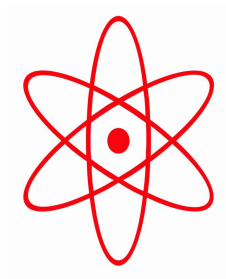


НПО УЧЕБНОЙ ТЕХНИКИ «ТУЛАНАУЧПРИБОР»

МЕТОДИЧЕСКОЕ РУКОВОДСТВО ПО ВЫПОЛНЕНИЮ ЛАБОРАТОР-
НОЙ РАБОТЫ



ФМБ-8

**ИЗМЕРЕНИЕ ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА.
ИЗМЕРЕНИЕ ИМПЕДАНСА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ЦЕПИ ПЕРЕМЕН-
НОГО ТОКА.**

Тула, 2012 г

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА

ИЗМЕРЕНИЕ ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА.

ИЗМЕРЕНИЕ ИМПЕДАНСА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ЦЕПИ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА. ПРОВЕРКА ЗАКОНА ОМА ДЛЯ ЦЕПИ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА.

Цель работы: изучение цепей переменного тока, экспериментальная проверка закона Ома для цепи переменного тока с последовательно соединенным активным сопротивлением, емкостью и индуктивностью; экспериментальное получение зависимости сопротивлений от частоты переменного тока: индуктивного - $x_L = f(\nu)$, емкостного - $x_C = \varphi(\nu)$, биологической ткани - $Z = F(\nu)$; производить соответствующие расчеты и по графику функциональной зависимости импеданса биообъекта от частоты переменного тока оценивать его активное сопротивление.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ.

Переменный электрический ток.

Переменным называется ток, который с течением времени изменяет свою величину или направление.

В промышленности наибольшее распространение получил синусоидальный переменный ток, то есть ток, величина которого изменяется со временем по закону синуса или косинуса:

$$i = I_m \cos(\omega t + \varphi_0) \quad (1)$$

где I_m - амплитуда тока, $\Phi = (\omega t + \varphi_0)$ - фаза колебаний, φ_0 - начальная фаза.

Синусоидальный переменный ток имеет целый ряд преимуществ перед постоянным током, что и объясняет его использование в промышленности и в быту:

1. от генератора постоянного тока получить высокие напряжения практически невозможно,
2. генератор и двигатель переменного тока значительно проще по конструкции, надёжнее и дешевле генератора и двигателя постоянного тока,
4. при необходимости переменный ток можно преобразовать в постоянный ток,
5. переменный ток можно трансформировать, то есть повышать или понижать его напряжение с помощью трансформаторов.

В цепях переменного тока, кроме процессов нагрева проводов имеются дополнительные процессы, обусловленные изменяющимися магнитными и электрическими полями. Изменение этих полей оказывает влияние на величину и форму тока в цепи и может приводить к дополнительным потерям энергии. Величина и форма кривой силы тока зависят не только от парамет-

ров электрической цепи, но и от частоты и формы кривой приложенного напряжения. Поэтому анализ явлений, происходящих в цепях переменного тока, вследствие этого значительно усложняются.

Электромагнитные возмущения распространяются по цепи со скоростью света в вакууме. Если за время, необходимое для передачи электромагнитного возмущения в самую отдалённую точку электрической цепи, величина тока не успевает значительно измениться, то мгновенные значения тока во всех сечениях цепи будут практически одинаковыми. (Токи, удовлетворяющие такому условию, называются квазистационарными.)

Квазистационарным называется переменный ток, который во всех сечениях неразветвлённой электрической цепи имеет одинаковую силу тока.

К мгновенным значениям квазистационарных токов можно применять законы Ома и правила Кирхгофа (однако при этом необходимо учитывать возникающую при изменении тока ЭДС электромагнитной индукции).

Основные характеристики переменного синусоидального электрического тока.

Мгновенными значениями силы тока i , напряжения u , ЭДС и мощности p в цепях переменного тока называют их значения в данный момент времени.

Амплитудными значениями силы тока I_m , напряжения U_m , ЭДС $\mathcal{E}_m$ и мощности P_m в цепях переменного тока называют наибольшие мгновенные значения этих величин в случае синусоидального переменного тока за период.

Периодом T называется наименьший промежуток времени, через который переменный ток повторяет свои значения в той же самой последовательности (рис. 1).

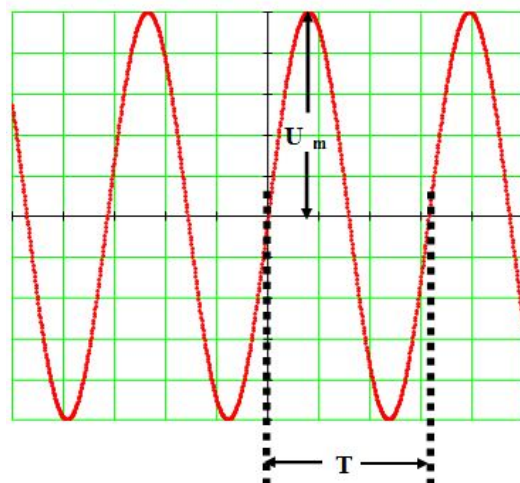


Рис. 1. Амплитудное значение напряжения U_m и период T сигнала.

Частотой ν переменного периодического тока называется величина обратная периоду:

$$\nu = \frac{1}{T}, \quad [\nu] = \text{Гц, Герц} \quad (2)$$

Циклической или круговой частотой называют величину:

$$\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi\nu, \quad [\omega] = \frac{\text{рад}}{\text{с}}, \text{ радиан на секунду} \quad (3)$$

Сила тока и напряжение переменного тока непрерывно изменяются по величине, поэтому возникла необходимость каким-либо образом сравнивать различные токи друг с другом. При этом необходимо использовать такое действие переменного тока, которое бы не зависело от его направления. В этом отношении наиболее удобным оказалось тепловое действие тока. Причём по тепловому действию тока можно сравнивать переменные токи с постоянными. В связи с этим возникло понятие эффективного значения переменного тока.

Эффективным (действующим, среднеквадратичным) значением переменного тока $I_{\text{эфф}}$ называется такая величина силы постоянного тока, который оказывал бы в цепи такое же тепловое воздействие за время одного периода. По определению:

$$I_{\text{действ}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T i^2(t) dt} \quad (4)$$

$$U_{\text{действ.}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T u^2(t) dt}$$

Поясним запись формулы (4). Пусть резистор R подключен к источнику постоянного напряжения, например батарее E (рис. 2). В течение времени T , равное периоду переменного напряжения в нем выделится количество теплоты равное:

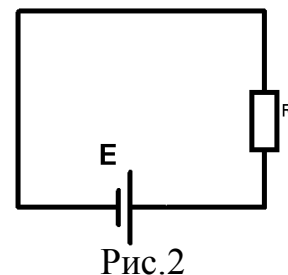


Рис.2

$$Q = P \cdot T = I^2 RT \quad (5)$$

Подключим теперь этот резистор в цепь переменного тока. Количество теплоты, выделенное переменным током за время dt равно dQ :

$$dQ = i(t) R dt$$

а за период T :

$$Q = dQ = \int_0^T i^2(t) R dt \quad (6)$$

Приравнявая (6) и (5) получим:

$$I = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T i^2(t) dt}$$

Для синусоидального тока рис. 1, проводя интегрирование, получим:

$$I_{\text{эфф}} = \frac{I_m}{\sqrt{2}} \quad \text{и} \quad U_{\text{эфф}} = \frac{U_m}{\sqrt{2}} \quad (7)$$

Как правило, все измерительные приборы в электрических цепях отградуированы в действующих значениях величин.

Все элементы электрической цепи обладают сопротивлением. Различают два вида сопротивления: активное и реактивное. Если при прохождении

тока через элемент цепи происходит только необратимое превращение электрической энергии в теплоту, то сопротивление такого участка цепи называют активным. Если такого превращения не происходит, то сопротивление называют реактивным.

Элемент цепи с активным сопротивлением называется резистором. Реактивным сопротивлением – емкостным и индуктивным – обладают соответственно конденсаторы и катушки индуктивности.

Наличие реактивных сопротивлений в цепи переменного тока приводит к тому, что возникает разность фаз между изменениями напряжения и тока в цепи (то есть ток и напряжение не одновременно достигают своего максимального значения). Это обстоятельство значительно усложняет расчёты цепей переменного тока.

Сопротивлением участка цепи постоянного тока называют величину равную:

$$R = \frac{U}{I} \quad (8)$$

Сопротивлением участка цепи переменного тока называют величину равную:

$$R = \frac{U_{эфф}}{I_{эфф}} = \frac{U_m}{I_m} \quad (10)$$

Математическое описание переменного тока можно осуществить тремя методами:

- аналитический метод (с помощью тригонометрических функций),
- символический метод (с помощью комплексных чисел),
- метод векторных диаграмм (используется графический метод описания переменного тока).

Аналитический метод описания синусоидальных токов иногда приводит к громоздким математическим преобразованиям при определении каких-либо величин. Поэтому для упрощения расчётов в этих случаях были придуманы другие методы вычислений, которые мы сейчас рассмотрим.

