

## **Биоэлектромагнетизм. Основы электрокардиографии и реографии.**

Лектор: к.т.н., Якимов А.Н.

Кафедра медицинской и биологической физики,  
медицинской информатики, биостатистики

ГУ «Луганский государственный  
медицинский университет»




# Электрические явления

**Биоэлектромагнетизм** это совокупность электрических, электромагнитных и магнитных явлений, которые происходят в биологических тканях.

Эти явления включают:

- возбуждение тканей постоянным или переменным током;
- электрические токи и потенциалы в тканях;
- магнитные поля, возникающие внутри и вне тела;
- воздействие на ткани электрическим и магнитным полем;
- электрические и магнитные свойства тканей.



## Принцип эквивалентного генератора

- Функционирование клеток сопровождается появлением **трансмембранных потенциалов**. Клетки органа формируют сложную картину электрической активности, состоящую из электрической активности каждой входящей в него клетки, а также происходящими в нем процессами.
- Электрическая активность отражает функциональное состояние клеток, тканей и органа в целом. Регистрация и анализ электрической активности, является **методом диагностики**, позволяющим изучить работу органов и тканей.
- **Принцип эквивалентного генератора** используется для оценки функционального состояния органа по его электрической активности. При этом совокупность клеток органа заменяется одним эквивалентным генератором, который приближенно описывает распределение **электрических потенциалов** во всем органе.

# Электрография

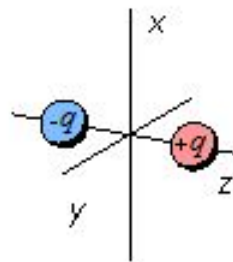
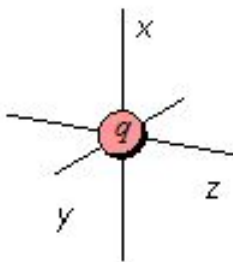
- **Метод диагностики** органа по регистрируемым на поверхности тела изменяющимся во времени **электрическим потенциалам** называется **электрографией**.

В этом методе два электрода размещаются на поверхности тела в разных точках вблизи исследуемого органа и регистрируется изменение потенциалов в них во времени. Временная зависимость разности потенциалов  $\Delta\varphi(t)$  называется **электрокардиограммой**.

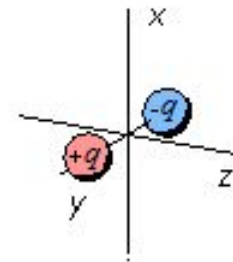
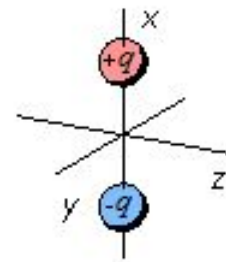
## Модели источников поля

Биоэлектрические источники могут быть описаны как поверхностное/объемное распределение двух типов источников, а именно, *монополей* и/или *диполей*.

**Монополи** – это единичные положительные или отрицательные электрические заряды. **Диполи** представляют собой разделенные в пространстве заряды противоположных знаков. В них общая сумма зарядов



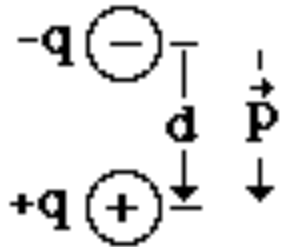
ДИПОЛЬ



# Электрический диполь

**Диполь** состоит из двух монополей с противоположными по знаку, но равными по величине зарядами  $q$ , находящихся на близком расстоянии друг от друга  $d$ .

**Электрический дипольный момент  $p$** , создаваемый парой противоположных зарядов  $+q$  и  $-q$  является векторной величиной и определяется величиной зарядов, расстоянием между ними  $d$  и направлением и расстоянием  $r$  от точки наблюдения до диполя. Обычно точка наблюдения довольно таки далеко удалена от диполя, т.е.  $d \ll r$ .



$$p = q d$$

# Потенциал, создаваемый электрическим диполем

Потенциал от электрического диполя может быть найден как суперпозиция потенциалов, создаваемых двумя точечными зарядами противоположных знаков:


$$\varphi = kq \left[ \frac{1}{r_+} - \frac{1}{r_-} \right] = kq \left[ \frac{r_- - r_+}{r_+ r_-} \right]$$

В случае  $r \gg d$

$$\varphi = \frac{kp \cos \theta}{r^2}$$

где  $\vec{p} = q\vec{d}$   
ДИПОЛЬНЫЙ МОМЕНТ

$r_- - r_+ \approx d \cos \theta$   
 $r_+ r_- \approx r^2$



## Потенциал, создаваемый электрическим диполем

Если  $r \gg d$ , то потенциал электрического поля может быть выражен формулой

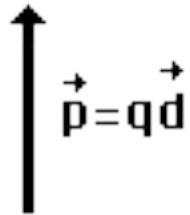
$$\varphi = \frac{1}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \frac{p \cos\theta}{r^2}$$

где  $p$  - электрический дипольный момент,  $\epsilon_0$  - диэлектрическая проницаемость вакуума,  $\epsilon$  - относительная диэлектрическая проницаемость среды



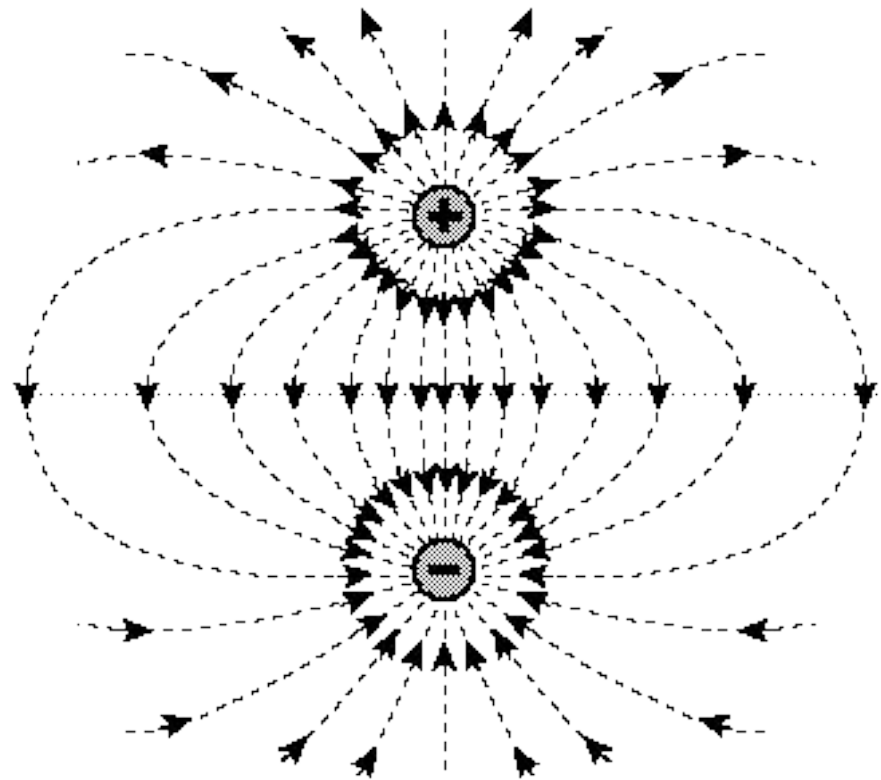
# Электрическое поле диполя

- Электрическое поле электрического диполя состоит из векторной суммы двух точечных зарядов.
- Направление электрического диполя



A vertical arrow pointing upwards, representing the direction of the electric dipole moment. To the right of the arrow is the equation  $\vec{p} = q\vec{d}$ .

$$\vec{p} = q\vec{d}$$

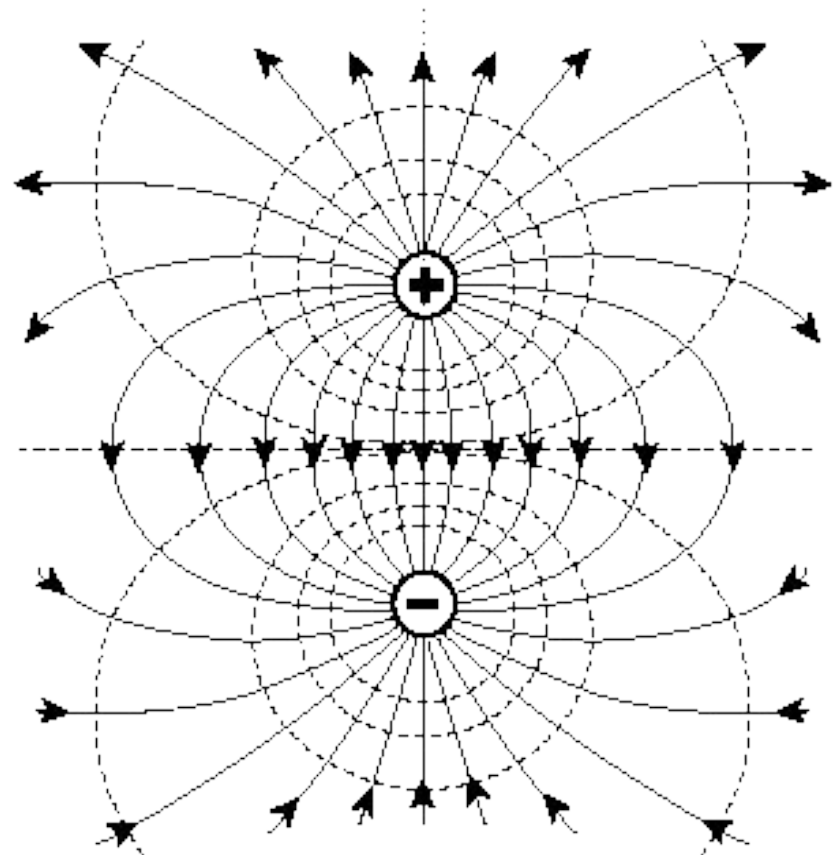


# Эквипотенциальные линии поля диполя

Эквипотенциальные линии -  
это линии с одинаковым  
значением потенциала в них

$$\phi = \text{const}$$

Электрический потенциал,  
создаваемый диполем  
обладает зеркальной  
симметрией относительно  
центра диполя. Они всюду  
перпендикулярны к силовым  
линиям электрического поля.





