

# Электрические свойства органов и тканей

# Биологические ткани

## проводники

обладают свободными зарядами (ионы)

определяют электропроводимость биологических тканей

обеспечивают токи проводимости

## диэлектрики

обладают связанными зарядами (диполи)

определяют поляризацию биологических тканей

обеспечивают токи смещения

# Участок ткани с наложенными электродами



# Электропроводимость – величина, обратная сопротивлению.

$$g = \frac{1}{R}$$

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

$g$  – электропроводимость,  
[См] (сименс);

$R$  – сопротивление, [Ом];

$\rho$  – удельное  
сопротивление, [Ом• м];

$l$  – длина  
проводника, [м];

$S$  – площадь  
поперечного сечения, [м<sup>2</sup>]

## Таблица. Удельные сопротивления различных тканей и жидкостей организма

Ткань	$\rho$ , Ом·м
Спинномозговая жидкость	0,55
Кровь	1,66
Мышцы	2
Ткань мозговая и нервная	14,3
Ткань жировая	33,3
Кожа сухая	$10^5$
Кость без надкостницы	$10^7$

# Особенности электропроводности биологических тканей

1. Сложность и динамика.
2. Изменение в зависимости от условий существования в окружающей среде.
3. Зависимость от функционального состояния:

• при воспалении =>  $g$  ;  

## 4. Ткани организма в порядке

### уменьшения электропроводности ( $\downarrow g$ )

- *спинномозговая жидкость ,  
сыворотка крови;*
- *цельная кровь;*
- *мышцы, сосуды;*
- *мозговая и нервная ткани;*
- *соединительная и жировая ткани;*
- *роговой слой кожи;*
- *кость.*

# Прохождение постоянного электрического тока через биологические ткани

Первичное действие постоянного тока – раздражающее

*(обусловлено движением ионов ,  
изменением их концентрации и  
накоплением около  
биологических мембран).*



$$I = \frac{U - \varepsilon_{\text{пол}}(t)}{R}$$

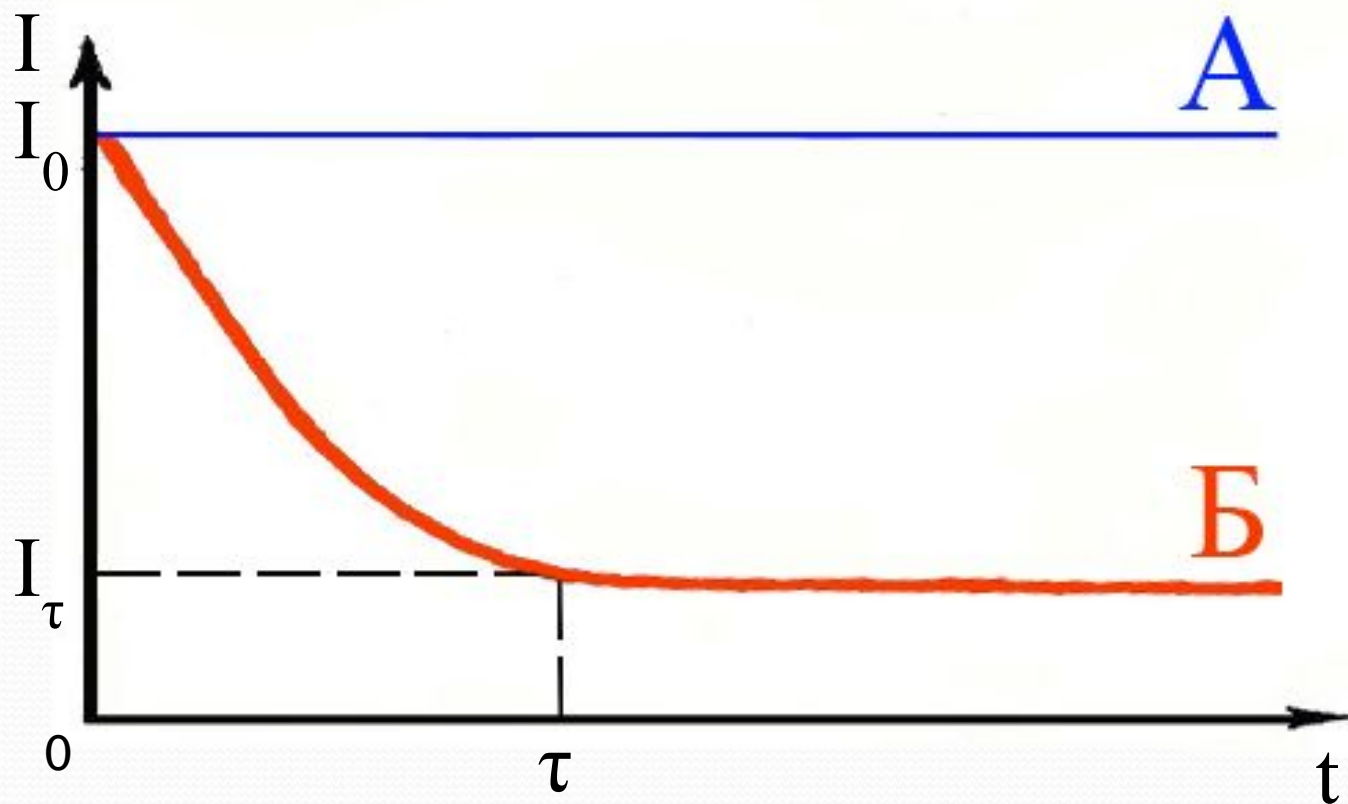
$I$  - сила тока через биологическую ткань;

$U$  - приложенное напряжение;

$\varepsilon_{\text{пол}}(t)$  - ЭДС поляризации, зависящая от времени;

$R$  - сопротивление.

# График зависимости силы тока от времени



А – при отсутствии поляризации

Б – при наличии поляризации

$\epsilon_{\text{пол}}$  - связана со способностью тканей накапливать электрический заряд (электроёмкостью)

$\epsilon_{\text{пол}}$

статическая  
ёмкость

$(C_{\text{ст}})$

поляризационная  
ёмкость

$(C_{\text{пол}})$

# Статическая емкость ( $C_{СТ}$ ):

цитоплазма клеток и тканевая жидкость – электролиты, разделенные БМ.

$$C_{СТ} = \frac{q}{U}$$

$$C_{СТ} = 1 \frac{\text{мкФ}}{\text{см}^2}$$

(значительна по величине)

$C_{СТ}$

практически не зависит от функционального состояния ткани

# Поляризационная ёмкость ( $C_{\text{пол}}$ ):

возникает в момент прохождения тока (ионы – накапливаются около БМ, диполи – смещаются и переориентируются).

$$C_{\text{пол}} = \frac{\Delta q}{\Delta \varphi} = \frac{\int_0^{\tau} I dt}{R(I_0 - I_{\tau})}$$

$$C_{\text{пол}} = 0,1 \div 10 \frac{\text{мкФ}}{\text{см}^2}$$

$C_{\text{пол}}$  зависит от функционального состояния ткани (высокая  $C_{\text{пол}}$  характерна для живых неповрежденных тканей).

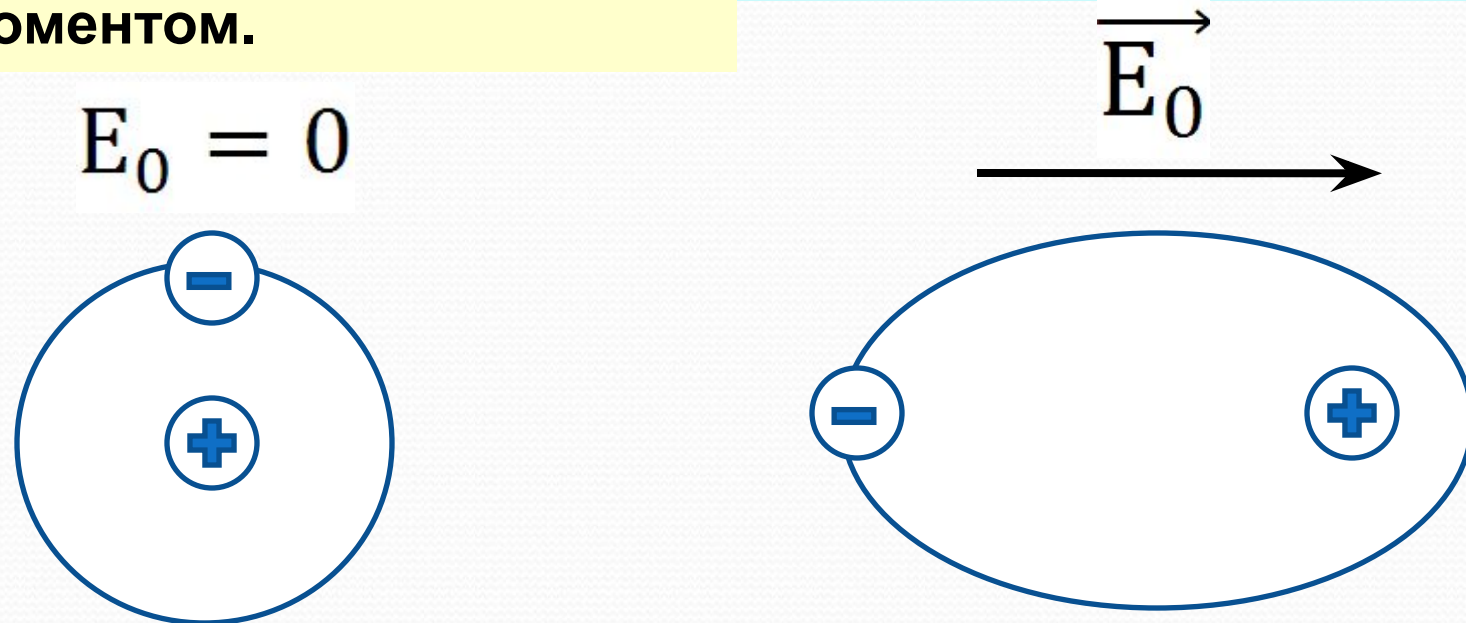
# Диэлектрики в электрическом поле.