Метод векторных диаграмм

Гармонические колебания допускают наглядную графическую интерпретацию. Ее смысл состоит в том, что каждому гармоническому колебанию с частотой ω_0 можно поставить в соответствие вращающийся с угло-

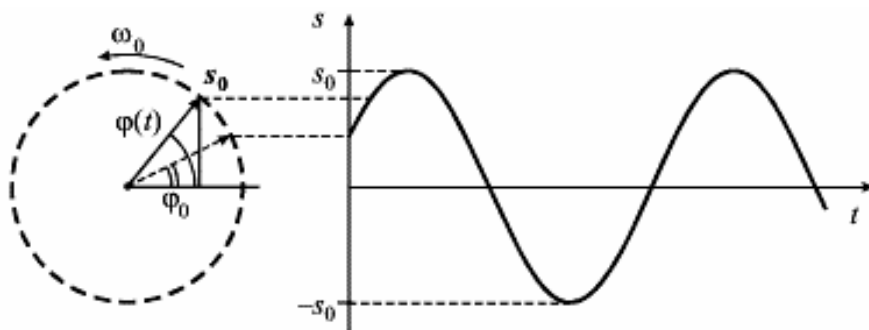


Рис.3. Графическое описание колебаний с помощью метода векторных диаграмм

вой скоростью ω_0 вектор, длина которого равна амплитуде s_0 а его начальное (стартовое) положение задается углом φ_0 совпадающим с начальной фазой (рис. 3).

Вертикальная проекция вектора s_0 изменяется со временем:

$$s(t) = s_0 \sin \varphi(t) \quad (11)$$

Мгновенное положение вектора s_0 определяется углом $\varphi(t)$ - фазой:

$$\varphi(t) = \omega_0 t + \varphi_0 \quad (12)$$

При угловой скорости (круговой частоте) ω_0 вектор совершает $\nu_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ оборотов (циклов) в секунду, а продолжительность одного оборота (период) равна отношению угла 2π к угловой скорости ω_0 : $T = \frac{2\pi}{\omega_0}$.

С помощью векторных диаграмм легко осуществить сложение гармонических колебаний. Так, если необходимо сложить два гармонических колебания с одинаковыми частотами:

$$s(t) = s_1(t) + s_2(t) = s_{01} \sin(\omega_0 t + \varphi_1) + s_{02} \sin(\omega_0 t + \varphi_2) = s_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (13)$$

то амплитуду s_0 и начальную фазу φ_0 суммарного колебания $s(t)$ с той же частотой ω_0 можно легко рассчитать из рис. 4а, на котором графически изображена операция сложения векторов $\vec{s}_0 = \vec{s}_{01} + \vec{s}_{02}$ в момент времени $t=0$.

$$s_0 = \sqrt{(s_{01} \cos \varphi_1 + s_{02} \cos \varphi_2)^2 + (s_{01} \sin \varphi_1 + s_{02} \sin \varphi_2)^2}$$

$$\varphi_0 = \arctg \left(\frac{s_{01} \sin \varphi_1 + s_{02} \sin \varphi_2}{s_{01} \cos \varphi_1 + s_{02} \cos \varphi_2} \right) \quad (14)$$

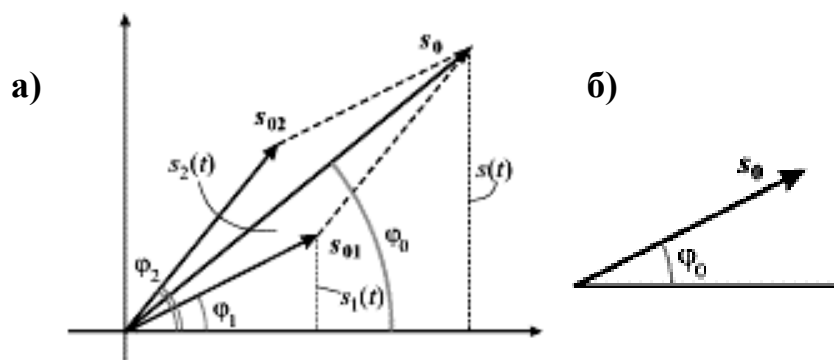


Рис.4. Графическое сложение гармонических колебаний.

Ясно, что вертикальная проекция вектора s_0 будет также изменяться по гармоническому закону с частотой ω_0 поскольку взаимное расположение векторов s_{01} и s_{02} не изменяется с течением времени.

Из этой диаграммы наглядно видно, что суммарное колебание $s(t)$ опережает по фазе колебание $s_1(t)$ и отстает по фазе от колебания $s_2(t)$. Полная фаза для каждого из трех колебаний в произвольный момент времени отличается от их начальных фаз на одну и ту же величину $\omega_0 t$ которую при построении векторных диаграмм не учитывают. При этом колебание изображается неподвижным вектором (рис. 4б), а частота колебания предполагается известной.

Этот метод очень удобен при сложении двух или нескольких гармонических колебаний, так как в этом случае громоздкие тригонометрические преобразования можно заменить простым сложением векторов.

Используя идеи этого метода, для различных цепей синусоидального тока строят свои диаграммы, на которых одновременно в виде векторов изображают напряжения и токи в цепи, а по ним определять сдвиг по фазе между изменениями тока и напряжения, а также ряд других характеристик цепи.

Символический метод описания синусоидального тока.

Идея этого метода заключается в записи гармонических колебаний $i = I_m \cos(\omega t + \varphi_0)$ в комплексном виде:

$$\dot{I} = I_m e^{j(\omega t + \varphi_0)}, \quad \text{где } j = \sqrt{-1} \text{ - мнимая единица.} \quad (15)$$

Согласно формуле Эйлера $e^{j\alpha} = \cos \alpha + j \sin \alpha$ поэтому комплексное уравнение (15) можно записать в виде:

$$\dot{I} = I_m e^{j(\omega t + \varphi_0)} = I_m [\cos(\omega t + \varphi_0) + j \sin(\omega t + \varphi_0)]. \quad (16)$$

При анализе такой записи предполагается, что вещественная часть уравнения (16) представляет собой уравнение гармонического колебания $i = I_m \cos(\omega t + \varphi_0)$. Таким образом, величина силы тока, записанной в форме уравнения (15), в любой момент времени определяется вещественной частью этого уравнения.

Этот метод очень удобен при умножении и дифференцировании уравнений гармонических колебаний, так как в этом случае громоздкие тригоно-

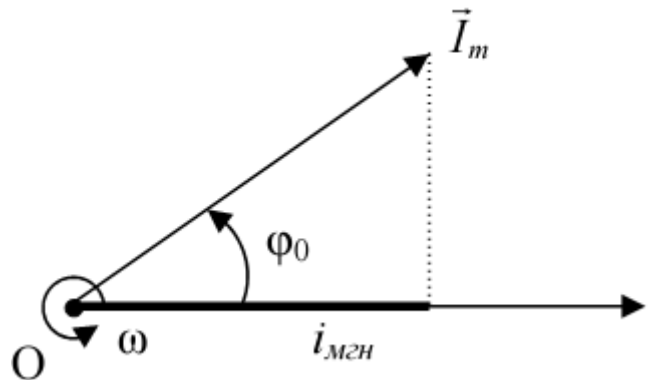


Рис.5. Графическое изображение синусоидального тока на векторной диаграмме.

метрические преобразования можно заменить простым действиями над показательными функциями.

Как отмечалось ранее, расчёт цепей переменного тока значительно усложняется по сравнению с цепями постоянного тока из-за наличия в них реактивного сопротивления.

Ниже мы более подробно рассмотрим особенности работы некоторых цепей переменного синусоидального тока.

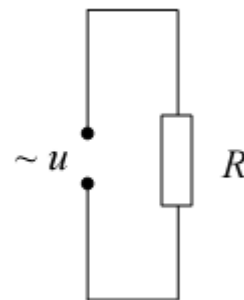
Цепь переменного тока только с активным сопротивлением.

Пусть напряжение в сети изменяется по закону:

$$u = U_m \sin(\omega t) \quad (17)$$

Тогда по закону Ома можем записать:

$$i = \frac{U}{R} = \frac{U_m}{R} \sin \omega t = I_m \sin \omega t, \quad (18)$$



где $I_m = \frac{U_m}{R}$ - закон Ома для цепи переменного тока только с активным сопротивлением.

Рис.6. Цепь переменного тока с активным сопротивлением.

Из уравнений (17) (18) следует, что:

$$\begin{cases} u = U_m \sin(\omega t) \\ i = I_m \sin(\omega t) \end{cases} \quad \text{т. е. разность фаз между изменениями тока и напряжения в}$$

такой цепи равна нулю (см. рис. 7).

