

##2015 ME

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ до змістового модулю №1	3
1. Класифікація методів біоелектромагнітометрії. Рівні сигналів.	3
2. Рівняння Томаса. для трансмембранного потенціалу клітин.	4
3. Трансмембранний електричний потенціал дії та спокою м'язових клітин міокарда.....	6
4. Функції автоматизму клітин серця. Центри автоматизму першого, другого та третього рівнів.	9
5. Хвилі поляризації та депольризації клітин серця, їх швидкість і напрямок розповсюдження.	11
6. Зв'язок між дипольним моментом і електричним потенціалом. Сумарний електричний дипольний момент серця та його поле. Фактори, що впливають на амплітуду кардіографічних сигналів.	13
7. Стандартні дипольні та підсилені однополюсні електрокардіографічні відведення.....	16
8. Шестиосьова система координат Бейлі в електрокардіографії.	18
9. Грудні відведення.	19
10. Векторна електрокардіографія.	20
11. Картографування серцевих потенціалів грудей	22
12. Фізичне пояснення форми та елементів кардіографічного сигналу у першому стандартному відведенні.....	23
13. Принципи та послідовність аналізу електрокардіограми.	24
14. Режими вимірювань та методики в електроенцефалографії.	28
15. Зв'язок електроенцефалографічних ритмів з діяльністю кори головного мозку.	29
16. Нативна, спонтанна, стимуляційна електроміографія. Способи отримання електроміограм.	31
17. Електроокулографія як різновид електроміографії.	32
18. Спалахова, зональна, реверсивна електроретинографія.	34
19. Потужність випромінювальних втрат тіла людини.	35
20. Узагальнена схема роботи тепловізора.	36
21. Радіочастотне безконтактне вимірювання температури в медицині.	37
22. Метод імпульсної дефібриляції.	38
23. Антибрадикардичні, антитахікардичні, дефібриляційні кардіостимулятори.	39
24. Електростимулятори для периферійної нервової та м'язової системи.	41
25. Транскринальні стимулятори головного мозку.	42
26. Гальванізація. Лікувальний електрофорез. Дарсонвалізація. УВЧ-терапія.	43
27. Лінзові, волоконно-оптичні, опто-електронні ендоскопи.	45
28. Матеріали для виготовлення напівпровідникових лазерів.	49
29. Будова лазера на подвійній гетероструктурі.	50

30. Залежність коефіцієнта підсилення світла в напівпровідниках від частоти.	52
---	----

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ до змістового модулю №1

1. Класифікація методів біоелектромагнітометрії. Рівні сигналів.

БіоОб'єкт:

Е(-) Електро НЧ:

- ЕКГ
- ЕЕГ

Поділ по органах: електроміограф, електроретинограф

В(-) Магнітне НЧ:

- МКГ
- МЕГ

ЕВ(~) ВЧ (електро-магн):

- Радіотермометрія
- Тепловізіографія
- Хемілюмінісцентний аналіз

Рівні сигналів:

ЕКГ – 1-5мВ, $f < 100$ Гц

ЕЕГ – 10-100мкВ, $f < 100-200$ Гц

$E_{землі}$ – 130В/м

МКГ – 10^{-10} Тл, $f < 100$ Гц

МЕГ – 10^{-12} Тл

$B_{землі}$ – 10^{-4} Тл = 1Гс

Магнітометри:

- Індукційні методи
- Магнітооптичні (ефект Засмана, Фарадея)
- Гальваномагнітні (ефект Хола)
- Квантові (ЯМР, ЕПР, ефект Джозефсона)

2. Рівняння Томаса. для трансмембранного потенціалу клітин.

Мембранним потенціалом називається різниця потенціалів між внутрішньою (цитоплазматичної) і зовнішньою поверхнями мембрани : $J_m = j_{зовн} - j_{вн}$. (1).

Потенціал спокою – це стаціонарна різниця потенціалу, що реєструється між зовнішньою та внутрішньою поверхнями мембрани у незбудженому стані. Вона визначається різницею концентрацій іонів по різні боки мембрани і дифузиею іонів через мембрану. Для рівноважного мембранного потенціалу була виведена формула Нерста:

$$j_m = \frac{-RT}{F} \ln \frac{[K^+]_{in\ cell}}{[K^+]_{out\ of\ cell}}$$

, $R=8,314$ Дж/(моль·К) - універсальна газова стала; T — абсолютна температура; $F = 96485,3365$ Кл·моль⁻¹— число Фарадея; $[K]$ - концентрації певного типу іонів (наприклад, К).

Якщо врахувати, що мембрана має різну проникність для різних іонів, то можна записати загальне рівняння Гольдмана:

$$j_m = \frac{-RT}{F} \ln \frac{[K^+]_{in\ cell} + [Na^+]_{in\ cell} + [Cl^-]_{in\ cell}}{[K^+]_{out\ of\ cell} + [Na^+]_{out\ of\ cell} + [Cl^-]_{out\ of\ cell}}$$

Мембранний потенціал. Розрахований по рівнянню Гольдмана виявився по абсолютній величині меншим за мембральний потенціал по формулі Нерста. Слід відмітити, що ні формула Нерста ні формула Гольдмана не враховують активний транспорт іонів через мембрану. Наявність у мембранах електрогенних (розділяючи заряди, а отже і виникнення різниці потенціалів) іонних насосів, що грають велику роль у формуванні потенціалу, забезпечуються наявністю механізмів $K^+ - Na^+ - ATP$ фази, що перекачує калій всередину клітини, а натрій назовні клітини. З урахуванням роботи електрогенних насосів для мембранних потенціалів було отримано **рівняння Томаса**:

$$j_m = \frac{-RT}{F} \ln \frac{m * [K^+]_{in\ cell} + [Na^+]_{in\ cell}}{m * [K^+]_{out\ of\ cell} + [Na^+]_{out\ of\ cell}}$$

$m = \frac{3}{2}$ - відношення кількості іонів натрію, до кількості іонів калію, що перекачуються $Na^+ - K^+$ - насосом. Коефіцієнт $m > 1$ підсилює внесок градієнта концентрації калію у створення мембранного потенціалу , тому мембранний потенціал , розрахований за Томасом , більше за абсолютною величиною , ніж мембранний потенціал , розрахований за Гольдманом , і дає збіг з експериментальними значеннями для дрібних клітин

3. Трансмембранний електричний потенціал дії та спокою м'язових клітин міокарда.

Мембранний потенціал спокою (МПС) — це різниця потенціалів між зовнішньою та внутрішньою сторонами мембрани в умовах, коли клітина не збуджена.

У кардіоцитах під час спокою, що передує порушенню, різниця між електричними зарядами всередині і поза клітини називають потенціалом спокою. Значення потенціалу спокою залежить від двох основних характеристик клітини: 1) від градієнта концентрації іонів всередині і зовні клітини і 2) від того, які іонні канали відкриті в спокої.

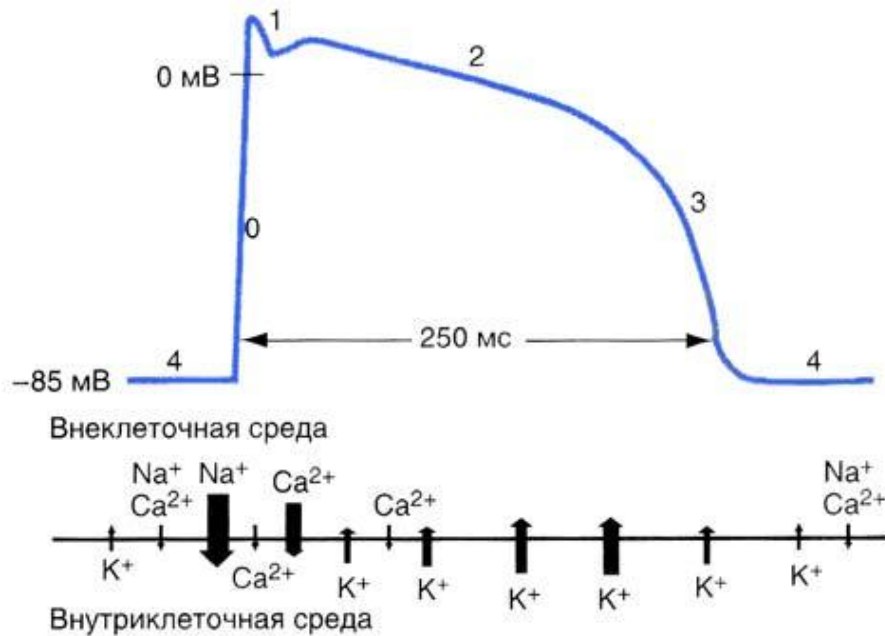
Подібно іншим тканинам, таким як нервові клітини або скелетні м'язи, концентрація калію всередині серцевих клітин набагато більше, ніж зовні. Це визначає учасників транспорту клітинних мембран, важливим з них є АТФ-залежний Na^+ / K^+ насос, який проводить обмін іонів Na^+ в напрямку з клітки і іонів K^+ - всередину клітини.

Калієві канали кардіоміоцитів відкриті в стані спокою, в той час як інші іонні канали (натрієві і кальцієві) закриті. Тому, мембрани лежачих клітин проникні більшою мірою для іонів калію, ніж для інших іонів. У спочиваючому стані K^+ направляється назовні, зменшуючи градієнт.

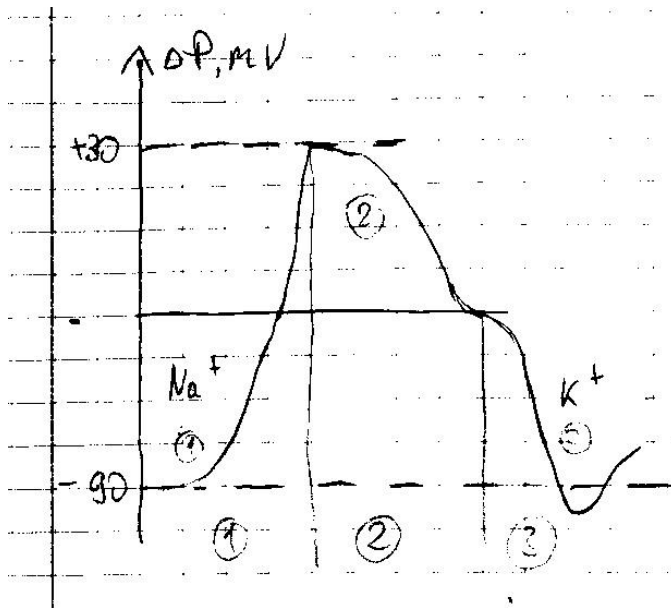
У стані рівноваги баланс між цими хімічними і електричними силами визначає величину потенціалу спокою, який в клітинах міокарда шлуночків приблизно дорівнює -90 мВ.

Потенціал дії (ПД) — це короткочасні амплітудні зміни мембранного потенціалу спокою (МПС), що виникають при збудженні живої клітини. По суті це електричний розряд — швидка короткочасна зміна потенціалу на невеликій

ділянці мембрани збудливої клітини (нейрона або м'язового волокна), в результаті якого зовнішня поверхня цієї ділянки стає негативно зарядженою по відношенню до сусідніх ділянок мембрани, тоді як його внутрішня поверхня стає позитивно зарядженою по відношенню до сусідніх ділянок мембрани. Потенціал дії є фізичною основою нервового або м'язового імпульсу, який відіграє сигнальну (регуляторну) роль. ПД складається з двох основних фаз: деполяризації і реполяризації. У потенціалу дії кардіоміоцитів виділяють п'ять фаз



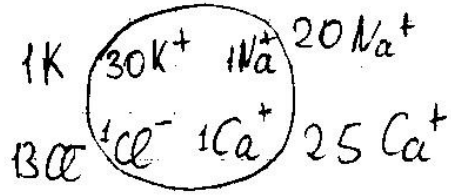
(рис.)



- 1) За рахунок надходження Na^+
- 2) За рахунок Ca^{2+}
- 3) Відкриття K^+ каналів

Фаза швидкої деполяризації (фаза 0) обумовлена входом іонів Na^+ по так званим швидким натрієвих каналах. Потім, після короткочасної фази ранньої швидкої реполяризації (фаза 1), настає фаза повільної деполяризації, або плато (фаза 2). Вона обумовлена одночасним входом іонів Ca^{2+} по повільних кальцієвих каналів і виходом іонів K^+ . Фаза пізньої швидкої реполяризації (фаза 3) обумовлена переважним виходом іонів K^+ . Нарешті, фаза 4 - це потенціал спокою.

Серце - поперечно-смугастий м'яз



ТМПС: поперизована

$$\Delta\varphi(K^+) = \varphi_{i(i)} - \varphi_{e(e)}$$

$$= \frac{KT}{e} \ln \frac{C_{K^+}^{(e)}}{C_{K^+}^{(i)}} = -90 mV$$



У стані спокою клітинні міокарда стат. попериз. поверхня має поз. заряд вн. кліт. протип. вел. зр.

ТМПД деполаризована

$$\Delta\varphi(Na^+)$$

$$= \frac{KT}{e} \ln \frac{C_{Na^+}^{(e)}}{C_{Na^+}^{(i)}} \approx +30 mV$$



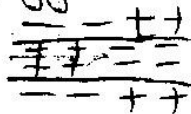
У момент збудження відбув деполариз. (зміна заряду). В цей час формується ЕРС між точками заряду створюючи різницю потенціалів між двома точками на поверхні.

Поларизована

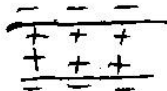


збудження

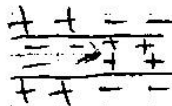
Деполаризація



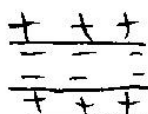
Деполаризована
ЕРС = 0



Деполаризація



Позам. стан попериз



4. Функції автоматизму клітин серця. Центри автоматизму першого, другого та третього рівнів.

Автоматизм. Характерною особливістю атипових клітин серця є відсутність в них справжніх потенціалів спокою (ПС). Коли ПД повертається до рівня -60 мВ, то одразу починає розвиватись наступна повільна діастолічна деполяризація, яка плавно переходить у фазу швидкої деполяризації. Для ПД атипових характерна відсутність овершуту, мало виражене плато і низький ПС.

Повільна діастолічна деполяризація виникає спонтанно, тобто без дії подразника. Механізм її розвитку пов'язаний з входом в атипові клітини Na^+ і Ca^{2+} через кальцієві канали. Це відбувається після реполяризації мембрани, коли закриваються калієві канали. Вказаний механізм збудження одержав назву “автоматизм серця”. Спонтанна проникність мембрани для Na^+ у клітинах синусного вузла найвища, у клітинах атріовентрикулярного вузла вона 1,5-2 рази нижча, а ще нижча в волокнах пучка Гіса. Тому в серці збудження, або ПД спочатку виникає в синусному вузлі, далі проводиться до атріовентрикулярного вузла, де спонтанна деполяризація не досягла критичного рівня, а далі збудження йде до пучка Гіса і до волокон Пуркінє.

У зв'язку з тим, що синусний вузол має найшвидший пейсмекерний ритм, він домінує над іншими структурами провідної системи і його називають водієм ритму I-го порядку. Атріовентрикулярний вузол називають водієм ритму II-го порядку.

