

“ Медицинская и биологическая физика ”

Под общей редакцией член-
корреспондента АМН Украины,
профессора А.В.Чалого

Том I

РАЗДЕЛ 5 - Электронная медицинская
аппаратура
Ст. 357-411

Работу выполнил:

Ученик 11-Б класса
Украинского медицинского лицея
Национального медицинского
университета
им. О. О. Богомольца
Рожнов Артём С.

Руководитель: Лялько Вера Ивановна

План:

Раздел 5. Электронная медицинская аппаратура

5.1. Общие сведения об электронной медицинской аппаратуре (ЭМА)

5.1.1. Классификация электронной медицинской аппаратуры

5.1.2. Техника безопасности

5.1.3. Правила безопасности

5.1.4. Технические характеристики ЭМА

5.2. Семинар “Взаимодействие электромагнитного поля с биологическими тканями”

5.2.1. Основные характеристики ЭМП

5.2.2. Основные процессы, которые характеризуют действие ЭМП на биологические ткани

5.2.3. Тепловое действие ЭМП на БТ

5.2.4. Специфическое действие ЭМП на биологические ткани

5.3. Лабораторная работа №1 “ Работа с физиотерапевтической аппаратурой”

5.3.1. Работа с УВЧ-аппаратом

5.3.2. Ультразвуковой терапевтический аппарат

5.3.3. Аппарат для дарсонвализации “Искра-1”

5.4. Лабораторная работа №2 “Работа с электрокардиографом ЭКСПЧТ-4”

5.4.1. Природа электрокардиограммы (ЭКГ)

5.4.2. Задания к лабораторной работе

5.5. Лабораторная работа №3 “Работа с реографом РГЧ-01”

5.5.1. Дополнительные теоретические сведения

5.5.2. Краткие технические характеристики и инструкция по эксплуатации реографа РГЧ-01

РАЗДЕЛ 5. Электронная медицинская аппаратура

Электронная медицинская аппаратура - один из основных разделов дисциплины "Биофизика, информатика и медицинская аппаратура". Значение глубоких знаний и практических навыков, которые должны иметь выпускники высших медицинских учебных заведений в области использования современной медицинской аппаратуры для охраны здоровья тяжело переоценить.

Факторы, которые влияют на необходимость углублённой подготовки студентов-медиков в области современной медицинской аппаратуры:

- Низкое количество специалистов в данной области;
- Увеличение количества и качества современных медицинских приборов;
- Повышение внимания разных коммерческих и некоммерческих, заграничных и отечественных организаций к деятельности, связанной с использованием современной медицинской техники.

5.1 Общие сведения об электронной медицинской аппаратуре (ЭМА)

Медицинская электроника - область науки и техники, которая использует электронику, ее принципы, методы и оборудование для решения медицинских задач.

5.1.1 Классификация электронной медицинской аппаратуры

Различают два основных типа ЭМА :

- Диагностическая ЭМА
- Физиотерапевтическая ЭМА

5.1.2 Техника безопасности

Защита достигается выполнением трех основных требований:

- Правильной конструкцией аппарата, которая гарантирует безусловную безопасность.
- Использованием специальных средств внешней защиты, которые обеспечивают условную безопасность.
- Указанием условий, при которых работа с оборудованием является безопасной.

По способу защиты персонала и пациента от электроудара и электротравмы все медицинское оборудование, которое использует внешнее питание, делится на 5 классов:

- Класс *0* - основная изоляция
- Класс *I* - дополнительная защита (заземление)
- Класс *0I* - специальная клемма для заземления прибора отдельным проводником
- Класс *II* - усиленная изоляция, но без защитного заземления
- Класс *III* - низкое напряжение питания, не заземляется.

По допустимой величине тока оттока различают такие типы электромедицинских приборов:

- *H* - приборы с нормальной степенью защиты; эквиваленты класса 0, I, 0I; возможен ток оттока:

$$I \approx (0.25 - 0.5) \text{ mA}$$

- *B* - повышенная степень защиты; эквиваленты класса II:

$$I \approx (0.1 - 0.25) \text{ mA}$$

- *BF* - приборы с повышенной степенью защиты и изолированной от пациента частью:

$$I < (0.01 - 0.05) \text{ mA}$$

- *GF*- приборы с наивысшей степенью защиты и изоляции рабочей части, которая контактирует с внешними органами:

$$I < (0.01 - 0.05) \text{ mA}$$

5.1.3. Правила безопасности:

- При подозрении неполадок во время подготовки прибора необходимо отсоединить его от сети.
- Помехи (шумы) нельзя убирать накладыванием дополнительного электрода заземлением на пациента.
- Нельзя заземлять прибор путем подсоединения к водопроводу и трубам отопления.
- Нельзя подсоединять прибор "к земле" последовательно.
- Замена патронов, вилок и других соединений должна выполняться ТОЛЬКО специалистами.
- Запрещается эксплуатация приборов в условиях, которые не указаны в правилах их эксплуатации.
- Запрещается самостоятельно заменять конструкцию аппарата без соблюдения условий его безопасной эксплуатации.

5.1.4. Технические характеристики ЭМА

- Чувствительность S определяется минимальными изменениями сигнала, которые можно постоянно наблюдать и регистрировать

$$S = A_{вх} / A_{вых}$$

- Линейность - способность прибора сохранять постоянную чувствительность

$$A_{вых} = S \cdot A_{вх}$$

- Динамический диапазон - определяется границами измеряемой величины
- Инерционность - определяется способностью чувствительного элемента преобразователя следить за изменениями входящей величины
- Точность - определяется ошибками измерений, регистрации, преобразований
- Стабильность работы - определяется способностью прибора сохранять во время работы свои характеристики

$$D = \frac{\Delta A / A}{\Delta t} \cdot 100\%$$

5.2. Семинар " Взаимодействие электромагнитного поля с биологическими тканями "

- Основные характеристики ЭМП
- Основные процессы, которые обуславливают влияние ЭМП на биологические ткани
- Основные физиотерапевтические методики
- Тепловое действие ЭМП на БТ
- Специфическое действие ЭМП на БТ

5.2.1. Основные характеристики ЭМП

- Напряжение E - векторная силовая характеристика электрического поля

$$E = F/q$$

- Вектор электрической индукции D - характеристика электрического поля, как определяется количеством и размещением источников ЭП в пространстве:

$$D = \varepsilon_0 \cdot E + P; P = \varepsilon_0 \cdot \chi \cdot E; D = \varepsilon_0 \cdot E + \varepsilon_0 \cdot \chi \cdot E; D = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot E$$

- Потенциал φ - энергетическая характеристика ЭП, разница потенциалов

$$U = \varphi_1 - \varphi_2$$

- Электрический ток - упорядоченное движение заряженных частиц, характеризуется силой тока:

$$I = \frac{dq}{dt}$$

- Магнитная индукция B - векторная силовая характеристика магнитного поля:

$$B = \frac{F_{\max}}{qv}, B = \frac{F_{\max}}{I \cdot l}, B = \frac{M_{\max}}{P_m}$$

$$B = \mu_0 \cdot H + J; J = \mu_0 \cdot \chi_m \cdot H; B = \mu_0 \cdot H + \mu_0 \cdot \chi_m \cdot H; B = \mu_0 \cdot \mu \cdot H$$

5.2.2. Основные процессы, которые характеризуют действие ЭМП на биологические ткани

Биологические ткани сложные по своей природе. БТ не имеют выраженных магнитных свойств, они в основном являются диамагнетиками. Для некоторых биологических молекулярных структур является характерным парамагнитный эффект при взаимодействии с внешним МП.

Возникновение ионных токов

Первый вид токов - ионные токи проводимости.

Возникают при наличии замкнутого электрического круга между БТ и источником тока.

Плотность тока определяется по закону Ома:

$$j_{np} = \sigma \cdot E = -\sigma \cdot \nabla \varphi$$

В физиотерапии используют:

- а) Постоянный электрический ток - возникает в тканях при наложении электродов, между которыми поддерживается постоянная разность потенциалов.

Методики, которые используют действие постоянных ионных токов: гальванизация, электрофорез.

- б) Переменный импульсный ток ионного происхождения низкой частоты.

Методики, в которых используется :
электростимуляция, электроимпульсация.

Гальванизация - метод, в основу которого положено пропускание постоянного тока малой величины через ткани организма.

Аппараты для гальванизации представляют собой источник постоянного тока, сила которого регулируется.

Основные функциональные блоки аппарата:
генератор высокой частоты, который вырабатывает безопасную для пациента высокочастотное (110-440 кГц) напряжение, **выпрямитель**, который превращает высокочастотное напряжение в постоянное, а также **система электрической защиты, которая** уберегает пациента на случай неполадок в работе аппарата.
Рабочие параметры процедуры: диапазон изменения напряжения - 0-60 В; рабочий ток - 0-50 мА, предельно допустимая плотность тока - 0.1 мА/см².

Лечебный электрофрез - введение в ткани организма лечебных веществ, которые диссоциировали на ионы, путем пропуска постоянного тока.

Широко используется также

электрофорезический метод определения концентрации определенных видов ионов в смеси. Разная подвижность ионов разрешает разделить их на фракции в электрическом поле.

б) *сменный импульсный ток* ионного происхождения низкой частоты.

Используются импульсные токи, частота которых совпадает с частотой изменения электрофизиологических сигналов (частота не превышает 20 кГц).

Высокочастотные токи проводимости - используются для *диатермии, электротомии, электрокоагуляции*. При этих методиках высокочастотные токи не вызывают специфического раздражения, присущего низкочастотным токам электростимуляции. Основной действующий фактор - это теплота, которая выделяется при прохождении тока. При незначительной плотности тока осуществляется прогрев участков тканей (приятное ощущение теплоты), которые находятся между электродами (диатермия). Увеличение плотности тока может привести к значительному росту количества теплоты.

Температура достигает значений, при которых начинается процесс коагуляции белков (*электрокоагуляция*). Этот режим используется, в частности, для остановки кровотечения из сосудов при операциях. Увеличивая плотность тока между электродами, можно получить режим, при котором за счет теплоты, которая выделяется, начнется процесс кипения жидкости. Пары, которая создается между электродами, разрывает ткани (методика *электротомии* или *диатермотомии*). Дальнейшее увеличение плотности тока ткани приводит к обугливанию тканей в результате горения.

Еще один вид токов, которые используются с лечебной целью - *индукционные*. Эти токи возникают в проводящей среде, которая пронизана переменным магнитным потоком (Φ), за счет приведенной ЕРС электромагнитной индукции:

$$\varepsilon = -d\Phi / dt$$

Величину токов (еще их называют *вихревыми токами* или *токами Фуко*) оценим для случая, когда магнитная индукция B изменяется по гармоническому закону $B = B_0 \cos \omega t$, тогда:

$$I = \varepsilon / R = -[d(B \cdot S) / dt] \cdot (1 / R) = -(S / R) \cdot dB / dt$$

$$I = [S \cdot \omega / R(\rho)] \cdot B_0 \sin \omega t$$

Итак, амплитуда вихревых токов зависит как от электрических параметров ткани (ρ), так и от характеристик внешнего магнитного поля (B, ω)

Методики: *индуктотермия* - прогрев тканей высокочастотными вихревыми токами, *общая дарсонвализация*.