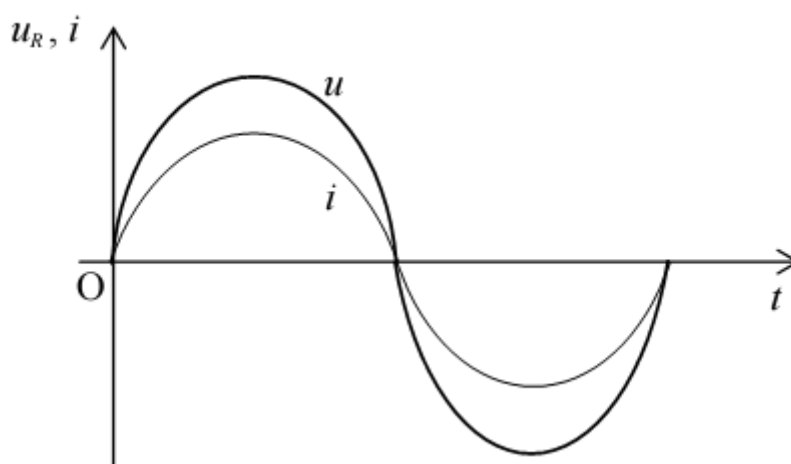


Рис.7. Графики тока и напряжения в цепи переменного тока, содержащей только активное сопротивление.

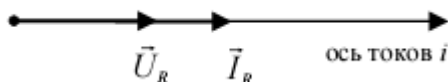


Рис.8. Векторная диаграмма цепи рис. 6

**Цепь переменного тока только с идеальной индуктивностью.
($R=0$, $C=0$)**

Рассмотрим цепь переменного тока на рис. 8. Пусть внешнее ЭДС в цепи меняется по закону $\varepsilon = \mathcal{E}_m \sin \omega t$. При протекании через катушку переменного тока, в ней по закону Фарадея возникает ЭДС самоиндукции $\varepsilon_s = -L \frac{di}{dt}$. С учетом того, что сопротивление катушки равно нулю, по второму правилу Кирхгофа можно записать:

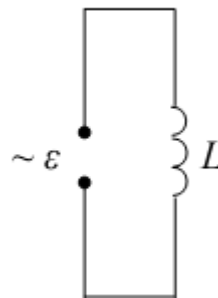


Рис.8. Цепь переменного тока с индуктивностью.

$$0 = \varepsilon + \varepsilon_s \text{ или } \varepsilon = -\varepsilon_s \Rightarrow \varepsilon = L \frac{di}{dt} \Rightarrow \frac{di}{dt} = \frac{\varepsilon}{L} = \frac{\mathcal{E}_m}{L} \sin \omega t.$$

Таким образом, имеем:

$$i = \int_0^{\infty} \frac{\mathcal{E}_m}{L} \sin \omega t dt = -\frac{\mathcal{E}_m}{\omega L} \cos \omega t + Const = \frac{\mathcal{E}_m}{\omega L} \sin(\omega t - \frac{\pi}{2}) + Const.$$

При отсутствии составляющей постоянного тока $Const=0$. Тогда окончательно получим:

$$i = \frac{\mathcal{E}_m}{\omega L} \sin(\omega t - \frac{\pi}{2}) = I_m \sin(\omega t - \frac{\pi}{2}). \quad (19)$$

Если внутренне сопротивление источника ЭДС пренебрежимо мало, то он создает на входе цепи напряжение, равное его ЭДС. В этом случае напряжение на катушке индуктивности будет меняться по закону:

$$u = U_m \sin(\omega t) \quad (20)$$

и уравнение (19) можно переписать в виде:

$$i = \frac{U_m}{\omega L} \sin(\omega t - \frac{\pi}{2}) = I_m \sin(\omega t - \frac{\pi}{2}), \quad (21)$$

где $I_m = \frac{U_m}{\omega L}$ - закон Ома для цепи переменного тока с идеальной индуктивностью. Из уравнения (21) следует, что роль сопротивления в такой цепи играет величина:

$X_L = \omega L$, называемая **реактивным индуктивным сопротивлением**. $[X_L] = \text{Ом}$.

Из уравнений (20) (21) следует, что:

$$\begin{cases} u = U_m \sin(\omega t) \\ i = I_m \sin(\omega t - \frac{\pi}{2}) \end{cases} \text{ - т. е. в такой цепи ток отстает по фазе от напряжения}$$

на $\frac{\pi}{2}$ (рис. 9 а, б).

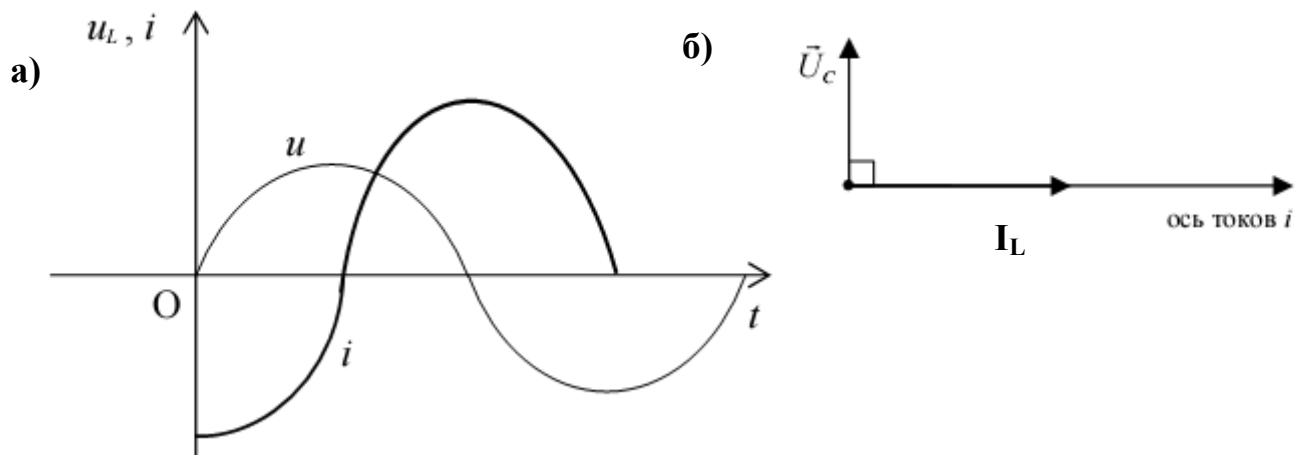


Рис.9 Графики тока и напряжения в цепи переменного тока, содержащей только индуктивность а) и векторная диаграмма цепи б)

Физически это явление можно объяснить следующим образом: при изменении напряжения на катушке в ней возникает ЭДС самоиндукции, которая направлена так, что препятствует изменению тока, текущего по катушке. В результате этого явления появляется сдвиг фаз между изменением напряжения на индуктивности и силой тока в цепи.

Цепь переменного тока только с идеальной емкостью.

$$(R=0, L=0)$$

Рассмотрим электрическую цепь на рис. 10. Будем считать, что емкость в цепи является идеальной, т. е. $R=0, L=0$. Пусть напряжение в цепи меняется по закону:

$$u = U_m \sin(\omega t). \quad (22)$$

Мгновенное значение силы тока в такой цепи с ёмкостью равно скорости изменения заряда на обкладках конденсатора $i = \frac{dq}{dt}$. Так как $q=Cu$, то можно записать:

$$i = \frac{dCu}{dt} = C \frac{du}{dt} = \frac{dU_m \sin \omega t}{dt} = \omega C U_m \cos \omega t = I_m \sin(\omega t + \frac{\pi}{2}), \quad (23)$$

где $I_m = \omega C U_m = \frac{U_m}{1/\omega C}$ - закон Ома для цепи переменного тока с идеальной ёмкостью. Из этого следует, что роль сопротивления в цепи играет величина:

$$X_C = \frac{1}{\omega C}, \text{ называемая реактивным емкостным сопротивлением. } [X_C] = \text{Ом}.$$

Из сравнения (22) и (23) следует, что:

$$\begin{cases} u = U_m \sin \omega t \\ i = I_m \sin(\omega t + \frac{\pi}{2}) \end{cases} \text{ - то есть в такой цепи ток опережает по фазе напряжение на } \frac{\pi}{2}$$

График напряжения и тока в данной цепи, а также векторная диаграмма представлены на рис 11.

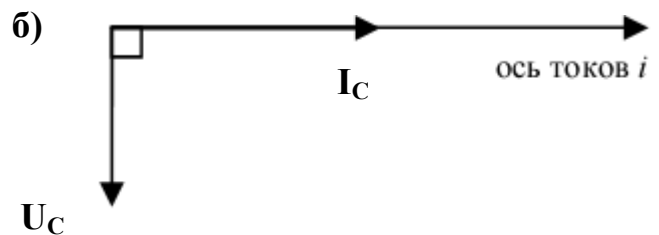
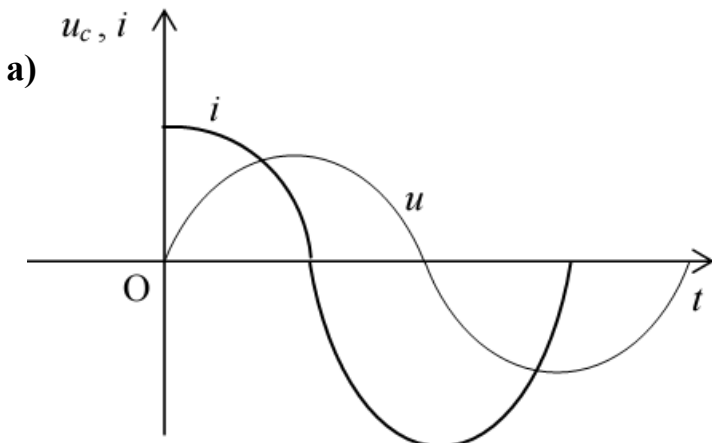


Рис.11 Графики тока и напряжения в цепи переменного тока, содержащей только идеальную ёмкость а) и векторная диаграмма цепи б)

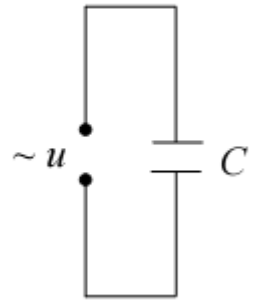


Рис.10. Цепь переменного тока с идеальной ёмкостью.