Між різними частинами провідної системи серця існує градієнт автоматизму. Синусний вузол генерує ПД з частотою 70 за хв., атріовентрикулярний з частотою 40-50 ПД за хв.; пучок Гіса – 20-30 ПД за хв., а волокна Пуркінє не мають здатності до автоматизму.

синусовий вузол (СВ) — центр автоматизму першого порядку;
скупчення клітин автоматизму в передсердях та атріовентрикулярному (АВ) з'єднанні — центри автоматизму другого порядку;

волокна Пуркінє — центри автоматизму третього порядку

Хто хоче ще детальніше написати (але не обов'язково):

Синусовий вузол розміщений субепікардіально у правому передсерді між гирлами верхньої та нижньої порожнистих вен. Це найбільше скупчення клітин, здатних до самостійної генерації електричних імпульсів. Його довжина становить 10–20 мм, ширина — 3–4 мм. Він складається з Р-клітин, клітин строми, перехідних та інших клітин. Здатність генерувати імпульси притаманна Р-клітинам. Синусовий вузол характеризується найвищим автоматизмом і в стані спокою генерує 60–90 імпульсів за хвилину. Домінування СВ визначає наявність у нормі синусового ритму. У разі зниження автоматизму або неможливості виходу імпульсів з СВ (синоатріальна (СА) блокада) починають функціонувати

центри автоматизму другого порядку, у яких частота генерування імпульсів є нижчою (40–60 за хвилину). До таких центрів належать передсердні центри автоматизму та АВ з'єднання, яке складається з АВ вузла та прилеглих ділянок провідної системи серця.

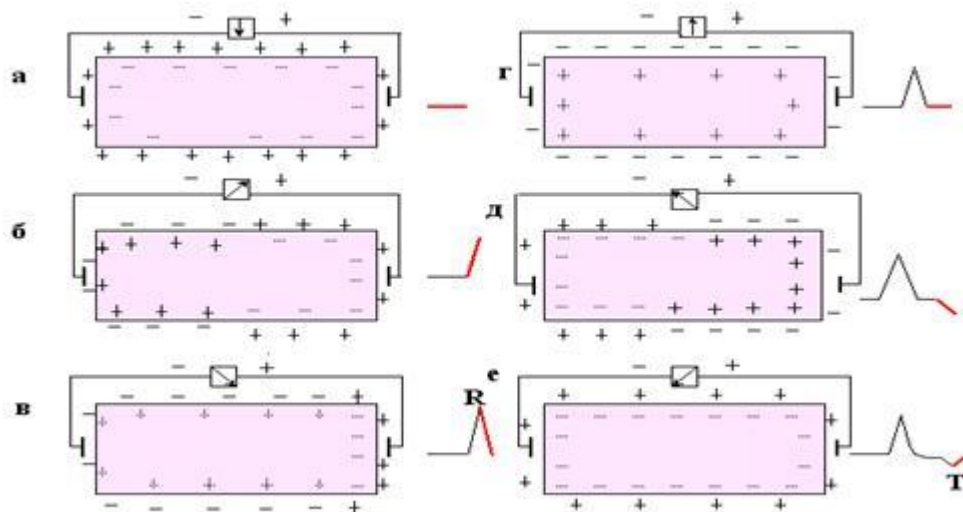
Атріовентрикулярний вузол виконує функцію затримки імпульсів, що проводяться від передсердь до шлуночків. Завдяки цьому в нормі досягається не лише фізіологічна затримка проведення, що забезпечує послідовність скорочення передсердь і шлуночків, а й блокування імпульсів при генерації їх у передсердях з надто великою частотою. З одного боку, це дозволяє запобігти проведенню частини імпульсів при передсердних тахіаритміях і, таким чином, уникнути тріпотіння шлуночків та зупинки кровообігу. У хворих з фібриляцією передсердь (ФП) до шлуночків проводяться лише імпульси більшої амплітуди і не доходять імпульси підпорогової сили.

Дистальні волокна (волокна Пуркіньє) поширюються до клітин скоротливого міокарда правого і лівого шлуночків. Загальний стовбур і ніжки пучка Гіса та волокна Пуркіньє об'єднують у поняття “внутрішньошлуночкова провідна система Гіса-Пуркіньє”. Швидкість руху збудження в провідній системі шлуночків становить 3–4 м/с. Найбільш вразливі її ділянки — стовбур і права ніжка пучка Гіса, проксимальний відділ передньо-верхньої гілки лівої ніжки, загальний стовбур лівої ніжки, найменш вразлива — задньо-нижня гілка лівої ніжки. Це пояснюється анатомічними особливостями провідної системи та особливостями кровопостачання відповідних відділів міокарда.

5. Хвилі поляризації та деполяризації клітин серця, їх швидкість і напрямок розповсюдження.

Механізм формування електрограми м'язового волокна серця

При проходженні хвилі деполяризації по одиночному м'язовому волокну спостерігається коливання різниці потенціалів на його поверхні. Запис цих коливань має назву електрограми (ЕГ). У стані спокою вся зовнішня поверхня клітинної мембрани умовно має позитивний заряд. Між будь-якими двома точками цієї поверхні різниця потенціалів відсутня. При цьому на електрограмі одиночного м'язового волокна записується горизонтальна нульова (ізоелектрична) лінія (мал. а).



МАЛ. ДИНАМІКА ДЕПОЛЯРИЗАЦІЇ І РЕПОЛЯРИЗАЦІЇ ОДИНОКОГО М'ЯЗОВОГО ВОЛОКНА І ВІДОБРАЖЕННЯ ЇХ НА ЕЛЕКТРОГРАМІ.

При збудженні міокардіального волокна зовнішня поверхня збудженої ділянки мінє заряд по відношенню до поверхні ділянки, яка знаходиться в стані спокою. Між ними виникає різниця потенціалів, яка реєструється на електрограмі у вигляді позитивного відхилення (зубець R) направленогo вверх від ізолінії (мал. б, в). Коли все волокно буде в стані збудження, і вся його поверхня буде заряджена негативно, тобто зникне різниця потенціалів між електродами, на електрограмі записується ізолінія (сегмент S–T) (мал. г). Процес реполяризації одиночного м'язового волокна починається в тій ділянці, де розпочиналася хвиля деполяризації. Тобто реполяризація має напрямок ідентичний процесові деполяризації. При цьому поверхня реполяризованої ділянки заряджається позитивно по відношенню до ще збудженої ділянки (зубець T). Між цими ділянками виникає різниця потенціалів, яка на електрограмі проявляється відхиленням від ізолінії. Але оскільки мембранний коловий струм має протилежний напрямок протікання, то це відхилення буде мати протилежний напрямок. Крім того, швидкість поширення реполяризації менша швидкості поширення деполяризації, то і тривалість цього відхилення буде більшою, але амплітуда - меншою (мал. д, е).

У нормі хвиля збудження поширюється передсердцями зверху вниз від синусно-передсердного вузла (SA-вузол (синаотрільний)) до верхньої границі атріовентрикулярного вузла (AV). Деполяризація передсердь реєструється на ЕКГ у вигляді зубця P. Висхідний відрізок зубця відповідає в основному збудженню правого передсердя, низхідний – лівого.

Процес реполяризації передсердь звичайно не знаходить відображення на ЕКГ, оскільки він нашаровується за часом на процес деполяризації шлуночків.

Процес деполяризації міокарда шлуночків на ЕКГ реєструється у вигляді комплексу QRS. Збудження шлуночків починається з деполяризації міжшлуночкової перегородки в середній її третині. Фронт збудження охоплює міжшлуночкову перегородку, частково внутрішню поверхню шлуночків і верхівку серця. Тут збудження поширюється від ендокарда до епікарда. На електрокардіограмі це відображається у вигляді зубця Q. Охоплення збудженням стінок обох шлуночків відображає на ЕКГ зубець R.

В останню чергу збудження поширюється на базальні відділи міжшлуночкової перегородки, правого та лівого шлуночків. Охоплення збудженням базальних відділів відображає на ЕКГ зубець S.

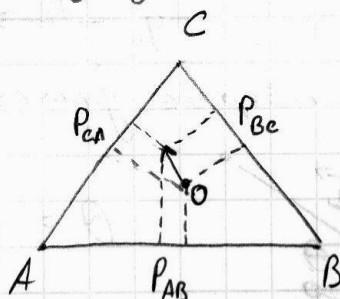
Процес реполяризації шлуночків відповідає на ЕКГ зубцю T.

Збудження, яке виникло в сино-атріальному вузлі, проводиться передсердями зі швидкістю 0,8–1,0 м/с. Швидкість проведення збудження шлуночками становить в середньому 0,3–0,9 м/с (в конспекті $V_{\text{мяз}}=0,5\text{м/с}$).

Деполяризація охоплює раніше праве передсердя, а потім – ліве. При передачі збудження із передсердь на шлуночки спостерігається його затримка в атріо-вентрикулярному вузлі. Ця затримка має значення для послідовного скорочення передсердь, а потім шлуночків. Швидкість проведення збудження через атріо-вентрикулярний вузол становить близько 0,02 м/с (в конспекті $V_{\text{AV}}=0,05\text{м/с}$). Швидкість проведення збудження пучком Гіса і волокнами Пуркіньє становить 1–1,5 м/с.

- 6. Зв'язок між дипольним моментом і електричним потенціалом.
Сумарний електричний дипольний момент серця та його поле.
Фактори, що впливають на амплітуду кардіографічних сигналів.**

Дипольне уявлення про серце лежить в основі теорії відведень Ейнтховена. ~~Ейнтховен~~ Ейнтховеном було запропоновано двополюсну схему відведень від кілчівок на основі концепції рівностороннього трикутника. Тут Едгінс уявляє концепцією електрична активність серця представлена у вигляді токового джерела струму (диполя), розташованого в центрі трикутника.

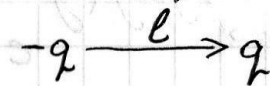


Любо, з міркувань Ейнтховена, серце поводить як сумарний диполь з точки зору формування в ньому електричного потенціалу. Сумарний вектор у певний момент серцевого циклу є результатом електричне поле серця можна уявити у вигляді результату різниці потенціалів з великою та малою напрямом у вигляді електричного вектора серця, який відображає напрям розподілу хвилі деполаризації і реполаризації міокарда в певний момент серцевого циклу.

З точки зору дипольної теорії електрокардіограма представляє собою різницю потенціалів такої величини, яка віднобить проекції електричного вектора серця на лінії відведення.

Істотний вплив на амплітуду електрокардіографічних зубців робить відстань електрода що довіднує до джерела струму. Величина зубців ЕКГ обернено пропорційна квадрату відстані від електрода до джерела струму. Однак при віддаленні електродів більш ніж на 10 см від серця подальша зміна амплітуди зубців виявляється дуже малою (нею можна знехтувати). Амплітуда зубця залежить від того, як швидко напрямом вектора деполаризації (або реполаризації) збігається з напрямком відведення.

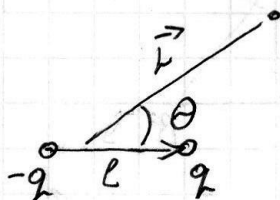
Електричним диполем наз с-му з двох рівних за величиною і протилежних за знаком точкових зарядів q , розташованих на відстані l один від одного. Характеристикою диполя є дипольний момент - вектор, рівний добутку заряду q на плече диполя l :

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


Знайдемо потенціал поля, яке створює диполь, у деякій віддаленій точці:

$$\varphi = \frac{1}{4\pi\epsilon_0\epsilon} \frac{(\vec{p} \cdot \vec{r})}{r^3}$$

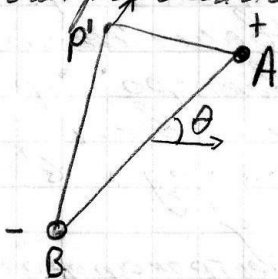
$$\varphi = \frac{1}{4\pi\epsilon_0\epsilon} \frac{p}{r^2} \cos\theta$$



$$\theta = \angle \vec{l} \vec{r}$$

Сумарний дипольний момент сфера: $\vec{p} = \sum \vec{p}_i$

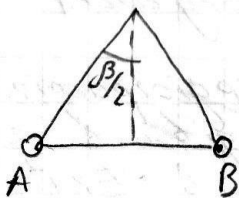
Відведення - це човна лінія між двома точками вадиривання A і B



$$\begin{aligned} \Delta\varphi_{AB} &= \varphi_A - \varphi_B = \frac{1}{4\pi\epsilon_0\epsilon} p \frac{1}{r^2} (\cos\theta - \cos(\theta + \pi)) \\ &= \frac{1}{2\pi\epsilon_0\epsilon} \frac{p}{r^2} \cos\theta \end{aligned}$$

Якщо A і B рівновіддалені від центра:

$$\Delta\varphi_{AB} = \frac{1}{2\pi\epsilon_0\epsilon} \frac{p}{r^2} \sin \frac{\beta}{2}$$



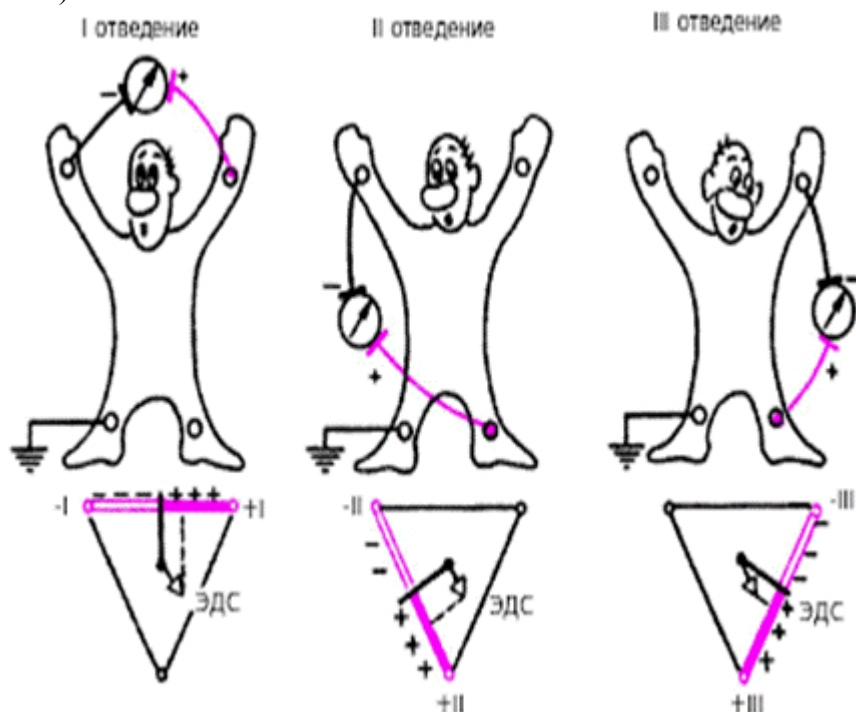
$$\Delta\varphi_{AD} \sim \frac{p}{r^2} \cos\theta$$

$$\Delta\varphi \sim p \cos\theta$$

, нехтуємо r^2 на великих відста.

7. Стандартні двополюсні та підсилені однополюсні електрокардіографічні відведення.

