

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ  
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
КАФЕДРА МЕДИЦИНСКОЙ И БИОЛОГИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ

Г. К. Ильич, В. Г. Лещенко

# ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ И МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Учебно-методическое пособие



Минск 2007

УДК 612.014.423/.426 (075.8)  
ББК 28.707.1 я 73  
И 46

Утверждено Научно-методическим советом университета в качестве  
учебно-методического пособия 29.11.2006 г., протокол № 3

Р е ц е н з е н т ы: зав. каф. гистологии, цитологии и эмбриологии Белорусского  
государственного медицинского университета, проф. Б. А. Слука; ст. науч. сотр. Бело-  
русского национального технического университета, доц. Г. И. Олефир

**Ильич, Г. К.**

И 46 Электрические и магнитные свойства биологических тканей : учеб.-метод. по-  
собие / Г. К. Ильич, В. Г. Лещенко. – Минск: БГМУ. 2007. – 23 с.

ISBN 978–985–462–679–6.

Рассматриваются электрические свойства биотканей и тканевых электролитов, оценивается их сопротивление постоянному и переменному токам. Обсуждается эквивалентная электрическая схема живой ткани и приводится формула для расчета ее импеданса. Подробно рассматривается формирование реограммы, ее связь с кровенаполнением биотканей. Кратко рассмотрены основные магнитные свойства биотканей.

Предназначено для студентов всех факультетов.

УДК 612.014.423/.426 (075.8)  
ББК 28.707.1 я 73

ISBN 978–985–462–679–6

© Оформление. Белорусский государственный  
медицинский университет, 2007

# 1. Электропроводимость биологических тканей и жидкостей для постоянного тока

## 1.1. ТОК В ЭЛЕКТРОЛИТАХ

В состав практически любого биологического объекта входят элементы, обладающие свойствами электролитов (тканевая жидкость, цитоплазма клеток и т. д.). Поэтому перед рассмотрением особенностей прохождения тока через биологические ткани, напомним некоторые общие законы прохождения тока через растворы электролитов.

Для возникновения постоянного тока в некоторой среде необходимо осуществление 2 условий:

- 1) наличие свободных электрических зарядов в этой среде;
- 2) наличие напряженности  $E$  электрического поля, вызывающей направленное движение этих зарядов. В растворах электролитов свободные электрические заряды (положительные и отрицательные ионы) возникают в результате электролитической диссоциации, а под действием приложенной внешней разности потенциалов происходит движение ионов через раствор — идет электрический ток. Полная сила тока  $I$  через электролит определяется движением как положительных (составляющая  $I_+$ ), так и отрицательных ( $I_-$ ) ионов:  $I = I_+ + I_-$ .

Основной закон прохождения тока по однородным проводникам — закон Ома, согласно которому сила тока  $I$  пропорциональна напряжению  $U$  на проводнике:

$$I = \frac{U}{R}. \quad (1.1)$$

Сопротивление  $R$  однородного проводника, как известно, зависит от его длины  $l$ , площади его поперечного сечения  $S$  и удельного сопротивления проводника  $\rho$ :

$$R = \frac{\rho l}{S}. \quad (1.2)$$

Для описания прохождения токов через сложные неоднородные среды используют закон Ома в дифференциальной форме. Для получения соответствующего выражения преобразуем формулу (1.1), используя (1.2). Получаем  $I = \frac{US}{\rho l}$ . Учитывая, что  $\frac{I}{S} = j$ , где  $j$  — плотность тока, а для одно-

родного электрического поля напряженность  $E = \frac{U}{l}$ , то  $j = \frac{E}{\rho}$ . Обозначив

$\gamma = \frac{1}{\rho}$ , окончательно преобразуем Закон Ома в дифференциальную и векторную форму:

$$\vec{j} = \gamma \vec{E}. \quad (1.3)$$

Удельная электропроводимость электролитов  $\gamma$  ( $\text{Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$ ) — величина обратная удельному сопротивлению  $\rho$ . Напомним, что единица измере-

ния электропроводимости ( $\text{Ом}^{-1}$ ) имеет название «сименс» ( $\text{См}$ ):  $1 \text{ См} = 1 \text{ Ом}^{-1}$ .

Установим зависимость удельной электропроводности  $\gamma$  электролита от его свойств. Скорость  $v$  упорядоченного движения ионов электролита пропорциональна напряженности электрического поля, вызывающего это движение:  $v = bE$ .

Коэффициент пропорциональности  $b$  зависит от массы иона, его заряда, формы и называется подвижностью ионов, для положительных ионов —  $b_+$ , для отрицательных —  $b_-$ . Подвижность ионов численно равна отношению скоростей  $v_+$  и  $v_-$  установившегося движения ионов к величине напряженности  $E$  поля, которое вызвало это движение:  $b_+ = \frac{v_+}{E}$ ,  $b_- = \frac{v_-}{E}$ .

Выделим некоторый объем электролита, по которому протекает постоянный электрический ток. Пусть полярность напряжения такова, что положительные ионы движутся через этот объем слева направо, а отрицательные — справа налево (рис. 1).

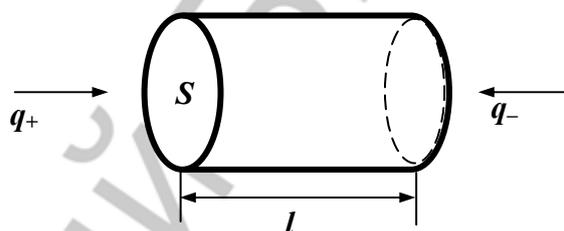


Рис. 1. Выделенный объем электролита

Тогда суммарный заряд  $Q$  ионов, переносимый за время  $t$  через плоскую поверхность площадью  $S$ , будет определяться формулой:

$$Q = Q_+ + Q_- = q_+ n_+ S l_+ + q_- n_- S l_-, \quad (1.4)$$

где  $q_+$  и  $q_-$  — заряды положительных и отрицательных ионов;  $l_+$  и  $l_-$  — расстояние, которое пройдут заряды за время  $t$ ;  $n_+$  и  $n_-$  — концентрации ионов.

Учитывая, что  $l_+ = v_+ t = b_+ Et$  и  $l_- = v_- t = b_- Et$ , получим:

$$Q = (q_+ n_+ b_+ + q_- n_- b_-) StE. \quad (1.5)$$

Разделив правую и левую части формулы (1.5) на площадь  $S$  и время  $t$ , получим выражение для плотности тока  $j = \frac{Q}{St} = \frac{I}{S}$  через электролит:

$$j = (q_+ n_+ b_+ + q_- n_- b_-) E. \quad (1.6)$$

Сравнивая Закон Ома в дифференциальной форме (1.2) и формулу (1.6), получим выражение для удельной электропроводимости электролита:

$$\gamma = (q_+ n_+ b_+ + q_- n_- b_-). \quad (1.7)$$

Если считать, что величина заряда, концентрация положительного и отрицательного ионов одинакова:  $|q_+| = |q_-| = q$  и  $n_+ = n_- = an$ , где  $\alpha$  — коэффициент диссоциации, а  $n$  — концентрация молекул растворенного вещества, то выражение для удельной электропроводимости электролита (1.7) при этом условии принимает более простой вид:

$$\gamma = \alpha q n (b_+ + b_-). \quad (1.8)$$

## 1.2. ОСОБЕННОСТИ ЭЛЕКТРОПРОВОДИМОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Поскольку электролиты входят в структуру живых тканей, то при прохождении тока через ткань проявляются общие законы прохождения тока через электролиты. Однако, биологические ткани содержат элементы, обладающие выраженными свойствами диэлектриков — клеточные мембраны, которые играют большую роль в формировании механизмов прохождения тока через живую ткань. Если в электролитах под действием приложенной разности потенциалов возникает направленное движение ионов — электрический ток, то в диэлектриках в этом случае возникают **явления поляризации** — процессы перемещения связанных электрических зарядов с образованием собственного электрического поля, напряженность которого направлена против внешнего поля. Виды поляризации могут быть различными. *Дипольная (ориентационная) поляризация* состоит в том, что под действием внешнего поля отдельные полярные молекулы веществ ориентируются в соответствии с направлением этого поля. В растворах веществ, молекулы которых обладают большим дипольным моментом, дипольная поляризация вызывает внутри диэлектрика значительное уменьшение напряженности внешнего электрического поля. Так, для воды диэлектрическая проницаемость  $\epsilon = 81$ .

Для биологических объектов весьма существенна *макроструктурная поляризация*, обусловленная тем, что электролиты, содержащиеся в структурных элементах клетки, окружены мембранами. Электрическое поле вызывает перемещение ионов электролита внутри отдельного проводящего слоя, а прохождение ионов через окружающую мембрану затруднено из-за ее низкой проводимости. Таким образом, в структуре ткани возникают образования с установившимся разделением электрических зарядов, которые обладают гигантским (по сравнению с отдельными молекулами) дипольным моментом. Суммарное электрическое поле этих образований направлено против внешнего поля, чем и объясняется высокое значение диэлектрической проницаемости тканей, измеренное в постоянном электрическом поле.

Упрощенно механизм прохождения постоянного тока через ткань иллюстрируется рисунком 2. Основной тканевый ток определяется движением ионов в тканевой жидкости под действием приложенной разности потенциалов. Внутри клеточных структур происходит разделение зарядов и возникает разность потенциалов противоположного направления (электродвижущая сила поляризации), обуславливающая внутритканевый поляризационный ток. Это приводит к снижению электропроводимости тканей в целом по сравнению с тканевыми электролитами. Следует подчеркнуть, что макроструктурная поляризация, сильно влияющая на электропроводимость тканей, происходит не только на цитоплазматической мембране (как

упрощенно представлено на рисунке 2), но и проявляется на отдельных клеточных структурах, имеющих собственные мембраны.

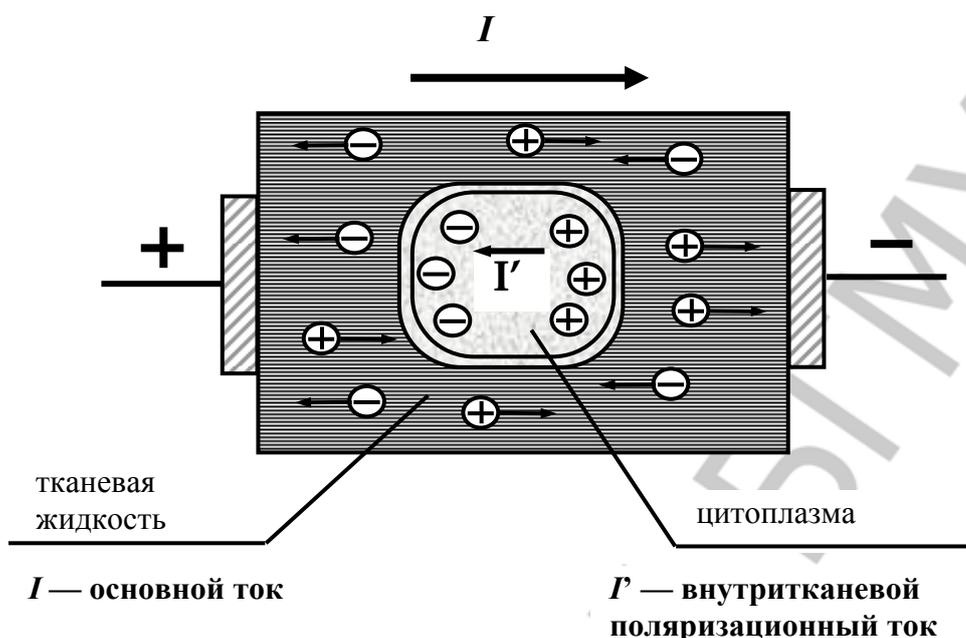


Рис. 2. Движение ионов в тканевой жидкости и цитоплазме

Электрические свойства тканей и органов сильно различаются. Значение удельного сопротивления  $\rho$  и удельной электропроводимости  $\gamma$  для некоторых тканей и жидкостей приведены в таблице 1.

Таблица 1

Удельное сопротивление ( $\rho$ ) и удельная электропроводимость ( $\gamma$ ) некоторых биологических жидкостей и тканей

Ткань, электролит	$\rho$ , Ом·м	$\gamma$ , См/м
Спинномозговая жидкость	0,55	1,8
Кровь	1,66	0,6
Мышечная ткань	2	0,5
Ткань мозговая и нервная	14,3	0,07
Ткань жировая	33,3	0,03
Кожа (сухая)	10	$10^{-5}$
Кость без надкостницы	$10^7$	$10^{-7}$

Хорошей электропроводимостью обладают жидкие среды организма — спинномозговая жидкость, кровь, лимфа. Большое сопротивление имеют эпидермис кожи, соединительная ткань (связки, сухожилия) и, особенно, кость без надкостницы. Однако, способность отдельных участков организма проводить электрический ток определяется не только значениями электропроводимости тканей, но и их топографией и функциональным состоянием. Мягкие ткани внутренних органов человека обладают сравнительно небольшим сопротивлением — десятки и сотни Ом (в расчетах по обеспечению электробезопасности сопротивление тела человека без кожных по-

кровов принимается равным 1000 Ом). Реально, из-за наличия кожных покровов удельное сопротивление, измеряемое на поверхности тела, значительно больше и сильно зависит от выбора отдельных участков тела.

Важнейшим фактором, определяющим электрическое сопротивление кожи, является толщина рогового слоя эпидермиса и его состояние. Если неороговевающие слои эпидермиса содержат до 70 % воды, то роговой слой — лишь 10 %, что обуславливает его высокое сопротивление. Однако, при выделении пота и при наложении влажных электродных прокладок роговой слой может впитывать воду, что снижает его сопротивление. Основной путь электрического тока в коже — протоки потовых желез.

Разветвление токов начинается на уровне 4-го слоя эпидермиса, который имеет относительно большое количество межклеточной жидкости, и достигает сильного ветвления на уровне дермы (соединительнотканной основы кожи). В дальнейшем ток распространяется по путям с наименьшим сопротивлением: структурам с максимальной электропроводимостью.