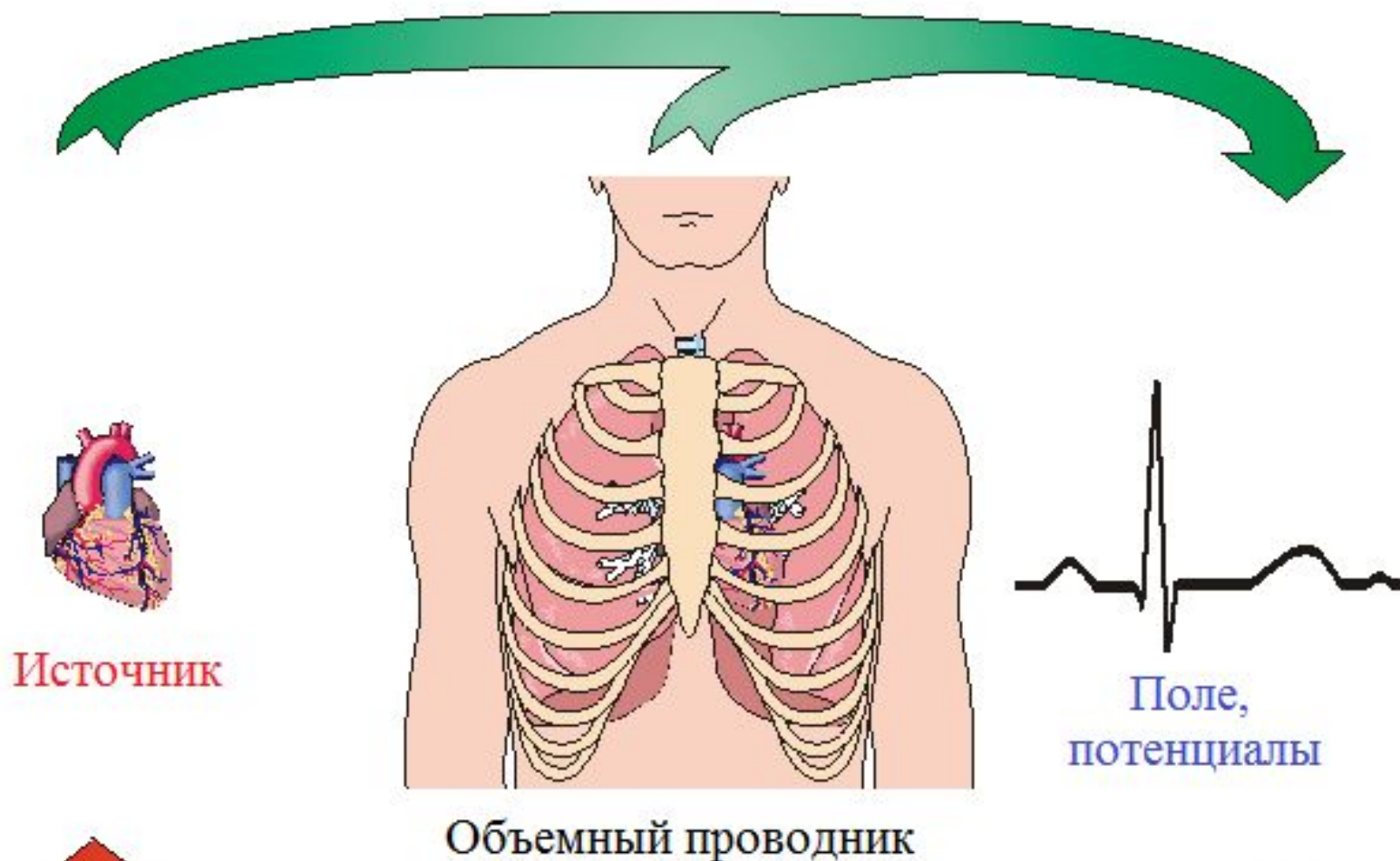
## Прямая и обратная задачи

Задача в которой параметры источника и свойства проводящей среды известны, но требуется определить пространственное распределение поля называется **прямой задачей**.

В тех случаях, когда поле и свойства среды известны, но требуется найти расположение и параметры источников, возникает **обратная задача**. В медицине играет особенно важное значение решение обратной задачи. Например, по измеренным потенциалам определить величины и направления токов, протекающих в сердце.

Определение распределения поля или потенциалов по известным источникам называется

## ПРЯМОЙ ЗАДАЧЕЙ



Источник

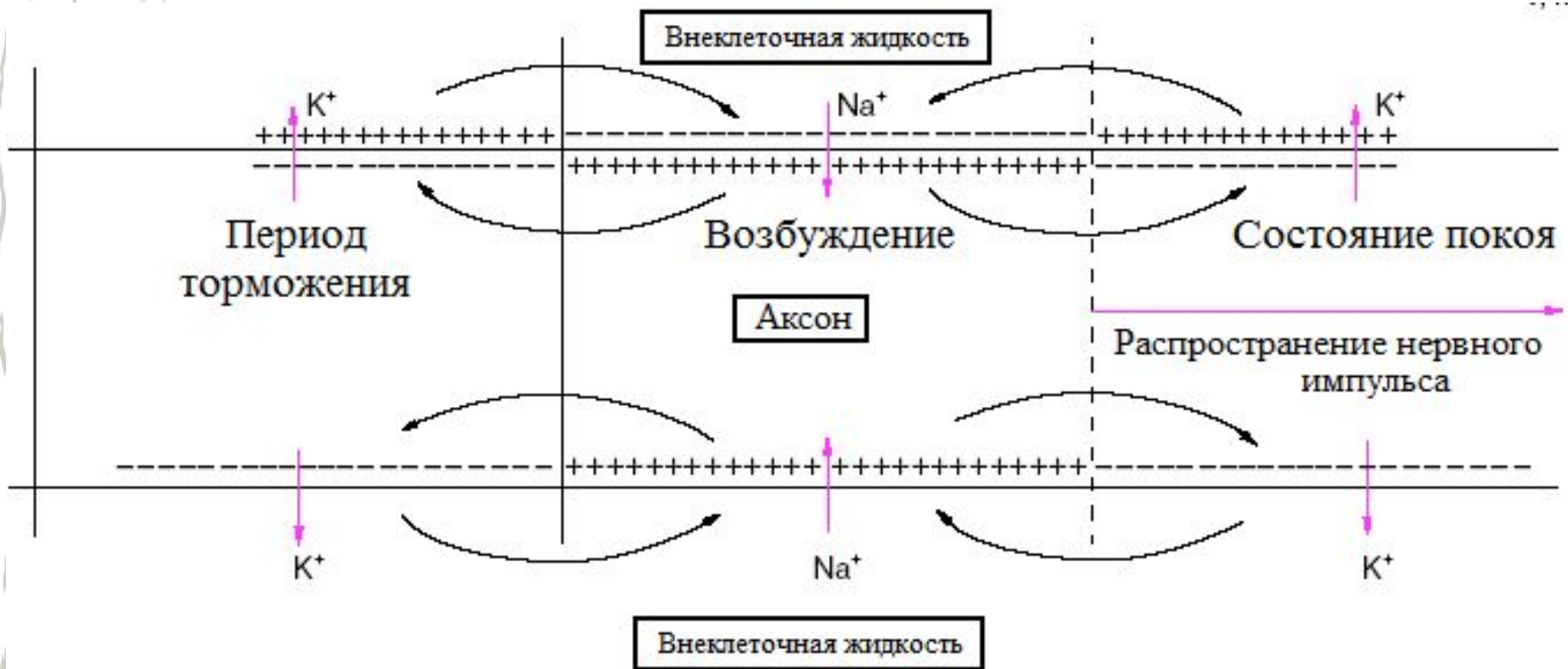
Поле,  
потенциалы

Объемный проводник

Определение распределения источников по известному полю или потенциалам называется

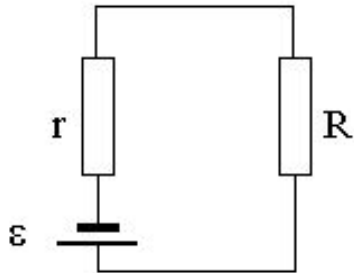
## ОБРАТНОЙ ЗАДАЧЕЙ

# Направление деполяризации и реполяризации в нервном волокне



# Токовый диполь

Если генератор тока с ЭДС  $\varepsilon$  обладает большим внутренним сопротивлением  $r$ , то сила тока  $I$ , создаваемая генератором, практически не зависит от величины внешнего сопротивления  $R$ :

