

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];

ρ – удельное
сопротивление, [Ом• м];

l – длина
проводника, [м];

S – площадь
поперечного сечения, [м²]

Таблица. Удельные сопротивления различных тканей и жидкостей организма

Ткань	ρ , 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).*

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

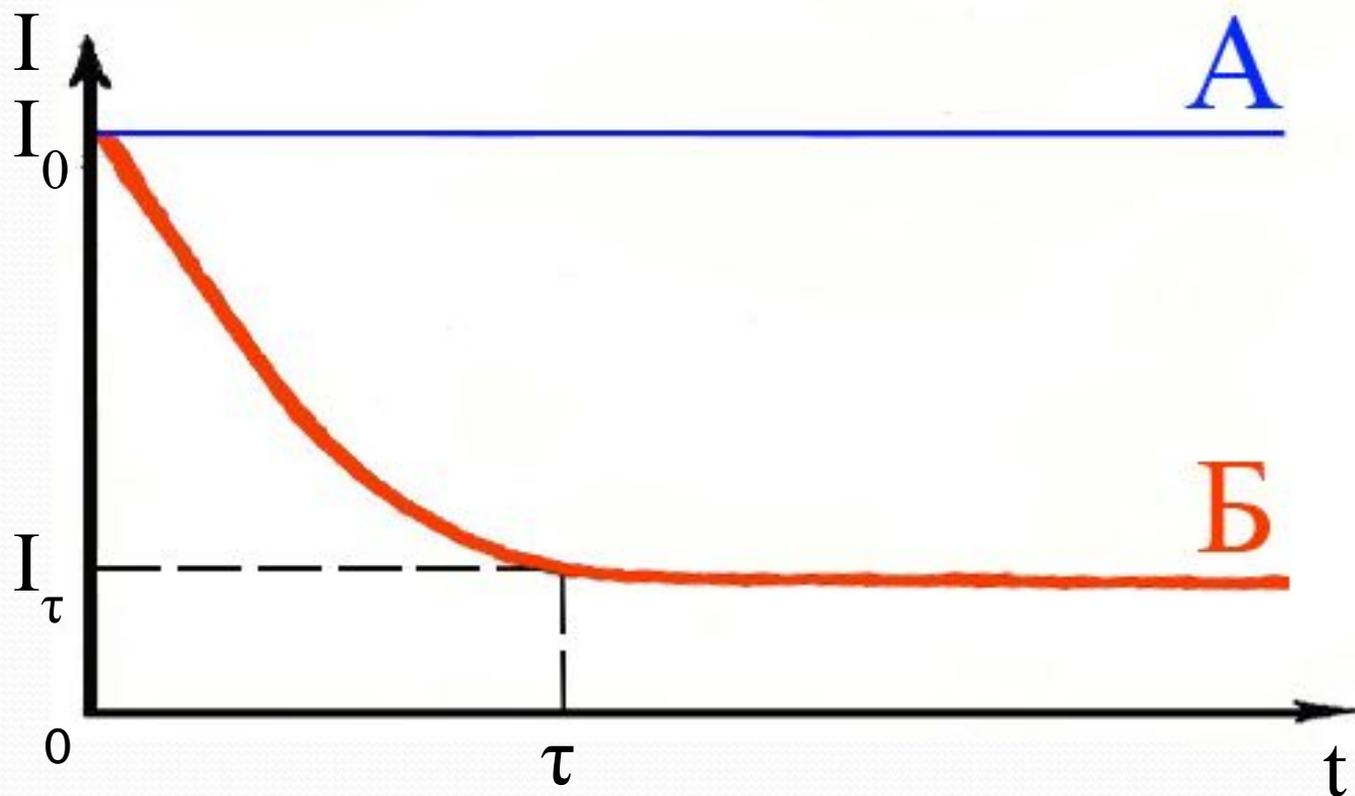
I - сила тока через биологическую ткань;

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).

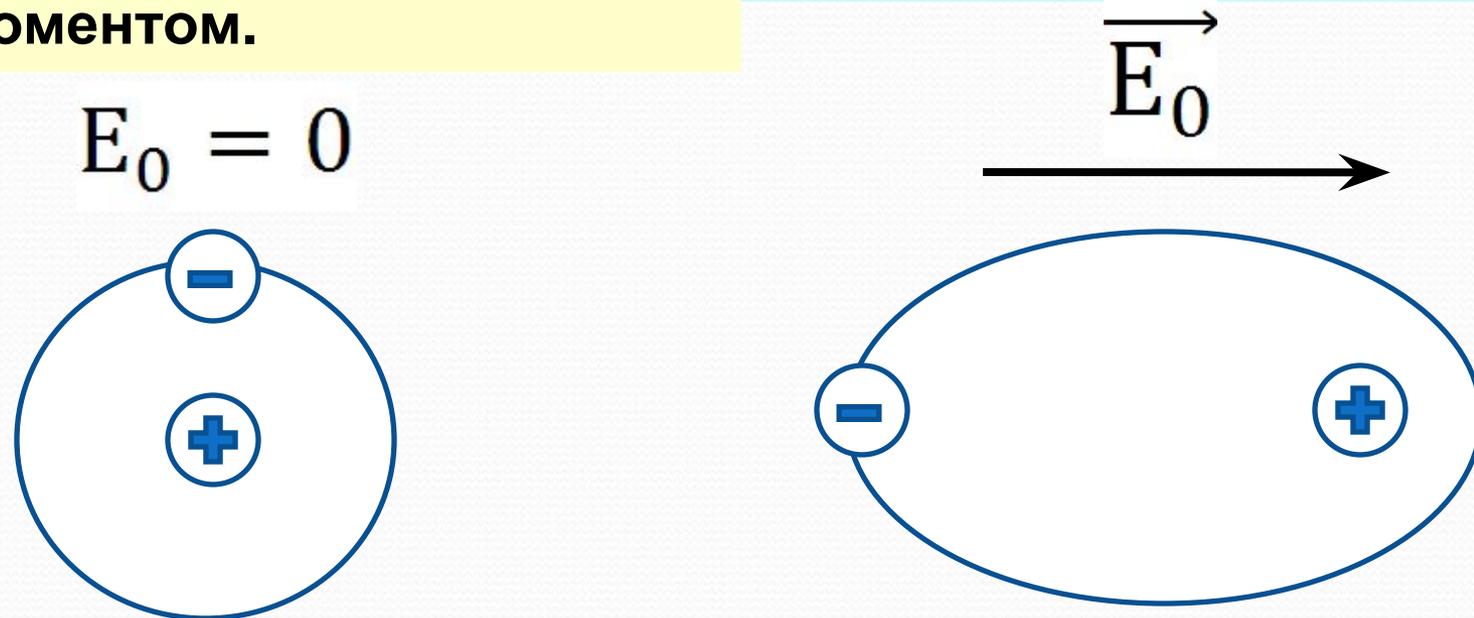
Диэлектрики в электрическом поле.

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

Электронная поляризация

Неполярные диэлектрики не обладают собственным дипольным моментом.

