



Электрография

Электрокардиография

Электрограмма

- **зависимость разности потенциалов на поверхности тела, возникающей при функционировании органа или ткани, от времени**

кривая, отображающая изменения во времени разности потенциалов на поверхности органа, ткани, всего тела человека или животного, происходящие вследствие возбуждения соответствующих органов и тканей

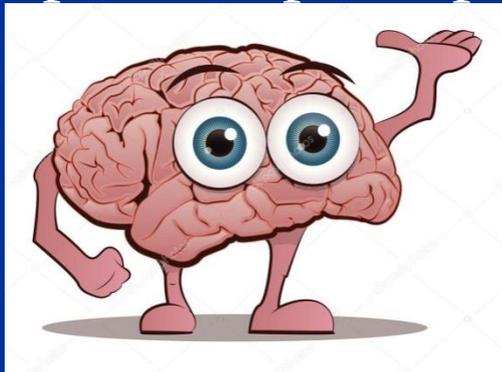
электроретинограмма



электрокардиограмма



электроэнцефалограмма



электромиограмма



Основные задачи изучения электрограмм

- Прямая**
- Выяснение механизма возникновения электрограмм
 - Расчет распределения потенциала по поверхности тела по заданным характеристикам «эквивалентного генератора»

- Обратная**
- Задачи клинической диагностики:**
- выявление состояния органа по характеру его электрограммы
 - определение характеристик «эквивалентного генератора» по изменению потенциалов на поверхности тела

Parameter	Measurement Range	Frequency Range	Measurement Method
Electrocardiogram (ECG)	0.5 – 4mV	0.01 – 250Hz	Skin electrodes
Electroencephalogram (EEG)	5 – 300 μ V	DC – 150Hz	Scalp electrodes
Electromyogram (EMG)	0.1 – 5mV	DC – 10KHz	Needle/skin electrodes
Electrooculogram (EOG)	50 – 3500 μ V	DC – 50Hz	Contact electrodes
Blood flow	1 – 300mL/sec	DC – 20Hz	Ultrasonic flowmeter
Respiratory Rate	2 – 50 breaths/min	0.1 – 10Hz	Strain guage
Body Temperature	32 – 40 °C	DC – 0.1Hz	Thermistor/thermocouple

Биофизические основы электрографии

- Двухфазный потенциал возбуждения, отводимый с поверхности нервного или мышечного волокна, обладает гораздо меньшей амплитудой по сравнению с потенциалом действия (ПД), регистрируемым внутриклеточным микроэлектродом.
- Помещая 2 электрода непосредственно на мембрану отдельного волокна, по которому распространяется возбуждение, амплитуда двухфазного потенциала не может быть больше ПД.
- **На практике**, при отведении биопотенциалов (БП) от целого нерва (или мышцы), амплитуда каждой из фаз регистрируемого потенциала много меньше этой величины (*т.к. есть некоторый зазор между электродами и поверхностью волокон, по которым распространяется возбуждение; интенсивность сигнала резко падает по мере удаления электродов от поверхности возбужденного волокна*)
- (БП) целого нерва, мышцы и органа – сумма ПД отдельных клеточных элементов, образующих данный орган. Поэтому БП, возникающие при возбуждении целого органа, отличаются от ПД отдельного волокна. Они не подчиняются закону «все или ничего», имея градуальную зависимость амплитуды от силы раздражителя, поскольку разные клетки и волокна обладают неодинаковыми порогами возбуждения, вследствие чего количество возбужденных клеток (волокон) различно при разных по силе стимулах. Амплитуды суммарных БП зависят от соотношения фаз ПД отдельных клеток (волокон), т.к. БП представляют собой сложные периодические сигналы, образующиеся вследствие сложения (суперпозиции) гармонических колебаний, связанных с распространением возбуждения по мембранам отдельных клеток (волокон).

Эквивалентный электрический генератор

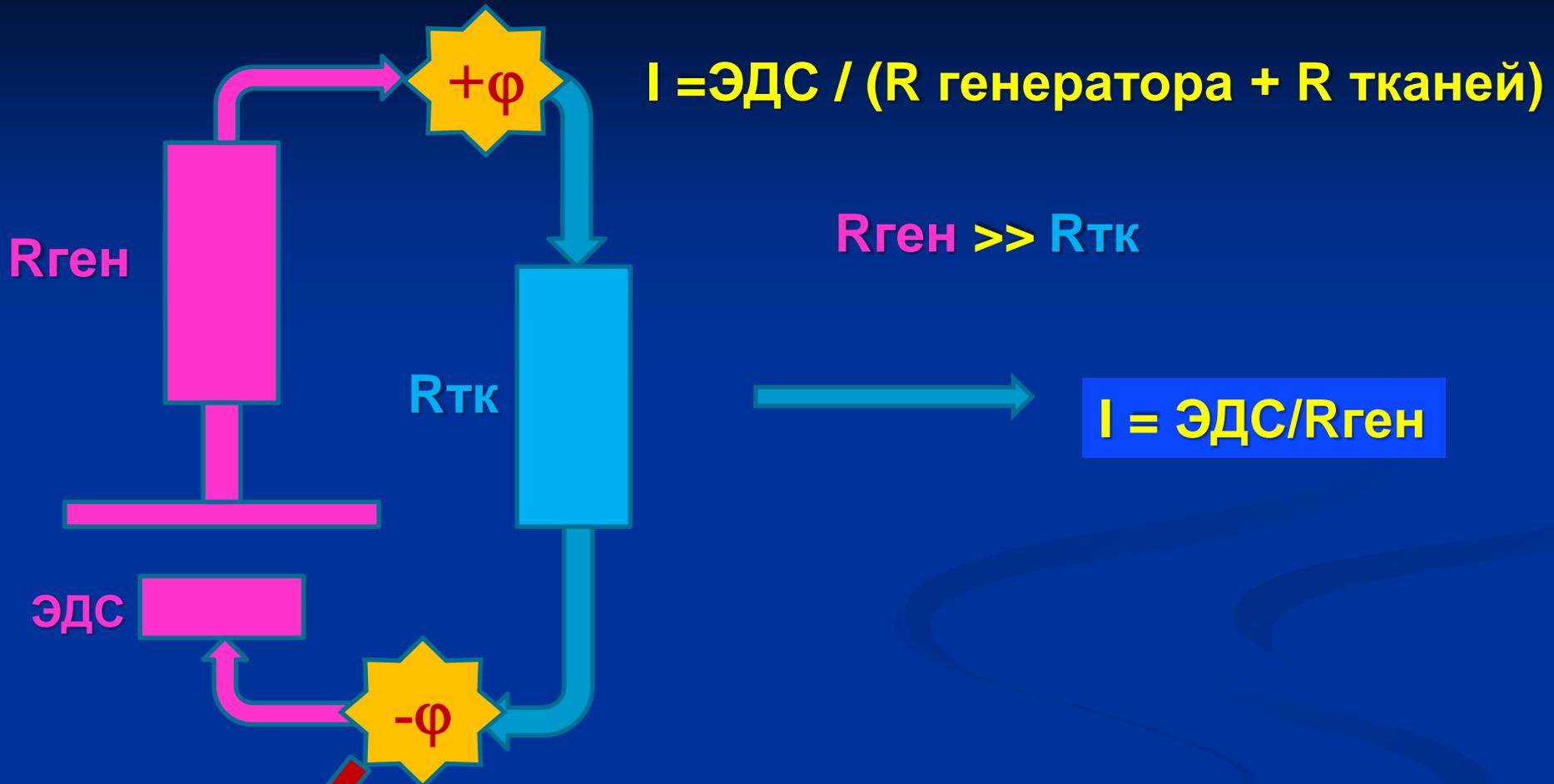
Используют для изучения механизма возникновения электрограмм тканей и органов.