Третьим типом токов, которые используются в физиотерапии, есть **ТОКИ смещения**. Из теории электромагнитного поля известно, что сменное магнитное поле создает электрическое, изменение которого, в свою очередь, порождает магнитное поле. Токи, которые обусловлены сменным во времени электрическим полем, имеют название токов смещения. Их величина определяется по формуле:

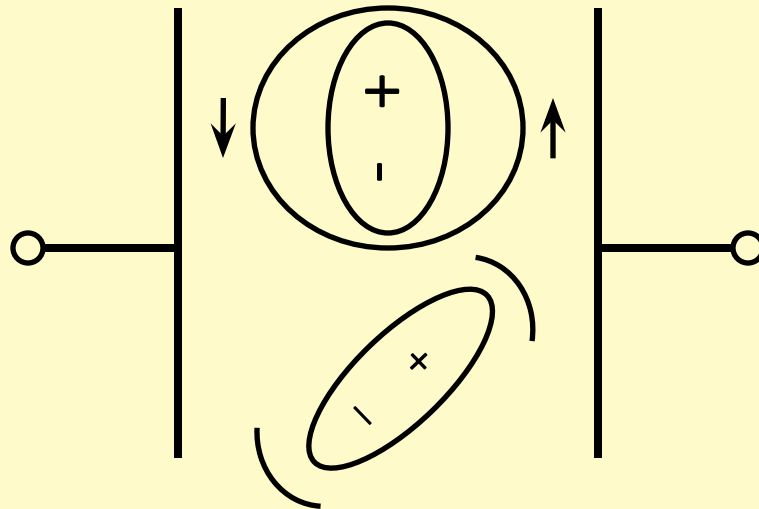
$$j_{зм} = dD / dt = \varepsilon_0 \cdot dE / dt + dP / dt = \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot dE / dt$$

Учитывая токи проводимости и смещения, можно определить полный ток в среде:

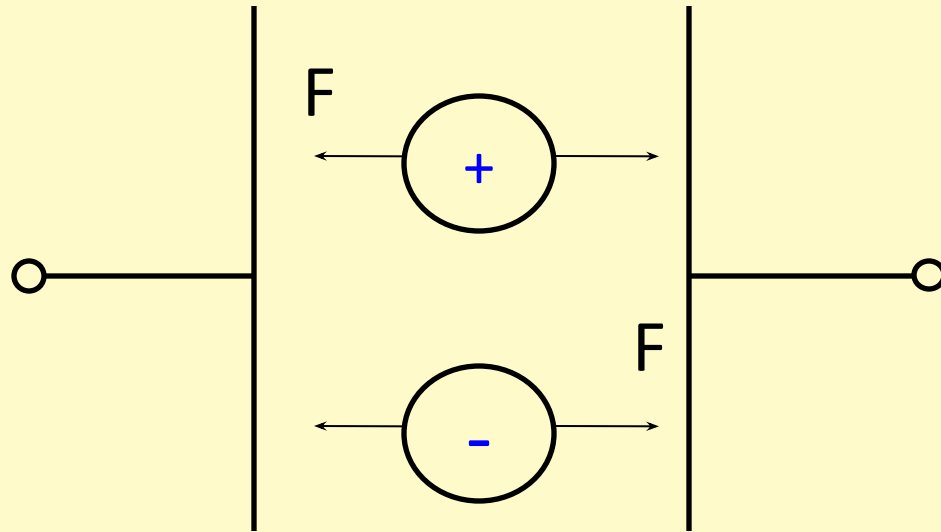
$$j = \sigma \cdot E + \varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot dE / dt$$

Механизм прогрева разных сред

Диэлектрики. Если молекула диэлектрика обладает собственным дипольным моментом, то качественно токи смещения могут передаваться как колебательно-вращательное движение диполей в переменном электрическом поле.



Электролит. Действие сменного электрического поля приводит к колебательно-поступательному движению ионов. Амплитуда таких вынужденных колебаний зависит как от внешней силы, так и от свойств среды (например, вязкости электролита, размера молекул, степени гидратации ионов и т.п.).



Методики: *УВЧ, НВЧ и КВЧ*-терапии, в основе которых действие ультра-, над- и крайне высокочастотного электромагнитного поля.

Для этих методик характерно отсутствие электрического контакта между электродами и тканями пациента, т.е. создаются условия, которые предупреждают возникновение токов проводимости.

ПОЛЯРИЗАЦИЯ

Поляризация - процесс, связанный с ориентацией зарядов в веществе при действии внешнего постоянного электрического или магнитного полей. Биологическим тканям присущие все типы поляризаций в ЕТТ:

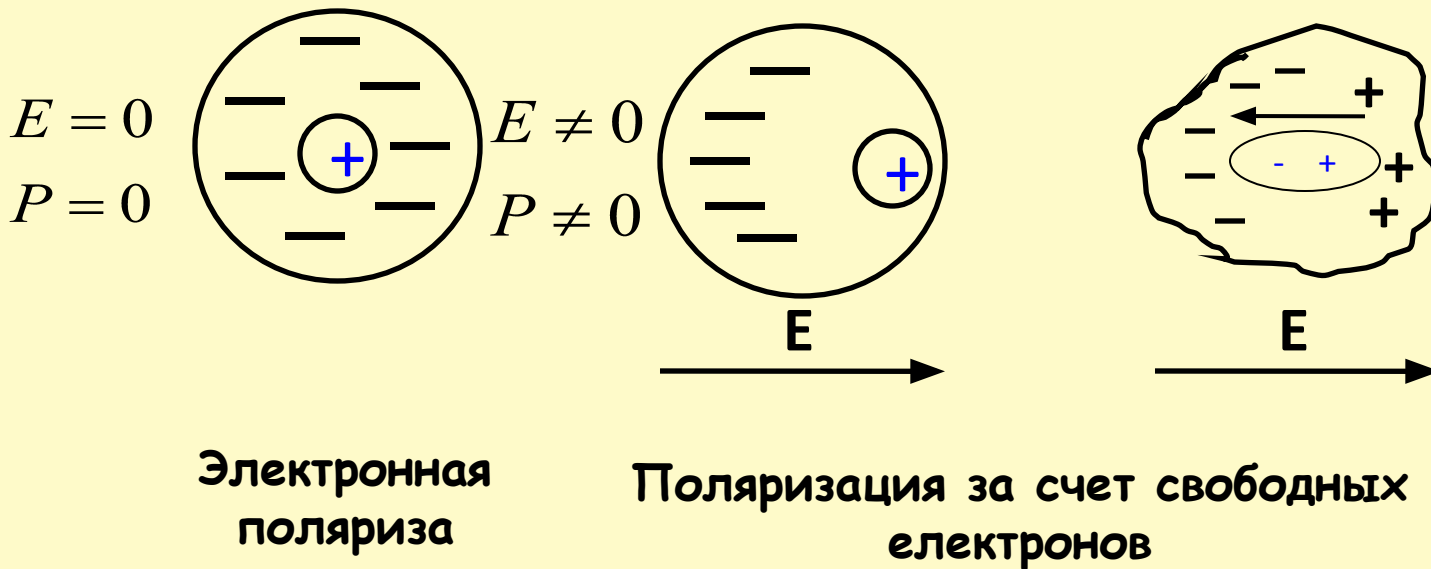
а) **ориентационная** поляризация осуществляется за счет ориентации молекул или систем зарядов, которые владеют собственным дипольным моментом $P = q \cdot l$, при внесении их в электрическое поле напряженностью E_0 . В этом случае на диполь действует вращательный момент сил:

$$M \sim PE_0;$$

б) **электронная** поляризация (смещение электронного облака относительно малоподвижного ядра).

в) **ионная** поляризация (вероятно, этот тип поляризации характерный для редкокристаллических структур в БТ, например, мембран);

г) **объемная** поляризация - приводит к возникновению объемных зарядов за счет движения ионов в электрически изолированных средах (например, перераспределение ионов внутри клетки).



Электронная поляриза

Поляризация за счет свободных электронов

Методики: **φ франклинизация** - действие постоянного ЕП высокой напряженности ($10^4 - 10^6$ В/м) на весь организм или отдельные его участки.

Аппарат для франклинизации содержит генератор высокой частоты (400-800 кГц), выпрямитель, на выходе которого получают постоянное напряжение порядка 400 В.

Под действием электрического поля в тканях происходит поляризация, а в случае возникновения коронного разряда под электродом появляются еще и микротоки в проводящих средах; на поверхности тела возникают статические заряды. Все эти явления положенные в основу первичного действия на организм постоянного электрического поля высокой напряженности.

В физиотерапии используют также методики, в основе которых лежит действие постоянного (или такого, которое медленно изменяется) магнитного поля на биологические ткани. Эти методики относятся к области *магнитобиологии*; во многом они носят экспериментальный характер и еще не нашли широкого клинического применения.

Резонансное поглощение энергии

Группы атомов, которые входят в структуру биологически активных молекул, имеют собственные частоты возбуждения и поглощение энергии (преимущественно частоты относятся к колебательно-вращательной области спектра). При УВЧ и особенно при КВЧ и НВЧ методиках наблюдается резонансное поглощение энергии без повышения температуры, которая приводит к структурно-функциональным изменениям биологически активных молекул.

5.2.3. Тепловое действие ЕМП на БТ

- *Тепловой эффект токов проводимости.*
Количество выделенной теплоты при наличии токов проводимости определяется по закону Джоуля-Ленца:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t = I \cdot U \cdot t$$

- Тепловой эффект можно оценить по удельному количеству теплоты, которая выделяется в единице объема за единицу времени:

$$q = \frac{Q}{Vt}$$

Учитывая соотношение:

$$I = j \cdot S; U = E \cdot l; V = S \cdot l; E = \rho \cdot j$$

получаем простую формулу, которую еще называют законом Джоуля-Ленца в дифференциальной форме:

$$q = \rho \cdot j^2 = jE$$

- *Тепловой эффект действия вихревых токов* можно оценить по этой же формуле, определив плотность вихревых токов:

$$j = I / S, q = [\omega \cdot S \cdot B / R(\rho)]^2 \cdot \rho = k \cdot \omega^2 \cdot B^2 / \rho$$

где k - коэффициент, который зависит от геометрических размеров участка и электродов.

Вывод: индукционные токи прогревают среды, которые имеют малое удельное сопротивление, т.е. участки, в которых возникают эти токи (кровь, лимфа, мышцы и т.п.).