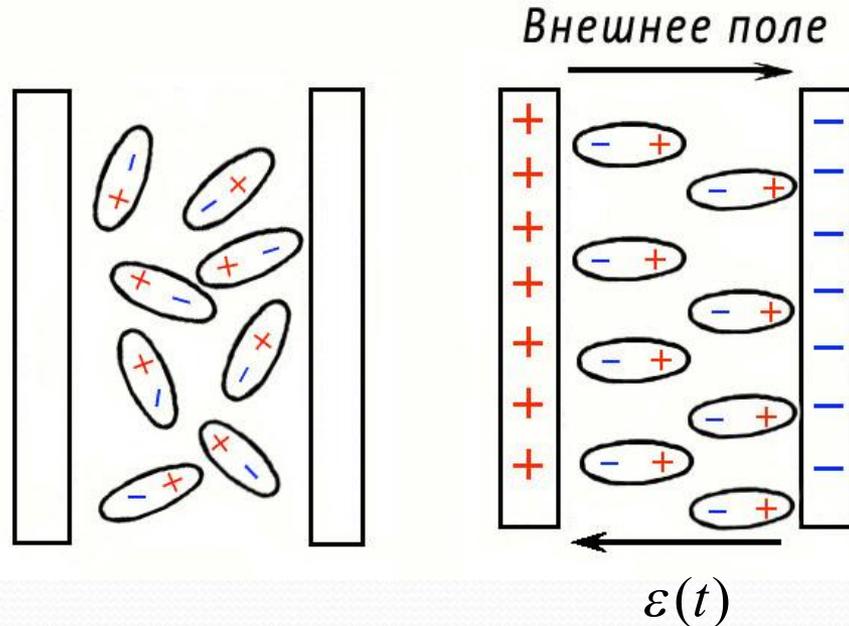
Во внешнем электрическом поле возникает индуцированный дипольный момент



Полярные диэлектрики (диполи)

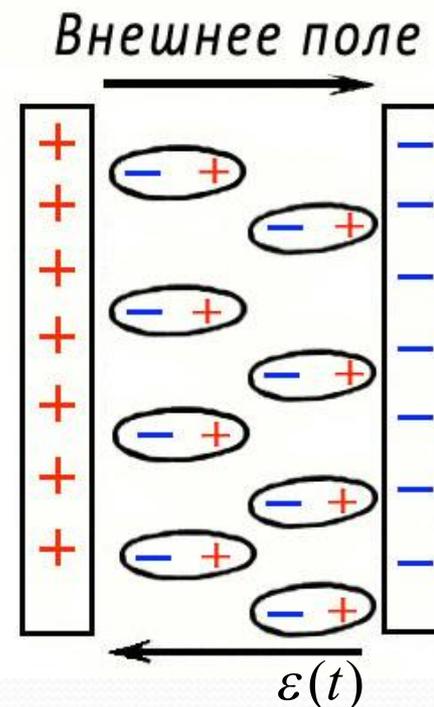
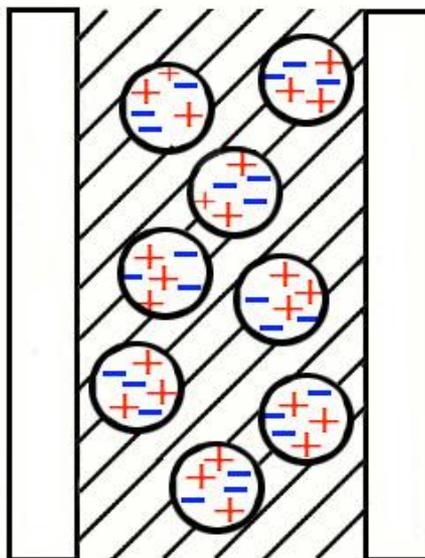
Для диполей расположение зарядов в нейтральной молекуле несимметрично:
в одной части преобладают положительные заряды,
в другой – отрицательные.

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

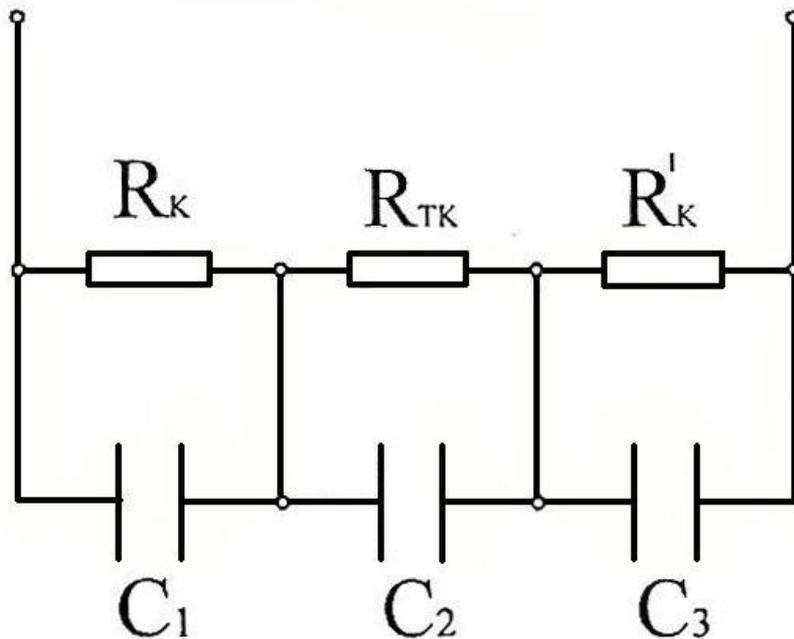
E - модуль напряженности электрического поля внутри диэлектрика

ε 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



$$R_{общ} = R_K + R_{тк} + R'_K$$

$$R_{тк} \ll R_K$$

$$R_K \approx R'_K$$

$$R_{общ} \approx 2R_K$$

$R_{тк}$ - омическое сопротивление мышц

R_K и R'_K - омические сопротивления кожи

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:

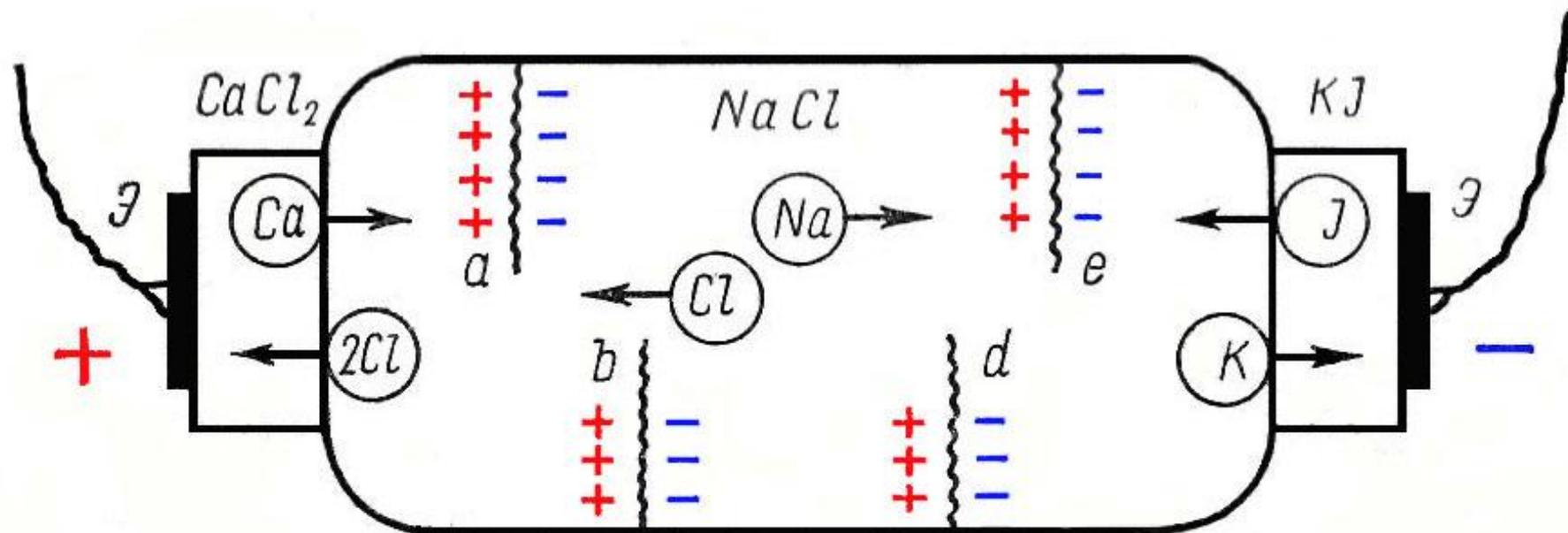
- под K^- : накопление H^+
- под A^+ : накопление OH^-