Представляет собой **модель физической системы**, которая удовлетворяет следующим требованиям

Требования

- **расчетные потенциалы в разных точках организма должны быть равны реальным**
- **при изменении параметров генератора изменения поля должны быть такими же, как и при реальном изменении функционирования органа**

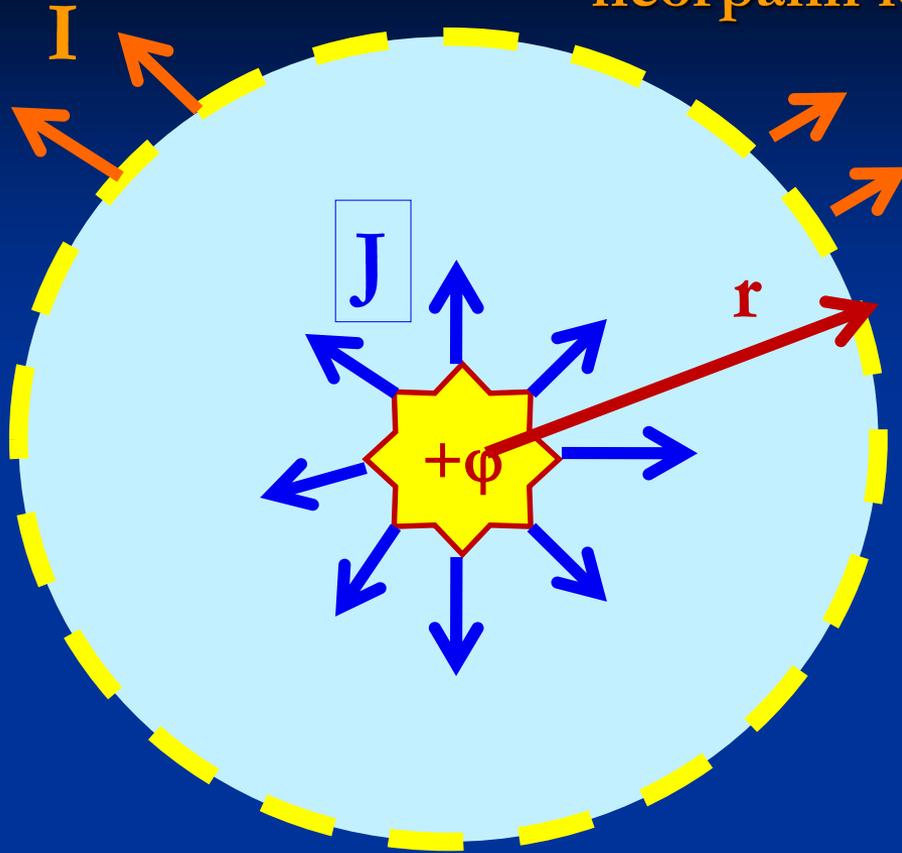
Токовый генератор



Мембраны:

- Активное сопротивление - высокое
- Емкостное сопротивление - зависит от частоты

Плотность тока, создаваемая униполюем в однородной неограниченной среде



$$J = -1/\rho * d\phi / dr$$

$$J = I/4\pi r^2$$

ρ - импеданс среды

$$\longrightarrow d\phi = -(\rho I / 4\pi r^2) dr$$

Потенциал на расстоянии R от «+» униполя будет равен:

-дипольный потенциал

$$\phi_R = \int_0^R d\phi = -\frac{\rho I}{4\pi} \int_{\infty}^R \frac{dr}{r^2}$$

$$\longrightarrow \phi_R = \rho I / 4\pi R$$

Поле диполя



$$\varphi_A = \rho I / 4\pi r_1 - \rho I / 4\pi r$$

$$= \frac{\rho I}{4\pi} * \frac{r-r_1}{r * r_1}$$

$$r_1 = \sqrt{(r^2 + l^2 - 2rl \cos\theta)}$$

Заменяя $H = (l^2 - 2r l \cos\theta) / r^2$

$$\varphi_A = \rho I / 4\pi r \sqrt{(1+H)} - \rho I / 4\pi r$$

В мультипольном разложении

$$\varphi_A = \rho I l \cos\theta / 4\pi r^2$$

-дипольный потенциал

$$+ \rho I^2 (\cos^2\theta - 1) / 8\pi r^3$$

-квадрупольный потенциал

+ ...

Дипольный момент

Дипольное приближение

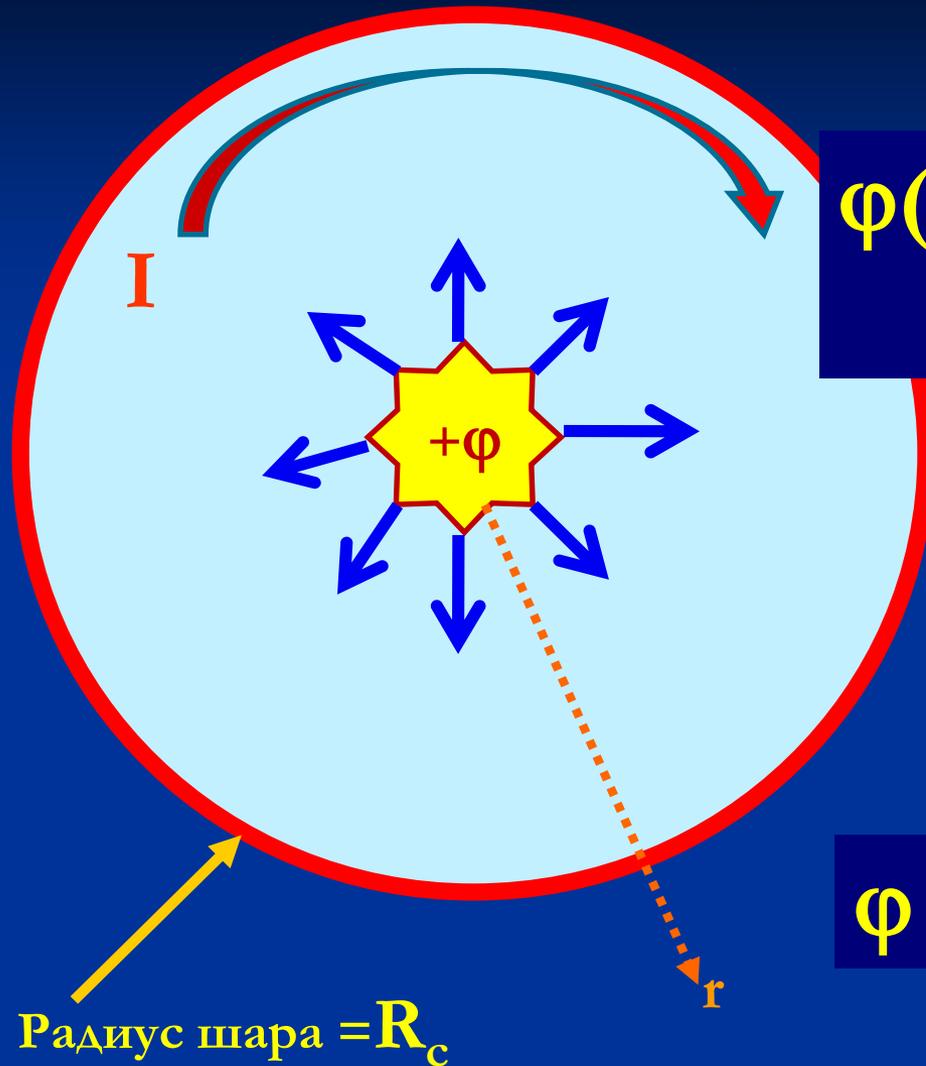
Для точечного диполя при $r \gg 1$

$$r \cdot r_1 \sim r^2 \quad r - r_1 \sim 1 \cos \theta$$



$$\varphi_A = \frac{\rho l}{4\pi r^2} \cos \theta = \frac{\rho D}{4\pi r^2} \cos \theta = kD \cos \theta$$

Потенциал на поверхности шара (в среде, ограниченной поверхностью)