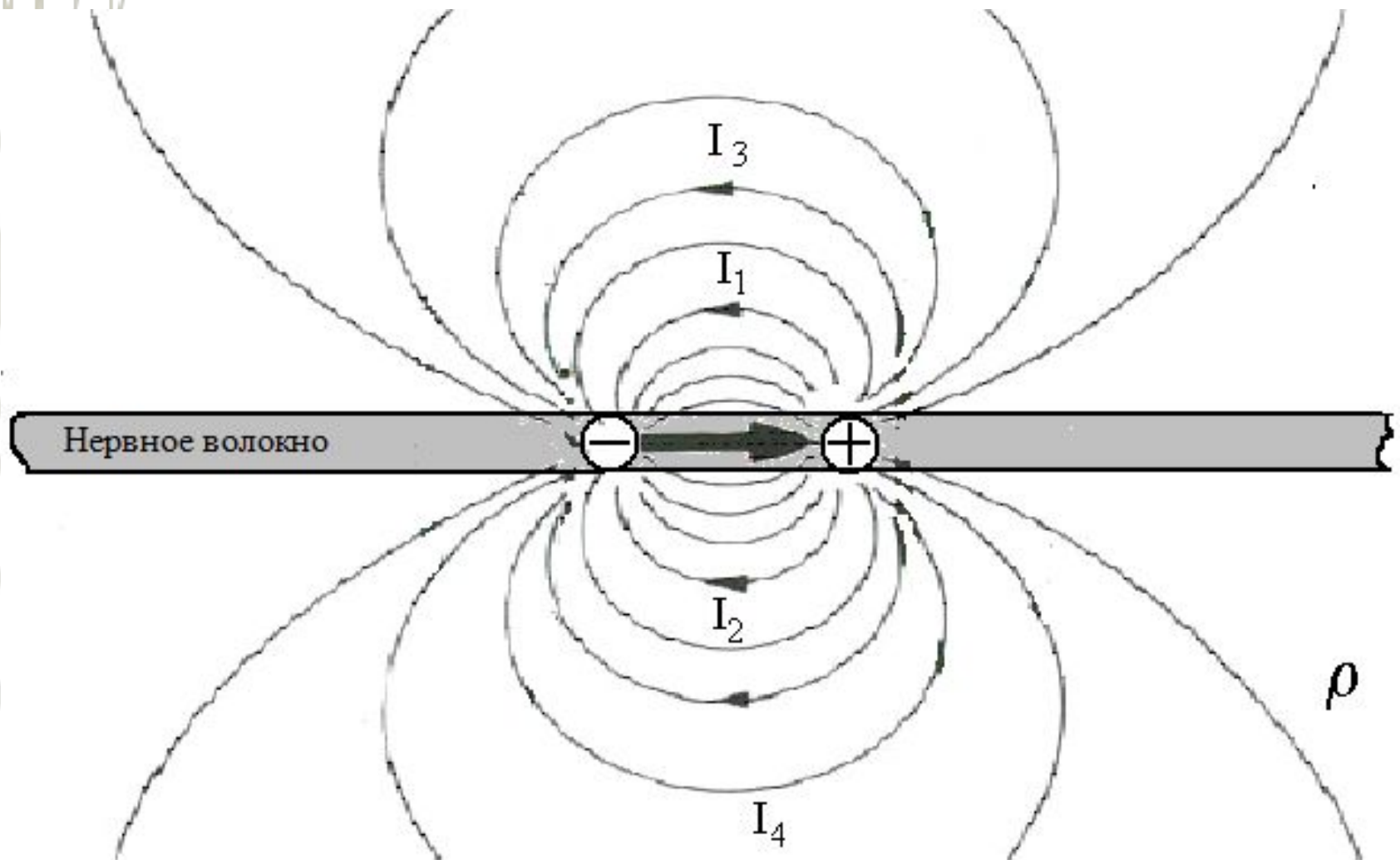


$$r \gg R, \quad I = \frac{\varepsilon}{r + R} \approx \frac{\varepsilon}{r}$$

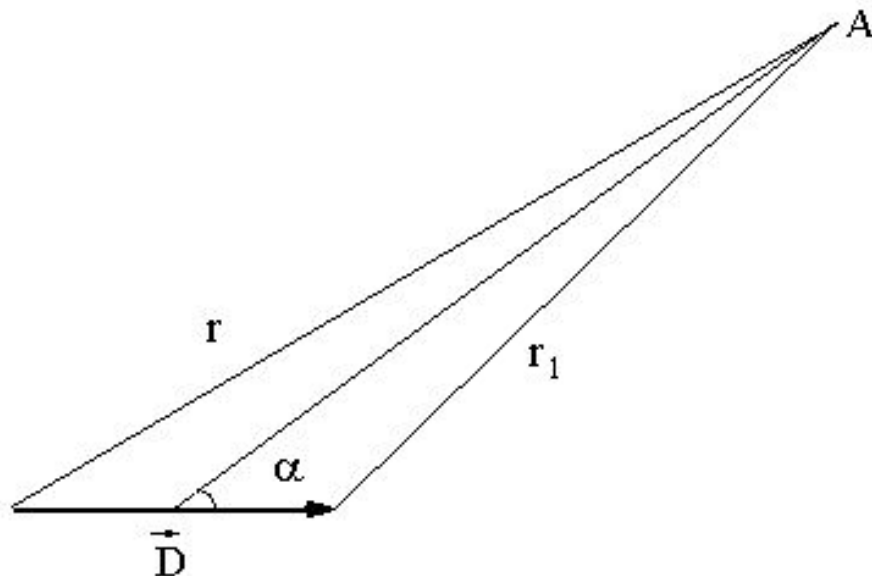
**Токовый диполь** представлен системой двух полюсов – положительного и отрицательного источников, расположенных на небольшом расстоянии  $l$  друг от друга в проводящей среде. Токовый диполь характеризуется величиной **дипольного момента  $D$** . Вектор  $D$  направлен от отрицательного к положительному полюсу, то есть по направлению протекания тока в цепи.

$$D = I \cdot l$$

# Электрическое поле токового диполя в однородной проводящей среде



## Потенциал электрического поля ТОКОВОГО ДИПОЛЯ



$$\varphi_A = \frac{\rho l}{4\pi r_1} - \frac{\rho l}{4\pi r}$$

$$r_1 = \sqrt{r^2 + l^2 - 2rl \cos \alpha}$$

$$\varphi_A = \frac{\rho l \cos \alpha}{4\pi r^2} + \frac{\rho l^2 (3 \cos^2 \alpha - 1)}{8\pi r^3}$$

где  $\rho$  – удельное сопротивление однородной проводящей среды



## Потенциал электрического поля токового диполя

- Если  $r \gg l$ , то вторым слагаемым в выражении можно пренебречь из-за его большего порядка малости, и записать

$$\varphi_A = \frac{\rho I l \cos \alpha}{4\pi r^2} = \frac{1}{4\pi\gamma} \frac{D \cos \alpha}{r^2}$$

где  $\gamma$  – удельная проводимость однородной проводящей среды ( $\gamma = 1 / \rho$ )



## Электрокардиограмма (ЭКГ):

ЭКГ предоставляет информацию о ...

1. Последовательной активности сердца (периоде сокращений, ритме и направлении).
2. Зависимости количества активированных тканей от времени (гипертрофия).
3. Состоянии здоровья тканей (ишемия, инфаркт).


## Электрокардиограмма (ЭКГ):

- Источником электрического тока в человеческом организме является множество токовых диполей, характеризующееся вектором

$$\vec{D}_0 = \sum_{i=1}^n \vec{D}_i$$

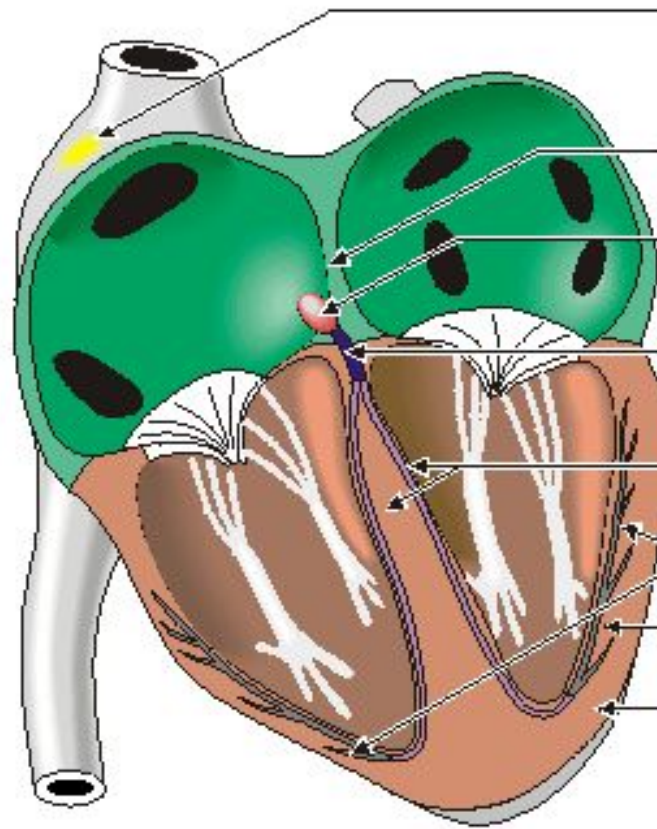
- Этот вектор описывает распределение токов возбуждения в сердечных мышцах и называется **эквивалентным вектором сердца**. Он создает потенциал

$$\varphi = \frac{1}{4\pi\gamma} \frac{D_0 \cos \alpha}{r^2}$$

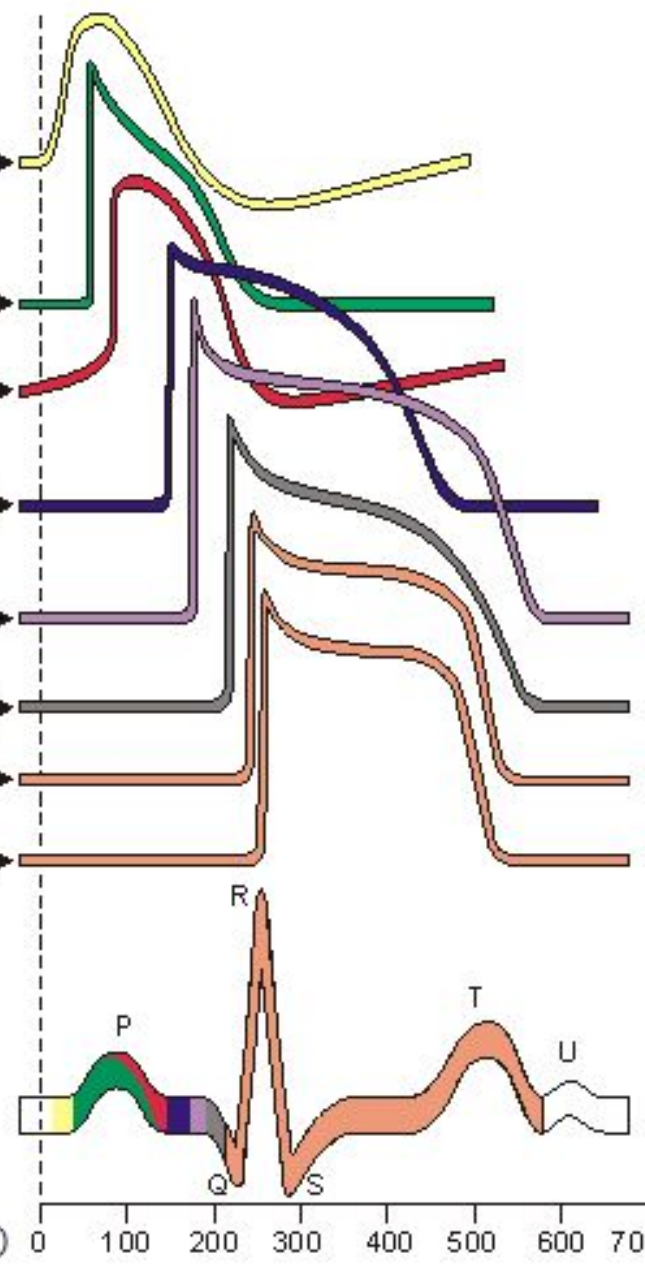


# Основные принципы электрокардиографии

- 1.** Диполь создается токами, протекающими между поляризованными и деполяризованными регионами сердца (измеряется в милливольтгах).
- 2.** Диполь имеет ориентацию и величину, которые представлены вектором, обладающим направлением и длиной.
- 3.** По соглашению, этот вектор направлен по направлению к поляризованной ткани.
- 4.** Электрическое поле сердца описывается электрическим вектором сердца, который является его источником.
- 5.** Дипольный момент сердца может быть зарегистрирован парой электродов, которые образуют отведение.