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

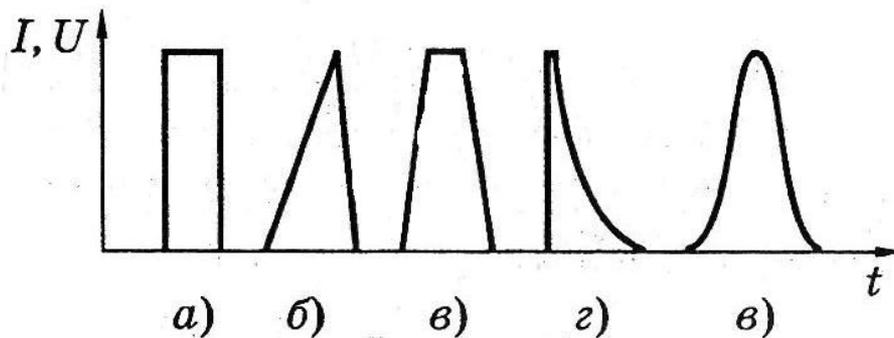
Электрические колебания – это периодические взаимосвязанные изменения **зарядов, токов, напряжений и напряженностей** электрических и магнитных полей.

q, I, U, E, H

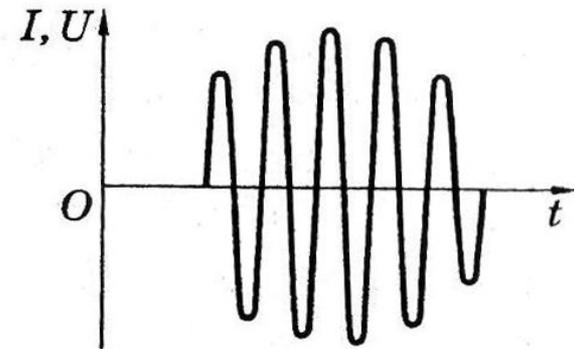
Импульсный сигнал

Электрический импульс - это кратковременное изменение силы тока или электрического напряжения

Видеоимпульсы - это электрический сигнал, имеющий одну полярность



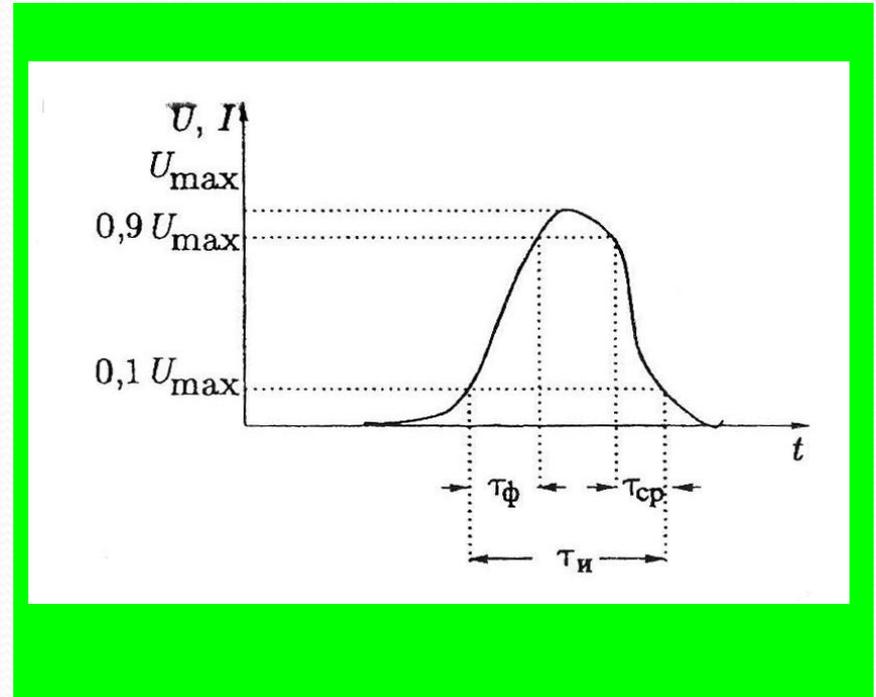
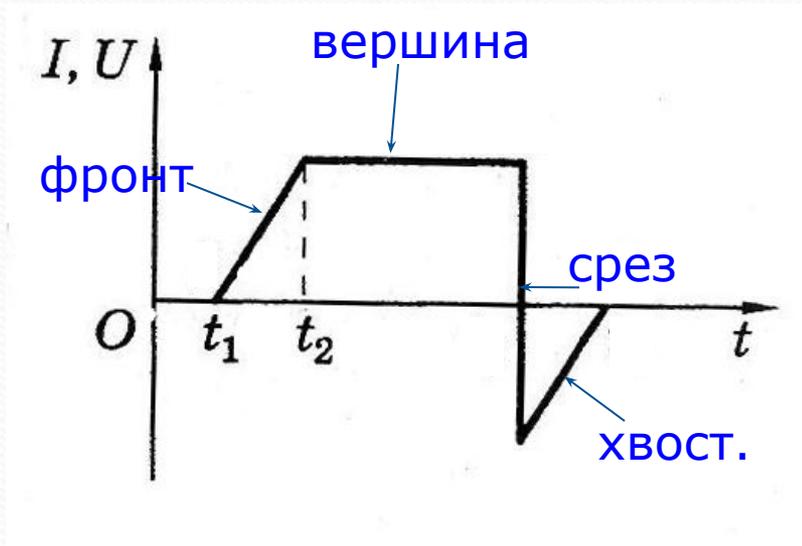
Радиоимпульсы - это модулированные электромагнитные колебания



Видеоимпульс

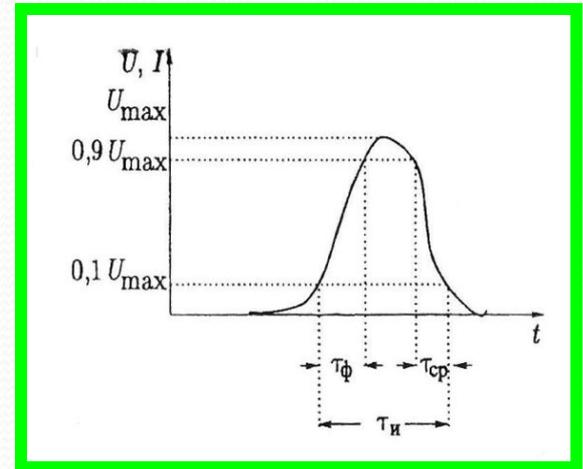
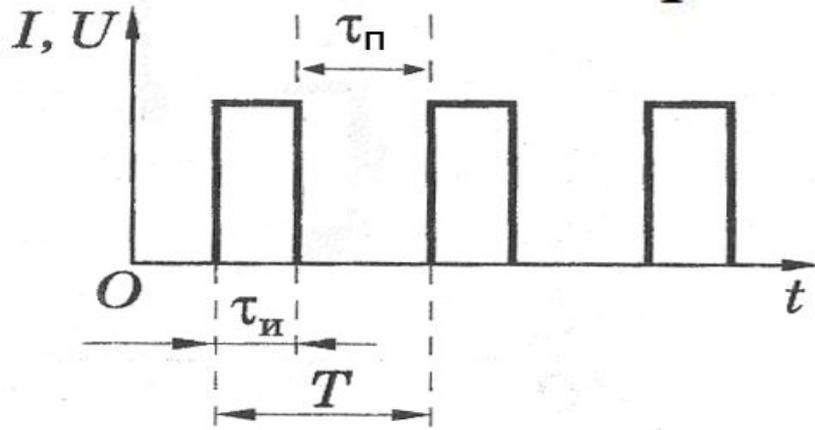
Идеальный