Поляризация диэлектрика – смещение носителей зарядов в пределах атома или молекулы под действием электрического поля.

## Электронная поляризация

Неполярные диэлектрики не обладают собственным дипольным моментом.

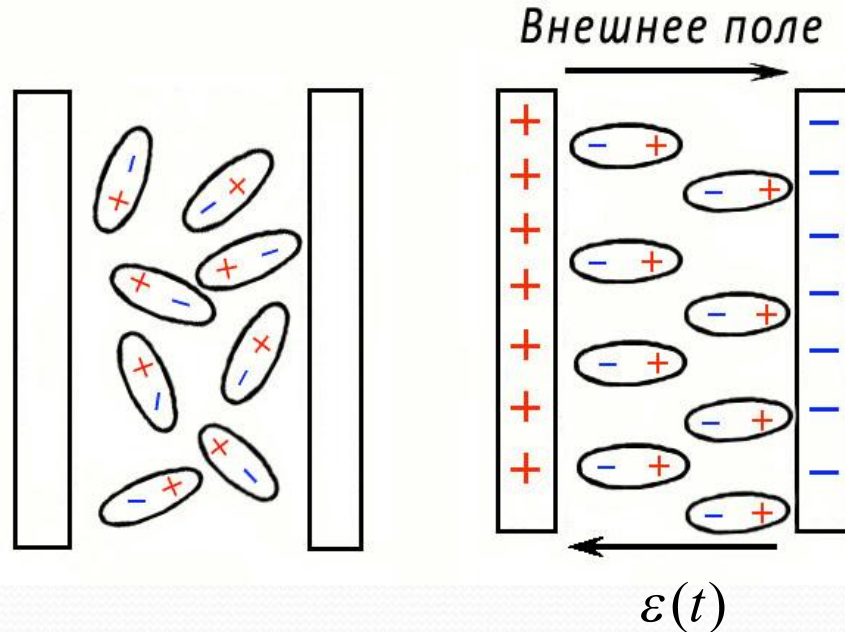
Во внешнем электрическом поле возникает индуцированный дипольный момент



# Полярные диэлектрики (диполи)

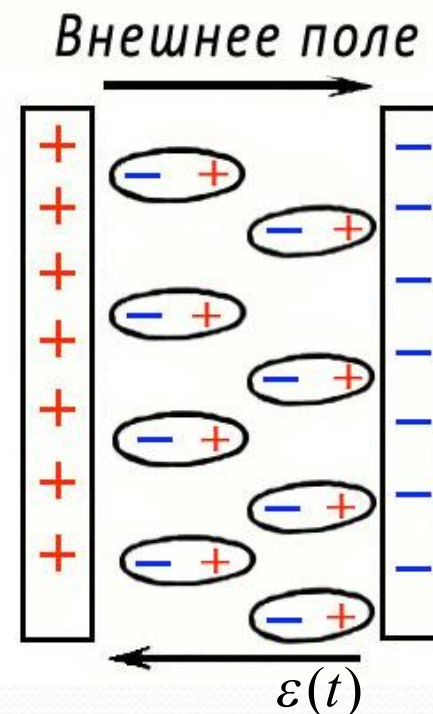
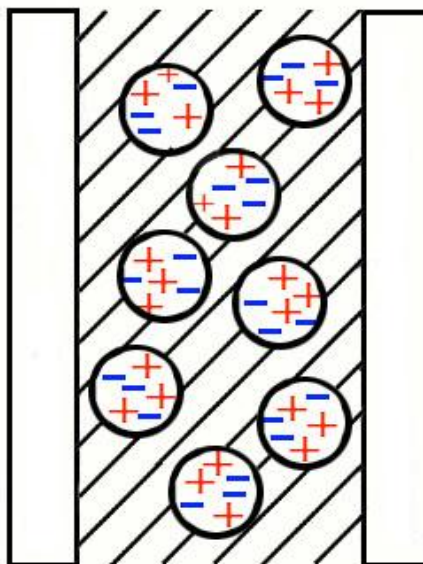
Для диполей расположение зарядов в нейтральной молекуле несимметрично:  
в одной части преобладают положительные заряды,  
в другой – отрицательные.

Схема возникновения дипольной поляризации  
вещества при наложении электрического поля



# Макрополяризация – поверхностная поляризация

Схема  
возникновения  
макроструктурной  
поляризации  
вещества при  
наложении  
электрического  
поля



## Ионная поляризация

- взаимное смещение + ионов и - ионов в диэлектриках с ионной связью под действием внешнего электрического поля.



# Диэлектрическая проницаемость

$$\varepsilon = \frac{E_0}{E}$$

$E_0$  - модуль напряженности электрического поля в вакууме

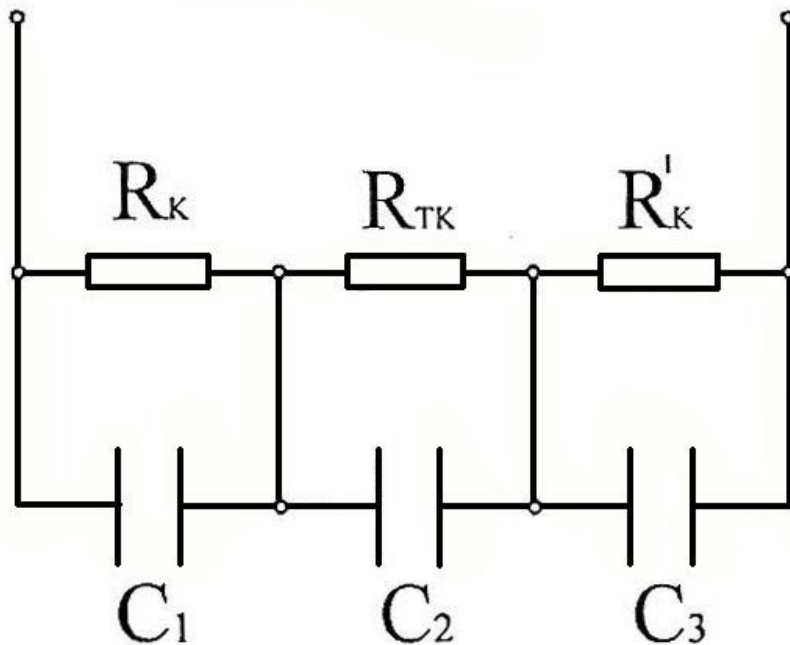
$E$  - модуль напряженности электрического поля внутри диэлектрика

$\varepsilon$  показывает уменьшение напряженности электрического поля внутри диэлектрика в результате поляризации.

## Значение диэлектрической проницаемости для биологических сред

Керосин	2	Белок яичный	72
Масло растит.	2-4	Вода	81
Стекло	6-10	Кровь цельная	85
Крахмал	12	Серое вещество мозга	85
Молоко коровье	66	Нерв зрительный	89
		Белое вещество мозга	90

# Эквивалентная схема протекания постоянного тока по участку биологической ткани



$R_{mk}$  - омическое сопротивление мышц

$R_K$  и  $R'_K$  - омические сопротивления кожи

$$R_{общ} = R_K + R_{mk} + R'_K$$

$$R_{mk} \ll R_K$$

$$R_K \approx R'_K$$

$$R_{общ} \approx 2R_K$$

# Гальванизация

- лечебный метод физиотерапии с использованием постоянного электрического тока

$$U = 60 \div 80 \text{ В}$$

$$I - \text{до } 50 \text{ мА}$$

$$j \leq 0,1 \frac{\text{мА}}{\text{см}^2}$$

(для детей  $0,08 \frac{\text{мА}}{\text{см}^2}$  )

СМ –

## Действие постоянного электрического тока на ткани :

1. Расширение сосудов и гиперемия.
2. Ускорение обмена веществ.
3. Увеличение проницаемости стенок сосудов.
4. Увеличение местной температуры.
5. Увеличение в крови содержания лейкоцитов.

