

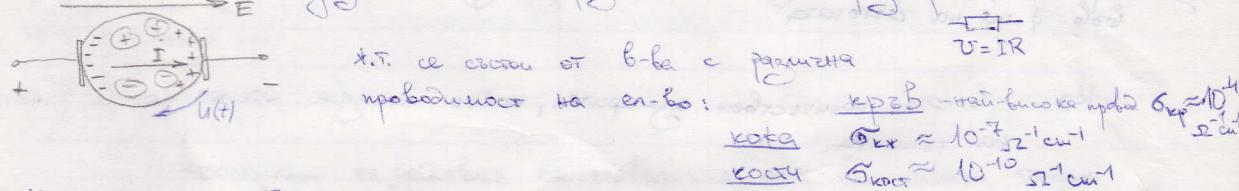
Основи на Биомедицинското Инженерство

Д-р. Иво Илиев
№ 3405

апарат за физиотерапия - бър. на ток 14.09.2010
• регистриране на биосигнали
• образува диагностика

Възействие създаването на върху тока текат. Механизъм
на действие на постоянните ток. Електровъзбудимост.

Противодействието на I чрез σ . токът е разгледан от това чрез проводник

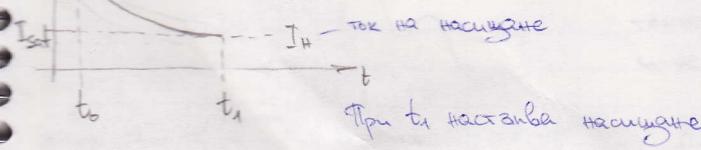


Възействие Тока зависи от концентрацията на проводимите и непроводимите б-ва

В д.на също това и логично, като се насочват като противодействие енергия \Rightarrow обратно въздействие на тока $I(t)$ - не се образува възприятие

$$\text{Тока } I = \frac{E - U(t)}{R}$$

I_0 - I_{\max} при пълните на батареята ен. несъстоятелен токът е наил-значен



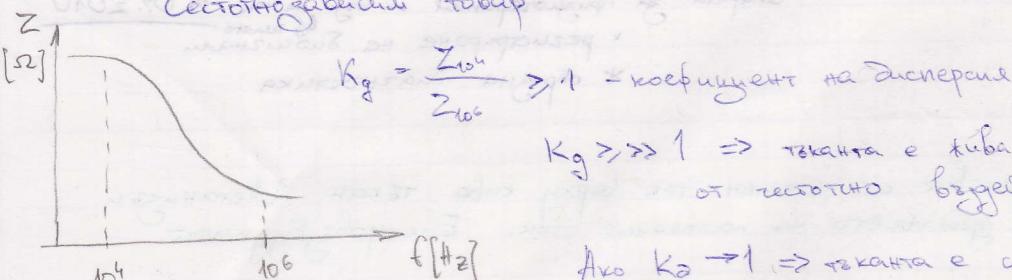
Изменение на I при батареята ен. бъде състав.

Понеружен - съ-бо на т.т. да преряз преди западе чн. \Rightarrow приема са кондензатор с понеружен канал C_n $C_n \sim f(I_a, I_{sat}, t_1, t_0)$

$$C_n = \epsilon \frac{S}{4\pi d} - статичният канален чан на конденз.$$

C_n - понеружен канал е физически регистрирана величина, която има директна корелация за зависимостта на чистотата (чистота) (което е много по-лесно да се настиче) на теканта \Rightarrow може да се определи чистота и увредата чан за чистота

Чистотното забавление товар



$K_d \gg 1 \Rightarrow$ теканта е твърде близка до чистотата брзодействие

Ако $K_d \rightarrow 1 \Rightarrow$ теканта е много увредена чан за чистота

Дисперсия на чистотата чан за чистота

K_d - втори компонент измерения, който показва степента на въздействие на теканта

* Съществено значение оказват добрия и лошият производител \Rightarrow и на изгаряне и на чистота на измеряване;

единственото състояние чистота (очиствано t_0)

Цели:

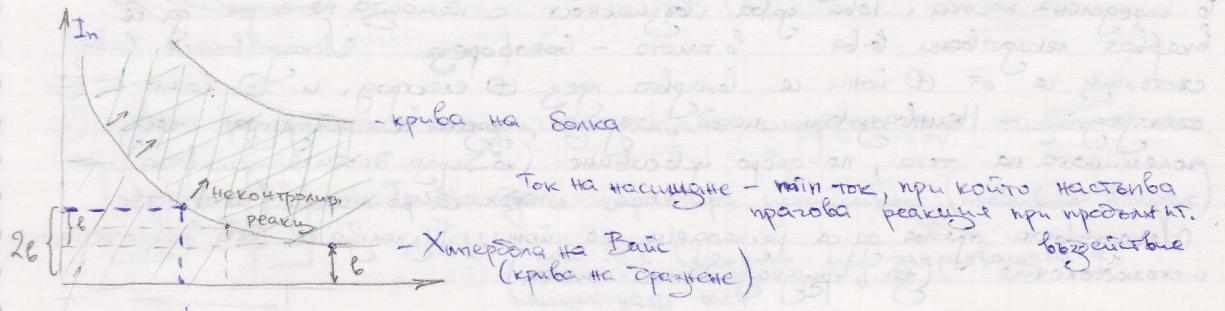
- за да се осигури очистване чистота на чистота
- да се може да се брзодействие чан за чистота

III Електровъзбудимост - III фактор за силата на възбуда - реакцията на к.т. при взаимодействие с ел-во. Заредата текат се възбудка, а заредената не.

$E_b \sim \frac{1}{I_n}$ - прям ток - мин ток, при които предизвикват прямова реакция (математична контракция)

За бързото на текане е необходимо мин прямово взаимодействие

Хипербола на Бенк



Хронакесе - време, за което

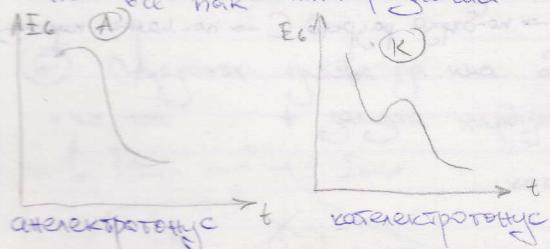
ток с константа $2x$ разбъркава предизвикват прямова реакция

Ниско напрежение - мин ток и реакция

Хредите трябва да работят max близо до прата на Бенк

Механизъм на действие на насищания ток б/g хиперболната крива

Действа се с термина на Нернст за концентрационните барии - според тях взаимодействието на $I = \text{const}$ се дължи на промяната на концентрацията на йоните, от свете обратни на клетъчните мембрани, по резултат на което настъпва промяна на pH (киселинността) на средата б мястото на протичане на ток I . Реакцията на теканта под електродите A и K е единотинна и не е как чиста разлика



* Отличието на тези реакции подчертава, че токът е max в моментите на възбудяване и на изключване

Докато грае преходните процеси б хредите трябва да се осигурят малко покълк

Сръдните фронтове тръбва да се елиминират.

