

Медична електроніка

(Іванісик А. І.)

4й модуль (два місяці) - Іванісик

1 к. р. - 108

2 к. р. - 205

Електроніка - розділ науки та техніки,
який вивчає принципи, що викорис-
товують електричні явища.

Біоелектромагнітометрія.

Класифікація методів в
біоелектромагнітометрії.

Іх особливості. Рівні сигналів.

Сигнали можуть бути:

- механічної
- електричної

Об'єкт

← електричні
сигнали
(електрокардіографія)
(електроенцефалографія)
- міографія

↓ магнітні

магнітокардіографія

→ електромагнітні
- радіотермо-
графія
($\lambda = 1 \div 10 \text{ см}$)
- термографія
($3 \div 14 \text{ мкм}$)
($0,4 \div 1 \text{ мм}$) - келіюлінійні сенсори

магнитний потік

$1 \div 5 \text{ мВ}$ - електрокардіографіс

$10 \div 100 \text{ мкВ}$ - електроенцефалографіс

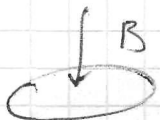
$$f \approx 0,01 \div 100 \text{ Гц}$$

магнітні методи:

$$10^{-10} \text{ Тл} \div 10^{-12} \text{ Тл}$$

$$[B] = [Tl]$$

Тесла - $[\Phi] = [Tl \cdot m^2] = [BS]$
Вебер



$$\Phi = B \cdot S$$



сила $\mathcal{E}$ опору R . Тут виникає
електропотоки на оці при зміні
потоків.

$$\mathcal{E}_i = - \frac{\Delta \Phi}{\Delta t}$$

$$\Delta \Phi = - \mathcal{E}_i \Delta t = - I R \Delta t = - \Delta q R$$

$$\Phi_0 \div 0 \text{ (змінюємо до } 0 \text{)}$$

$$-\Phi_0 = -q R$$

$$\boxed{\Phi_0 = q R}$$

$$[BS] = [kA \cdot Om]$$

$1 BS =$ маг. потоку, при зменшенні якого
до нуля в замкненому провіднику
з $R = 1 Om$ пройде заряд $q = 1 kA$

Індукція магнітного поля Землі
 $B_g \approx 10^{-4} \text{ Тл}$

Індукційні методи (катушки)

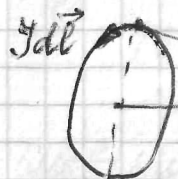
Квантові методи

АМР, ЕТР, ЯМР, ЯМР-спект - на основі
поводованій СКВІД (SQUID)



магнітооптичні методи (ефект Фарадея -
повертання площини поляризації, еф. Зеемана)

Закон Біо-Савара



$$d\vec{B} = \frac{\mu \mu_0}{4\pi} I \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3}$$

$$B_z = \frac{\mu \mu_0}{2\pi} \frac{P_m}{z^3}, \quad P_m - \text{магнітний момент}$$

$$P_m = I \cdot S$$

$$z = 0,1 \text{ м}$$

$$S = 0,1 \times 0,1 \text{ м}^2$$

$$I = 50 \text{ мА}$$

Теплове випромінювання - описується
формулою Планка

$$\rho_\nu = \frac{8\pi h \nu^3}{c^3} \cdot \frac{1}{\exp\left[\frac{h\nu}{kT}\right] - 1}$$

для людського тіла $\lambda_{\max} \approx 10 \mu\text{м}$

але якщо перераховувати і досягнувши
до - 10 на екстремуми - отримаємо:

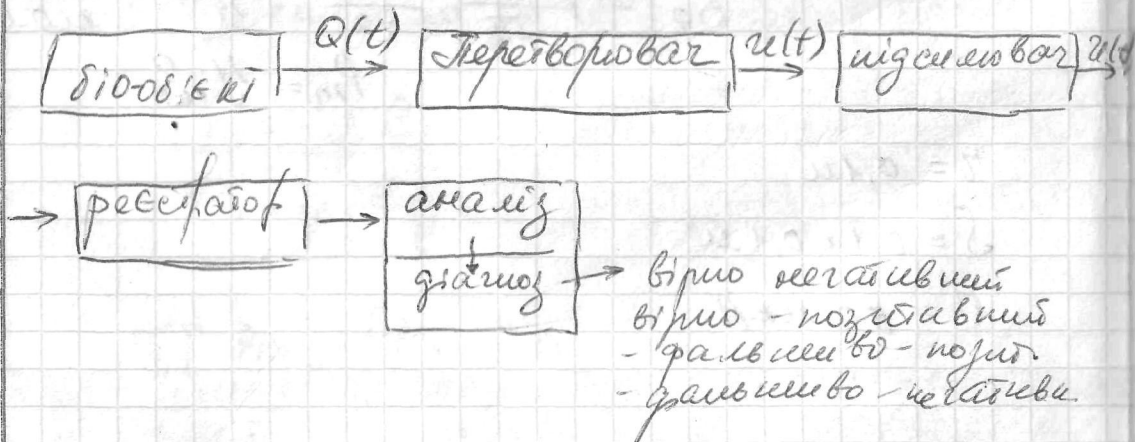
$$\lambda_{\max} = 18,6 \mu\text{м}$$

$$\nu = \frac{c}{\lambda}$$

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

$$\rho_\lambda = \rho_\nu \left| \frac{d\nu}{d\lambda} \right| = \rho_\nu \frac{c}{\lambda^2}$$

13.02.2009р.



Чутливість:

$$K = \frac{ВП}{ВП + ФН}$$

імовірність позитивного діагнозу за наявності хвороби

Це характеризує якість діагнозу.

Специфічність:

$$C = \frac{ВК}{ВК + ФП}$$

імовірність негативного діагнозу у разі відсутності хвороби

Імовірність вірного діагнозу:

$$B = \frac{ВП + ВК}{ВП + ВК + ФН + ФП}$$

Позитивна умовна точність:

$$ПУТ = \frac{ВП}{ВП + ФН}$$

імовірність хвороби у разі позитивного діагнозу.

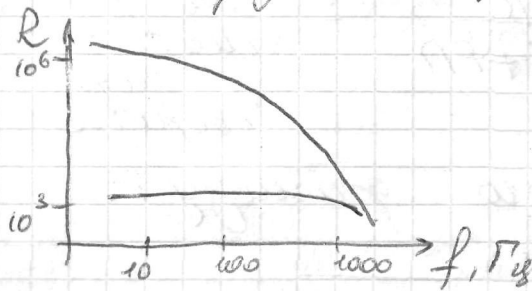
Протилежна величина — негативна умовна точність.

$$НУТ = \frac{ВК}{ВК + ФП}$$

імовірність відсутності хвороби у разі негативного діагнозу.

Джерела пошуків:

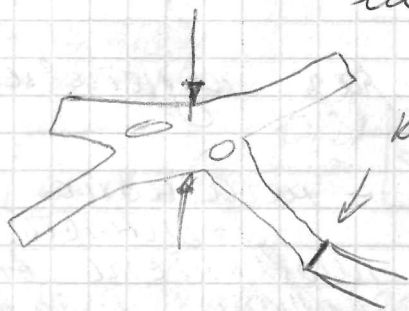
- технічні (швидке наближення електро-
дів, зміна параметрів асінхронів, елек-
тричних схем, шуми, явища)
- біологічні - вивчення вплив сигналів
від різних органів, біологічні ритми



Електромагнітометрія.

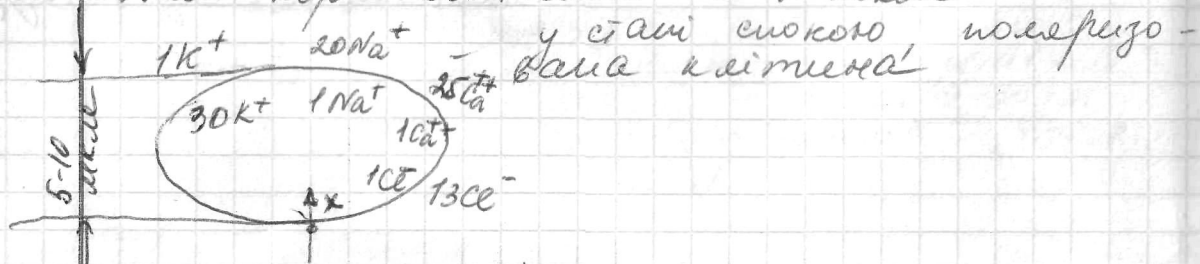
Біометричні основи

Електрокардіографія.



контакт клітин з
мембранами - відстань
10 мм (як товщина
на мембрані).

Діаметр клітини 5-10 мм



Як змінюється концентрація іонів калію по координаті x .
(у мембрані вони не накопчуються, тому розподілено всередині)

$$C_{K^+} = \text{const} \cdot \exp \left[- \frac{\Delta \varphi}{kT} \right]$$

$$\Delta \varphi (x=0) = 0$$

при $x=0$ $\text{const} = C_{K^+}$ - зовні мембрани

$$\Rightarrow C_{K^+} = C_{K^+}(x=0) \cdot \exp \left[- \frac{\Delta \varphi}{kT} \right]$$

$$\Delta \varphi = - \frac{kT}{e} \ln \frac{C_{K^+}(\text{всередині})}{C_{K^+}(\text{зовні})} \approx -90 \text{ мВ}$$



формула Нернста

Трансмембранний потенціал спокою

або $\frac{kT}{e} \cdot \frac{Na}{Na} = \frac{RT}{zF}$ стала Фарадея

Трансмембранний потенціал при (ТМРД)

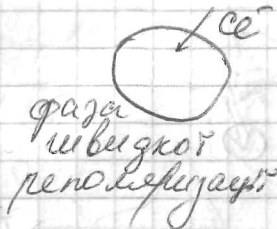
Фаза 0

$\Phi 1$

$\Phi 2$

$\Phi 3$

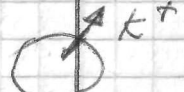
$\Phi 4$
ТМРД



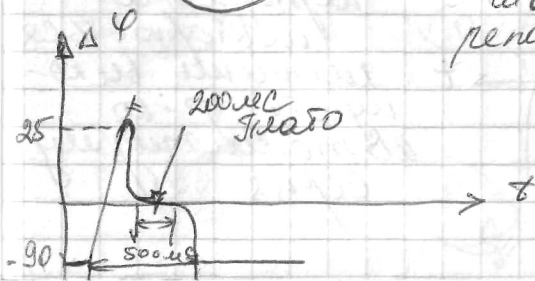
фаза швидкої реполяризації

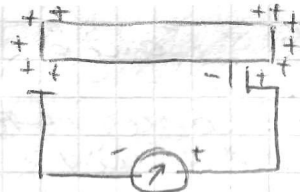


фаза плато

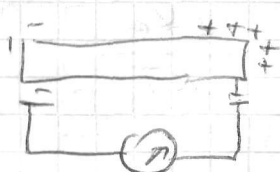


кінцева швидка реполяризація



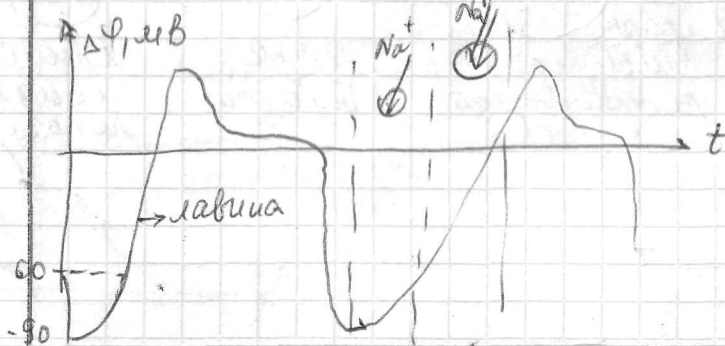
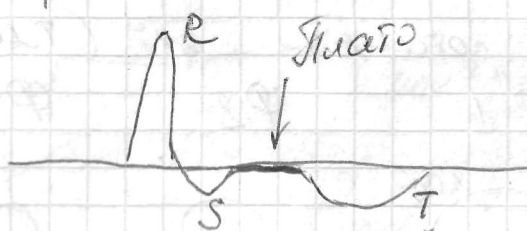
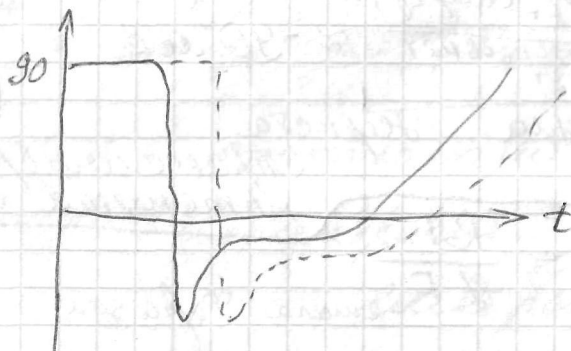


- попереджена клітина

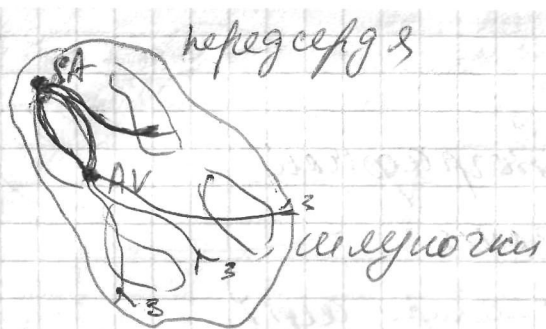


- погасає генерізація
а потім буде
регенерізація

Умовно - різні знаки потенціалів:



- процес
періодично
повторюється
клітина викон
ують гр-ко
автоматизу
ється



1) Сино-артериальный узел (SA) $\phi = 2 \text{ мм}$
 $f_1 = 60 \div 80 [\text{кВ}^{-1}]$
 за 1 кВ

2) AV $\phi = 5 \text{ мм}$
 (отрицательный потенциал)
 $f_2 = 40 \div 60 \text{ кВ}^{-1}$

3) Пучок Гисса
 $f_3 = 20 \div 40 \text{ кВ}^{-1}$

$$f = \max[f_1, f_2, f_3]$$

Как быстро распространяется возбуждение по волокнам, сердечной мышце?

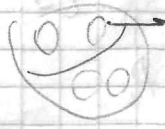
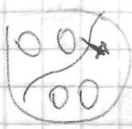
по волокнам — $1 \div 2 \text{ м/с}$

по мышце — $v_{\text{серд}} \approx 0,5 \text{ м/с}$

$$v_{AV} \approx 5 \text{ см/с}$$

$$t_{\text{зап}} = 0,1 \text{ с}$$

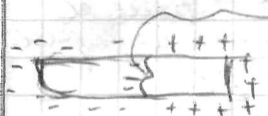
$$f_{\text{max}} = 180 \div 220 \text{ кВ}^{-1}$$



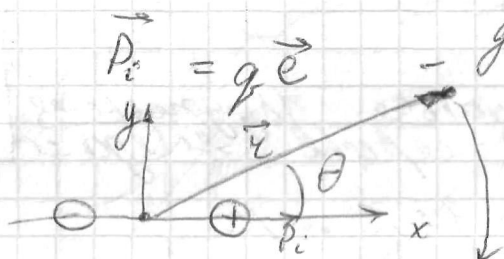
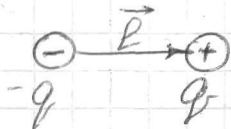
— генерация импульсов

16.02.2009р.