6. Ускорение скорости оседания эритроцитов (СОЭ).

7. Физико – химические процессы:

- под  $K^-$ : ↑ концентрации  $Na^+ K^+$  (зона возбудимости)
- под  $A^+$ : ↑ концентрации  $Cl^-$  (зона расслабления)

8. Изменение кислотно – основного состояния:

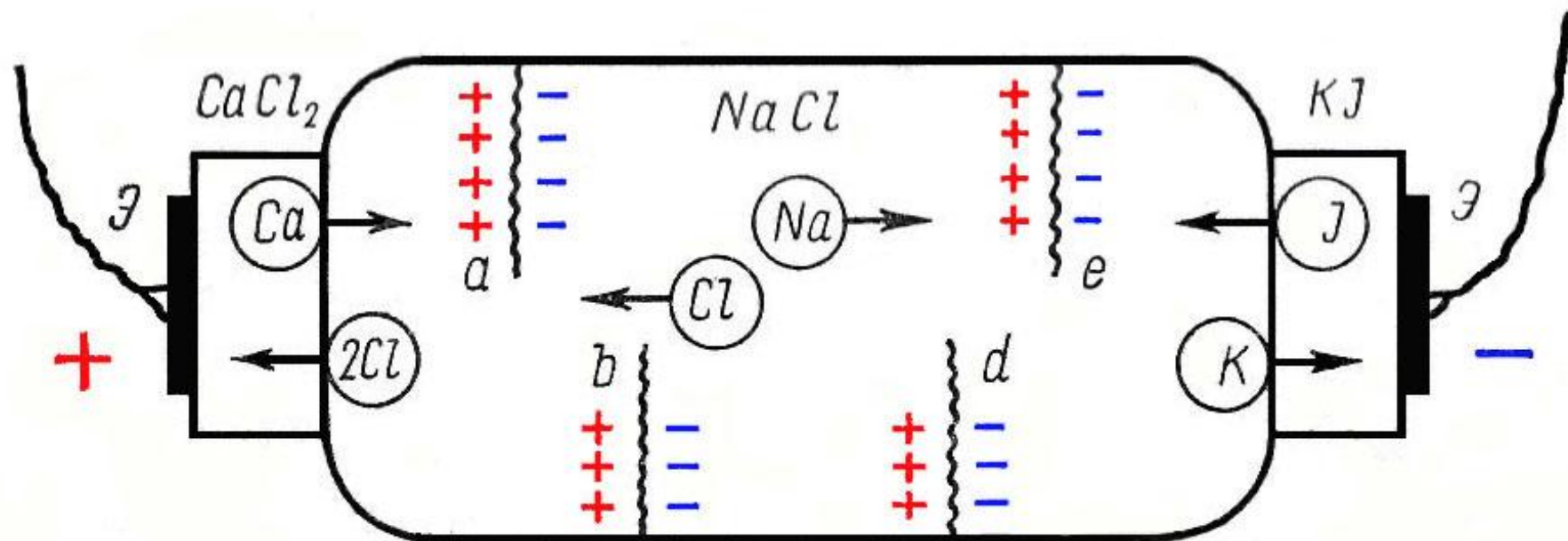
- под  $K^-$ : накопление  $H^+$
- под  $A^+$ : накопление  $OH^-$

# Лекарственный электрофорез

введение лекарственных веществ через кожу или слизистую оболочку с помощью постоянного тока.

Лекарство вводят с того полюса, зарядом которого оно обладает.

## Схема электрофореза:



# Аппарат для гальванизации и электрофореза “Поток – 1”



Применяется для лечения гинекологических, хирургических, неврологических, стоматологических заболеваний в стационарах и на дому.

Профилактическое лечебное воздействие постоянным током на организм человека (гальванизация), проведение лекарственного электрофореза.

# Таблица активных электродов

## С анода

## С катода

Кальций

Хлор

Магний

Бром

Натрий

Йод

Новокаин (из хлористой соли)

Пенициллин (из натриевой или калиевой соли)

Хинин

Радикал салициловой кислоты



# Электрические (э/м) колебания

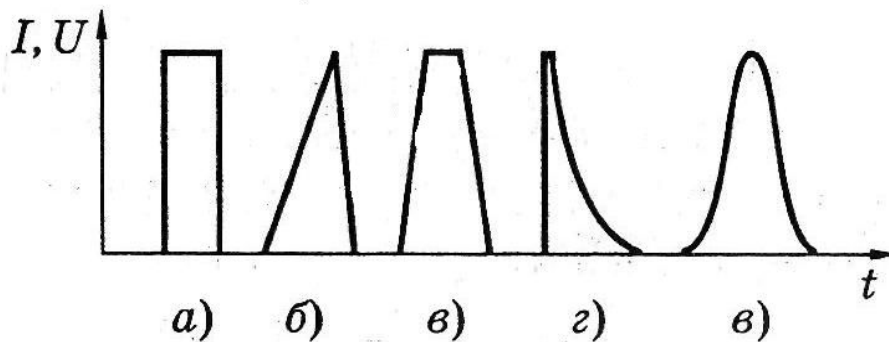
Электрические колебания – это периодические взаимосвязанные изменения **зарядов, токов, напряжений и напряженностей** электрических и магнитных полей.

**q, I, U, E, H**

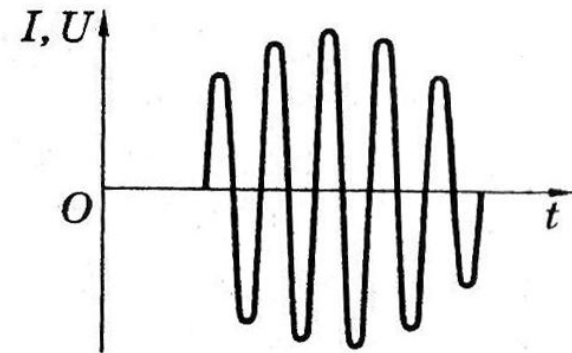
# Импульсный сигнал

Электрический импульс - это кратковременное изменение силы тока или электрического напряжения

Видеоимпульсы - это электрический сигнал, имеющий одну полярность



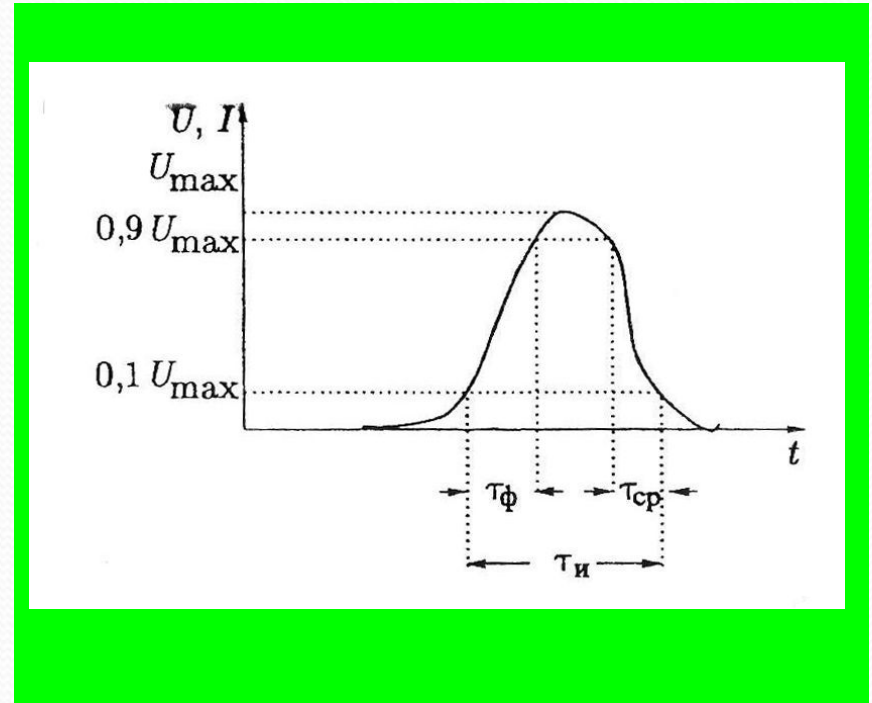
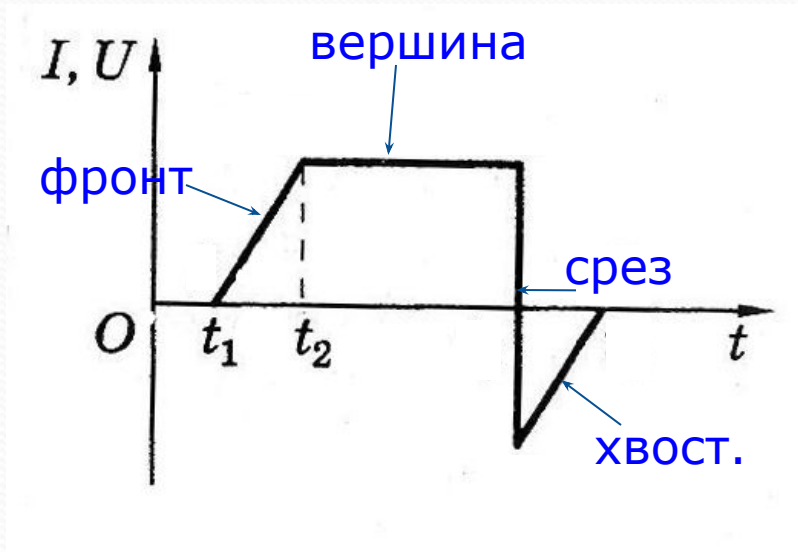
Радиоимпульсы - это модулированные электромагнитные колебания