### **1.3. НЕКОТОРЫЕ ЛЕЧЕБНЫЕ МЕТОДЫ, ОСНОВАННЫЕ НА ИСПОЛЬЗОВАНИИ ПОСТОЯННОГО ТОКА**

**1.3.1. Гальванизация.** Гальванизация — это воздействие на тело человека постоянным электрическим током при напряжении до 80 В и силе тока до 50 мА. Предельно допустимая плотность тока — 0,1 мА/см<sup>2</sup>.

При осуществлении гальванизации между электродами и кожей помещают влажные прокладки, снижающие сопротивление кожи и устраняющие прижигающее действие тока под сухими электродами. Источником регулируемого постоянного напряжения является аппарат гальванизации, представляющий, в сущности, выпрямитель переменного тока.

Первичные физические механизмы воздействия постоянного тока на живую ткань обусловлены движением ионов, их разделением и изменением ионных концентраций в разных элементах ткани. Структурные перестройки в ткани, возникающие при токовых воздействиях, изменяют течение локальных биохимических процессов и формируют ответ на воздействие током на органном и организменном уровнях, который в некоторых случаях проявляется в достижении положительного терапевтического эффекта.

Следует отметить, что выделение тепла при гальванизации крайне мало. Это объясняется тем, что при всех воздействиях на живую ткань постоянным током его плотность должна быть малой (не выше 0,1 мА/см<sup>2</sup>). Это ограничение обусловлено, в частности, явлениями электролиза, сопровождающими прохождение постоянного тока. Если они станут существенными, то первичная структура живой ткани может быть нарушена. Поскольку количество теплоты  $Q$  определяется законом Джоуля–Ленца:  $Q = I^2 R t$  ( $I$  — сила тока,  $R$  — сопротивление,  $t$  — время действия), а сила тока мала, то и тепловой эффект незначителен.

**1.3.2. Лекарственный электрофорез.** При лекарственном электрофорезе осуществляется сочетанное воздействие на организм двух факторов: *физического* — электрического тока и *химического* — ионов лекарственного вещества, поступающих в организм с током через кожу или слизистые оболочки.

Между электродами и поверхностью тела помещают на прокладках раствор медикамента. Содержащиеся в этом растворе лекарственные ионы под действием приложенной разности потенциалов проникают внутрь тканей организма. Ионы лекарственных веществ вводятся с электрода одноименной полярности. Так, положительные ионы (катионы) вводят с анода, а отрицательные (анионы) — с катода. Считается, что при электрофорезе лекарственные вещества проникают в верхние слои кожи и образуют там кожное депо, из которого задерживающиеся в течение 3–20 дней лекарства диффундируют в кровь и лимфу и разносятся по всему организму.

Хотя электрический ток при осуществлении электрофореза и выполняет транспортную функцию, его нельзя рассматривать только как средство доставки лекарства в организм. Электрический ток, действуя на ткани, в частности, на рецепторы, возбуждает их и приводит в состояние повышенной активности. При этом изменяется фармакокинетика: действие лекарств может усиливаться или ослабляться. Кроме того, вводимые лекарства могут усиливать или ослаблять действие тока. По сравнению с другими способами введения лекарств: инъекционным, внутривенным, ингаляционным и др. — воздействие при электрофорезе носит, главным образом, местный характер, причем в организм поступает лишь 2–5 % от лекарственного вещества, используемого в процедуре. Однако, терапевтический эффект может достигаться и при столь малых дозах.

## **2. Основные характеристики переменного тока. Сопротивление разных нагрузок переменному току**

### **2.1. МГНОВЕННЫЕ, АМПЛИТУДНЫЕ И ЭФФЕКТИВНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ ТОКОВ И НАПРЯЖЕНИЙ**

Переменными называют токи и напряжения, значения которых изменяются по времени. Наиболее важное практическое значение имеют переменные токи, изменяющиеся по *гармоническому закону*:

$$U = U_m \sin \omega t, \quad (2.1)$$

$$I = I_m \sin(\omega t + \varphi). \quad (2.1a)$$

Значения напряжения  $U$  и силы тока  $I$ , определяемые в различные моменты времени  $t$  формулами (2.1) и (2.1a), называют *мгновенными* значениями, а их максимальные величины  $U_m$  и  $I_m$  — *амплитудными* значениями.

ми напряжения и тока соответственно. Циклическая частота  $\omega = 2\pi\nu = \frac{2\pi}{T}$  ( $\nu$  — линейная частота,  $T$  — период) для тока и напряжения всегда одинакова. Разность фаз  $\varphi$  между током и напряжением называется *фазовым сдвигом* и зависит от вида нагрузки, включенной в конкретную электрическую цепь. Усредненные по периоду значения модулей переменных токов  $I_{\text{эф}}$  и напряжений  $U_{\text{эф}}$  определяют их действие и называются *эффективными* или *действующими*. Они связаны с амплитудными значениями простыми соотношениями:

$$I_{\text{эф}} = \frac{I_m}{\sqrt{2}}, \quad (2.2)$$

$$U_{\text{эф}} = \frac{U_m}{\sqrt{2}} \quad (2.2a)$$

Средняя мощность  $P$ , выделяемая за период  $T$  в цепи переменного тока, определяется формулами:

$$P = I_{\text{эф}} U_{\text{эф}} \cos \varphi, \quad (2.3)$$

$$P = \frac{1}{2} I_m U_m \cos \varphi. \quad (2.3a)$$

Эта величина существенно зависит от сдвига фаз  $\varphi$  между током и напряжением, поэтому множитель  $\cos \varphi$  часто называют *коэффициентом мощности*.

Рассмотрим различные виды нагрузок в цепи переменного тока, полагая, что подаваемое напряжение всегда изменяется по закону  $U = U_m \sin \omega t$ .

## 2.2. АКТИВНАЯ НАГРУЗКА В ЦЕПИ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА

Если источник напряжения замкнут на хороший проводник, имеющий сопротивление  $R$  (рис. 3), то в любой момент времени можно найти силу тока по закону Ома

$I = \frac{U}{R} = \frac{U_m}{R} \sin \omega t = I_m \sin \omega t$ . В этом случае сила тока в цепи изменяется по такому же закону, что и напряжение. Фазовый сдвиг  $\varphi = 0$ , поэтому мощность, выделяющаяся на нагрузке, максимальна (т. к.  $\cos \varphi = 1$ ) и равна

$P = I_{\text{эф}} U_{\text{эф}} = \frac{1}{2} I_m U_m$ . Такая нагрузка называется активной или омической. Закон Ома выполняется также для амплитудных и эффективных значений тока и напряжения:

$$I_m = \frac{U_m}{R}, \quad I_{\text{эф}} = \frac{U_{\text{эф}}}{R}.$$

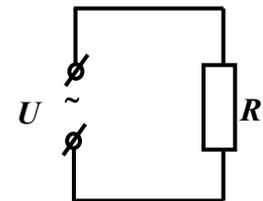


Рис. 3. Активная нагрузка в цепи переменного тока

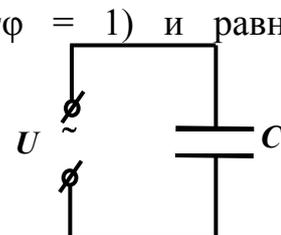


Рис. 4. Емкостная нагрузка в цепи переменного тока

### 2.3. ЕМКОСТНАЯ НАГРУЗКА

Пусть переменное напряжение, изменяющееся по гармоническому закону  $U = U_m \sin \omega t$  подается на конденсатор емкостью  $C$  (рис. 4). Конденсатор начнет заряжаться и перезаряжаться с частотой переменного напряжения, и заряд на конденсаторе будет изменяться по закону:  $q = CU = CU_m \sin \omega t$ .