Цепь переменного тока с последовательно включенными R, L, C.

Перейдем теперь к анализу полной электрической цепи с последовательно включенными активным сопротивлением R, индуктивностью L и емкостью C, исследуемой в данной работе (рис. 12).

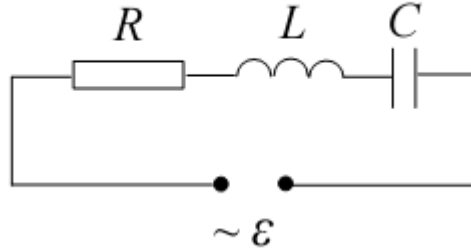


Рис.12. Цепь переменного тока с последовательно соединенными R, L, C

Пусть ЭДС в цепи меняется по гармоническому закону:

$$\varepsilon = \mathcal{E}_m \cos \omega t \quad (24)$$

В результате чего в цепи потечет электрический ток:

$$I = I_m \cos(\omega t - \varphi) \quad (25)$$

Определим амплитуду I_m и сдвиг фаз φ между током и внешней ЭДС, если известны параметры цепи R, L, C. На основании второго закона Кирхгофа для данной цепи запишем:

$$u_R + u_C = \varepsilon + \varepsilon_s, \quad (26)$$

Т. е. сумма падений напряжений на отдельных элементах контура равна в каждый момент времени сумме ЭДС, действующих в контуре.

Для любого момента времени t справедливы следующие соотношения:

$$u_R = iR \quad R = \text{const}; \quad (27)$$

$$u_C = \frac{1}{C} q = \frac{1}{C} \int_0^t i dt \quad C = \text{const}; \quad (28)$$

$$\varepsilon_s = -L \frac{di}{dt} \quad L = \text{const}, \quad (29)$$

где R – сопротивление резистора, C – емкость конденсатора, L – индуктивность катушки, u_R и u_C – напряжения на соответствующих элементах цепи, i – ток в цепи, q – заряд конденсатора, $\varepsilon_s = -L \frac{di}{dt}$ – ЭДС самоиндукции, возникающая в катушке индуктивности при прохождении через неё переменного тока. Подставим (27), (28), (29) в (26).

Получим: $iR + \frac{1}{C} \int_0^t i dt = \varepsilon - L \frac{di}{dt}$. Следовательно:

$$iR + \frac{1}{C} \int_0^t i dt + L \frac{di}{dt} = \varepsilon. \quad (30)$$

Далее, подставляя в (30) выражения (24) (25):

$$I_m R \cos(\omega t - \varphi) + \frac{1}{C} \int_0^t I_m \cos(\omega t - \varphi) dt + L \frac{dI_m \cos(\omega t - \varphi)}{dt} = \mathcal{E}_m \cos \omega t$$

После выполнения операций интегрирования и дифференцирования получим:

$$I_m R \cos(\omega t - \varphi) + I_m \frac{1}{\omega C} \sin(\omega t - \varphi) - I_m \omega L \sin(\omega t - \varphi) = \mathcal{E}_m \cos \omega t.$$

Воспользуемся известными тригонометрическими соотношениями:

$$\sin(\omega t - \varphi) = \cos(\omega t - \varphi - \frac{\pi}{2}), \quad -\sin(\omega t - \varphi) = \cos(\omega t - \varphi + \frac{\pi}{2}),$$

преобразуем выражение к окончательному виду:

$$I_m R \cos(\omega t - \varphi) + \frac{I_m}{\omega C} \cos(\omega t - \varphi - \frac{\pi}{2}) + I_m \omega L \cos(\omega t - \varphi + \frac{\pi}{2}) = \mathcal{E}_m \cos \omega t. \quad (31)$$

Из анализа (31) можно сделать следующие выводы:

- Напряжение на резисторе u_R совпадает по фазе с током в цепи i .
- Напряжение на ёмкости u_C отстает по фазе от тока i на угол $\frac{\pi}{2}$.
- Напряжение на индуктивности u_L опережает ток i на угол $\frac{\pi}{2}$.

Из этого же уравнения следует, что:

$$U_R = I_m R, \quad U_C = I_m \frac{1}{\omega C} \quad \text{и} \quad U_L = I_m \omega L. \quad (32)$$

Уравнение (31) позволяет определить амплитуду результирующего тока I_m , сдвиг фаз между током в цепи и изменением внешней ЭДС, а также полное сопротивление цепи Z , изображенной на рис. 10.

Учитывая уравнения (32) перепишем (31) в виде:

$$U_R \cos(\omega t - \varphi) + U_C \cos(\omega t - \varphi - \frac{\pi}{2}) + U_L \cos(\omega t - \varphi + \frac{\pi}{2}) = \mathcal{E}_m \cos \omega t \quad (33)$$

Далее, используя метод векторных диаграмм, представим каждое слагаемое (33) в виде векторов $\vec{U}_R$, $\vec{U}_C$, $\vec{U}_L$ и $\vec{\mathcal{E}}_m$.

Запишем это уравнение как сумму трех векторов, каждый из которых описывает изменение напряжения на резисторе, емкости и индуктивности соответственно:

$$\vec{U}_R + \vec{U}_C + \vec{U}_L = \vec{\mathcal{E}}_m.$$

Так как R, L и C соединены последовательно, то через них протекает одинаковый по величине ток, поэтому в качестве основной оси отсчёта на векторной диаграмме выберем ось токов. Тогда, учитывая сдвиги фаз, возникающие между током и напряжениях на ёмкости и индуктивности, векторная диаграмма для нашей цепи будет иметь вид рис. 13.

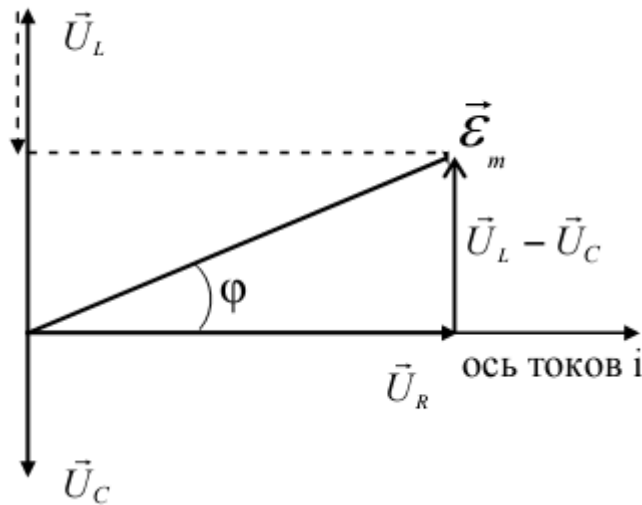


Рис.13. Векторная диаграмма цепи переменного тока с последовательно соединенными R, L, C

Из рис. 9. по теореме Пифагора имеем:

$$\mathcal{E}_m = \sqrt{U_R^2 + (U_L - U_C)^2}$$

или

$$\mathcal{E}_m = \sqrt{I_m^2 R^2 + (I_m \omega L - \frac{I_m}{\omega C})^2}.$$

Вынося I за знак корня получим:

$$\mathcal{E}_m = I_m \sqrt{R^2 + (\omega L - \frac{1}{\omega C})^2}.$$

Таким образом, окончательно имеем:

$$I_m = \frac{\mathcal{E}_m}{\sqrt{R^2 + (\omega L - \frac{1}{\omega C})^2}} = \frac{\mathcal{E}_m}{Z} \text{ - закон Ома для переменного тока с последовательно соединёнными } R, L \text{ и } C.$$

Величина $Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}$ называется **полным сопротивлением**

электрической цепи или импедансом $[Z] = \text{Ом}$. Сдвиг фаз φ между внешней ЭДС генератора и силой тока i можно найти из векторной диаграммы рис. 10:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{U_L - U_C}{U_R} = \frac{\omega L - \frac{1}{\omega C}}{R}.$$

ИМПЕДАНС БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА.

Изучение переменных токов имеет большое значение при рассмотрении физиологических процессов в организме человека и животных. Переменные токи нашли большое применение при лечении различных заболеваний. На использовании переменных токов основаны ряд физиотерапевтических методов лечения и диагностики.

Переменные токи могут оказывать раздражающее действие на ткани организма. Оно связано с кратковременным смещением ионов под действием переменного электрического поля, которое также может вызывать изменение концентрации тканевых ионов у клеточных мембран. Раздражающее действие переменного тока в значительной мере зависит от его частоты. С увеличением частоты, когда смещение ионов в направленном движении делается соизмеримым со смещением их при тепловом движении, ток уже не оказывает на ткани раздражающего действия. При этом оказывается тепловое действие тока. Это свойство используется для прогревания тканей организма высокочастотными переменными токами (диатермия).