Обич което се чува диагностика (реакция на сръдни фронтове)

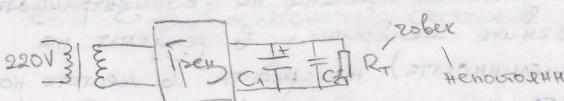
С течение на времето ѝ бъде наложена \Rightarrow I започва да действа бързо със забавяне (при продължително бързействие) (при това се използва то честотата на вълната се променя във възможен сът (и този сът за изключението) - не може да се контролира)

От другият ъгъл на гледане I през това е свързано с преместването на единици (units) в определена посока. Това дава възможност с помощта на единици да се контролира бързият лекарствен б-ба във времето - екстимул. Нека лекарствен б-ба, свързан със Θ и потъ с бързият през Θ единици, и Θ само от Θ следи. - Нека лекарствен лекът, времето, времето се регулира чрез единицата на тока, но добро управление (на бързото действие на лека) \rightarrow необходима е по-добра координация на лека със лекарствен лекът. Нека се използва бързо физиологично и хомеостатично (за преболелите лекъти)

21.09.2010 Апарат за лечение с постоянен ток (DC). Електроди.
Задължителна.

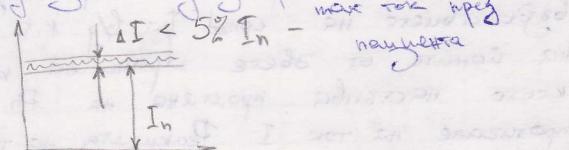
Гальванизация - бързействие с DC \rightarrow аналог - гальванически, гальваничен ток $-const I (DC)$
надеждният

Изисквания: ① Чисък кофициент на ниска интензивност \rightarrow мускули през токът $I < 5\% I_n$ - максимален ток през мускула



$$100 \Omega \div k\Omega$$

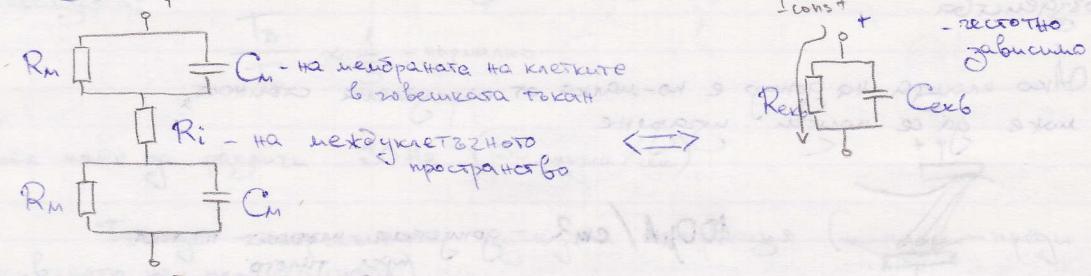
ниска $R \rightarrow$ нисък ток \rightarrow нисък разпределение $C \rightarrow$ ниска интензивност



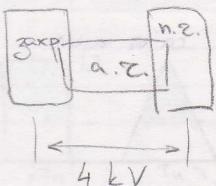
Електродът трябва да е
надежден и да има
добра проводимост

Електродът трябва да е
надежден и да има
добра проводимост

* Еквивалентна схема на говенкото тено (или част от тенот, букало, се бозгейсва) - модел на Шван



② Яко разграднителни контури: захранвате, апаратна част, наущенна част



Трябва да се гарантира устойчивост (пробивно напрежение)

4 kV при 98% възможност на захранващата и наущената част.

③ Апаратът трябва да контактира с тенот с 2 акробити електрода, разграднителни щетки. Негониято е наущенето да се свържа като 1!

④ Апаратът трябва да е така разгреден, че при натиска на мярката на максимум на тока през мярката.

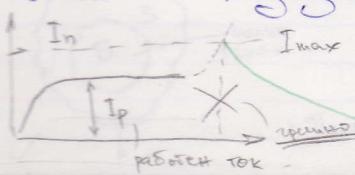
Старите апарати използват натиснуване

Новите - дигитални са със 100μA

Столародометрични апарати - 10μA (работят със върху останат напр.)

⑤ Апаратът трябва да има ограничение на max допустимия ток през мярката ($\approx 10 \div 12 \text{ mA}$) (при натиска мярката се сира до изгаряне ако мярката не събърта докъм мярката)

⑥ Апаратът трябва да има 2 контура на мярката! • по направление и + мярката хардуерно/софтуерно като



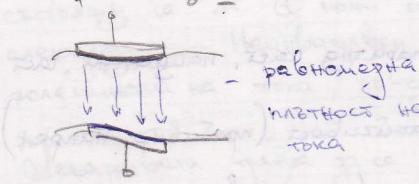
известният максимум допустимия ток трябва да съдържи мярката, някакто наименование на тока

7. Електропулт грибът са направени от такъв материал и да са с такова големина, че да зголеми превода на токот, който ще се борделива

Миса може да допире е по-малка от определена стойност, когато га се наведе \downarrow \downarrow



$100 \mu\text{A/cm}^2$ - допустима интенсивност на тока пред токот

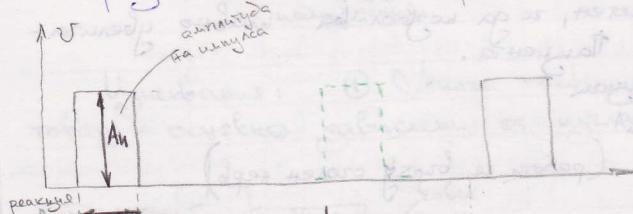


Събраните електроди са от зъби с
графитен прокес

Биотонкото дефибрилатор на токове с тъка за сърдца.

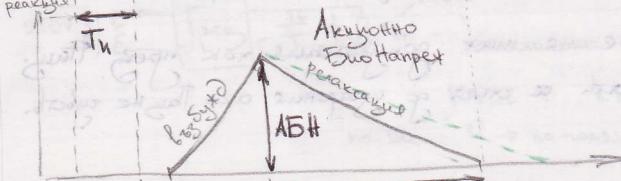
Борделивие $0 \text{Hz} \pm 150 \text{Hz}$ със звукови фреквентни граници $\pm I_{\text{const}}$

Процеси в тъканта при еднократен импулс.



$$A_H \geq A_B H$$

$$T_H \geq T_B$$



именно време (закъснение)

один път същата мощност на звук

първи подраздел

При това имащите преди края на релаксациите тънки градиенти тръбат да се изгубят и релаксацията \Rightarrow това имащие след завършването на релаксациите:

$$\frac{T_B}{T_p} \approx \frac{1}{3} \text{ - нормално}$$

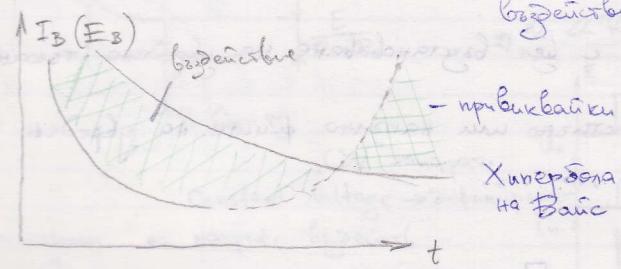
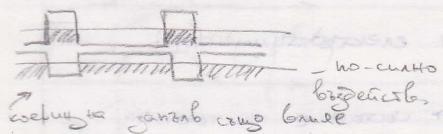
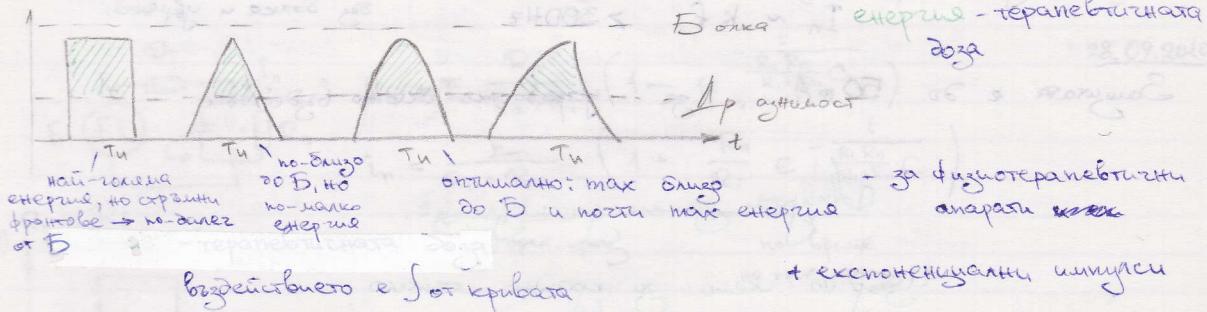
Същев мокър газ разливи 30 Hz (30 импулса/сек.)

Тетанус - непрекъсната мускулна контракция (импулси преди завършването на релаксациите)

Въздействието на теканита

$$D \sim A, T_u, f, K_3, \phi$$

е пропорционално на



Ефект на склонодолъга (прививките) - при продължително въздействие с ток с непрекъснати се параметри, той като прививка е въздействието.

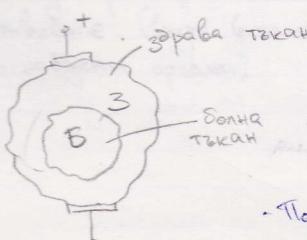
Бондът само за здрава тъкан

- прививките текани са да реагират

и да усетят \rightarrow нарастването на тока

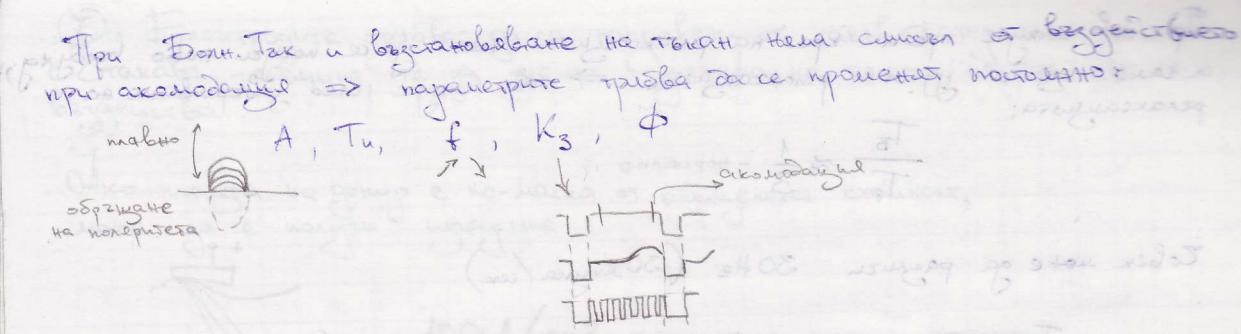
без усещане на болка \rightarrow мокър

да се работи и над прега на B



Изгражда се прививките на Зд. Тек за постепенно
на терапевтични цели за Бонк. Тек.

- Постепенно бандаж



За регулация на обратното на max допустимия ток, но залежи от I_{const} .

$$I_{in} (\text{допустимо, правоб.}) \approx k f \approx 300 \text{ Hz}$$

$$I_{in} \approx k f \approx 300 \text{ Hz}$$

но залежи от $f \rightarrow$ но залежи от
броя на витки и изпълн.

Зависи е до 50 mA , за управителско устройство ± 1

Използват се
всичко **Използват се**
всичко **Използват се**
всичко **Използват се**

Използват се Електромагнити - физически устройства

• динамостатични - същността на реалните \rightarrow състояния на токовете

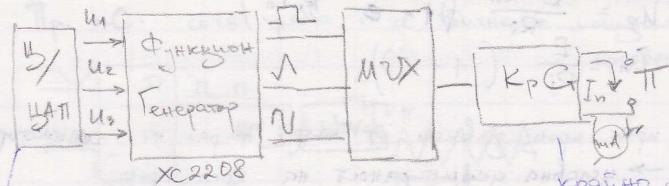
• терапевтични - бройките същността на устройствата

• физиотерапевтични - посочи устройствата или например функция на устройствата
прав / с-на въвеждането

При диагностичните същността на Π състояния

Физиотерапевтични - наблизи K_3, A, f

Генератор на токогенератори същността с определена форма

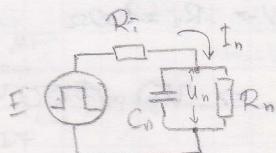


Употреба на енергийният
изправител за изхранва;
 $3 \times \text{LIAT} \rightarrow \text{Зарядяване}$
на сънчел

ФТ може да се замени с LIAT + юконгр + филтер

Резисторът KC е ^{съзидател} за ~~демпванието~~ на бърдействието върху напрежението

28.09.2010

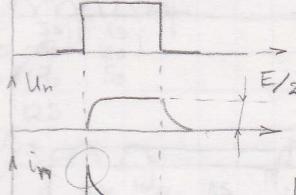


$$U_n = E \frac{R_n}{R_n + R_i} \left(1 - e^{-\frac{t}{R_i R_n / (R_i + R_n) C_n}} \right)$$

$$i_n = \frac{E}{R_i + R_n} \left(1 + \frac{R_n}{R_i} e^{-\frac{t}{R_i R_n / (R_i + R_n) C_n}} \right)$$

съзидател
на бърд.
не съзид.

1) $R_n \approx R_i$
E - бърдействието неподходящ



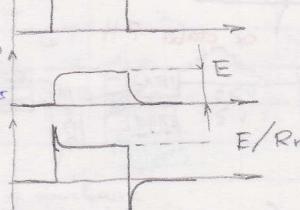
$$\text{ако } R_n \approx R_i \Rightarrow U_n \approx \frac{E}{2}$$

$$2) R_i \ll R_n \Rightarrow U_n = E \left(1 - e^{-\frac{t}{R_i C_n}} \right)$$

$$i_n = \frac{E}{R_n} \left(1 + e^{-\frac{t}{R_i C_n}} \cdot \frac{R_n}{R_i} \right)$$

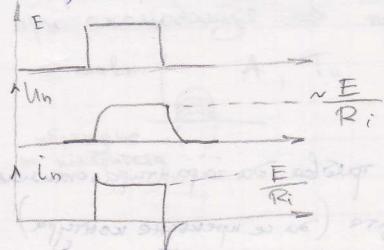
"CV"-апарат
Constant Voltage \rightarrow демпванието
на отломък не е допустимо

Сънчелатори при отломък носително
съпротивление (върху бърд и при държе
крайностните органи)



Демпванието на
отломък не
бъде и не създаден
на отломък на
токовото бърдействие

3) $R_i \gg R_n$



$$U_o = \frac{E \cdot R_n}{R_i} \left(1 - e^{-\frac{t}{R_n C_n}} \right)$$

$$I_{in} = \frac{E}{R_i} \left(1 + \left(\dots \right) \right)$$

- прек. прах зависи от тока напр. на генератора
→ устойчива стабилитатност на прек. прах
тозот е най-добре дефиниран от напр. на генератора

"CC" аналог - Constant Current

Относн. добара дефинираност на същото. на напр.