Поскольку сила тока в цепи — это производная от заряда по времени  $I = \frac{dq}{dt}$ , то, выполнив дифференцирование, найдем ток в этой цепи:

$$I = C\omega U_m \cos \omega t = I_m \sin\left(\omega t + \frac{\pi}{2}\right), \quad (2.4)$$

где  $I_m = C\omega U_m$ .

Величина  $X_C = \frac{U_m}{I_m} = \frac{1}{\omega C}$  определяет сопротивление емкости  $C$  переменному току частотой  $\omega$  и называется *емкостным сопротивлением*. Видно, что  $X_C$  уменьшается с ростом частоты переменного тока и стремится к нулю, тогда как для постоянного тока ( $\omega = 0$ ) сопротивление емкости бесконечно велико. Из формулы (2.4) следует, что *ток, идущий через конденсатор, по фазе опережает напряжение на  $\varphi = 90^\circ$* , поэтому средняя за период мощность, потребляемая чисто емкостной нагрузкой, равна нулю (первый полупериод конденсатор заряжается, а второй — разряжается и отдает полученную энергию назад в сеть):  $P = \frac{I_m U_m}{2} \cos 90^\circ = 0$ .

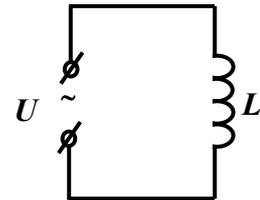


Рис. 5. Индуктивная нагрузка в цепи переменного тока

### 2.4. ИНДУКТИВНАЯ НАГРУЗКА

Подключим к сети переменного напряжения  $U = U_m \sin \omega t$  катушку индуктивности  $L$  с малым активным сопротивлением ( $R = 0$ ) (рис. 5). Когда по катушке идет переменный ток, в ней возникает ЭДС самоиндукции, которая по закону Ленца противодействует приложенному напряжению:

$$\varepsilon_s = -L \frac{dI}{dt} = -U_m \sin \omega t. \quad (2.5)$$

Решение этого дифференциального уравнения относительно тока имеет вид:

$$I = \frac{U_m}{\omega L} \cos \omega t = I_m \sin\left(\omega t - \frac{\pi}{2}\right). \quad (2.6)$$

Видно, что в цепи с индуктивной нагрузкой ток отстает по фазе от напряжения на  $90^\circ$ , поэтому средняя мощность, выделяющаяся на чисто индуктивной нагрузке, тоже равна нулю:  $P = \frac{I_m U_m}{2} \cos 90^\circ = 0$ .

Сопротивление индуктивности переменному току найдем на основании закона Ома:  $X_L = \frac{U_m}{I_m} = \omega L$ . Видно, что постоянному току ( $\omega = 0$ ) чистая индуктивность  $L$  не оказывает сопротивления ( $X_C = 0$ ), а сопротивление переменному току растет пропорционально частоте.

## 2.5. ПОЛНОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОЙ ЦЕПИ ПЕРЕМЕННОМУ ТОКУ

Рассмотрим цепь переменного тока, содержащую последовательно соединенные нагрузки трех видов (рис. 6). Для цепи постоянного тока ее полное сопротивление определялось бы как сумма сопротивлений всех последовательно включенных составляющих. Но в цепи переменного тока, где подаваемое напряжение изменяется по закону  $U = U_m \sin \omega t$ , сила тока на активной нагрузке совпадает по фазе с напряжением на ней, на емкостной — опережает фазу напряжения на  $90^\circ$ , а на индуктивной — отстает на  $90^\circ$ . Поэтому при определении полного сопротивления электрической цепи, представленной на рисунке 6, необходимо учитывать фазовые соотношения между током и напряжением, зависящим от вида нагрузки.

В общем случае полный ток в такой цепи определяется выражением:

$$I = I_m \sin(\omega t + \varphi), \quad (2.7)$$

где амплитуда тока находится по формуле:  $I_m = \frac{U_m}{Z}$ . Величина  $Z$  называется *полным сопротивлением (импедансом)* цепи переменного тока и определяется для этой цепи соотношением:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}. \quad (2.8)$$

Видно, что импеданс  $Z$  рассматриваемой цепи зависит не только от параметров нагрузок  $R$ ,  $C$  и  $L$ , но и от частоты  $\omega$  переменного напряжения.

Сдвиг фаз  $\varphi$  между полным током и напряжением в этой цепи определяется из соотношения:

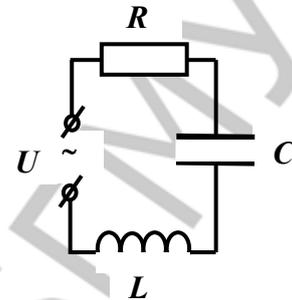


Рис. 6. Омическая, емкостная и индуктивная нагрузки в цепи переменного тока

$$\operatorname{tg}\varphi = \frac{X_L - X_C}{R} = \frac{\omega L - \frac{1}{\omega C}}{R}. \quad (2.9)$$

Таким образом, амплитуда тока в рассматриваемой цепи определяется по закону Ома:

$$I_m = \frac{U_m}{Z} = \frac{U_m}{\sqrt{R^2 + (\omega L - \frac{1}{\omega C})^2}}. \quad (2.10)$$

Сопротивление  $Z$  такой цепи минимально и равно активной нагрузке  $R$ , если  $\omega L = \frac{1}{\omega C}$ . В этом случае сила тока в цепи становится максимальной, т. е. в цепи наступает явление *электрического резонанса*. Поэтому частота  $\omega_{\text{рез}} = \frac{1}{\sqrt{LC}}$ , при которой наблюдается это явление, называется резонансной частотой данной цепи. Отметим, что на этой частоте импеданс цепи наименьший и равен ее активному сопротивлению  $Z = R$ , а сдвиг фаз между током и напряжением  $\varphi = 0$ , т. е. на этой частоте цепь ведет себя как чисто активная нагрузка  $R$ . На рисунке 7 приведены графики зависимости сопротивлений разных нагрузок от частоты переменного тока.