Тепловой эффект токов смещения

Воспользовавшись законом Джоуля в виде $q = jE$, для случая гармонического закона изменения электрического поля

$E = E_0 \sin \omega t$, получим:

$$Q = I \cdot U \cdot t \approx j_{3M} \cdot E \cdot t$$

$$Q \approx j_{3M} \cdot E \approx E \cdot (dD / dt) \approx \omega \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot E^2$$

- Итак, прогрев тканей токами смещения зависит от величины напряженности электрического поля, частоты его изменения и диэлектрических свойств среды. В частности, для диэлектрика, который находится в однородном поле конденсатора, величина q определяется по формуле:

$$q = k(\omega) \cdot \omega \cdot E^2 \cdot \operatorname{tg} \delta$$

- где S - угол диэлектрических потерь, который характеризует разность фаз колебаний напряженности векторов E и дипольного момента P \ $k(\omega)$ - коэффициент пропорциональности, который в общем случае зависит от частоты.

- Токи смещения вызывают эффективный прогрев как тканей, которые являются диэлектриками, так и тех, которые имеют хорошую электропроводность, чем и обусловлено широкое использование УВЧ-, НВЧ-методик прогрева биологических тканей.

5.2.4. Специфическое действие ЭМП на биологические ткани

- Действие ЭМП на биологические ткани может вызвать:
- *1. Изменение структуры биологически активных молекул (белков, липидов, нуклеиновых кислот и т. п.) за счет:*
 - а) выделенного тепла и нагрева тканей выше допустимой температуры;
 - б) резонансного поглощения энергии ЭМП;
 - в) поляризации.

№	Метод	Действующий фактор	Частота	Эффекты в БТ
1.	Гальванизация, электрофорез	Постоянное эл. поле, пост. эл. ток $I=10\text{mA}$; $U=60-80\text{V}$	0	Поляризационные эффекты
2	Франклинизация (статдуш)	Пост эл. Поле выс. Напряжения $E=100000\text{ V/m}$	0	Поляризационные эффекты
3	Электро - стимуляция	Импульсные токи	1-150Гц	Раздражение
4	Дарсонвализация: А) локальная Б) Общая	Низкочастотный разряд, аероионы, индукционные токи	110кГц 440кГц	Раздражение нервных рецепторов. Изменение магнитных свойств б/а молекул
5	Диатермия: -хирургическая -терапевтическая	Высокочастотный эл. ток	0,5-2МГц	Выделение теплоты
6	Идуктотермия	Переменное магнитное поле (индукционные токи)	10-15 МГц	Выделение теплоты
7	УВЧ-терапия	Переменное эл. поле	40-300 МГц	Выделение теплоты Резонансное поглощение
8	Микроволновая	Е/м длины НВЧ диапазона	100000-1	Выделение теплоты Специфические

2. Изменение мембранных процессов за счет:

- а) изменения локальных концентраций ионов (при объемной поляризации);
- б) действия внешнего ЕП, напряженность которого сравнима с напряженностью поля мембран, что является причиной нарушения работы ионных насосов, процессов электродиффузии.

- **3. Изменение скоростей химических реакций** (изменение кинетики ферментативных процессов), что в конечном результате приводит к нарушению процессов биоэнергетики, метаболизма, синтеза биологически активных молекул и др.
- **Проявлением специфического действия ЕМП на БТ** является возникновение раздражения, сокращение, секреции, боли, паралич; возможная гибель вследствие искажений биологически важных процессов в клетках и внутриклеточных структурах под действием ЕМП.
В конце приведем суммарные сведения относительно медицинских методик, в которых используются электрическое, магнитное и электромагнитное поля (см. табл.).

Контрольные вопросы и задачи

- Назовите основные характеристики электрического и магнитного полей и объясните их физическую суть. Объясните природу лечебного и впечатляющего фактора при электротравме или физиотерапии.
- Что такое поляризация, которые виды поляризации наиболее важные при действия ЕМТТ на БТ? Каким образом возникают в тканях токи проводимости, индукционные токи и токи смещения, от чего зависит их величина?
- Чем обусловлено прогревание БТ при действии ЕМТТ и от каких факторов (внешних и внутренних) зависит количество выделенной теплоты?
- В диапазоне каких частот переменного тока (при неизменных других характеристиках ЕМТТ) электротравма наиболее опасная для организма?

- Почему резонансное поглощение энергии ЕМП проявляется в области УВЧ и НВЧ?
- Объясните особенности специфического действия ЕМП на БТ.
- При каких физиотерапевтических методиках наблюдается наиболее эффективный прогрев внутренних тканей, которые имеют: а) хорошую электропроводность; б) незначительную электропроводность, а также, которые являются диэлектриками?
- Во сколько раз изменится удельная теплоотдача $Q/(V \cdot t)$ для методик диатермии, индуктотермии и УВЧ-терапии соответственно, если частота колебаний выросла вдвое, удельное сопротивление уменьшилось в пять раз, амплитуды векторов магнитной индукции и напряженности электрического поля уменьшились в два раза?

5.3. ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №1 "РАБОТА С ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ АППАРАТУРОЙ"

- *Цель работы:* выучить основы взаимодействия ЕМП с БТ и приобрести привычку работы на некоторых физиотерапевтических аппаратах.

Дополнительная литература

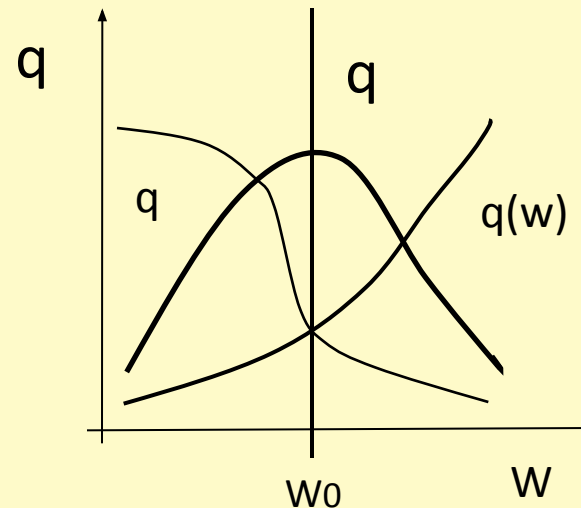
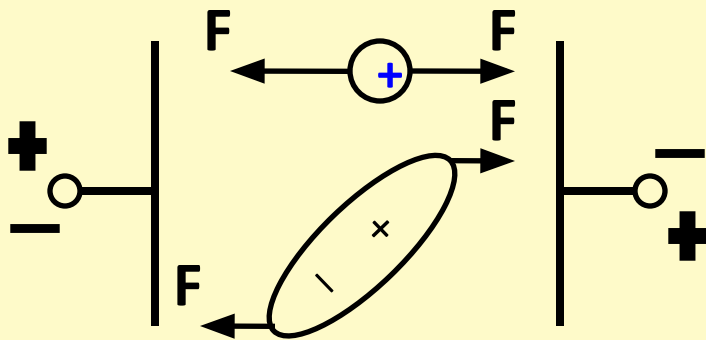
- Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1992.
- Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1987. - Гл. 18 (параграф 9), гл. 20, 23.
- Ремизов А.Н. Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. - М.: Высшая школа, 1982. - Гл. 24 (параграф 7), гл. 39 (параграф 3).
- Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. - Т. 2 (параграфы 151, 152, 153).
- Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1974 (параграфы 107, 108).

5.3.1. Работа с УВЧ-аппаратом

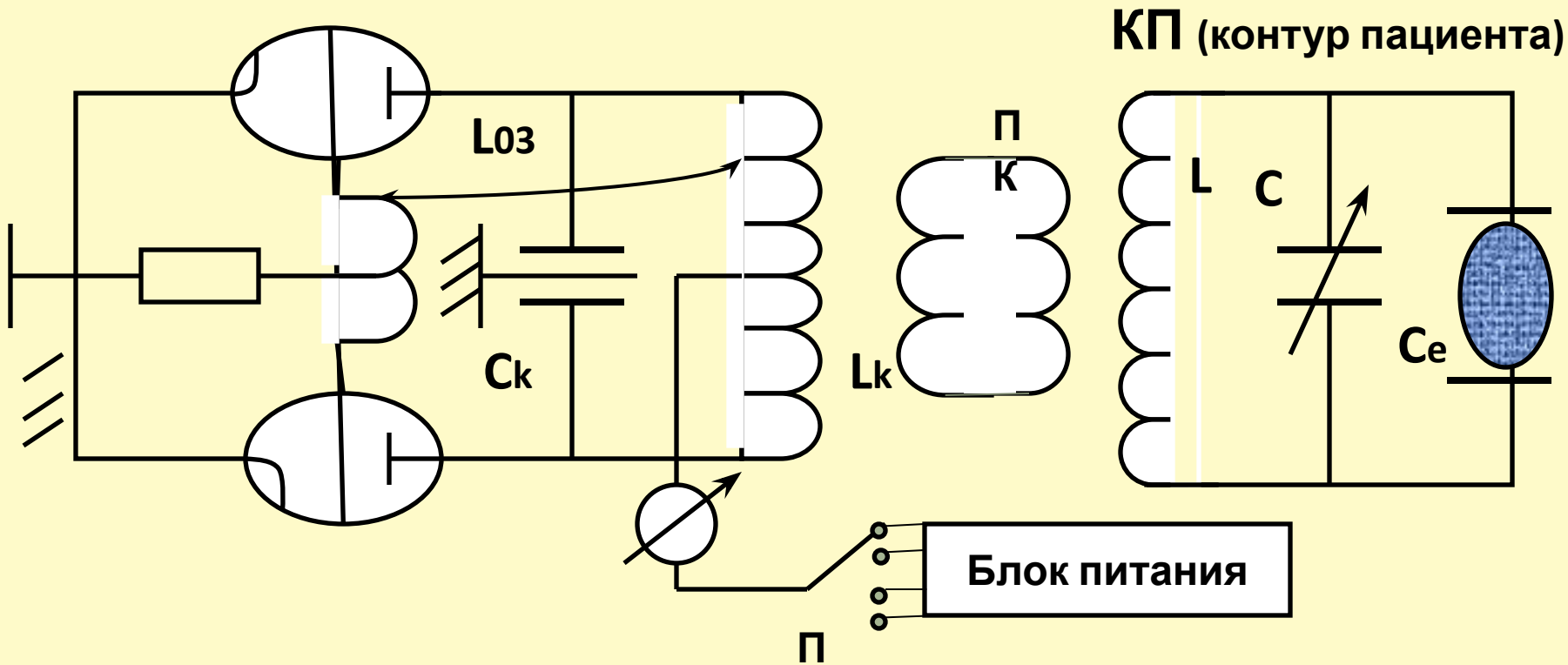
- *УВЧ-терапия* - лечебный метод, который использует влияние электрического поля ультравысокой частоты (от С до 300 МГц) на ткани организма.
- Основным действующим фактором при этом является *токи смещения*, которые возникают в биологических тканях под влиянием электрического поля сменной напряженности E :

$$j_{зм} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot dE / dt$$

- *Механизм прогрева тканей.* Ток смещения существует, если напряженность электрического поля изменяется со временем. При увеличении частоты ток возрастает.
- *Прогрев электролита.* В переменном электрическом поле напряженности E ионы электролитов смещаются в направлении действия кулоновской силы $F = qE$.