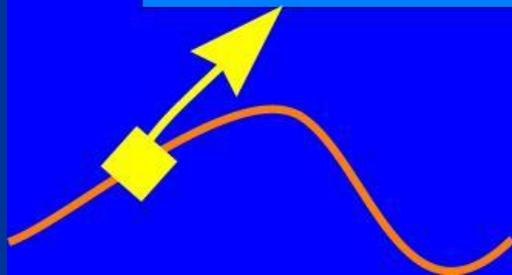
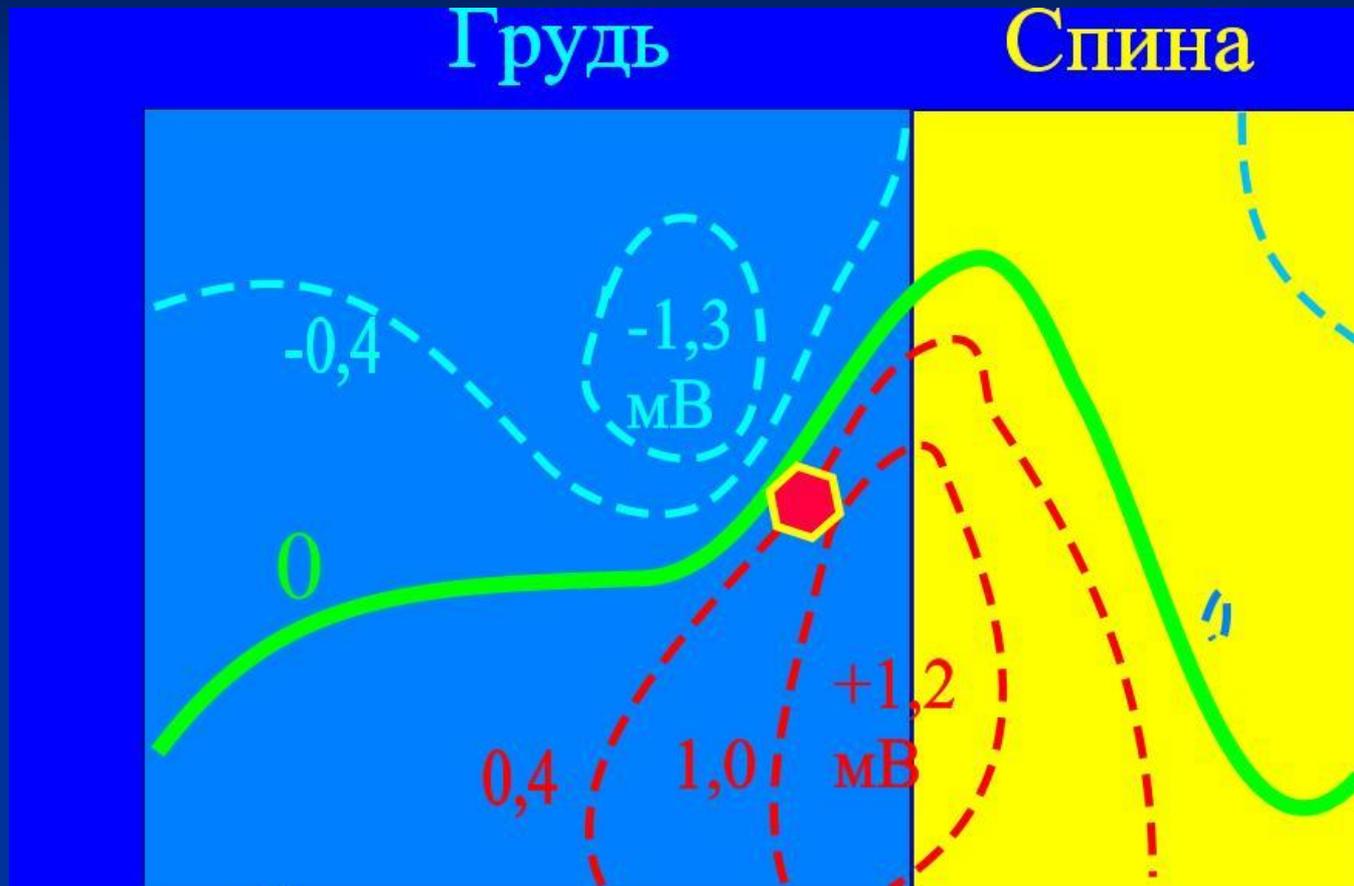


$$\varphi(r) = \rho D \cos\theta / 4\pi r^2 + \rho r D \cos\theta / 4\pi R_c^3$$

На поверхности сферы
при $r = R_c$

$$\varphi = 3\rho D \cos\theta / 4\pi R_c^2$$

Распределение электрических потенциалов на поверхности тела в момент формирования комплекса QRS



Разность потенциалов двух точек

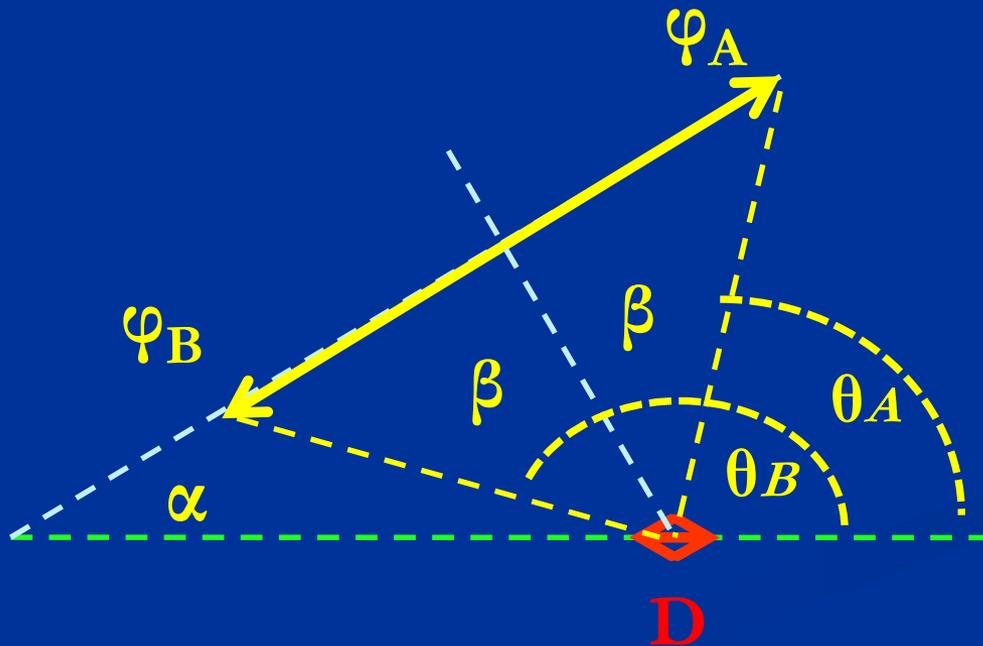
$$\varphi_A - \varphi_B = kD \cos \theta_A - kD \cos \theta_B = kD (\cos \theta_A - \cos \theta_B)$$

$$\Delta \varphi = 2k \sin \beta * D \cos \alpha$$

$$K = \frac{\rho}{2\pi r^2} \sin \beta$$



$$\Delta \varphi = K * D \cos \alpha = K * D_{AB}$$



Разность потенциалов пропорциональна проекции диполя на ось, соединяющую точки измерения на поверхности !!!

Электрокардиография



ЭКГ – метод регистрации электрической активности сердца с поверхности тела

■ **Позволяет** оценить распространение волны возбуждения по миокарду и сделать заключение о:

- Анатомической ориентации сердца
- Относительных размерах камер
- Различных нарушениях ритма и проведения
- Степени, местоположении и прогрессе ишемии миокарда
- Последствиях изменения концентраций электролитов
- Влиянии лекарственных препаратов (сердечные гликозиды) – контроль лечения



Не позволяет оценить механическую работу сердца и состояние клапанного аппарата



Происхождение ЭКГ

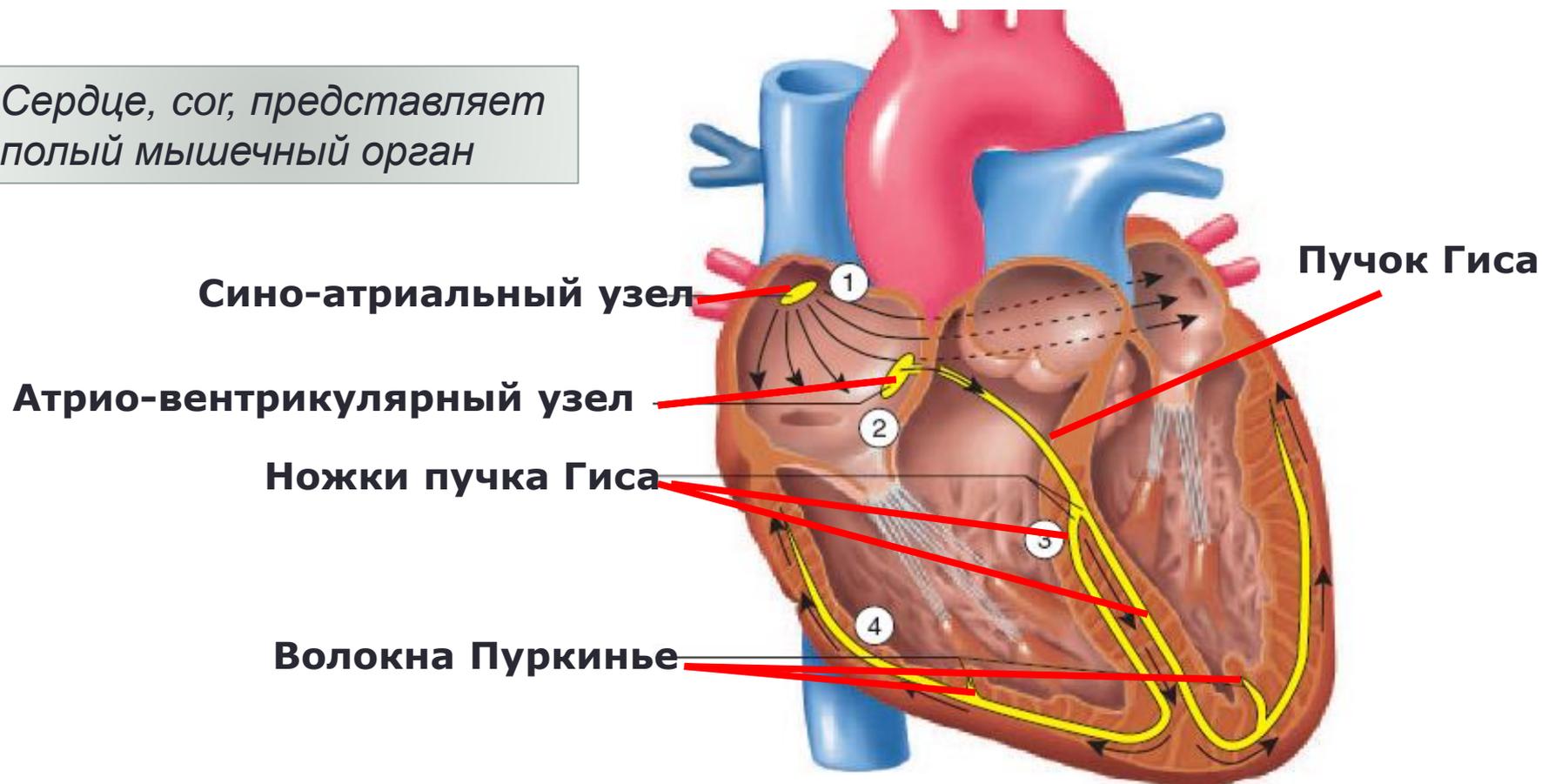
- Во время работы сердца в миокарде генерируются биотоки, вокруг которых формируется электрическое поле
- Поскольку ткани тела являются проводниками электричества, можно зарегистрировать сердечные биотоки с поверхности тела посредством электродов
- Общее электрическое поле сердца образуется в результате сложения полей отдельных волокон миокарда и выражается суммарной ЭДС сердца