Электрокардиографический вводный



вектор генерирует
не м.з. а.о. к.м.на, а.о.
нагрузки д.на.е.



дипольный момент

$$\varphi_+; \varphi_- = \frac{1}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \frac{\pm q}{r}$$

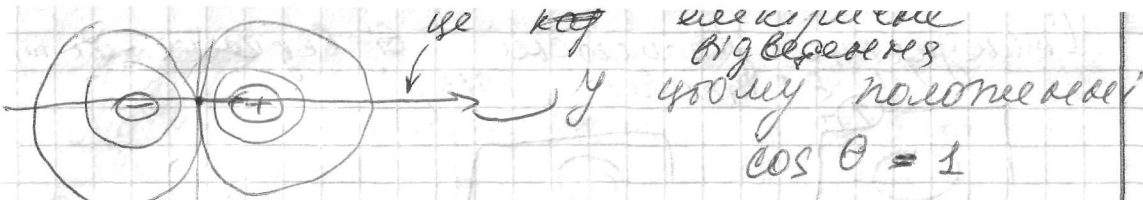
суммарный потенциал в точке:

$$\varphi = \frac{1}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \frac{P}{r^2} \cos(\vec{P}_i, \hat{r}) \equiv$$

Формула точна за условие $r \gg l$

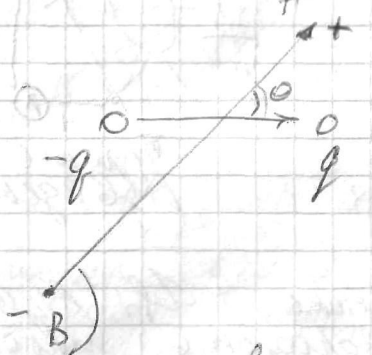
$$\equiv \frac{1}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \frac{(\vec{P}_i \cdot \vec{r})}{r^3}$$

$$P = \sum P_i$$



$$\cos \theta = 1$$

$\cos \theta = 0$ — перпендикуляр к силовым линиям



$$\Delta \varphi_{AB} = \varphi_A - \varphi_B = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \cdot \frac{q}{r^2} \cdot$$

$$\times (\cos \theta - \cos (180^\circ + \theta)) =$$

$$= \frac{1}{2\pi\epsilon_0} \cdot \frac{q}{l^2} \cos \theta$$

Потенциалы $-q$ и $+q$ имеют суммарный вид относительно выводов.

$$\Delta \varphi \approx \frac{1}{\epsilon^2} \frac{d^2 \varphi}{dx^2}$$

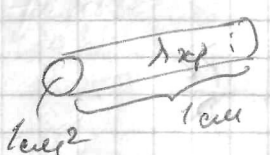
$$r \approx 12 \text{ см}$$

$$\Delta \varphi \approx \text{const}$$

$$\lambda_{\text{пров}} = 0,6 \cdot \frac{1}{0,01 \text{ м}}$$

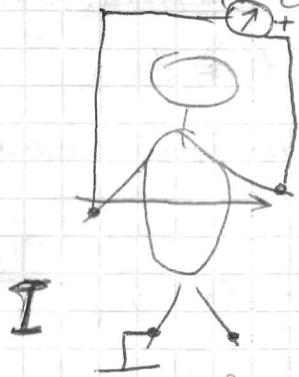
$$j = \lambda E - \text{электропроводность}$$

$$\lambda_{\text{возв}} = 0,05 \text{ м.м}$$



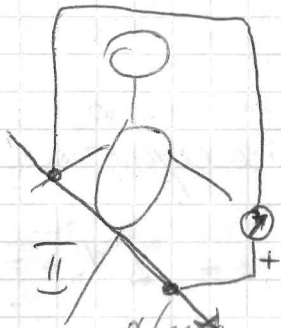
$$R = \frac{L}{S \cdot \lambda} = 150 \text{ Ом}$$

Стандартний двоколовий виведення - 7х мр.
(Евдокимов, 1913 р.)



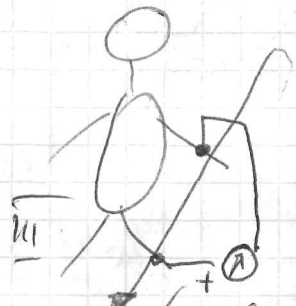
I

Перше виведення



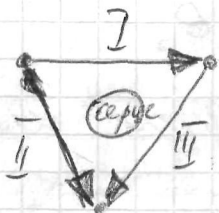
II

Друге виведення

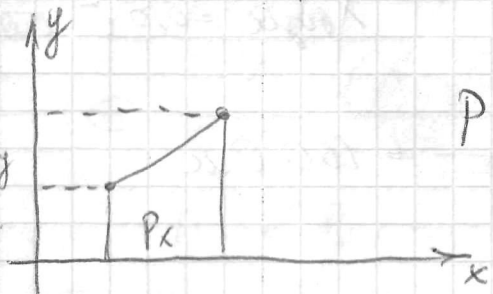
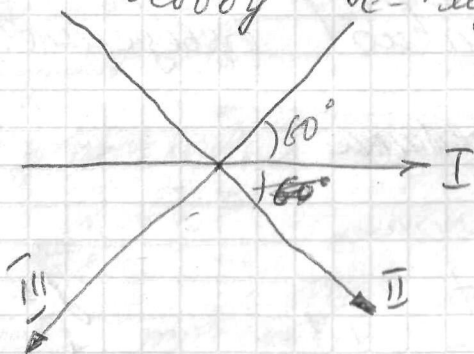


III

Третє виведення



це схематично. Ці виве-
дення утворюють нуль-
основу с-м координат.



$$P = \sqrt{P_x^2 + P_y^2}$$

$$\theta_k = \arccos \frac{P_x}{P}$$

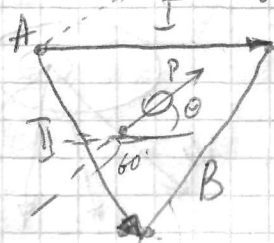
Число виведень

$$12 = 3 + 3 + 6$$

стандартні забор.
відхилення
вільні
вручені

Табодгэрлэр

Тэгсгээр өгөгдсөнөөс нь гэрлэлтийг

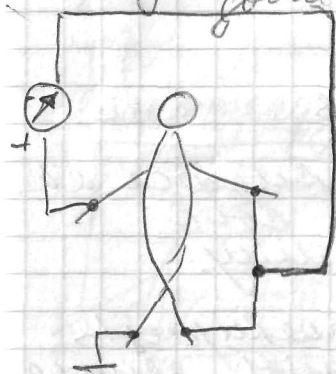


$$\Delta \Phi_I \sim P \cos \theta$$

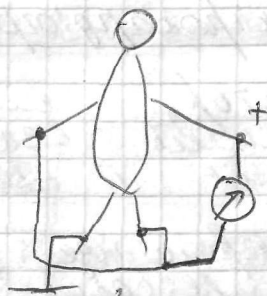
$$\Delta \Phi_{II} \sim P \cos(\theta + 60^\circ)$$

$$\Delta \Phi_{BA} = \frac{\Delta \Phi_I + \Delta \Phi_{II}}{2} \sim \frac{P}{2} \cdot 2 \cos(\theta + 30^\circ) \frac{\sqrt{3}}{2}$$

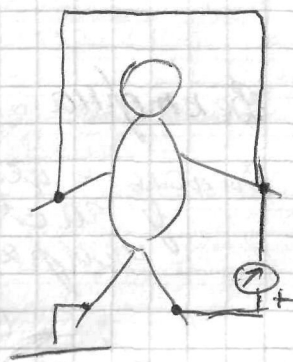
мөрөн бүдэг, өсн. нь үрэгдүүлж, нөлөөлөгч
түм - сэрэгс ариуруулан нэмж нэмж
сөөгд.



aVR
amplifier
voltage
right

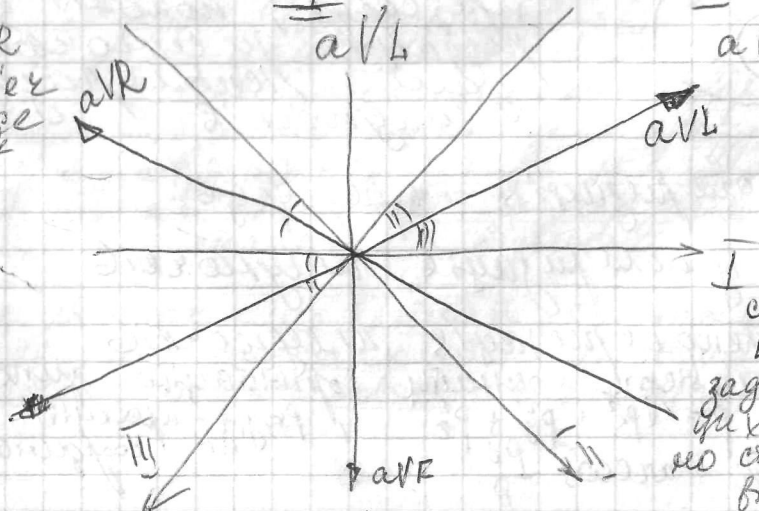


aVL



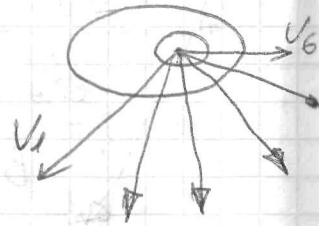
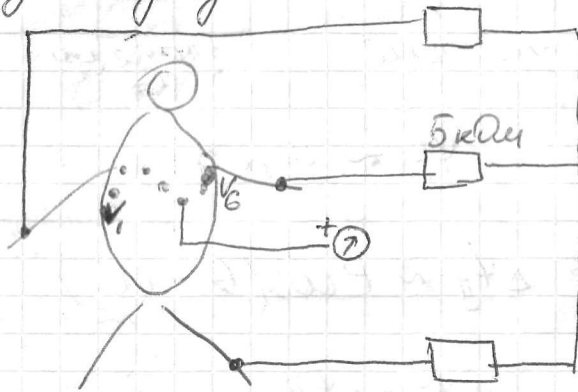
aVF

aVR, aVL
aVF -
үе өсөгч



система координат
бейс -
загас нөлөөлөгч
гэрлэлтийг
но стандартны
гэрлэлт

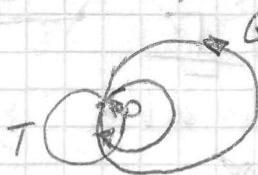
Грудні ввідення



Додаткові методи дослідження в електрокардіографії

Векторна електрокардіографія

Диполь - це вектор, і він зображується як у часі, так і в просторі. Вектор має напрямлення і величину.



QRS - перше збудження передсердь, поширення збудження по шлуночках а також перше розділення шлуночків

P - генерує передсердь

QRS - генерує шлуночків

T - реполяризація шлуночків

Дав можливість описати просторі

$$r = \sqrt{r_x^2 + r_y^2 + r_z^2}$$

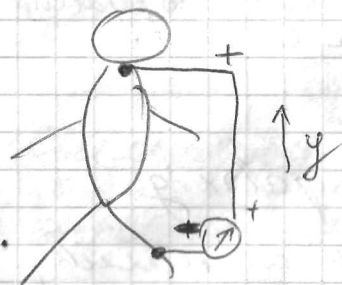
$$\theta_i = \arccos \frac{r_i}{r}$$

орієнтацію диполя в просторі. r_x, r_y, r_z - проекції диполя на координатні осі

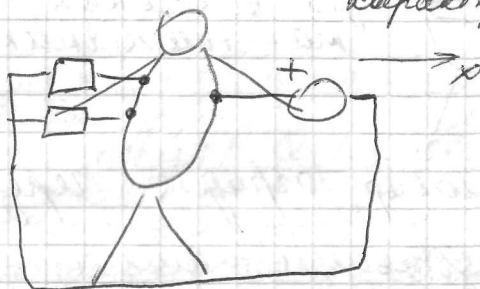
$$\Delta \varphi_x = k_x \rho \cos \theta_x$$

$$\Delta \varphi_y = k_y \rho \cos \theta_y$$

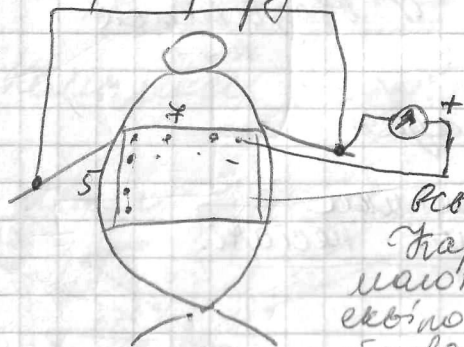
Вісь y:



Вісь x:



Картографування серцевих потенціалів



всього 35 електродів.

Картограми, що отримують, мають вигляд потенціалів еквіпотенціальних поверхонь диполя, особливо, коли деполаризується міокардіум.

$$\Delta \varphi \approx 50 \text{ мВ}$$

$\Delta t \approx 1 \div 2 \text{ мс}$ - час через який відбувається зміна з відведення.

Більше 35 точок не робить, бо ютає з відведення потребує свій підсилювач, а вони не дублюють ідентичні і мають свої координати. Підсилювач

Електрокардіограф за Холтера
електрози заходяться постійно на
людинах.

Взг 4-5
стандартн.
грудних
відведень



знімаються кардіограми
протягом всього дня - це
записується на портатив-
ний пристрій на пояс.

для виявлення серцевих порушень
та ішемічних змін

Електрокардіограф через шлунковід

це збільшує амплітуду сигналів
таким чином збільшує серце

Електрокардіограф пучка Гісса
найважливіший метод вивчення
електрог через вену.

Мотілева

AV-блокада



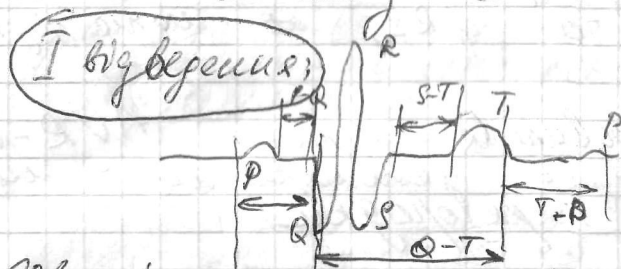
для діагностики
коронарної нестачі

Потенціал знімається з обох боків
шлуночковот перегородки

20. 02. 2009р.

Форма та елементи ЕКГ.

аналіз ЕКГ

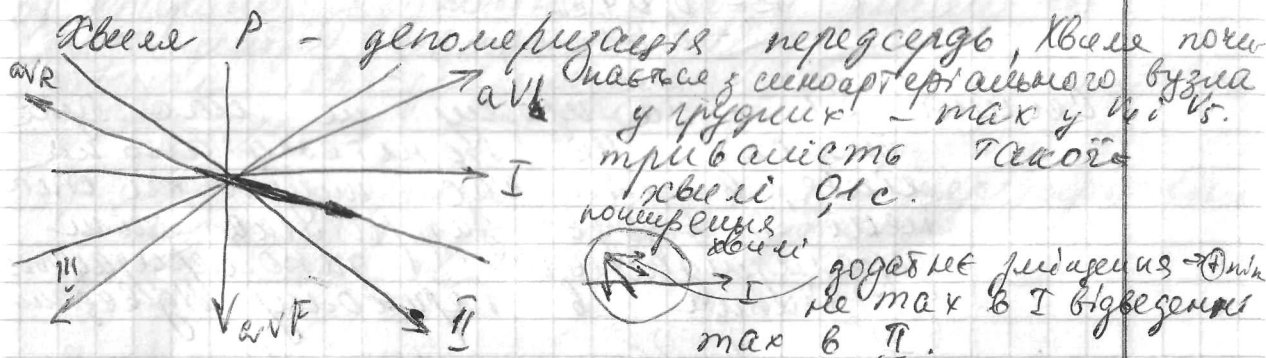


Хвиля - зубці - це піки P, Q, R, S, T.