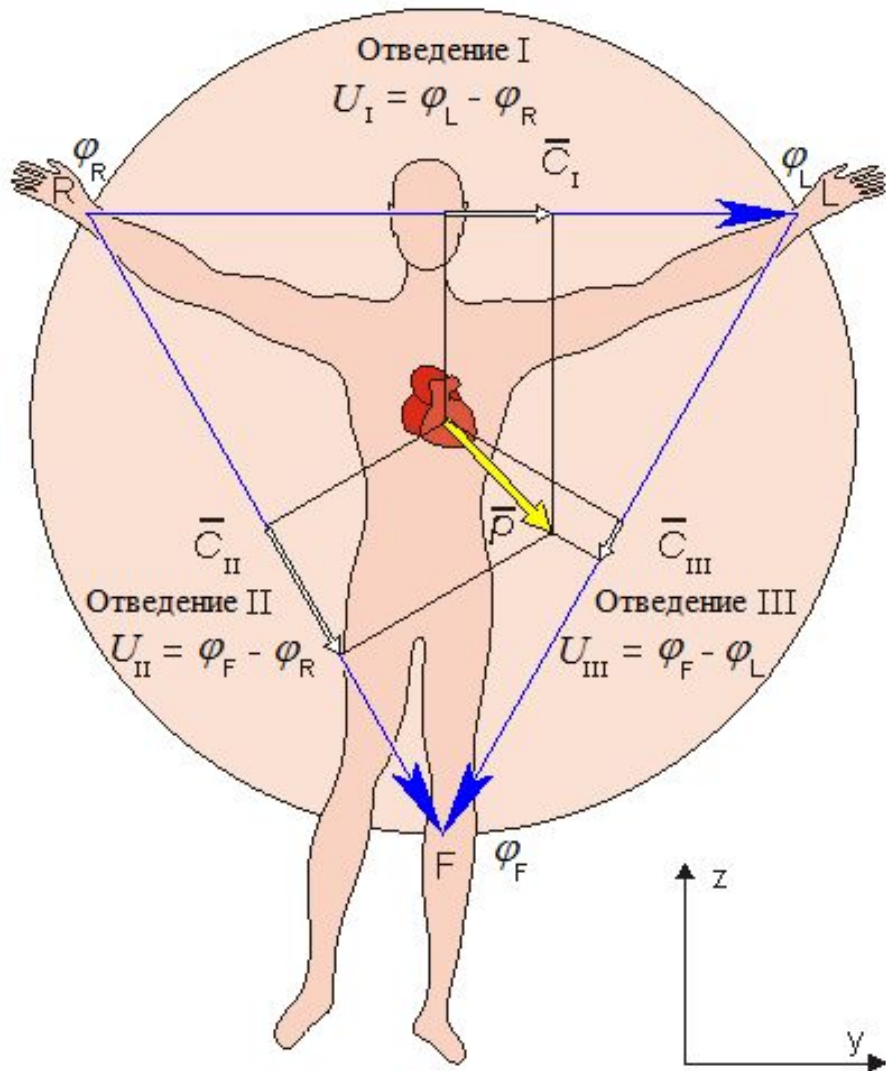


- Синусный узел
- Мышца предсердия
- A-V узел
- Общий узел
- Ответвления узла
- Волокна Пуркинье
- Мышца желудочка

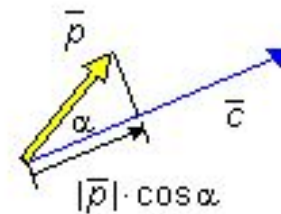


# Проводящая система сердца

# Вектор отведения. Треугольник Эйтховена.



Если правую руку, левую руку и левую ногу обозначить через R, L, и F соответственно, тогда три соответствующих вектора отведения  $C_R$ ,  $C_L$  и  $C_F$  являются радиус-векторами между источником и соответствующими точками на равностороннем треугольнике



$$\varphi_p = \vec{c} \cdot \vec{p} = |\vec{c}| \cdot |\vec{p}| \cdot \cos \alpha$$

## Система ЭКГ с 12 отведениями

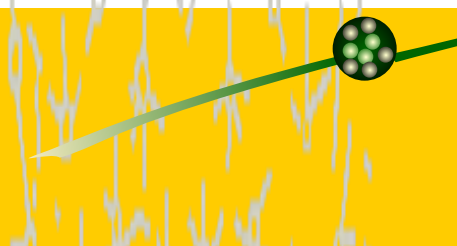
Отведения Эйтховена для конечностей (**стандартные отведения**) определяются следующим образом:

$$\text{Отведение I: } U_{\text{I}} = \phi_{\text{L}} - \phi_{\text{R}}$$

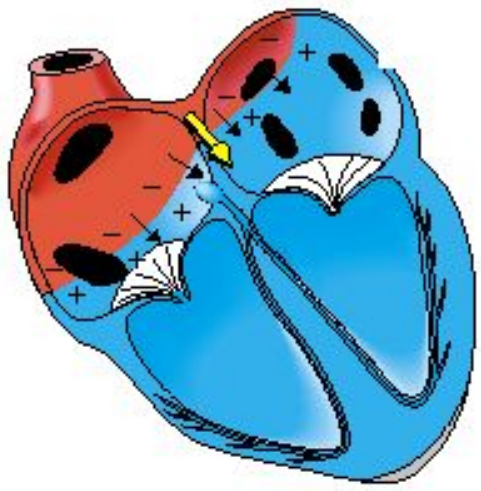
$$\text{Отведение II: } U_{\text{II}} = \phi_{\text{F}} - \phi_{\text{R}}$$

$$\text{Отведение III: } U_{\text{III}} = \phi_{\text{F}} - \phi_{\text{L}}$$

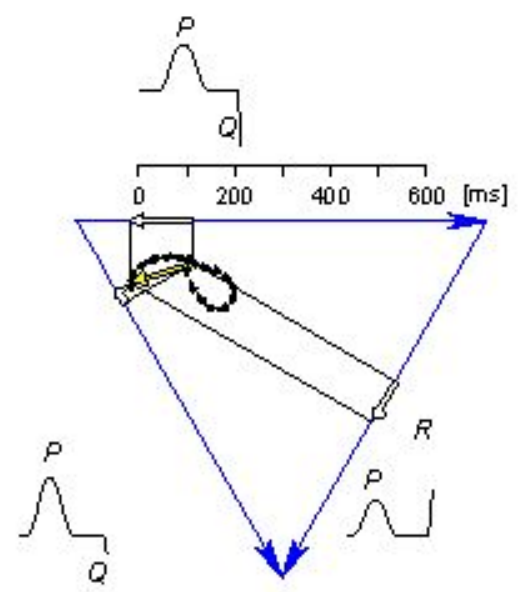
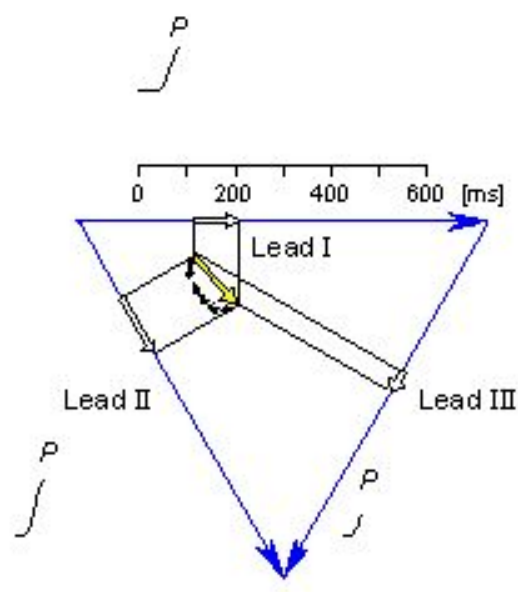
где  $U$  – напряжение на соответствующем отведении, а  $\phi$  – потенциал в одной из точек отведения (L, R, F).



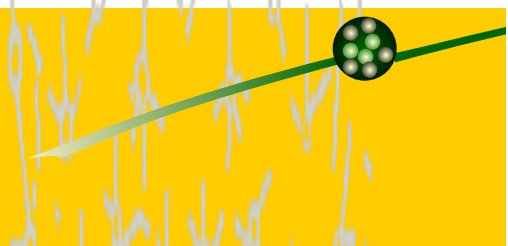
Деполаризация  
предсердия  
80 мс



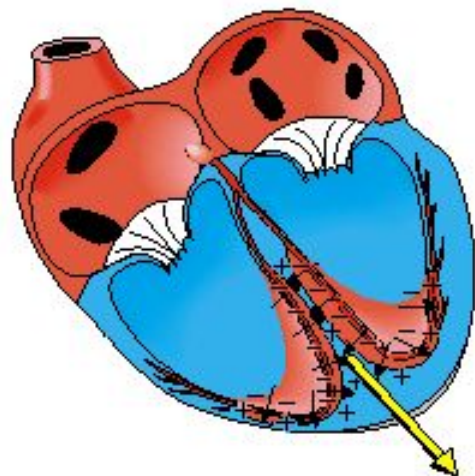
Деполаризация  
перегородки  
220 мс



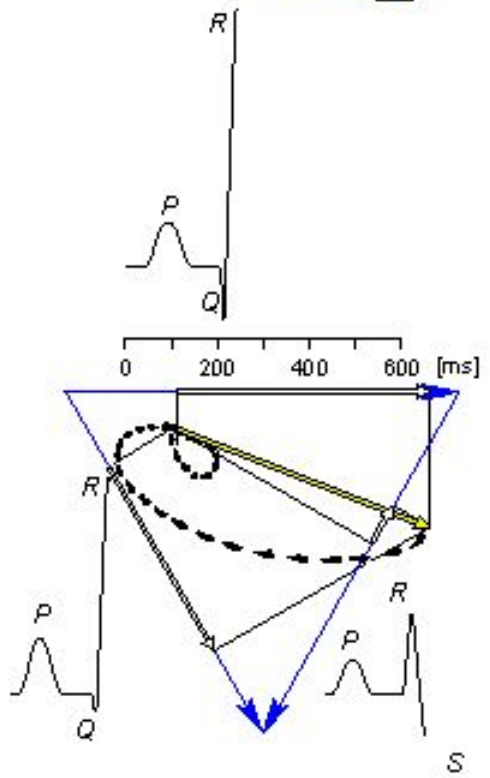
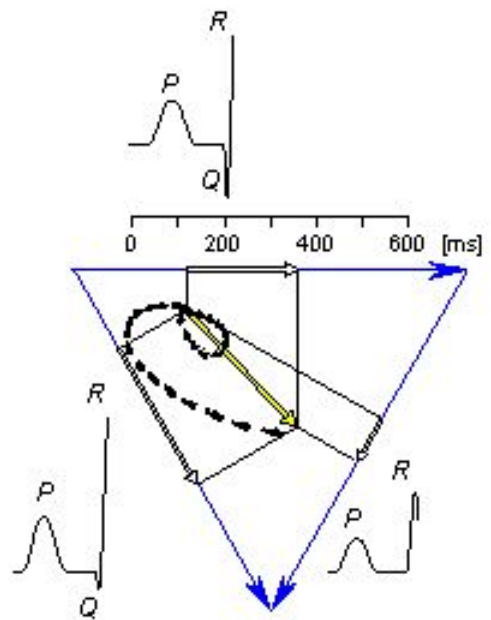
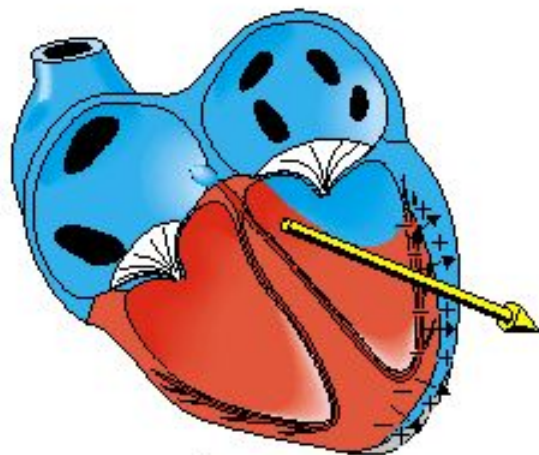