# Видеоимпульс

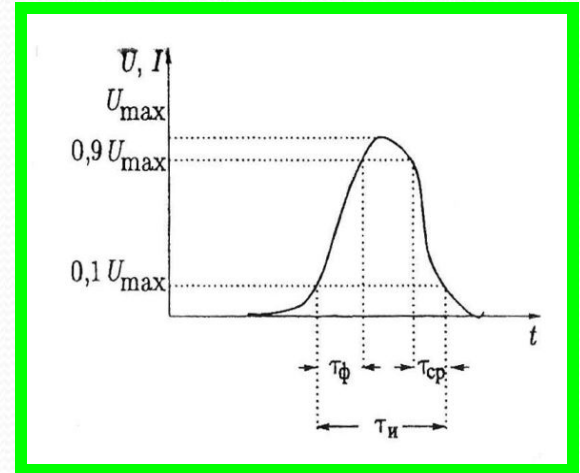
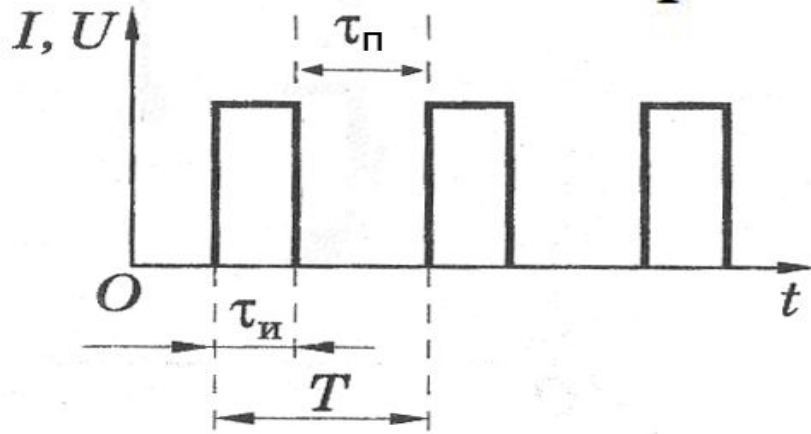
Идеальный

Реальный



# Параметры импульсного тока

$$T = \tau_{и} + \tau_{п}$$



1. Длительность импульса  $\tau_{и}$

2. Крутизна фронта

3. Период повторения импульсов  $T$

4. Сквозность следования импульсов  $Q = \frac{T}{\tau_U}$

5. Коэффициент заполнения

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{0,8 U_{\max}}{\tau_{\delta}}$$

$$K = \frac{1}{Q} = \frac{\tau_{\delta}}{T}$$

# Механизм действия импульсных токов

Токи НЧ оказывают **раздражающее (стимулирующее) действие,**

так как есть быстрое перемещение и накопление ионов  $\text{Na}^+$  и  $\text{K}^+$  у клеточных мембран, а во время паузы – быстрое удаление.

## Пороговые значения тока

**Порог  
ощутимого  
тока**

1 мА

**Порог  
неотпускающего  
тока**

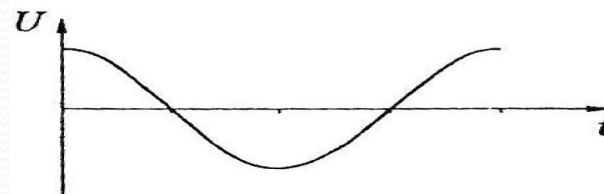
10-15 мА

# Переменный ток

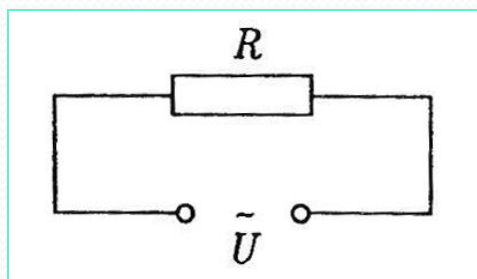
– это ток, зависящий от времени по закону **sin** или **cos**

$$U = U_{\max} \cos \omega t$$

Приложенное напряжение

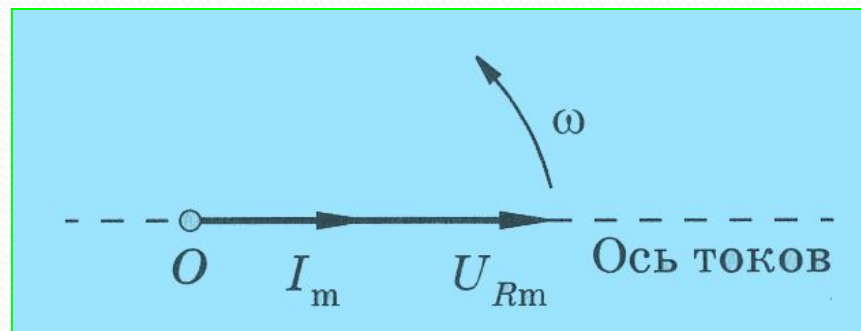


## 1. Цепь с резистором R



$$U = U_{\max} \cos \omega t$$

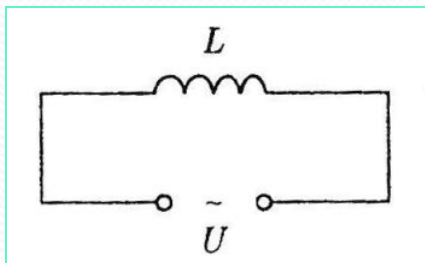
## Векторная диаграмма



Сила тока совпадает по фазе с напряжением

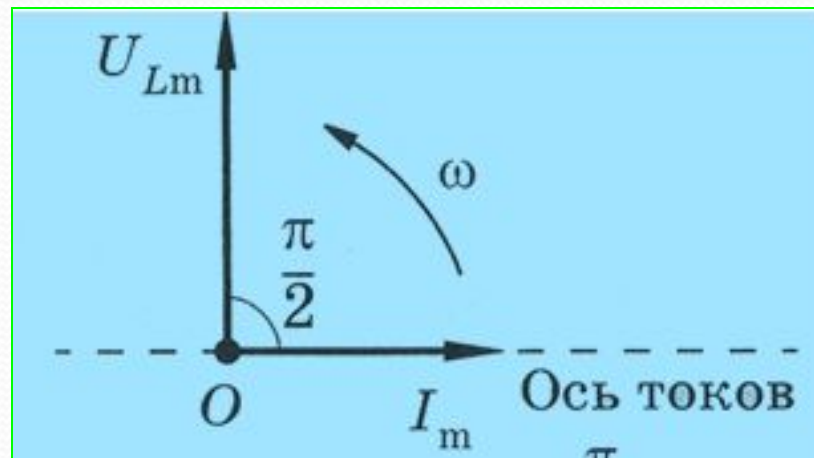
$$I = I_{\max} \cos \omega t$$

## 2. Цепь с индуктивностью L



$$U = U_{\max} \cos \omega t$$

### Векторная диаграмма



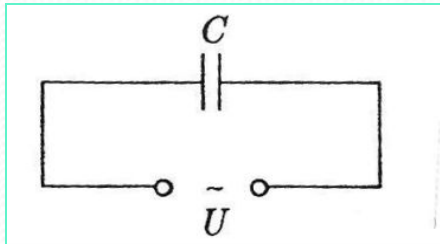
Сила тока отстает по фазе от приложенного напряжения