Інтервали - суцільний ділянки ЕКГ на які вона розбивається P-Q, Q-T, T-P

Сегменти - кусочки кардіограми між хвилями, P-Q, S-T

Комплекс - сукупність хвиль QRS
QRST



Інтервал P-Q - тривалість 0,2с
відповідає проходженню хвилі деполізації по передсерддю; затримується у АВ-вузлі.

селекція P-Q і зв. проходж. через AV узел
QRS! Миттєвий калібр QRS - відновлює
за деполізацію миттєвих.

якщо амплітуда Q-хвилі мала за
амплітуду, то QRS, як може бути
чР

хв. Q - максимальна хвиля Q - у таке AVR-вд-
ведення і відновлює деполізацію митт.
миттєвий перегородки

хвиля R - відновлює поширення збуд-
ження по миттєвій (масивна
деполізація, має таку амплітуду
в групі введених)

10 · 10⁻³
10 · 10⁻³
10 · 10⁻³
10 · 10⁻³
S-хвиля - збудження або деполізація
миттєвий базальний об'єкт.
найбільша амплітуда в - AVR
Тривалість QRS - 0,1 с
Q - 0,02 с
R - 0,04 с
S - 0,06 с

Сегмент ST - на початку не має бути
електр., це зупинилося на
лінії, в цей час миттєві спос-
мені і відб. датчиків митт.
деполізація і реполізація.
Початок в першому введенні

Хвиля T - триває 0,1 с - реполізація
миттєвих

Інтервал QT - електрична система (мист)
миттєвих, електрична система

$\Delta t(R-T) = k \Delta t(R-R)$ — ф-ла База
 приравн. к периоду сокращения сердца $k=0,4$

Анализ ЭКГ

- 1) Терми на все осн. — регулярность сердечных сокращений. Терм. має бути стабільним.
- $$\frac{\Delta t_{\max}(R-R) - \Delta t_{\min}(R-R)}{\Delta t_{\text{сер}}(R-R)} \leq 0,2$$
- Якщо не регулярно — аритмія.

- 2) Частота сердечних скорочень:

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

Якщо у стані спокою людини $f \geq 90 \times 6^{-1}$ — тахикард,
 $f \leq 60 \times 6^{-1}$ — брадикард.

- 3) дотримання будови (водії ритму, або центр автоматизму)
- а) вузол SA — дотримується до хв. Р-початокна QRS в нормі

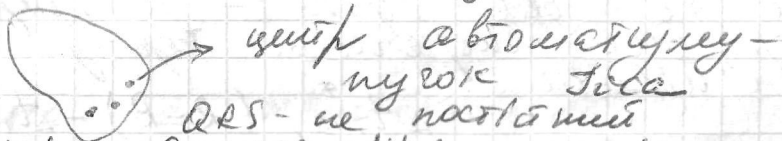
- б) якщо патологія негативна — передсерцевий ритм $P < Q$
- г) ритм з AV-вузла

хвиля Р — максим. довжина до QRS-комплексу, або накладається на нього.

$f = 40 \div 60 \times 6^{-1}$

- 3) шлуночковий ритм
період скорочень менший, відновлює
 $f = 20 \div 40 \text{ хв}^{-1}$

хвиля P - це кореляція з QRS-комплексом.



Атриовентрикулярна блокада - АВ-вузол не пропускає збудження або збудження шлуночків та передсердь скорочуються.

- 4) Функція провідності

збільш. трив. хв P- показує що погіршена шкідл. провідність передсердь.

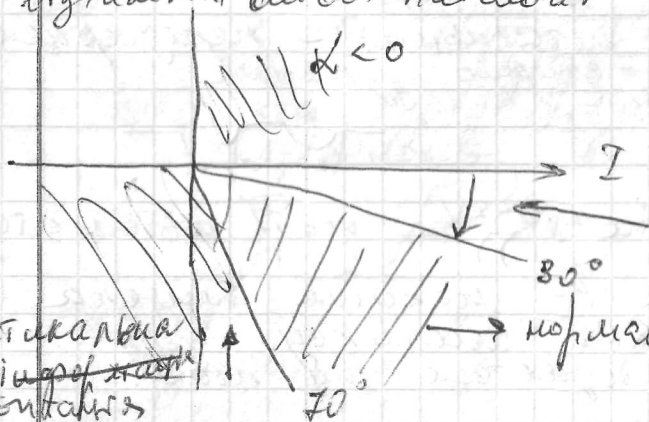
якщо збільш. інтер. P-Q

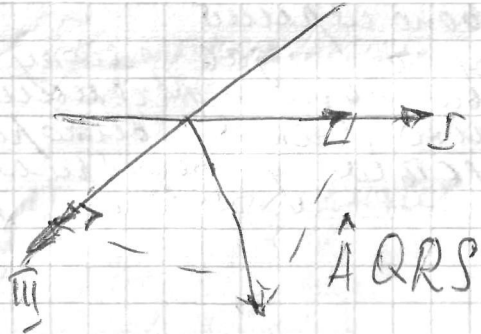
- 5) Визначення орієнтації векторного осі серця - проєкція середнього результуючого вектора QRS на фронтальну площину.



Відхилення від во-палаючі

- у нормального людини





Аритмія - найбільш часте порушення в серці.

або екстрасистолія - передчасне позачергове серцеве скорочення.

Знаки припини:

Здійнята ось симетричність кінця асинхронна реполяризації та механізм повторного входу (чел-ентру)

Дефібрілятор

Імпульси, які подаються через дефібрілятор діють на м'язову тканину серця одночасно, всі клітини серця одночасно.

$$\tau = 10 \text{ мс}$$

$$E = 200 \div 400 \text{ Дж}$$

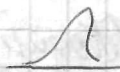
$$I = 20 \div 40 \text{ А}$$

$$U = 1 \div 2 \text{ кВ}$$

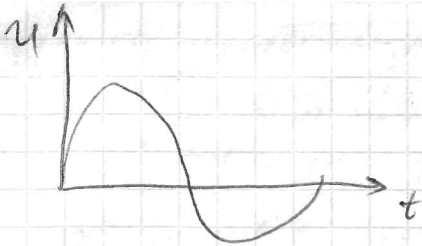
$$C = 500 \text{ мкФ}$$

- конденсатор в дефібріляторі

Форма імпульсу.



- довгий час використовували електронні імпульси



це двополярний
імпульс - дає змогу
в два рази збільшити
енергію, яка використовується
у дерматології

23.02.2009р.

Електроенцефалографія - електроди на поверхні
черепаної коробки.

Високіх сигналів немає, бо велика
кількість мейндрів, котрі димека
можу відповідає за свої функції.

Електрокортикографія - електроди розташову-
ються на корі головного мозку.
(примочки димекаються)

Види електродів, що використовуються
в електроенцефалографії:

- срібні електроди - 5-9 мм діаметр
- хірургічні електроди - стабілізує елек-
тричні властивості електродів
- підшкірні електроди
- електроди, що вводяться через ніс

Система розташування електродів (10-20)

- система (10/20) або (10-20%) десь-фаден



Кожна точка має свою
назву:

- 1) F_p - лобний фронт
- 2) F_z - фронтальна в сактальн. площі
- 3) C_z - центральна в сактальн. площі
- 4) P_z - тем'яна в сактальн. площі
- 5) O_z - тім'яна в сакт. площі

Вз. А до В через
1-5 - це сактальна
площина

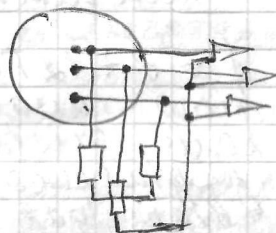
На практиці 8-16 емітродів
(схеми підключення до енцефалографа) $\approx$
 $\equiv$ Ретини вимірювання:

1) уніполярний



референтний електрод віддає сигнал

2) усереднений



по різному
утб. сигнал в 1 і 2

3) біполярний



реєструємо
різницю між
точками
дає можливість
уточнити стан
екрани фокальні

з великої певної (різницю між
вимірюємо застосовується від підключення,
можна змінювати)

Методики:

- нативна (спонтанна) - коли людина знаходиться в стані спокою; максимумно ізольована від зовн. подразників
- ~~фізичні~~ евокована - (більш інформативна) людина знаходиться під дією подразників:

- * фізичні (спалахи світла)
- * хімічні (дів. ліків)
- * психологічні

Якщо хвилі сигналів повторюються, то
говорять про ритми (вони розриваються
за частотою)

1) δ -ритми: $f = 20 \text{ мкВ}$ (нормально)
 $> 20 \div 25 \text{ мкВ}$ - в порушеннях
 $f = 1 \div 4 \text{ Гц}$ (х-хвиля для новонароджених)

2) θ -ритми: $f = 4 \div 8 \text{ Гц}$ (спостерігаються
при відсутності свідомого
мислення)

3) α -ритми: $f = 8 \div 12 \text{ Гц}$ (ритми оптичного
аналізатора з'являються
коли очі закриті, підвищують
з дрібного мозку, що
відповідає за зр.)

4) β -ритми: $f = 12 \div 16 \text{ Гц}$ (характерний
для сну, сонні вертєльні
характерні нарізання
спадання)

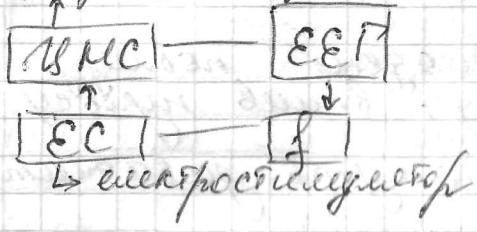
5) γ -ритми: $f = 16 \div 30 \text{ Гц}$ (індикатор
найвищої розумової активності
(f_1, f_2, f_3), у тварин
цей ритм відсутній)

6) δ -ритми: $f = 30 \div 35 \text{ Гц}$ (позначають
роботу нейронов
рецепторів)

Щодо евокованих методів:

(зависають електричні тілечасоти;
відбуваються сплески активності;
 $\sim 20 \div 90 \text{ Гц}$ діапазон силесів) ще
говорять про затримку силесів, що мот
свідчить про якийсь відхилення

Біологічний зворотний зв'язок - за допомогою
 ЕС спинаються ЦНС, привади
 модулю датаній став
 центрально нервова система



Фидівають певний
 ритм $\Rightarrow$ синхроніза-
 ця електричної
 діяльності $\Rightarrow$
 модулю привади у
 потрібний стан (з ритм-
 абсолютний епокі)

Діагностична цінність:

- використані для діагностування
 епілепсії (спостерігається певні з дуже
 великою амплітудою)
 Тобто про епілепсію

чутливість: $\mu = \frac{ВП}{ВП + ФП}$
 чативна ЕЕП: $\mu = 0,6 \left(\frac{0,6}{0,6 + 0,4} \right)$

світкова ЕЕП: $ПУТ = 1$
 $\mu \approx 100\%$
 $ПУТ = 1$

$$ПУТ = \frac{ВП}{ВП + ФП}$$

Функція головного мозку: спостерігається δ, θ
 клоне спостеріг. порушення сенсорних
 шляхів: затримка реакції на подраз-
 ження, свідчить про ці порушення
 Вміст алкоголю в крові: застосування д-ріднів
 Реакція: Зхв і не спостерігаємо ЕЕП

Причини спотворення ЕЕГ:

- Тотеміаши, що викликають внаслідок дихання людини
- якщо електроди накладені поблизу кровоносного суду, вплив пульсу.
- ЕКГ + електричні можуть давати
- рух очей, м'язи підборіддя
їх можна позбавитись за допомогою математичної обробки сигналів.

Електроенцефалографія - реєстрація електричної активності м'язів

В м'язові клітини, з окремих клітин утворюються поточні електричні (скупність м'язових клітин, що охоплюються однією мембраною). Якщо від мембрана іде збудження - відбувається скорочення м'яз (всє пов'язано з деполаризацією, виділенням Ca^{2+} що і викликає в основі скорочення)

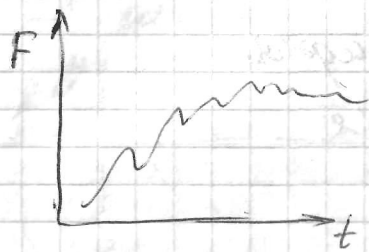
Збудження може бути різним:

- від моторного нерва
т (відбувається через нейромедіатори)

- внутрішнє збудження:

- * пряме (для м'язових клітин)
- * непряме (для м'язів)

Зрештоворенні збудження наростає сила скорочення м'язу:



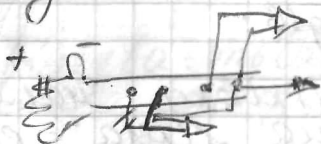
Залежить від частоти збуджень (концентрація Ca^{2+} , йони приходить до певного тла $\rightarrow$ наростає сила скорочення м'яз (плато)

Методи ЕМГ

- * нативна - потенціали, що реєструються при розслабленні м'язів (100-300 мкВ залежить від стану людини). Дав змогу відкрити стан нервов (периферійних нервов)
- * спонтанна - сигнали, що реєструються при певній роботі (підняття руки, згинання пальців)
- * стимульована - під дією електричних збуджень (найбільш інформативна)

Способи отримання:

- електроди на шкірі:



вимірюємо по відношенню спільного електроду потенціалів; можемо реєструвати різні

- електроди у вигляді голки:



при дослідженні окремих м'язових елементів використовується. Також методом легко дослідити поширення збудження м'язів. Досліджуємо швидкість поширення збудження

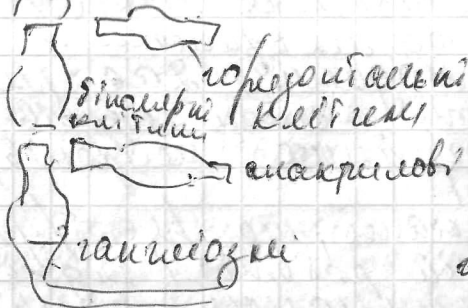


27.02.2009р.