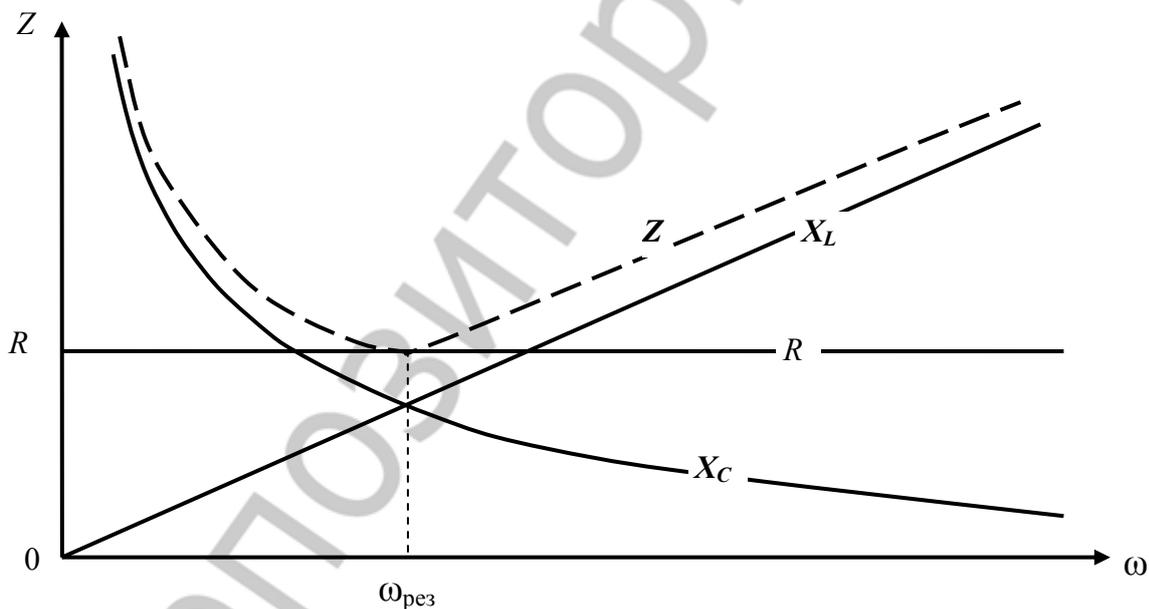


Рис. 7. Зависимость активного  $R$ , индуктивного  $X_L$ , емкостного  $X_C$  и полного  $Z$  сопротивлений цепи от частоты тока  $\omega$

### 3. Электропроводимость биологических тканей для переменного тока. Импедансные методы в биологических и медицинских исследованиях

#### 3.1. СОПРОТИВЛЕНИЕ ЖИВОЙ ТКАНИ ПЕРЕМЕННОМУ ТОКУ

Измерения полного сопротивления (импеданса) живой ткани, проведенные на разных частотах, показывают, что сопротивление ткани максимально и равно  $R_1$  на постоянном токе ( $\omega = 0$ ), а с увеличением частоты переменного тока импеданс сначала быстро уменьшается, а затем, достигнув некоторого значения  $Z_2$ , остается практически постоянным (рис. 8). Такая зависимость импеданса от частоты указывает на то, что в живой ткани нет элементов, обладающих индуктивностью, но есть элементы, имеющие свойства емкости. Простейшая электрическая схема, эквивалентная живой ткани, дающая такую же частотную зависимость, представлена на рисунке 9. Полное выражение импеданса такой цепи, а, значит, и импеданса живой ткани, на любой частоте дается формулой:

$$Z = \frac{R_1 \sqrt{R_2^2 + X_c^2}}{\sqrt{(R_1 + R_2)^2 + X_c^2}} \quad \text{или} \quad Z = \frac{R_1 \sqrt{1 + R_2^2 \omega^2 C^2}}{\sqrt{1 + (R_1 + R_2)^2 \omega^2 C^2}}. \quad (3.1)$$

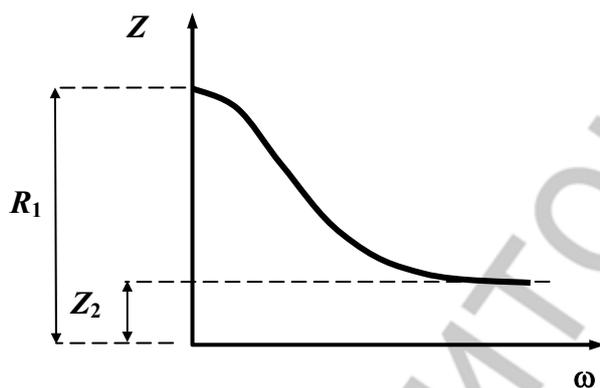


Рис. 8. Типичная зависимость импеданса живой ткани от частоты

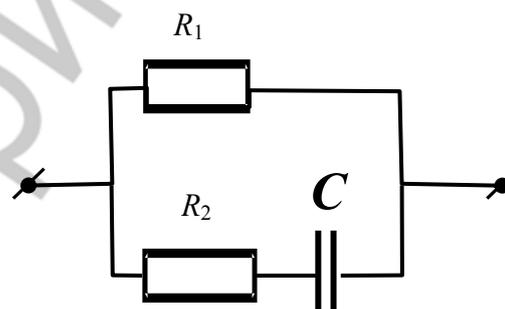


Рис. 9. Эквивалентная электрическая схема живой ткани

Здесь емкостное сопротивление ткани  $X_c = \frac{1}{\omega C}$  определяется ее диэлектрическими структурными составляющими (клеточными мембранами, жировой клетчаткой, эпидермисом), а величина сопротивлений  $R_1$  и  $R_2$  (причем  $R_1 \gg R_2$ ) — омическими составляющими проводящих структур биологической ткани (кожей, тканевой жидкостью, кровью, цитоплазмой и др.).

В представленной на рисунке 9 эквивалентной схеме постоянный ток может идти только через сопротивление  $R_1$ , т. к. сопротивление емкости  $C$  для него бесконечно велико. Но для переменного тока сопротивление емкости уменьшается с увеличением частоты, а с ним уменьшается и полное сопротивление цепи. На очень высоких частотах сопротивление емкости

стремится к нулю ( $X_c \rightarrow 0$ ), а импеданс — к наименьшему значению, определяемому формулой:

$$Z_2 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2}. \quad (3.2)$$

Следует иметь в виду, что каждая ткань характеризуется своими значениями параметров  $R_1$ ,  $R_2$  и  $C$  эквивалентной схемы. Например, для кожи активное сопротивление на постоянном токе очень велико и составляет  $R_1 \sim 10^4 - 10^6$  Ом, а на высоких частотах падает в 10–20 раз. Для мягких кровенаполненных тканей  $R_1$  мало ( $R_1 \sim 10^2$  Ом) и меньше их емкостного сопротивления на низких частотах, поэтому часто эквивалентные схемы мягких тканей представлены только их активным сопротивлением  $R_1$ .

На средних и высоких частотах, для которых  $X_c \ll R_1$ , сопротивление нижней ветви цепи (рис. 9), состоящей из  $R_2$  и  $X_2$ , будет значительно меньше  $R_1$ , и основной ток будет идти по нижней ветви, поэтому *на этих частотах* импеданс цепи можно приближенно выразить более простой формулой:

$$Z = \sqrt{R_2^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}. \quad (3.3)$$

Для постоянного тока ( $\omega = 0$ ) и низких частот эта формула неприменима, но на средних и высоких частотах она дает удовлетворительные результаты, если  $R_1 \gg R_2$  и  $X_c$ . Видно, что значение сопротивления  $R_2$  определяет наименьшее значение импеданса ткани на высоких частотах.

Зависимость импеданса ткани от частоты переменного тока определяется физиологическим состоянием и морфологическими особенностями ткани, что позволяет использовать измерения их электропроводимости в биологических и медицинских исследованиях. Методы измерения электропроводимости тканей осуществляются при достаточно низких напряжениях (менее 50 мВ) и слабых токах, которые не повреждают ткани и не вносят изменений в их физико-химические процессы.