Стандартні двополюсні відведення, запропоновані в 1913 р. Ейнтховеном, фіксують різницю потенціалів між двома точками електричного поля, віддаленими від серця і розташованими у фронтальній площині, — на кінцівках. Для запису цих відведень електроди накладають на правій руці (червона маркіровка), лівій руці (жовта маркіровка) і на лівій нозі (зелена маркіровка) (мал. 2). Ці електроди попарно підключаються до електрокардіографа для реєстрації кожного з трьох стандартних відведень. Четвертий електрод встановлюється на праву ногу для підключення заземляючого проводу (чорна маркіровка).



Мал. 2. Схема формування трьох стандартних електрокардіографічних відведень від кінцівок.

Внизу - трикутник Ейнтховена, кожна сторона якого є віссю того або іншого стандартного відведення

Стандартні відведення від кінцівок реєструють при наступному попарному підключенні електродів:

I відведення — ліва рука (+) і права рука (-);

II відведення — ліва нога (+) і права рука (-);

III відведення — ліва нога (+) і ліва рука (-).

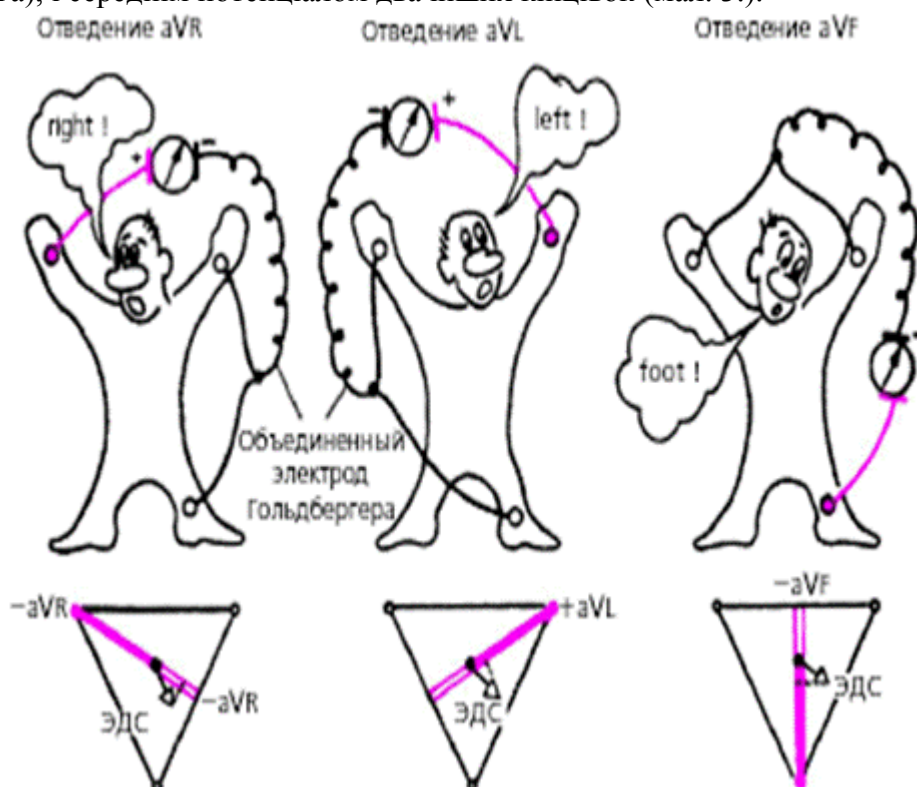
Знаками (+) і (-) тут позначено відповідне підключення електродів до позитивного або негативного полюсів гальванометра, тобто вказані позитивний і негативний полюс кожного відведення.

Як видно на мал. 2, три стандартні відведення утворюють рівносторонній трикутник (трикутник Ейнтховена), вершинами якого є права рука, ліва рука і ліва нога зі встановленими там електродами. У центрі рівностороннього трикутника Ейнтховена розташований електричний центр серця, або точковий єдиний серцевий диполь, однаково віддалений від всіх трьох стандартних відведень. Гіпотетична лінія, що сполучає два електроди, що беруть участь в утворенні електрокардіографічного відведення, називається віссю відведення. Осями стандартних відведень є сторони трикутника Ейнтховена. Перпендикуляри, проведені з центру серця, тобто з місця розташування єдиного серцевого диполя, до осі кожного стандартного відведення, ділять кожну вісь на дві рівні

частини: позитивну, обернену у бік позитивного (активного) електроду (+) відведення, і негативну, звернену до негативного електроду (-).

Посилені відведення від кінцівок

Посилені відведення від кінцівок були запропоновані Гольдбергером в 1942 р. Вони реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок, на якій встановлений активний позитивний електрод даного відведення (права рука, ліва рука або ліва нога), і середнім потенціалом два інших кінцівок (мал. 3.).



Мал. 3.. Схема формування трьох посилених однополюсних відведень від кінцівок.

Внизу - трикутник Ейнтховена і розташування осей трьох посилених однополюсних відведень від кінцівок

Таким чином, як негативний електрод в цих відведеннях використовують так званий об'єднаний електрод Гольдбергера, який утворюється при з'єднанні через додатковий опір двох кінцівок.

Три посилені однополюсні відведення від кінцівок позначають таким чином:

aVR — посилене відведення від правої руки;

aVL — посилене відведення від лівої руки;

aVF — посилене відведення від лівої ноги.

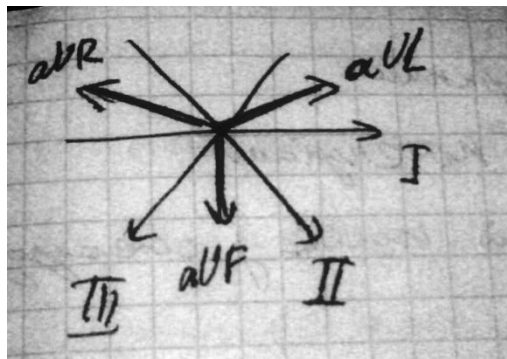
Позначення посилених відведень від кінцівок походить від перших букв англійських слів: «a» augmented (посилений); «V» — voltage (потенціал); «R» — right (правий); «L» — left (лівий); «F» foot (нога).

Як видно на мал. 3., осі посилених однополюсних відведень від кінцівок отримують, сполучаючи електричний центр серця з місцем накладення активного електроду даного відведення, тобто фактично — з однією з вершин трикутника Ейнтховена. Електричний центр серця як би ділить осі цих відведень на дві рівні частини: позитивну, звернену до активного електроду, і негативну, звернену до об'єданого електроду Гольдбергера.

8. Шестиосьова система координат Бейлі в електрокардіографії.

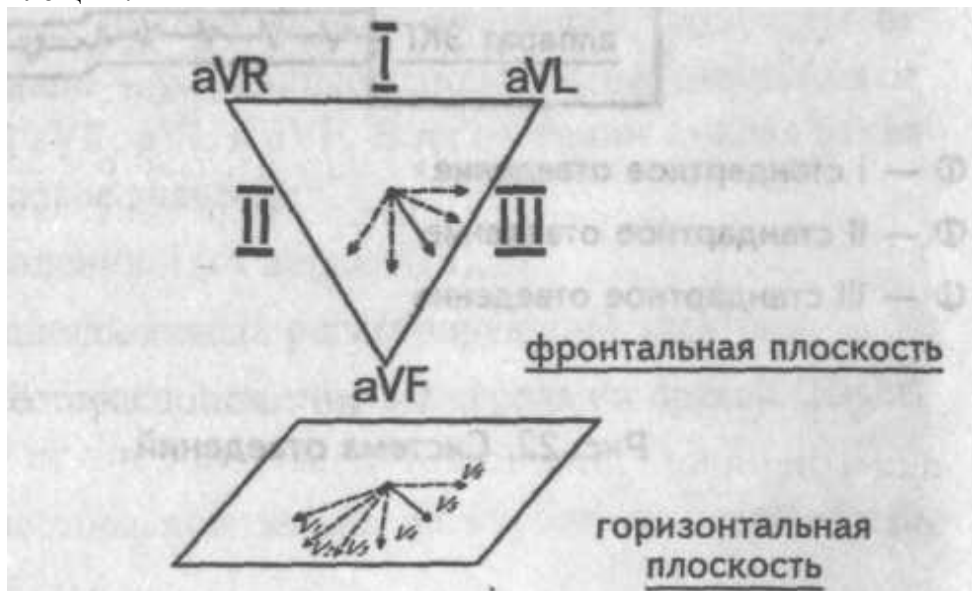
Бейлі об'єднав трьохосьові системи стандартних (I, II, III) і посилених (aVR, aVL, aVF) відведень (які були розглянуті раніше). В результаті вийшла шестиосьова система відведень, представлена на малюнку ліворуч, яка реєструє зміни ЕДС серця у фронтальній площині. Осі суміжних відведень розділяються кутами в 30° . Кожна з них теж складається з позитивного і негативного відрізків: перший звернений до активного електроду, другий є його уявним продовженням у зворотний бік. Всі 6 відведень від кінцівок становлять єдину систему: вони відображають зміни сумарного вектора серця у фронтальній площині, тобто відхилення його вгору або вниз, вліво або вправо.

Для більш наочно говізуального визначення цих відхилень Бейлі запропонував шестиосьову систему координат. Її можна уявити, перемістивши в просторі осі всіх 6 відведень від кінцівок так, щоб вони пройшли через центр трикутника Ейнтховена. У шестиосьовій системі координат кут між сусідніми осями дорівнює 30° . Відведення відкінцівок відображають динаміку сумарної ЕРС серця в цілому



9. Грудні відведення.

Крім стандартних і однополюсних відведень від кінцівок, в електрокардіографічній практиці застосовуються ще й грудні відведення. При запису ЕКГ в грудних відведень реєструючий однополюсний електрод прикріплюється безпосередньо до грудної клітки. Електричне поле серця тут найбільш сильне, тому немає необхідності посилювати грудні уніполярні відведення, але не це головне. Головне в тому, що грудні відведення, як зазначалося вище, реєструють електричні потенціали з іншого еквіпотенційної окружності електричного поля серця. Так, для запису електрокардіограми в стандартних і однополюсних відведеннях потенціали реєструвалися з еквіпотенційної окружності електричного поля серця, розташованої у фронтальній площині (електроди накладалися на руки і на ноги). При запису ЕКГ в грудних відведеннях електричні потенціали реєструються з кола електричного поля серця, яка розташовується в горизонтальній площині.



Накладання електродів для реєстрації ЕКГ в грудних відведеннях.

Запис ЕКГ проводиться звичайно в лежачому положенні, що дозволяє добитися максимального розслаблення м'язів.

1. В точках накладання нанести електролітичну пасту.
2. Для реєстрації грудних відведень активні електроди розташувати у відповідних місцях на поверхні грудної клітки, які визначають пальпаторно:
 - перше грудне відведення (електрод C_1) – у IV міжребер'ї по правому краю грудини;
 - друге грудне відведення (електрод C_2) – у IV міжребер'ї по лівому краю грудини;
 - третє грудне відведення (електрод C_3) – на рівні IV ребра на лівій білягрудинній лінії;
 - четверте грудне відведення (електрод C_4) – у V міжребер'ї на лівій середньо-ключичній лінії;
 - п'яте грудне відведення – (електрод C_5) – у V міжребер'ї на лівій передній пахвовій лінії;
 - шосте грудне відведення (електрод C_6) – у V міжребер'ї на лівій середній пахвовій лінії.

10. Векторна електрокардіографія.

Динамічна реєстрація змін величини і напрямку результуючої електрорушійної сили в просторі протягом серцевого циклу утворює вектор електрокардіограму, проекції якої можемо бачити у фронтальній, горизонтальній та сагітальній площинах.

Векторна електрокардіографія полягає у вимірі вектора дипольного моменту еквівалентного диполя серця протягом кардіоциклу. Цей вектор називають електричним вектором серця. За даними вимірів на поверхні тіла максимальне значення модуля вектора серця складає близько $2 \cdot 10^{-5} \text{ А} \cdot \text{м}$.

У векторній електрокардіографії реєструють два види кривих, що характеризують вектор дипольного моменту еквівалентного диполя серця:

1) просторова векторна електрокардіограма (ВЕКГ), що являє собою траєкторію кінця вектора дипольного моменту еквівалентного диполя у тривимірному просторі протягом кардіоциклу;

2) плоскі векторні електрокардіограми (петлі) – криві, описувані протягом кардіоциклу кінцем проекції вектора дипольного моменту еквівалентного диполя на яку-небудь площину. На практиці мають справу в основному з плоскими ВЕКГ.

За повний серцевий цикл кінець електричного вектора описує три петлі (рис. нижче), що відповідають зубцям електрокардіограми P, T і комплексу QRS.

Як правило електрокардіограма знімається за допомогою електрокардіографа. Електрокардіограф – пристрій, який дозволяє поміряти напругу, що характеризує роботу серцевого м'яза в границях 0,01-0,5мВ, з реєстрацією результатів вимірювання на паперовій стрічці, фото стрічці або на екрані монітора.

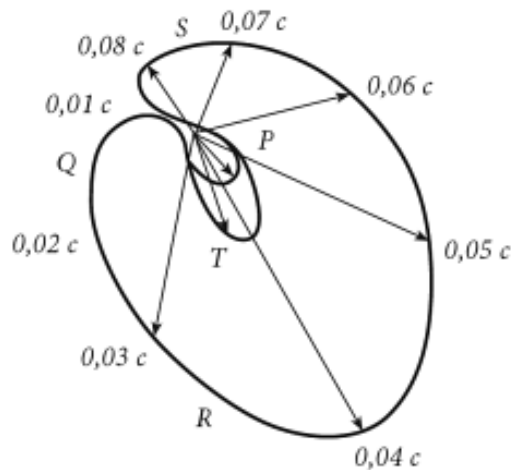
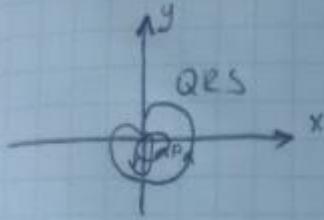


Рис. 4.5. Векторелектрокардіограма

Прилад для візуального спостереження векторкардіограми називають векторкардіоскопом.