Проводящая система сердца

Это комплекс специализированных кардиомиоцитов (атипичных), обеспечивающих распространение электрического импульса по миокарду.

Благодаря этому реализуется основная функция сердца — сократительная.

Сердце, cor, представляет полый мышечный орган

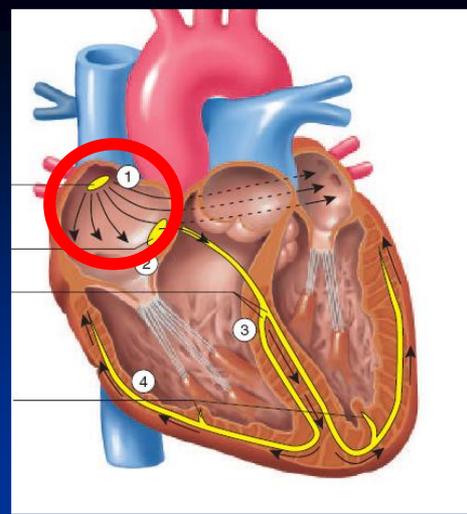


1. Синоатриальный узел (САУ)

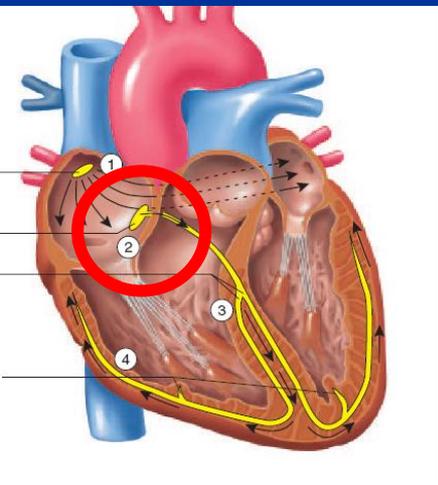
Является главным элементом проводящей системы сердца, который называют **водителем ритма**.

При нарушении его функции водителем ритма становится следующий по порядку узел. САУ располагается в стенке правого предсердия, между его ушком и отверстием верхней полой вены. САУ прикрыт внутренней сердечной оболочкой — эндокардом.

Узел имеет размеры 12x5x2 мм. К нему подходят симпатические и парасимпатические нервные волокна, которые обеспечивают регуляцию функции узла.



САУ вырабатывает электрические импульсы — в диапазоне 60-80 за минуту (нормальная ЧСС у здорового человека)



2. Атриовентрикулярный узел (АВУ)

Этот элемент проводящей системы расположен в углу между основанием правого предсердия и межпредсердной перегородкой.

Его размеры — 5x3 мм.

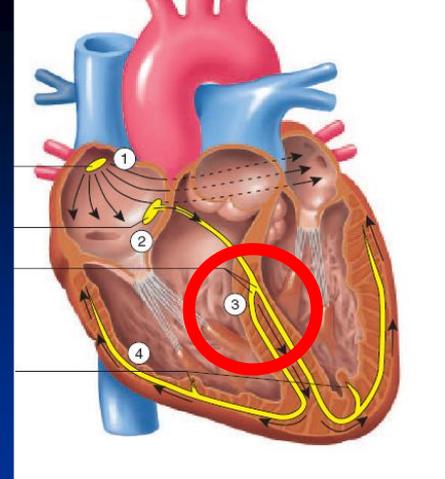
Узел задерживает часть импульсов от водителя ритма и передаёт их на желудочки с частотой 40-60 в минуту

3. Пучок Гиса

Это проводящий путь сердца, который обеспечивает связь между миокардом предсердий и желудочков.

В межжелудочковой перегородке происходит его разветвление на две ножки, каждая из которых идёт к своему желудочку.

Длина общего ствола составляет от 8 до 18 мм.

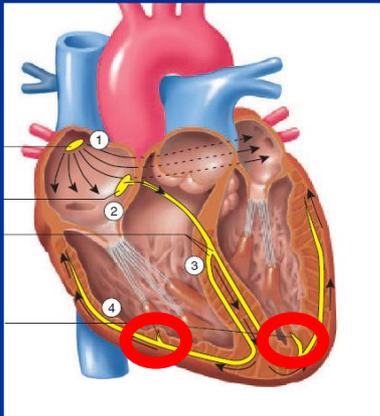


Он проводит импульсы с частотой 20-40 в минуту

4. Волокна Пуркинье

Это концевая часть проводящей системы.

Волокна отходят от ножек пучка Гиса и обеспечивают передачу импульсов на все участки миокарда желудочков.



Частота передачи — не более 20 в минуту

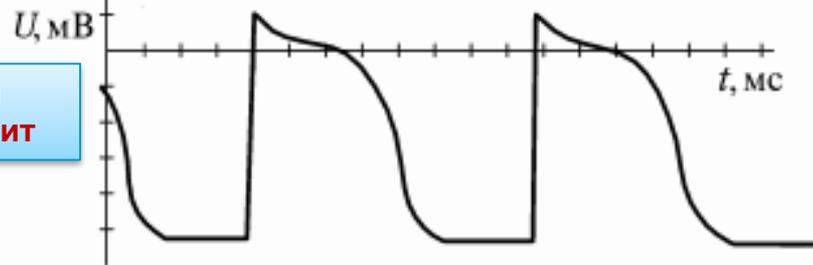
Вследствие раздражения САУ в нем происходит выработка электрического импульса. По трём проводящим пучкам он распространяется на оба предсердия и достигает АВУ. Здесь происходит задержка импульса, которая обеспечивает последовательность сокращений предсердий и желудочков. Далее импульс переходит на пучок Гиса и волокна Пуркинье, которые подходят уже к сократительным клеткам. Здесь электрический импульс угасает. Слаженная деятельность всех элементов называется **сердечным автоматизмом**.

Сердечная мышца имеет неоднородный клеточный состав.

Различают **типичные (сократительные)** образующих основную массу сердечной мышцы и осуществляющих ее сократительную деятельность и **атипичные** волокна миокарда.

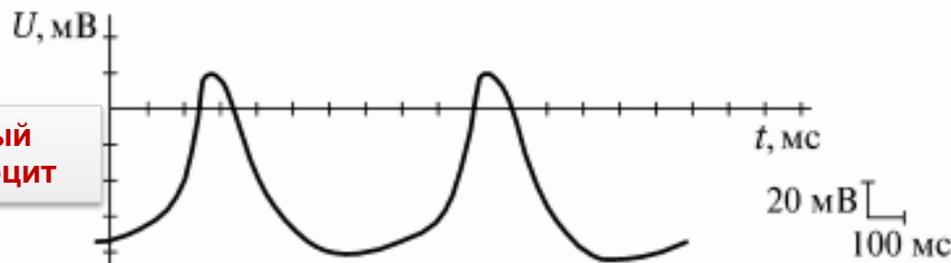
Между типичными и атипичными кардиомиоцитами выявлены существенные различия в структуре, функции и электрогенезе.