Реальный



Параметры импульсного тока

$$T = \tau_{\text{и}} + \tau_{\text{п}}$$



1. Длительность импульса $T_{\text{и}}$

2. Крутизна фронта

3. Период повторения импульсов T

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

5. Коэффициент заполнения

$$\text{tg} \alpha = \frac{0,8 U_{\text{max}}}{\tau_{\hat{o}}}$$

$$K = \frac{1}{Q} = \frac{\tau_{\hat{e}}}{T}$$

Механизм действия импульсных токов

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

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

Пороговые значения тока

**Порог
ощутимого
тока**

1 мА

**Порог
неотпускающего
тока**

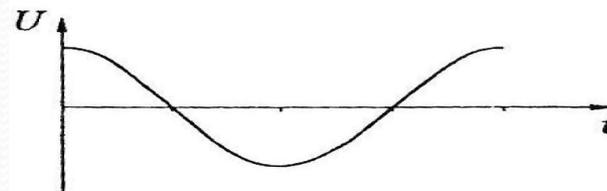
10-15 мА

Переменный ток

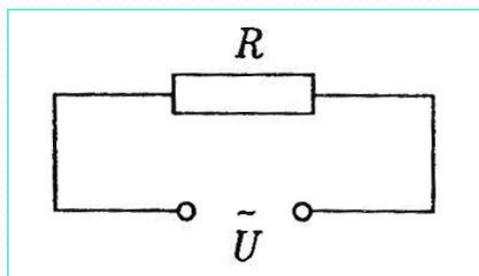
– это ток, зависящий от времени по закону **sin** или **cos**

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

Приложенное напряжение

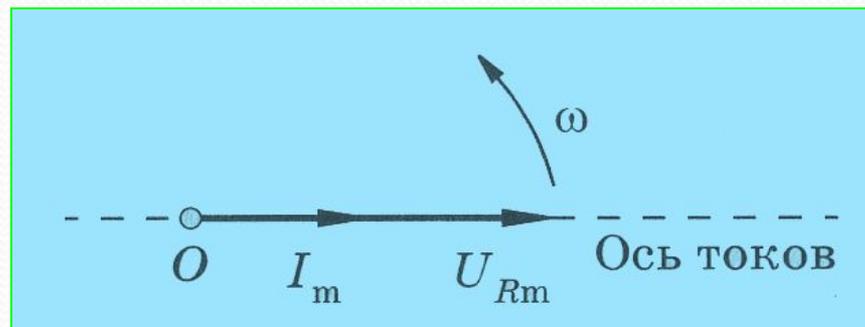


1. Цепь с резистором R



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

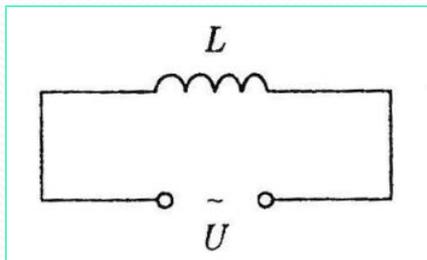
Векторная диаграмма



Сила тока совпадает по фазе с напряжением

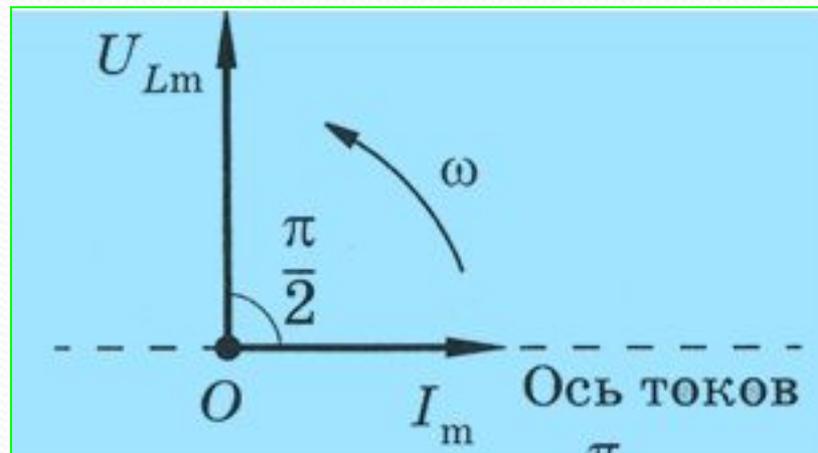
$$I = I_{\max} \cos \omega t$$

2. Цепь с индуктивностью L



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

Векторная диаграмма

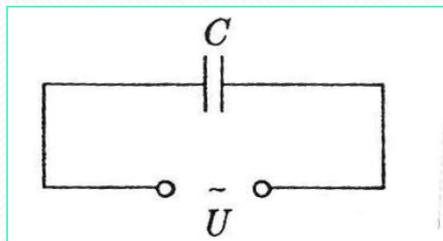


Сила тока отстает по фазе от приложенного напряжения

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

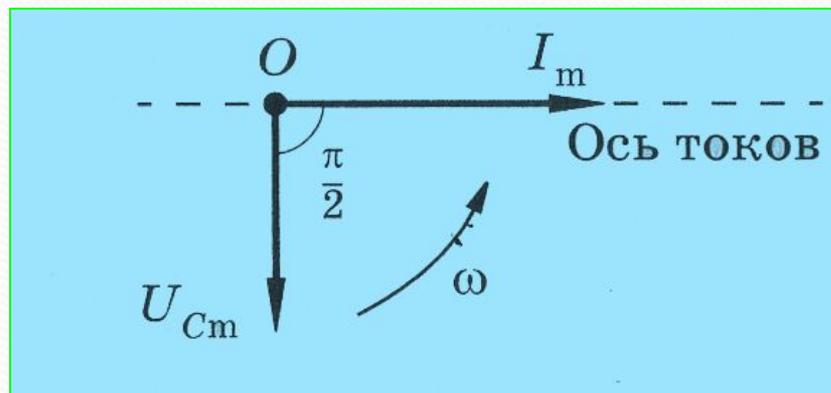
Индуктивное сопротивление $X_L = \omega L$ [Ом]

3. Цепь с конденсатором C



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

Векторная диаграмма



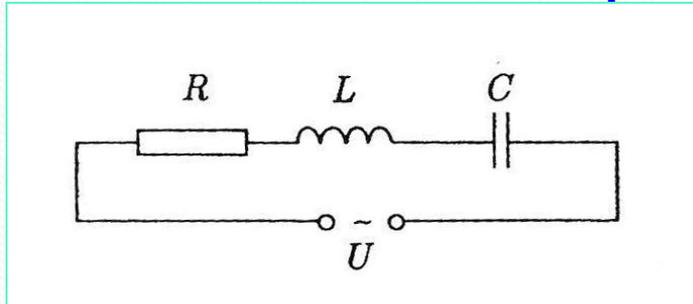
Сила тока опережает по фазе напряжение на $\pi/2$

