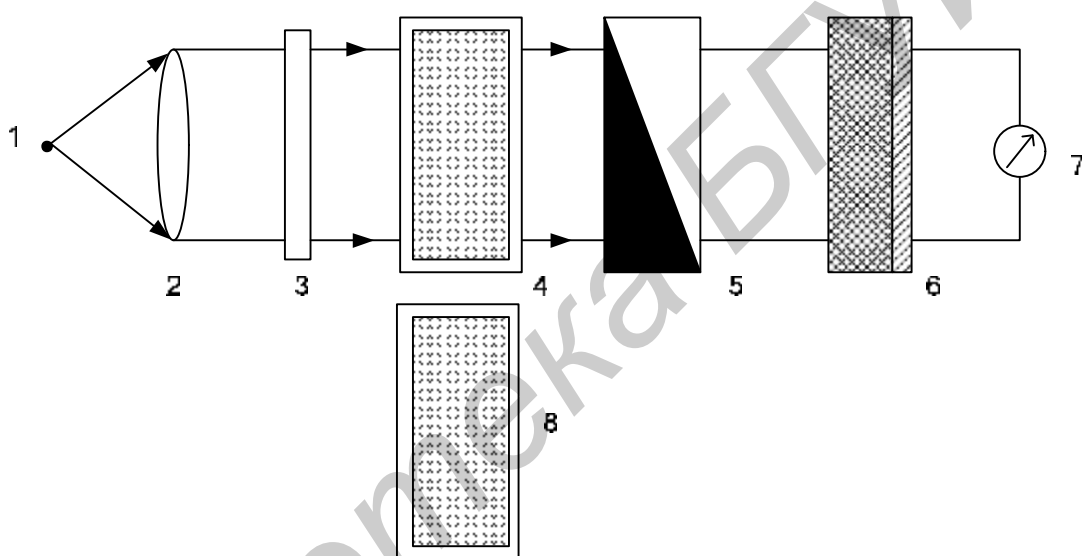


Рис. 8.2. Принципиальная схема однолучевого ФЭКа:

- 1 – источник света; 2 – линза; 3 – светофильтр; 4 – кювета с растворителем;
5 – фотометрический клин; 6 – фотоэлемент; 7 – микроамперметр;
8 – кювета с раствором

Принцип работы аппарата следующий:

От источника света 1 с помощью линзы 2 формируется параллельный пучок света. Светофильтром 3 выделяется сравнительно узкий спектральный участок в видимом спектре. Вводя различные светофильтры, можно изменить длину волны света, что необходимо для получения зависимости $a(l)$. Далее пучок света попадает на кювету 4 с растворителем, проходит фотометрический клин 5, попадает на фотоэлемент 6, ток которого регистрируется на микроамперметре 7. Передвигая оптический клин, можно изменять силу тока, в частности, установить ее равной 100 делениям. Это означает, что интенсивность света, прошедшего через растворитель, равна 100 условным единицам. Если вместо кюветы с растворителем ввести кювету с раствором 8, то отсчет на регистраторе уменьшается за счет поглощения света. Когда, например, раствор пропус-

кает света в два раза меньше, чем растворитель, то отсчет на регистраторе станет равным 50. Таким образом, установив на регистраторе отсчет 100 для кюветы с растворителем, а затем введя под пучок света раствор, на регистраторе получим сразу коэффициент пропускания света растворенным веществом в процентах. На некоторых ФЭКах имеется ещё одна шкала, градуированная в единицах оптической плотности.

2.3. Методика измерения количества эритроцитов в крови с помощью ФЭКа

Гематологические показатели, в частности определение эритроцитов, широко используются при проведении экспериментальных исследований. В то же время подсчет эритроцитов в камере при массовых исследованиях процесс трудоемкий. Поэтому разработан фотометрический способ определения количества эритроцитов с помощью ФЭКа. Для подсчета эритроцитов на ФЭКе используется:

- а) красный светофильтр;
- б) кювета с расстоянием между внутренними поверхностями 3 мм;
- в) эритроциты в разведении 1:400.