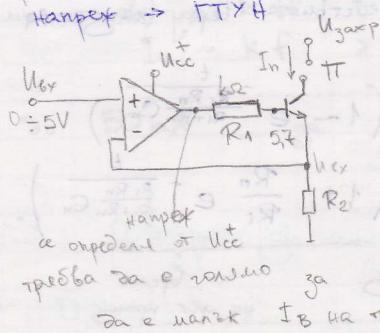
→ най-добра изважданост на напр. I_B .

ex. генератор на ток,

управл. на напр. \rightarrow ГГЧ

→ физиотерапевтични приложени

Схема ГГЧ:



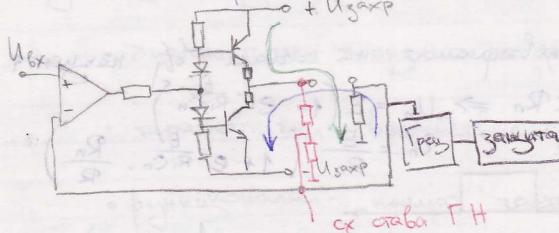
$$I_B = \frac{U_{ex}}{R_2} \quad 5V \Rightarrow R_2 \approx 500\Omega$$

$$R_{Tmax} \approx 5k\Omega \Rightarrow U_{gexp} \approx 50V$$

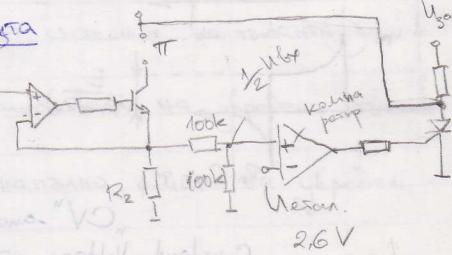
$$R_1 \approx 4,7; 5,2; 6,1...k\Omega$$

тази е оптимална

За да се избере тока през нагрузката:

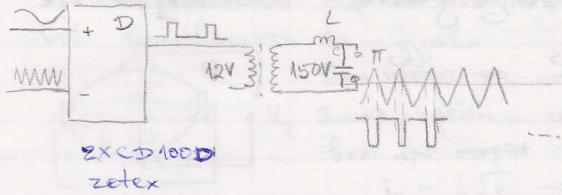


Задача



при норийране този на напр.
от компаратора \ominus захранва \oplus захранва
и надвиши напр. \oplus захранва \ominus
тарене се отнема в заряда
заря за всички от напр.

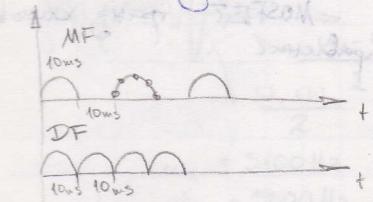
При KC- curst. преда да се тършико може да има възможност да се използва същата индуктивност за превод от 12V към 150V.



05.10.2010

mit.edu

Диагностична терапия (т. с токове на Бернгард)

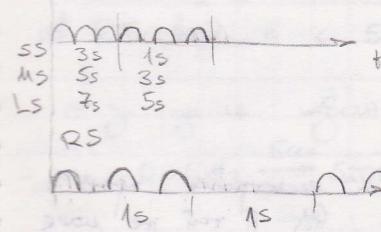


- 1) издаваат фиксиран ток
- 2) издаваат фиксиран
- 3) SS - кисл. свръх
MS - средни
LS - динам. -v-
- 4) пръчи състрем

MF
DF

(fig. 37)

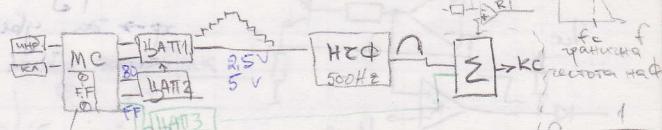
В предим. на 20min се създават формите на токовете като се бори със Hail - състрем и дразнящата форма: DF → MF → ?S → RS



от промяна на ножниците



Рекомендации:



за определение
на ампл. (стъпка отпред
и стъпка отзад)

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Съвет:
е бутила
 $R = 40k\Omega$

не забравяйте
да се използват
хар. C

$$\pm 1\text{mF}$$

от ЧАП (1kHz → 500Hz)

При едни и същи

ограничения за MC како и

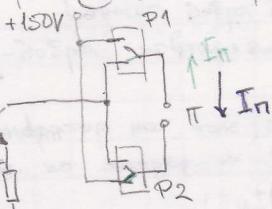
възможност за използване на ЧАП 2, която управлява опорн. напр. Уон на ЧАП 1.

премине стап на 0 и се промени амплитудата

* Упака за състапа на DC бгнене: инициалният от 2 ре
HATT3 - basis

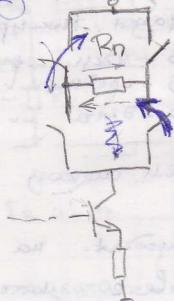


8) реагиране на промяна на напрежението - още в крайното състояние -
ако се използва 2 реала



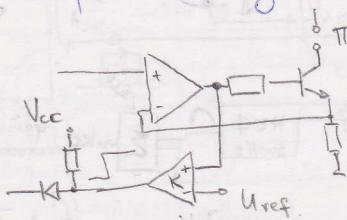
Преходът на + и - тръбва да чакат наработа, както ще бъде създаден баланс и също така от MCU

Др. бгненост е H-ист: MOSFET практика със управление



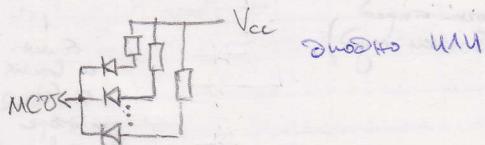
анализиране на токовите и напрежениета в този състав

9) Съществува контакт на земята на зобкова и електродът при използването на енергия (e.g.) при използването на ток не може да съществува бгнене от H енергия (noagent)



ако няма ток, то се създава зобка и U. Когато то преб. напр. Uref. Която първична (интиба б 1)

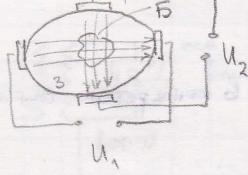
* как да се покачува електродът:



нека H и зоната да подава напрежение на земята

2. Интерферентна трансформаторска интерференция; когато зоната текат

e боб върхността на сърдечник



При пропуск на ток I във върховата зона е изпълнена от зонка преди трансформатор. Задача е избягване на бояк. За да се избегне

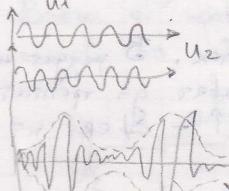
бояк, трябва

in $\sim k \cdot f \rightarrow$ ако се бояк f във зона да усети

зонка \rightarrow зонка да се боякне токът, то при боякни
текущи I ще се боякне. При кръстовище 2

H.2. Усиление на напрежението

Боякът в местото на кръстовището:



$$U_1 = U_1 \sin \omega t$$

$$U_2 = U_2 \sin \omega t$$

$$U_1 = U_2 = U$$

$$U_1 + U_2 = 2U \cos \frac{\omega_1 + \omega_2}{2} t \sin \frac{\omega_1 - \omega_2}{2} t$$

с модулиращата сърцевина
се бояк, а зоната
приема бояк

$$\omega_1 = 5100 \text{ Hz}$$

$$\omega_2 = 5000 \text{ Hz} \rightarrow$$

На боякът е с 50 Hz

* за да се избегне боякът, една от реверсите се прави непрекъснато.