Другими физиотерапевтическими методами, использующими высокочастотные переменные токи, является дарсонвализация – воздействие высокочастотным током в виде разряда, проходящего между специальным электродом и поверхностью кожи больного (аппараты типа «Искра» и др.).

Электропроводность клеток и тканей для переменного тока.

Биологическим объектам присущи пассивные электрические свойства: сопротивление и емкость. Вещества, из которых состоят биологические ткани, немагнитны, и, следовательно, индуктивность их равна нулю. Изучение пассивных электрических свойств биологических объектов имеет большое значение для понимания их структуры и физико-химических свойств.

Биологические ткани обладают свойствами как проводников, так и диэлектриков. Наличие свободных ионов в клетках и тканях обуславливает проводимость этих объектов. Диэлектрические свойства биологических объектов определяются структурными компонентами и явлениями поляризации. Поляризация – процесс образования объемного дипольного электрического момента среды. Поляризация по своей природе делится на несколько видов.

Виды поляризаций.

Электронная поляризация - наиболее общий вид поляризации представляет собой смещение электронов на своих орбитах относительно положительно заряженных ядер в атомах и ионах. В результате такого смещения атом или ион превращается в индуцированный диполь с направлением, противоположным внешнему полю. Время возникновения поляризации после мгновенного наложения поля, называется временем релаксации. Оно составляет в данном случае 10^{-16} - 10^{-14} с.

Дипольная (ориентационная) поляризация типична для многих жидкостей и газов (вода, спирты, нитробензол). Молекулы этих полярных диэлектриков не симметричны: “центры масс” их положительных и отрицательных зарядов не совпадают и молекулы обладают дипольным моментом. Дипольные моменты отдельных молекул в отсутствие электрического поля ориентированы хаотически, а во внешнем электрическом поле приобретают преимущественную ориентацию вдоль поля (рис. 14а).

Значительными дипольными моментами вследствие диссоциации ионных групп, а также вследствие адсорбции ионов обладают молекулы белков и других высокомолекулярных соединений. Поэтому в растворах этих веществ дипольная поляризация, обусловленная вращением их полярных молекул, имеет большое значение. Время релаксации дипольной поляризации изменяется в пределах от 10^{-13} - 10^{-7} с.

Макроструктурная поляризация возникает под действием электрического поля вследствие неоднородности электрических свойств вещества. Для ее возникновения необходимо наличие слоев с различной электропроводностью. Под действием поля свободные ионы и электроны, содержащиеся в проводящих субстанциях, перемещаются в пределах каждого включения до границы проводящего слоя. Дальнейшее перемещение свободных зарядов невозможно вследствие низкой проводимости соседних слоев (рис. 14б). В результате этого процесса проводящее включение приобретает дипольный момент и ведет себя подобно гигантской полярной молекуле. Этот вид поляризации играет основную роль в биологических объектах, являющихся гетерогенными структурами. Гетерогенность тканей в большой степени обусловлена наличием мембран. К ним относятся клеточные мембраны и мембраны, окружающие клеточные органоиды и образующие эндоплазматическую сеть.

Цитоплазма клеток обладает малым активным сопротивлением из-за наличия в ней большого количества свободных ионов, в то время как у мембран вследствие их малой проницаемости для ионов, оно очень высокое (примерно 1000 Ом на каждый см^2 площади поверхности мембраны).

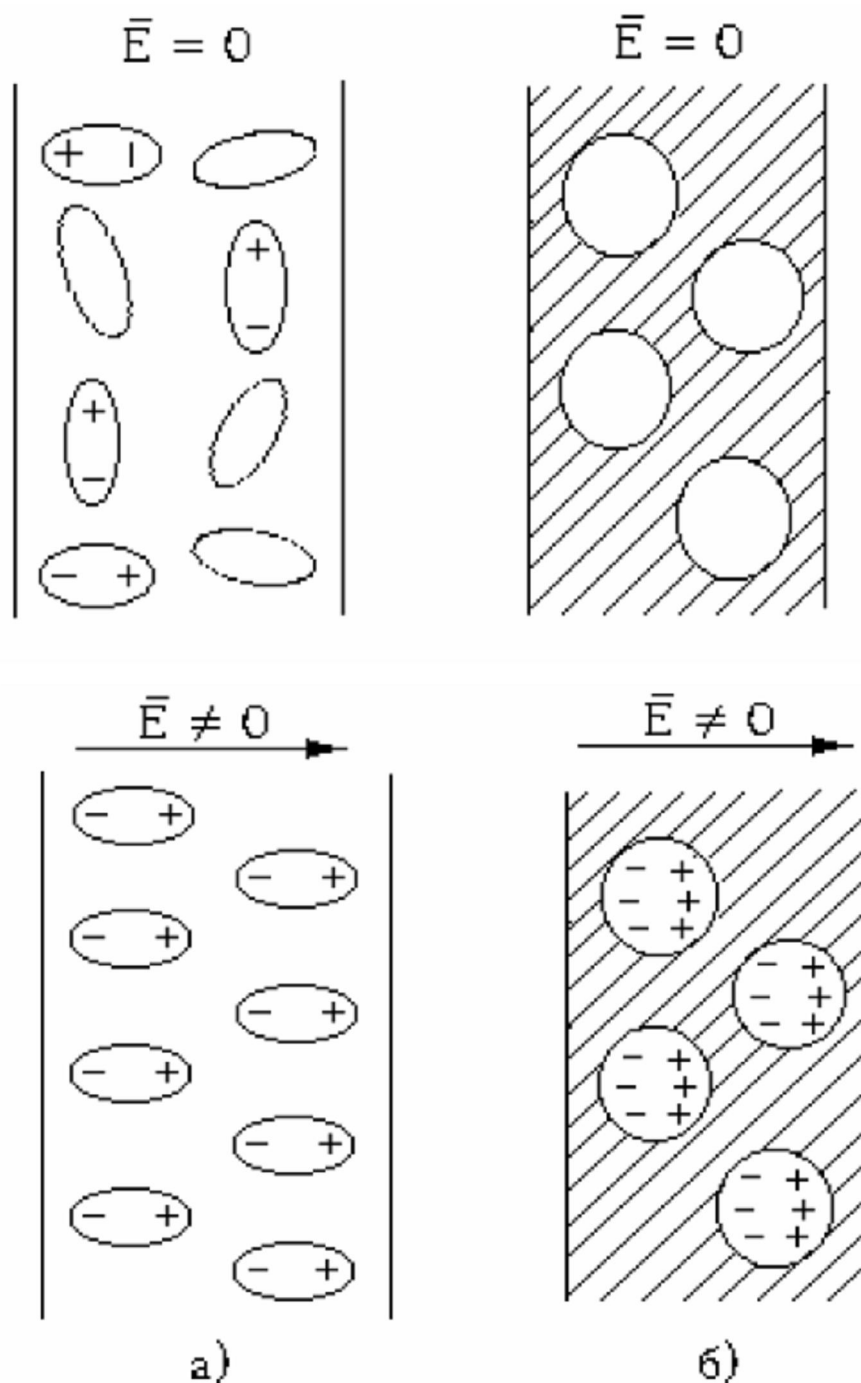


Рис. 14 . Схема возникновения дипольной (а) и макроструктурной (б) поляризации вещества при наложении электрического поля $\bar{E}$.

Поверхностная поляризация происходит на поверхностях, имеющих двойной электрический слой. При наложении внешнего электрического поля происходит перераспределение ионов диффузной части двойного электрического слоя: частицы дисперсной фазы смещаются в одну сторону, а ионы диффузного слоя - в другую. В результате частицы дисперсной фазы с противоионами диффузного слоя превращаются в наведенные диполи. Время релаксации поверхностной поляризации лежит в пределах от 10^{-3} до 1 с.

Электролитическая поляризация возникает между электродами, опущенными в раствор электролита, при протекании через них электрического тока. При наложении разности потенциалов на электроды произойдет перераспределение потенциалов, определяющих ионов в диффузной части двойного электрического слоя. В области катода увеличится концентрация катионов, а в области анода - уменьшится. Следовательно, и в данном случае появление поляризации обусловлено смещением зарядов, которое проявляется в изменении концентрации ионов в приэлектродной области. Время релаксации электролитической поляризации имеет порядок $10^{-4} - 10^{-2}$ с.

Все описанные виды поляризации в той или иной степени присущи биологическим объектам.

Эквивалентные схемы биологических объектов.

При наложении внешней разности потенциалов в тканях возникает противоположно направленное электрическое поле, которое значительно уменьшает приложенное внешнее поле и обуславливает высокое удельное сопротивление постоянному току (порядка $10^6 - 10^7$ Ом·см). При этом сначала возникают те виды поляризации, которые имеют меньше время релаксации. Более полную информацию о биологическом объекте можно получить при измерении его электропроводности на переменном токе. Так как биологические системы способны накапливать электрические заряды при прохождении через них тока, то их электрические свойства недостаточно описывать только с помощью активного сопротивления R . Необходимо также учитывать наличие у тканей и реактивного, емкостного сопротивления R_x , определяемого соотношением:

$$R_x = \frac{1}{\omega C} \quad (2.1)$$

где ω – циклическая частота, $\omega = 2\pi\nu$,

ν – линейная частота, $\nu = \frac{1}{T}$ [Гц], T – период колебаний, сек.