Красный светофильтр необходим для того, чтобы избежать поглощения света гемоглобином. Разведение эритроцитов 1:400 и применение кюветы с расстоянием между внутренними поверхностями 3 мм дает возможность производить измерения на участке показателей шкалы оптической плотности прибора от 0 до 0,7 при количестве эритроцитов до 7 млн в 1 мм^3 крови. На этом участке шкалы получается наименьшая относительная ошибка.

Помещенные в какой-либо раствор эритроциты не сохраняют своих первоначальных оптических свойств. Изменяется их плотность, форма, величина, а следовательно, и количество поглощенного и рассеянного ими света. Если раствор, в котором находятся эритроциты, не является гемолизирующим, то через некоторое время они примут какую-то постоянную по оптическим свойствам форму и величину. Этот процесс оптической стабилизации эритроцитов протекает в разных растворах с различной скоростью.

Для приготовления взвеси эритроцитов лучше пользоваться 3,5%-м раствором NaCl с обязательной 90-минутной экспозицией после взятия крови в пробирку, т.к. в 3,5%-м растворе NaCl в течение первых 90 минут происходит нарастание оптической плотности примерно на 10 – 11 %; в дальнейшем взвесь оптически стабильна.

3. Порядок выполнения работы

При определении концентрации вещества в растворе следует соблюдать следующую последовательность в работе:

- а) выбор светофильтра;
- б) выбор кюветы;
- в) построение градуировочной кривой для данного вещества;

д) измерение оптической плотности исследуемого раствора и определение концентрации вещества в растворе.

3.1. Измерение коэффициента пропускания и оптической плотности

1. В световой пучок поместить кювету с растворителем (водой) и закрыть крышку отделения;

2. Ручкой «Чувствительность» и установкой 100 «Грубо» и «Точно» отсчет 100 установить по шкале колориметра. Ручку «Чувствительность» установить в одно из положений «1», «2», «3», которое отмечено на панели тем же цветом, что и светофильтр;

3. Установить в световой пучок кювету с исследуемым раствором и произвести отсчет коэффициента пропускания и оптической плотности по соответствующим шкалам.

3.2. Выбор светофильтра

Наличие в колориметре узла светофильтров и набора кювет позволяет подобрать такое их сочетание, при котором погрешность в определении концентрации будет наименьшей.

Для выбора светофильтра налить в кювету раствор одной из имеющихся концентраций и определить оптическую плотность для светофильтров (440, 490, 540, 590, 670 нм).

Данные занести в табл. 8.1.

Таблица 8.1

Зависимость оптической плотности от длины волны

λ , нм	D , отн. ед	T , %
440		
490		
540		
590		
670		

По полученным данным построить кривую, откладывая по горизонтальной оси длины волн, а по вертикальной оси – соответствующие значения оптической плотности раствора. Примерный вид графика изображен на рис. 8.3.

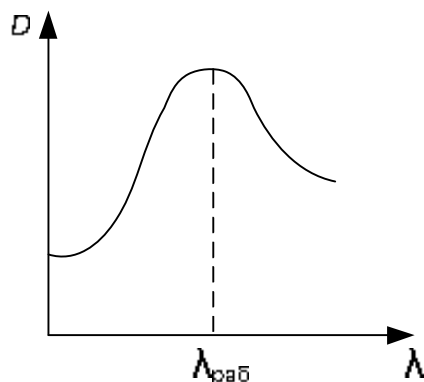


Рис. 8.3. Зависимость оптической плотности от длины волны

Рабочим светофильтром будет тот, которому соответствует на графике максимум оптической плотности.

3.3. Построение градуировочной кривой для данного вещества и определение неизвестной концентрации

Провести измерения оптической плотности и коэффициента пропускания на выбранном светофильтре для всех концентраций. Данные занести в табл. 8.2.

Таблица 8.2
Коэффициенты пропускания и оптические плотности
для известных концентраций

$C, \%$	$T, \%$	$D, \text{отн. ед.}$

По полученным данным построить градуировочные кривые и определить по ним неизвестную концентрацию (рис 8.4).