- **Прогрев диэлектрика** (считаем, что молекулы диэлектрика имеют собственный дипольный момент $P = ql$). Полярные молекулы (молекулы воды, белков, липидов и т.п.) в сменном электрическом поле под влиянием момента сил $M \sim PE$ осуществляют колебательно-вращательное движение относительно оси, которая проходит через центр массы молекулы.



Упрощенная схема УВЧ-аппарата

Аппарат для УВЧ-терапии

Упрощенная схема прибора изображена на рис. выше.

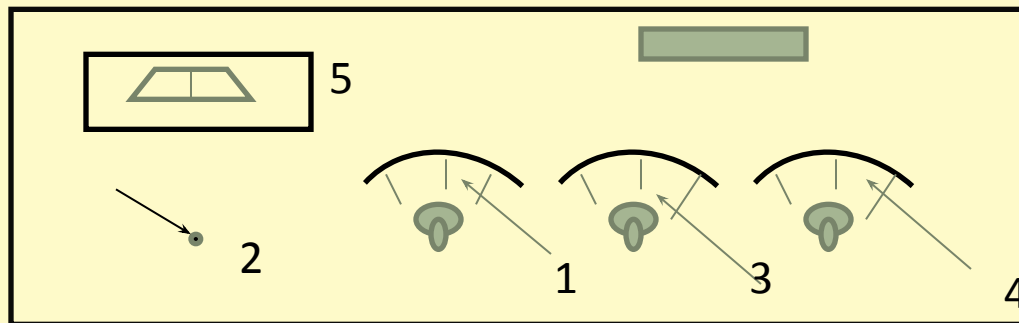
Основные части прибора: ламповый генератор с контуром L_k, C_k , что налажен на частоту $\nu = 40.68$ МГц, контур обратной связи L_m для управления работой ламп. Мощность электрических колебаний регулируется напрягою на аноде ламп (переключатель П - "мощность" в блоке питания (БЖ) изменяет напрягу на выходе блока питания). При увеличении анодного напряжения изменяется амплитуда колебаний в контуре генератора.

Задание к лабораторной работе

Задание 1. Выучить строение аппарата УВЧ-66 и подготовить его к работе. Внешний вид передней панели аппарата приведен на рис.

- включатель электрического круга и регулятор входного напряжения;
- кнопка индикации величины входного напряжения;
- регулятор мощности УВЧ-излучения;
- регулятор отладки круга пациента;
- индикатор отладки с красным сектором для регулирования входного напряжения.

Включите аппарат в сеть. Нажмите кнопку индикации и регулятором входного напряжения установите стрелку индикатора аппарата в центре красного сектора. Прогрейте аппарат на протяжении 3-5 минут. Установите мощность 70 Вт. Сначала наладьте аппарат с максимальным отклонением стрелки, проверьте отладку по яркостью разряда неоновой лампочки.



ПЛАН

- Задание 2. Исследование изменения температуры прогрева дистиллированной воды и раствора электролита в УВЧ-поле.
- Расположите между электродами аппарата стакан с дистиллированной водой и раствором каменной соли. Наладьте аппарат с максимальным отклонением стрелки. Через каждые пять минут измеряйте температуру воды и раствора. Данные занесите в таблицу.

Час, мин.	0	5	10	15	20	25	30
Т,С,дист вода							
Т,С,раст. NaCl							

• стрелки индикатора в процессе прогрева. Резонанс в круге может подниматься и нужна постоянная коррекция

Контрольные вопросы для подготовки к лабораторной работе

- Классификация физиотерапевтической электронной медицинской аппаратуры.
- Тепловой эффект, вызванный ВЧ-токами проводимости и индукционными ВВ-токами. Диатермия. Индуктотермия.
- Понятие о токах смещения. Механизм прогрева электролитов и диэлектриков. Понятие о диэлектрических потерях.
- Упрощенная схема УВЧ-Аппарата (строение, назначение основных блоков, рабочий процесс аппарата).
- Дарсонвализация (физическое содержание метода, природа лечебного фактора, упрощенная схема аппарата для местной дарсонвализации. Рабочий процесс).
- Специфическое действие УВЧ- и НВЧ- полей на биологические ткани.

5.3.2. Ультразвуковой терапевтический аппарат

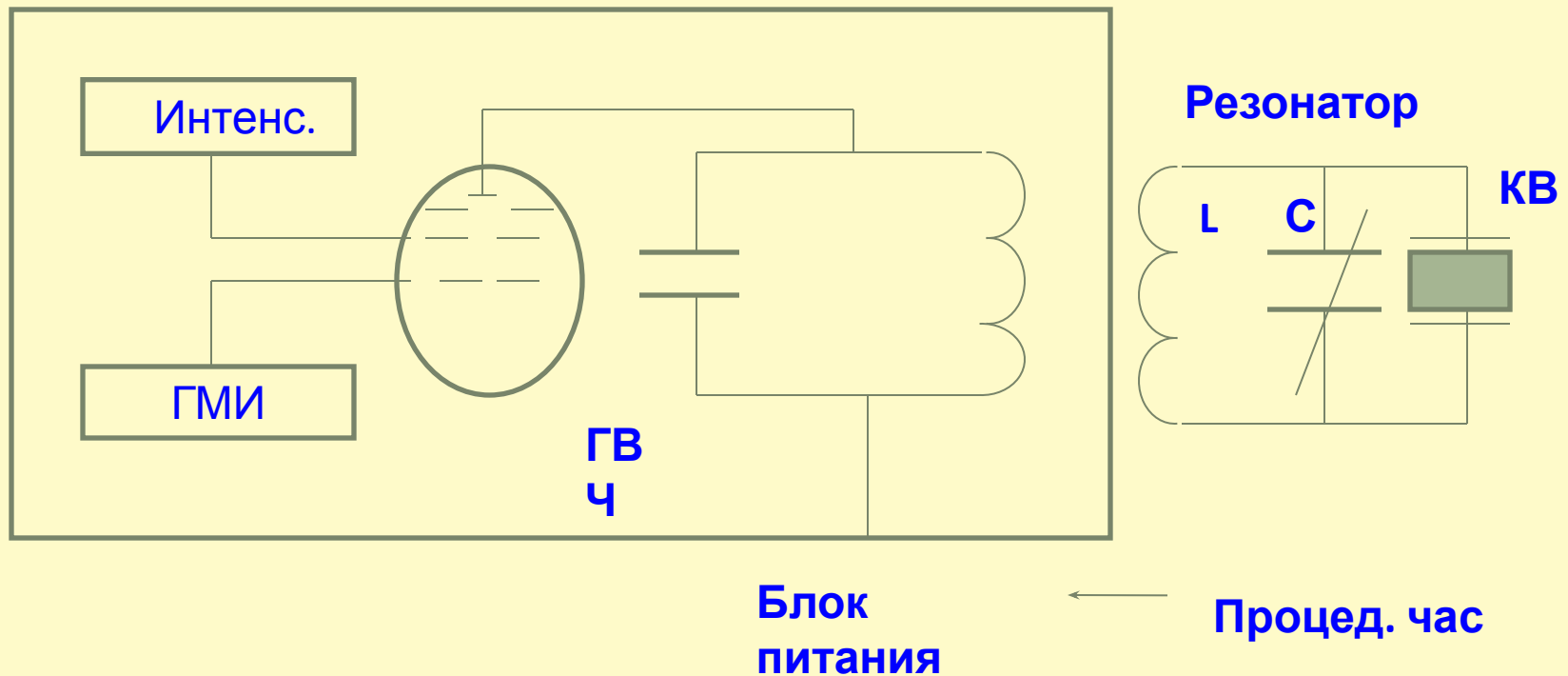
- Механические колебания с частотой, большей 20 кГц, что распространяются в упругих средах, называют ультразвуком (УЗ). УЗ волна представляет собой процесс распространения колебаний давления или плотности упругой среды во времени и пространственные. Гармоничную УЗ волну можно описать таким уравнением:

$$A(x, t) = A_m \cdot \sin[\omega(t - x / v)]$$

- Биологическое действие ультразвука обусловлено комплексным действием механических, тепловых и физико-химических факторов и зависит от интенсивности и частоты УЗ-излучения.
- Механическое действие ультразвука обусловлено деформациями микроструктур тканей при периодических сжатиях и растяжениях, которые возникают при прохождении ультразвуковой волны.

- Тепловой эффект ультразвука обусловлен тем, что в биологических тканях происходит процесс поглощения акустической энергии ультразвуковой волны и преобразование ее в тепловую.
- Физико-химическое действие ультразвука обусловлено активизацией некоторых химических и биохимических реакций.

- Аппарат УТП-1 - состоит из генератора высокой частоты (ГВЧ), который питает пьезоэлектрический преобразователь (кристалл кварца - КВ, что находится между пластинами конденсатора).