Електроретинографія Електроокулографія

Електроретинографія
палічка (фоторефлектор)

світло



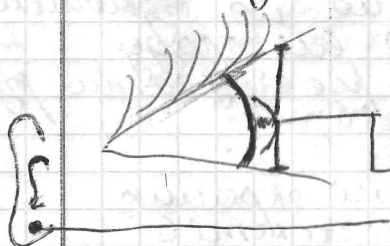
Сигнал не від
одного палички
а від фоторефлек-
торного поля

Лінійні кінцівки
є найменшим
зв'язок.
Кількість паличок і
кодовок ≈ 150 мм,
застосовують ≈ 2 мм

У стані спокою 40 мВ під дією світла
відбувається гіперполяризація - 80 мВ

Якщо освітити велику площу сітківки,
то всі сигнали будуть синхронними,
амплітуда сигналів $\approx 0,4$ мВ

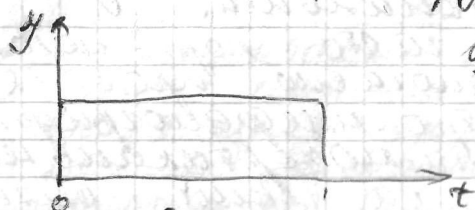
Накладання електродів:



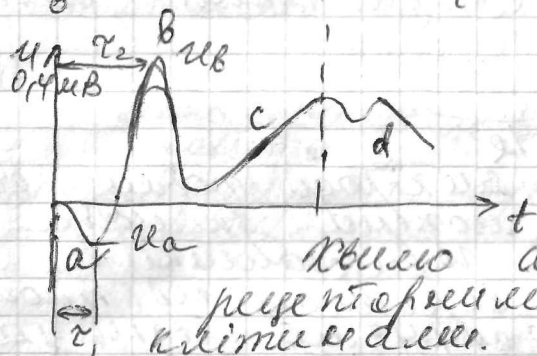
1. на сітківку накладається
"контактна лінза" - електрод
який фіксується для того
щоб відно було постійно
відкритим.

2. ще один електрод - на мочці вуха,
тут краще оск. немає м'язів, що
скорочуються

спалахова ЕРП
 йде спалах — освітлюється сітківка ока,
 сигнал реєструється



це спалах



інформативні такі
 параметри:
 τ_1, τ_2

Хвилю а пов'язують з
 рецепторними процесами в клітинках сітківки.

Хвиля в — замілює клітини, що
 деполаризуються

Зростає хвиля с — це зовнішній
 світіння, тут підсилюється сигнал

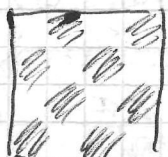
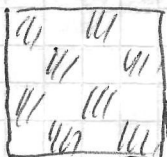
Хвиля d — регулює функції
 або гангліонних клітин

Зональна ЕРП

Тут відбувається певний спалах, але
 сітківка освітлюється локально

Відомі специфічна методика, яка дає
 різний інформації. Непомітно
 сигналі може бути < 100 мкВ.
 Того відбувається "пошарове скану-
 вання" ока.

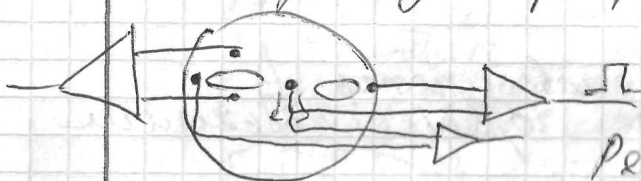
Реверсивна ЕРГ



Досліджується з період тобто час да який сигнал дає до мозку.

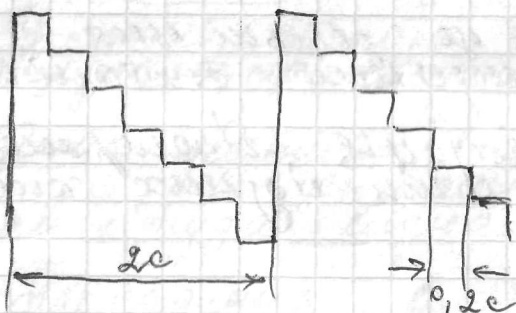
Тут ми маємо ще деякий міст у фоновий. І часто порівнюють і одночасно проводять електроенцефалографію в режимі коротких імпульсів.

Електроокулографія



Сигнал пов'язаний з рухом іонів ока.

Електроди поміщують очей можна змістити горизонтально і вертикально по площині. Реєструємо різницю потенціалів.



це рух ока в протилежному напрямку.

Тепловизор та

радіотермометри

Це безконтактні методи, за допомогою яких можна отримати терм. про температуру тіл, що пов'язана з їх метаболізмом. Методом, що використовується з ефектом:

$$W = W_{\text{метаболізму}} + W_{\text{циркуляції}} + W_{\text{тепл.}} + W_{\text{випр.}}$$

це на сс
вказує це випромінює

Випромінювання дубає різним, і воно все описується формулою Планка:

$$\left[\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{м}^3} \right] U_\lambda = \frac{8\pi h c}{\lambda^5} \frac{1}{\exp\left[\frac{hc}{kT\lambda}\right] - 1} \quad \text{де } U_\lambda \text{ та } \lambda$$

$$U_\lambda d\lambda = U d\lambda \quad - \text{де радіація}$$

Щодо людського тіла, нас має цікавити саме інтенсивність випромінювання на одинокій площі.

$$U_\lambda = \frac{\sigma U_\lambda}{4}$$

Якщо прилад селективний: $U = \int U_\lambda d\lambda$
Якщо неселективний: $U = \int U_\lambda d\lambda = \sigma T^4$

$$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}^4} \quad \text{закон Стефана-Болцмана}$$

$$\text{при } T = 310\text{K} \Rightarrow U = 524 \text{ Вт/м}^2$$

Тобто людське тіло ~ 1 м², якщо пов'язати випромінювання ішов' би менше від нас, то ми б втрачали 524 Вт, а так це є обмін з навколишнім середовищем.

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

для $T = 310 \text{ К} \Rightarrow \lambda_{\text{max}} \approx 9,4 \text{ мкм} \rightarrow \text{це } 14 \text{ молекулярні коливання}$

Людське тіло не горіє, тому вводити коэф. сірості ϵ : $\gamma = \epsilon \sigma T^4$, $\epsilon < 1$

для термоізоляції $\epsilon = 0,9$

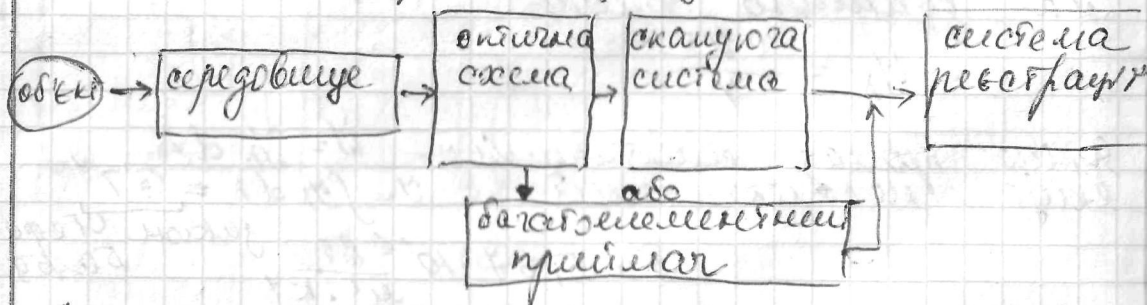
Потужність, яку ми втрачаємо:

$$P = \underbrace{1 \text{ м}^2}_{\text{площа нашого тіла}} (\underbrace{\sigma T_{\text{тіло}}^4}_{\text{середов.}} - \underbrace{\sigma T_{\text{навкол.}}^4}_{\text{середов.}}) \sim 100 \text{ Вт}$$

якщо різниця температур тіла з навколишнім середовищем $\approx 20^\circ$

$\Delta \lambda = 4 \div 50 \text{ мкм}$ - такий діапазон має приймач у цьому масштабі, якщо σT^4 в $\sigma T_{\text{навкол.}}^4$ вузького діаметра.

Схема експерименту з теплов'зором



Середовище: ватлива різниця температур; у вологому повітрі є великі сили понижання, тобто пари води - це молекули понижання

Є вкна прозорості повітря - $8 \div 13,5 \text{ мкм}$ на цю область потрібно розраховувати

Оптика: * потрібно розробити
система зображення, мотина
дати всі (германій)
Si (кремній) для легу,
оск вони мають
гарний показник заломлення
насел - матеріал гіроскопічний
а це є необхідним, тому треба
герметизувати його, але
взможно дешевий кристал.

* проблеми зникають, якщо це
дзеркальна оптика

Скакуюча
система: керамічна "листка"
використов. напівпровідниковий
матеріал InSb та CdHgTe ,
які працюють на внутрішньому
фото ефекті. Систему треба
охолоджувати, оск. це вузько-
зонний матеріал,
нижня ядерна зона $\Delta E_{\text{об}} = 5 \text{ КВ}$
використовують азотні температури

Система
реєстрації: роздільна здатність по
температурі $\sim 0,1 \text{ К}$
а точність вимірювання $\sim 0,5 \text{ К}$

Застосування:

- Онкологія - по інфракрасній (підвищені
температури), метод
контрастування - вводять у кров
контраст - і це підвищує
чутливість

- Ангіологія - вивчення судин
висновок захворю. по асиметрії
температури тіла

модно береться градуси
температур

- внутр. органи - підшкірна
жирова на поверхні
висока температура

Зниження температури з поверхні
зменшує достовірність інформации.

Рядо термометри

Вибирається глупація вилів, де про-
никність глупація найкраща, береться
розподіл температур по глупації, глупація
лишма вимірює, всередині, а не
лишма на поверхні.

Прилади працюють в НВК глупації

$$f = 1 \div 30 \text{ Гц}, \quad \lambda = 30 \div 1 \text{ см}$$

серійні прилади працюють на 30 см, НВК

оскільки ми вилів. теплове випроміню-
вання може виміряти проблема глупації
лишма прилад.

$$P \sim 10^{-12} \text{ Вт}$$

(антенка) з відомою глупацією
 $\phi d = 4 \text{ см}$ - вимірювання.

02.03.2009р.

$$\epsilon_1 = 60 + 80$$

$$\epsilon_2 = 5 + 6 \quad (\text{для тканей, у которых мало воды})$$

мм $> \epsilon$, мм $< \lambda$.

$$\lambda_{\text{сер}1} = \frac{\lambda}{\sqrt{\epsilon_1}}$$

коэф. заполнения

$$k_1 = \frac{1}{x_1}, \quad x_1 = \frac{\lambda_{\text{сер}1}}{2}$$

$$\lambda_{\text{сер}2} = \frac{\lambda}{\sqrt{\epsilon_2}}$$

$$k_2 = \frac{1}{x_2}, \quad x_2 = \frac{2}{3} \lambda_{\text{сер}2}$$

$$x_1 = \frac{\lambda}{2} \cdot \frac{1}{\sqrt{\epsilon_1}} \Bigg|_{\lambda_{\text{сер}2} = 30 \text{ см}} \approx 1,7 \text{ см}$$

(симметричная форма)

x_1, x_2 - ширина
прямой кромки
либо изгиба,
на которой мы
можно
разобраться

$$x_2 = \frac{2}{3} \lambda \cdot \frac{1}{\sqrt{\epsilon_2}} \Bigg|_{30 \text{ см}} \approx 8 \text{ см}$$

Если увеличить длину волны, то
пространство раздельно увеличивается,
закрывается.

$$\left| 0 \epsilon_1 \right| \lambda_{\text{сер}} = \frac{\lambda}{\sqrt{\epsilon_1}} \Bigg|_{30 \text{ см}} \approx 4 \text{ см}$$

Не потребовало охолождать прилади.
Температура прикладного прибора
равна средней температуре тела
людини
 $\lambda = 17 \text{ см}, 30 \text{ см}$

PT - 17 (радіотермометр (тимограф))

$L_1 = 4\text{ см}$ (міжові границі)
це глибина, по якій ми вимірюємо середню температуру.

$L_2 = 12\text{ см}$ (міжові границі)

$\delta T = 0,1^\circ\text{C}$ (це точність)

Де використовують:

онкологія, хірургія,
гематологія, усіх гострих
захворювань, ендокринологія.

Електростимулятори

Готуються за принципом використання

- глибокий
- потужний
- радіочастотний

За напрямком використання:

- електрокардіостимулятори
- транскраніальні (для на головний мозок)
- електроліостимулятори
- електронейростимулятори
(периферична нервова с-ма,
сильний мозок)

1959р. перший електрокардіомієтограф.
Строк дів був 12 місяців.

На сьогодні термін дів 4-10 років

Перший радіоактивний електрокардіо-
мієтограф - на ізопар типу 238
а так збувають на ізопар літис.

Імпедиментова.

Вона ~ 202, імпедиментується з правої
сторони

* одноканерні → (електрог водить сеправе
* двоканерні перебірає до шлунка,
* трьоканерні фалено від дістоу),

по діагнозу?

- аритмія брадикардії (коли мала
частота скорочень),

- аритмія тахікардії (при підвищенні
частоти скорочень)

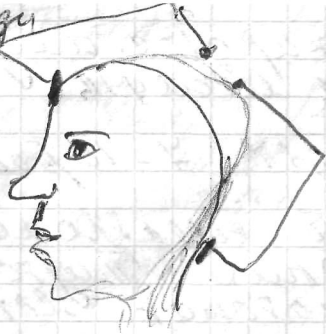
- дегенеративні

М серія мута ампітуду сегментів

Транскраніальні.

це перший тип кардіомієтографів
який використовувався.
це були прилади для електрокардіо-
у 1902р. (використов. у психіатрії)
акусографічний метод, при струмі
125-150 мВ.

всесторонн



1) електромарка (1902)

2) електросон (1944)

$$I = 1 \div 5 \text{ мА}$$

подається імпульси

$$f = 5 \div 150 \text{ Гц}$$

$$\tau = 0,5 \text{ мс}$$

3) електроаналіз (1949) $t = 4 \div 8 \text{ год}$
вчав

$$10 \text{ Гц} \div 3 \text{ кГц}, \tau \sim 0,1 \div 1 \text{ мс}$$

$$I = 1 \text{ мА} \div 10 \text{ мА}$$

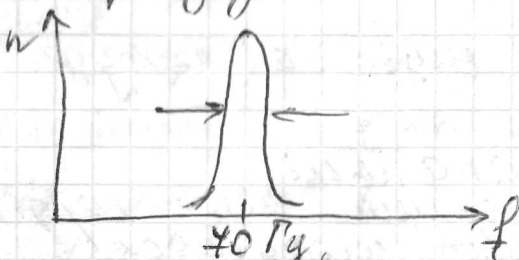
4) транскраниальна електростимуляція
захисних ф-цій мозку

Цей метод пов'язаний із збільшенням
гормонального статусу людини.

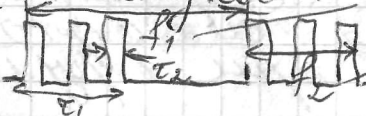
Тризон - ендорфін



"центр задоволення" - ендорфін



оптимальні
параметри імпульсів: частота повторень модульованих
імпульсів
частота модулятору



$$f_1 = 40 \div 80 \text{ Гц}$$

$$f_2 = 10 \div 250 \text{ кГц}$$

$$f_k = 40 \div 100 \text{ Гц}$$

$$f_2 = 180 \text{ кГц}$$

$$\tau_1 = 4 \text{ мсек}$$

$$\tau_2 = \text{от } 2 \div 50 \text{ мсек}$$

$$\tau_1 = 4 \text{ мсек}$$

$$\tau_2 = 2 \text{ мсек}$$

06.03.2009р.

Стимуляция нервного (репаратив-
ное) зарастают раны, заживление
рост тканей

* противоболье электрометрией
при ранах

* восстановление р-т курсу

* спорт - наращивание мышц

Физиотерапевтические методы

1) гальванизация
постоянный ток $U = 30 \div 80 \text{ В}$

$$I = 10 \div 50 \text{ мА}$$

под час пропускают через электроды
концентрация ионов

2) гальванический электролиз

на электрод накладывают ток, а все
иные эк и гальванизация

3) дарсонізація

позря
м(шкіра)

$$f = 100 \text{ кГц}$$

$$U = 20 \text{ кВ}$$

$$I = 0,02 \text{ мА}$$

має бактерицидну дію, даючи різні
та децидує її.