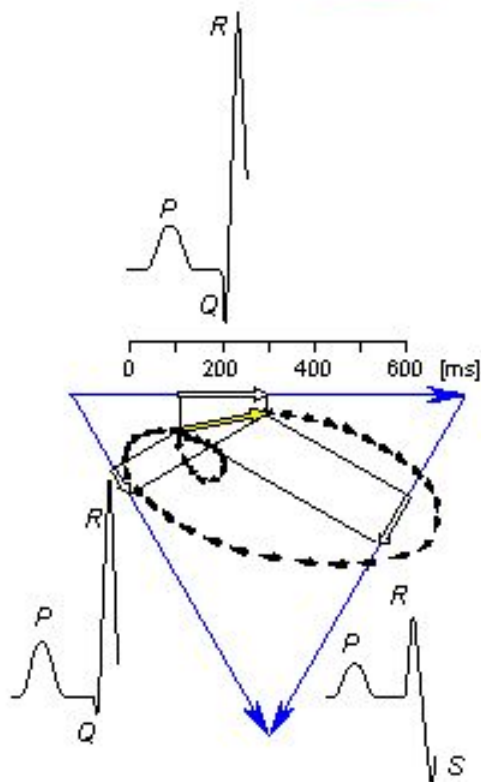
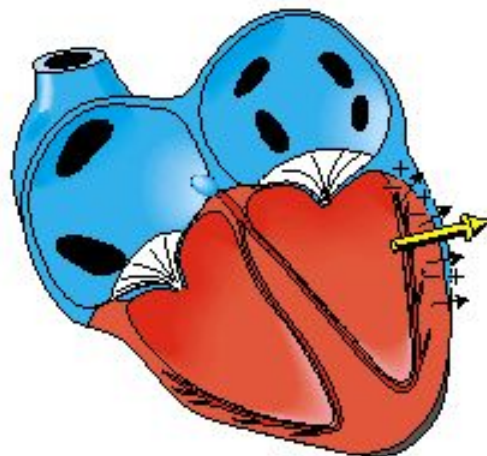
Апикальная  
деполяризация  
230 мс



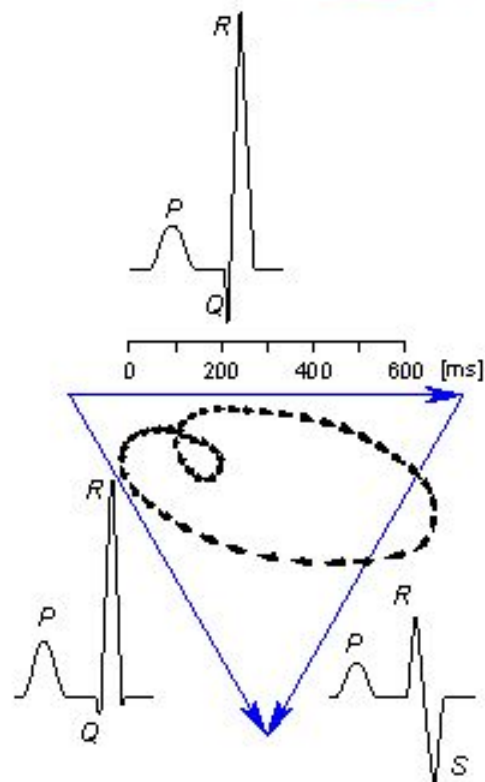
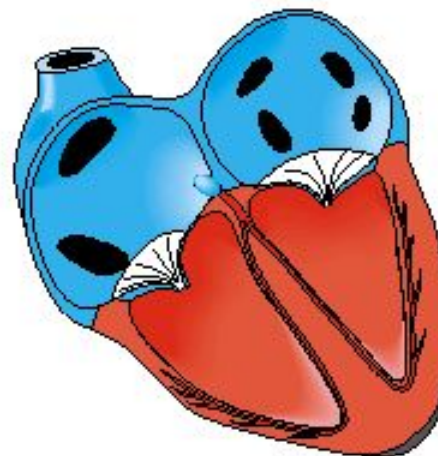
Деполаризация  
левого желудочка  
240 мс

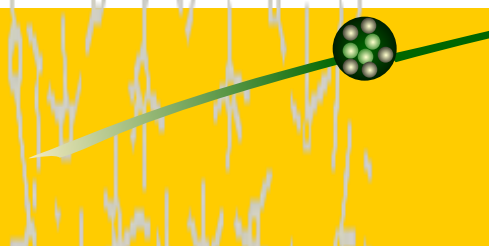


Запоздалая  
деполяризация желудочка  
250 мс

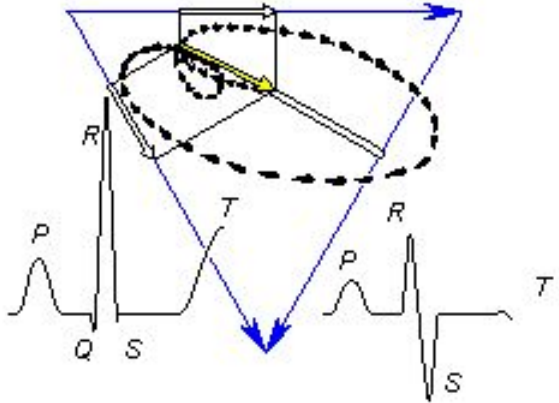
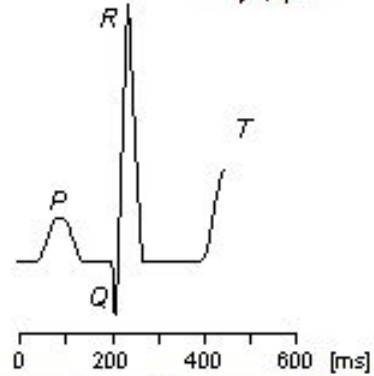
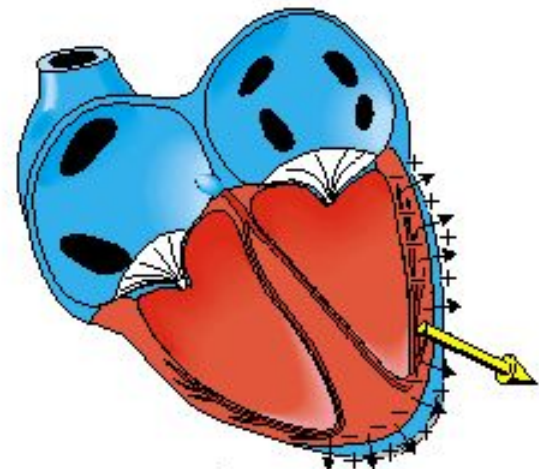


Желудочек  
деполяризован  
350 мс

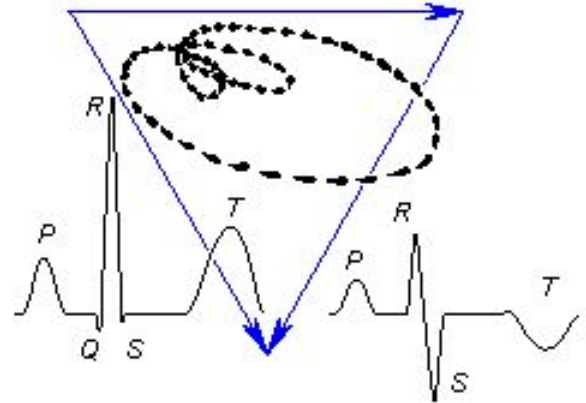
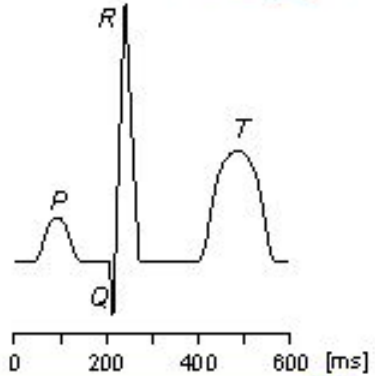
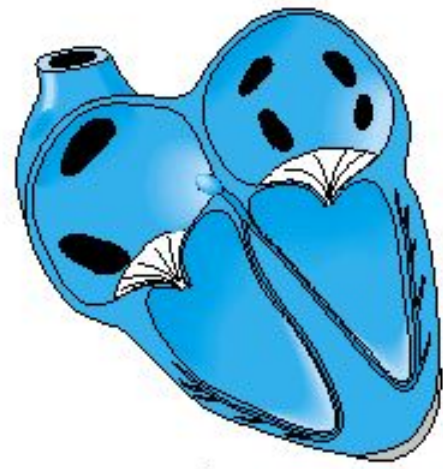