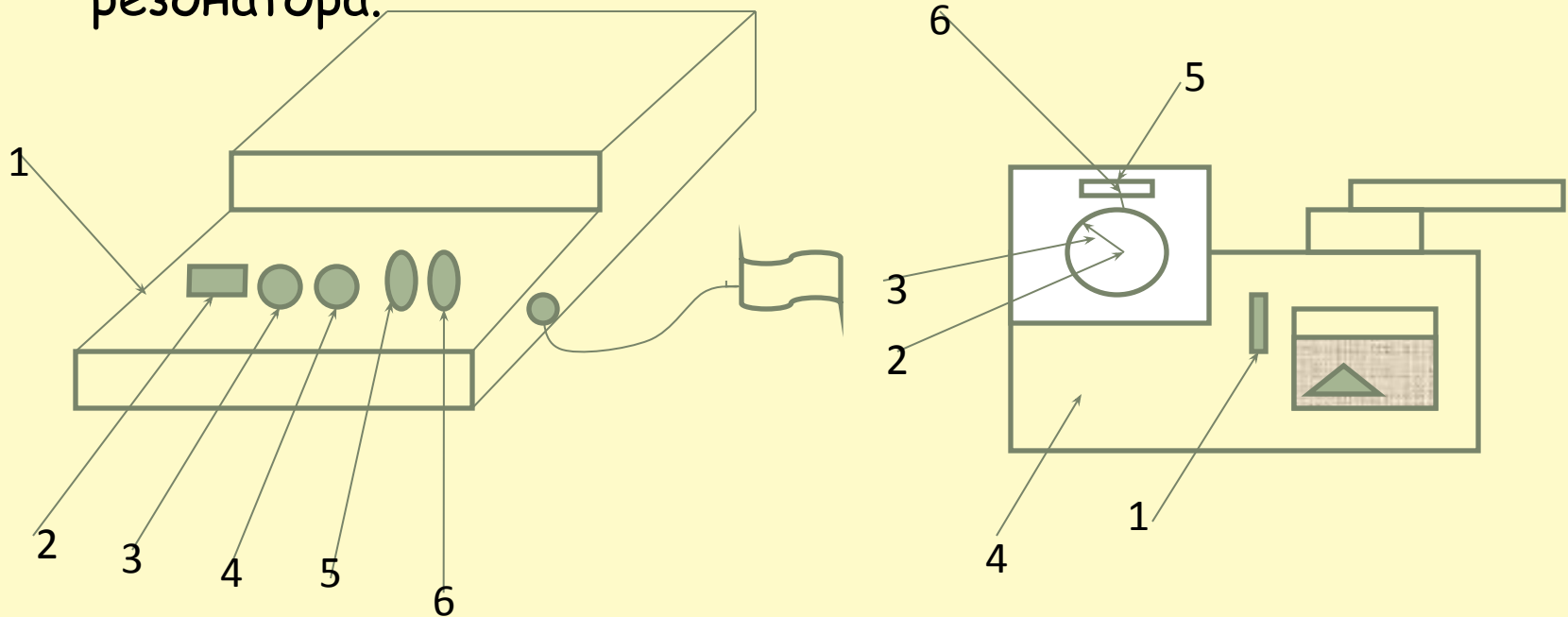
Упрощенная схема аппарата
УТП-1

Задания к лабораторной работе

- Задание 1. Подготовить аппарат к работе.
- Проверить заземление аппарата.
- Установить ручки управления аппаратом в такие положения:
- "компенсатор сети" - Выкл.,
- "интенсивность" - 0,
- "процедурные часы" - 0,
- "площадь излучения" - 4 см^2 ,
- "режим работы" - непрерывно.
 - Убедиться (не вынимая излучатель из горловины измерителя), что под поверхностью кристалла отсутствуют воздушные пузырьки.
 - Ручкой "компенсатор сети" включить прибор в сеть и установить стрелку в красный сектор. Дать возможность прогреться прибора 5-10 мин.

Задание 2. Измерить мощность ультразвукового излучения аппарата УТП-1 с помощью измерителя мощности ИМУ-3.

- Измеритель мощности ИМУ-3 используется для УЗ-излучения определенной мощности. Чувствительный элемент излучателя (поплавок пружинных весов) отвергается под действием давления, созданного ультразвуковыми механическими колебаниями кварцевого резонатора.



Измеритель мощности ИМУ-3

Контрольные вопросы и задачи

- Какая природа лечебного фактора при УЗ-терапии?
- Какие источники УЗ-волн вы знаете, в чем *заключается принцип их работы?*
- Чему равняется длина ультразвуковой волны в воде, если $v = 1.4$ км/с, а частота 880 кГц!
- Чему равняется УЗ-давление при $I = 10$ Вт/м²
- Оцените величину градиента давления, которое образовывается УЗ-волной, которая имеет указанную выше интенсивность и частоту.
- Чему эффеkтивность УЗ-терапевтической процедуры значительно снижается, если между объектом и излучателем находятся воздушные пузырьки?
- Объясните принцип действия резонатора.

5.3.3. Аппарат для дарсонвализации "Искра-1"

Дарсонвализация - лечебный метод, который использует импульсные электромагнитные колебания высокой частоты, а также низкочастотные электрические разряды, которые сопровождают эти колебания.

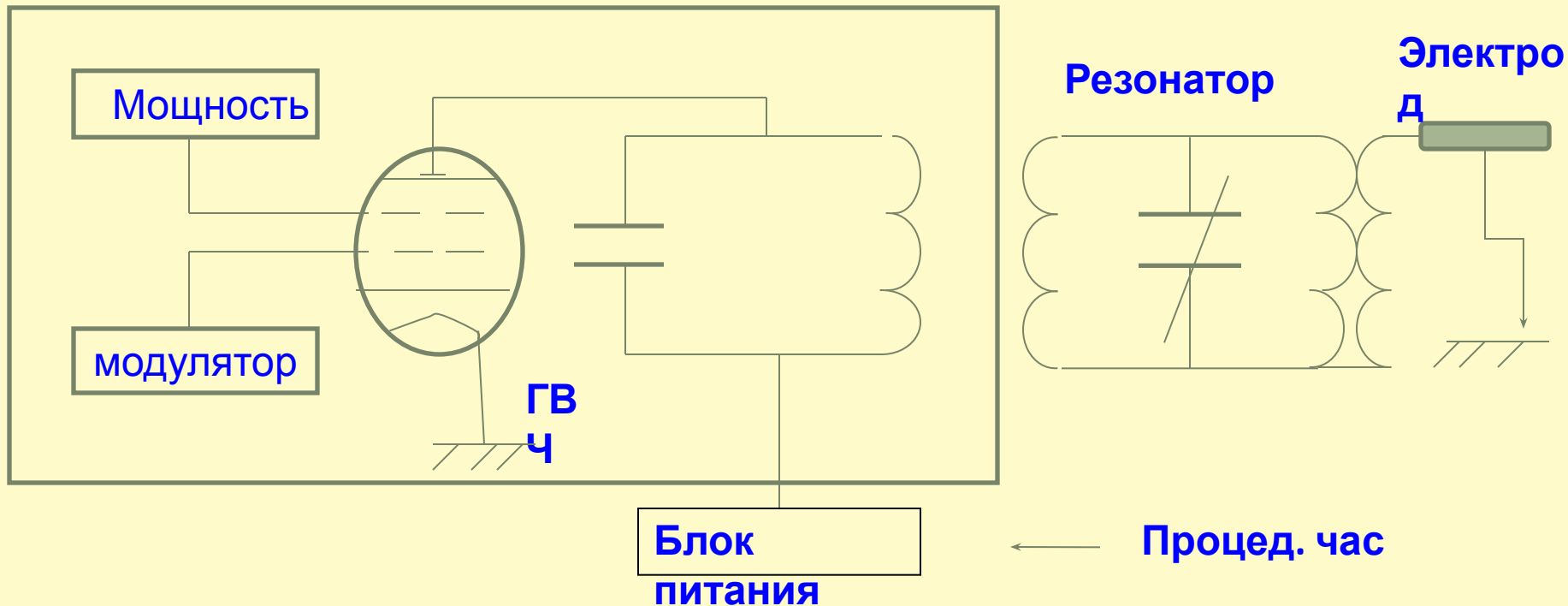
Два вида дарсонвализации: *общая и локальная (местная)*.

При общей дарсонвализации ЕМТ действует на весь организм пациента

При локальной (местной) дарсонвализации действия подвергается только определенный участок ткани. В этом случае действующими факторами являются:

- напряженность высокочастотного электрического поля;
- искровой разряд (ИЗ);
- легкие аэроионы.

Упрощенная схема аппарата приведена ниже.



Упрощенная схема прибора

- ГВЧ - генератор высокой частоты;
- LC - контур генератора (110 кГц).

Задание к лабораторной работе

- Задание 1. Выучите строение прибора и включите его в сеть.
 - Подключите резонатор к входной клемме на панели прибора.
 - Регулятор мощности переведите в положение 0.
 - Включите прибор в сеть и установите необходимое напряжение регулятором напряжения сети.
 - Увеличивая мощность искрового разряда, получите газовый разряд в стеклянном электроде.
 - Подоите слабым искровым разрядом на кожу руки.
Оформление работы. В отчете должно быть: а) описание физической сути лечебного фактора при местной дарсонвализации, б) упрощенная электрическая схема прибора.

Контрольные задания и вопросы

- Назовите основные физические факторы, которые влияют на биологические ткани при: а) местной дарсонвализации, б) общей дарсонвализации.
- Назовите основные блоки аппарата для местной дарсонвализации и объясните принципы их работы.
- Каким образом можно увеличить мощность искрового разряда?
- Что такое аэроны и каким образом они образуются во время сеансов местной дарсонвализации?

5.4. ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №2 "РАБОТА С ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОМ ЭКСТТЧТ-4"

- *Цель работы:* выучить физические основы электрокардиографии, приобрести привычку работы с электрокардиографом.

• *Контрольные вопросы к лабораторной работе*

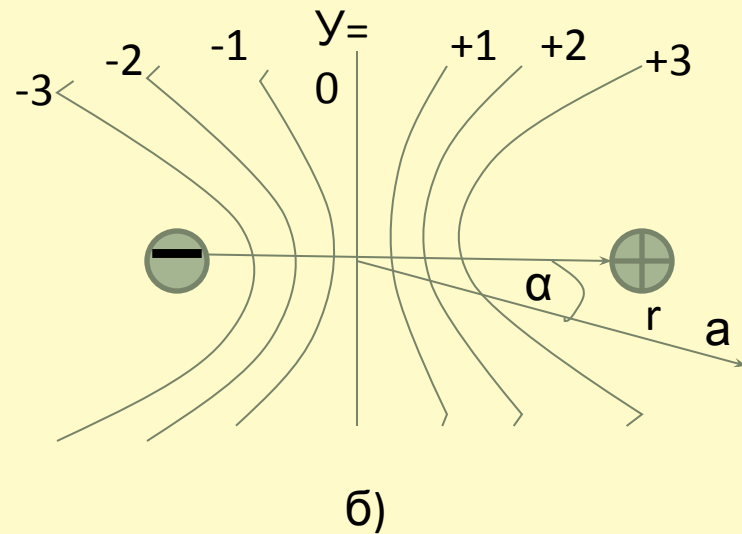
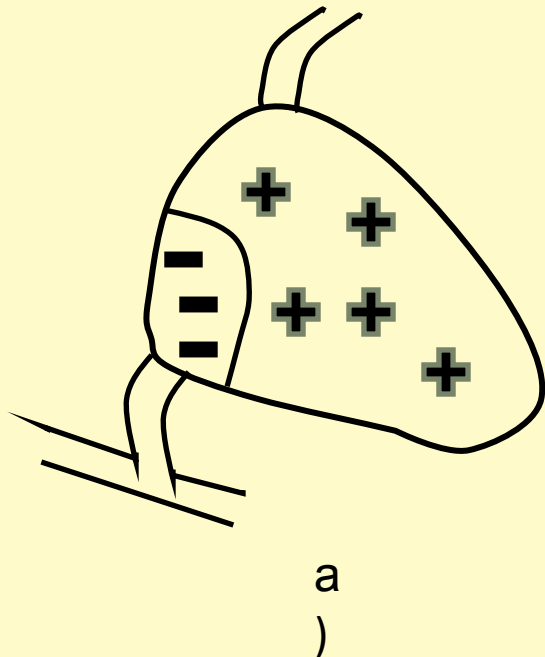
- Понятие об электрограмме (ЭГ). Виды ЭГ.
- Сердце как электрический диполь и интегральный электрический вектор сердца (IEB). Электрическое поле диполя. Теория Ейнтховена. Стандартная система отводов.
- Понятие о векторе-электрокардиографии.
- Сердце как токовый диполь. Потенциал поля токового диполя.
- Упрощенная блок-схема электрокардиографа. Понятие о дифференциальном усилителе. Принцип снижения шумов. Электроды для снятия ЭГ.