C – емкость, Фарад.

Суммарное сопротивление биологического объекта называется **импедансом биологического объекта**. Для последовательно соединенных R и C импеданс определяется по формуле:

$$Z = R - i \frac{1}{\omega C} \quad (2.2)$$

Модуль импеданса соответственно:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2} \quad (2.3)$$

Известно, что активное омическое сопротивление R биологической ткани практически не зависит от частоты тока, а ёмкостное — значительно уменьшается по мере увеличения частоты, что приводит к увеличению проводимости всей ёмкостно-омической системы.

Импеданс тканей организма зависит от их кровенаполнения. На этом основан метод исследования функции кровообращения, называемый *реографией*. При этом в течение цикла сердечной деятельности регистрируются изменения импеданса определённого участка тканей, на границе которого накладываются электроды.

Из (2.3) следует, что импеданс изменяется с изменением частоты тока, на котором проводится измерение: при увеличении частоты реактивная составляющая импеданса уменьшается. Зависимость импеданса от частоты тока называется *дисперсией импеданса*.

Изменение импеданса с частотой обусловлено также зависимостью поляризации от периода T переменного тока. Если время, в течение которого электрическое поле направлено в одну сторону ($T/2$), больше времени релаксации τ какого-либо вида поляризации, то поляризация достигает своего наибольшего значения, и до тех пор, пока $T/2 > \tau$, эффективная диэлектрическая проницаемость и проводимость объекта не будут изменяться с частотой. Если же при увеличении частоты полупериод $T/2$ переменного тока становится меньше времени релаксации, то поляризация не успевает достигнуть своего максимального значения. После этого диэлектрическая проницаемость начинает уменьшаться с частотой, а проводимость — возрастать. При значительном увеличении частоты данный вид поляризации практически будет отсутствовать, а диэлектрическая проницаемость и проводимость будут определяться другими видами поляризации с меньшим временем релаксации. На рисунке 16а приведена зависимость импеданса живой ткани от частоты, из которой видно, что импеданс уменьшается с увеличением частоты переменного тока.

На рисунке 15 представлена более детальная эквивалентная схема биологического объекта. Поляризационные явления на границе раздела — мембране обуславливают возникновение поляризационного сопротивления R_p и ёмкости C_p .

R_p и C_p зависят от проницаемости и статической ёмкости мембраны. Последовательно с R_p и C_p включено сопротивление R_i — сопротивление собственно цитоплазмы. При условии, что основная

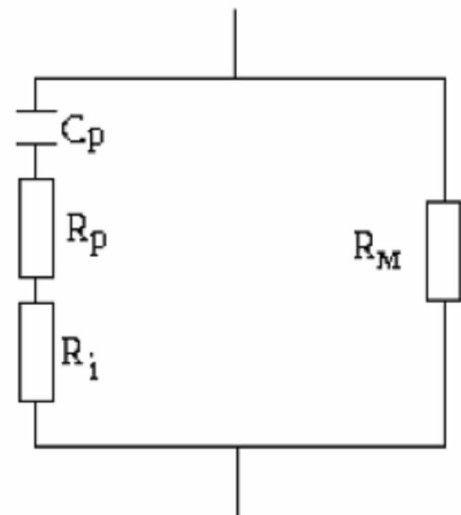


Рис. 15. Эквивалентная электрическая схема биологического объекта: C_p — поляризационная ёмкость, R_p — поляризационное сопротивление, R_i — сопротивление цитоплазмы, R_m — сопротивление межклеточной жидкости

часть ионов клетки находится в свободном состоянии, можно считать R_i сопротивлением электролитов. Емкость, поляризационное сопротивление и сопротивление цитоплазмы включены параллельно с сопротивлением межклеточной жидкости R_m . Данная схема довольно хорошо описывает электрические свойства биологических объектов.

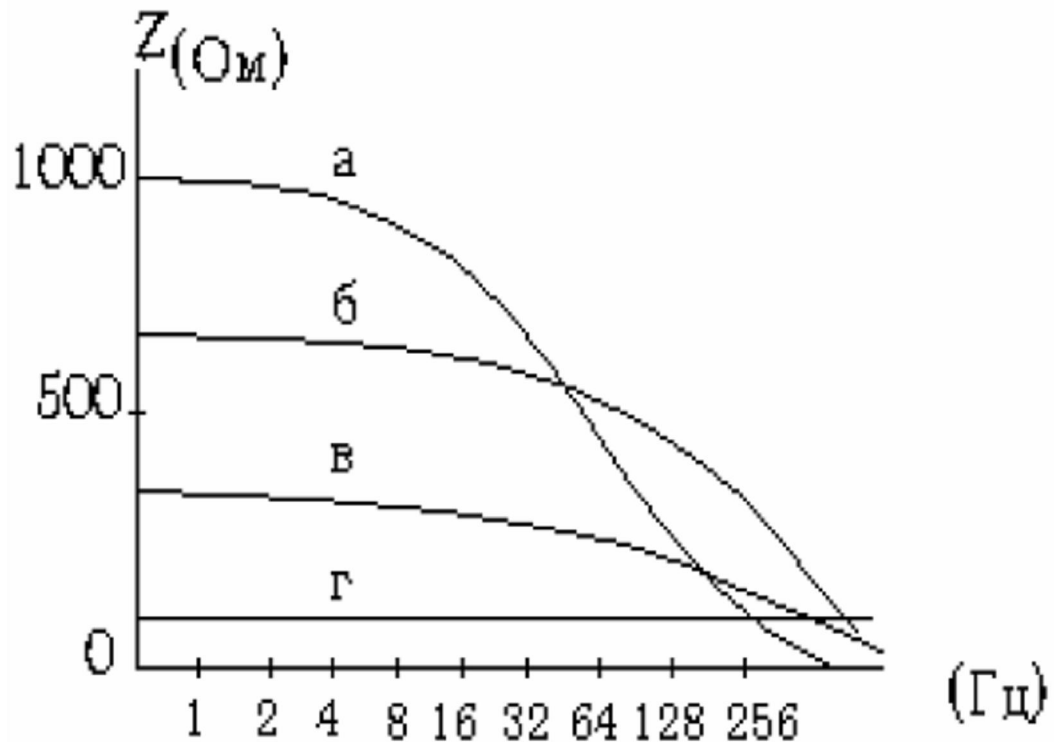


Рис. 16 Зависимость сопротивления Z растительной ткани от частоты тока в норме и при отмирании: а) живая ткань, б) на нагревание при 50°C в течение 2 мин; в) то же в течение 4 мин; г) кипячение в течение 20 мин.

Применение метода измерения импеданса в медицине и биологии.

В настоящее время метод измерения импеданса довольно широко применяется в медицине и биологии. Достоинство данного метода заключается в том, что используемые напряжения (менее 50 мВ) не вносят существенных изменений в физико-химические процессы, протекающие в биологических объектах, и, тем более, не повреждают их. Метод нашел широкое применение при изучении процессов, протекающих в живых тканях при изменении их физиологического состояния, при патологических состояниях, при действии повреждающих факторов: температуры, излучения, ультразвука и т.д.

При патологических процессах в тканях происходит изменение их электрических свойств: увеличивается проницаемость мембран и, как следствие,

увеличиваются ионные потоки и, следовательно, ослабляется эффект поляризации границ раздела. Это приводит к падению сопротивления и емкости на низких частотах. На высоких частотах поляризация границ раздела практически отсутствует, поэтому высокочастотное сопротивление существенным образом не меняется. Таким образом, при действии повреждающих факторов и при отмирании ткани дисперсия ее электрических параметров снижается (рис. 2 б, в). При полной гибели ткани дисперсия отсутствует (рис. 2 г). Изучение зависимости $Z(\nu)$ используется для оценки и прогнозирования жизнеспособности ткани.

Метод электропроводности применяется и для оценки кровенаполнения органов. При увеличении наполнения органа кровью во время систолы сердца его сопротивление уменьшается, так как кровь обладает меньшим удельным сопротивлением, чем клетки. При диастоле сердца сопротивление органа увеличивается. **Диагностический метод регистрации изменений сопротивления органов, обусловленный изменением кровенаполнения, называется реографией.** С помощью этого метода получают реограммы головного мозга (реоэнцефалография), сердца (реокардиография), магистральных сосудов, легких, печени и конечностей.