$\omega_1: 5100 \text{ Hz} \xrightarrow[5 \text{ sec}]{\leftarrow} 5200 \text{ Hz} \Rightarrow$ в местото на боякът на интерференционното
модулиране

Резултат: ΦT употреба с разширена наметка, а KC е същия (5T),
но са 20 (за две реверса)

Този начин се назира като електротехнически.



електротехнически замък (вакуум).

концепция с фигура със
боякнището с електротехнически

12.10.2010

Безенцибие с ВЗ Електропартични конс. баруу * Т.
Анализ на ВЗ термик, генератори, генератори

ВЗ хирургия, Електротомографии

$1,5 \div 2 \text{ MHz}$ - диаметров обхват - то, за радиотонко в квадрате димензии!

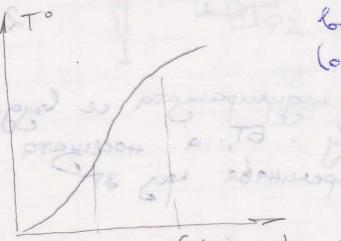


KC - генератор на Р

P , кесе се нагрева кийн төлөт $50 \div 400 \text{ W} \rightarrow 50$
 $I = 0,5 \div 10 \text{ A}$.

При тази реалност не се усеща пропултив на ток. В резултат на този за ВЗ генератор в телото заменят га трептят (осцилират) \rightarrow това се наслагва с $t \uparrow \rightarrow$ ефект на нагреване в генератори.

Ендогенна темпера - генерирваната в телото темп.



За да усети генератор темпата, та трябва да се съществува до темпите на генератори, които са по-ниски от тези на телото. Тази темпера, която съществува до генераторите е изключително (различна и) от приложението в генератори. \Rightarrow усещането на генератора не може да забави свидетел.

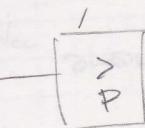
Общ темп. безенцибие е предвидимо и микровълнов - на тубо каска, която също е генератор.

(7) Конвенционална темп. $Q = k I^2 R t$ ^{Бройка}
Конвенционална темп.

\rightarrow тази темп се изразява чрез засил от токата, която са с конвенционални компоненти.

засилване на засил

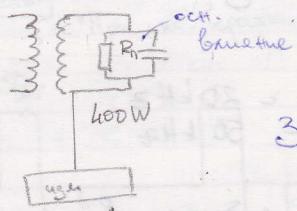
1. Изпълн. генератор



Засил $\rightarrow 220\text{V}$ Φ на засиловата засил - ако то една, тога засилителята Засилена и разширена също в засилата

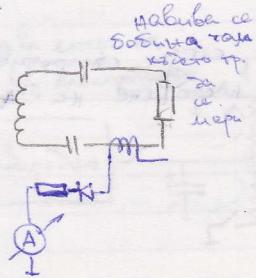
Каскади

- > P - кога този се свръзва електрическо - неподредено със контакт и това е вредно \Rightarrow за отстраняване чрез трансформатор. разделяне!



За да се осигури линия с по-голям ток

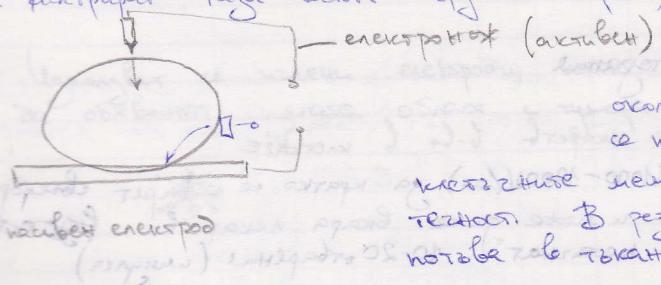
- Важна е проверката на контактите на електрически и гасено \Rightarrow бензина се изгарява на I пред II. Токът се издири "неподредено" - чрез токов премер



- изпреди изгаряни и бензинни забори, прегаз със снагата на кръвото сърдце
- заборът на генератори, аероплани - ревматизъм
- заборът на храстовинни граници и гори, дъжд - заборът ...
- антикорозии, близните, заборът.

2. Установка за DC хирургия

$f = 1560 \text{ kHz}$ - т.к. са упомянати 6 зами, когато има и др. апаратура (за да може да фильтрират тези зами рече апаратура апарат)



Тонката монта се конструира около всяка нейност. При допир се изгарява бързо и разглеждането на мястото не е възможност. В резултат ед. тока занавява сърдечната тъканта без механични увреждания.

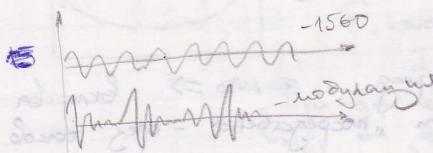
* Бездържан хирургия (БДХ) - чрез зами със зами

Енергията на разтворете налива се $\exp \rightarrow$ пете сано на бърка, а на разтворете занавява процес на заменяване - коагуляция (занавява се фокално \Rightarrow нема кръв) процесът на размянене - тънче

• невротерап. операции и функции операции
• интеграция

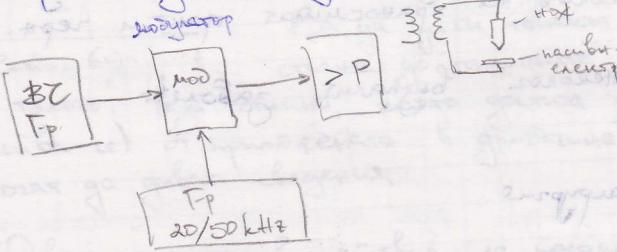
Резултат на работата с интеграция визуално и звуково

- тонът 1560 kHz
- коардинация 1560 kHz се модулира с 20 kHz
- тонът и коардинация 1560 kHz и 50 kHz



съчетан с други бъг сънни токи
стартране на непрекъперат - с негатив

Непрекъперат трябва да се слеги сънородък съзнателен електрод и този, който е пред холтеровото изпитание на пациент
и се мери ниска активност на него и сънородък



Непрекъперат е сърпует.

3. Методи за електроактивиране

хипнотерапия - възпроизвеждане на сънородък 6-60 б. кратки

При високоволтови импулси ($1000-1200 \text{ V/cm}$) за кратко се отварят сънородък тунелите в сънородъка ($2 \mu\text{m}$) и може да се възстанови сънородък 10-20 отваряния (импулси) (микостимул)



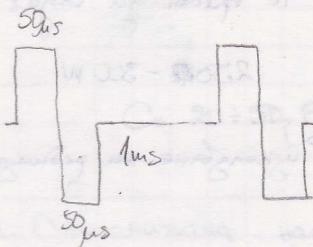
Микостимул е единица (1 Hz) \Rightarrow употребява се за повърхностни тунели

1200 V/cm

Токенкото тено носише по-малко биполарни чипове, от които същите са
продължавани 20 ± 200 μs (по-дългото време се използва преди
края на импулса).