**Типичный
кардиомиоцит**



прослеживается стабильный уровень ПП. Он обусловлен выходом ионов K^+ из кардиомиоцита в интерстиций при отставании от них высокомолекулярных анионов, поскольку $p_{K^+} \gg p_{a-}$

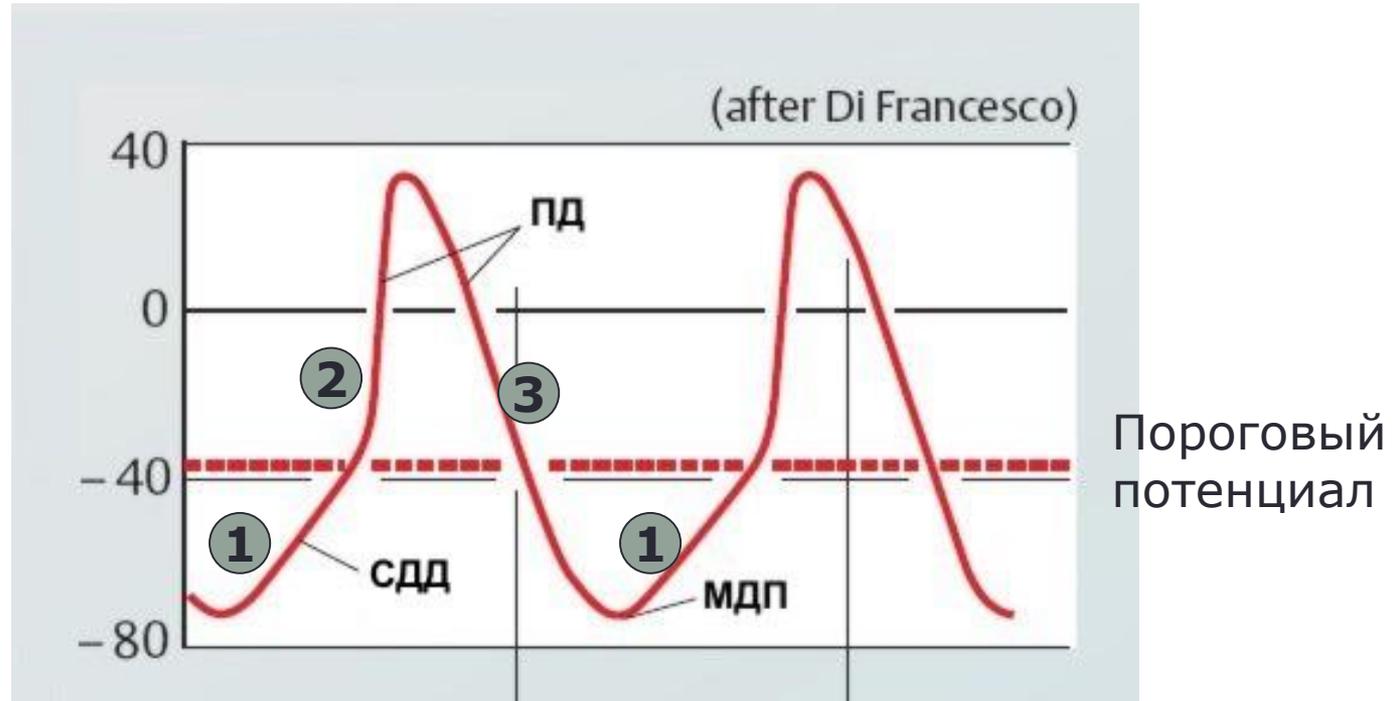
**Атипичный
кардиомиоцит**



нет устойчивого уровня поляризации, т. е. нет ПП. Большой постоянный фоновый натриевый ток. Электрическая активность этих клеток представляет собой непрерывные колебания мембранного потенциала. По достижении им макс. диастолического потенциала (МДП) спонтанно (самопроизвольно) начинает развиваться медленная диастолическая деполяризация (МДД). Она обусловлена забавным (I_f — от английского funny) или странным (I_q — от английского query) натриевым током.

Рис. Мембранные потенциалы миокарда по оси абсцисс — время (мс) по оси ординат — разность потенциалов на сарколемме (мВ)

Потенциал действия пейсмейкерных кардиомиоцитов

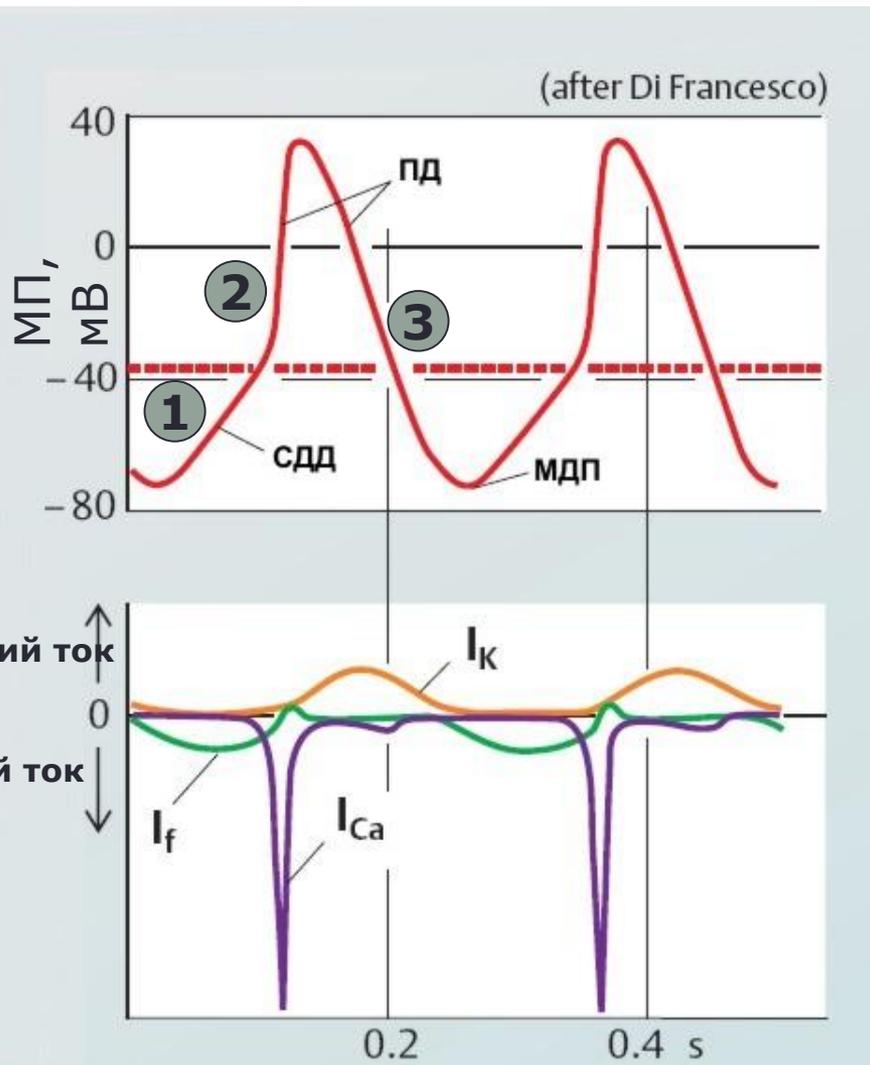


СДД – (1) медленная *спонтанная диастолическая деполяризация*

ПД – потенциал действия: (2) быстрая деполяризация + (3) реполяризация

МДП – максимальный диастолический потенциал

Ионная природа ПД пейсмейкерных кардиомиоцитов

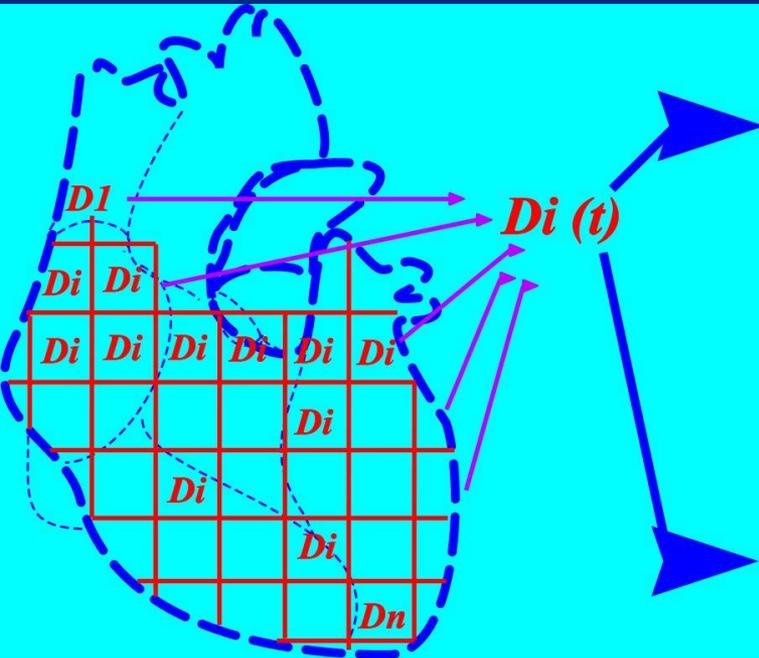


1 I_f – медленный входящий катионный (Na^+) ток, вызванный гиперполяризацией (*funny* – «странные», медленные Na каналы)

2 I_{Ca} – быстрый входящий Ca^{2+} ток через Ca каналы

3 I_K – выходящий K^+ ток через K каналы
Как только МП достигает значения МДП, активируется I_f , и генерируется новый ПД