При действии повреждающих факторов (повышенной температуры, мощного ультразвука, ионизирующих излучений и др.), а также при отмирании ткани, происходит увеличение проницаемости мембран, их частичное или полное разрушение. Эти процессы приводят к уменьшению роли емкостного сопротивления ткани и зависимость ее импеданса от частоты становится слабой. Для «мертвой ткани» она практически исчезает.

На рисунке 10 представлена частотная зависимость импеданса для трех образцов одной и той же ткани: 1 — образец не подвергался никаким внешним воздействиям; 2 — ткань кратковре-

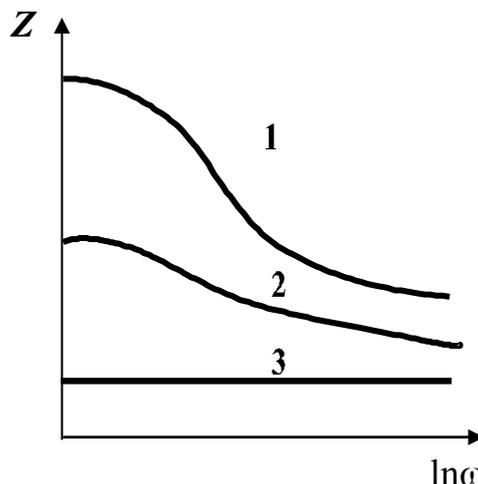


Рис. 10. Частотная зависимость импеданса для различных образцов ткани (см. пояснения в тексте)

менно нагревалась, что привело к частичному разрушению клеточных мембран; 3 — представлен образец ткани, подвергнутый длительному кипячению, вызывающему полное разрушение мембран («мертвая ткань»). Видно, что сопротивление мертвой ткани практически не зависит от частоты.

Поэтому по частотной зависимости импеданса можно оценивать *жизнестойкость* тканей организма, в частности, для оценки качества трансплантата при пересадке тканей и органов. По предложению Б. Н. Тарусова жизнестойкость ткани можно количественно характеризовать с помощью коэффициента  $K$ , называемого *коэффициентом поляризации* (рис. 11), представляющего собой отношение импеданса ткани  $Z_H$ , измеренного на низкой частоте (порядка  $10^3$  Гц) к ее импедансу — на высокой частоте  $Z_B$  ( $10^6$ – $10^7$  Гц):

$$K = \frac{Z_H (\nu = 10^3)}{Z_B (\nu = 10^6)}. \quad (3.4)$$

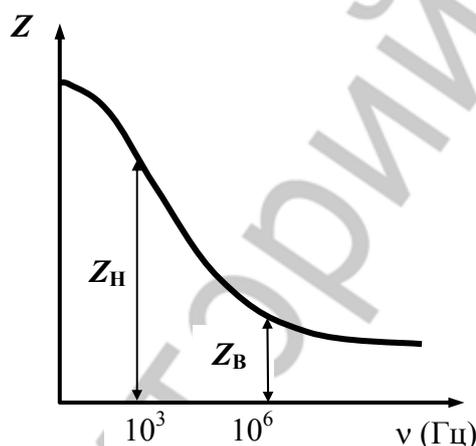


Рис. 11. Зависимость импеданса ткани от частоты тока и определение величин, входящих в формулу (3.4) (см. пояснения в тексте)

Для живой ткани этот коэффициент *значительно превышает единицу* ( $K \gg 1$ ) и зависит от способности ткани к обмену веществ. Так, для печени млекопитающих он равен 9–10 и выше, чем для мышц того же организма.

### 3.2. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РЕОГРАФИИ (ИМПЕДАНСНОЙ ПЛЕТИЗМОГРАФИИ)

Плетизмография — это совокупность методов регистрации пульсовых колебаний кровенаполнения исследуемого органа или его участков. Основные факторы, определяющие характер кровенаполнения, — работа сердца и сосудистой системы. Для оценки функционирования сердца широко применяется электрокардиография и другие методы, физические основы которых рассматриваются в соответствующих разделах медицинской

и биологической физики, а о состоянии сосудистой системы отдельных органов важные сведения дает анализ периодических изменений их кровенаполнения.

Регистрация периодически изменяющегося импеданса тканей лежит в основе важнейшего метода исследования состояния сосудистой системы — *импедансной плетизмографии (реографии)*.

Такая регистрация обусловлена тем, что омическое сопротивление тканей сильно зависит от степени их кровенаполнения. Ткани неоднородны по своей структуре, а ток будет всегда идти по пути с наименьшим сопротивлением и, прежде всего, — по кровеносным сосудам, так как кровь имеет малое удельное сопротивление. Поэтому при увеличении кровенаполнения ткани ее омическая составляющая  $R$  импеданса уменьшается, а при уменьшении кровенаполнения — увеличивается. Таким образом, импеданс ткани периодически изменяется с частотой сердечных сокращений.

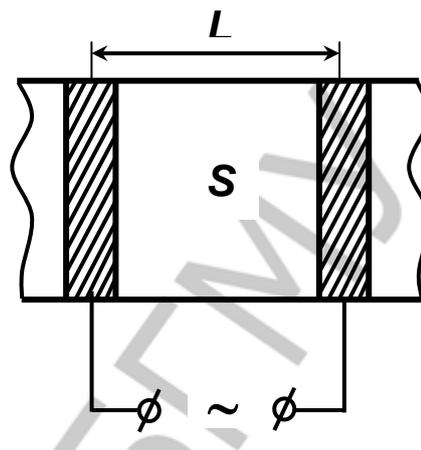


Рис. 12. Участок ткани между электродами

Омическое сопротивление  $R$  ткани определяется объемом содержащихся в ней электролитов и, прежде всего, крови. Рассмотрим участок ткани между двумя электродами (рис. 12). Обозначим расстояние между электродами —  $L$ , удельное сопротивление исследуемого участка ткани —  $\rho$ , площадь поперечного сечения проводника (сосудов, т. к. именно по ним в основном идет ток) —  $S$ , объем проводящей ткани  $V = LS$ .

Омическое сопротивление проводника определяется известной формулой  $R = \frac{\rho L}{S}$ . Выражая площадь через объем  $S = \frac{V}{L}$  получим:

$$R = \frac{\rho L^2}{V}. \quad (3.5)$$

Как видно из этой формулы, при приливе крови ( $V$  увеличивается) активное сопротивление  $R$  ткани уменьшается, а при оттоке — возрастает. Поэтому следовало бы ожидать, что ток, регистрируемый в этой цепи, должен изменяться во времени прямо пропорционально объему  $V$  кровенаполнения:

$$I(t) = \frac{U}{R(t)} = \frac{U}{\rho L^2} V(t), \quad (3.6)$$

где зависимость тока от времени  $I(t)$  повторяет зависимость  $V(t)$ .

Но в результате технической реализации метода возникает определенное затруднение. При постоянном токе и при токах низких частот про-

водить измерения нельзя по соображениям безопасности, а при переменном — сопротивление живой ткани (и сила проходящего через нее тока) определяется полным значением ее импеданса  $Z$ , а не только активной составляющей  $R$ . Поэтому нужно так реализовать метод, чтобы влияние емкостной составляющей импеданса при реографических исследованиях свети к минимуму и добиться выполнения соотношения:  $Z \approx R$ .