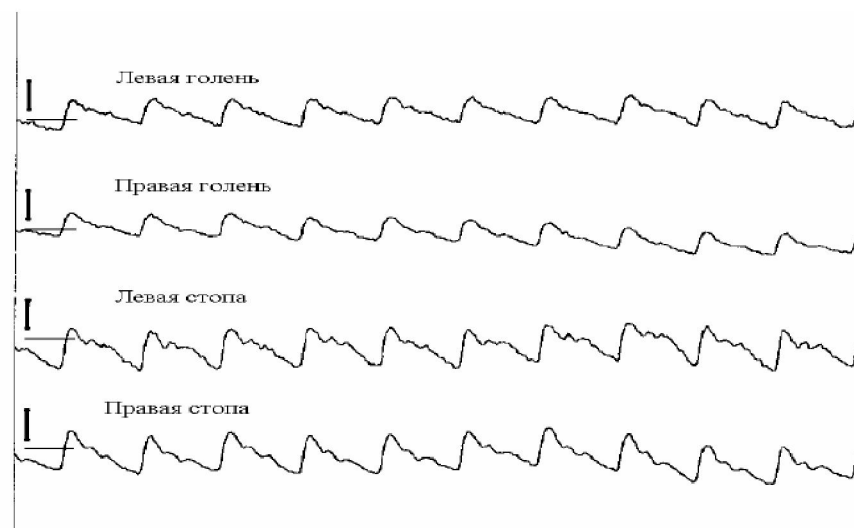


Рис. 17 Реограммы голеней и стоп здорового пациента (нативные кривые).

На рис. 17 представлены реограммы нижних конечностей здорового человека. При наполнении сосудов кровью величина электропроводности тканей изменяется, а вместе с ней изменяется и величина импеданса. По скорости изменения полного сопротивления можно судить о быстроте притока крови при систоле и оттока крови во время диастолы.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

Аппаратная часть. Приборы и оборудование.

Лабораторная работа выполняется на комбинированном лабораторном приборе ФМБ-8.

Эксперимент состоит из двух частей. При помощи многофункциональных кнопок «РЕЖИМ РАБОТЫ», расположенных на передней панели лабораторного модуля имеется возможность выбрать необходимый опыт:

1. Изучение импеданса электрической цепи переменного тока «IMPED RLC»
2. Измерение импеданса биологического объекта «IMPED BIOLOGY»

Выбор эксперимента осуществляется с помощью многофункциональной кнопки «ВЫБОР ОПЫТА», символ * на дисплее указывает на текущее положение переключателя. Для начала эксперимента следует нажать кнопку «ENTER».

Кнопки «ВЫБОР ОПЫТА» «ENTER» выполняют также функцию переключения частоты генератора в первом эксперименте («IMPED RLC») и выбора состояния модели биологического объекта (в норме и при отмирании клеток в процессе кипячения) во втором эксперименте («IMPED BIOLOGY»).

Для возвращения к меню выбора эксперимента служит кнопка «ESC». Для надежного срабатывания, кнопки необходимо удерживать нажатыми в течение 2 – 3 секунд.

Учебная установка конструктивно представляет собой единый БЛОК УПРАВЛЕНИЯ, осуществляющий измерение и контроль параметров эксперимента. **В качестве объекта исследования (биологического объекта во втором эксперименте) применяется электрическая модель, полностью повторяющая все законы, применимые к реальным биологическим объектам.** Все элементы лабораторного модуля выполнены в виде единого блока и в процессе эксплуатации не требуют вмешательства пользователя.

В первой части работы измеряются зависимости параметров электрической цепи переменного тока от установленной частоты генератора, по измеренным значениям падений напряжения на различных элементах схемы определяются значения емкости, индуктивности и импеданса электрической цепи переменного тока с последовательно соединенными элементами.

Принципиальная электрическая схема учебной установки (упрощенная) для первого опыта приведена на рис. 18.

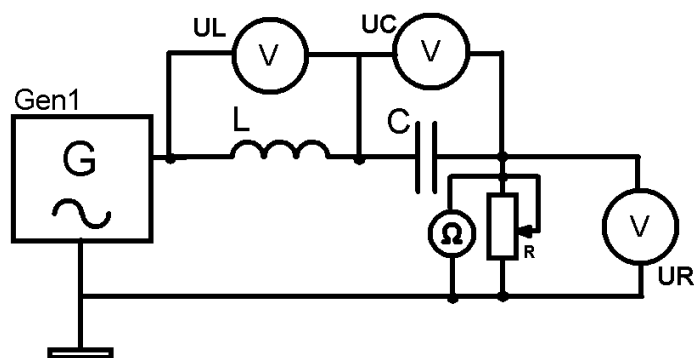


Рис.18. Принципиальная электрическая блок-схема учебной лабораторной установки ФМБ-8 (первый эксперимент).

В первом эксперименте (Изучение импеданса электрической цепи переменного тока «IMPED RLC») ручка R – регулировка активного сопротивления цепи, емкость цепи и индуктивность для данного эксперимента установлены постоянными $C=10$ нФ; $L=0,47$ Гн), кнопки «ЧАСТОТА» используются для ступенчатой регулировки частоты от 1 кГц до 10 кГц с шагом 1 кГц. Текущее значение частоты генератора индицируется на цифровом LCD ЖКД индикаторе.

Гармоническая ЭДС создается с помощью кварцованного цифрового генератора G рис. 18. Для измерений действующих значений напряжения на емкости, катушки самоиндукции и резисторе применяются чувствительные высокочастотные цифровые вольтметры. Переменный резистор R служит для плавной установки активного сопротивления цепи, значение сопротивления резистора измеряется цифровым Омметром и выводится на экран. Для переключения между режимами измерения служат кнопки «ГЕНЕРАТОР/R, f / U» и «UR, UL / UR, UC» (1 режим - основной: Омметр R, частота f; 2 режим: вольтметр UR, UC; 3 режим вольтметр UR, UL). Для смены частоты генератора необходимо перейти в основной режим измерения R, f. Учебный модуль снабжен микропроцессорной системой контроля и управления.

Во второй части работы проводится измерение зависимости полного сопротивления (импеданса) биологического объекта от частоты тока воздействия на образец. Гармоническая ЭДС для второй части опыта создается тем же цифровым кварцованным генератором, но с плавной регулировкой частоты от 1 кГц до 10 кГц, осуществляемой ручкой «ЧАСТОТА». Измерения допускается проводить при различном состоянии образца (в норме «NORMAL», после кипячения в течение двух минут «BIOL 2» и после кипячения в течение 5 минут «BIOL 5»). Состояние образца выбирается многофункциональными кнопками «ВЫБОР ОПЫТА/ЧАСТОТА/СОСТОЯНИЕ ОБРАЗЦА». На рисунке 19 представлена принципиальная блок-схема для изучения частотной зависимости импеданса биологического объекта, а на рис. 20 зависимость импеданса биологического объекта от частоты тока воз-



Рис. 19. Принципиальная блок-схема опыта для измерения импеданса биологического объекта.

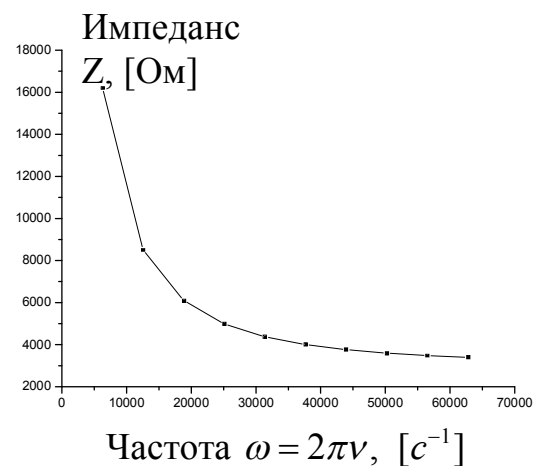


Рис.20. Частотная зависимость сопротивления объекта исследования, полученная на лабораторной установке ФМБ-8.

действия, получаемая на учебной лабораторной установке ФМБ-8. Для возвращения к меню выбора эксперимента служит кнопка «ESC».

Порядок выполнения ПРОВЕДЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТА.

1. Перед началом работы ознакомится с принципиальными схемами установки, разобраться в назначении ручек и кнопок учебного модуля. Проверить целостность сетевого провода.
2. Включить установку в сеть ~ 220 В. Поставить переключатель «СЕТЬ» в положение «ВКЛ» при этом должен загореться сигнальный индикатор «сеть».
3. **Многофункциональная кнопка «ГЕНЕРАТОР/R,f /U» перед началом эксперимента должна быть отжата, генератор выключен.**
4. Пользуясь интерактивным меню, отображаемом на дисплее прибора, выбрать необходимый эксперимент (**обычно первый опыт — Изучение импеданса электрической цепи переменного тока «IMPED RLC»**).
5. Для перемещения по пунктам меню служит кнопка «ВЫБОР ОПЫТА». Текущее положение отображается на дисплее символом «*». Для начала эксперимента нажать кнопку «ENTER».
6. Установить одну из частот генератора с помощью кнопок «ЧАСТОТА». **Для надежного срабатывания кнопок их необходимо удерживать нажатыми в течение не менее 2-х секунд.**
7. Установить переменный резистор «R» (активное сопротивление) в среднее положение. Занести значение R и частоты ν в табл. 1.
8. Нажатием кнопки «ГЕНЕРАТОР/R,f/U» включить вольтметры, измеряющие падения напряжений на катушке индуктивности и резисторе R. Ручку R при этом не трогать (в любом режиме работы, вращение ручки R приводит к изменению активного сопротивления) Занести измеренные данные в таблицу 1.
9. Переключить установку кнопкой «UR, UL / UR, UC» для точного измерения падения напряжения на конденсаторе (падение напряжение на резисторе, естественно не изменяется). Занести измеренные значения в табл.1
10. Рассчитать по формулам (32) действующее значение электрического тока в цепи, значения индуктивного и емкостного сопротивления, а также значения емкости конденсатора и индуктивности катушки самоиндукции. Следует помнить, что вольтметры измеряют действующие значения напряжения, в формулы же (32) входят амплитудные значения. Однако, согласно (7), действующие и амплитудные значения различаются только постоянным множителем и (32) можно также использовать для действующих значений без изменений (подставляя показания вольтметров, получаем не I_m а $I_{дейст}$). При расчетах считать все элементы цепи идеальными.
11. Отжать кнопку «ГЕНЕРАТОР/R,f/U» и установить другое значение активного сопротивления R, не изменяя частоты генератора. Записать R в таблицу 1.