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

Емкостное сопротивление

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

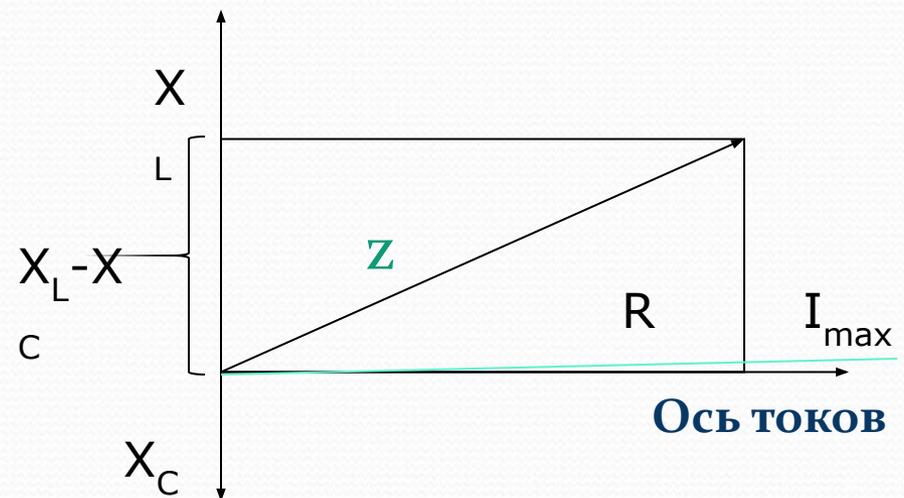
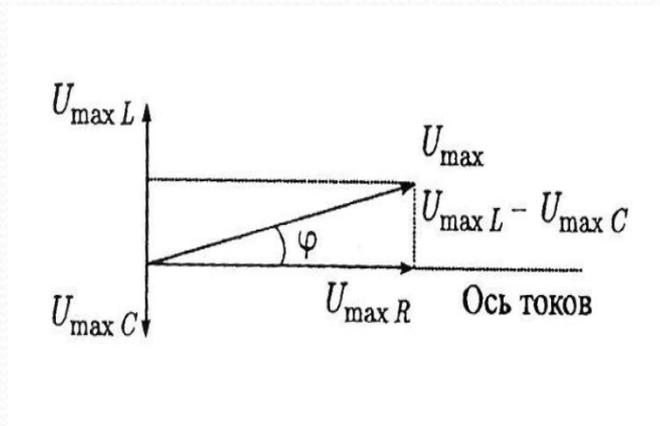
Импеданс = полное сопротивление в цепи переменного тока



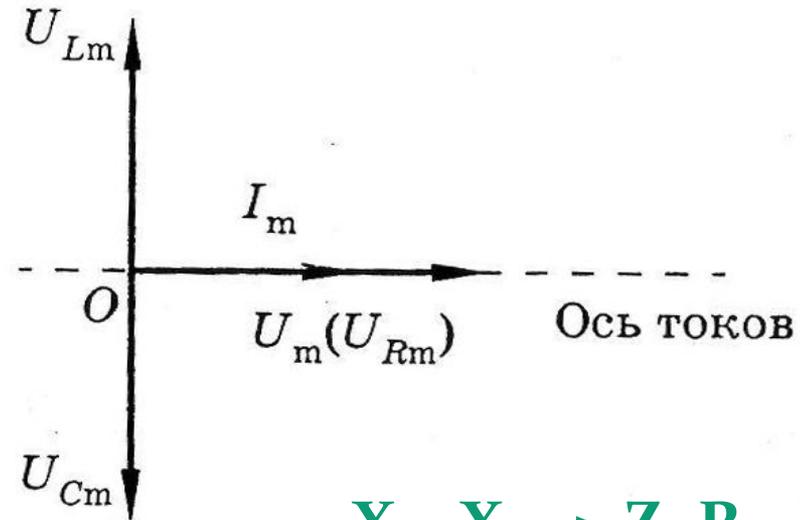
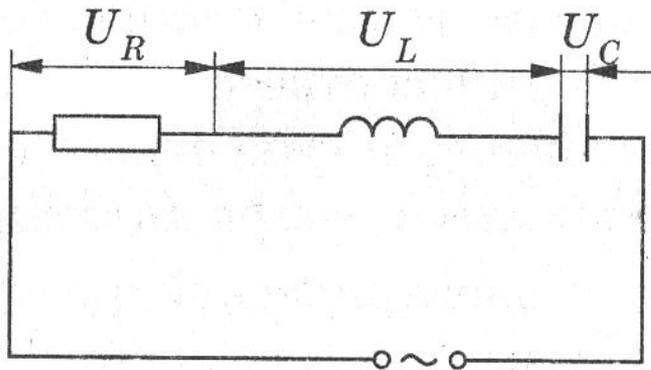
$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}$$

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**.

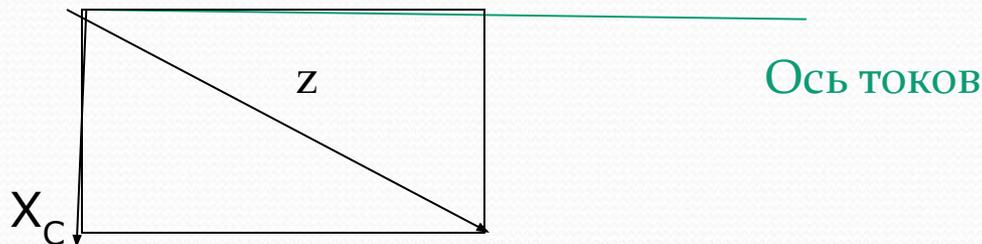
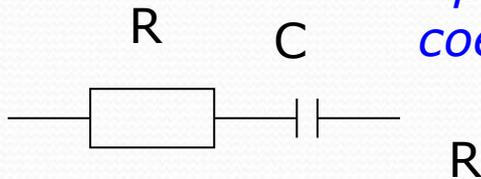
Импеданс тканей организма

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



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

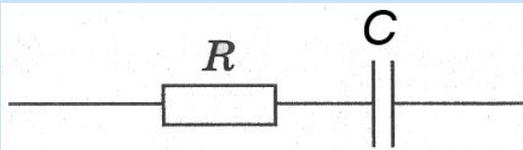
[Ом]

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

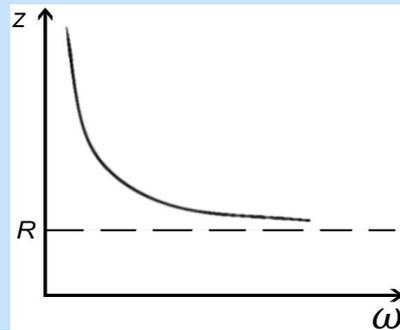
Эквивалентные электрические схемы тканей организма

Это **модели** биологических тканей

1. Последовательное соединение R и C

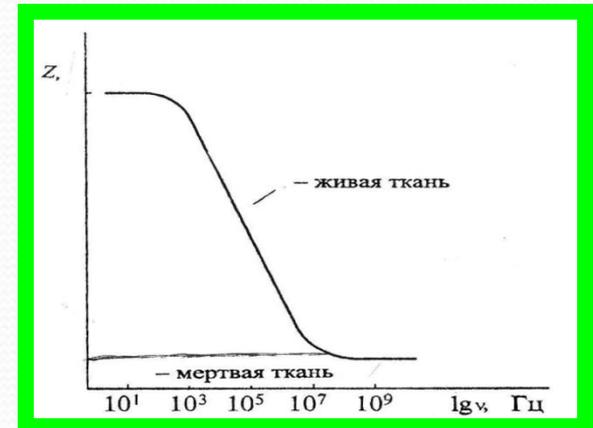


Не работает
на НЧ

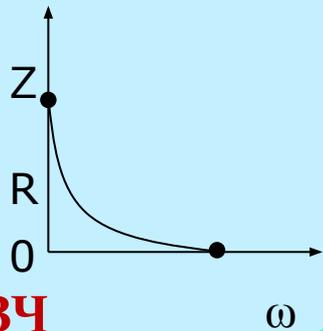
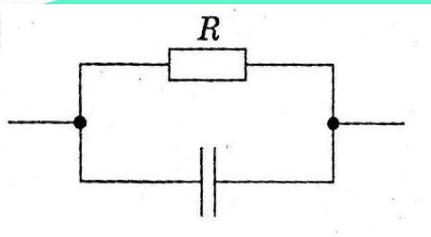


$$\downarrow X_C = \frac{1}{\uparrow \omega C}$$

Работу этих
моделей
проверяли по
кривой
дисперсии
импеданса:

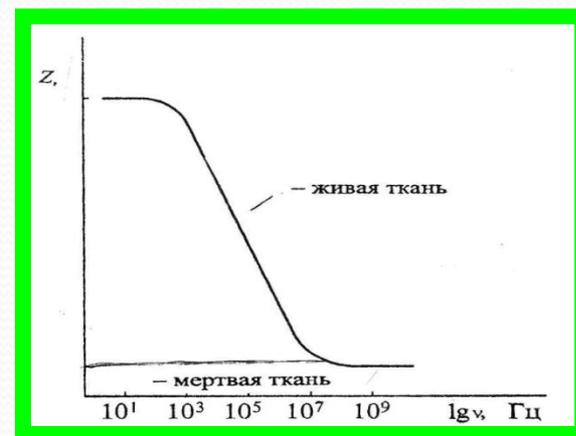
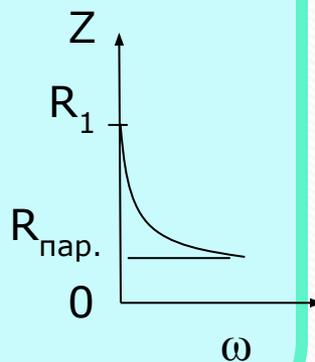
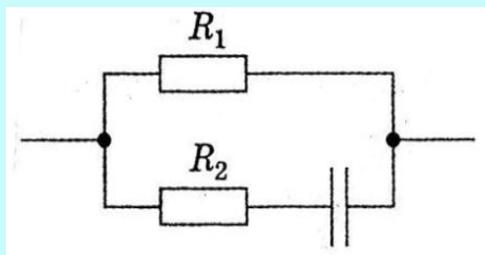


2. Параллельное соединение R и C

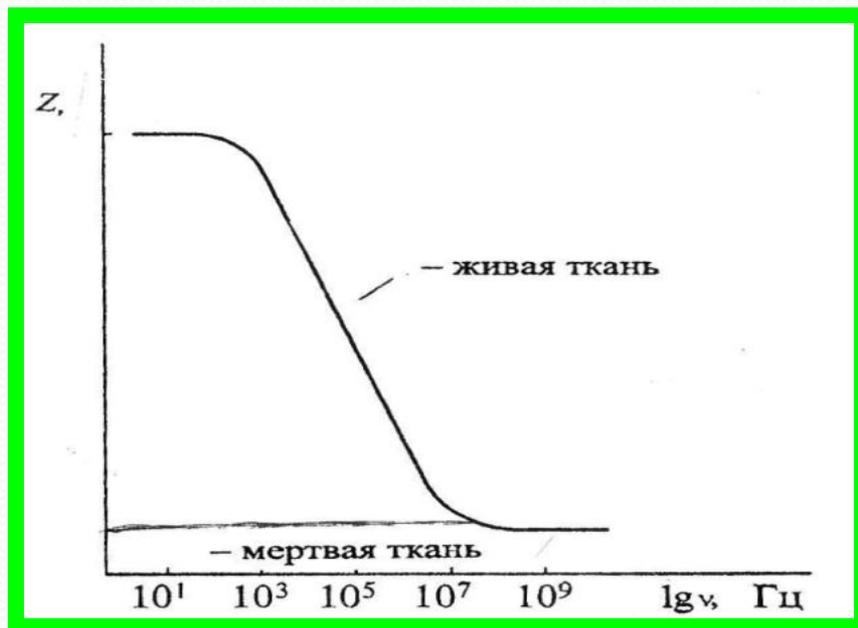


Не работает на ВЧ

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 ν импеданс Z \downarrow

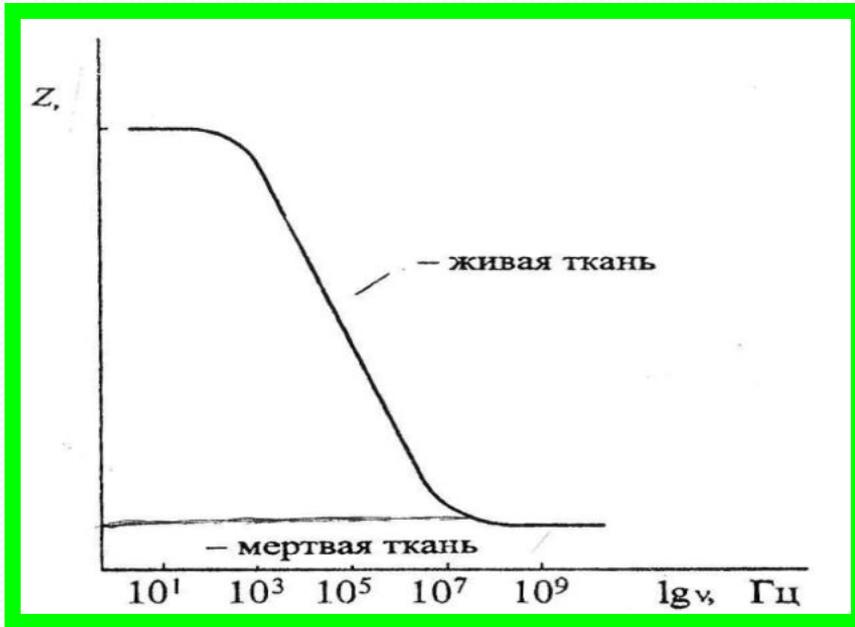
Дисперсия импеданса – это результат того, что при **НИЗКИХ** частотах, как и при постоянном токе, электропроводность связана с поляризацией. И по мере ↑ частоты ν поляризационные явления сказываются меньше.

Дисперсия импеданса присуща только **ЖИВЫМ** клеткам

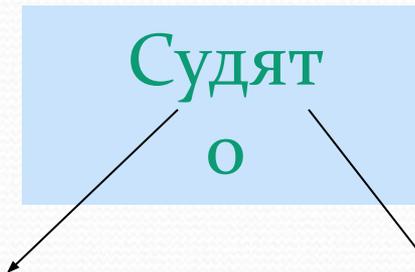
По кривой дисперсии импеданса судят о



Коэффициент поляризации



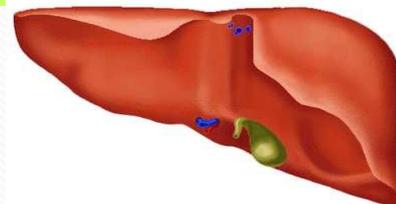
$$K = \frac{Z_{i \times}}{Z_{\hat{A} \times}}$$



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

уровне
метаболизма

положении в
эволюционном
ряду



Печень $K=10$



E. Coli $K=2$

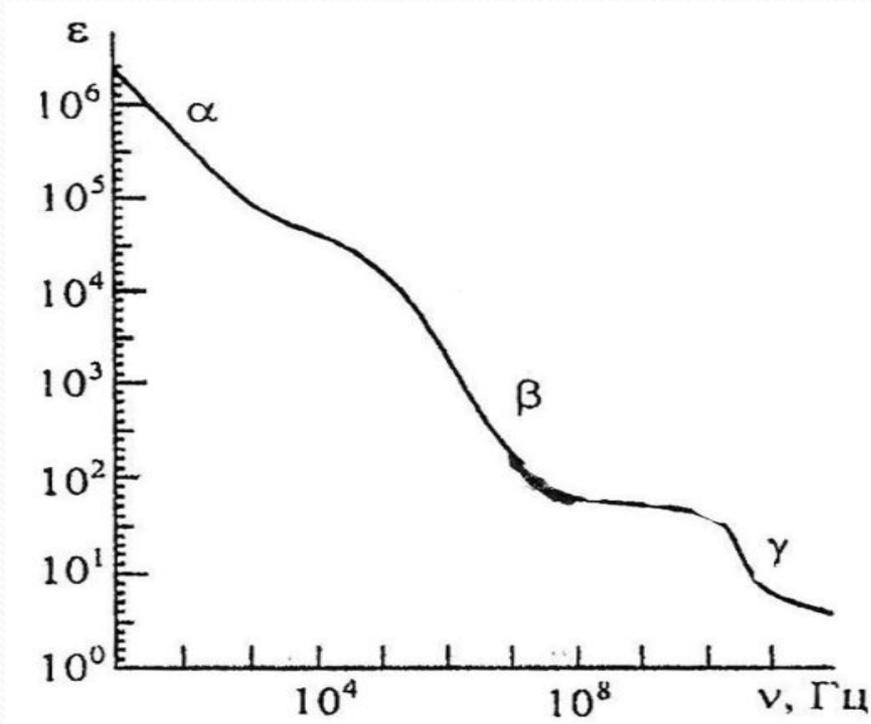
Угол сдвига фаз между током и напряжением
величина большая.