Электрическая цепь, образующаяся при реографических исследованиях, представлена в виде эквивалентной схемы на рисунке 13. Электроды, подсоединенные проводами к источнику тока, закрепляются на коже пациента через марлевые прокладки, смоченные физраствором или электропроводной пастой. Ток под каждым электродом проходит через исследуемую ткань и кожу. Активное сопротивление кожи  $R_k$  велико (для чистой сухой кожи оно составляет порядка 1 МОм) и сравнимо с ее емкостным сопротивлением  $X_c$ , определяемым частотой тока и емкостью кожи  $C_k$ . Активное сопротивление кровенаполняемой ткани  $R_{тк}$ , которое изменяется в такт с пульсациями крови, намного меньше емкостного сопротивления ткани  $C_{тк}$ , поэтому последнее можно не учитывать ( $R_{тк}$  и  $C_{тк}$  соединены параллельно).

Если бы для реографии использовался постоянный ток, то из-за большого сопротивления кожи  $R_k$  практически невозможно было бы зарегистрировать малые изменения общего высокого сопротивления цепи, вызванные кровенаполнением ткани  $R_{тк}$ . Поэтому для этого метода применяют переменный ток частотой 40–150 кГц. На таких частотах емкостное сопротивление

кожи  $X_c = \frac{1}{\omega C_k}$  становится намного меньше ее активного

сопротивления  $R_k$  и сопротивления ткани  $R_{тк}$ , в результате чего общий импеданс —  $Z \approx R_{тк}$ . В этом случае эффективное значение силы тока, протекающего по участку ткани между электродами (рис. 13), будет пропорционально объему кровенаполнения этого участка:

$$I_{\text{эф}}(t) = \frac{U_{\text{эф}}}{Z} \approx \frac{U_{\text{эф}}}{R_{\text{тк}}} \sim V_{\text{кр}}(t). \quad (3.7)$$

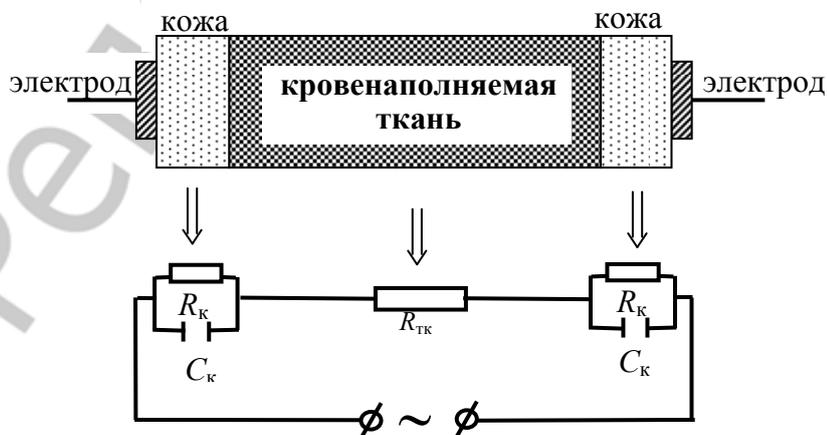


Рис. 13. Эквивалентная схема реографических исследований

Использование в реографии переменного тока частотой 40–150 кГц позволяет выделить из общего сопротивления цепи переменный компонент ее омической составляющей, обусловленный пульсовыми колебаниями кровенаполнения исследуемой ткани.

Для получения более полной диагностической информации и ее дальнейшей интерпретации при реографических исследованиях синхронно с регистрацией изменений импеданса проводится запись ЭКГ. Пример регистрации указанных показателей представлен на рисунке 14. Период повторения приведенных кривых одинаков, но между ЭКГ и реограммой (РГ) есть сдвиг  $\Delta t$ , определяемый временем распространения пульсовой волны от сердца до исследуемого органа.

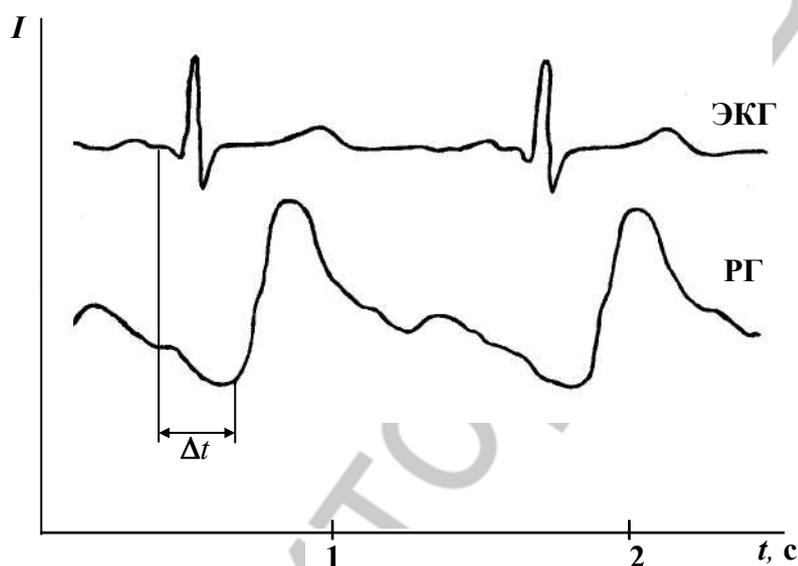


Рис. 14. Синхронная запись ЭКГ и реограммы

Кроме того, часто синхронно записывают еще и продифференцированную реограмму (ее первую производную). Если РГ отражает зависимость *объема кровенаполнения* исследуемого участка тела от времени, то дифференцированная реограмма (исходя из физического смысла производной) отображает зависимость *скорости кровенаполнения* от времени.

#### 4. Магнитные свойства биотканей

##### 4.1. ПАССИВНЫЕ МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА БИОТКАНЕЙ

Магнитные свойства определяют поведение тканей в магнитном поле. Пассивные магнитные свойства обусловлены химическими и физическими свойствами веществ, входящих в состав тканей. Если внести какое-либо вещество в магнитное поле индукцией  $B_0$ , то внутри этого вещества маг-

нитное поле  $B_{\text{ср}}$  будет другим. Отношение  $\mu = \frac{B_{\text{ср}}}{B_0}$  называется **относи-**

**тельной магнитной проницаемостью** этого вещества. По значению магнитной проницаемости все вещества делят на три группы:

- вещества, для которых  $\mu$  слегка превышает единицу ( $\mu > 1$ ), называют *парамагнетиками*;
- вещества, для которых  $\mu$  меньше единицы ( $\mu < 1$ ), называют *диамагнетиками*;
- особый класс веществ составляют *ферромагнетики*, для которых  $\mu \gg 1$  и составляет сотни и тысячи единиц.

Для диамагнитных и парамагнитных веществ отклонение значений величины  $\mu$  от 1 весьма невелико (десятые и сотые доли).

Основные химические компоненты сред организма (вода, белки, углеводы, липиды) диамагнитны, поэтому биологические ткани относятся к диамагнетикам, обладая магнитной проницаемостью чуть меньше единицы.

Тем не менее, некоторые микроорганизмы способны синтезировать, а затем накапливать в специализированных органеллах вещества, обладающие ферромагнитными свойствами. Считается, что эти органеллы способны ориентироваться во внешнем магнитном поле, подобно магнитной стрелке компаса. Предполагается, что подобные ферромагнитные включения присутствуют и в тканях более организованных существ (пчелы, птицы, дельфины и др.). Ферромагнитные образования имеются и в тканях человека: обнаружены в селезенке, печени, надпочечниках. Роль этих образований в протекании физиологических процессов до конца не выяснена.