Все, що є в конспекті по цьому питанню((((

Векторная электростатика



x, y, z
 $x: \Delta\varphi \sim p_x$
 $y: \Delta\varphi \sim p_y$
 $z: \Delta\varphi \sim p_z$

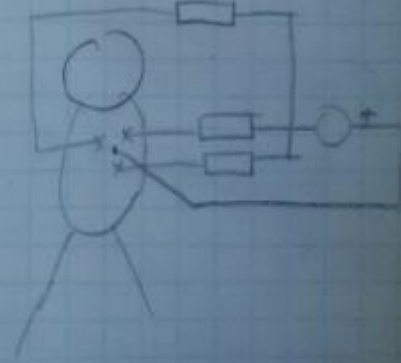
$\Delta\varphi = k_1 p_x$
 $\Delta\varphi = k_2 p_y$
 $\Delta\varphi = k_3 p_z$

$$p = \sqrt{p_x^2 + p_y^2 + p_z^2}$$

$$\theta_i = \arccos \frac{p_i}{p}$$



z;

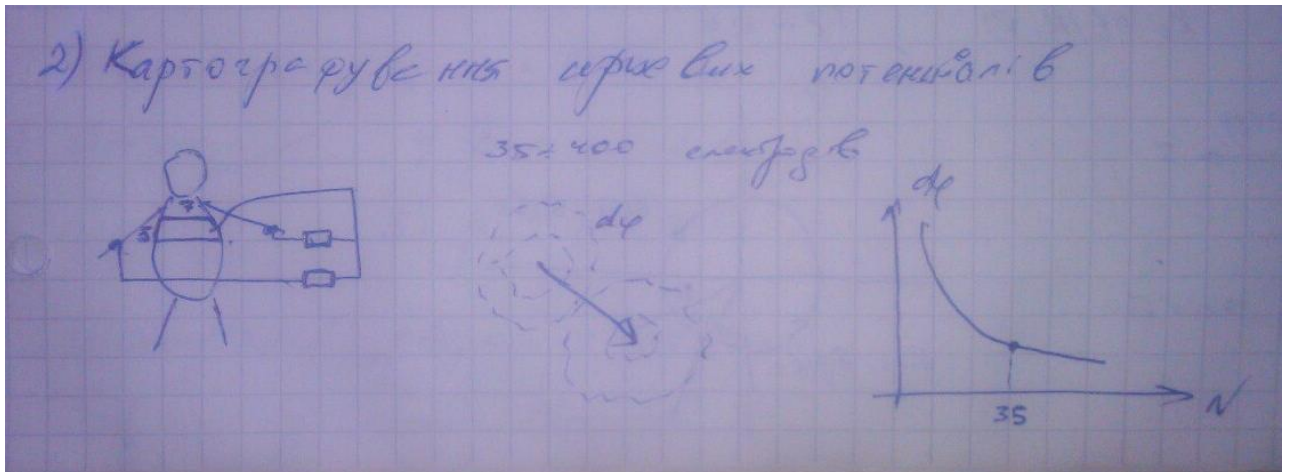


11. Картографування серцевих потенціалів **грудей**.

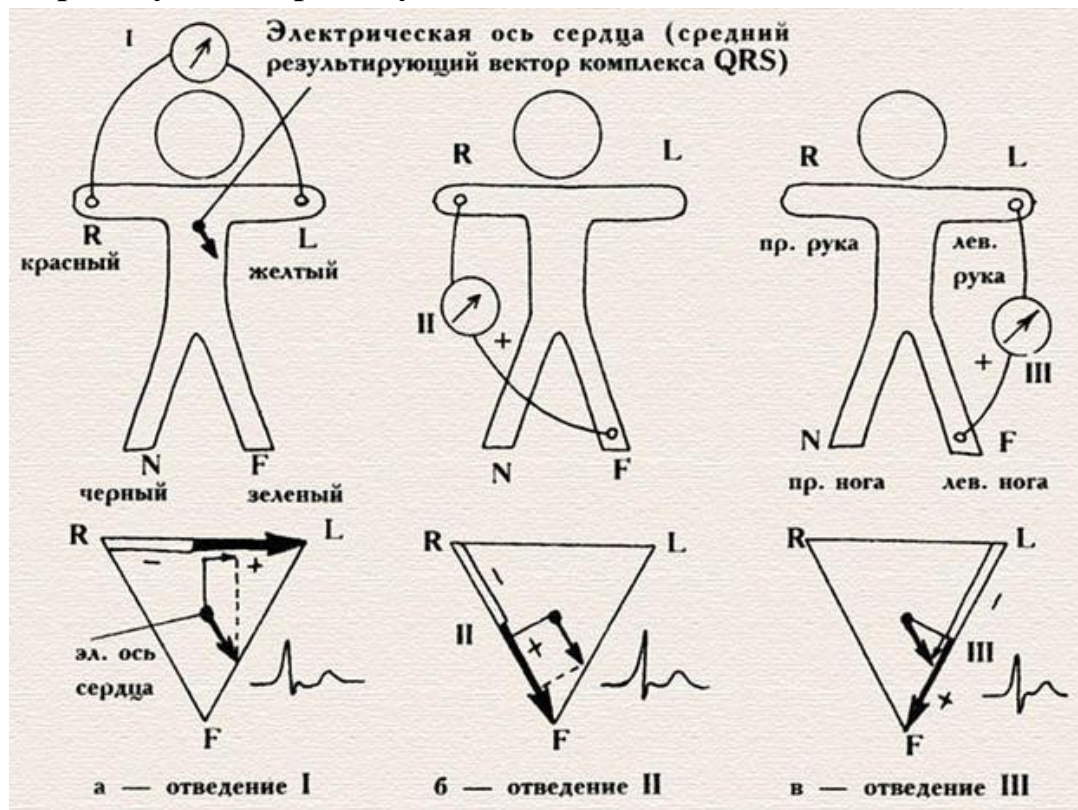
Поверхнєве багатоканальне комп'ютерне ЕКГ картування (ПК-ЕКГ) - дослідження, засноване на розподілі електричних потенціалів серця на поверхню грудної клітки.

Методика ПК-ЕКГ спрямована на вивчення нормальної і патологічної електрофізіології серця.

На відміну від загальноприйнятих методик електрокардіографії, в яких вимірюються й аналізуються параметри електричного поля серця в невеликому числі точок поверхні торсу, в методах картування застосовуються множинні датчики, а сигнали від усіх цих датчиків реєструються синхронно, що дозволяє вивчати характеристики і параметрів ЕКГ; навіть при документованих серцевих аномаліях.



12. Фізичне пояснення форми та елементів кардіографічного сигналу у першому стандартному відведенні.



Зміни різниці потенціалів на поверхні тіла, що виникають під час роботи серця, записуються за допомогою різних відведень. Електроди, встановлені в обраних точках на тілі людини, підключаються до гальванометра електрокардіографа: один з електродів - до позитивного полюса гальванометра (цей електрод називають активним), інший - до негативного.

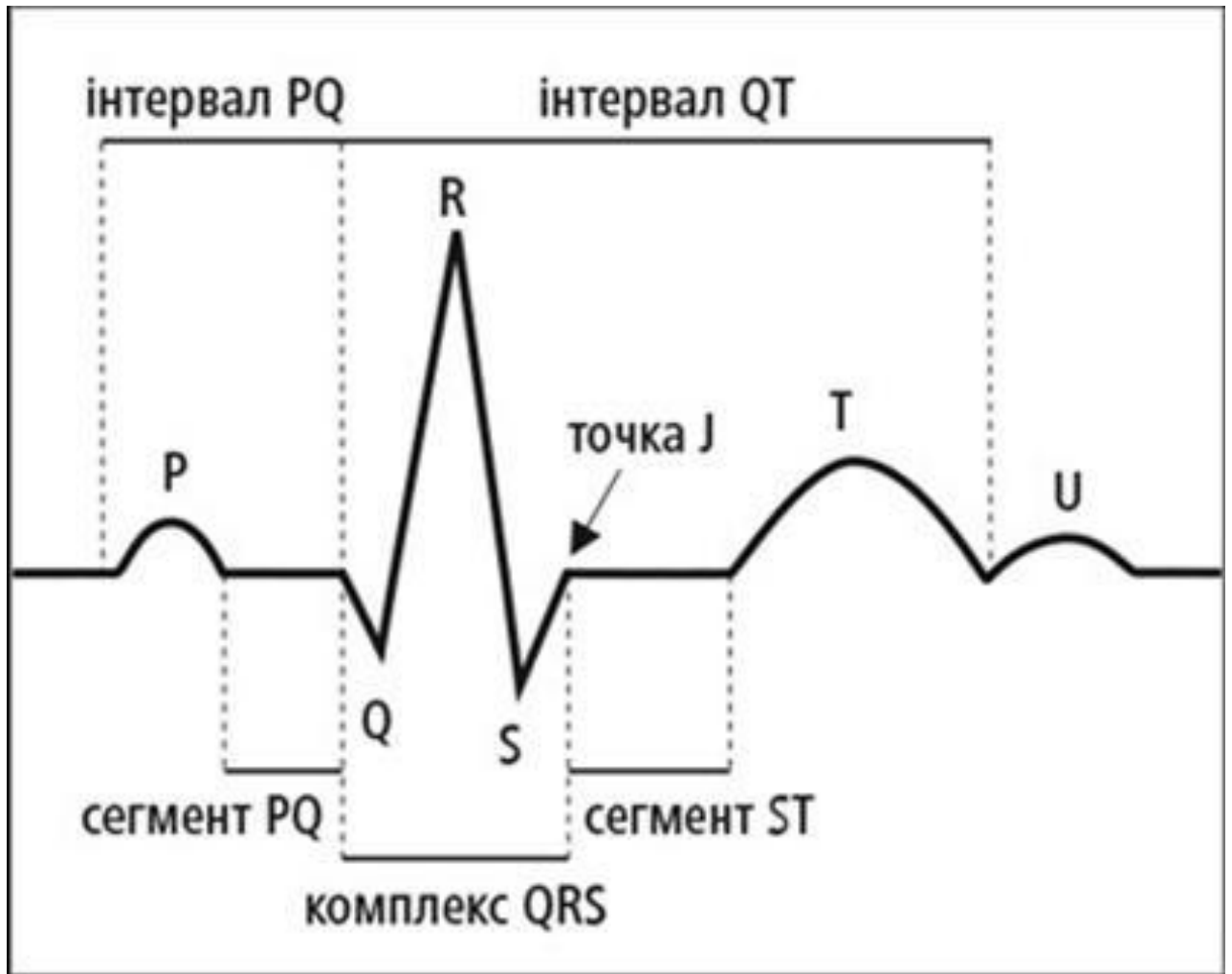
Ейнтховеном для запису ЕКГ були запропоновані 3 відведення, які згодом отримали назву стандартних двополюсних відведень або просто стандартних відведень. Ейнтховен припустив, що серце - це точкове джерело електричного струму, що знаходиться в центрі рівностороннього трикутника (трикутник Ейнтховена), утвореного двома руками і лівою ногою.

I стандартне відведення: права рука (негативний полюс) - ліва рука (позитивний полюс); II стандартне відведення: права рука (негативний полюс) - ліва нога (позитивний полюс); III стандартне відведення: ліва рука (негативний полюс) - ліва нога (позитивний полюс).

I відведення вимірює різницю потенціалів між правою і лівою рукою - реєстрація позитивного імпульсу відбувається, якщо сумарний вектор направлений до лівої руки. (II відведення вимірює різницю потенціалів між правою рукою і лівою ногою - реєстрація позитивного імпульсу відбувається, якщо сумарний вектор направлений до лівої ноги. III відведення вимірює різницю потенціалів між лівою рукою і лівою ногою - реєстрація позитивного імпульсу відбувається, якщо сумарний вектор направлений до лівої ноги.)

При порушеннях сигнали від відведень будуть негативними. Електричні осі I, II і III стандартних відведень розташовані по-різному стосовно електричної осі серця, тому на електрокардіограмі одне і те ж скорочення шлуночків в різних відведеннях буде записано з різною амплітудою. Висота зубців буде найбільшою в тому відведенні, вісь якого найбільше збігається з електричною віссю серця (ЕОС)

13. Принципи та послідовність аналізу електрокардіограми.



//Конспекта Іванісіка достатньо, як на мене, яле хто хоче можна ще інфу з нета(після фоток)

Оцінюється

1) регулярність серцевих скоростей

$$\frac{\Delta t(R-R)_{\max} - \Delta t(R-R)_{\min}}{\Delta t(R-R)_{\text{сер}}} \leq 0,2$$

якщо не вкладається по критерію

$\Delta t(R-R)$ так міх міха

2) частота серцевих скоростей

$$f = \frac{1}{\Delta t(R-R)_{\text{сер}}}$$

$$f \geq 90 \frac{1}{\text{хв}}$$

тахікардія

$$f \leq 60 \frac{1}{\text{хв}}$$

брадикардія

3) центри автоматизму

I: SA $f \sim 60-80$

II: AV $f \sim 40-60$

III: вузол Гіса $f \sim 20-40$

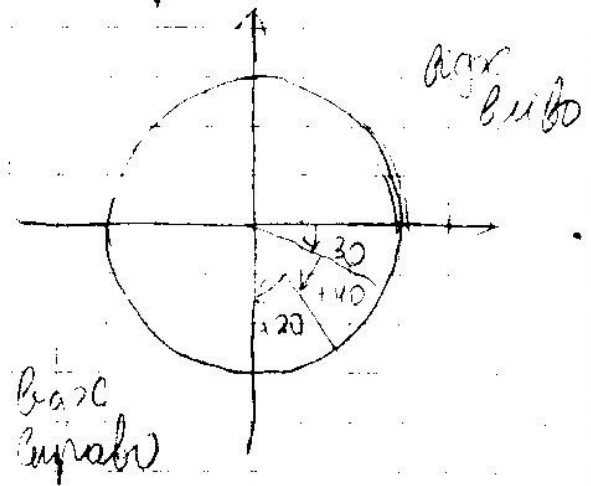
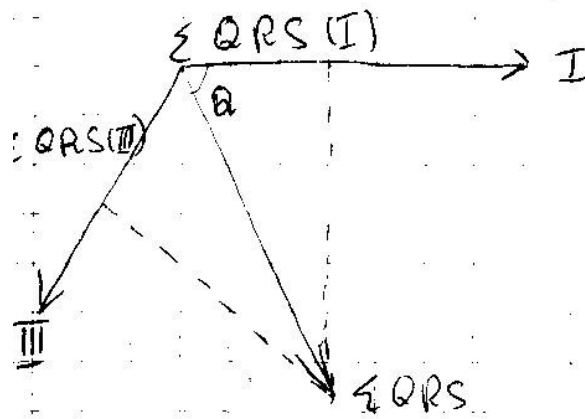
зміна водіїв ритму

4) аналіз ф-к провідності (на скільки швидше поширюється збудження)

$\Delta t(Q-T)$ - повна електрична систула серця

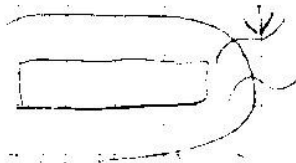
$$\Delta t(Q-T) = k \sqrt{\Delta t(R-R)} \quad k = 0,4$$

5) Визначення електричної осі серця



Екстрасистоліє - передгоше скорочення (трейтинке кальців)

те-енту - повторний хід (перед, після інфаркційний аном)



Ревверсія відновлення за екстрасистолію

1. Оцінюють серцевий ритм і вимірює частоту серцевих скорочень (при нормальній ЕКГ - ритм синусовий, ЧСС - від 60 до 80 ударів на хвилину);

2. Розраховують інтервали (QT, норма - 390-450 мс), що характеризують тривалість фази скорочення (систоли) за спеціальною формулою (частіше використовую формулу Базетта). Якщо цей інтервал подовжується, то лікар має право запідозрити ІХС, атеросклероз, міокардит, ревматизм. А гіперкальціємія, навпаки, призводить до вкорочення інтервалу QT. Відображену допомогою інтервалів провідність імпульсів, розраховують за допомогою комп'ютерної програми, що значно підвищує достовірність результатів;
3. Положення ЕОС починають розраховувати від ізолінії по висоті зубців (у нормі R завжди вище S) і якщо S перевищує R, а вісь відхиляється вправо, то думають про порушення діяльності правого шлуночка, якщо навпаки - вліво, і при цьому висота S більше R в II і III відведеннях - підозрюють гіпертрофію лівого шлуночка;
4. Вивчають комплекс QRS, який формується при проведенні електричних імпульсів до м'яза шлуночків і визначає діяльність останніх (норма - відсутність патологічного зубця Q, ширина комплексу не більше 120 мс). У випадку, якщо даний інтервал зміщується, то говорять про блокадах (повних і часткових) ніжок пучка Гіса або порушенні провідності. Причому неповна блокада правої ніжки пучка Гіса є електрокардіографічним критерієм гіпертрофії правого шлуночка, а неповна блокада лівої ніжки пучка Гіса - може вказувати на гіпертрофію лівого;
5. Описують сегменти ST, які відображають період відновлення вихідного стану серцевого м'яза після її повної деполяризації (в нормі знаходиться на ізолінії) і зубець T, що характеризує процес реполяризації обох шлуночків, який спрямований вгору, асиметричен, його амплітуда нижче зубця по тривалості він довший комплексу QRS.