Эквивалентные электрические генераторы сердца



Дипольный эквивалентный электрический генератор сердца

Мультиполярный эквивалентный электрический генератор сердца

Эквивалентный диполь сердца

$$\bar{D}_0 = \sum_{i=1}^n D_i$$

При необходимости учета возрастания потенциала в условиях, при которых

Многодипольные эквивалентные электрические генераторы
Расчет ЭКГ с учетом параметров отдельных областей миокарда

расстояние от точки регистрации до диполя сопоставимо с его размером

Потенциалы сердца

$$\lambda = RV$$

Синусовый узел



0,01-0,02 с

0,03-0,08 с

$\lambda = 0,6 \text{ см}$

0,08 с

0,01 с

0,05 с

0,04 с

0,03 с

0,02 с

Скорость
распространения
возбуждения

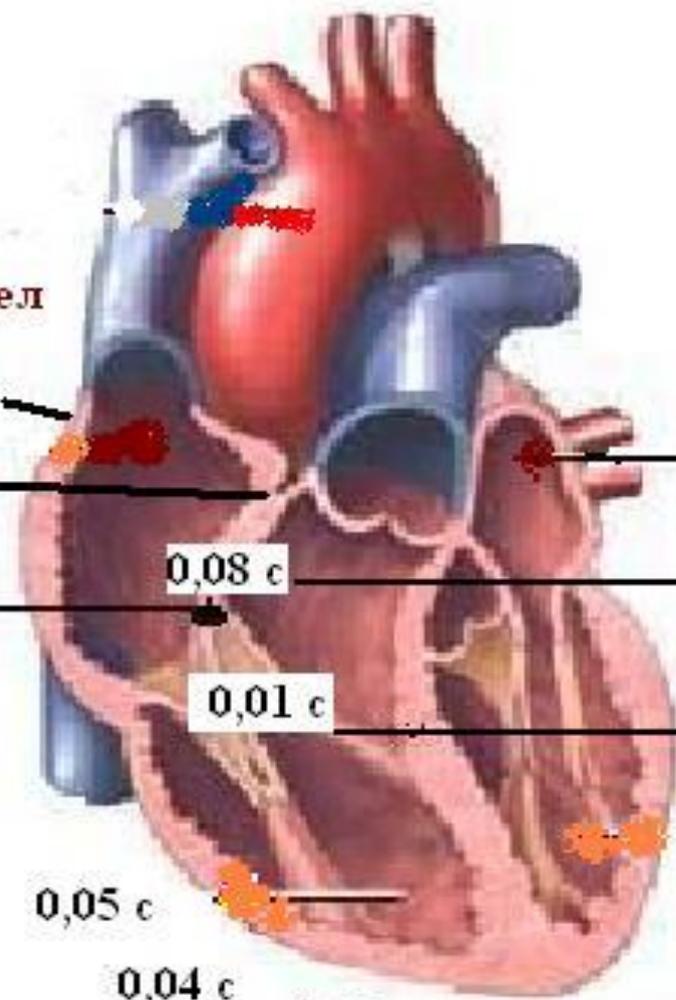
$\lambda = 12 \text{ см}$

30-80 см/с

2-5 см/с

100-140 см/с

$\lambda = 30 \text{ см}$



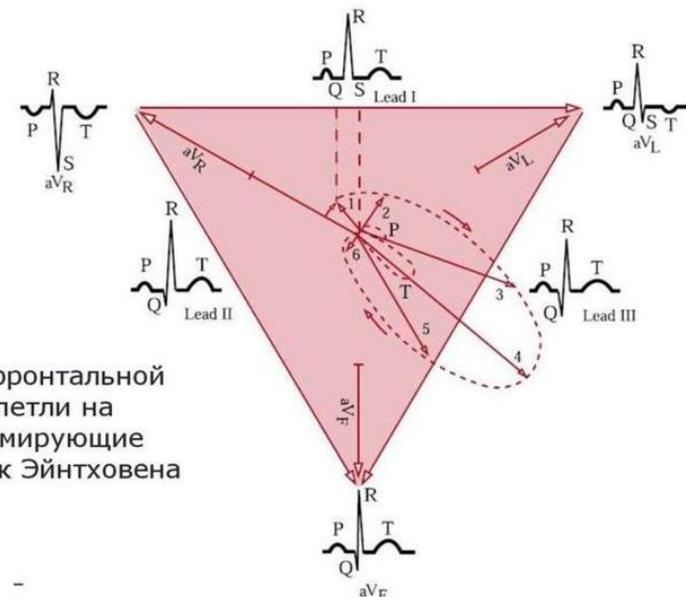
Модель Эйнтховена

- Интегральный токовый диполь (вектор) сердца (ИЭВС)- сумма диполей разных частей
- Ткани организма – однородная проводящая среда
- ИЭВС имеет начало в атриовентрикулярном узле и во времени изменяется по величине и направлению