- Литература для подготовки к лабораторной работе

- Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1992.
- Владимиров Ю.А. и др. Биофизика. - М.: Высшая школа. - Гл. 9 (разделы 1-7).
- Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1987. - Гл. 14 (разделы 1-5), гл. 21 (разделы 2, 6), гл. 22 (разделы 1-5).
- Ремизов А.Н. Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. - М.: Высшая школа, 1982. - Гл. 15 (разделы 1, 3, 4).

5.4.1. Природа электрокардиограммы (ЭКГ)

- 1 концепция - сердце как электрический диполь (теория Эйнтховена)
- 1. Сердце представляет собой диполь. Возбужденный участок миокарда заряжен отрицательно по отношению к невозбужденному участку (рис.).



Такое распределение заряда эквивалентное дипольной системе зарядов, которую можно характеризовать *интегральным электрическим вектором сердца* $P = ql$.

2. Диполь размещен в однородном диэлектрике, т.е. тока в такой среде отсутствуют, и электрическое поле рассматривается как статическое. Величина потенциала в каждой достаточно отдаленной точке среды ($r \gg L$) равняется:

$$\varphi_a = \frac{P \cdot \cos \alpha}{4\pi\epsilon_0\epsilon r^2}$$

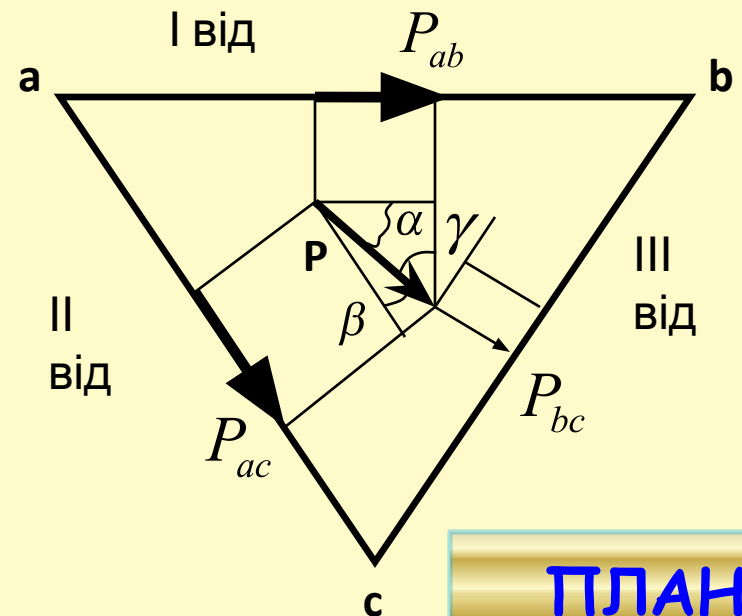
- 3. Выбор стандартной системы отводов. Ейнтховен предложил снимать разность потенциалов между вершинами равностороннего треугольника, в центре которого находится вектор P (рис.). Можно показать, что в этом случае разности потенциалов между вершинами треугольника пропорциональные к соответствующим проекциям вектора P на стороны треугольника:

$$\Delta\varphi_I \div \Delta\varphi_{II} \div \Delta\varphi_{III} = P_{ab} \div P_{ac} \div P_{bc},$$

$$P_{ab} = P \cos \alpha;$$

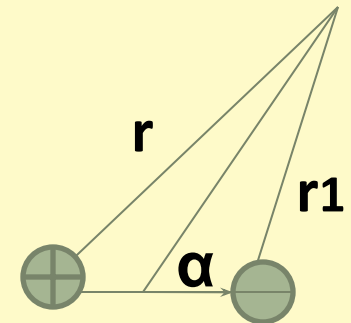
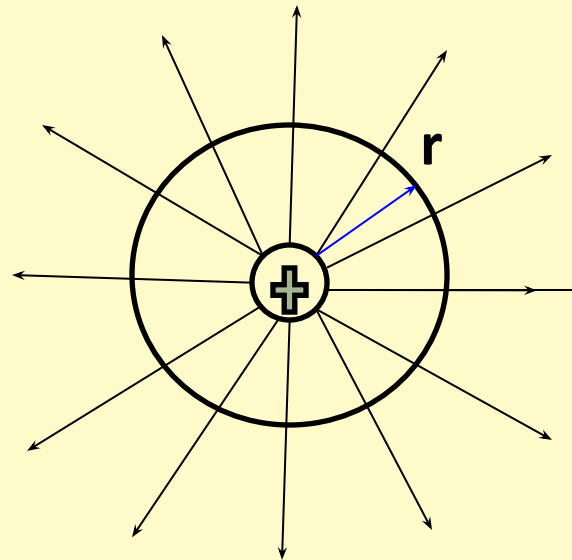
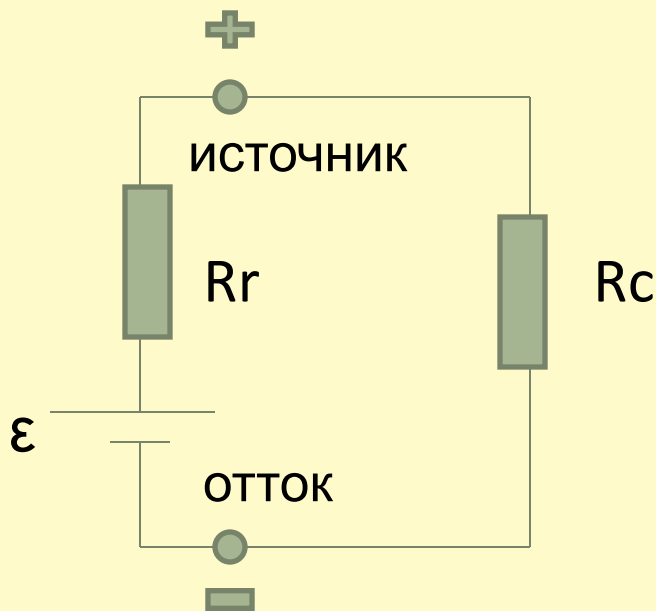
$$P_{ac} = P \cos \beta;$$

$$P_{bc} = P \cos \gamma$$



ПЛАН

- **II концепция**- сердце как совокупность токовых электрических генераторов, которые находятся в электропроводной среде.



Потенциал электрического поля, созданного токовым диполем. Используя принцип суперпозиции, найдем потенциал точки как сумму потенциалов двух униполей (источника и оттока):

$$\varphi_a = \frac{\rho \cdot I}{4\pi} \cdot \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r_1} \right)$$

$$\varphi_a = \frac{\rho}{4\pi} \cdot \frac{I \cdot L \cdot \cos \alpha}{r^2} = \frac{\rho}{4\pi} \cdot \frac{D \cdot \cos \alpha}{r^2}$$

- Возбужденный миокард рассматривается как совокупность токовых диполей D_j , каждый из которых приводит к возникновению дипольного потенциала ρ в некоторой точке a .
- Потенциал электрического поля сердца состоит из потенциалов, созданных отдельными элементарными диполями. Принимая ограничение: проводящая среда есть однородной ($\rho = const$), расстояние r значительно большая, чем L , т.е. размеры области возбуждения значительно меньше размеров тела, этот потенциал можно приближенно найти в виде

$$\varphi_a \approx \frac{\rho}{4\pi r^2} \cdot \sum_{i=1}^n D_i \cos \alpha_i$$

5.4.2. Задание к лабораторной работе

- Задание 1. Выучите техническое описание и инструкцию по эксплуатации электрокардиографа и подготовьте его к работе.
- Задание 2. Подготовка прибора к работе.
- Задание 3. Калибровка кардиографа.
- Задание 4. Запись электрических сигналов на электрокардиографе.

Контрольные вопросы и задачи

- Укажите, какие предположения теории Ейнтховена делают ее неубедительной.
- В чем заключается существенное отличие между двумя рассмотренными концепциями генезиса ЭКГ?
- Что такое электрический вектор сердца, в каких единицах он измеряется, какая его физиологическая природа?
- Что такое эквивалентный токовый диполь сердца? Которая его физиологическая природа?

- Из каких основных блоков составляется кардиограф?
- Каким образом связаны между собой измерение мембранных потенциалов кардиомиоцитов и электрокардиограмма?
- Что такое стандартная чувствительность кардиографа и каким образом она устанавливается?
- Найдите величину потенциала точки электрического поля диполя, которая находится от центра диполя на расстоянии 1 г . Угол между электрическим вектором диполя и радиус-вектором равен 60° . Окружающая среда - дистиллированная вода.
- Определить величину потенциала электрического поля токового диполя, полюса которого отдалены один от другого на 5 мм , $i = 5 \text{ мА}$ в точке, которая находится от центра диполя на расстоянии $R = 0,1 \text{ м}$, угол между r и L равен 60° . Среда - электролит с удельным сопротивлением $R = 10 \text{ Ом-М}$.

5.5. ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №3 "РАБОТА С РЕОГРАФОМ РГЧ-01"

- *Цель работы:* выучить физические основы реографии, приобрести привычку работы с клиническим реографом, исследовать связь между изменениями объема и сопротивления эластичного сосуда.

Контрольные вопросы для подготовки к лабораторной работы

- Переменный ток. Импеданс электрического круга. Понятие о векторной диаграмме.
- Электрические свойства биологических тканей. Эквивалентная электрическая схема. Импеданс биологических тканей.
- Элементы реологии. Объемная деформация. Объемная скорость течения жидкости. Пульсовые волны. Особенности пульсаций в артериальных и венозных сосудах.
- Генезис реограммы: связь между деформацией и изменениями импеданса, объяснение природы реограммы (амплитуды и формы сигнала) с помощью основных уравнений реологии.

Дополнительная литература

- 1. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1992.
- Ремизов А.Н. Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. - М.: Высшая школа, 1982. - Гл. 8 (раздел 8), гл. 18 (раздел 2), гл. 22 (раздел 7).
- Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1987. - Гл. 11 (разделы 1-2), гл. 18 (раздел 4).
- Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. - Ч. 2, раздел 144, ч. 1 разделы 9, 10.
- Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1974. - Разделы 20, 21, 76.