4) ЧВЧ - терапія

$$f = 27 \text{ МГц}; 40 \text{ МГц}$$

діє електричного поля
либни розігріву до 10 см
електроди не контактують із шкірою,
відстань ~ 2 см

5) індукотермія

дуже схоже на ЧВЧ - терапію,
Ала діяльність електродів - когунка
використовується:
енергія магнітного поля

6) фракцізація

хворий перебуває постійно у
електрич. полі
 $20 \div 40 \text{ кВ}$

7) мікрохвилова терапія

$$f = 300 \div 30\,000 \text{ МГц}$$

$$30 \text{ ГГц}, \lambda = 1 \text{ см}$$

є тепловий ефект

8) магніотерапія (поле постійне, яка надає
діює ерстврові або в лінійч. процв.

9) світлолікування а) Ч-випром. б) ЧФ-випром. бактерицид

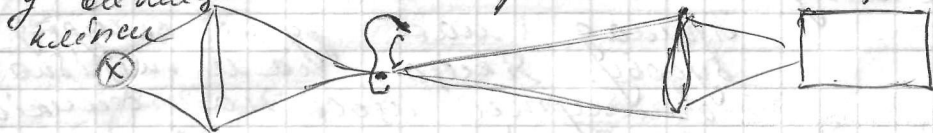
13.03.2009р.

Оптичні методи та засоби контролю в ледуванні.

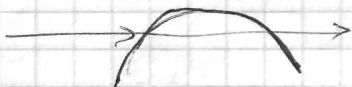
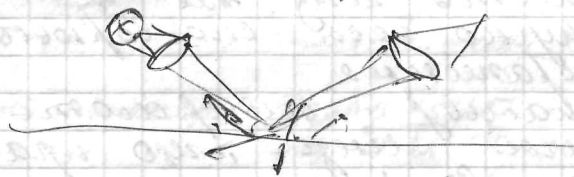
Оптичні ендоскопи

прилад
у вигляді
кабелю

мірється шлях пропускання

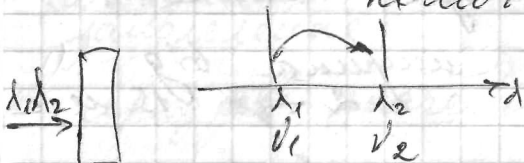


промінь відбито від поверхні тіла



можна пропускати світло через оптичну систему

використ. активна спектроскопія
колії і світлового різ'язу



$$V_1 - V_2 = V_{\text{мал. кол}}$$

Ендоскопи -
прилади для внутрішнього огляду і контролю
поверхні об'єкта

1) лінійні

2) волоконні - оптичні

3) оптикоелектронні (відеоендоскоп)

① 1) Визові

товщина ~ 10 мм, тов. нещурка
 для оплегу порталу, стріловоду
 виконане окуляр
 дзеркало
 тріскається на
 трісці, якщо можна
 регулювати кут
 нахилу



фігура, для того
 щоб змінювати
 кут (для повороту)

Трилад має дуже складну
 будову. Якщо на ній погрібно
 опинити щось на великій
 відстані, тому треба змен-
 шувати діаметр і збільшувати
 кількість лінз. Але це
 незручно, оскільки спотворюється
 зображення.

Тому як альтернативу - використовувати
 сферичні сферичні лінзи, що пра-
 цюють за методом Веффа.

② Волоконно-оптичні

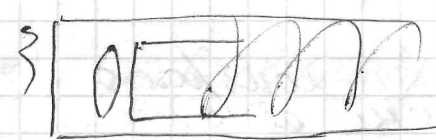
Основний елемент - дуги волокон.
 довжина ~ 1 м

набір
 волокон



їх кількість $3 \div 50$ тис.

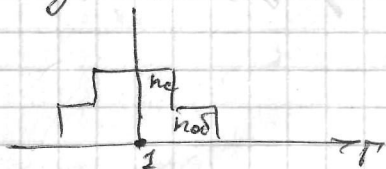
ширина $6 \div 9$
 $2 \div 40$ 15 мм



ауксій, пружина
 ендоскоп

Ступінчасте

$n_{об}$ - обалочка
 n_c - сердцевина



для цієї лінії границі з-и заповнення;

$$n_c \sin(90 - \theta_{c, \max}) = n_{об}$$

$$\cos(\theta_{c, \max}) = \frac{n_{об}}{n_c}$$

⇒ тепер треба знайти $\theta_{\max}$.

$$\sin \theta_{\max} = (\sin \theta_{c, \max}) \cdot n_c =$$

$$= n_c \sqrt{1 - \cos^2 \theta_{c, \max}} =$$

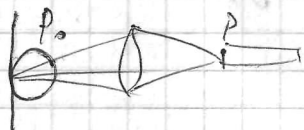
$$= n_c \sqrt{1 - \left(\frac{n_{об}}{n_c}\right)^2} =$$

$$= \sqrt{n_c^2 - n_{об}^2} \approx \sqrt{2 n_c n_c}$$

Δ n - різниця показників заломлення

n - середнє значення

числова апертура: $NA = \sin \theta_{\max}$

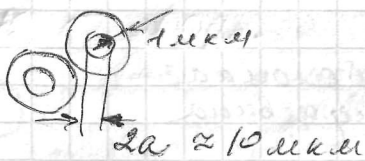


$$\frac{P}{P_0} = (NA)^2$$

якщо $n_{об} = 1$

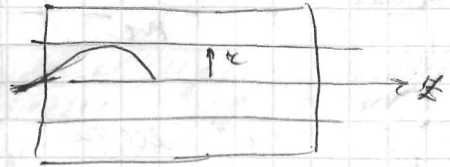
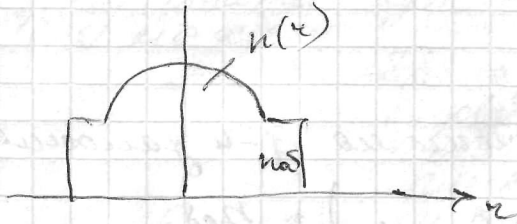
(тобто без обалочки самі сердечина в повітрі)

$$NA = 1 \mid n_c = \sqrt{2} = 1.41$$



a - радіус сердечника

градієнтні волокна
(градиент, селективні)



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

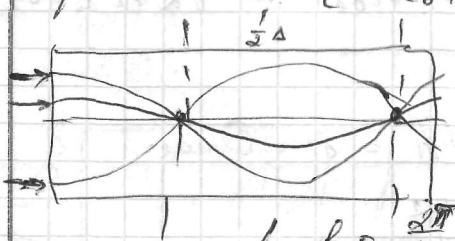
$$n(r) = n_0 \left(1 - \frac{1}{2} \Delta^2 r^2 \right)$$

$$\frac{dn}{dz} \approx -\Delta^2 r n$$

$$\frac{d^2 r}{dz^2} = -\Delta^2 r \quad \text{— р-на гармонічного осцилятора}$$

розв'язок

$$r = a \sin(\Delta z + b)$$



період неперервності,
навігацію від
адреси

$$L = k = \frac{\Delta}{2}$$

$$\Delta = \frac{2\pi}{L}$$

$$\frac{1}{2\Delta} = \frac{\pi}{L}$$

коэффициент обрат на единицу длины

$$k = \frac{\Delta P}{P_0} \sim \exp \left[- \frac{R}{R_0} \right]$$

$$R_0 = \frac{a}{(\Delta n)^2} \sim a$$

Якщо $a = 10 \text{ мм}$ - то можна змалювати параболу (на величезній довжині) волоконно

використовують кварцове скло SiO_2 відносно бездопомог

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

змалюємо
волокно:



$$\frac{\delta l}{l} = \frac{(R + 2a) \delta \theta - (R + a) \delta \theta}{(R + a) \delta \theta} = \frac{a}{R} = 0,002$$

$$2a = 100 \text{ мм}$$

$$R = 25 \text{ мм}$$

$$2a = 100 \text{ мм}$$

$$\frac{\delta \theta}{l}$$

$$2a = 10 \text{ мм}$$

$$\frac{10 \cdot 10^{-6}}{R} = 2 \cdot 10^{-3}$$

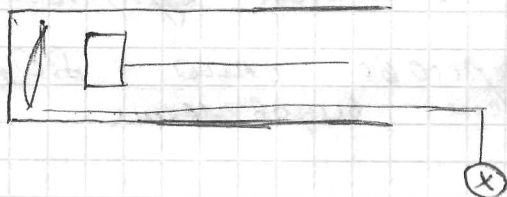
$$5 \cdot 10^{-3} = R$$

5.

16. 03. 2009р.

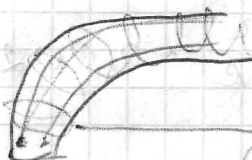
Відеоскопія

Лінійна відеокamera на коней,

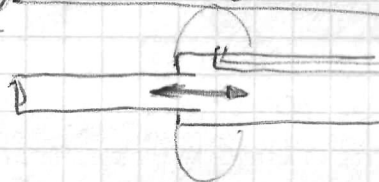


дуже тонкі ~ 10 мм
використовують
прилади із дзер-
калами з в'язкою,
(ССД)

замітне можуть на кут $> 90^\circ$
це механічні о-ми, тобто там
є просіки як твистає з'єдну-
вання певним.



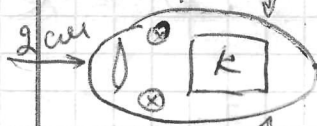
Для того, щоб полегшити
введення - використовують
балони з повітрям,



це с-ла знаходить
допустило, у кімнаті
існує робота також
с-ла чимось
налагодити с-лу

шпилька з різьбленим в носі, :)

"камера в пігулці"



с-ла повністю автономна
всередині є камера,
світлодіод і підсвітка, а

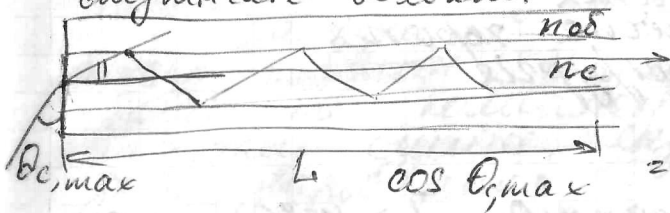
1 cm довжина пігулки - англійська,
які реєструють сигнал з камери

така таблетка коштує 500 \$
якщо пролітає - робить 50 000 зображень

через об'єкти, які можуть мати бути
поротий, і год не всти через
процедурою.

Волокна, що використовуються - мульти-моди.

А саме сигнальні
сигнальні волокна.



є промені, що
йдуть по осі, а
деякі виходять
раз відхиляю-
ючісь всередині,
але такі промені
вже різні за
ходу.

$$t_{\min} = \frac{L}{v_{\phi}} = \frac{L n_c}{c}$$

$$t_{\max} = \frac{L}{v_{\phi}} \cdot \frac{1}{\cos \theta_{с, \max}} = \frac{L}{c} \cdot \frac{n_c^2}{n_{об}}$$

$$\frac{\Delta t}{L} = \frac{t_{\max} - t_{\min}}{L} \quad \ominus$$

лінійкова
часова дисперсія
волокна

$$\textcircled{2} \quad \frac{1}{c} \cdot \frac{n_c}{n_{об}} [n_c - n_{об}] \approx \frac{\Delta n}{c}$$

П

Якщо взяти величину $\Delta n = 0,5$,
то ми отримаємо

$$\frac{\Delta t}{L} = 2,5 \text{ нс/км}$$

звичайно $\Delta n \approx 0,02$

використовують звичайні
часті волокна,
що є лише одні

одномодові ступін-
(одномодові однакові,
прямі по осі)

Використання лазерів у медицині

Основні напрямки:

- лазерна діагностика органів і тканин
- лазерна терапія
- фотодинамічна терапія
- лазерна хірургія

1) нагрівання

2) якщо забезпечено $T \geq 43^\circ\text{C}$, то починається денатурація білків (коагуляція)

$43 \leq T \leq 55^\circ\text{C}$ - це зворотний процес тканини переходять в напівживий (природний) стан

3) абляція (визалення)

Коагуляція - порушується первинна і вторинна структура білків.



Білки втратять свою первинну і вторинну структуру, і утворюватимуться неспецифічні агрегати білків.

Абляція - включає багато фізичних процесів.

а) випаровування

б) промозгання - термічний розпад молекул

- в) фотодиссоціація -
 г) лазерний (процес окиснення фраг-
 ментів біологічних молекул)
 д) іонізація
 е) генерація акустичних хвиль

Зварювання внутрішніх органів
 (порочених)
 білок ~~албумін~~ ^{албумін}, тканини пацієнта, що
 багаті на колаген - це може
 бути сильнішою, яку використовують
 для зварювання (тобто "клеї")



70°C

зшивання
 кісток
 спай

або можна
 "лякки" накладати
 з тканин пацієнта

Розтинання кровоносних судів
 коли треба, наприклад, відкрити
 частину печінки

Термічна судова
 корекція

для ока ^{оптичний} ^{світло} ^{ока}
 (за допомогою привиду)

Аргон - ксеноновий лазер - вони
 (193 нм) дають дуже короткі довжини
 хвиль, працюють лише в
 ідеальному вакуумі.