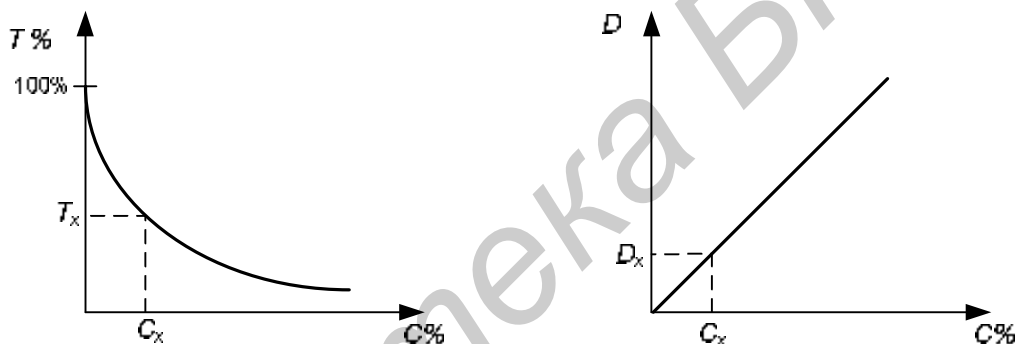


Рис. 8.4. Градуировочные кривые нахождения неизвестной концентрации

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Краткие теоретические сведения.
3. Принципиальная схема аппарата.
4. Результаты измерений в виде таблиц и графиков.
5. Выводы.

Контрольные вопросы

1. Поглощение света. Вывод закона Бугера – Ламберта – Бера.
2. Коэффициент пропускания и его зависимость от концентрации раствора.

3. Оптическая плотность и ее зависимость от концентрации раствора.
4. Концентрационная колориметрия. Принципиальная схема однолучевого фотоэлектроколориметра (ФЭКа).
5. Измерение коэффициента пропускания и определение оптической плотности.
6. Определение концентрации веществ фотоэлектроколориметром.
7. Определение количества эритроцитов с помощью ФЭКа.

Контрольные задачи

1. При прохождении света с длиной волны I_1 его интенсивность уменьшается вследствие поглощения в 4 раза. Интенсивность света с длиной волны I_2 по той же причине уменьшается в 3 раза. Найти толщину слоя вещества и показатель поглощения для света с длиной волны I_2 , если для света с длиной волны I_1 он равен $k_1 = 0,02 \text{ см}^{-1}$.
2. Коэффициент пропускания раствора $T = 0,3$. Найти оптическую плотность раствора.
3. Оптическая плотность раствора $D = 0,8$. Найти его коэффициент пропускания.
4. При прохождении света через слой раствора поглощается $1/3$ первоначальной световой энергии. Определить коэффициент пропускания и оптическую плотность раствора.
5. Вычислить толщину слоя половинного ослабления параллельного пучка γ -излучения для воды, если натуральный показатель ослабления $\mu = 0,053 \text{ см}^{-1}$.

Литература

1. Ремизов А. Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. М.: ООО «Дрофа», 2003.
2. Горский Ф.К., Сакевич Н.М. Физический практикум с элементами электроники. Лабораторная работа № 38.. Мн.: Высш. шк., 1980.
3. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. Лабораторная работа № 37. М.: Высш. шк., 1987.
4. Дудковская М.А. Изучение основ колориметрического анализа. Мн.: МГМИ, 1994.

Учебное издание

Дик Сергей Константинович,
Иванов Александр Аркадьевич,
Лещенко Вячеслав Григорьевич,
Рычкова Елена Александровна,
Имшенецкая Татьяна Александровна

МЕДИЦИНСКАЯ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА

ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ
для студентов специальности «Медицинская электроника»
дневной и заочной форм обучения

Редактор Т.П. Андрейченко
Корректор Н.В. Гриневич

Подписано в печать 27.05.2005.	Формат 60x84 1/16.	Бумага офсетная.
Гарнитура «Таймс».	Печать ризографическая.	Усл. печ. л. 3,49.
Уч.-изд. л. 2,5.	Тираж 100 экз.	Заказ 24.

Издатель и полиграфическое исполнение: Учреждение образования
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»
Лицензия на осуществление издательской деятельности № 02330/0056964 от 01.04.2004.
Лицензия на осуществление полиграфической деятельности № 02330/0131518 от 30.04.2004.
220013, Минск, П. Бровка, 6