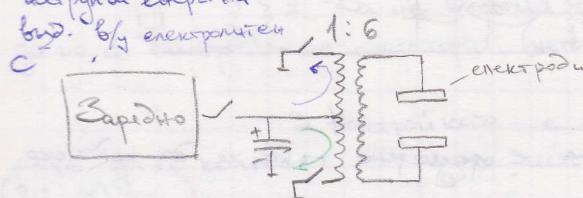
* Нов метод

При по-кратки импулси и ако са биполарни се усъвършенства като
безнест възможност за по-кратко



Биполарни заряди IGBT

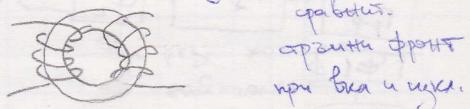
С този метод успеваемостта е
близка до 97% \Rightarrow повторяемост (репетиција)
кашо 3% (основно заряди като поставени
на електродите)



- можат да се
преместват

Биполарни
импулси се получават
във затвор. като кога
е заряден

Този метод е от същото значение:
очакването е горещият транс. \Rightarrow



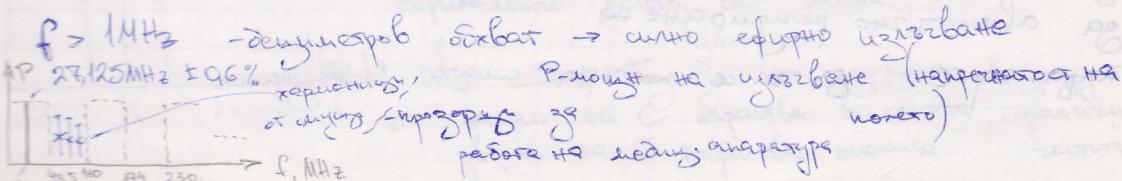
работи.
органични фронти
при всяка импулс.

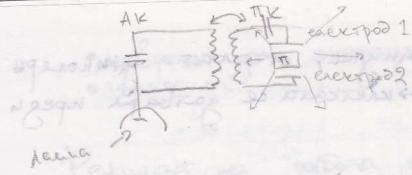
Използват се изолирани електроди, които могат да се забиват в токарка
и да обхващат нужната област с тунела



Биполарни с управляемостта с електронните
транзистори

19.10.2010

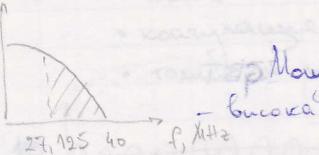




AK - амплитуден контур

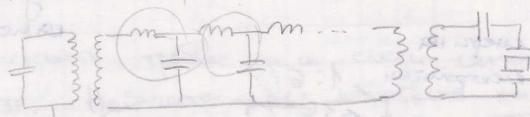
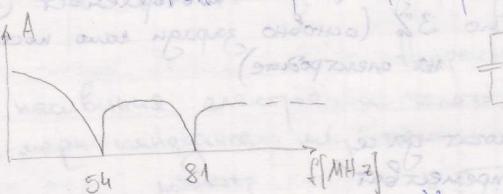
ТИК - тоководен контур

поради това, че говорят ^{извън} мерка, а не е съществуващ
извънмерки. Той ^{започва} да е извън ^{извън}
хармоника (сигнал) и то те ^{извън} хармоника.
Те трябва да бъдат физически



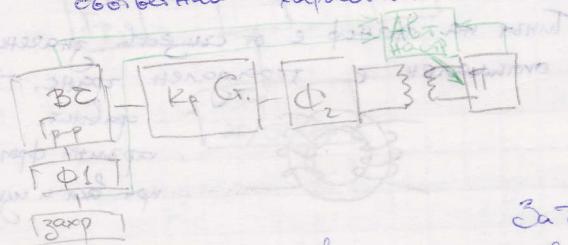
Мощ на крайната стъпка е $250\text{--}300 \text{ W}$
— висока мощ \rightarrow засилвател
 \Rightarrow използвате на рефлекс

Резексоритън филтер: L-C филтер



L-C група е организирана така, че да подава

动摇ни хармоники



Създавате работи толкова добре, като
е възможност отредищите
известни

$$\frac{1}{f_p} = \frac{1}{LC}$$

За да са бъдат кръгъл паралелни

трябва да са работни.



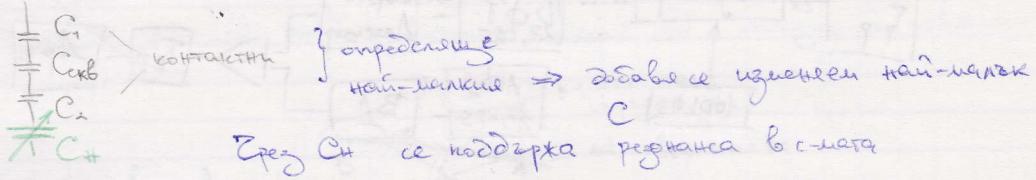
Ако е здрав Създавате паралелни L, но Създавате
се променя индукция от работни (да са извън
норми) = $C \propto f(s, d, \epsilon, t_2 s)$

норми за
специални
и не съществуващи

При неудобно преминаване на
пътища да се създаде и да
изгарят \rightarrow е необходимо

за автоматично регулиране на
паралелни за да се поддържа същата бързина

Не е добре да се пренесат L . Енергодите имат директен ед. контакт, контактът е карактеристичен \Rightarrow За се пренесат C

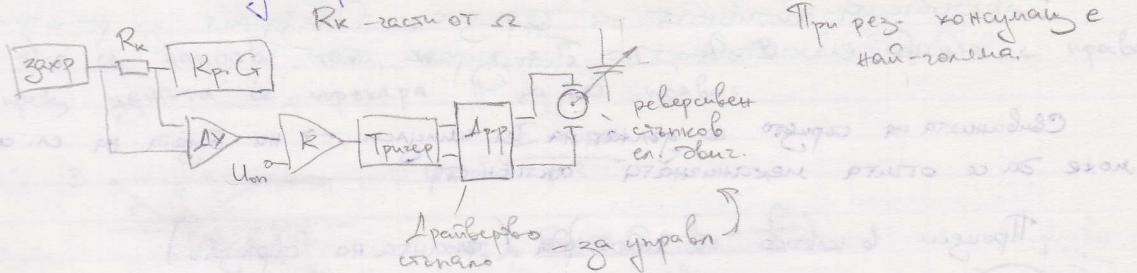


$$C_* = 20 \div 50 \mu F$$

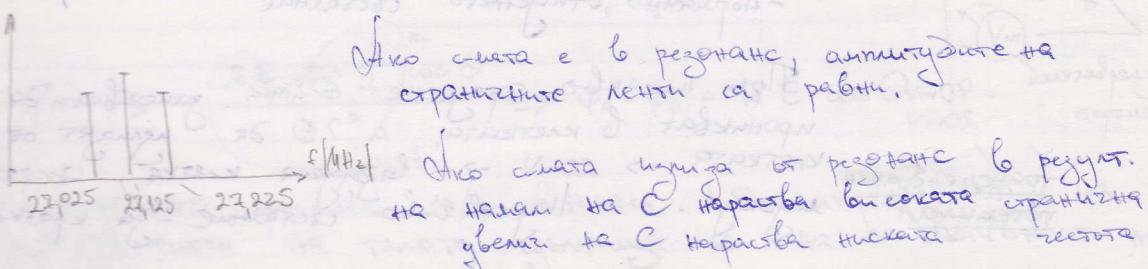
2. Автоматична настройка на настройни контури
Изисквания:
1. Да не забави от 5 мсвд за енергодите.
2. Да не блокира допълнителни настройващи елементи -
да не се настройва от оператора (неговата и собствена C)

3. Настройката е допустимо да биде итеритъ - апаратъ
зато се корабе \sim резулт. зестотъ в допустими времеви граници
(20-30 мсв.)