$$I = I_{\max} \cos\left(\omega t - \frac{\pi}{2}\right)$$

Индуктивное сопротивление

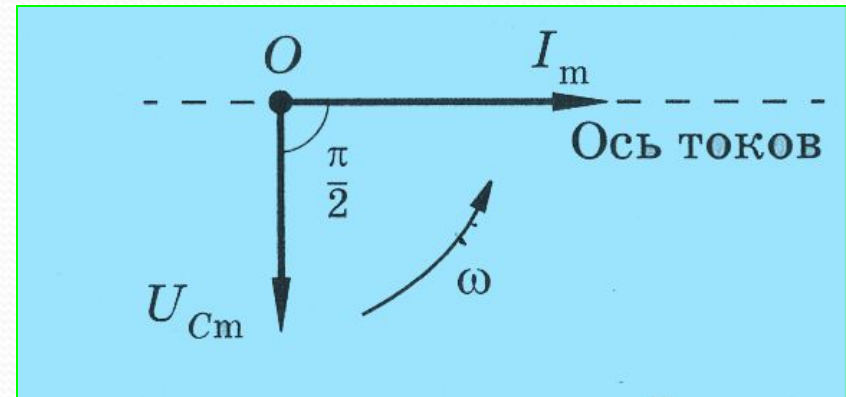
$$X_L = \omega L \quad [\text{Ом}]$$

### 3. Цепь с конденсатором C



$$U = U_{\max} \cos \omega t$$

### Векторная диаграмма



Сила тока опережает по фазе напряжение на  $\pi/2$

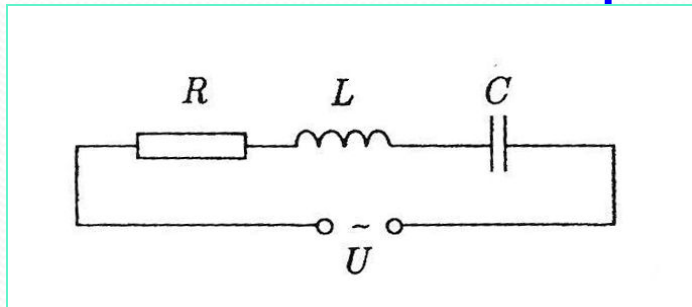
$$I = I_{\max} \cos\left(\omega t + \frac{\pi}{2}\right)$$

Емкостное сопротивление

$$X_C = \frac{1}{\omega C} \quad [\text{Ом}]$$



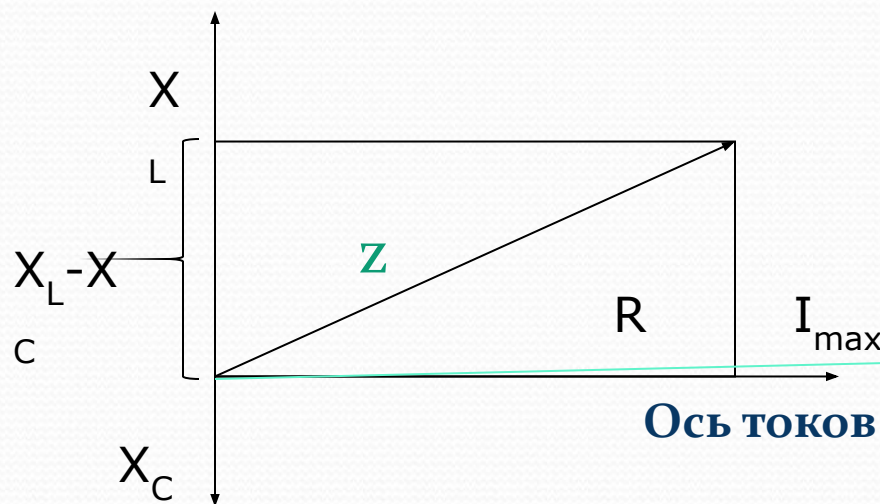
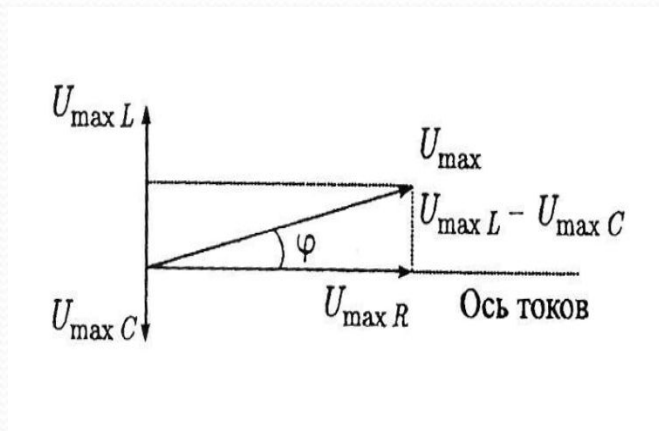
# Импеданс = полное сопротивление в цепи переменного тока



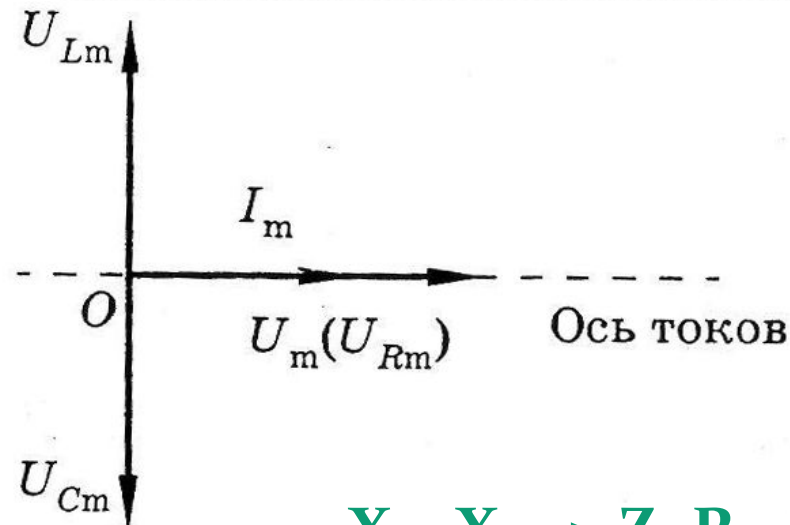
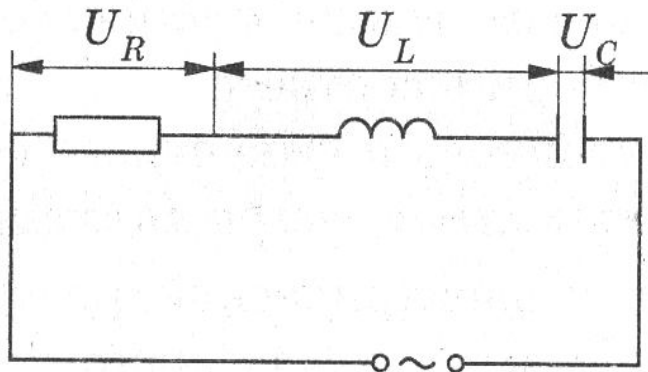
$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}$$

Активное  
сопротивление

Реактивное  
сопротивление



# Резонанс в цепи переменного тока



$$X_C = X_L \Rightarrow Z = R$$

$$U_{\max L} = U_{\max C}$$

**I => max**

При  $X_L = X_C$  ,  $Z=R$

**I => max**

Это называется **резонансом напряжений**.

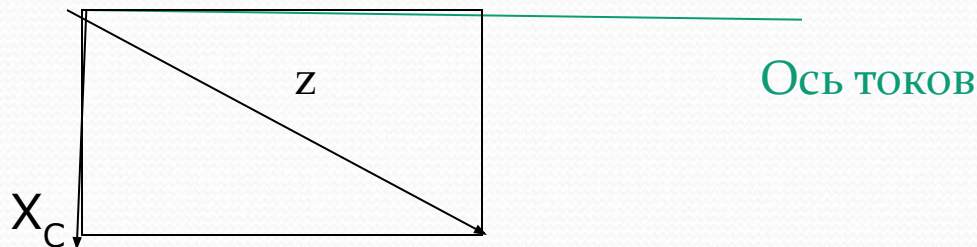
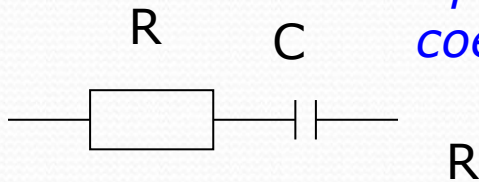
# Импеданс тканей организма

Импеданс тканей организма – это полное сопротивление живых объектов переменному току. Это геометрическая сумма активного и емкостного сопротивления живых клеток



Сила тока опережает по фазе приложенное напряжение

При последовательном соединении



$$Z_{\text{общ}} = \sqrt{R^2 + X_c^2}$$

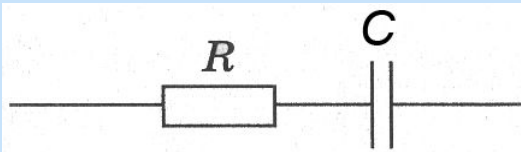
[Ом]

$$Z_{\text{общ}} = \sqrt{R^2 + \frac{1}{\omega^2 C^2}}$$

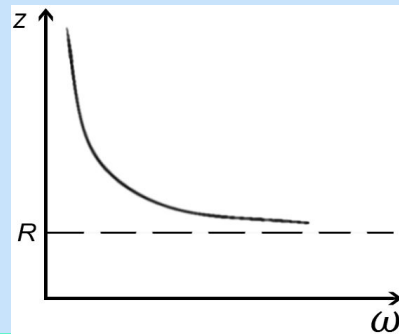
# Эквивалентные электрические схемы тканей организма