14.Режими вимірювань та методики в електроенцефалографії.

Електроенцефалографія (ЕЕГ) — метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічні зрілість і стан, наявність осередкових уражень, загальномозкових розладів і їхній характер.

Режими вимірювань

ЕЕГ вимірюється між двома точками. Існують два основних методи її реєстрації: біполярний і монополярний (також є усереднений, коли усі активні електроди комутовані відносно усередненого по всьому скальпу сигналу). При біполярному методі реєструється різниця потенціалів між двома активними електродами (обидва електроди розташовуються в електрично активних точках скальпа). При монополярному — реєструється різниця потенціалів між різними точками на поверхні голови стосовно якої-небудь індиферентної точки. Міжнародною федерацією товариств електроенцефалографії була прийнята система «10-20», що дозволяє точно вказувати розташування електродів.

Методики в електроенцефалографії

В цілому електроміографічні методи можна поділити на три сукупності:

- нативна ЕМГ – це реєстрація ЕМГ при повному розслабленні м'яза, коли динамічний діапазон напруги становить від 100 до 300 мкВ;
- спонтанна ЕМГ – ЕМГ при функціональному навантаженні м'яза або при рухах кінцівок;
- стимуляційна ЕМГ – використовує електричне подразнення м'язів, при якому вимірюють швидкість поширення стимулу, що подається на м'яз

15. Зв'язок електроенцефалографічних ритмів з діяльністю кори головного мозку.

Ритми ЕЕГ

Однією з основних характеристик ЕЕГ є частота. Проте через обмежені перцепторні можливості людини при візуальному аналізі ЕЕГ, що застосовується в клінічній електроенцефалографії, ціла низка частот не може бути досить точно охарактеризована оператором, оскільки людські очі виділяють лише деякі основні частотні смуги, явно присутні в ЕЕГ. Відповідно до можливостей ручного аналізу була введена класифікація частот ЕЕГ за деякими основними діапазонами, яким присвоєні назви літер грецького алфавіту (альфа — 8—13 Гц, бета — 14—40 Гц, тета — 4—6 Гц, дельта — 0,5—3 Гц, гамма — вище 40 Гц та ін.).

Залежно від частотного діапазону, а також і від амплітуди, форми хвилі, топографії і типу реакції розрізняють ритми ЕЕГ, які також позначають грецькими буквами. Наприклад, альфа-ритм, бета-ритм, гамма-ритм, дельта-ритм, тета-ритм, капа-ритм, мю-ритм, сигма-ритм і ін..

Альфа-ритм (α-ритм) електроенцефалограми — ритмічні коливання електричного потенціалу з частотою в межах 8-13 Гц і середньою амплітудою 30-70 мкВ. Для часової залежності відповідних коливань характерна амплітудна модуляція. Альфа-ритм виражений переважно в задніх відділах мозку, при закритих очах, в стані відносного спокою, при максимально можливому розслабленні м'язів. Він блокується при світловому роздратуванні, посиленні уваги і розумових навантаженнях. При проведенні детального аналізу структури ЕЕГ іноді розрізняють швидкі і повільні варіанти альфа-ритму. Чітко виражені коливання на відповідній частоті проявляються в тім'яно-потиличної області в віці 4-5 років. У 13-15 років формується стійкий альфа-ритм, виражений у всіх областях.

Бета-ритм — ритм ЕЕГ в діапазоні від 14 до 30 Гц з амплітудою 5-30 мкВ, притаманний стану активного неспання. Найсильніше він виражений в лобових областях, але при різних видах інтенсивної діяльності різко посилюється і поширюється на інші області мозку. Амплітуда бета-ритму зростає в ситуації уваги, при розумовому напруженні або емоційному збудженні.

Гамма-ритм (γ-ритм) — коливання різниці потенціалів ЕЕГ з частотою 25-35 Гц і амплітудою до 25 мкВ. Зазвичай гамма-ритм маскується більш повільними хвилями. Він спостерігається при вирішенні завдань, що вимагають максимального зосередженої уваги. Існують теорії, що пов'язують гамма-ритм з роботою свідомості.

Дельта-ритм (δ-ритм або дельта-хвилі) — компонента ЕЕГ, що являє собою коливання електричного потенціалу з частотою від 1 до 4 Гц з різними періодами, розподіленими у випадковому порядку. Дельта-ритм у здорових людей зазвичай реєструється під час глибокого сну. Низькоамплітудні (20-30 мкВ) коливання в цьому діапазоні можуть бути ідентифіковані в сигналі ЕЕГ в стані спокою при деяких формах стресу і тривалій розумової роботи.

Тета-ритм (θ-ритм) — ритм ЕЕГ на частоті 4-8 Гц з амплітудою 10-100 мкВ.

Цей ритм присутній завжди, але найбільш виражений під час неглибокого сну. Найбільш яскраво відповідна динаміка виражена у дітей віком 2-8 років.

Емоційне напруження та інтенсивна розумова робота призводять до збільшення спектральної щільності потужності тета-хвиль і збільшення просторової синхронізації між ними.

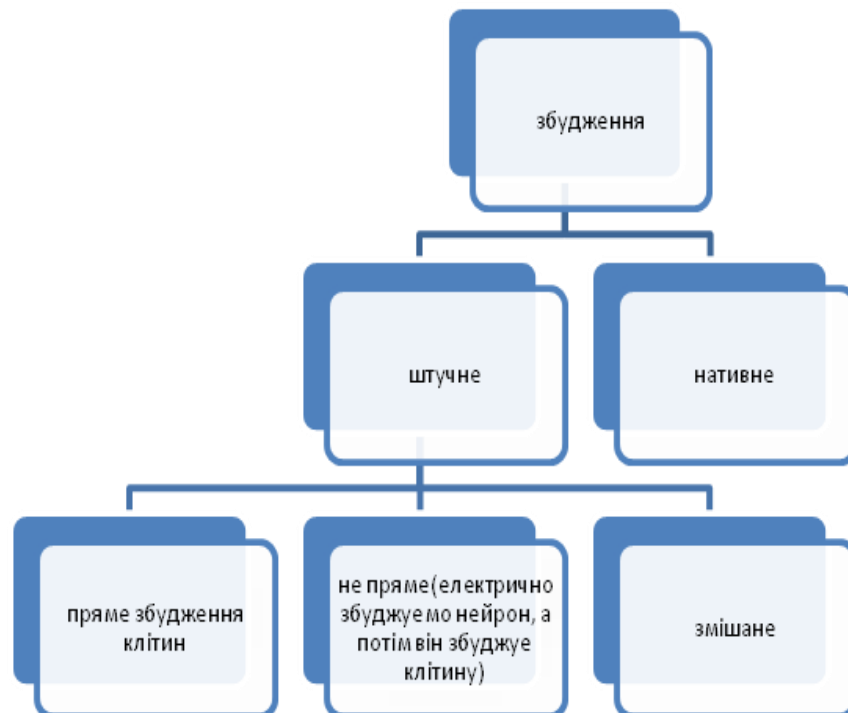
Каппа-ритм - коливання різниці потенціалів в альфа- або тета-діапазоні частот. Зазвичай каппа-ритм реєструється з скроневих областей мозку під час розумової діяльності випробовуваних. В даний час немає єдиної думки відносно походження даного ритму. У деяких роботах висловлювалося припущення, що він є артефактом, пов'язаним з рухами очей.

Мю-ритм(μ -ритм) — коливання різниці потенціалів ЕЕГ з частотою 7-11 Гц, амплітудою 30-50 мкВ і великою різницею у напівперіоду. Мю-ритм спостерігається в стані неспання в центральній або тім'яно-центральної областях мозку; блокується або зменшується при русі і при тактильних подразненнях. Він близький до альфа-ритму по частотній характеристиці, але відрізняється від нього по мірі вираженості в різних областях кори.

Сигма-ритм (σ -ритм) — один з основних і найбільш чітко виражених елементів спонтанної ЕЕГ, реєстрований в фазі природного сну. Спонтанний сигма-ритм має частоту 12-14 Гц. Характерною ознакою сигма-ритму являється наростання амплітуди на початку спалаху сигма-ритму і її спадання в кінці спалаху. Амплітуда різна, але у дорослих в основному не менше 50 мкВ. Сигма-ритм з'являється в початковій стадії повільного сну, яка впливає безпосередньо за дрімотою. Під час сну з дельта хвилями сигма-ритм виникає рідко. У процесі переходу до швидкого сну сигма-ритм спостерігається в ЕЕГ, але повністю блокується в розвинутій фазі швидкого сну.

16. Нативна, спонтанна, стимуляційна електроміографія. Способи отримання електроміограм.

Електроміографія – засіб реєстрації нейро-м'язової активності, пов'язаної зі скороченням м'язів, яке є складним випадковим процесом.



Відведення потенціалів дії м'яза здійснюють за допомогою поверхневих електродів, накладених на шкіру над досліджуваним м'язом, або голчастих, що вводяться в м'яз. Поверхневі електроди являють собою парні металеві пластини (олово, срібло, та ін.) Розміром 10×5 мм, які накладають на відстані один від одного 20-25 мм для дорослих і 10-15 мм для дітей. Вони використовуються для реєстрації біоелектричної активності значної ділянки м'язу, що включає десятки і сотні функціонуючих одиниць. Голчасті електроди застосовуються для локального відведення біопотенціалів окремих рухових одиниць (локальна електроміограма). Обидва методи відведення використовуються самостійно або в поєднанні.

Реєстрація ЕМГ проводиться у двох випадках: при подразненні нервів реєструється відповідь м'яза і при скороченні м'язів (рухах суб'єкта) реєструється керуючий сигнал нервової системи на м'яз.

К-ть точок реєстрації залежить від типу реєстрованого м'яза і має 2 або 3 електроди на м'яз.

В цілому електроміографічні методи можна поділити на три типи:

- нативна ЕМГ – це реєстрація ЕМГ при повному розслабленні м'яза, коли динамічний діапазон напруги становить від 100 до 300 мкВ;
- спонтанна ЕМГ – ЕМГ при функціональному навантаженні м'яза або при рухах кінцівок.(1-5 мВ)
- стимуляційна ЕМГ – використовує електричне подразнення м'язів, при якому вимірюють швидкість поширення стимулу, що подається на м'яз.

17.Електроокулографія як різновид електроміографії.

В основі цього методу лежить використання власних електричних властивостей очного яблука. По своїй фізичній природі воно є диполем, в якому рогівка відносно сітківки електропозитивна. Електрична вісь зорового яблука приблизно збігається з оптичною віссю і, отже, може служити індикатором напрямку погляду.

Зміна різниці потенціалів між рогівкою і сітківкою (Корнеєв-ретинальний потенціал), що супроводжує переміщення очей, виявляється через зміну потенціалу в тканинах, прилеглих до очниці (Рис. 1.25).

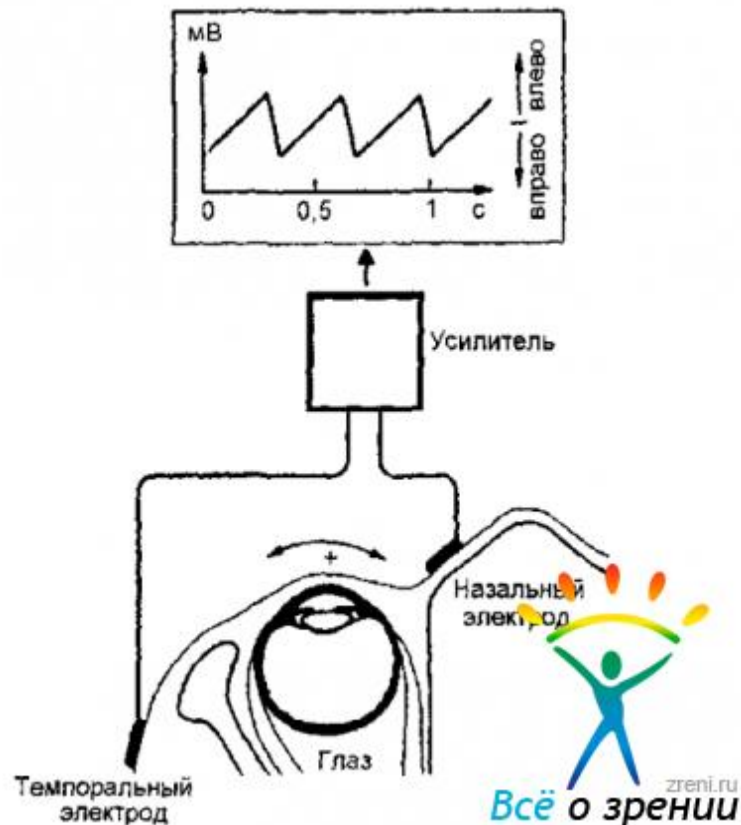


Рис. 1.25. Принципова схема методу електроокулографії і електроокулограмми оптокінетичного ністагма (Грюссер, Грюссер-Корнельс, 1984).

Рухи очей реєструються за допомогою електродів, які встановлюються хрестоподібно навколо очної западини. Електроди, розташовані близько височного і носового кута очної щілини, реєструють **горизонтальну складову**; електроди, розташовані біля верхнього і нижнього краю очної западини-**вертикальну складову** рухів очей. Коли око знаходиться в «позиції спокою», електроди розташовані приблизно однаково як від позитивного рогівкового полюса, так і від негативного. При повороті очей один з електродів виявляється ближче до переднього позитивного полюса, а інший-до заднього; відповідно, перший електрод стає електропозитивним, а другий- електронегативним. Знак потенціалу відображає напрямок, величина зміни різниці потенціалів-кут повороту очей; при цьому величина зміни Корнеєв-ретинального потенціалу і кут повороту очей пов'язані прямопропорційною (лінійною) залежністю (Лур'є, 1965). Згідно з наявними даними, лінійність зберігається в діапазоні $\pm 20^\circ$, причому існує деяка неузгодженість між значеннями вертикальної і горизонтальної складових.