Willem Einthoven (1860–1927).¹

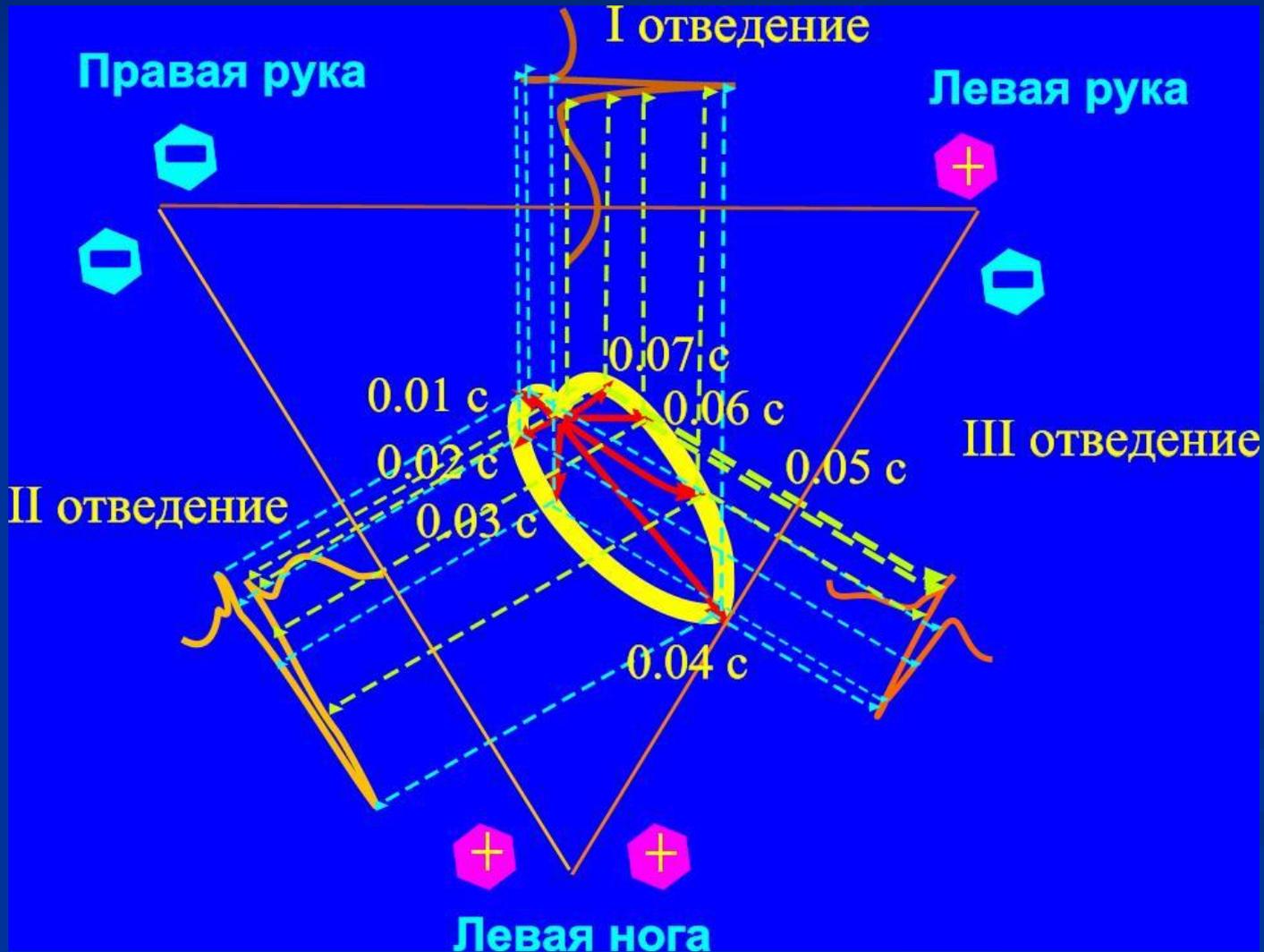


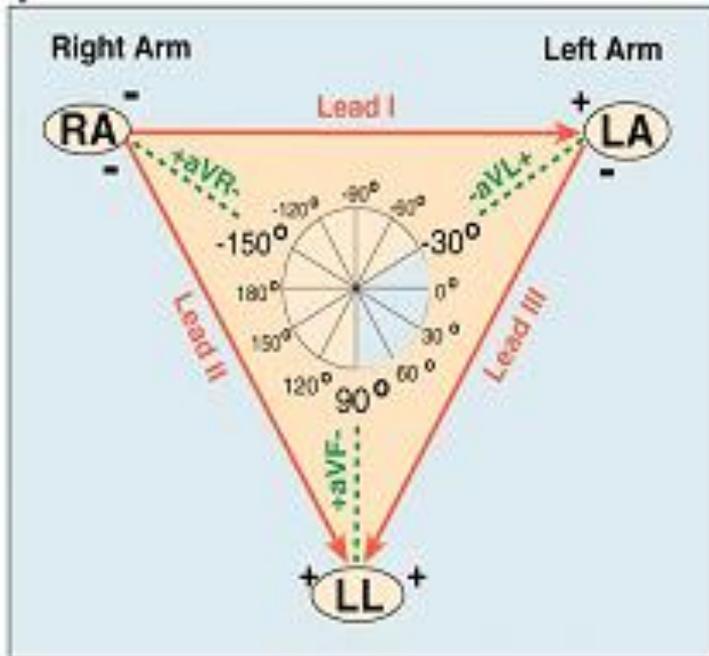
Скалярная ЭКГ (Эйнтховен)



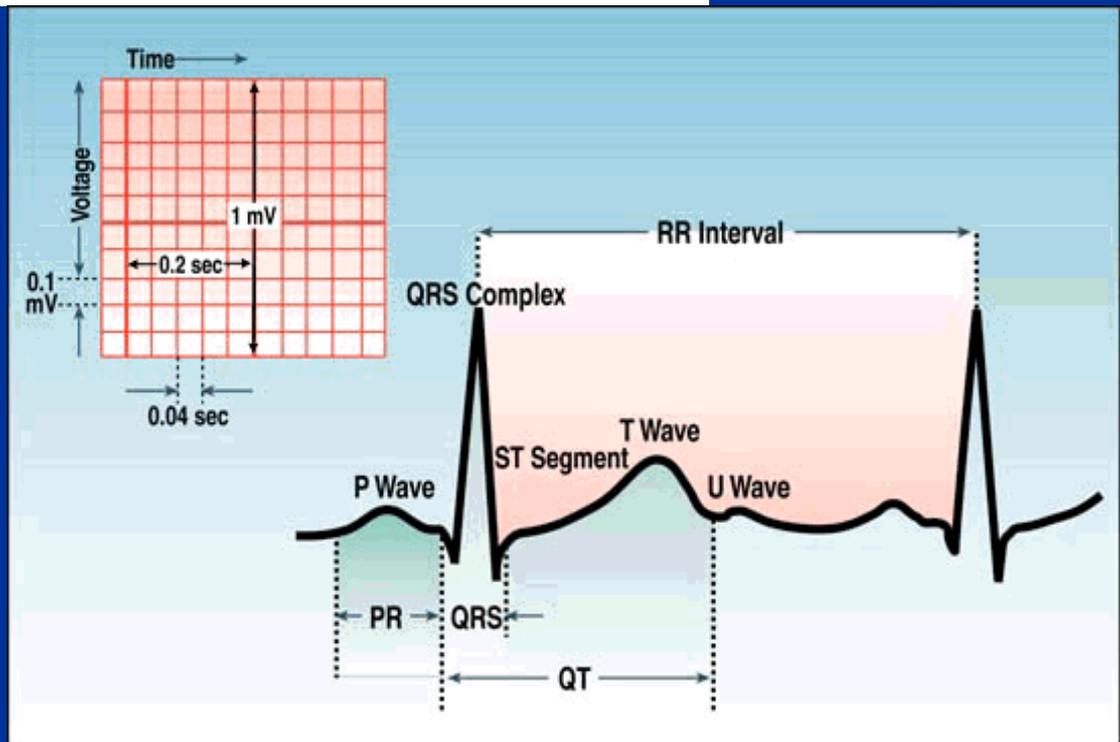
- ✓ Любое из отведений ЭКГ есть ни что иное как проекция интегрального электрического вектора сердца.
- ✓ В разнообразных способах отведения ЭКГ воплощены различные системы координат.
- ✓ Широко распространена **гексагональная координатная** система, элементом которой является равносторонний треугольник *(предложена основоположником ЭКГ В. Эйнтховеном в 1912 г. и получила название системы стандартных отведений)*
- ✓ Первым отведением считают регистрацию разности потенциалов между двумя руками, вторым — между правой рукой и левой ногой, третьим — между левой рукой и левой ногой.
- ✓ Применяются и другие способы отведения ЭКГ, для чего используются иные координатные системы для построения проекций ИЭВС. При совпадении направлений его и координатной оси амплитуда сигнала максимальна, а если эти направления взаимно перпендикулярны, то сигнал равен нулю.

Схема регистрации комплекса QRS электрокардиограммы в трех стандартных отведениях





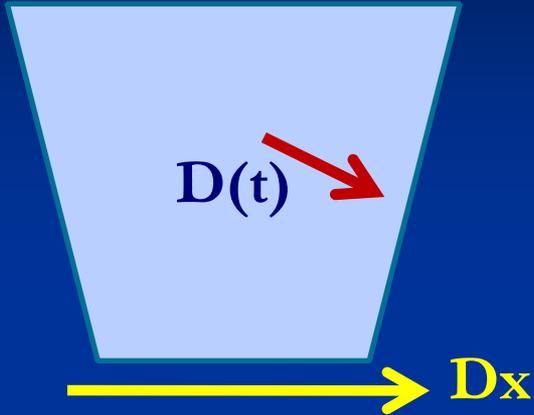
- 1 positive and 1 negative electrode
 - RA always negative
 - LL always positive
- Traditional limb leads are examples of these
 - Lead I
 - Lead II
 - Lead III
- View from a vertical plane