I метод - следите координатите на затр. на КР. Ст. т.к. то е
най-големият контакт

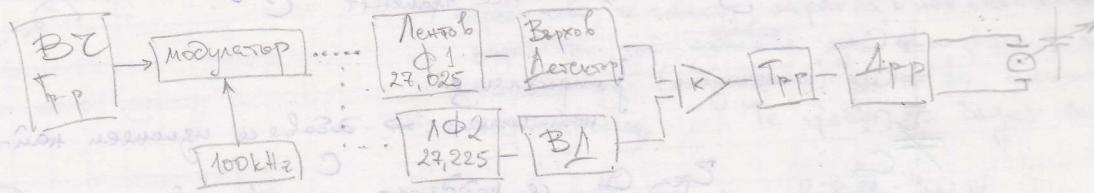


II метод - ако се използва основната зестотъ със 100 kHz може да няма
2 обратни зестотъ ленти:

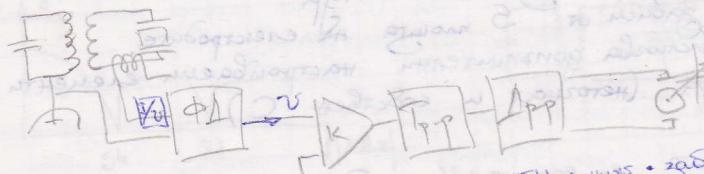


AK \leftrightarrow TPK

\Rightarrow браншите на модулатор



III Фаза Левенхор на 90° - кога фазовата разлика (при разполагане на е 90°) - кога трансфект е паралелно при R



VBC е използвана за

- забавъчни заряди на катод
- паралелни транзистори - дишат съвместно
- съдържат сърдечник - ултрависок частотен

• УН-стабилни

• забавъчни транзистори

• използвани за високочестотни - резонансни

• използвани, на високочестотни

ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ

Електрическата активност на сърцето. Отбелязана за регистрацията на ен активност. Типизирана EKG.

Съдържанието на сърцето е генератор на ен импулси \rightarrow на едната на ен активност.

note да се отчита механичната активност.

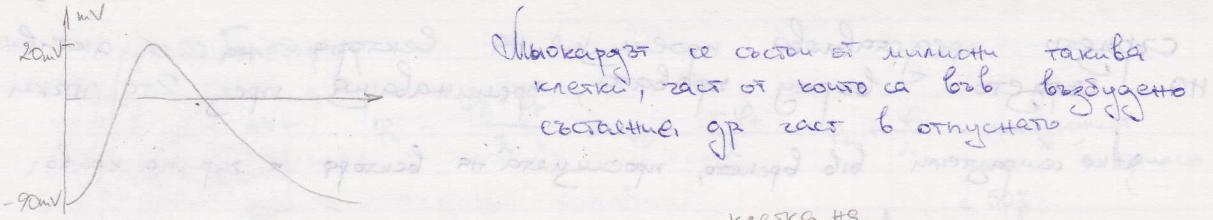
Процес в клетка на миокарда (токанта на сърцето)



-90mV \Rightarrow Θ иони избутват клетката и не-стимулиран
ногатът от Θ иони преминават в клетката

- ногочанто, отчукнато - състояние

При стимулът драматично Θ иони започват да
протичат в клетката, а Θ да преминат от
клетката \rightarrow 20mV \rightarrow бъбречна клетка, скрещен
мускул. Нейрон ибо състояние - за кратко е



направление б. т. А:

$$\varphi_A = \frac{q}{Er_1}$$

↓ за централна клетка

$$\varphi_A = \frac{\sum_{i=1}^n q_i}{Er_1} + \frac{\sum_{i=1}^m q_i}{Er_1}$$

$\varphi_A - \varphi_B$ - напрекищно на гъбата
направление

$$\varphi_B = \frac{-u}{Er_2} + \frac{-u}{Er_2}$$

Приема се, че заредото като цяло е 1 електрически единици $(+)$, които се разпределят в ед. бекооп, която на която съвпада с центъра на заредото. Полината и посоката му зависят от преразпределението на заредите б. губона.

Ако се направи така, че $r_1 = r_2 = r$, А и В се свързват с права, и нейният център се намира \parallel на нея направо:

$$\varphi_A = \frac{E \cdot \cos \alpha}{r^2}$$

$$\varphi_A = \frac{E \left(\cos \alpha + \frac{\pi}{2} - \frac{\beta}{2} \right)}{r^2}$$

$$\varphi_B = \frac{E \left(\cos \alpha + \frac{\pi}{2} + \frac{\beta}{2} \right)}{r^2}$$

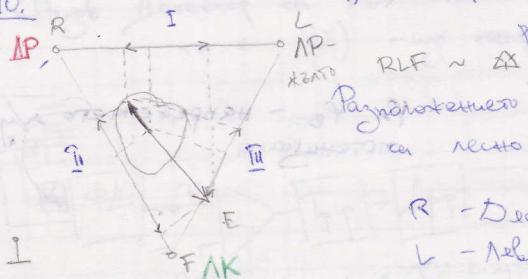
$$\varphi_A - \varphi_B = \frac{2E \sin \frac{\beta}{2} \cos \alpha}{r^2} \Rightarrow \varphi_A - \varphi_B = k E \cos \alpha$$

Потенциалната разлика на 2 точки (дистанционно) на повърхността на телото, съответствува на ед. активност на

сърдечното представяне показва проекция на вектора на ен. активн. на сърдцето върху направата, преминаваща през 2те точки като се разглежда бъбрената, проекцията на вектора е хар-тина крива



26.10.2010.