$\lambda \sim 10 \text{ нм}$, $E \sim 1 \text{ Дж}$

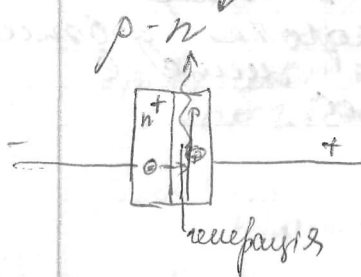
20. 03. 2009р

Методи відведення

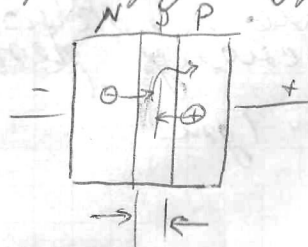
- 1) дзеркала, линзи
- 2) оптичні волокна (50 мкм + модале)
- 3) лазери $\text{CO}_2 \rightarrow 10,6 \text{ мкм}$
середньої лазер $\text{Er}^{3+} : \text{YAG} \rightarrow 2,94 \text{ мкм}$
трубки з дзеркальною поверхнею.
- 4) накінецьник $\Rightarrow$
- 5) акуричний ендоскоп

Напівпровідникові лазери

- 1) опт. накачування
- 2) електро-промене накачування
- 3) струмові (інжекційні лазери)

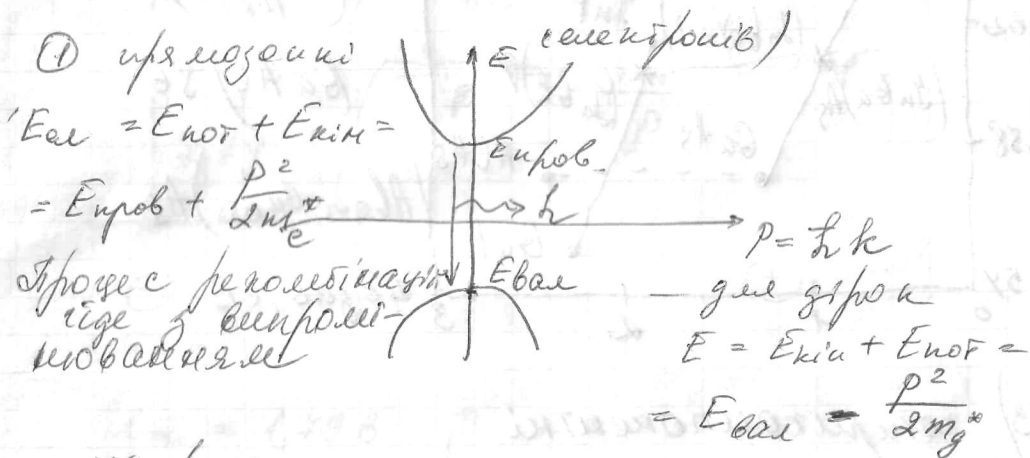


гетероструктури д-р-р

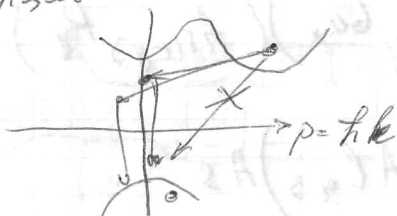


матеріали для н/п лазерів на гетероструктурах

- 1) прямогоконі н/п
- 2) провідники з однаковими станими
фатками $a_1 = a_2 = a_3$
- 3) $\hbar\omega = (-E_{валент} + E_{пров}) = \Delta E_{зат}$



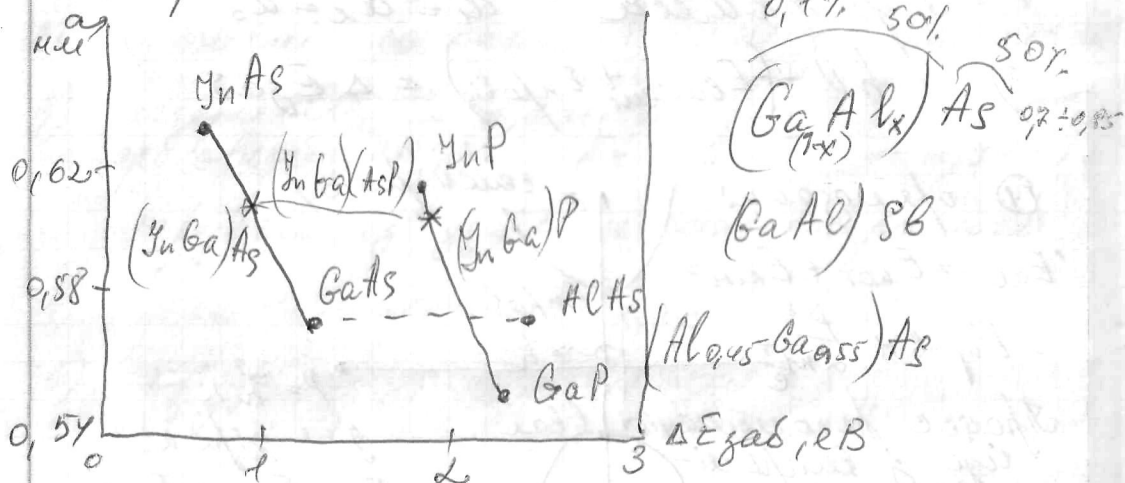
непрям



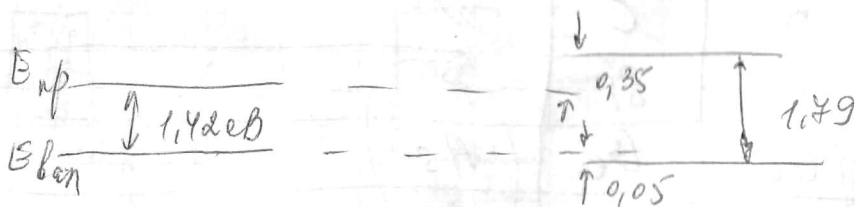
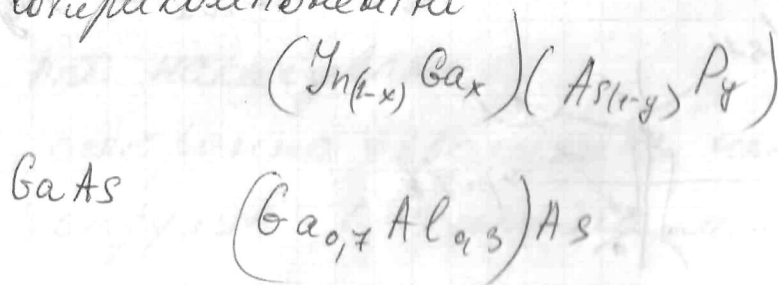
Гр пер.	III	IV	V
2	B	C	N
3	Al	Si	P
4	Ga	Ge	As
5	In	Sn	Sb

1) двокомпонентні $A \bar{B}$
 $AlP, AlAs, AlSb, GaP$ - прямі

2) трикомпонентні

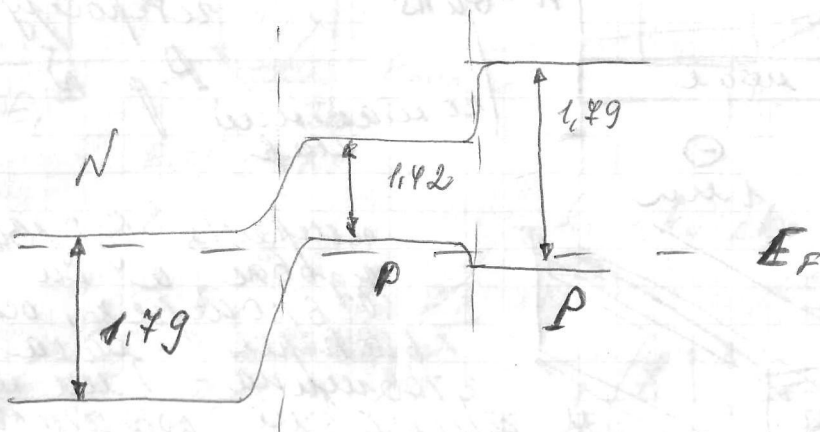


3) чотирикомпонентні



23.03.2003р.

N^+-P $((Ga_{0,7}Al_{0,3})As - GaAs - (Ga_{0,7}Al_{0,3})As)$

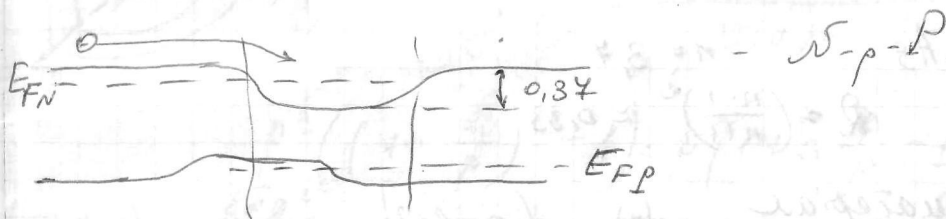


⊖

$$\Delta E = eU_m$$

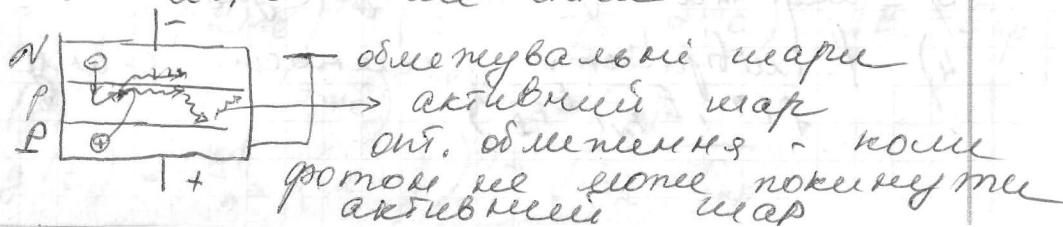
$$U_m \approx 1,79 B$$

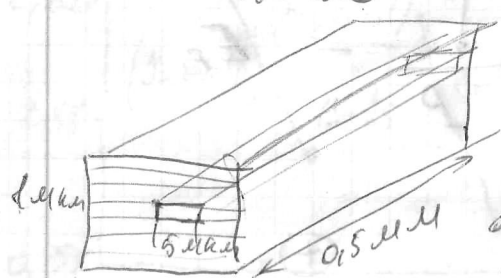
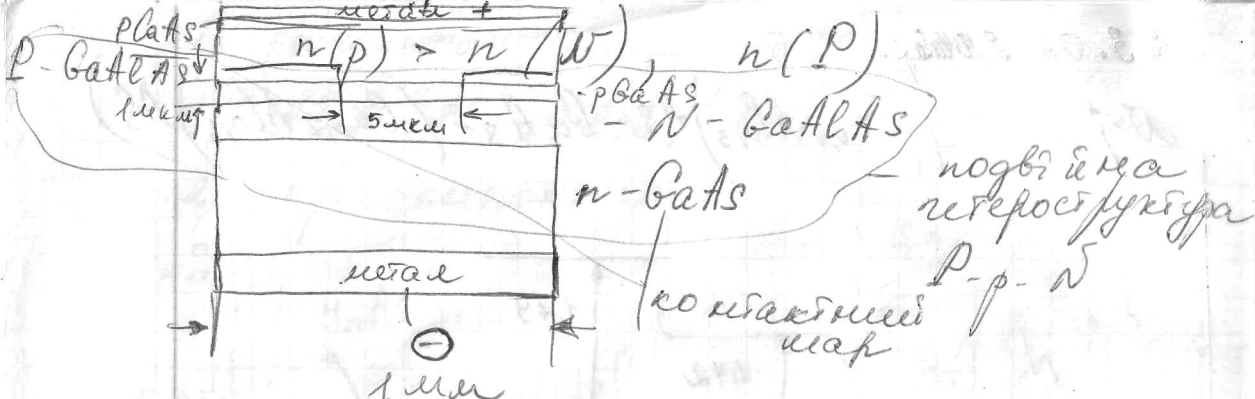
⊕



для $N-n^+-P$ - картина идеализирана при прикладанні напруги

- 1) струмове обмеження
- 2) оптичне обмеження





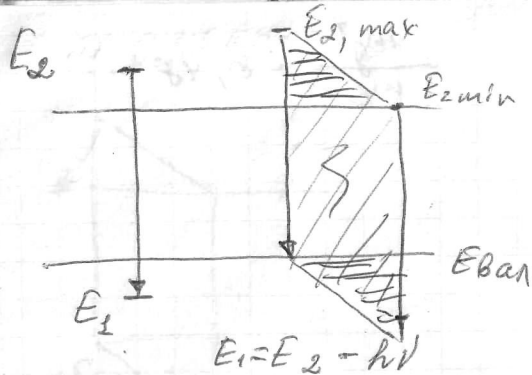
интерфейс вглубь вглубь, а не вбок, так как толщина — 1 мкм не достаточна для рассеяния света,

$$K_{\omega}^{(+)} = K_y = \frac{1}{2L} \ln \frac{1}{R_1 R_2}$$

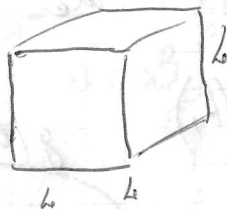
GaAs $n = 3,4$

$$R = \left(\frac{n-1}{n+1} \right)^2 \approx 0,33$$

- 1) материал $K_{\omega}^{(+)} \sim (B \cdot h\nu)$
- 2) g — плотность электронных состояний $g \left[\frac{1}{\text{эВ}^3 \text{см}^3} \right]$
- 3) ширина зон для $h\nu$
- 4) f — вероятность заселенности состояний $f(T, E_{F1}, E_{F2})$



$$E_2 = E_{up} + E_{ban} + h\nu$$



$$k_x L = j_1 \pi$$

$$k_y L = j_2 \pi$$

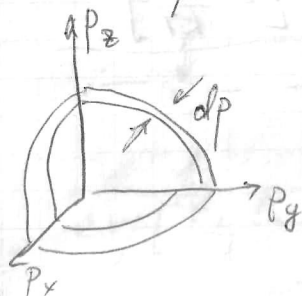
$$k_z L = j_3 \pi$$

$$\rightarrow \Delta k_x = \frac{\pi}{L}$$

$$\Delta k_x \cdot \Delta k_y \cdot \Delta k_z = \left(\frac{\pi}{L}\right)^3 = 0,5$$

$$p = \hbar k = \frac{\hbar}{2\pi} \cdot \frac{2\pi}{\lambda}$$

$$\Delta p = \hbar^3 \cdot 0,5 \cdot \left(\frac{\pi}{L}\right)^3 = \frac{1}{16} \left(\frac{\hbar}{L}\right)^3 = v(p)$$



$$p \div p+dp$$

$$g(p) = \frac{\frac{1}{8} \frac{4}{3} \pi (p+dp)^3 - p^3}{v(p) dp \cdot L^3}$$

$$p^3 \left(\left(1 + \frac{dp}{p}\right)^3 - 1 \right) = p^3 \left(1 + 3 \frac{dp}{p} - 1 \right) = 3 dp p^2$$

$$g(p) = \frac{8\pi p^2}{h^3}$$

$$g(p) dp = g(E) dE$$

$$g(E) = g(p) \frac{dp}{dE} = \frac{8\pi \cdot 2m_e^* E_k}{h^3} \cdot \left(2m_e^*\right)^{0,5} \frac{1}{\sqrt{E_k}} =$$

$$= \frac{4\pi}{h^3} (2m_e)^{3/2} \sqrt{E_k} = \frac{4\pi}{h^3} (2m_e)^{3/2} \cdot \sqrt{E_2 - E_{up}}$$