Это **модели** биологических тканей

## 1. Последовательное соединение R и C

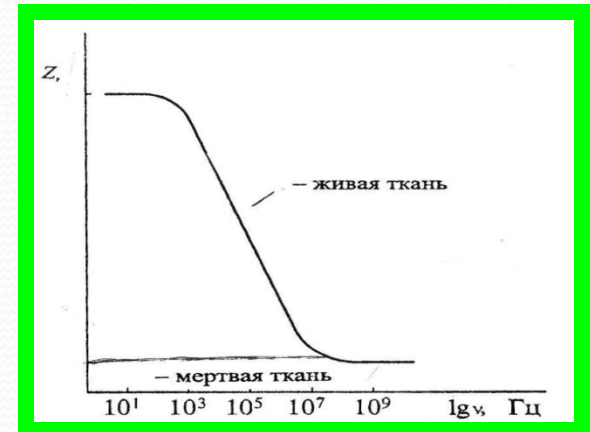


Не работает  
на НЧ

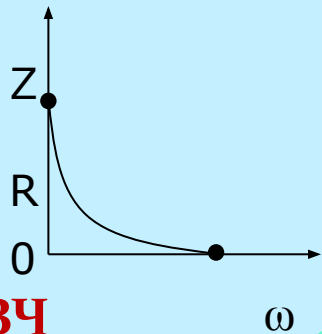
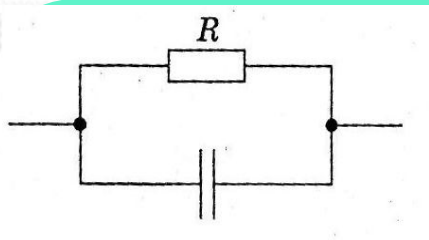


$$\downarrow X_C = \frac{1}{\uparrow \omega C}$$

Работу этих  
моделей  
проверяли по  
кривой  
дисперсии  
импеданса:

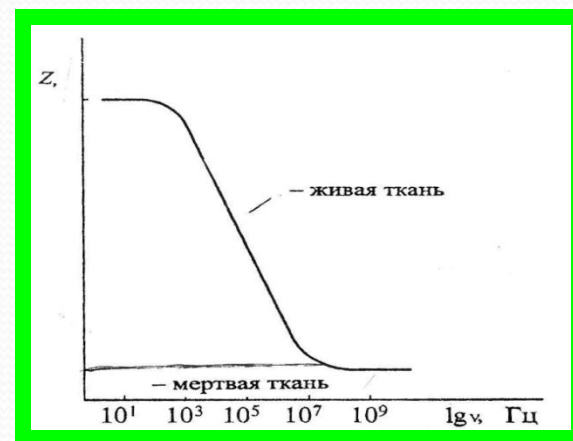
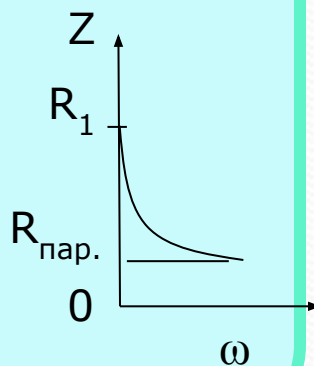
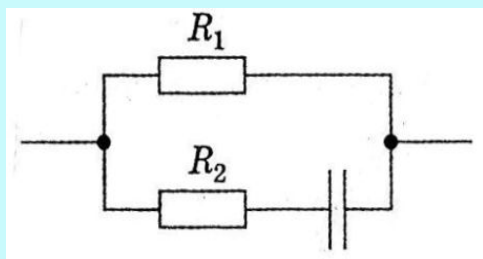


## 2. Параллельное соединение $R$ и $C$



**Не работает на ВЧ**

## 3. Межклеточное $R_1$ и внутриклеточное $R_2$ сопротивления



# Оценка жизнеспособности и патологических изменений тканей и органов по частотной зависимости импеданса и углу сдвига фаз между током и напряжением



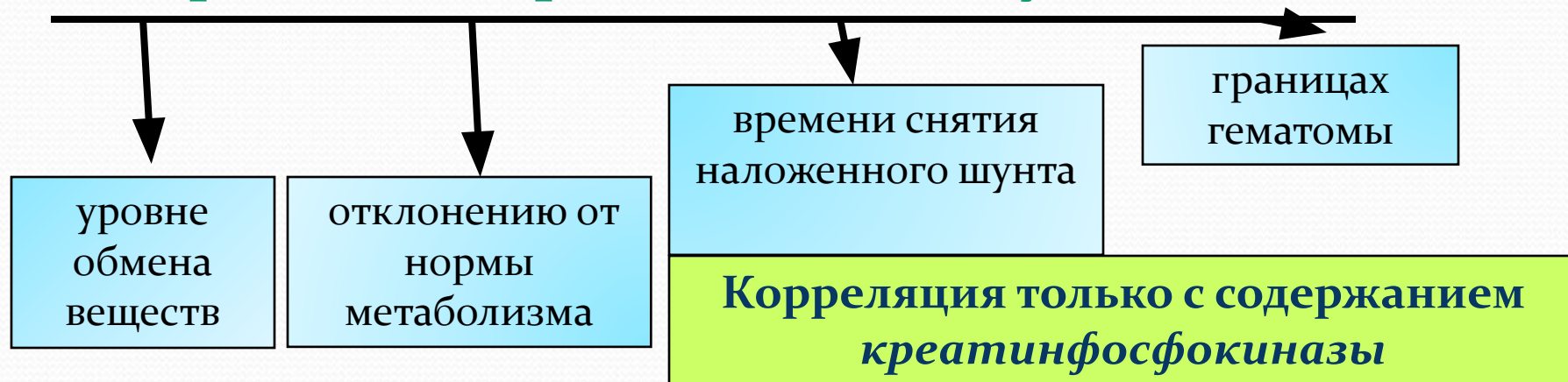
Частотная зависимость импеданса  $Z = f(\nu)$  - дисперсия импеданса

По мере  $\uparrow$  частоты  $\nu$  импеданс  $Z \downarrow$

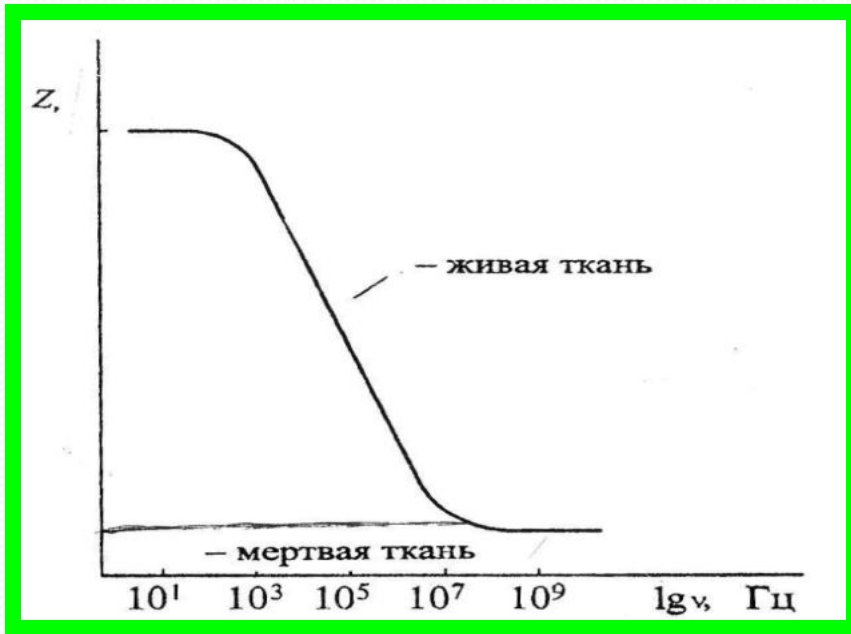
Дисперсия импеданса – это результат того, что при **НИЗКИХ** частотах, как и при постоянном токе, *электропроводность* связана с поляризацией. И по мере ↑ частоты  $\nu$  поляризационные явления сказываются меньше.