12. Повторить действия пп. 8 - 11. Все рассчитанные и измеренные данные занести в таблицу.
13. Устанавливая кнопками «ЧАСТОТА», другие значения частоты генератора, провести аналогичные измерения для еще каких-либо двух-трех частот и двух-трех значений активной нагрузки R.
14. Рассчитать средние значения индуктивности $\langle L \rangle$ и емкости $\langle C \rangle$.
15. По формулам $Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2}$ рассчитать импеданс электрической цепи для частот ω и активных сопротивлений R, при которых вы проводили измерения. Все вычисления производите в СИ. Данные занести в табл. 1
16. Сравните рассчитанные вами значения емкости C и индуктивности L с реальными значениями этих параметров для данной установки:

C=10 нФ; L=0,47 Гн

Таблица 1

	R, Ом	U _R , В	U _C , В	U _L , В	C, нФ	L, Гн	Z, Ом
$\nu = \dots$ Гц $\omega = 2\pi\nu = \dots$							
$\nu = \dots$ Гц $\omega = 2\pi\nu = \dots$							

$\langle L \rangle = \dots$ Гн, $\langle C \rangle = \dots$ нФ

17. Проверить справедливость закона Ома для цепи переменного тока. Рассчитать для нескольких частот ω и значений импеданса Z действующее значение ЭДС $\mathcal{E}_{\text{действ.}} = I_{\text{действ.}} \cdot Z$ с выхода генератора G и сравнить его с реальным значением для данной установки $\mathcal{E}_{\text{действ.}} \approx 5$ Вольт.
18. По окончании эксперимента нажать кнопку «ESC» и перейти в главное меню выбора опыта.

Второй эксперимент. Определение зависимости импеданса биологического объекта от частоты переменного тока и его активного сопротивления R_T

19. При помощи кнопки «ВЫБОР ОПЫТА» выбрать второй эксперимент «Измерение импеданса биологического объекта» «IMPED BIOLOGY» и войти в режим измерения, нажав кнопку «ENTER».
20. Установить частоту встроенного звукового генератора установки равной 1 кГц с помощью ручки «ЧАСТОТА».
21. Записать измеренное значение полного сопротивления образца Z , Ом и частоту тока воздействия F , кГц в таблицу 2.
22. Установив ручкой «ЧАСТОТА» другие частоты звукового генератора, снять зависимость полного электрического сопротивления образца в норме (режим NORMAL) от частоты $Z=Z(f)$. Все измеренные данные занести в таблицу 2.

Таблица 2

Частота тока воздействия, F , кГц				
Полное сопротивление объекта исследования, Z , Ом				

23. Постройте по полученным данным график зависимости импеданса биологического образца от частоты тока воздействия $Z=Z(\nu)$ на миллиметровке. График должен иметь вид, аналогичный рисунку 30.
24. По полученному графику оценить активное сопротивление ткани R_T , как величину сопротивления, не меняющуюся с изменением частоты.

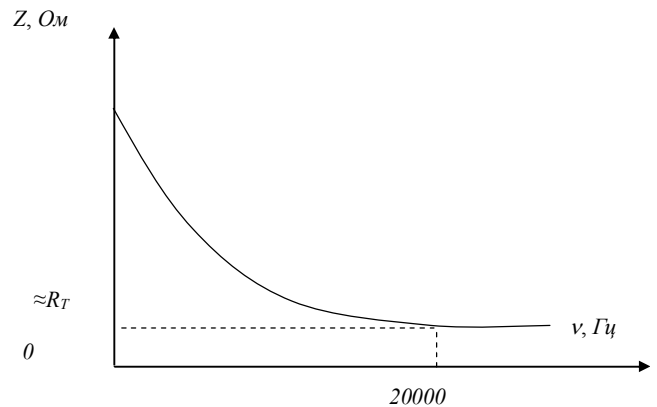


Рис. 30. Зависимость импеданса биологической ткани от частоты $Z=f(\nu)$

Импеданс ткани $Z \sim \sqrt{R_T^2 + \left(\frac{I}{\omega C}\right)^2}$, где R_T – активное сопротивление ткани ($R_T = \text{const}$ на всех частотах в данных условиях), $\omega = 2\pi\nu$. Например, по графику рис. 30 можно установить, что при частоте

$$\nu = 20000 \text{ Гц} \quad \text{величина} \left(\frac{I}{2\pi\nu c} \right)^2 \ll R_T^2, \text{ поэтому } Z_{\nu=20000 \text{ Гц}} \approx R_T.$$

Таким образом, за активное сопротивление биологической ткани R_T в данном случае приблизительно принимаем значение импеданса Z при частоте $\nu = 20000 \text{ Гц}$

25. С помощью многофункциональных кнопок «ВЫБОР ОПЫТА/ЧАСТОТА/СОСТОЯНИЕ ОБРАЗЦА» выбрать состояние образца после кипячения в течение 2 минут (BIOL 2), а затем 5 минут (BIOL 5) при отмирание биологического объекта и повторить пп. 21 – 25.
26. Сравнить полученные вами зависимости с теоретическими графиками рис. 16 и сделать выводы.
27. По окончании работы выключить установку, поставив переключатель «СЕТЬ» в положение «выкл», при этом должен погаснуть сигнальный светодиод «сеть» и вынуть сетевую вилку из розетки.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что называется переменным электрическим током?
2. Перечислите основные характеристики переменного тока.
3. Что называется действующим значением напряжения, тока, ЭДС? Каковы эти значения при синусоидальном токе? Выведите формулу (7) для действующих значений.
4. Перечислите основные методы вычислений для цепей переменного тока.
5. Из рисунка 4 выведите формулу (14) для сложения гармонических колебаний. Объясните построение векторной диаграммы.
6. Чему равен сдвиг фаз между током и напряжением в цепочках R, L и R, C? Построить векторные диаграммы.
7. Чему равны индуктивное и емкостное сопротивления? Как они изменяются с частотой?
8. Рассмотрите цепь на рис. 10 и выведите закон Ома для нее.
9. Что называется импедансом электрической цепи? Что произойдет, если при некоторой частоте генератора ω_0 в электрической цепи рис. 10 значения индуктивного и емкостного сопротивлений сравняются по величине? Изобразите этот случай на векторной диаграмме.
10. Дайте определение диполя, дипольного момента, плеча диполя. Как они направлены в электрическом поле? Вне его?
11. Перечислите виды поляризации и дайте их краткую характеристику.
12. Чем обусловлены емкостные свойства живой ткани?
13. Каковы особенности электропроводности биологических объектов?
14. Чем обусловлены емкостные свойства биологических тканей?
15. Что такое дисперсия импеданса?
16. Расскажите о применении метода измерения электропроводности в медицине и биологии.

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Практикум по физике. Электричество и магнетизм: уч. пособ. для вузов / под ред. Ф. А. Николаева – М.: Высш. шк., 1991. – 151 с.
2. Савельев И. В. Курс общей физики. Т. 2 / И. В. Савельев – М.: Наука, 1988. – 496 с.
3. Детлаф А. А. Курс физики / А. А. Детлаф, Б. М. Яворский – М.: Высш. шк., 1989. – 608 с.
4. Бордовский Г.А. Общая физика: курс лекций с компьютерной поддержкой. Т. 1. / Г.А. Бордовский, Э. В. Бурсиан – М.: Изд-во Владос-Пресс, 2001. – 240 с.
5. Кошкин Н. И. Справочник по элементарной физике / Н. И. Кошкин, М. Г. Ширкевич – М.: Наука, 1988. – 284 с.
6. Калашников С.Г. Электричество. - М.: Физматгиз. 1985-1986
7. Губанов Н.И., Утенбергер А.А. Медицинская биофизика. М.: Медицина, 1978. С. 211-230.
8. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. М.: Высшая школа, 1987. Т. 2. С. 330 - 331.
9. Ливенцев Н.М. Курс физики. М.: Высшая школа, 1978. Т.2. С. 146 - 150.

ДЛЯ СВОБОДНОГО РАСПРОСТРАНЕНИЯ
НПО Учебной Техники «ТулаНаучПрибор», Россия, г. Тула