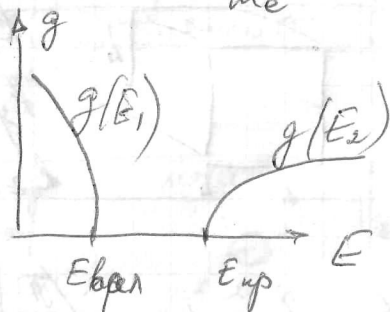
$$g(E_2) = \frac{4\pi}{h^3} (2m_e^*)^{3/2} \sqrt{E_2 - E_{up}}$$

$$g(E_1) = \frac{4\pi}{h^3} (2m_g^*)^{3/2} \sqrt{E_2 - E_{up}}$$

GaAs

$$\frac{m_e^*}{m_e} = 0,04$$

$$\frac{m_g^*}{m_e} = 0,48$$



$$\frac{dn_e}{dz - dn_e} = C \exp\left[-\frac{E}{kT}\right]$$

$$dz = g dE$$

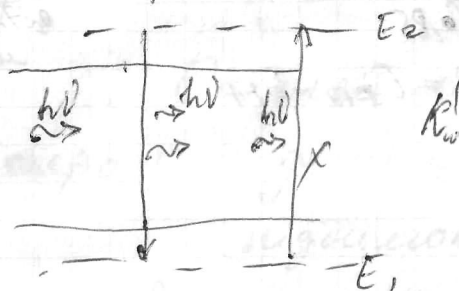
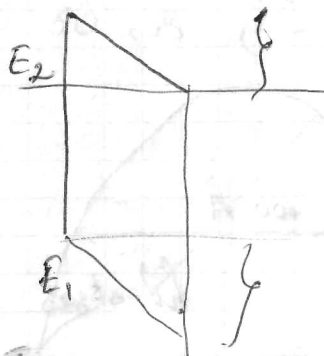
$$dn_e = g dE \cdot f$$

$$\frac{f}{1-f} = C \exp\left[-\frac{E}{kT}\right]$$

$$f_{up}(E_2) = \frac{1}{\exp\left[\frac{E_2 - E_{FN}}{kT}\right] + 1}$$

$$f_{ban}(E) = \frac{1}{\exp\left[\frac{E_1 - E_{FP}}{kT}\right] + 1}$$

27.03.2009p



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

$$h\nu = E_2 - E_1 < E_{FN} - E_{FP}$$

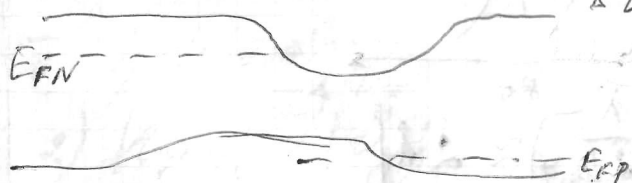
~~Not E2/E1~~

$$E_{bar} + h\nu - E_{FP} > 0$$

$$h\nu > \Delta E_{gas}$$

$$\Delta E_{gas} < h\nu < E_{FN} - E_{FP}$$

GaAs - P⁺



$$R_w^{(+)} = h\nu \cdot B \int_{E_{FP}}^{E_{bar} + h\nu} g(E_2) g(E_1) \cdot$$

$$f(E_2) (1 - f(E_1)) dE_2 -$$

$$- h\nu B \int_{E_{FP}}^{E_{bar} + h\nu} g(E_2) g(E_1) f(E_1) (1 - f(E_2)) dE_2$$

$$R_w^{(+)} \ominus h\nu B \int g(E_2) g(E_1) (f(E_2) - f(E_1)) dE_2$$

$$f(E_2) > f(E_1)$$

$$K_{\omega}^{+}(\lambda)$$

$$\frac{K_{\omega}^{+}(\lambda)}{K_{\omega}^{+}(\lambda_{max})}$$

GaAs

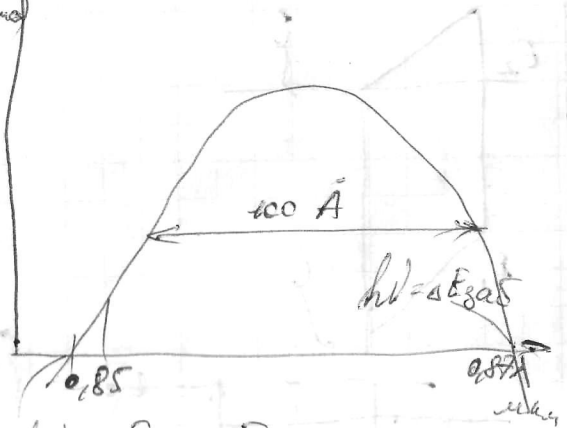
$$T = 300 K$$

$$\frac{m_e^{*}}{m_e} = 0.07$$

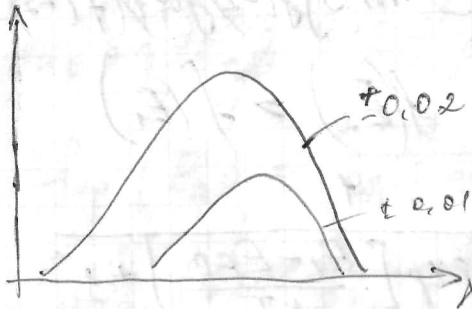
$$\frac{m_h^{*}}{m_e} = 0.48$$

$$E_{FN} = E_{FP} + 0.02 eV$$

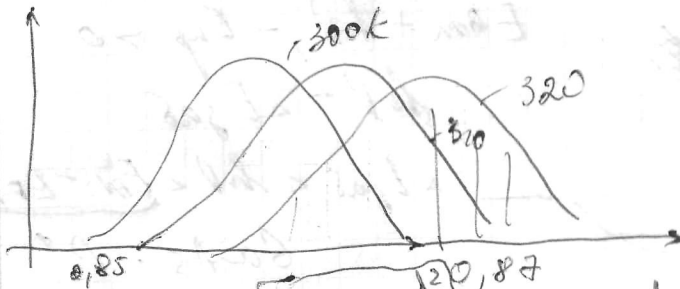
$$E_{FP} = E_{GaAs} - 0.02 eV$$



$$h\nu = E_{FN} - E_{FP}$$



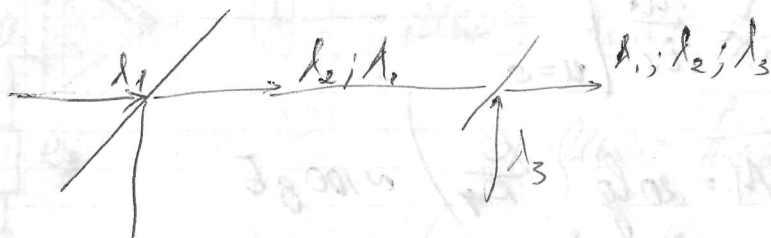
$$\frac{d(\Delta E_{gaas})}{dT} = 4.3 \cdot 10^{-4} \frac{eV}{K}$$



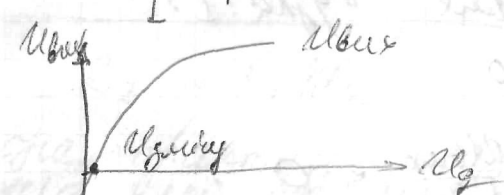
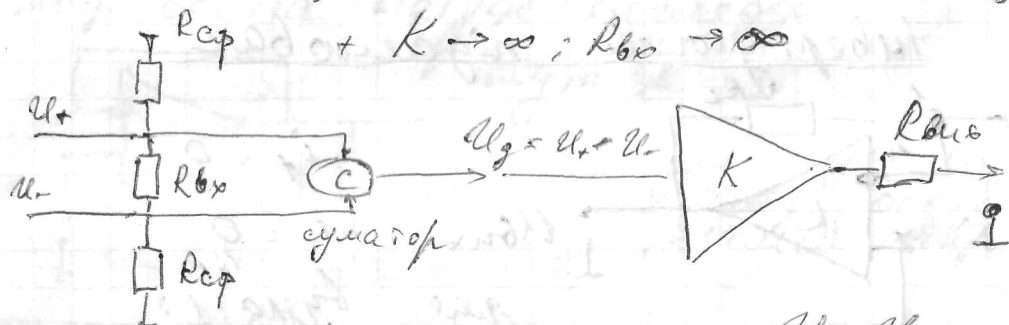
$$\Delta \lambda = \frac{\lambda^2 \Delta T}{2 L_{opt}} \approx 2 \text{ A}$$

0.5 мкм = L
длина резонатора

5 мВ - пороговое напряжение
 50 мВ (-30°C)



Оперативный нейрон в виде
 опер. нейрон $\equiv$ гиперполяризатор +
 нейромодулятор постсинаптического синапса +



$$U_{ср} = \frac{U_+ - U_-}{2}$$

$$U_+ = 5$$

$$U_- = 5,1 \text{ В}$$

$$1) K = \frac{\Delta U_{\text{вых}}}{\Delta U_g} \sim 10^3 \div 10^6$$

$$2) |U_{\text{уд}}| = |U_g| \quad U_{\text{вых}} \approx 0 \quad \sim 1 \text{ мВ}$$

$$3) T_K = \frac{\Delta U_{\text{уд}}}{\Delta T} \approx 10 \frac{\text{мВ}}{\text{Т}} \quad \text{температурный коэффициент усиления}$$

$$I_{bx} = \frac{I_+ + I_-}{2} \quad | \quad U_g = U_{g1}, U_{bx} = 0$$

$$5) R_{bx} = \frac{U_+}{I_+} \quad | \quad U_- = 0$$

коэф.
ослабления
сигнальной
мешающ.

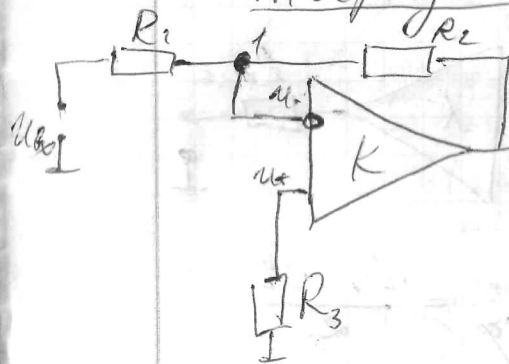
$$M = 20 \lg \left(\frac{K}{K_{\text{осл}}} \right) \approx 100 \text{ дБ}$$

$$K_{\text{осл}} = \frac{\Delta U_{g1}}{\Delta U_{\text{осл}}} \approx \frac{10 \text{ мВ}}{1 \text{ В}}$$

$$K(f_1) = 1 \quad f_1 < f_{\text{св}} \text{ Гц}$$

$$R_{\text{вх}} \approx 1 \text{ кОм} \quad U_{\text{осл}} \approx \pm 10 \text{ В}$$

инвертирующий підсилювач



$$I_+ = 0$$

$$I_- = 0$$

гдет будна 1?

$$U_g = 0$$

$$\frac{U_{bx}}{R_1} + \frac{U_{bx}}{R_2} = 0$$

$$U_{bx} = - \frac{R_2}{R_1} U_{bx}$$

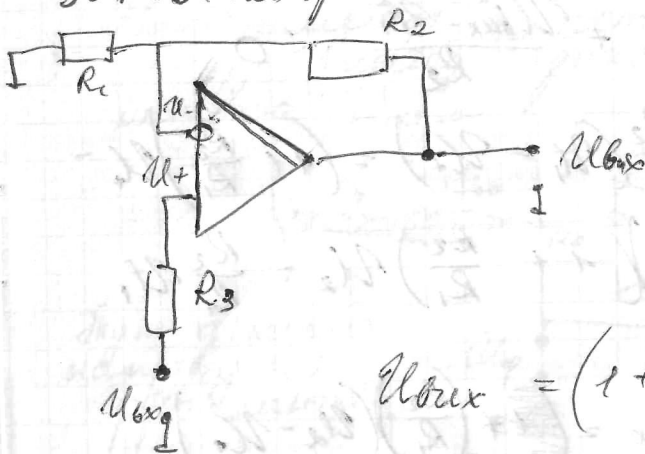
$$k = - \frac{R_2}{R_1}$$

$$k = \frac{1}{1 + \frac{1}{k_B}}$$

$$\beta = \frac{R_1}{R_1 + R_2}$$

якщо $R_2 = R_1$,
то $k = -1$,
то це інвертор

30. 03. 2009р.



$$U_+ = U_{вх}$$

$$U_- = U_{вх}$$

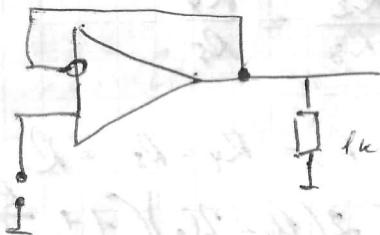
$$U_- = \frac{R_1}{R_1 + R_2} U_{вх}$$

$$U_{вх} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} U_{вх}$$

$$U_{вых} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) U_{вх}$$

коэф. підсилення: $k = 1 + \frac{R_2}{R_1}$

потрібно, щоб $k = 1$: $\Rightarrow$ два варіанти
або $R_1 = \infty$ або $R_2 = 0$
тоді схема набуде вигляду:

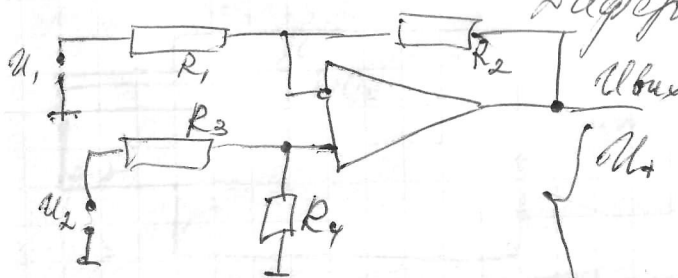


тут $k = 1$

і наві - це зменшує вплив
заводської осі.
на вихідний сигнал

$$R_3 \approx R_1 \parallel R_2$$

На практиці мають бути диференціальні схеми. Диференціальний підсилювач



$$U_{г.схем} = U_2 - U_1$$

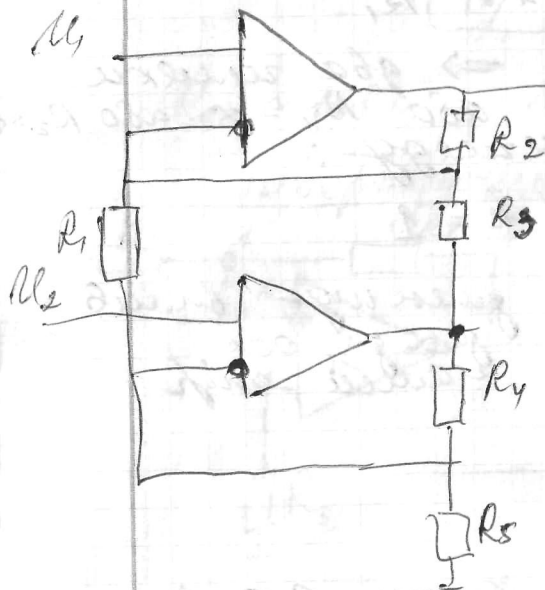
$$U_+ = \frac{R_4}{R_3 + R_4} U_2$$

$$\left\{ \begin{aligned} U_+ &= U_- \\ \frac{U_1 - U_2}{R_1} + \frac{U_{out} - U_+}{R_2} &= 0 \end{aligned} \right.$$

$$U_{out} = U_+ - \frac{R_2}{R_1}(U_1 - U_+) = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)U_+ -$$

$$- \frac{R_2}{R_1}U_1 = \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right)\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)U_2 - \frac{R_2}{R_1}U_1$$

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} \quad U_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)(U_2 - U_1)$$

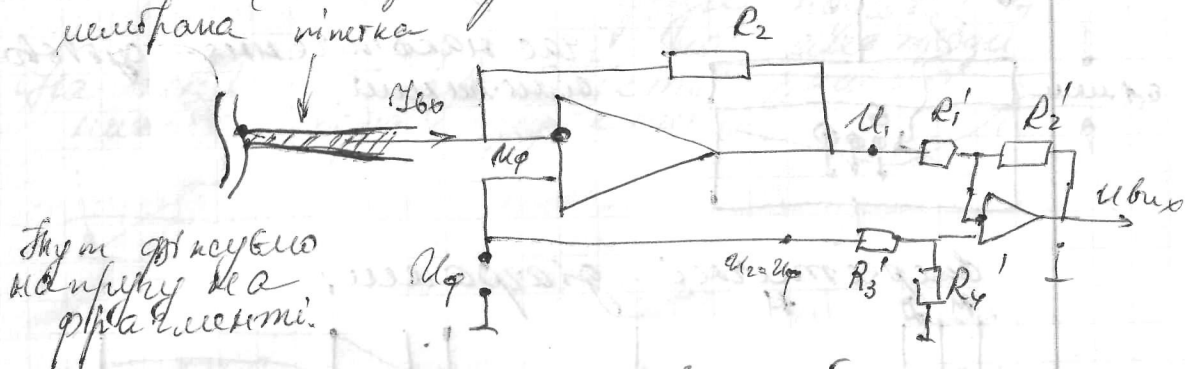


$$\frac{R_2}{R_3} = \frac{R_4}{R_5}$$

$$R_2 = R_3 = R_4 = R_5 = R$$

$$U_{out} = 2(U_1 - U_2)\left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)$$

Схема, що використовується у
методі "п'яти-клемні"
(метод фіксації потенціалів)
мембрана містка



Фіксуємо
напругу на
фракції.