Дисперсия импеданса присуща только **ЖИВЫМ** клеткам

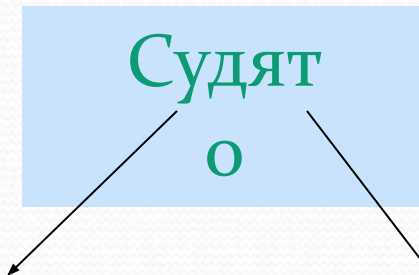
**По кривой дисперсии импеданса судят о**



# Коэффициент поляризации



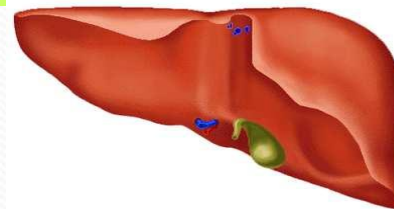
$$K = \frac{Z_{i \times}}{Z_{\hat{A} \times}}$$



$K > 1$  - живая ткань  
 $K = 1$  - мертвая ткань

уровне  
метаболизма

положении в  
эволюционном  
ряду



Печень  $K=10$



*E. Coli*  $K=2$



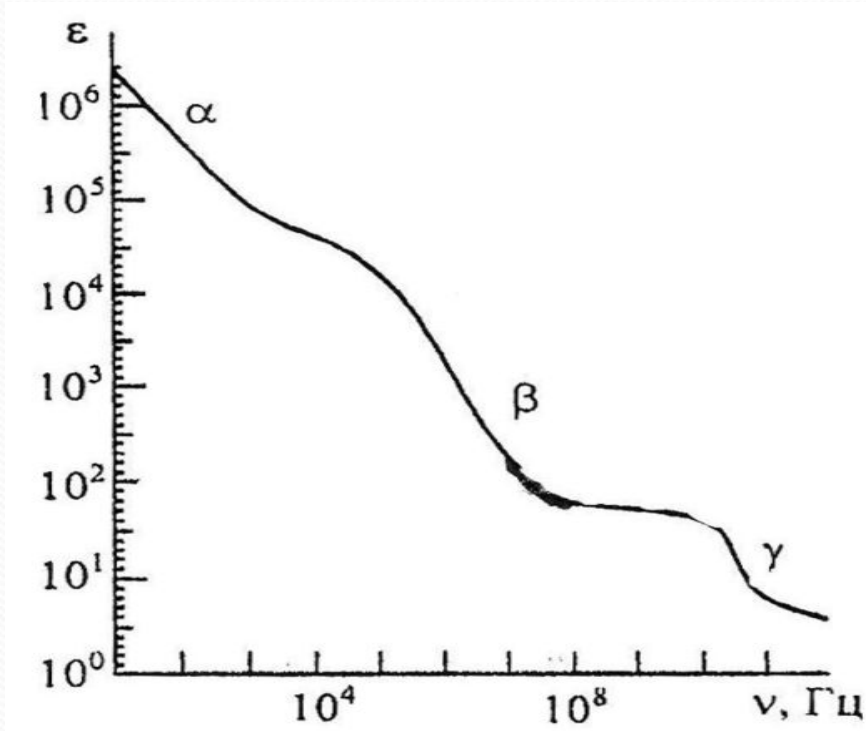
Угол сдвига фаз между током и напряжением  
величина большая.

Сила тока опережает по фазе приложенное напряжение  
 $\nu=1\text{кГц}$  на  $55^\circ-78^\circ$

Биологический объект	Угол сдвига фаз $\varphi$ , град
Кожа человека, лягушка	<b>55</b>
Нерв лягушки	<b>64</b>
Мышцы кролика	<b>65</b>
Десна	<b>42</b>
Эмаль зуба	<b>25</b>

# Дисперсия диэлектрической проницаемости. Области $\alpha$ - , $\beta$ - и $\gamma$ - дисперсии

Это зависимость  $\epsilon = f(\nu)$



Дисперсия диэлектрической  
проницаемости скелетной мышцы

Шванн, 1963 г

С ↑ частоты  $\epsilon$  ↓ , так как  
**поляризационные  
явления** сказываются  
**меньше**

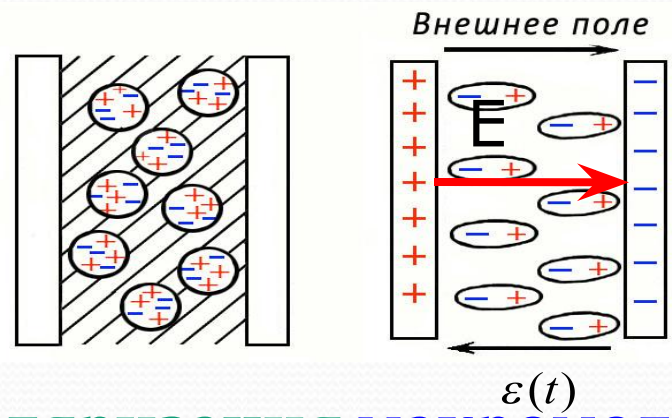
Выделяют 3 области дисперсии, что указывает на различие механизмов поляризации тканей в разных частотных диапазонах.

# ПОЛЯРИЗИЦИЯ ЖИВОЙ ТКАНИ

1. Макрополяризация = поверхностная поляризация .  
За счет наличия БМ

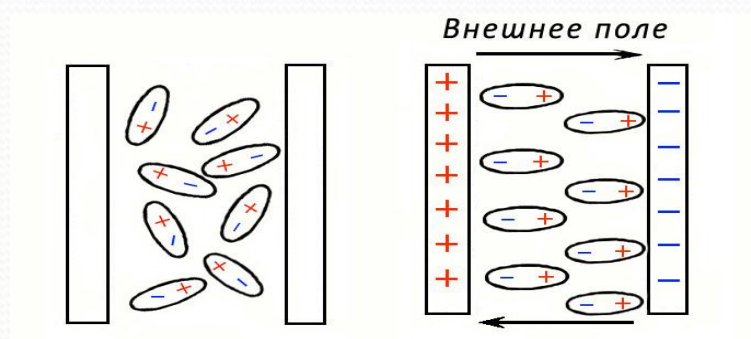
## Компартмент

Участвует двойной электрический слой

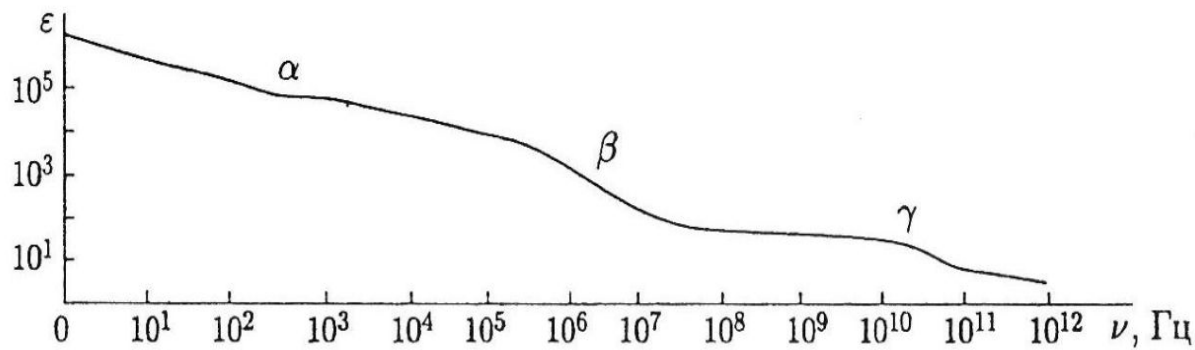


2. Ориентационная поляризация макромолекул

## Белки



3. Поляризация микромолекул ВОДЫ в белковых комплексах.



Область  $\alpha$ -дисперсии занимает область низких частот до 1 кГц. Здесь силен эффект поверхностной поляризации: с  $\uparrow \nu$  вращение гигантских диполей запаздывает по отношению к  $E_{\text{внеш}}$

Область  $\beta$ -дисперсии от  $10^4$  до  $10^8$  Гц (радиочастоты). Выпадает ориентационная поляризация белковых макромолекул. Они не успевают поворачиваться

Область  $\gamma$ -дисперсии ( $>10^{10}$  Гц – микроволновые частоты).  
 $\downarrow$  степень поляризации молекул воды.  
 Даже они не успевают поворачиваться с такой частотой.

# Физические основы реографии и ее возможного применения в медицине

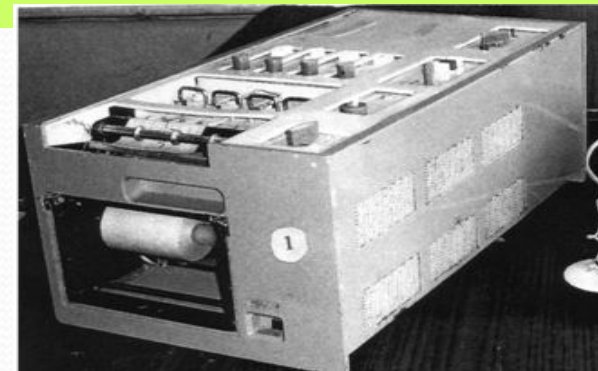
Реография – диагностический метод определения кровенаполнения тканей и органов, основанный на регистрации изменения импеданса тканей в процессе сердечной деятельности.

Для реографии применяют переменный ток высокой частоты **3-100 кГц** (до 500 кГц) силой **2 мА !** (не более 10 мА).