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

Биологический объект	Угол сдвига фаз φ , град
Кожа человека, лягушка	55
Нерв лягушки	64
Мышцы кролика	65
Десна	42
Эмаль зуба	25

Дисперсия диэлектрической проницаемости. Области α - , β - и γ - дисперсии

Это зависимость $\epsilon = f(\nu)$



Дисперсия диэлектрической
проницаемости скелетной мышцы

Шванн, 1963 г

С \uparrow частоты ϵ \downarrow , так как
**поляризационные
явления** сказываются
меньше

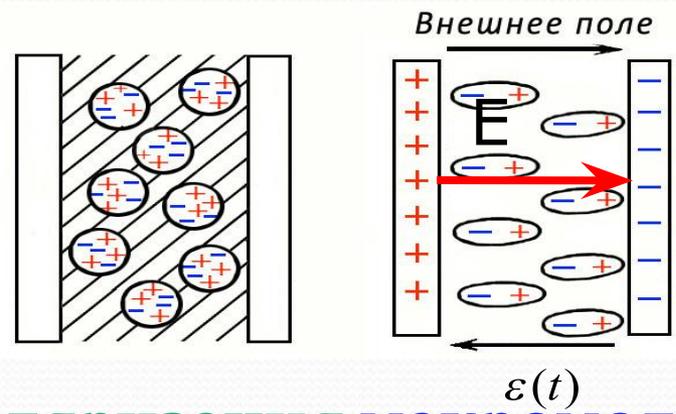
Выделяют 3 области
дисперсии, что указывает
на различие механизмов
поляризации тканей в
разных частотных
диапазонах.

ПОЛЯРИЗИЦИЯ ЖИВОЙ ТКАНИ

1. Макрополяризация = поверхностная поляризация .
За счет наличия БМ

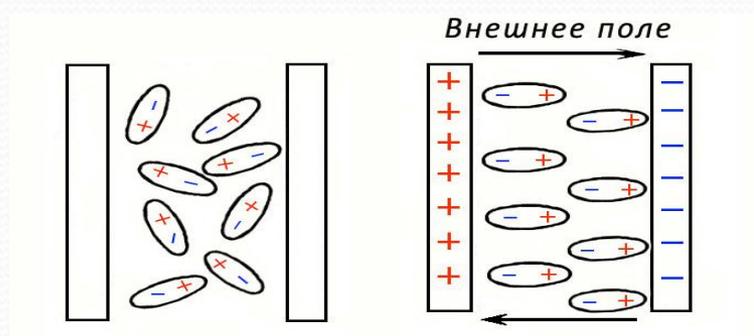
Компартмент

Участвует двойной электрический слой

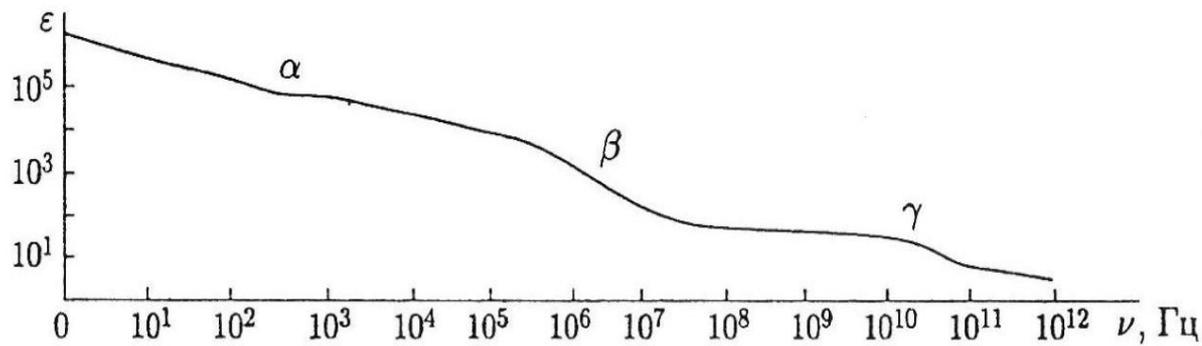


2. Ориентационная поляризация макромолекул

Белки



3. Поляризация микромолекул ВОДЫ в белковых комплексах.



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

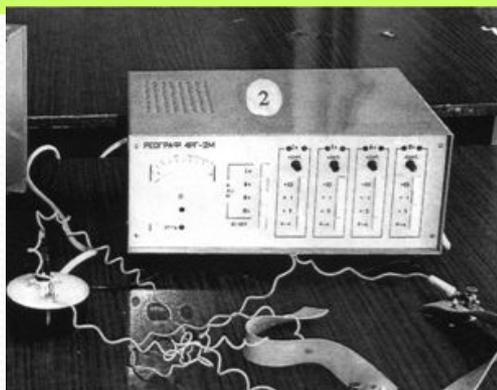
Область β-дисперсии от 10⁴ до 10⁸ Гц (радиочастоты). Выпадает ориентационная поляризация белковых макромолекул. Они не успевают поворачиваться

Область γ-дисперсии (>10¹⁰ Гц – микроволновые частоты). ↓ 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

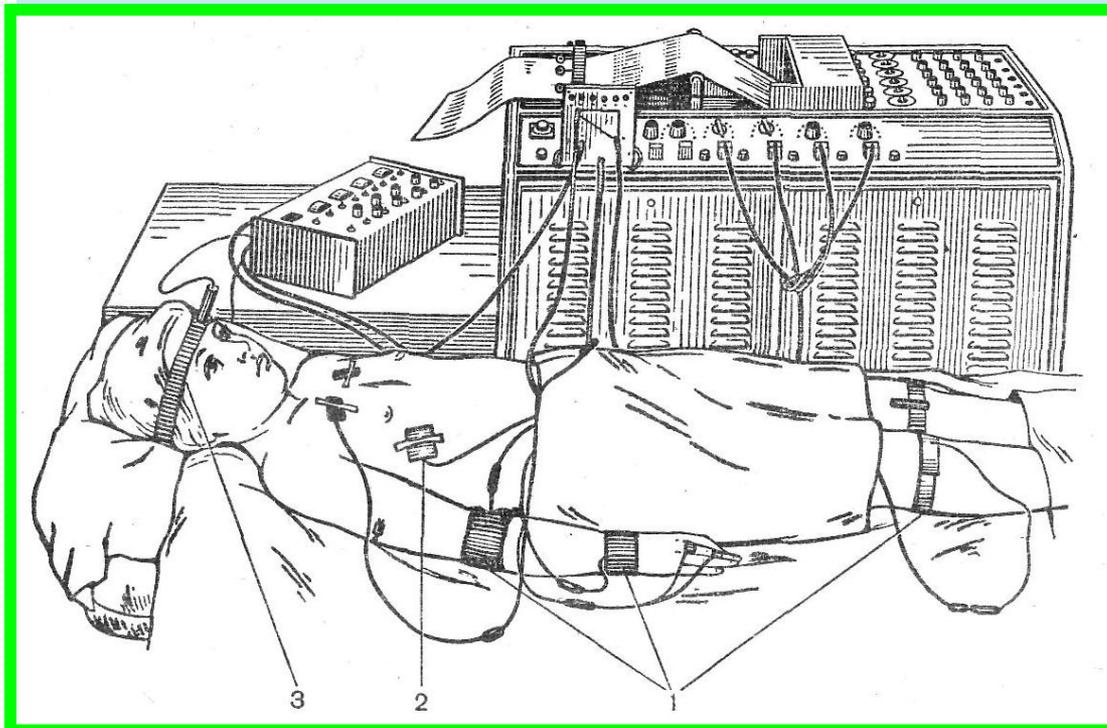
*Что еще
необходимо для
записи
реограммы?*