Ця схема має фіксований коеф.

$$I_{вх} + \frac{U_1 - U_{\phi}}{R_2}$$

$(U_1 - U_{\phi})$ - вихідний
сигнал

$$(U_{\phi} - U_1) = R_2 I_{вх}$$

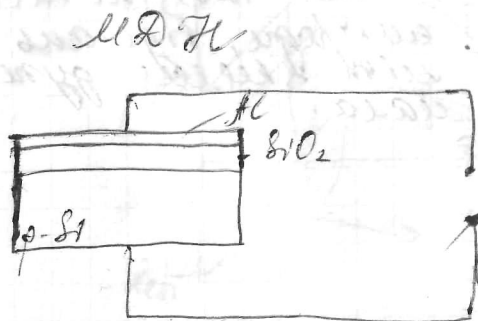
$$U_{вх} = \frac{R_2'}{R_1'} R_2 I_{вх}$$

$$\frac{R_3'}{R_4'} = \frac{R_1'}{R_2'}$$

Прилади

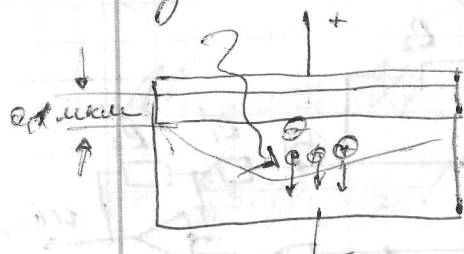
із зарядовою зв'язкою
(033 та ССД)

charge
coupled
device



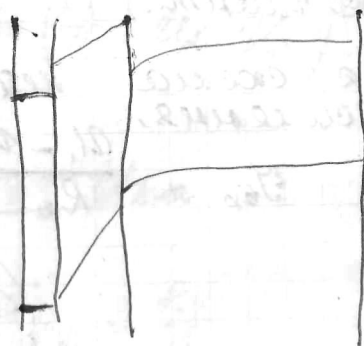
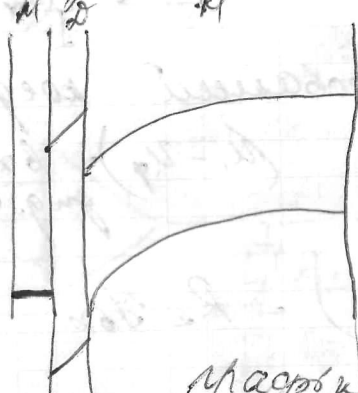
$$U_{зв} \sim 10B$$

Система аранжировки у нестабильному
решенні - потрібно треба по
знімати і то подавати.

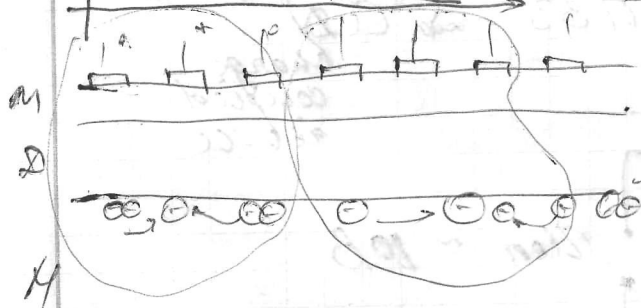
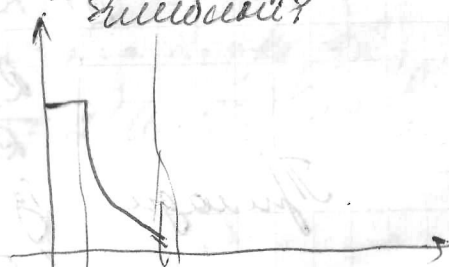
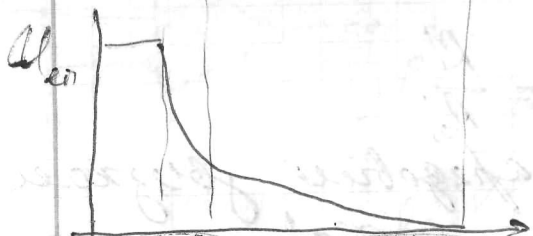


час накопичення - суцільно
об'єднання,

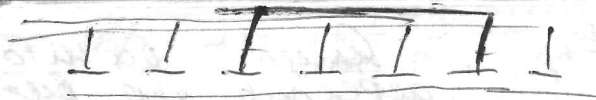
вирішувачі діаграм;



графік розподілу напружень по
ширині;

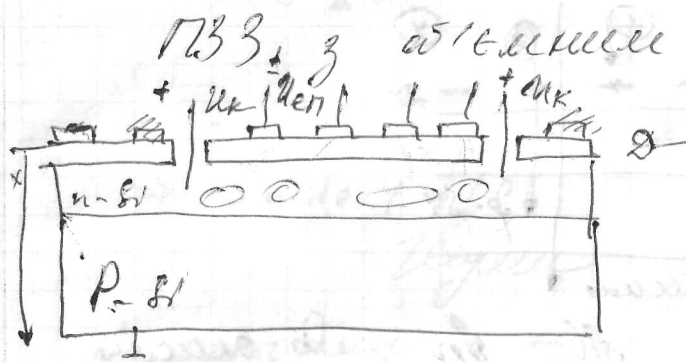
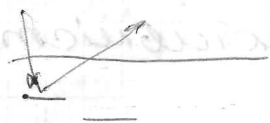


на пов. нахилу
електроди, відстань
між електродами
мала.

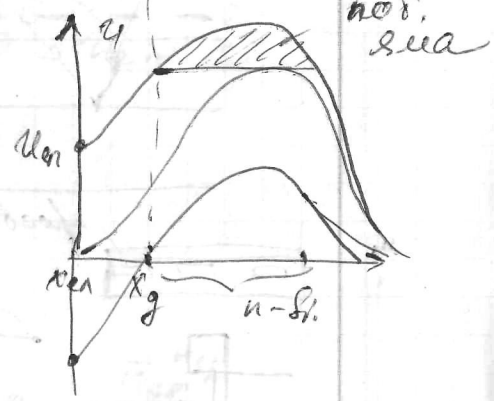


триггера с ма
тобто в при
рази позитив
на електро
на

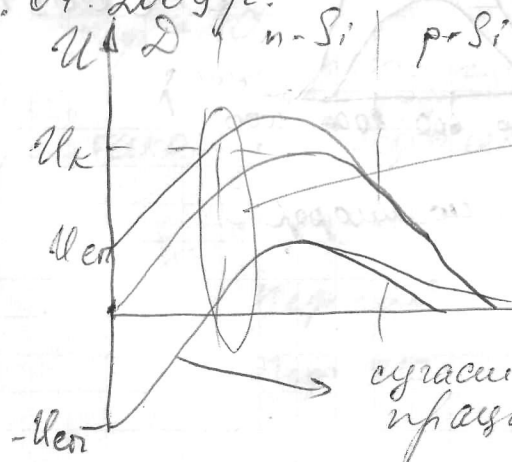
На поврху
нижеа
чрез
руководство
дефекти.



каналом

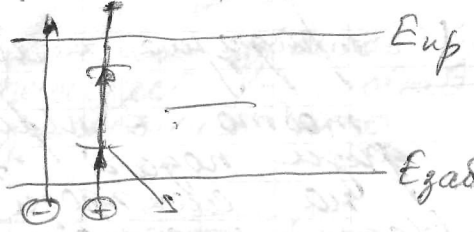


03.04.2009 г.



це мета мн
грамматическ
назив проводнико
тум багато
дефектив

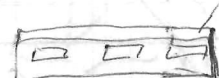
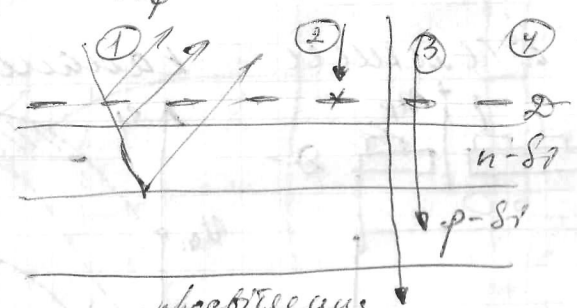
судасні прилади
працюють у такому режимі



Але багато дефектів, то велика кількість зарядкових рівнів

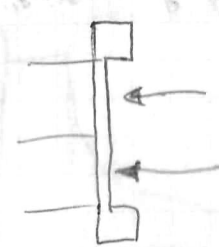
Квантова ефективність

$$K_1 = \frac{n_{ре}}{n_{ф}} < 1$$

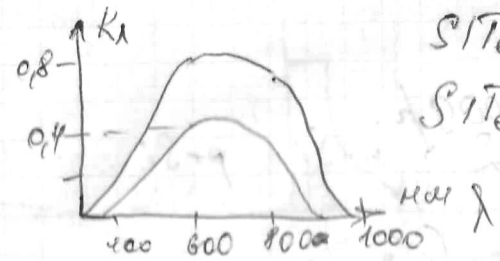


проsvітлення

$Al \rightarrow In$; Sn -окислю



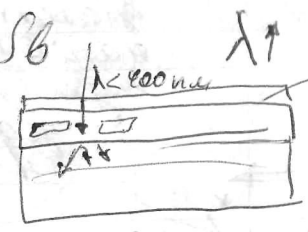
елнга



$SiTe 003 F$

$SiTe 003 B$

$In Sb$



$\lambda \uparrow$

мономер

$$\mu_A = \frac{u[BS]}{H_A \left[\frac{\partial u}{\partial x^2} \right]}$$

$$F_A[BS]$$

$$E_A \left[\frac{\partial u}{\partial x^2} \right]$$

$$H_A = E_A \cdot \epsilon \left[\frac{\partial u}{\partial x^2} \right]$$

$$\mu_A = \frac{H_A \left[\frac{\partial u}{\partial x^2} \right] \cdot S[x^2] \cdot \frac{1}{h\nu} \cdot K_A \Delta U_e \cdot \text{skl} \cdot c}{H_A \left[\frac{\partial u}{\partial x^2} \right]}$$

$$\approx S \cdot \Delta U_e$$

$$\Delta U_e = \frac{e}{c}$$

$$c \sim S \quad \Delta U_e \sim \frac{e}{S}$$

$$\Rightarrow S \Delta U_e \neq f(S)$$

Улучшение

а) фотонный шум

$$\text{б) } \bar{n}_{\text{пер}} = K_A \bar{n}_p$$

$$P(\bar{n}_{\text{пер}}) = e^{-\bar{n}_{\text{пер}}} \cdot \frac{\bar{n}_{\text{пер}}^{\bar{n}_{\text{пер}}}}{\bar{n}_{\text{пер}}!}$$

$$\bar{n}_{\text{пер}} = 10$$

$$10000 \times 10000 \approx 10^6$$

- размерность матрицы

при таком объеме информации для такой матрицы

$$\bar{n}_{\text{пер}} = 0$$

45 миллисекунд

$$\bar{n}_{\text{пер}} = 20$$

1800 мсек.

$$\bar{n}_{\text{пер}} = 10$$

125000 мсек.

$$\sigma_p^2 = \sqrt{(\bar{n}_{ep} - n_{ep})^2} = \sqrt{\bar{n}_{ep}}$$

$$\sigma_p^2 = \bar{n}_{ep}$$

$$SNR = \frac{\bar{n}_{ep}}{\sqrt{\bar{n}_{ep}}} = \sqrt{\bar{n}_{ep}}$$

② тепловой шум

$$P(n_{et}) = e^{-\bar{n}_{et}} \frac{\bar{n}_{et}^{n_{et}}}{n_{et}!}$$

$$\bar{n}_{ep} = K_1 \bar{n}_p$$

③ зумирования

$$\sigma_z^2 = \frac{\sqrt{\Delta u^2}}{K_{uzc} \cdot \Delta \varphi_e}$$

~ 1-2 элемента

$$\sigma^2 = \sigma_p^2 + \sigma_t^2 + \sigma_z^2$$

$$\sigma_t^2 = \bar{n}_{et}$$

$$SNR = \frac{\bar{n}_{ep}}{\sqrt{\bar{n}_{ep} + \bar{n}_{et} + \sigma_z^2}}$$

$$SNR = \frac{F_A [B/s]}{\sqrt{F_A \tau \frac{1}{h\nu} K_1 + i t \tau \frac{1}{e} + \sigma_z^2}}$$

$\tau \rightarrow 0$; $F_A \downarrow$

$$SNR \approx \tau \frac{F_A \frac{1}{h\nu} K_1}{\sigma_z^2}$$

$$SNR = \sqrt{F_A \tau \frac{1}{h\nu} K_1} \sim \sqrt{\tau}$$

$$Q = \frac{N_{\max}}{\sigma_{\Sigma}}$$

$$F_{1, \min}; \quad SNR = 1$$

$$Q = \frac{F_{1, \max}}{F_{1, \min}}$$

$$F_{1, \min} = \frac{\sigma_{\Sigma}}{\tilde{\epsilon} \cdot \frac{1}{h\nu} \cdot K_A}$$

$$N_{\max} = \frac{F_{1, \max} \cdot \tilde{\epsilon} K_A}{h\nu}$$

20 × 20 мкм

$$F_{\max} = \frac{N_{\max}}{\tilde{\epsilon} \cdot \frac{1}{h\nu} K_A}$$

$$Q = 250\,000 \approx 2^8$$

$N_{\max} \approx 500\,000$ электр.

$$\sigma_{\Sigma} \approx 2$$

Структурный анализ рисунка
за допомогою корреляционного
метода.

результат



Динамический диапазон

$$D = \frac{P_{\max}}{P_{\min}}$$

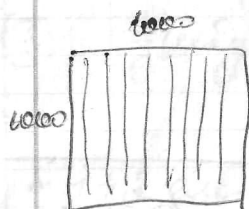
$$D_{\text{дл}} = 20000$$

□ 20 x 20 мм

Амплитуда гармоник та их перемещение

$$\eta = \frac{q'}{q} < 1$$

$$q = q_0 \eta^p$$



матрица 1000 x 6000 гармоник
(не искажаться)

$$\eta = 0,9999$$

$$\frac{q}{q_0} = 0,54$$

$$\eta = 0,999999$$

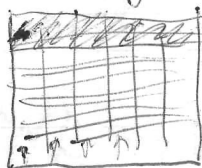
$$\frac{q}{q_0} = 0,34$$

$$\eta = 0,9999999$$

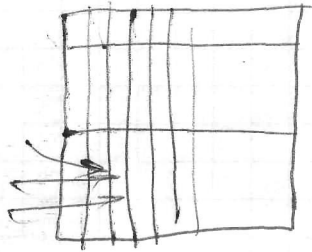
$$\frac{q}{q_0} = 0,39$$

3078 x 2048

повинокрови



3 переміщення кадрів

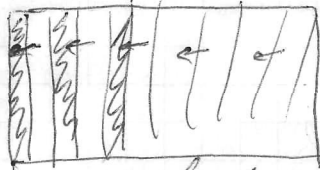


$$f = 10 \text{ МГц}$$

$$t_k = \frac{M_{\text{оп}}}{f} \Big|_{10^3 \cdot 10^3} = 0,1$$

$$t_{\text{пер}} = \frac{M}{f} = \frac{1000}{10^4}$$

матриця з переміщенням рядків



замасковані
рядки