5.5.1. Дополнительные теоретические сведения

Реография («рео» - течь, «граф о» - пишу) - метод регистрации деформаций участка тела (изменение объема) за изменениями его электрических параметров (сопротивления). К определенному участку тела (рука, нога, глава и т.п.) прикладываются электроды (пластинчатые, точечные, ленточные и т.п.), между которыми пропускается высокочастотный электрический ток

Основные положения реографии можно упрощенно сформулировать таким образом:

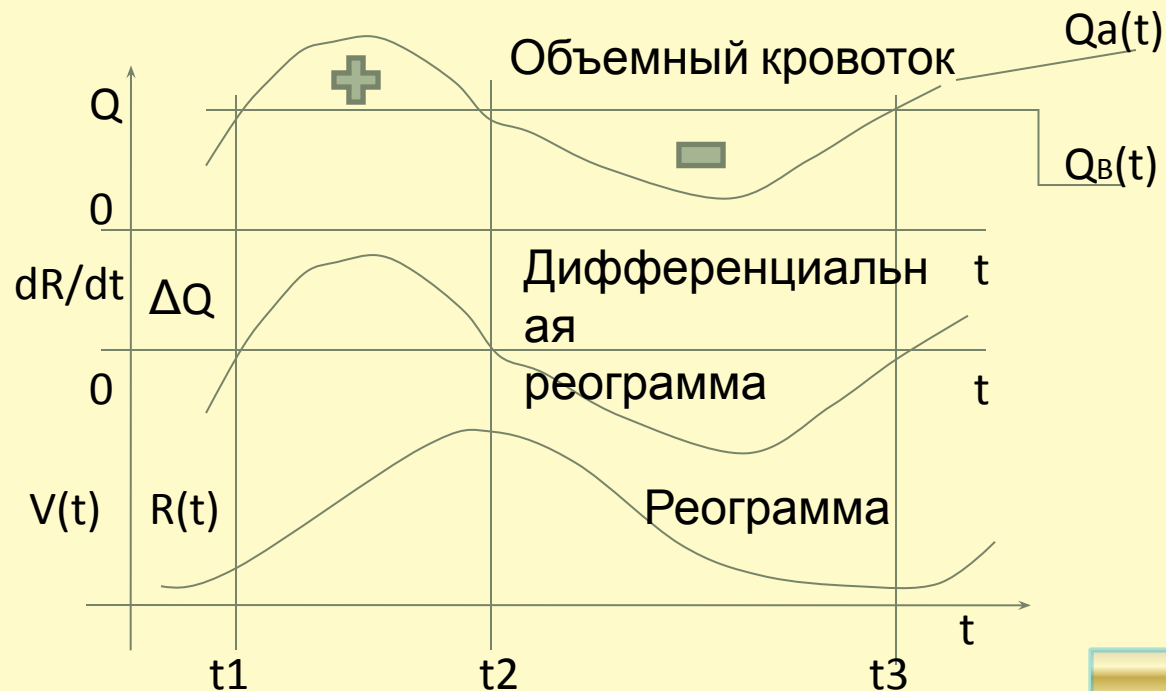
- Изменение объема участка ΔV пропорционально изменению его электрического сопротивления AR :
 $\Delta V \sim AR$.
- Изменение кровенаполнения органа (участка) можно найти из уравнения неразрывности струи для нестационарного потока жидкости, учитывая объемную скорость приток $Q_{in}(t)$ и оттока $Q_{out}(t)$ жидкости к данному участку.

$$\Delta V = \int [Q_{in}(t) - Q_{out}(t)] dt$$

- Качественно эти изменения изображены на рис. Предположим, что в определенном участке по артериальным сосудам кровь движется с объемной скоростью $Q_a(t)$, а по венозным - $Q_e(t)$, причем 26^* за цикл сокращения сердца количество крови, которая поступила к участку, равна количеству, которое оставило участок. Учитывая пульсирующее QJf) и сравнительно плавное $Q_e(t)$ кровообращения, видим, что изменение объема участка осуществляется благодаря разности объемных скоростей $Q_a(t)$ и $Q_e(t)$.

$$\Delta Q(t) = Q_a(t) - Q_e(t)$$

- Для промежутков времени t_2 объемная скорость $Q_a(t) > Q_e(t)$. И так, объем участка на этих промежутках будет возрастать, и наоборот, в промежутке t_1 , объем участка уменьшается, о чем свидетельствует уменьшение амплитуды реограммы.



- Вторая кривая представляет собой дифференциальную реограмму; она отображает скорость изменения объема участка:

$$dV(t) / dt \approx dR(t) / dt$$

– Величина объемной скорости жидкости определяется уравнением Гагена-Пуазейля

$$Q(t) = \Delta P(t) / X(r, \eta)$$

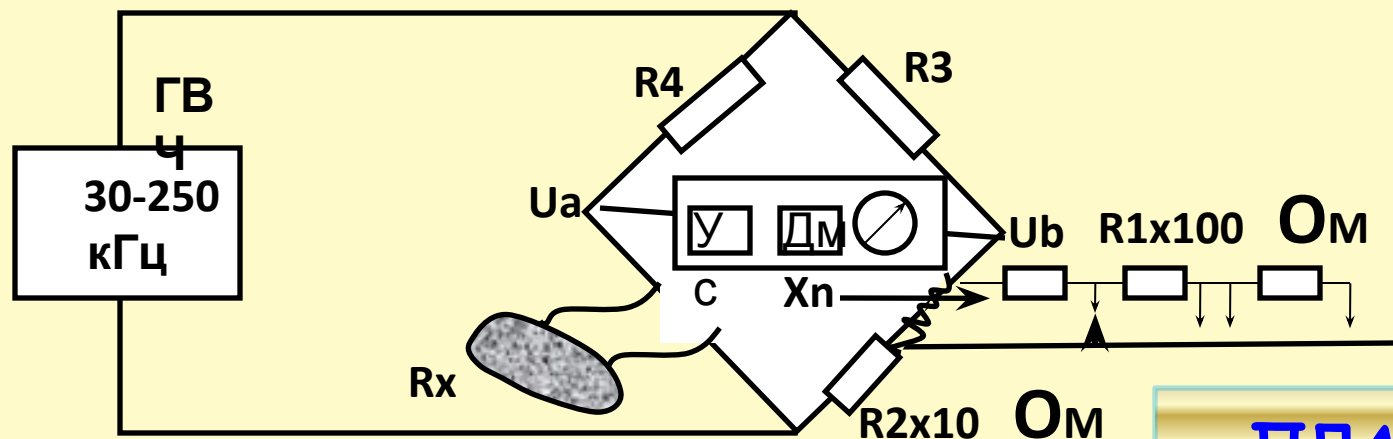
- где $\Delta P(t)$ - изменение давления, $X(r, \eta)$ - гидравлическое сопротивление, которое зависит от радиуса сосуда r и вязкости жидкости η .

–Изменение давления можно оценить с помощью уравнения объемной деформации участка

$$\Delta P(t) = \chi \cdot \Delta V(t) / V_0$$

Принцип измерения сопротивления участка тканей

Измерение изменений сопротивления участка тела проводят специальным устройством реографом, который содержит в себе измерительный мост (рис.). В одно из плеч моста включено измерительное сопротивление R_x , во второе - магазин сопротивлений и R_2 , который позволяет с точностью до 0.5 Ом установить любое сопротивление от 0 до 1100 Ом. Генератор высокой частоты (ГВЧ) используется для питания моста.



ПЛАН

- Задание 1. Подготовка прибора к работе
- Выучите инструкцию по эксплуатации реографа РГЧ-01 (см. ниже) и подготовьте его к работе. Согласно инструкции проведите отладку реографа.

5.5.2. Краткие технические характеристики и инструкция по эксплуатации реографа РГЧ-01

- 1. Назначение прибора.
- 1.1. Реограф РГЧ-01 - электронный медицинский диагностический прибор, предназначенный для измерения изменений активных сопротивлений различных участков тела пациента при одновременном измерении абсолютных величин этих сопротивлений.
- Регистрирующими приборами могут быть электрокардиографы, разных типов полиграфы.

Указания о технике безопасности.

- Прибор РГЧ-01 изготовлен с классом защиты II. При эксплуатации заземление не является обязательным. Рабочее заземление используется для уменьшения уровня помех (шумов).
- Для того, чтобы избежать механического повреждения хрупких потенциометров и тумблеров - просьба: *обворачивать все ручки прибора без значительных усилий.*

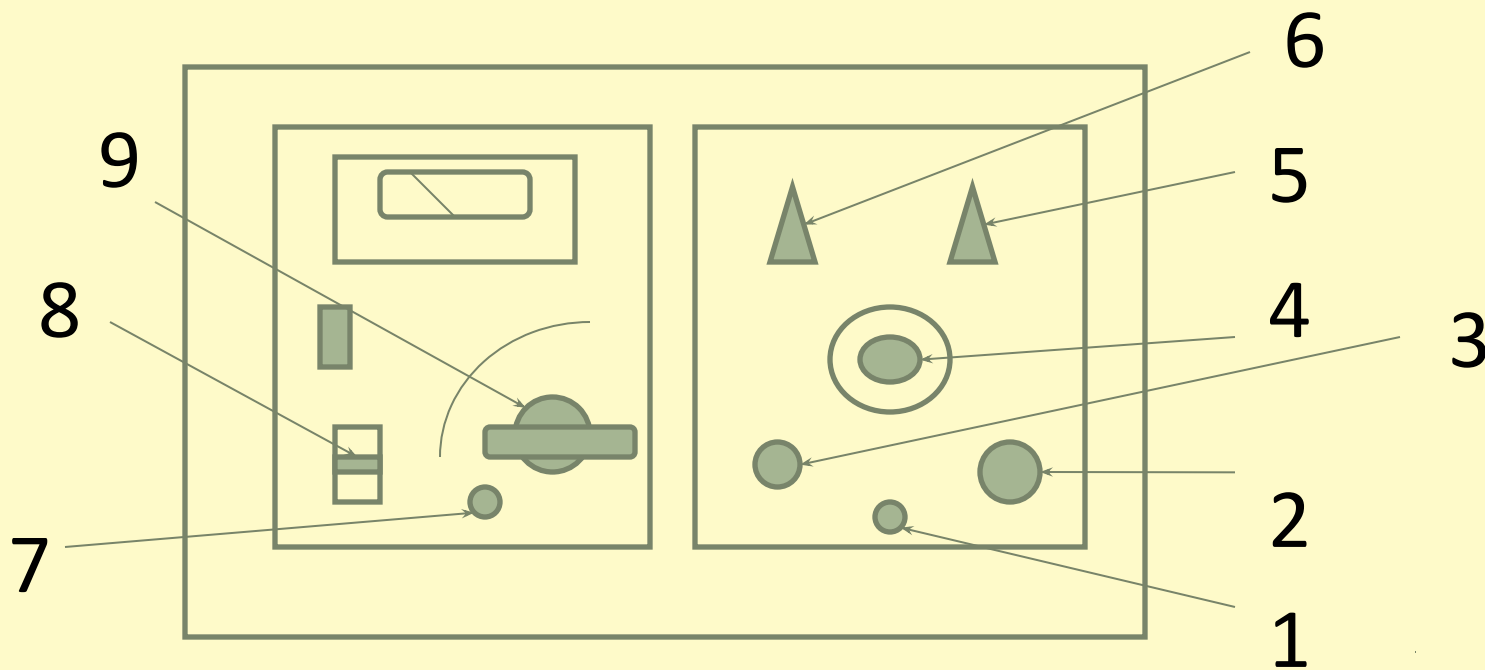
Технические характеристики:

- несущая частота каналов 34 кГц - 79 кГц;
- максимальный коэффициент преобразования (чувствительность) канала находится в пределах от 25 до 1000 мВ/Ом, дифференциального выхода - 20-60 мВ/Ом;
- постоянная времени дифференциального выхода - не больше 11 мс;
- неравномерность амплитудно-частотной характеристики коленного канала в пределах от 0.2 до 70 Гц - не больше 10%;
- диапазон изменения постоянной составляющей активного сопротивления от 30 до 1100 Ом, относительная погрешность измерения активного сопротивления не превышает 10%.
- величина тока в круге при любых положениях регуляторов не большая за 3 мА.