Електричний сигнал, що виникає в ході повороту очей, може бути посилений за допомогою підсилювачів змінного або постійного струму. Перші доцільні при вивченні швидкості саккадичних рухів, другі - при вивченні патернів окорухових фіксацій, або маршрутів огляду об'єктів. Зазвичай посилений (і перетворений) сигнал виводиться або на екран осцилоскопа (дисплея), або на стрічку самописного реєструючого пристрою (в тому числі і на двох-координатний самописець).

18.Спалахова, зональна, реверсивна електроретинографія.

Електроретинографія – це метод дослідження в офтальмології, який є графічним зображенням біоелектричної властивості клітин сітківки, яка виникає внаслідок подразнення сітківки випромінюванням. Даний метод застосовується для оцінки функціонального стану як сітківки в цілому, так і різних її частин, для уточнення локалізації паталогічного процесу при різних хворобах сітківки. Дозволяє виявляти ранні порушення, ще до появи візуальнопомітних змін. Проводиться виміри завдяки накладанні одного з електродів на око, а іншого на потилицю

Є три основні типи:

Спалахова, або ритмічна – це графічне відображення потенціалів на сітківці при її стимуляції світлом, яке блимає різною частотою.

Зональна або локальна – являє собою запис біоелектричного потенціалу, який виникає при стимуляції світлом різних областей сітківки.

Реверсивна (патерн) електроретинографія – відображає електричну активність гангліозних клітин (третього кліткового рівня сітківки), що виникає як наслідок постійної середньої освітленості сітківки

19. Потужність випромінювальних втрат тіла людини.

За основу береться випромінювання абсолютно чорного тіла

$$\rho_\nu = \frac{8\pi h \nu^3}{c^3} \frac{1}{\exp\left(\frac{h\nu}{kT} - 1\right)} \quad \left[\frac{\text{Дж}}{\text{м}^3 \text{с}^{-1}} \right]$$

$$\rho_\lambda d\lambda = \rho_\nu d\nu$$

$$\rho_\lambda = \frac{8\pi h}{\lambda^5} \frac{1}{\exp\left(\frac{hc}{\lambda kT} - 1\right)} \quad \left[\frac{\text{Дж}}{\text{м}^3 \text{м}} \right]$$

Потрібно перейти від спектрально-об'ємної густини до інтенсивності світла

$$I_\lambda \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \text{м}} \right] = \frac{c S_x}{4}$$

$$I_\lambda \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \text{м}} \right] = \int_0^\infty I_\lambda d\lambda = \sigma T^4 \text{ - закон Стефана-Больцмана}$$

$$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \text{К}^4} \right]$$

$$T = 273 + 37 = 310 \text{ К}; I = 524 \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2} \right]$$

З розрахунку на те, що середовище випромінює

$$I_\lambda = \sigma \left(T_{\text{тіло}}^4 - T_{\text{середовище}}^4 \right) \Big|_{\Delta T = 20 \text{ К}} \approx 118 \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$$

Максимум випромінювання за законом Віна

$$\lambda_{\text{max}} = \frac{b}{T}, \quad b = 2,9 \cdot 10^{-3} \text{ м} \cdot \text{К}$$

$$\text{Для } T = 310 \text{ К} \quad \lambda = 9,4 \text{ мкм}$$

$$\text{Для сірого тіла } I = K_c \sigma T^4$$

$$\text{Для нашого тіла } \sigma = 0,6; \text{ для } \lambda_{\text{max}} K_c = 0,9$$

20. Узагальнена схема роботи тепловізора.

Узагальнена схема тепловізійного пристрою та аналіз її складових

Тепловізійні системи призначені для виявлення, розпізнавання та дослідження тепло контрастних об'єктів шляхом перетворення інфрачервоного розподілу яскравості з площині предметів у видиме зображення на екрані дисплея.



Джерело випромінювання характеризується як просторовими (геометричними розмірами), так і енергетичними (поверхнева густина випромінювання або випромінювальна здатність) параметрами.

Атмосфера – це проміжне середовище між джерелами випромінювання та тепловізійною системою. Вікна прозорості атмосфери: .

В атмосфері відбувається зміна параметрів випромінювання об'єктів та фонів за рахунок розсіювання і поглинання. Поглинання зумовлене взаємодією електромагнітного поля з молекулами води та вуглекислого газу, а розсіювання пов'язане з наявністю скупчення молекул атмосферних газів, частинок пилу та крапельок води.

Оптична система тепловізійного пристрою виконує дві основні функції: формує зображення за допомогою інфрачервоного об'єктива та здійснює сканування.

Приймач випромінювання перетворює оптичні сигнали в електричні. Розрізняють теплові (енергія оптичних квантів у результаті різноманітних процесів передається атомам або молекулам речовини, які починають швидше рухатися) та квантові (енергія оптичних квантів, що поглинається, передається електронній підсистемі речовини детектора) приймачі випромінювання.

Підсилювач відеосигналу призначений для підсилення вихідного електричного сигналу приймача випромінювання. Сигнал з приймача випромінювання надходить на підсилювач через вхідний узгоджувальний ланцюг, вибір параметрів якого дозволяє підвищити відношення сигнал/шум. Основні характеристики підсилювача – коефіцієнт підсилення, смуга пропускання, рівень власного шуму, динамічний діапазон.

Блоки аналогової та цифрової обробки сигналу призначені для виділення інформації із суміші корисного сигналу від об'єкта та шуму і представлення її в формі, зручній для сприйняття оператором на екрані відео оглядового пристрою (наприклад, псевдо кольорове кодування, оконтурювання об'єктів).

Відео оглядовий пристрій (дисплей, індикатор) призначений для перетворення часового електричного відеосигналу в просторовий розподіл яскравості екрана, що відповідає розподілу теплових полів в площині спостереження. Формування зображення у відеооглядовому пристрої відбувається синхронно з роботою аналізатора зображення та блоку розгортки зображення.

Оператор – це людина, яка за допомогою очей сприймає розподіл яскравості на екрані відео оглядового пристрою, тому при проектуванні тепловізійних систем слід враховувати закони зорового сприйняття, а саме: частотно-контрастну характеристику ока, інерційність зору, просторове інтегрування, спектральний склад світіння екрану.

21. Радіочастотне безконтактне вимірювання температури в медицині.

НВЧ діапазон: 1-30 ГГц, \sim 30-1 см

Діелектрична проникність: $\epsilon = 60-80$ (водовмісні тканини), 5-6 (жири, кісткові тканини).

Дане випромінювання затухає на довжині $L = (k^{-1})$, k – коеф. затухання.

$$L_B = \left(k^{-1} \right) = \frac{1\lambda}{2\sqrt{\epsilon}} \text{ (при 1 ГГц)} = 2 \text{ см}$$

$$L_{жс} = \frac{3}{2} \frac{\lambda}{\sqrt{\epsilon}} \text{ (при 1 ГГц)} = 8 \text{ см}$$

Проблему роздільної здатності вирішують наступним чином:

Антену у діелектрику з $\epsilon = 60-80$, може бути у вигляді лінзи для фокусування.

$$\delta = 0,61 \frac{\lambda}{n \sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)}$$

22.Метод імпульсної дефібриляції.

Дефібрилтор — апарат, призначений для ліквідації порушення серцевої діяльності (фібриляції) шляхом впливу на серце електричного імпульсу. Дефібрилятор — невеликий апарат, призначений для надання екстреної допомоги при раптовій зупинці серця.

На підставі досвіду роботи з дефібриляторами змінного струму було з'ясовано, що в ході дефібриляції змінною напругою в серці надсилається не один імпульс, а за 1с ціла серія синусоїдальних хвиль з частотою 50 Гц. Стали підозрювати, що напівхвилі, що йдуть одна за одною, не посилюють один одного. Більше того, можливо, що ефект успішної дефібриляції, викликаний першою півхвилею, зводиться нанівець на півхвилею, що йде за нею і серце знову опиняється в стані фібриляції. Тому перейшли до **імпульсної дефібриляції**, - через пацієнта розряджають заряджений конденсатор. Підтвердилося припущення, що єдиний імпульс високої напруги (до 6 ... 7 кВ) теж має дефібриляційний ефект. Енергію імпульсу можна точно регулювати. До речі, було показано, що дефібриляційна дія залежить не тільки і не стільки від амплітуди або від тривалості імпульсу, як від енергії, повідомленої пацієнтові. Дослідним шляхом довели, що дефібриляція найбільш ефективна, якщо тривалість імпульсу становить кілька мілісекунд. Враховуючи, що опір пацієнта змінюється в межах 100 ... 1000 Ом для дефібриляції необхідна максимальна енергія 400 Вт/с, а конденсатор повинен мати ємність близько 20 мкФ. Для екстреної дефібриляції необхідна максимальна енергія, забезпечити яку можна, лише зарядивши конденсатор до 6 ... 7 кВ.

23. Антибрадикардичні, антитахікардичні, дефібриляційні кардіостимулятори.

Електрокардіостимулятор (ЕКС; штучний водій ритму) - медичний прилад, призначений для впливу на ритм серця. Основним завданням кардіостимулятора (водія ритму) є підтримання або нав'язування частоти серцевих скорочень пацієнтові, у якого серце б'ється недостатньо часто, або є електрофізіологічне роз'єднання між передсерддями і шлуночками (атріовентрикулярна блокада)..

Електронна схема будь-якого кардіостимулятора не тільки створює електричні імпульси, але і керує ними, забезпечуючи синхронізацію з роботою серця. Електроди передають сформовані імпульси від кардіостимулятора до серця і назад на кардіостимулятор. Як будь-якому електронному приладу, кардіостимулятора потрібне джерело живлення, в ролі якого виступає мініатюрна батарея.

- 1) **Антибрадикардичні** стимулятори є найбільш поширеними близько 80%. Два найбільш поширених брадикардичних порушень серцевого ритму - це синдром захворювання синусового вузла і атріовентрикулярна (АВ) блокада. При синдромі слабкості синусового вузла він не працює належним чином, так що імпульси генеруються нерегулярно або занадто повільно. Тому серце виявляється нездатним адаптуватися і скорочуватися настільки часто, як це потрібно при навантаженні. У разі АВ-блокади проведення електричних сигналів синусового вузла через АВ-вузол в шлуночки порушено. У випадку, коли електрична провідність між передсерддями і шлуночком повністю відсутній, кажуть про повну АВ-блокаду. У цьому випадку, як правило, інші електричні центри серця будуть дуже повільно генерувати допоміжні ритми для забезпечення, щонайменше, життєво важливих функцій. У таких ситуаціях серцю може допомогти і / або його підтримати антибрадикардичний кардіостимулятор. Найбільш часто імплантують стимулятор системи "де-манд" (від англ. Demand - запит, вимога WIR чи DDDR), що включається і вимикаються автоматично ("по запиту") тільки тоді, коли число скорочень серця стає нижче заданого (зазвичай менше 60-72 в 1 хв), або(у відсутність порушень з боку синусового вузла і передсердь) системи для двухкамерной електростимуляції (DDD).

ЕКС зазвичай імплантують через розріз по лінії sulcus deltoideopectoralis в підшкірну жирову клітковину підключичної області. Електроди проводять через підключичну вену в правий шлуночок. При установці електродів визначають оптимальне місце для стимуляції скорочень серцевого м'яза. Технічний прогрес дозволив створити програмовані водії ритму. За допомогою спеціального приладу, встановлюваного зовні над електрокардіостимулятором, можна змінювати частоту імпульсів, їх амплітуду і тривалість.

- 2) Деякі моделі ЕКС можуть частково запобігати виникненню аритмій (фібриляцію і тріпотіння передсердь, пароксизмальні надшлуночкові тахікардії та ін.) За рахунок спеціальних режимів стимуляції, в тому числі overdrive pacing (примусового почастішання ритму щодо власного ритму пацієнта) та інших. **Антитахікардичні** ЕКС дозволяють автоматично "купірувати" аритмію за допомогою стимуляції за спеціальною програмою. Ці пристрої, при виникненні тахікардії видають запрограмовану серію стимулюючих імпульсів.
- 3) Зупинка кровообігу у пацієнта може відбутися не тільки при зупинці водія ритму серця або розвитку порушень проведення (блокад), але і при фібриляції шлуночків

або при шлуночкової тахікардії. Якщо людина з цієї причини має високий ризик зупинки кровообігу, йому імплантують **кардіовертер-дефібрилятор**. Крім функції стимуляції при брадисистолічних порушеннях ритму він має функцію переривання фібриляції шлуночків (а також тріпотіння шлуночків, шлуночкової тахікардії). З цією метою, після розпізнавання небезпечного стану, кардіовертер-дефібрилятор завдає розряд від 12 до 35 Дж, що в більшості випадків відновлює нормальний ритм, або принаймні купірує життєнебезпечні порушення ритму. Якщо перший розряд був неефективний, апарат може повторити його до 6 разів. Крім того сучасні КД крім власне розряду можуть використовувати різні схеми нанесення частотної і залпової стимуляції, а також програмованої стимуляції з різними параметрами. Це у багатьох випадках дозволяє без нанесення розряду купірувати життєнебезпечні порушення ритму. Тим самим крім клінічного ефекту досягається більший комфорт для пацієнта (немає хворобливого розряду) і економія батареї приладу.

24. Електростимулятори для периферійної нервової та м'язової системи.

Електростимуляція має вирішальне значення в комплексі відновного лікування пошкоджень та захворювань нервової системи, провідних до обмеження активних рухів, зниження сили і гіпотрофії (схудненню) м'язів.

Для **проведення процедур** електростимуляції у відновному лікуванні периферичних парезів і паралічів, а також гіпотрофії м'язів внаслідок тривалої гіподинамії, тривалої іммобілізації гіпсовою або інший пов'язкою придатні апарати, що видають прямокутні імпульси з тривалістю імпульсу до 100 мілісекунд і більше, амплітудою до 100 вольт, частотою проходження імпульсів від 1 імпульсу в 2 секунди до 30-150 імпульсів в секунду.

Біомеханізми процесу електростимуляції.

Електростимуляція, викликаючи рухове збудження і скорочення м'язів, одночасно рефлекторно підсилює весь комплекс обмінно-трофічних процесів, спрямованих на енергетичне забезпечення працюючих м'язів, а також підвищується активність регулюючих систем, у тому числі клітин кори головного мозку. При проходженні стимулюючого струму уздовж нервових стовбурів підвищується провідність по ним нервового збудження, прискорюється регенерація пошкоджених нервів. Скорочення м'язів, що викликається стимулюючим струмом навіть при повному порушенні провідності нерва, в силу зазначених вище процесів, гальмує розвиток атрофії м'язів і склеротичних змін в них.

Електростимуляція м'язів та нервів.

При проведенні електростимуляції ослаблених м'язів необхідно протягом процедури періодично поєднувати дію струму з вольовими зусиллями, спрямованими на виконання скорочення м'яза. Доцільно при цьому виконувати рухи за участю симетричною здоровою м'язи. При необхідності на перших порах ослабленим м'язам потрібно надавати допомогу шляхом полегшення скорочення положенням тіла або кінцівки. У міру збільшення обсягу рухів і сили м'язи слід вводити додаткове навантаження у вигляді подолання тяжкості.

Один нерв або м'яз можуть мати кілька точок стимуляції.