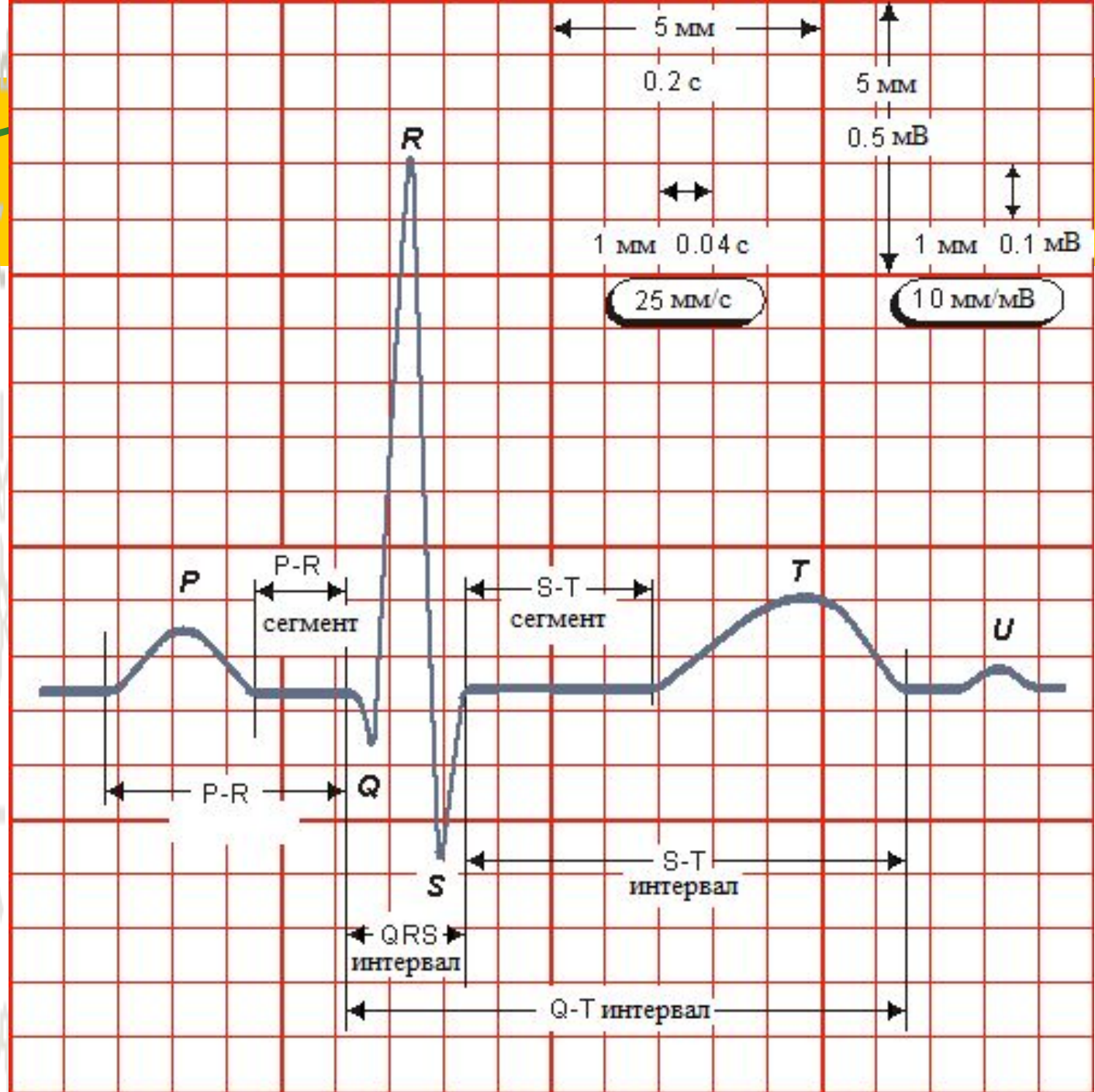


Реполаризация  
желудочка  
450 мс



Желудочек  
реполяризован  
600 мс





<b>ЭКГ сегмент / зубец</b>	<b>Взаимосвязь</b>
P зубец	Деполаризация предсердия
PR интервал	Импульс идущий от предсердия к AV узлу
Q зубец	Начало сокращения желудочка, первое отрицательное отклонение в ЭКГ
R зубец	Деполаризация желудочка, следующее положительное отклонение
QRS комплекс	Деполаризация желудочка
ST сегмент	Измеряется от возврата к базовой линии после QRS к началу T зубца. ST сегмент отражает продолжение деполаризации желудочка
T зубец	Реполаризация желудочка

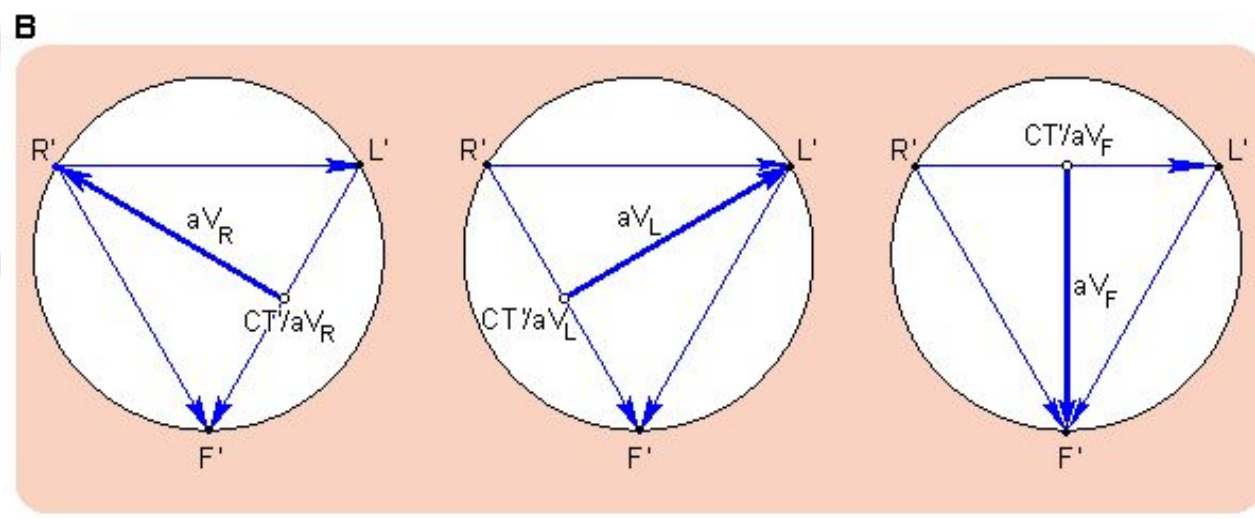
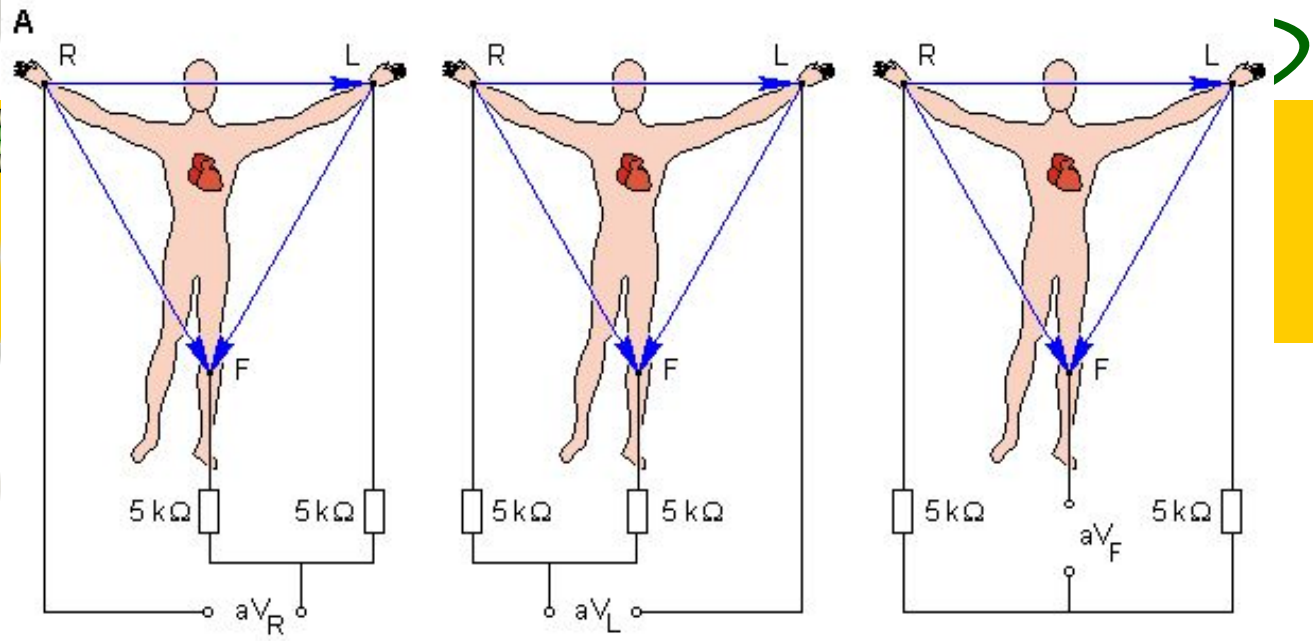


Схема дополняющих отведений Голдбергера

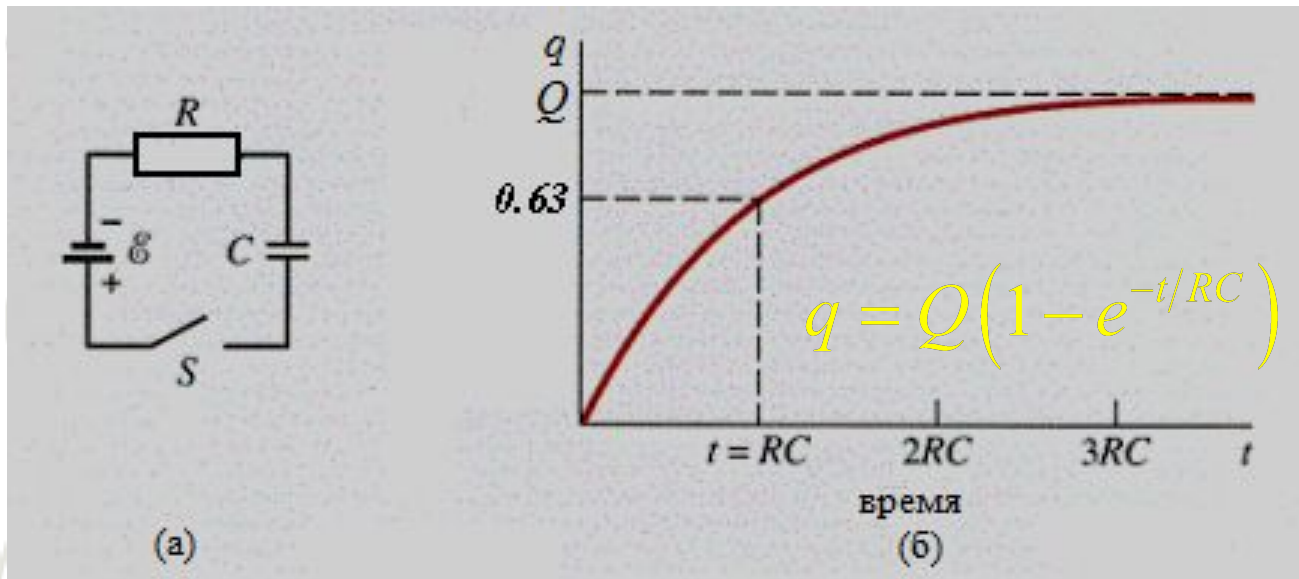


# Цепи переменного тока

## Физические основы реографии

# Конденсатор в цепи

При включении переключателя, через цепь протекает ток, заряжающий конденсатор



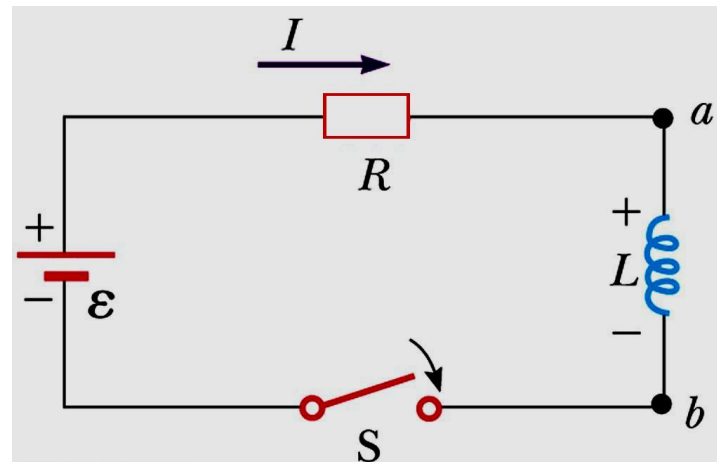
Когда конденсатор зарядится, ток прекращается потому что напряжение на резисторе  $\mathcal{E} - U_c$  и  $U_c$  постепенно приближается к величине  $\mathcal{E}$ . При полностью заряженном конденсаторе ток равен 0.