Описание конструкции аппарата

- Блок канала реографа вынесен из прибора и размещен на лабораторном столе. На передней панели канала (рис.) размещены переключатели калибровочного сигнала (1), переключатель магазина сопротивлений для грубой отладки моста (2), сменный резистор R_2 с лимбом отсчета для точной отладки моста (3), регулятор для отладки моста за реактивной составляющей X_{L} (4), регулятор уровня выхода "Ров. Вых." (5), гнездо Г для измерения калибровочных резисторов и разъем "Выход" (6) для включения электродов.

- На передней панели блока питания расположенные включатель сетевого питания "Сеть" (8), переключатель "Баланс каналов" (9).
- На задней панели блоков размещены гнезда для вывода сигнала реограммы (верхнее гнездо) и ее дифференциальной формы (нижнее гнездо).



Подготовка прибора к работе

Включить прибор в сеть (установите тумблер "Сеть" в положение "включено").

- Предыдущая настройка прибора (выполняется в случае разбалансировки канала, степень которого определяется преподавателем):

- поставить ручки R_1 и R_2 в положение "0";

- регулятор уровня выхода установить в положение, при котором стрелка индикатора отвергается на $3/4$ шкалы;

- медленно поворачивая регулятор X_{\dots} , установить (минимальное) отклонение стрелки.

– Наладка реографа для снятия реограммы (выполняется студентами):

- проверить подключение электродов к блоку реографа с использованием гнезда "ВХОД";

- с помощью регулятора "УР.ВЫХ" установить стрелку индикатора на $3/4$ шкалы;

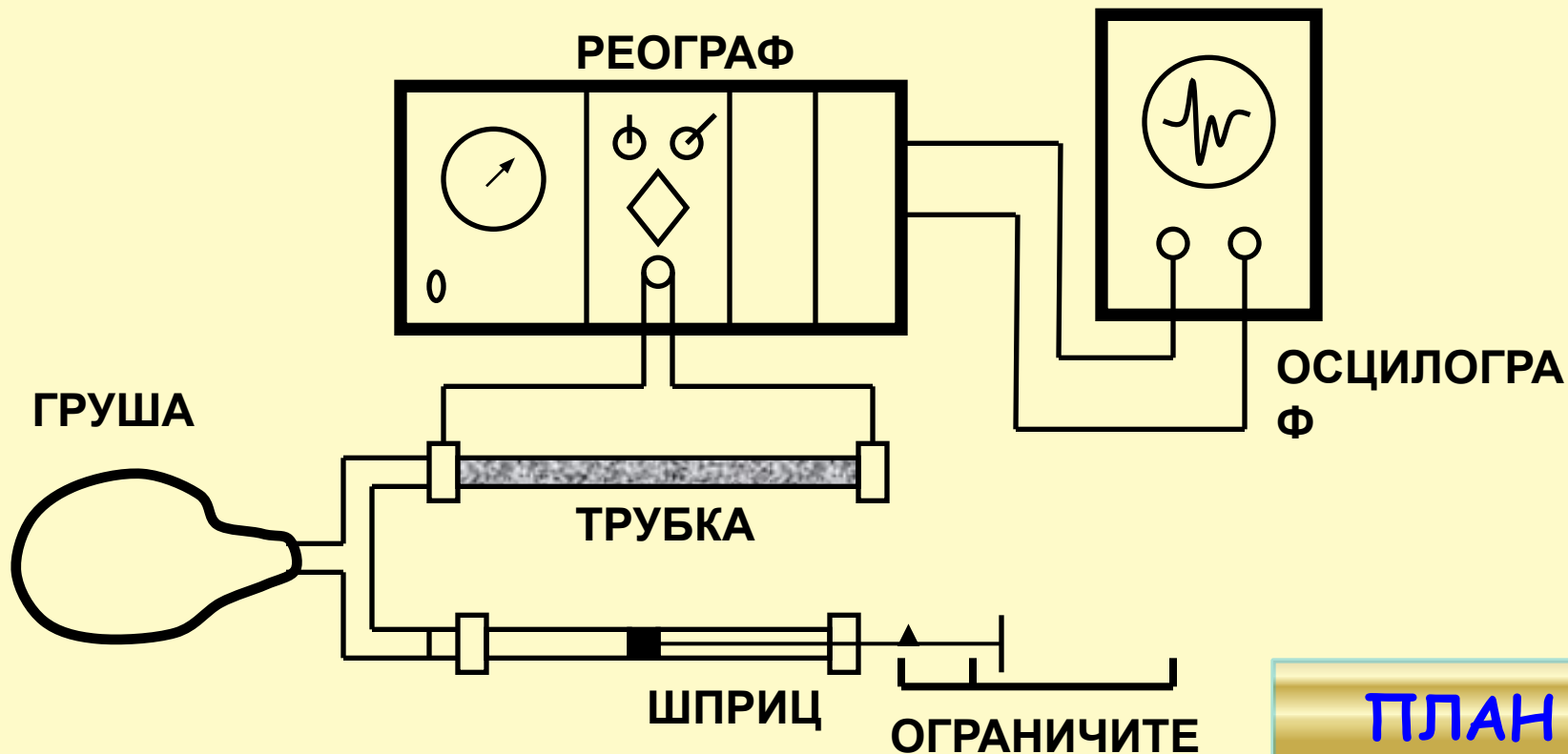
- Вместе с преподавателем ручками управления реографа и осциллографа вывести на экран реограмму и установить необходимую чувствительность канала реографа. Для изменения объема сосуда можно использовать грушу, периодически и легко нажимая ее.
- Если успешно выполнены указания, прибор к работе готовый. Сделайте пробное изменение объема трубки введением 10 МЛ жидкости с помощью шприца.
- Верно настроенный комплекс должен обеспечивать наличие изображения на экране реограммы амплитудой 40-50 мм без очевидных амплитудных искривлений в виде плато на реограмме.
- Согласно инструкции (см. ниже) наладьте реограф и запишите значение сопротивления трубки $R_m = 100 - [R_1] + 10/[R_2]$, где R_1 и R_2 - показатели потенциометров 2 и 3 (см. рис. 5.20). Запишите значение объема трубки V_m (приведенное на макете сосуда).

- лимб регулятора R установить на отметку 5; выход отдельного канала, к индикатору, кнопка калибратора (7), при нажатии которой подается калибровочный сигнал с помощью регулятора R_2 провести грубую отладку моста за минимальным отклонением стрелки индикатора;

- попеременным плавным вращением регуляторов X_n и R_2 сбалансируйте мост точнее. (Сначала, оборачивая потенциометр, добиться минимума, потом вращением R_2 уменьшаем отклонение стрелки; после этого вращением X_n и R_2 добиться наименьшего отклонения стрелки, причем для малых отклонений стрелки уровень исходного сигнала сделайте максимальным).

Задание 2. Экспериментальное исследование зависимости изменения сопротивления трубки R_m от изменения объема системы AV.

- Исследования проводится на модели, которая имитирует свойству сосуда. Схематически макет представлен на рис.



ПЛАН

- Изменение объема системы проводится за счет жидкости, вытесненной из шприца; часть этой жидкости попадает в трубку и вызывает изменение ее объема.

- *Измерение амплитуды реограммы.*
Плавным движением шприца ввести дозированный объем жидкости AV , который последовательно равняется 10; 7.5; 5 и 2.5 мл - этим объемам отвечают метки на шприце. Для каждого из значений AV измерьте амплитуду реограммы на экране осциллографа. Данные занести в графу А (мм) заранее приготовленной таблицы.

- Определение величины изменения сопротивления. Для определения величины AR_m необходимо провести калибровку реографа. С этой целью установите значение R_k (Ом) (рис., ручка 1) равным 0.25, нажмите кнопку калибровки (7) и измерьте амплитуду калибровочного сигнала на экране A_k (мм). Найдите чувствительность прибора: $a = RJA_k$ (Ом/мм) (если калибровка не может быть выполненная, то нужно взять чувствительность комплекса $a = 0.05$ Ом/мм).

- Теоретическое определение изменения объема трубки ΔV_m , для каждого вытесненного объема жидкости ΔV находят из соотношения:

$$\Delta V_m = V_m \cdot (\Delta R_m / R_m)$$

- По найденным значениям ΔV_m определите отношение $\Delta V_m / V$. Найдите среднее его значение. Объясните содержание полученного коэффициента, учитывая распределение жидкости между объемами макета.
- По данным экспериментальных исследований постройте график зависимости $\Delta R_m = f(\Delta V)$.

• Контрольные вопросы и задачи

- Какая связь между реограммой сосуда и величиной давления жидкости (крови) в нем? Какими физиологическими параметрами сосудов определяется величина амплитуды реограммы?
- Влияет ли скорость кровотока (линейная, объемная) на амплитуду?
- Как отличаются между собой реограммы разных сосудов (артерий, артериол, венул, вен)?
- Амплитуда реограммы у пациента уменьшилась вдвое за короткий (несколько минут) промежуток времени. Как это можно объяснить?
- Каким образом осуществляется отладка измерительного моста реографа?
- Каким образом объяснить неизменность амплитуды реограммы при изменении минутного объема крови?
- Как влияет частота сокращений сердца (при неизменном ударном объеме) на амплитуду реограммы?

- Как изменится реограмма аорты при изменении жесткости ее стенок (например, при атеросклерозе)? Завышенными или заниженными являются результаты определения ударного объема крови по методике А. Кедровой в этом случае?
- Изменится ли реограмма сосуда, если линейная скорость кровообращения возрастет вдвое?
- Влияет ли дыхание на реограмму: а) легочных сосудов; б) сосудов конечок; в) сосудов мозга?
- Почему необходим хороший контакт электродов с исследуемым участком тела?
- Определите, в сколько раз отличаются между собой импедансы электрических цепей, которые состоят из последовательно и параллельно соединенных активного сопротивления $R = 100 \text{ Ом}$ и емкости $C = 0.1 \text{ мкФ}$. Какую индуктивность необходимо подключить к первой цепи, чтобы импеданс ее был 200 Ом . Частота меремного тока 10^3 А .

*Спасибо за
внимание!*