На действие магнитного поля реагируют все клеточные органеллы и особенно митохондрии. К магнитному влиянию весьма чувствительны нервная ткань, секреторный эпителий эндокринных желез, сердечно-сосудистая система и система крови.

Наложение внешнего магнитного поля на живые ткани влияет на протекающие в них физико-химические процессы. Физической основой таких воздействий могут быть: ориентации молекул, изменение пространственного распределения ионов в неоднородном магнитном поле, действие силы Лоренца на перемещающиеся ионы, возникновение индукционных ЭДС и токов при действии переменного магнитного поля и др.

Несмотря на большое количество работ, посвященных исследованию воздействия магнитных полей на биологические объекты, и широкое клиническое использование магнитных полей в физиотерапии, природа и механизмы этого воздействия на тканевом, органном и организменном уровне не выяснены в достаточной степени.

## 4.2. АКТИВНЫЕ МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА БИОТКАНЕЙ

Активные магнитные свойства живых тканей (т. е. характеристики их собственных магнитных полей, возникающих в процессе жизнедеятельности) определяются циркулирующими в тканях электрическими токами, поскольку именно ток порождает магнитное поле. Например, распространение электрического импульса по аксону — это, в сущности, прохождение электрического тока, который создает магнитное поле в окружающей среде. О величине индукции магнитных полей, возникающих при функционировании некоторых органов, можно судить по таблице 2, в которой для сравнения приведены соответствующие данные для магнитного поля Земли и физиотерапевтической аппаратуры.

Таблица 2

Индукция магнитного поля, создаваемого некоторыми источниками

Объект	Мозг	Мышца	Сердце	Земля	Терапевтические устройства
Индукция магнитного поля, Тл	$10^{-12}$	$10^{-11}$	$10^{-10}$	$5 \cdot 10^{-5}$	$10^{-1} \div 10^{-3}$

Из таблицы видно, что собственные магнитные поля биологических объектов крайне слабые, что обуславливает трудность их регистрации.

## 4.3. НЕКОТОРЫЕ МЕТОДЫ МАГНИТОДИАГНОСТИКИ

Основу **магнитодиагностики** составляет регистрация собственных магнитных полей биотканей, возникающих в результате протекающих физиологических процессов в тканях. Несмотря на малую величину индукции этих магнитных полей, проводится их регистрация с диагностической целью.

Наиболее разработана **магнитокардиография**, поскольку магнитное поле сердца обладает относительно высоким значением магнитной индукции (табл. 2). *Магнитокардиограмма* имеет вид аналогичный электрокардиограмме, сохранены даже обозначения зубцов. Определенным достоинством магнитокардиографии является получение диагностических данных без непосредственного контакта электродов с поверхностью тела и некоторых новых сведений о функционировании сердца.

При регистрации *магнитоэнцефалограмм* обнаружены новые характеристики активности мозга, не проявляющиеся на электроэнцефалограммах. В частности, оказалось возможным выделить высокочастотную составляющую магнитного поля отдельных нейронов мозга человека.

Но в настоящее время наибольшее применение магнитных полей в медицине связано с их воздействием на организм при физиотерапии, а также с использованием сильных градиентных магнитных полей (индук-

цией 0,5–2,0 Тл) для получения изображения органов и тканей методом ядерного магнитного резонанса.

### Контрольные вопросы

1. Чем вызвано высокое значение диэлектрической проницаемости живых тканей в электрическом поле?
2. Какими морфологическими структурами определяются омическая и емкостная составляющие полного сопротивления биологических тканей?
3. Почему при воздействии на живую ткань постоянным током его плотность не должна превышать  $0,1 \text{ мА/см}^2$ ?
4. Почему физиотерапевтическое воздействие на живую ткань постоянным током не сопровождается заметным тепловым эффектом?
5. Чем отличается гальванизация от лечебного электрофореза?
6. Как и почему сопротивление живой ткани зависит от частоты переменного тока? Какое диагностическое значение имеет измерение этой зависимости?
7. Как и за счет какой составляющей изменяется импеданс ткани при изменении ее кровенаполнения?
8. Каковы диагностические задачи реографического исследования? Чем обусловлено применение переменного, а не постоянного тока при реографии?
9. Каковы основные особенности диамагнитных, парамагнитных и ферромагнитных веществ? К какому типу веществ относится большинство биологических тканей?

### Литература

1. Ремизов, А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов. М. 1987.
2. Губанов, Н. И. Медицинская биофизика / Н. И. Губанов, А. А. Утепбергенов. М. 1978.
3. Электрический импеданс биологических тканей / Ю. В. Торнуев [и др.]. М. 1990.

## Оглавление

1. Электропроводимость биологических тканей и жидкостей для постоянного тока ( <i>Г. К. Ильич</i> ) .....	3
1.1. Ток в электролитах .....	3
1.2. Особенности электропроводимости биологических тканей .....	5
1.3. Некоторые лечебные методы, основанные на использовании постоянного тока .....	7
1.3.1. Гальванизация.....	7
1.3.2. Лекарственный электрофорез .....	8
2. Основные характеристики переменного тока. Сопротивление разных нагрузок переменному току ( <i>В. Г. Лещенко</i> ).....	8
2.1. Мгновенные, амплитудные и эффективные значения токов и напряжений .....	8
2.2. Активная нагрузка в цепи переменного тока.....	9
2.3. Емкостная нагрузка.....	9
2.4. Индуктивная нагрузка .....	10
2.5. Полное сопротивление последовательной цепи переменному току .....	11
3. Электропроводимость биологических тканей для переменного тока. Импедансные методы в биологических и медицинских исследованиях ( <i>Г. К. Ильич</i> ) .....	12
3.1. Сопротивление живой ткани переменному току.....	12
3.2. Физические основы реографии (импедансной плетизмографии) .....	15
4. Магнитные свойства биотканей ( <i>В. Г. Лещенко</i> ) .....	18
4.1. Пассивные магнитные свойства биотканей .....	18
4.2. Активные магнитные свойства биотканей .....	19
4.3. Некоторые методы магнитодиагностики .....	20
Контрольные вопросы.....	20
Литература.....	21

Учебное издание

**Ильич** Генрих Казимирович  
**Лещенко** Вячеслав Григорьевич

# **ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ И МАГНИТНЫЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

Учебно-методическое пособие

Ответственный за выпуск В. Г. Лещенко  
Редактор Н. В. Тишевич  
Компьютерная верстка Н. М. Федорцовой

Подписано в печать 30.11.06. Формат 60×84/16. Бумага писчая «Снегурочка».  
Печать офсетная. Гарнитура «Times».  
Усл. печ. л. 1,39. Уч.-изд. л. 1,03. Тираж 300 экз. Заказ 214.  
Издатель и полиграфическое исполнение –  
Белорусский государственный медицинский университет.  
ЛИ № 02330/0133420 от 14.10.2004; ЛП № 02330/0131503 от 27.08.2004.  
220030, г. Минск, Ленинградская, 6.