Тривалість стимуляції одного нерва з глибокими порушеннями провідності або однієї ослабленою м'язи до 2-3 хвилин, після чого необхідно дати цьому нерву або м'язі 9-12-хвилинну перерву на відпочинок і після повторювати електростимуляцію цього нерва або м'яза 3-4 рази. Під час перерви можна стимулювати інші нерви або м'язи за тим же принципом.

Тривалість стимуляції одного нерва з відновлюваної провідністю або однієї зміцніла м'язи 5-6 хвилин, після чого необхідно дати цьому нерву або м'язі 6-9-хвилинну перерву на відпочинок і після повторювати електростимуляцію цього нерва або м'яза 3-4 рази. Під час перерви можна стимулювати інші нерви або м'язи за тим же принципом.

25. Транскринальні стимулятори головного мозку.

При транскраніальній електростимуляції імпульсні струми низької частоти проходять по лікворних просторах і селективно збуджують ендогенну опіоїдну систему стовбура головного мозку і стимулюють виділення з нейронів стовбура головного мозку β —ендорфіну, серотоніну і норадреналіну, вміст яких у головному мозку збільшується в 2,5 рази, а в лікворі — в 3, 5 рази. Опіоїдні пептиди блокують проведення больових імпульсів на рівні задніх рогів спинного мозку.

- 1) Електронаркоз – подається синусоїдальний струм 50-100 Гц , великого струму 100мА. використовують амплітудне значення імпульсів до 100- мА при середньому значенні сили струму від 2, 5 до 5-7 мА.
- 2) Електросон 100Гц, 1мА.
- 3) Електроаналгізація (обезболювання) 1кГц, 1мА.

Транскраніальна електроанальгезія — це метод локального впливу імпульсним електричним струмом відповідних параметрів через електроди і вологі гідрофільні прокладки (або за допомогою електропровідного гелю), контактено накладені на шкірні покриви певних областей голови.

Параметри електричного сигналу: сила струму — 0,3—1 мА; напруга — до 10 В; частота проходження імпульсів (— 60—100 Гц)?; тривалість імпульсів — 3,5—4 мс, наступні — групами по 20—50 імпульсів; форма імпульсу — прямокутна.

- 4) Стимуляція захисних функцій організму 100кГц.

26. Гальванізація. Лікувальний електрофорез. Дарсонвалізація. УВЧ-терапія.

Гальванізація – лікувальний метод, діючим фактором якого є постійний неперервний електричний струм низької напруги (30-80 В) і невеликої сили (до 50 мА), підведений до тіла хворого за допомогою контактних накладених електродів.

При дії постійного струму на тіло людини всередині виникають явища електролітичної дисоціації. Постійний струм викликає в тканинах перерозподіл іонів, що супроводжується складними фізико-хімічними процесами, що ведуть до зміни проникності мембран, діяльності ферментів і рівня обмінних процесів. Суб'єктивно людина відчуває під електродом сіпання, вібрацію. Під катодом подразнююча дія сильніша, ніж під анодом.

Лікувальний електрофорез - метод електролікування, що заключається в одночасному впливі на організм постійного струму і введених з його допомогою лікарських речовин.

Принциповою основою лікарського Е. є теорія електролітичної дисоціації. Лікарські речовини, здатні дисоціювати в розчині на позитивні (катіони) і негативні (аніони) іони, направлено переміщуються в поле постійного електричного струму і можуть надходити в організм, долаючи шкірний бар'єр. При цьому з електродної прокладки вводяться лише ті іони, які мають однойменний знак з електродом.

Внаслідок дуже малої швидкості переміщення іонів, великого опору епідермісу, обмеженості часу процедури і сили струму, протягом процедури іони лікарської речовини проникають лише в епідерміс, утворюючи в ньому своєрідне депо. З нього лікарська речовина поступово вимивається кровом і лімфотоком і розноситься по організму.

Дарсонвалізація - метод фізіотерапевтичного впливу на поверхневі тканини та слизові оболонки організму людини імпульсними струмами високої частоти.

Дарсонвалізація – дія з лікувальною метою імпульсним, перемінним, синусоїдальним током високої частоти (100-140 кГц) високої напруги (20 кВ) і малої сили (0,02 мА). Розрізняють два самостійних методи дарсонвалізації – загальну та місцеву. При місцевій дарсонвалізації між електродом і шкірою виникає тихий або іскровий розряд. Використовують також загальну дарсонвалізацію, при якому на хворого (розміщеного в соленоїді), діє електромагнітне поле високої частоти (440 кГц) високої напруги і малої сили.

Місцева дарсонвалізація викликає в місці дії короткогасне звуження, а потім розширення судин, нормалізує тонус гладких м'язів, покращує капілярний кровообіг. Знижує чутливість нервових закінчень і знімає спазм гладких м'язів, судин.

УВЧ терапія - методика фізіотерапії, в основі якої лежить вплив на організм хворого високочастотного електромагнітного поля з частотою електромагнітних коливань 40,68 МГц або 27,12 МГц. У ході взаємодії ел-маг поля з організмом в організмі хворого утворюється два види електричного струму. У структурах, що мають відносно високу електропровідність (кров, лімфа, сеча і тканини, що мають хороше кровопостачання) заряджені частинки здійснюють коливання з частотою коливання цього поля.

У тканинах, що за своїми електричними властивостями близької до діелектриків (нервова, сполучна, жирова, кісткова), утворюються полярні молекули (диполі), які змінюють свою орієнтацію з частотою коливань високочастотного поля. За рахунок обертання дипольних частинок в діелектриках виникає струм зміщення.

При впливі ел-маг УВЧ переважають струми зміщення, поле глибоко і майже без втрат проникає в тканини, що погано проводять електричний струм, а енергія цього поля накопичується в структурах організму. Основне тепловиділення відбувається за рахунок струмів провідності

Під впливом адекватних доз в організмі виникають істотні зміни в органах і системах: посилюється проліферативні процеси сполучнотканинних елементів. За рахунок збільшення проникності стінок кровоносних капілярів посилюється надходження в вогнище запалення різних імунних тіл та інших захисних клітин ретикулоендотеліальної системи. Істотно посилюється кровотік і лісфообіг. В цілому ел-маг УВЧ має виражену протизапальну, знеболуючу, спазмолітичну, стимулюючу захисні сили організму дію.

27.Лінзові, волоконно-оптичні, опто-електронні ендоскопи.

1. Жорсткі ендоскопи(лінзові)

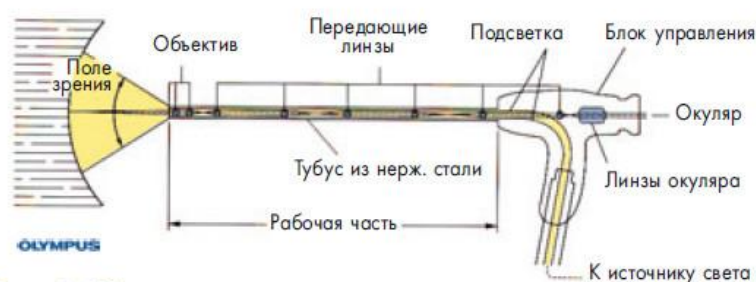


Рис. 1. Жесткие эндоскопы

Жорсткий ендоскоп (оптична трубка) складається з візуальної та освітлювальної системи. Візуальна система складається з лінзової, стержневої або градієнтної оптики, яка укладена у внутрішню металеву трубку. Освітлювальна система складається з оптичного волокна, яке розташоване між двома металевими трубками: зовнішньою і внутрішньою.

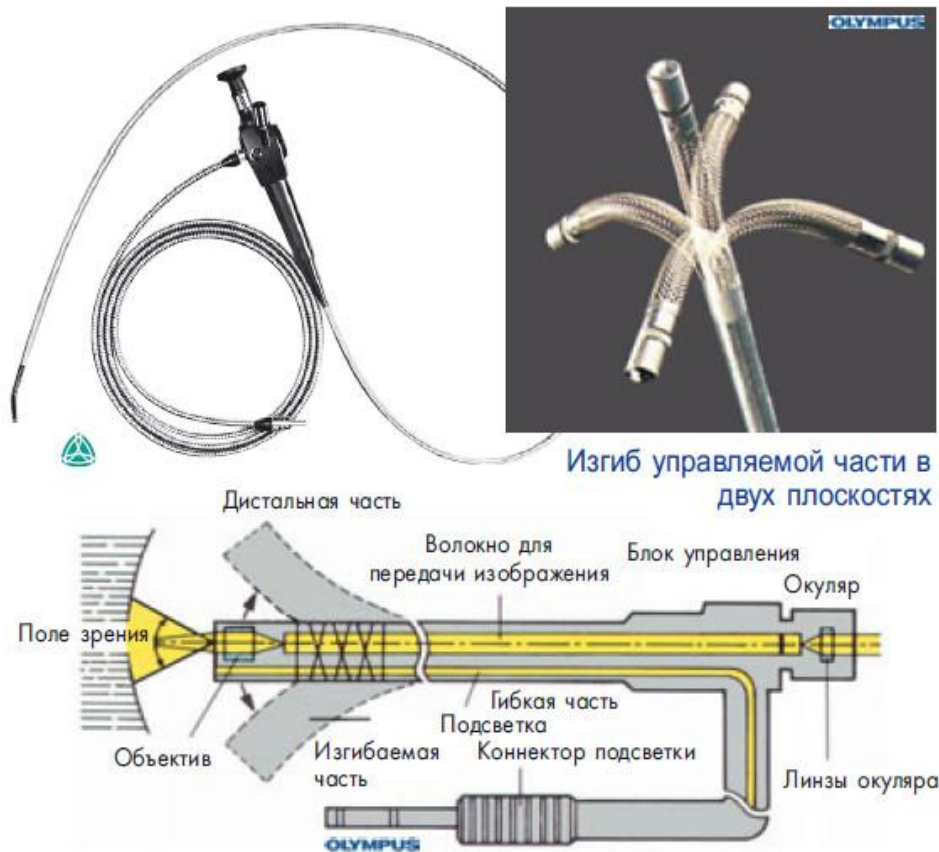
Жорсткі ендоскопи характеризуються чотирма основними параметрами: діаметром робочої частини, довжиною робочої частини, кутом наряду спостереження і кутом поля зору.

Найбільш поширені діаметри робочої частини 1,7; 2; 2,7; 4; 6; 8 і 10 мм. Довжина жорстких ендоскопів зазвичай знаходиться в межах від 100 до 1000 мм і змінюється з кроком 200 - 300 мм. Основні кути наряду спостереження 0, 30, 45, 75, 90 і 110 °. Кут наряду спостереження може бути і плавно змінним в ендоскопах з хитною призмою(качаючої призмою) - від 30 до 110 °. Кут поля зору, як правило, варіюється від 50 до 90 °. При цьому необхідно враховувати, що збільшення поля зору призводить до зменшення деталізації, тобто можна бачити багато і дрібно або мало і крупно.

Основна перевага жорстких ендоскопів - висока роздільна здатність - до 25 ліній на міліметр. **Основное преимущество жестких эндоскопов - высокая разрешающая способность - до 25 линий на миллиметр.**

2. Гнучкі ендоскопи (волоконно-оптичні)

У гнучких ендоскопах візуальна система і система передачі світла складаються з волоконної оптики, змонтованої всередині гнучкої трубки з керованим дистальним кінцем.



Изгиб управляемой части в двух плоскостях

Рис. 2. Гибкие эндоскопы

Канал для передачі зображення являє собою лінзовий об'єктив, який будує зображення досліджуваного об'єкта на торці кабелю для передачі зображення. Далі зображення передається по кабелю, що складається з великого числа волокон товщиною 10-12 мкм. Розташування торців волокон на вході кабелю точно має відповідати їх розташуванню на виході, тобто має бути регулярна укладка. Зображення, отримане на кінці кабелю, розглядається через окуляр, що має діоптрійну зрушення для підстроювання під очі.

Канал для передачі світла являє собою, як правило, розсіювальну лінзу, вклеєну в головку приладу, світловолоконний джгут з нерегулярно укладеними волокнами товщиною 25 мкм. Кінець світловолоконного джгута вмонтований в спеціальний накінецьник, що підключається до освітлювача.

Гнучкі ендоскопи мають керований дистальний кінець, що згинається в одній або двох площинах. Як правило, це визначається діаметром робочої частини. Зазвичай в ендоскопах малого діаметра (6 мм і менше) вигин здійснюється в одній площині, а в більших - у двох. У ендоскопах різних виробників кут вигину буває від 90 до 180 °. До того ж ендоскопи можуть комплектуватися насадками або об'єктивами бічного спостереження. Це важливо, якщо є необхідність оглядати, наприклад, стінки труб малого діаметра, де вигин дистального кінця неможливий.

Ендоскопи можуть мати канал для гнучкого інструменту при необхідності здійснення маніпуляцій, наприклад, захоплення предметів, взяття проби і т. п.

Основним **недоліком гнучких ендоскопів** в порівнянні з жорсткими є більш низька роздільна здатність.

При виборі гнучкого ендоскопа керуються двома основними параметрами: діаметром і довжиною робочої частини. Найбільш поширені діаметри 4, 6, 8 і 10 мм. Останнім часом провідні виробники пропонують гнучкі ендоскопи діаметром робочої частини від 0,5 до 2 мм. Довжини робочої частини змінюються від 500 до 3000 мм з кроком, як правило, 500

мм. Кут поля зору становить 50-60 °. При необхідності він може бути збільшений до 90-100 °.

Зазвичай гнучкі ендоскопи мають герметичну маслобензостійку робочу частину з покриттям з нержавіючої сталі.