Реограф

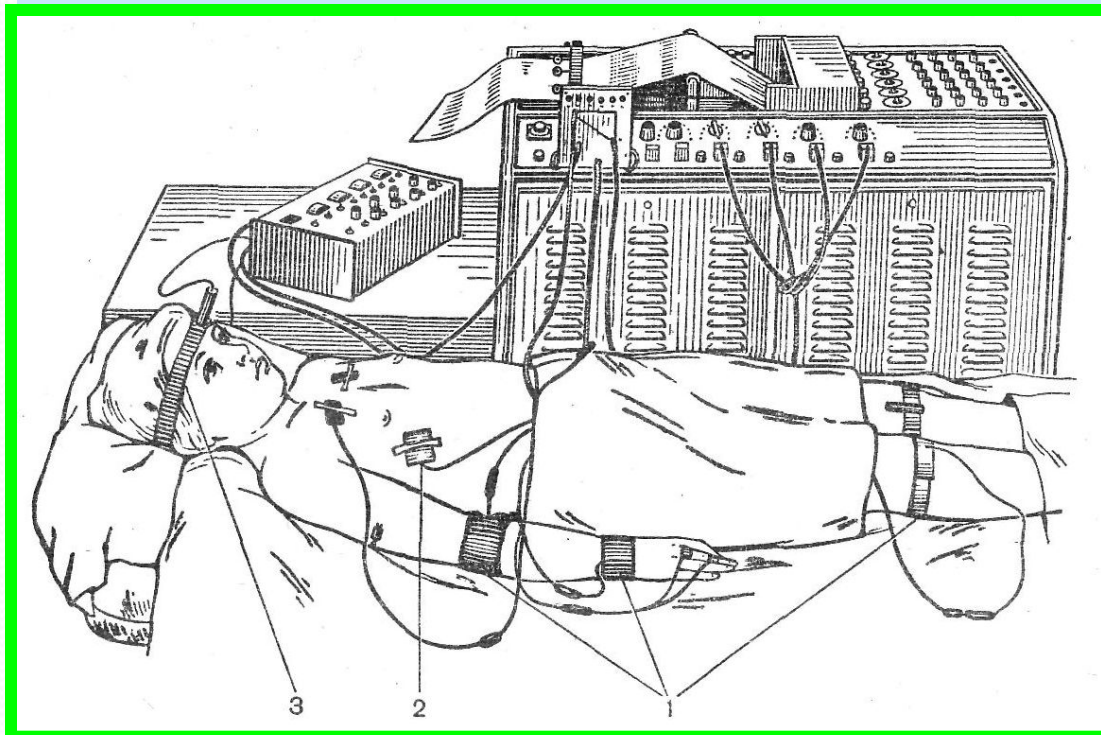
*Что еще  
необходимо для  
записи  
реограммы?*



Регистратор

## ВИДЫ реограмм:

- реокардиограмма = реограмма сердца
- Реоэнцефалограмма = реограмма головного мозга
- Реограмма магистральных сосудов
- Реограмма печени
- Реограмма легких
- Реограмма конечностей



**РЕГИСТРАЦИЯ**  
**РЕОГРАММЫ.** Положение  
электродов при  
регистрации  
реовазограммы (1),  
реогепатораммы (2),  
реоэнцефалограммы (3).

## Суть метода:

Измеряют полное сопротивление определенного участка ткани в течение цикла сердечной деятельности.

Изменение сопротивления тканей обусловлено пульсирующим артериальным кровотоком (1%) на фоне почти постоянного кровотока в артериолах, капиллярах и мелких венах.

Применение переменного тока высокой частоты до 500 кГц дает возможность выделить из общего сопротивления = импеданса переменный компонент, малый по величине (1%), **связанный с пульсовыми колебаниями кровенаполнения.**

$$Z_{\text{общ}} = \sqrt{R^2 + \cancel{X_c^2}}$$

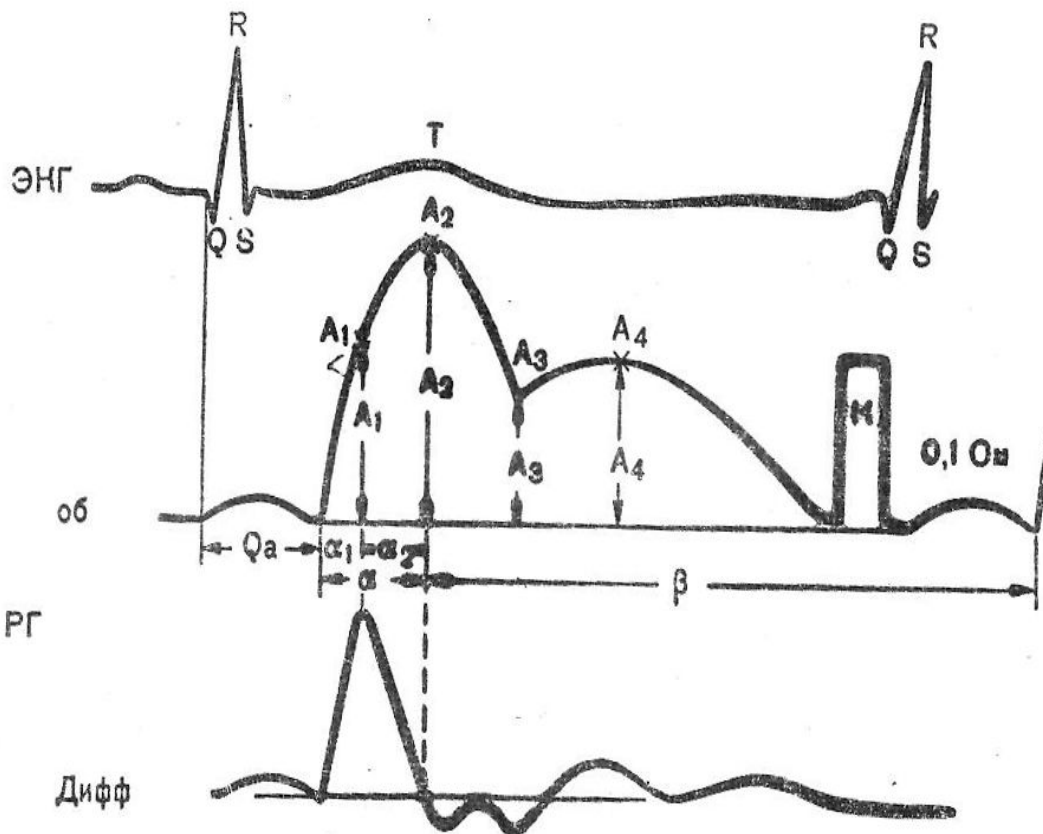
$$Z = R$$

$$R = R_{\text{пульс.}} + R_{\text{непульс.}}$$

1% арт.                      Капил

**Реограмма** – это регистрация изменения импеданса ткани во времени.

$$Z = f(t)$$



Между изменениями электрического сопротивления участка тела и пульсовыми колебаниями объема крови существует строгая линейная зависимость.

**ВОПРОС:**

Что происходит с сопротивлением при **систоле?**

R уменьшается



# Применение реографии в медицине

- Возможность изучения гемодинамики любого органа
- Характеристика артериального кровенаполнения
- Состояние **тонуса** артериальных сосудов
- Венозный отток
- Коллатеральное кровообращение
- Микроциркуляция
- Определение **ударного объема**

# Реограф

Это **аппарат** для реографического исследования.



# Другие электроимпедансные методы диагностики

## Электропроводность на

**НЧ**

Амплитуда НЧ тока пропорциональна **объему межклеточного пространства** и концентрации электролитов в нем.

**Используют** для выявления отека органов, в которых набухшие клетки **уменьшают межклеточное пространство**

**ВЧ**

Электропроводность, измеренная на частотах более 100 кГц, пропорциональна **общему количеству электролитов, содержащихся в ткани между электродами**, так как в этом случае клеточные мембраны уже не препятствуют распространению эл. тока

Используют для регистрации **малых изменений объема органов**, связанных с притоком или оттоком крови от них

# Электроимпедансная томография (ЭИТ)

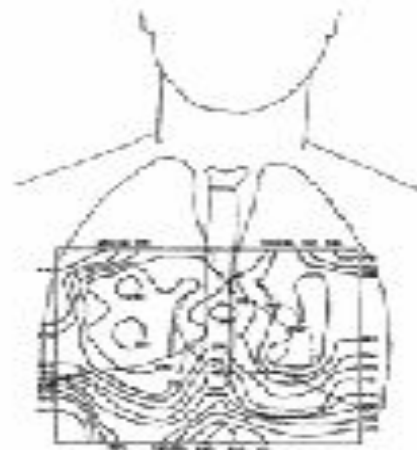
Это техника получения изображения в срезах тела посредством **неинвазивного** электрического зондирования, расчетов и алгоритма реконструкции распределения **импеданса**.

Разные ткани имеют разный импеданс следовательно, можно обнаруживать физиологические сдвиги.

**ПРИМЕР:** ЭИТ используется для диагностики заболеваний **щитовидной железы**.



Низкая пространственная разрешающая способность



Первое импедансное изображение. грудной клетки 1978 г