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.**

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

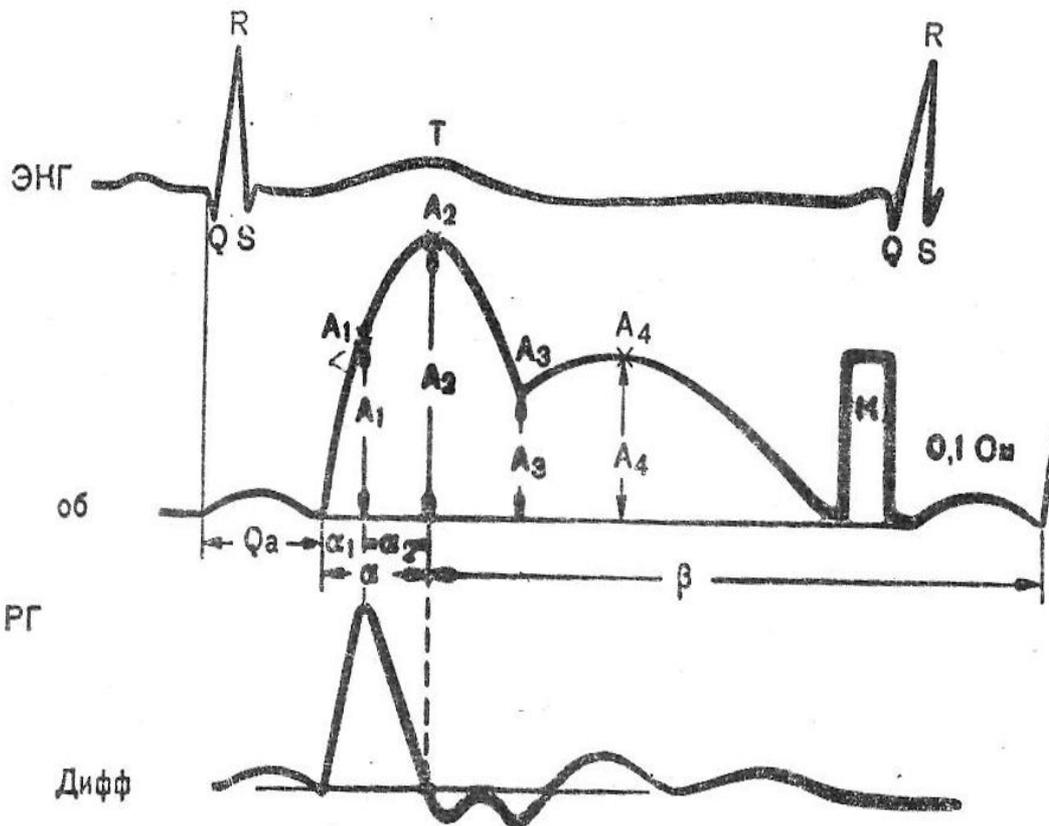
$$Z = R$$

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

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?**

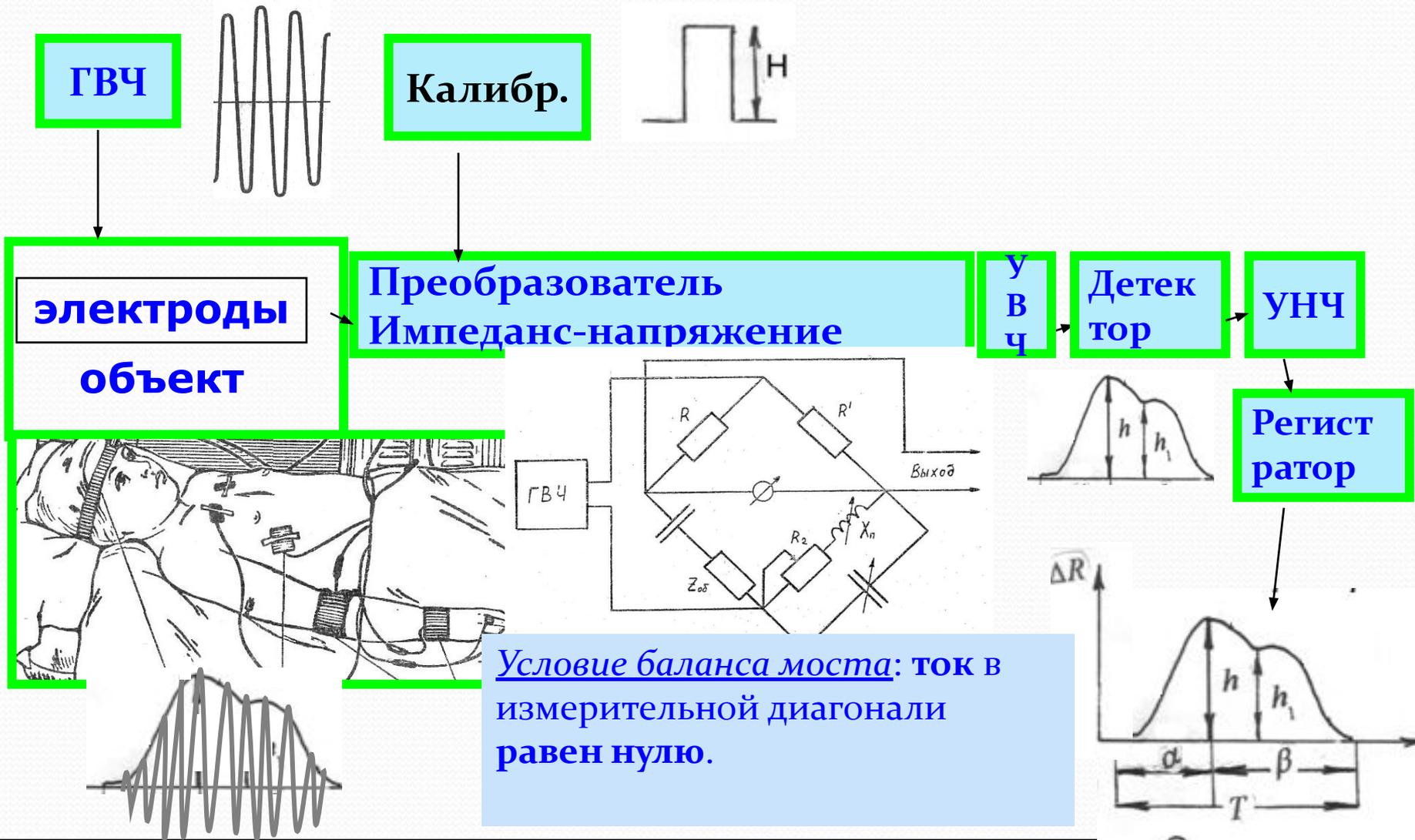
R уменьшается

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

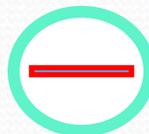
Используют для регистрации малых изменений объема органов, связанных с притоком или оттоком крови от них

Электроимпедансная томография (ЭИТ)

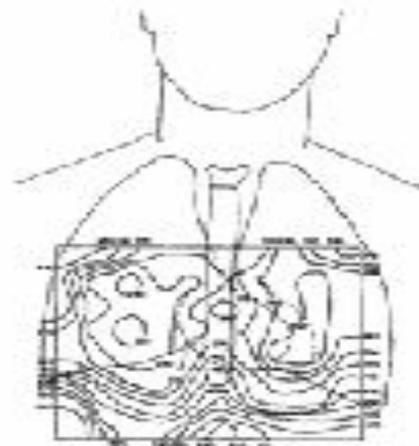
Это техника получения изображения в срезах тела посредством **неинвазивного** электрического зондирования, расчетов и алгоритма реконструкции распределения **импеданса**.

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