# Проводник в цепи

- Inductance can be interpreted as a measure of opposition to the rate of change in the current
  - Remember resistance  $R$  is a measure of opposition to the current
- As a circuit is completed, the current begins to increase, but the inductor produces an emf that opposes the increasing current
  - Therefore, the current doesn't change from 0 to its maximum instantaneously
- Maximum current:

$$I_{\max} = \frac{\varepsilon}{R}$$



# КАТУШКА ИНДУКТИВНОСТИ В СХЕМЕ

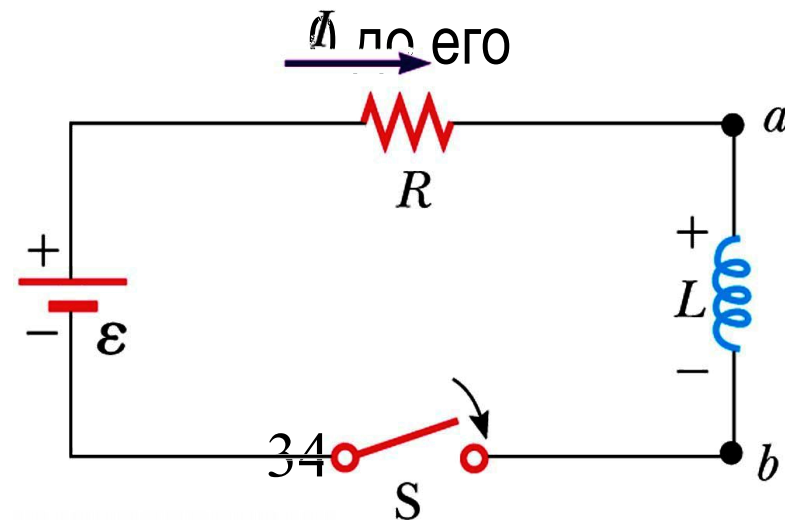
Индуктивность может интерпретироваться как мера сопротивления уровню изменения тока

Помните, что сопротивление  $R$  является мерой сопротивления току

Поскольку схема закончена, ток начинает увеличиваться, но катушка индуктивности производит эдс, которая противодействует увеличивающегося тока

- Поэтому, ток не изменяется от максимума мгновенно
- Ток максимума:

$$I_{\max} = \frac{\varepsilon}{R}$$



# СВОДКА СВОЙСТВ ЭЛЕМЕНТОВ ЦЕПИ

	Резистор	Конденсатор	Катушка ИНДУКТИВНОС ТИ
Единица измерения	Ом, $\text{Ом} = \text{В} / \text{А}$	Фарад, $\text{Ф} = \text{Кл} / \text{В}$	Генри, $\text{Гн} = \text{Вб} / \text{А}$
Символ	R	C	L
Соотношение	$U = I R$	$Q = C U$	$U = L (di / dt)$
Рассеиваемая мощность	$P = I U = I^2 R$ $= U^2 / R$	0	0
Запасаемая энергия	0	$PE_C = C U^2 / 2$	$PE_L = L I^2 / 2$

# ЦЕПИ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА

Схема цепи состоит из комбинации элементов схемы и генератора или источника

Напряжение генератора цепи синусоидально и меняется во времени согласно следующего уравнения

$$V = V_{\max} \sin (2\pi ft),$$

- $V$  - мгновенное напряжение;
- $V_{\max}$  - максимальное напряжение генератора;
- $f$  - частота напряжения, Гц

Аналогичная зависимость для тока (в случае только активного сопротивления)

$$I = I_{\max} \sin (2\pi ft)$$

# СРЕДНЕКВАДРАТИЧНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ СИЛЫ И НАПРЯЖЕНИЯ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА

- Действующим (эффективным) значением силы переменного тока называют величину постоянного тока, действие которого произведёт такую же работу (тепловой или электродинамический эффект), что и рассматриваемый переменный ток за время одного периода. В современной литературе чаще используется математическое определение этой величины — среднеквадратичное значение силы переменного тока
- Переменное напряжение могут также быть рассмотрено с точки зрения данного значения

$$I_{rms} = \frac{I_{max}}{\sqrt{2}} = 0.707 I_{max}$$

$$V_{rms} = \frac{V_{max}}{\sqrt{2}} = 0.707 V_{max}$$

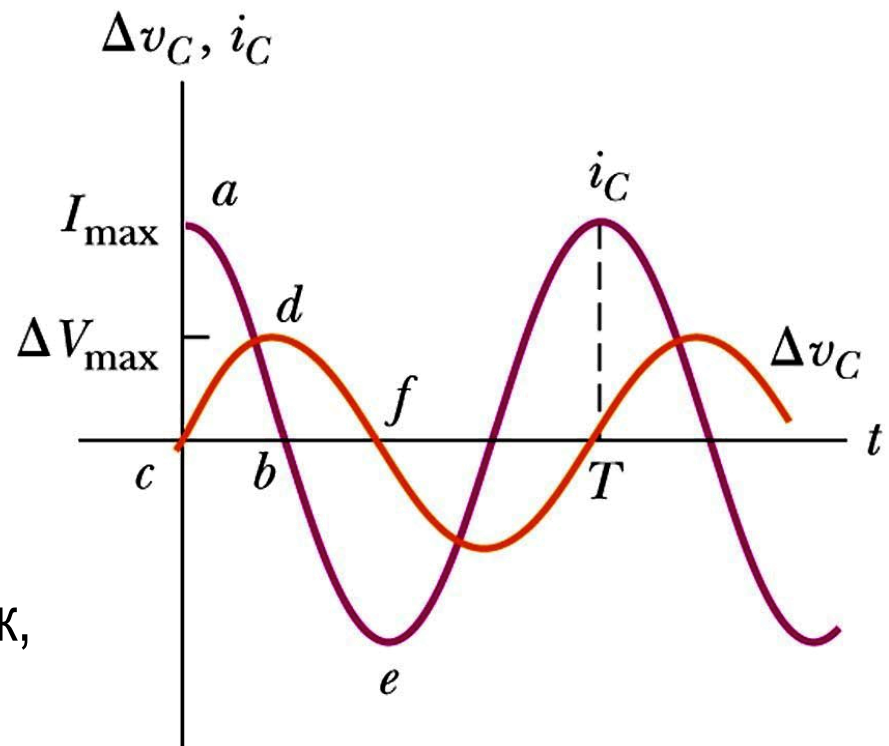
# КОНДЕНСАТОРЫ В ЦЕПЯХ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА

Рассмотрим схему, содержащую конденсатор и источник переменного тока

Ток начинается с большего значения и заряжает пластины конденсатора

Первоначально, пока пластины не заряжены, отсутствует сопротивление течению тока

С увеличением заряда на пластинах, напряжение между пластинами увеличивается и ток, текущий в схеме, уменьшается



# РЕАКТИВНОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ И ЗАКОН ОМА

- Влияние импеданса конденсатора на ток в цепи называется реактивным сопротивлением конденсатора и выражается так:

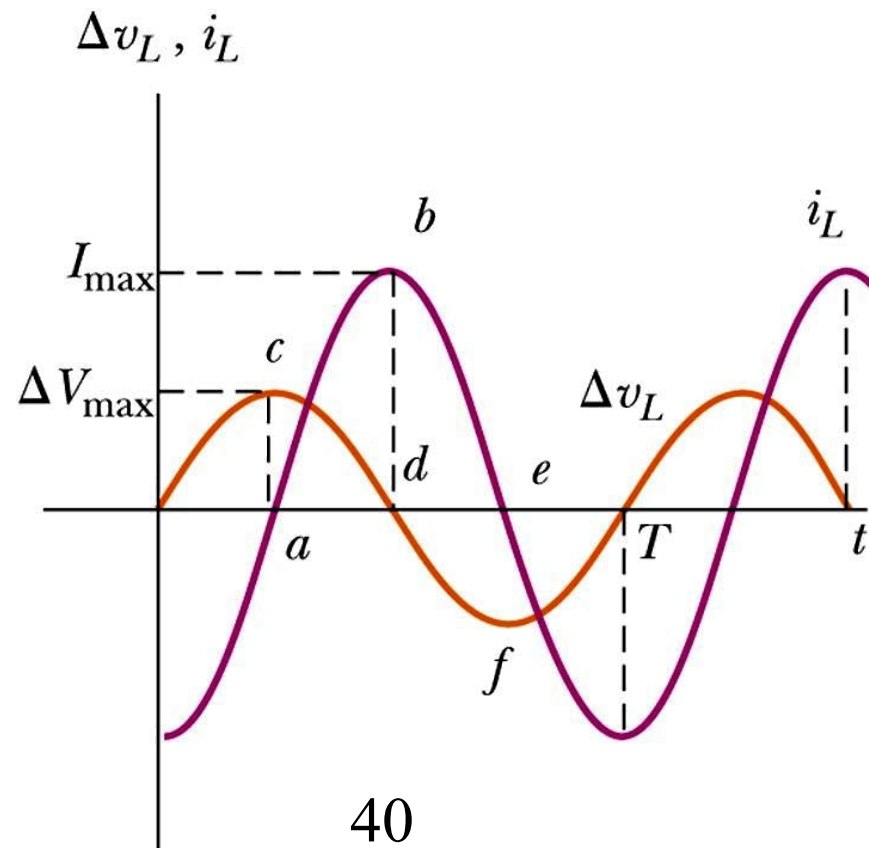
$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C} = \frac{1}{2\pi f C}$$

Закон Ома для конденсатора для цепи переменного тока:

$$V_{rms} = I_{rms} X_C$$

# ИНДУКТИВНОСТИ В ЦЕПЯХ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА

- Рассмотрим схему с источником и катушкой индуктивности
- Току в схеме препятствует обратная ЭДС катушки индуктивности
- Напряжение через катушку индуктивности всегда смещает ток на  $90^\circ$





# ИНДУКТИВНОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ И ЗАКОН ОМА

Эффективное сопротивление катушки в схеме переменного тока называют ее **индуктивным сопротивлением**:

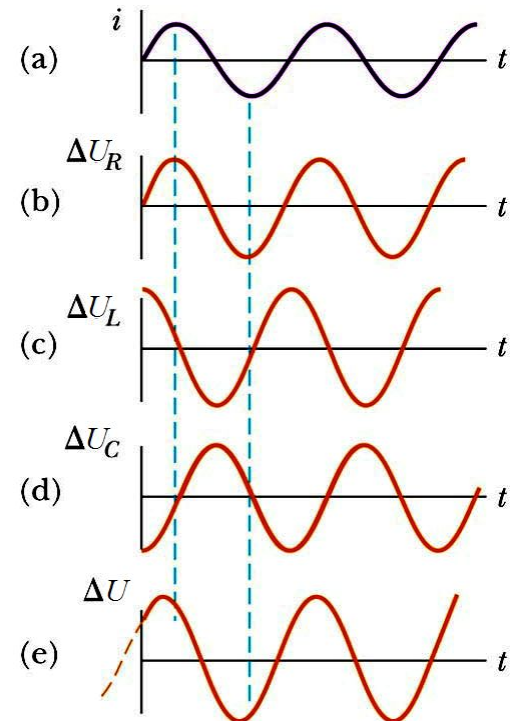
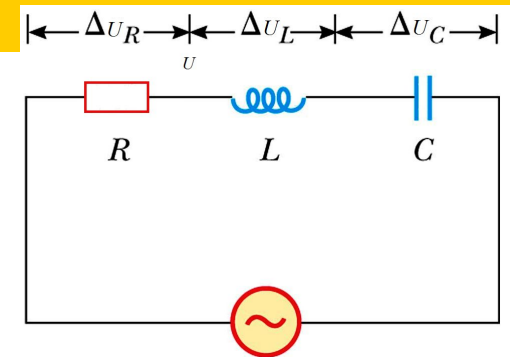
$$X_L = \omega \cdot L = 2\pi fL$$

- Закон Ома для катушки индуктивности

$$V_{\text{rms}} = I_{\text{rms}} X_L$$

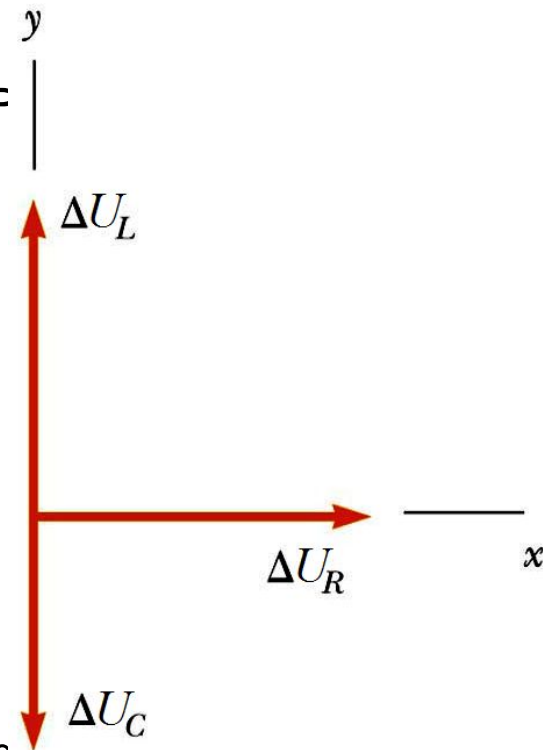
# RLC-ЦЕПОЧКИ

- Резистор, катушка индуктивности и конденсатор могут быть объединены в схеме
- Ток в схеме постоянен в любое время и изменяется во времени синусоидально
- Мгновенное напряжение на резисторе находится в фазе с током
- Мгновенное напряжение на катушке индуктивности опережает ток на  $90^\circ$
- Мгновенное напряжение на конденсаторе отстает от тока на  $90^\circ$



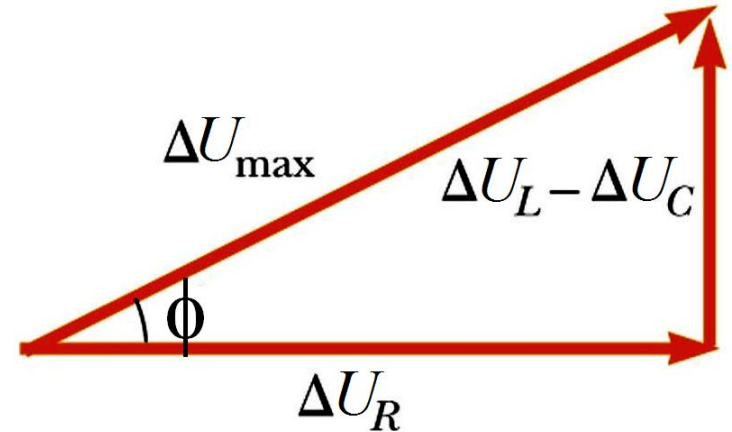
# ВЕКТОРНАЯ ДИАГРАММА ДЛЯ RLC-ЦЕПОЧКИ

- Чтобы учесть различные фазы падений напряжения, используются векторные методы
- Напряжение на каждом элементе представляется вращающимся вектором, называемым **вектором напряжения**
- Диаграмму называют **диаграммой напряжения**
- Напряжение на резисторе находится на  $+x$  оси, так как это находится в фазе с током
- Напряжение на катушке индуктивности находится на  $+y$ , так как опережает ток на  $90^\circ$
- Напряжение на конденсаторе находится на  $-y$  оси, так как отстает от тока на  $90^\circ$



# ВЕКТОРНАЯ ДИАГРАММА ДЛЯ RLC-ЦЕПОЧКИ

- Векторы напряжения складываются векторно для учета разностей фаз напряжений
- $\Delta U_L$  и  $\Delta U_C$  находятся на той же самой линии, т.е. у компонент:  $\Delta U_L - \Delta U_C$
- Напряжения не находятся в фазе, таким образом, они не могут просто быть суммированы, чтобы получить напряжение через комбинацию элементов или источника напряжения



$$\Delta U_{max} = \sqrt{\Delta U_R^2 + (\Delta U_L - \Delta U_C)^2}$$
$$\operatorname{tg} \phi = \frac{\Delta U_L - \Delta U_C}{\Delta U_R}$$

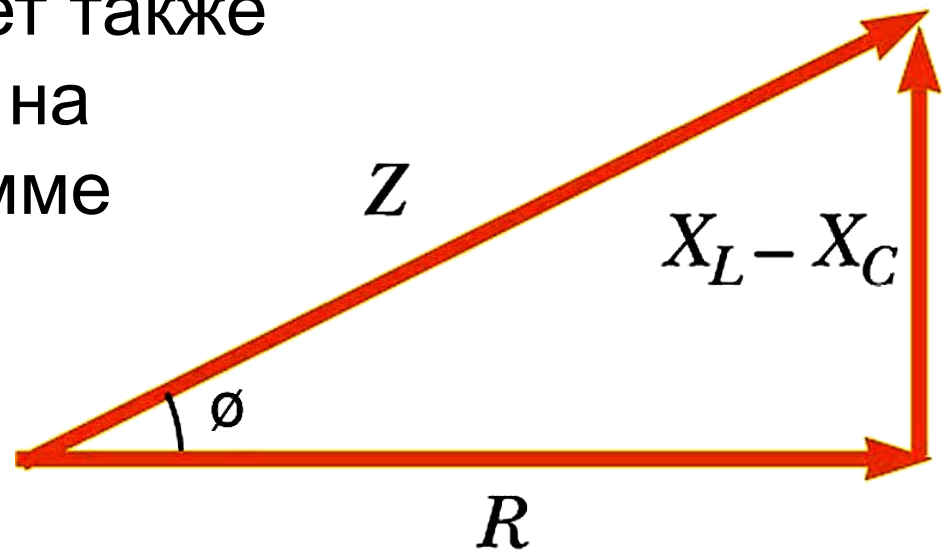
- $\phi$  - смещение фазы между током и максимальным напряжением

# КОМПЛЕКСНОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ (ИМПЕДАНС) ЦЕПИ

- Импеданс,  $Z$ , может также быть представлен на векторной диаграмме

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

$$\tan \phi = \frac{X_L - X_C}{R}$$



- Закон Ома применительно к импедансу

$$\Delta U_{\max} = I_{\max} Z$$

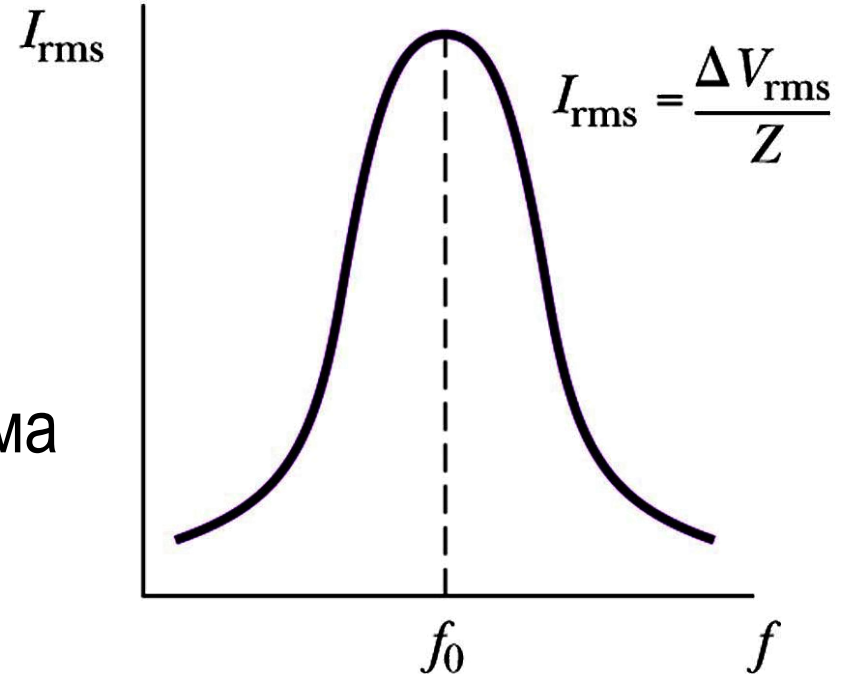


## МОЩНОСТЬ В ЦЕПЯХ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА

- Никакие потери мощности не связаны с конденсаторами и катушками индуктивности в цепи
- В конденсаторе, во время половины цикла энергия запасается, и во время другой половины - энергии возвращается в цепь
- В катушке индуктивности источник работает против обратной ЭДС катушки индуктивности, и энергия запасается в катушке индуктивности, но когда ток в цепи начинает уменьшаться, энергия возвращается в цепь

# РЕЗОНАНС В ЦЕПЯХ ПЕРЕМЕННОГО ТОКА

- Резонанс происходит при частоте,  $f_0$ , где ток принимает максимальное значение
- Чтобы достигнуть максимума тока, у сопротивления должно быть минимальное значение
- Это происходит когда  $X_L = X_C$



$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{LC}}$$



# ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ

- Электроимпедансная спектроскопия – это измерение частотных зависимостей импеданса в широком диапазоне частот
- Импеданс биологического объекта зависит от частоты переменного тока, на которой проводится измерение. С ростом частоты модуль импеданса заметно уменьшается. Например, модуль импеданса пародонта уменьшается примерно в 1,5 раза при увеличении частоты от 5 до 500 кГц. Столь значительное уменьшение импеданса обусловлено клеточным строением живой материи.