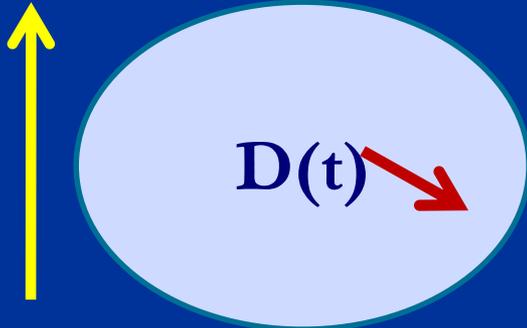
Векторная электрокардиография

Правая
сагитальная

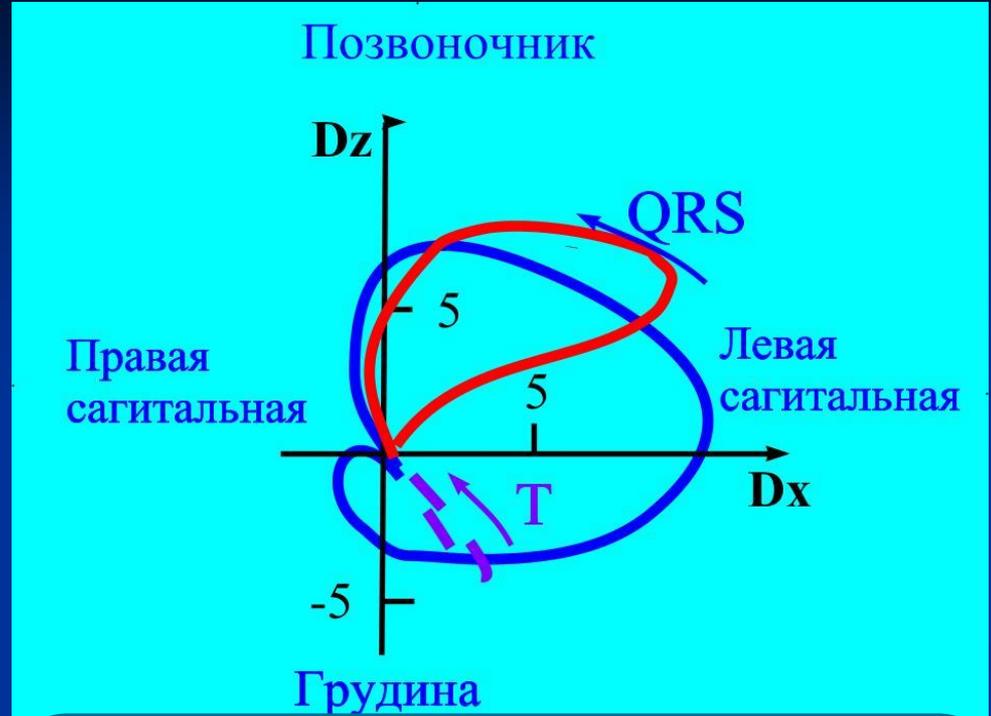
Левая
сагитальная



D_z Позвоночник



Грудина

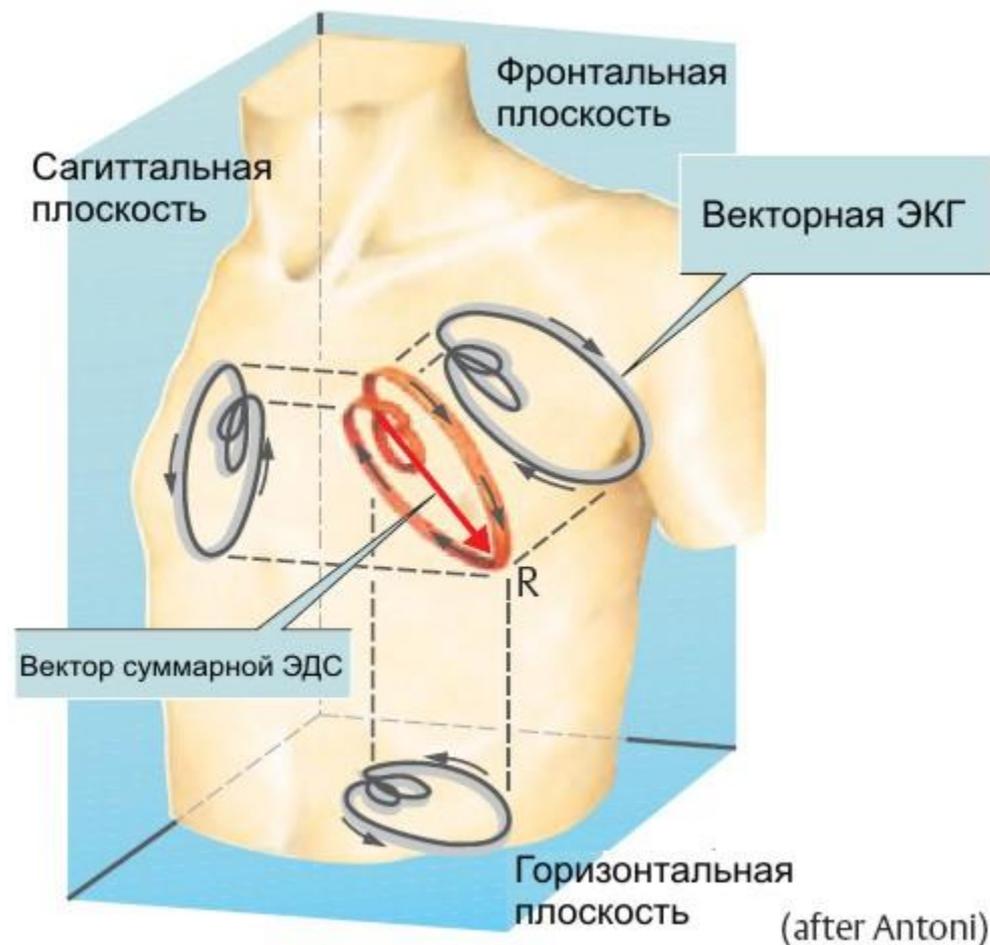


— ВЭКГ здорового человека

— Инфаркт межжелудочковой перегородки и смежной передней стенки левого желудочка

Титомир Л.И., 1980, Владимиров Ю.А., 1983

Векторная ЭКГ



Определение проекции вектора суммарной ЭДС на плоскости тела в различные периоды сердечного цикла - **векторная ЭКГ**

Многодипольные эквивалентные электрические генераторы сердца

Модель Миллера и Гезелоувитца –

Генез желудочковых компонентов ЭКГ

1. Сердце представляет собой систему токовых электрических диполей
2. Окружающая сердце среда считается однородной
3. Миокард представляет собой электрический сцинтиллятор, в котором ток может протекать из клетки в клетку через клеточные контакты с высокой проводимостью

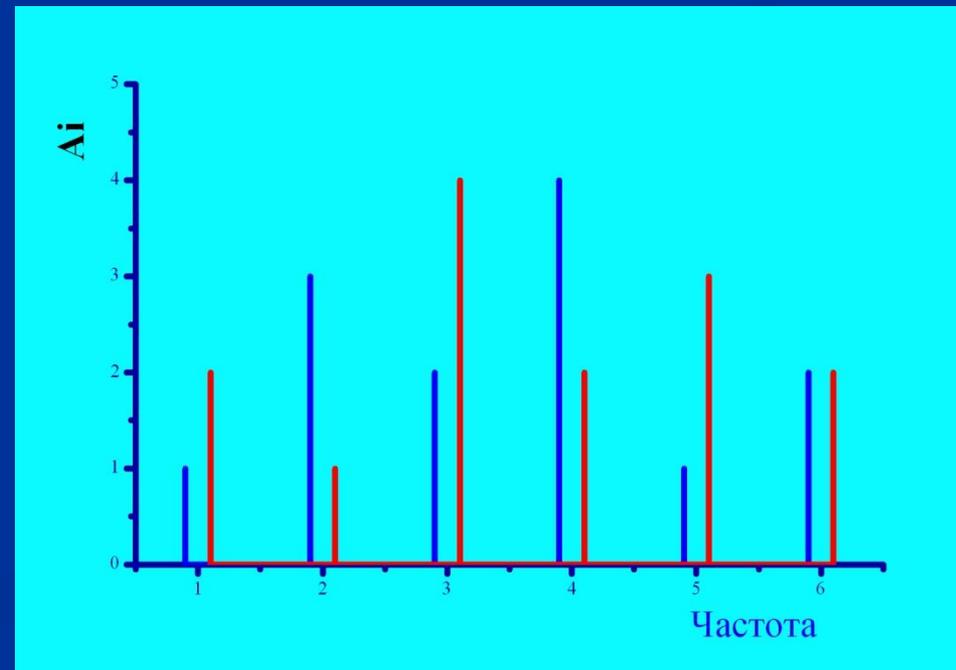
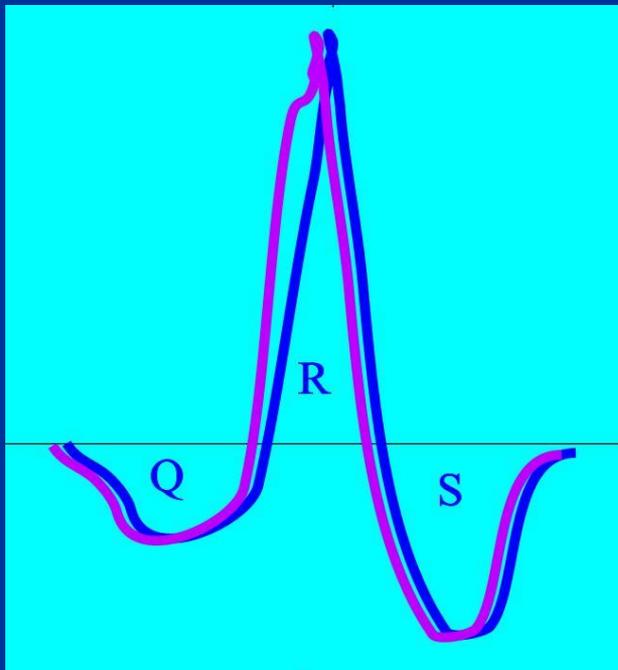
Современные направления исследований

- Анализ сердечного ритма -

Синусовый узел

- Фурье-анализ QRS-Комплекса

Нарушение внутрижелудочковой проводимости



**Благодарю за
внимание**