Відеоендоскопи (опто-електронні)

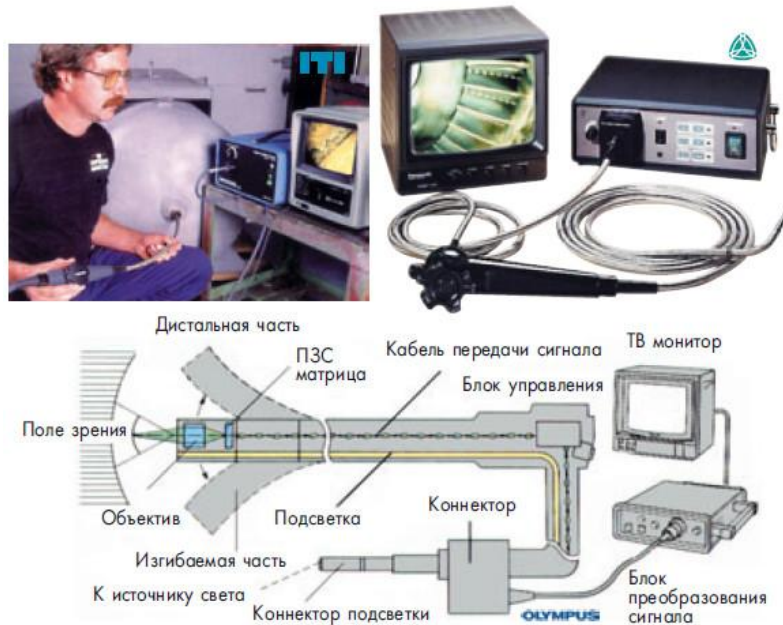
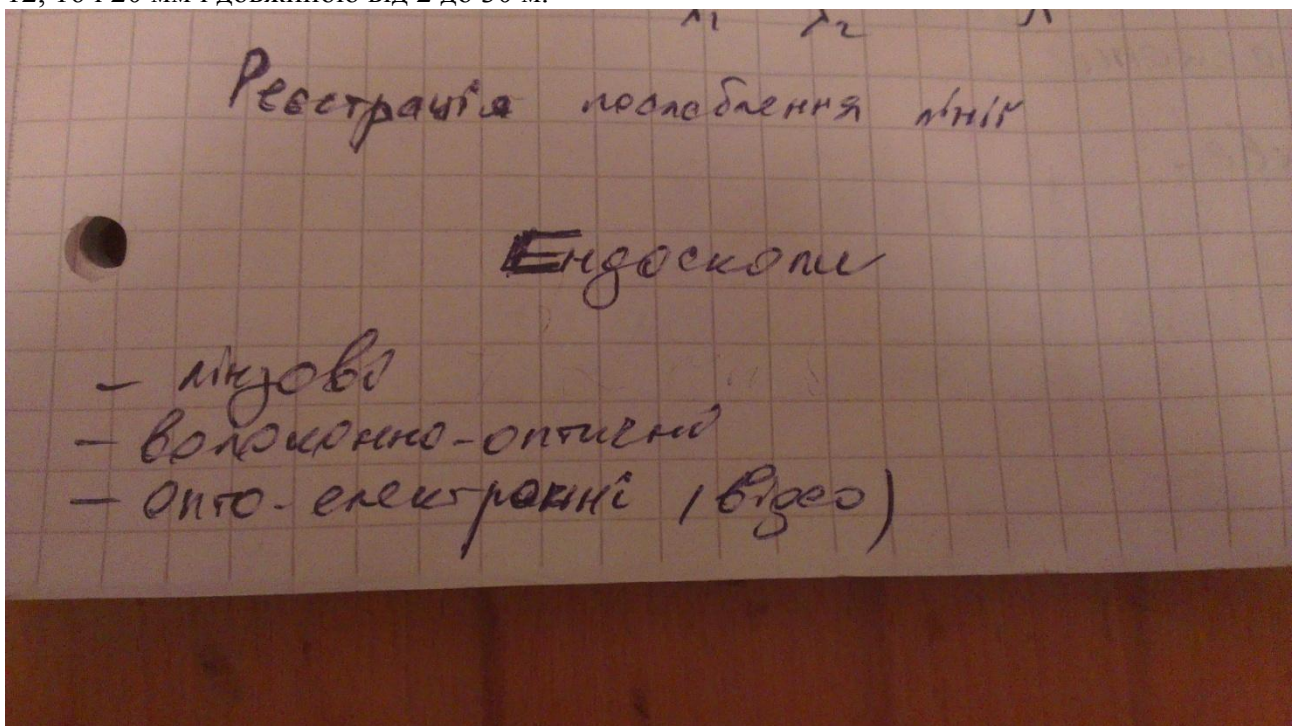
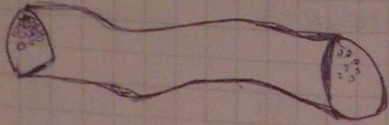
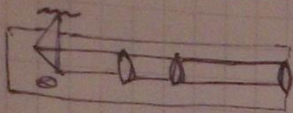


Рис. 3. Видеоэндоскоп

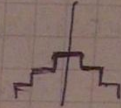
Гнучкі волоконно-оптичні ендоскопи мають ряд недоліків, найбільш суттєві з яких - невисока роздільна здатність і обмеження по довжині, що визначаються волокном передачі зображення. Модернізація або, точніше, заміна в системі передачі зображення гнучкого ендоскопа волоконно-оптичного джгута на електроніку дозволила підвищити роздільну здатність приладів і збільшити їх довжину і призвела до появи відеоендоскопів. Зображення в них через об'єктив потрапляє на ПЗС матрицю, потім сигнал по кабелю передається в блок перетворення і виводиться на монітор.

В даний час в світі виробляються відеоендоскопи з діаметрами робочої частини 6, 8, 10, 12, 16 і 20 мм і довжиною від 2 до 30 м.





$$\begin{matrix} n_{cl} \\ n_{co} < n_{cl} \end{matrix}$$



$$\sin \theta_{max} = NA = \sqrt{n_{cl}^2 - n_{co}^2}$$

$$n_{cl} = 1,55, \quad n_{co} = 1,33$$

$$NA = 0,8, \quad \theta_{max} = 64^\circ$$

$$K_{att} \sim \exp[-R/R_{eff}]$$

$$R_{eff} = \frac{a}{NA^2}$$

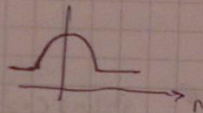
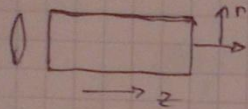
Відносне с-на

$$\frac{\delta l}{l} = \frac{a}{R} = 0,002$$

$$a = 10 \text{ мм}$$

$$R = 5 \text{ мм}$$

Середня - світлова функція



$$\frac{d^2 r}{dz^2} = \frac{1}{n} \frac{dn}{dr}$$

$$n = n_0 \left(1 - \frac{1}{2} \alpha^2 r^2 \right)$$

$$\frac{dn}{dr} = -n_0 \alpha^2 r$$

$$\frac{d^2 r}{dz^2} = -\alpha^2 r \quad - \text{р-на сфр. осцилятора}$$

$$r = a \sin(\alpha z + \theta)$$

$$\alpha \Delta z = \pi$$

$$\Delta z = \frac{\pi}{\alpha}$$

Відносне с-на

Вн. висвітл., детекторів.



28. Матеріали для виготовлення напівпровідникових лазерів.

Для створення н/п лазерів потрібне виконання 3 умов:

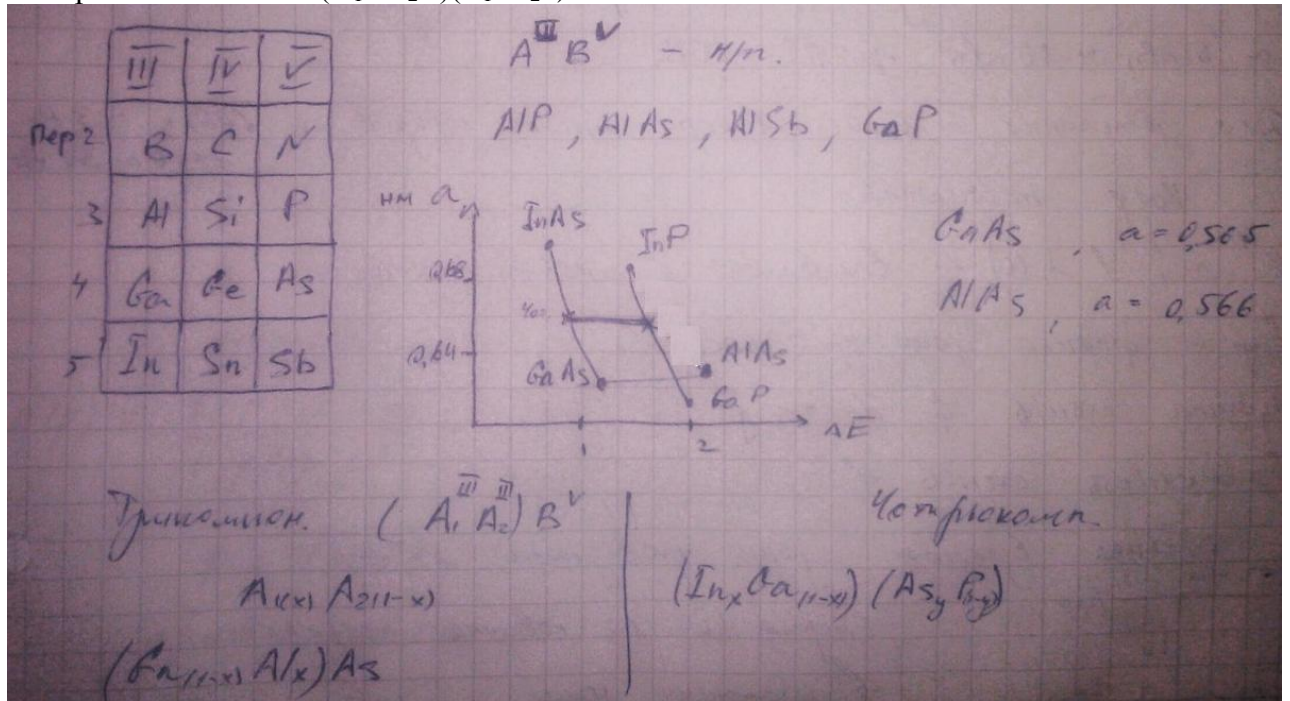
- 1) Прямо зонність напівпровідника
- 2) Рівність сталих ґратки усіх складових гетеро структури, яка утворює лазер
- 3) $h\nu = E_{\text{провідності}} - E_{\text{валентна}}$

Найбільш освоєними напівпровідниками є Si та Ge, проте вони непрямозонні (низька ефективність через фононну взаємодію), тому використовують інші напівпровідники.

Використовують $A^{III}B^V$: AlP, AlAs, AlSb, GaP, GaAs

Трьохкомпонентні $(A_1^{III}A_2^{III})B^V$

Чотирьохкомпонентні $(A_1^{III}A_2^{III})(B_1^VB_2^V)$



29.Будова лазера на подвійній гетероструктурі.

Лазери на подвійній гетероструктурі

У цих пристроях, шар матеріалу з вузькою забороненою зоною розташовується між двома шарами матеріалу з ширшою забороненою зоною. Найчастіше для реалізації лазери на основі подвійної гетероструктури використовують арсенід галію (GaAs) і арсенід алюмінію-галію (AlGaAs). Кожне з'єднання двох таких різних напівпровідників називається гетероструктурою, а пристрій — «діодом з подвійною гетероструктурою» (ПГС).

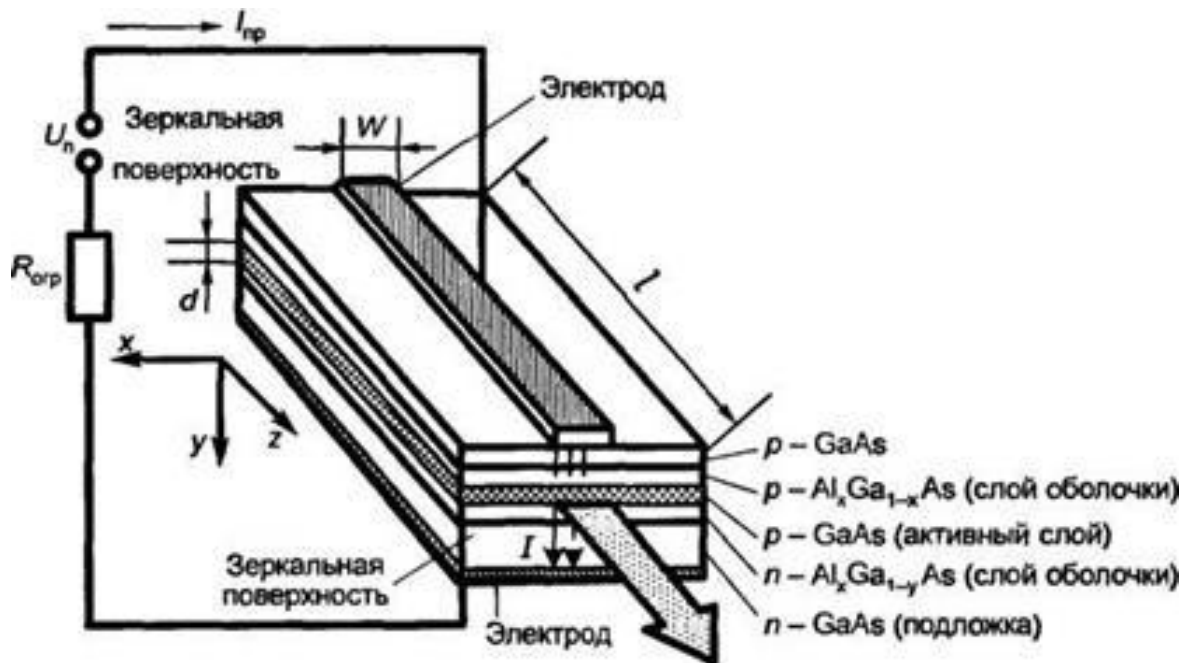


Рис. Напівпровідниковий лазер з гетероструктурою, l - довжина резонатора

У найпростішому інжекційному лазері товщина активного шару порівнянна з довжиною хвилі. Тому виникає дифракція світла, в результаті якої фотони «розтікаються» у прилеглі до активного шару області. Це явище різко зменшує потужність, розширює спектр і погіршує спрямованість випромінювання.

Лазер з гетероструктурою (рис.), крім активного шару, містить шари, енергія забороненої зони яких вище, ніж енергія забороненої зони активного шару. Тому стимульовані фотони утримуються в активній області, і потужність випромінювання при тому ж струмі накачування, що і в найпростішому лазері, збільшується. Крім того, показник заломлення активної області більше, ніж у гетерошарів. В результаті при виникненні випромінювання в активній області виникає повне внутрішнє відбиття від її границь, що призводить до зростання і потужності, і спрямованості випромінювання. Як видно з рис., верхній електрод напівпровідникового лазера виконаний у вигляді вузької смужки.

Це перетворює активний шар у хвилевід, на виході якого має місце потужне, однорідне і остронаправлене випромінювання. Спектр такого випромінювання дуже вузький і в основному містить одну моду, що дозволяє застосувати даний лазер для збудження одномодових оптичних волокон.

30. Залежність коефіцієнта підсилення світла в напівпровідниках від частоти.

Підсилення (генерація) світла у напівпровіднику є процесом, як і в інших лазерах, прямо протилежним поглинанню, у тому випадку, коли є обернене співвідношення між зайнятими і незайнятими енергетичними станами (інверсна населеність).

$$K_{\omega}^H = h\nu B \int_{E_{np}}^{E_{np} + h\nu} dE [g(E_2)g(E_1)f(E_2)(1-f(E_1)) - g(E_1)g(E_2)f(E_1)(1-f(E_2))]$$

$$K_{\omega}^H > 0 \quad f(E_2) > f(E_1)$$

$$\frac{1}{\exp\left[\frac{E_1 - E_{Fp}}{kT}\right] + 1} > \frac{1}{\exp\left[\frac{E_2 - E_{Fn}}{kT}\right] + 1}$$

$$E_1 - E_{Fp} > E_2 - E_{Fn}$$

$$E_1 = E_2 - h\nu$$

$$h\nu < E_{Fn} - E_{Fp} = eU_x$$

На частотах, для яких виконується умова: $h\nu < E_{Fn} - E_{Fp}$ випромінювання, що виникає в результаті рекомбінації, підсилюється (іде генерація світла).

Інтенсивність випромінювання рекомбінації визначається конкретними особливостями зонної структури напівпровідника, квадратом матричного елемента відповідного переходу, густиною рекомбінуючи пар.