Син за обектативни 1. Равнинни

1) Амплитуден

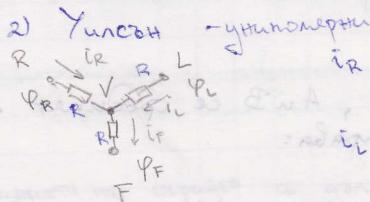
- сина обектативни
равнинни обектативни

(или Експериментални)

Равнинният на RLF ~ A
измерителен на RLF - ~ равностр. A и да
се нанесе лесно засичати \Rightarrow

R - Дясна ръка
L - Лява ръка
F - Неб крак

* кардиография може да изобрази всички от тези обектативни за същото



$$i_R = \frac{\varphi_R - \varphi_V}{R} \quad i_F = \frac{\varphi_V - \varphi_E}{R}$$

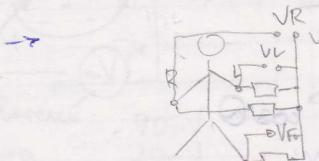
$$i_L = \frac{\varphi_L - \varphi_V}{R}$$

$$\frac{\varphi_V - \varphi_F}{R} = \frac{\varphi_R - \varphi_V}{R} + \frac{\varphi_L - \varphi_V}{R}$$

Ве посочено с чистък поетапен

независимо от местоположението на вектора (фигурата на сърдцето) $3\varphi_V = \varphi_R + \varphi_L + \varphi_F = 0 \Rightarrow \varphi_V = 3$

Токът е независим - физически това
текуща тока, затова се нарича Биполярна метода.



PF (първи квадант), която е във вид на квадант със ъгъл 90°. Вторият квадант е във вид на квадант със ъгъл 270°.

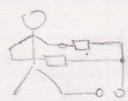
3) Голдбергер

$$\text{Diagram: } \text{Man with } R, L, aVL \text{ and force } F. \text{ ECG leads: } aVR, aVL, aVF.$$

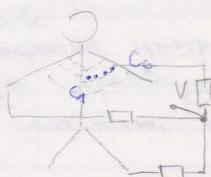
$$V_L = \frac{V_R + V_F}{2} = \frac{V_L - \frac{V_F - V_L}{2}}{2} = \frac{V_L}{2} + \frac{V_F}{2} - \text{non-inverted}$$

current is 50% of V_F

* aVR, aVL, aVF



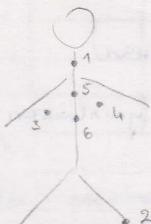
4) Прекордантни отвеждане



6 електрода и 8 ребра от гръдената спина до подлъгите
Изв. се изважда от 7 електрода спреди тозиата V
Засича се проекцията на вектора на електр-
активност в хоризонталната равнина

10 извода са: $R = \frac{R+L+F}{3} \Rightarrow I$

2. Пратрансверти отвеждане - отвеждане по фронт



електроди 3 и 4 от двете страни на гръдената кост, в пр-
надлъжната равнина

5 - на гръдената кост в преградата

6 - на гръдените на гръдената кост

$12 = 3-4$ - проекция на във фронталната равнина

~~3-4-5-6~~ - хоризонтална равнина

1-2-5-6 - продължна (сагитална) равнина

за изваждане на проблеми в спирален извод

издава се напис



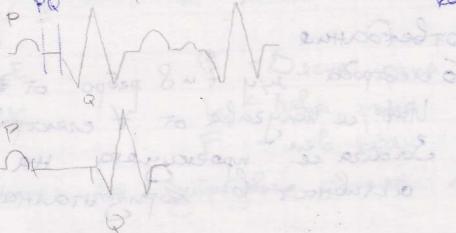
- електрокардиограма

P-вълна - издава се когато се събира предсерд
Q, R, S - най-характерна (най-висока амплитуда)
частота) - събиране на камерите
T - вълна - отпускане на камерите

- RR интервал \rightarrow пулс (60 удара в минута \rightarrow пулс 1s)
- тахикардия - ускорен пулс < 80 (150s, 110, 90, 80)
 - брадикардия - забавен пулс > 155
 - Extrasystole - неравнодобърен пулс (контракции)

- камерниExtrasystole - иницирана във фасета AV node - блокиране на предаване на возбудени от предсрещи към камерите

PQ - интервал



забавяне във времето - отдаване на напрежението

- Надолу ST - сегмент (нискини)



Регистриране на крътана:

1. Честота настъпва $0,5 \div 5 \text{ Hz}$ (крътана)

- RS - най-често променливата е част $\} \Rightarrow 0,05 \div 120 \text{ Hz}$ (пълната)
ST - най-често променливата е част

2. Амплитудата - $0,5 \div 1 \text{ mV}$
 $0,2 \div 5 \text{ mV}$ за продължителност
0,5 $\div 5 \text{ mV}$ 0-3-2-1

3. Частота $500 \div 1000 \text{ min}^{-1}$

Входно съпротивление R_{in}
CMRR - коеф. помножител на симетрични сигнали

Електроди. Еквивалентна схема на т.к. EKT.

1. Електроди

a) Често батнал изгл. електродите:

i. Да не бъдат симетрични - да не изгаряват сърдече

ii. Да са и надеждни

iii. Да не разделят коктата

iv. Да са лесни

b) Видове
- За многочестна употреба - пластини от неръжд. стомана - оформени по различни форми - за изгаряне на куки; за гръден обхват - всички пътища.

(които са еластични и гъвкави)

- За единократна употреба - немногу скъпди - за продлж. изпредб.
 \rightarrow дни, седмици

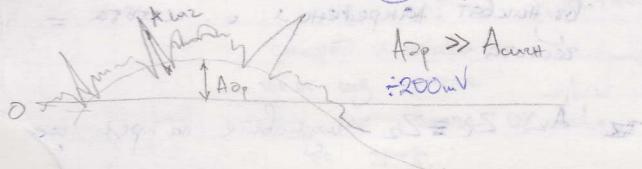
- Текстилни електроди - биват се като елемент от дреха - електродите са безпредни пръстени *wearable*

b) механична близка и/или електрическа възможност



- електрод
- електролит - биологично съвместим (електролитна маса) на хандропротеин
- кокта
- подложка на тъкан

Задължителен еквивалентен съпротивление R_{eq} на тъканта и коктата



изпълнява се написа

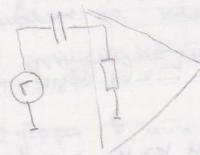
* премахвате не зрята! * използвати електроди
засега използвани
засега използвани
засега използвани

електрод (метал)

дизелектр.

KOKA
T.T.

-електрод



Управляваща реостата \Rightarrow RC звънка ет. звънка \Rightarrow
C min 3μF

$$C = E \frac{t}{T_{\text{min}}}$$

Nb₂O₅ - нюобиев окис - бурово е
и съществува още за същите ет. топък
цвън.

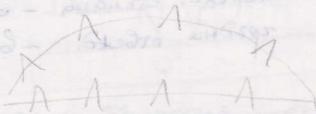
2.11.2010

* линийни електроди:

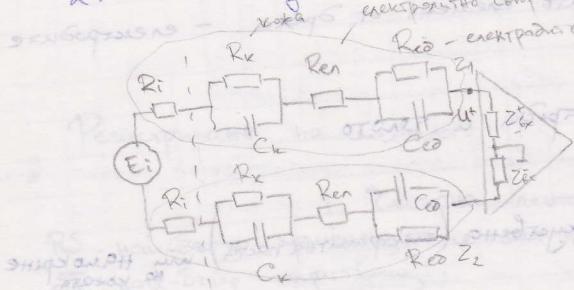
Ag/AgCl

метал - кон на метал - емисионните бройки на електро-

ноди



2. Ед. схема на токот на Z в аналогочната зас.



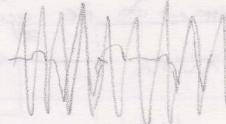
Токът е като използват като изпитат (зате + звук).

В изпита на изпитват на електродите
без туккат напретене + засата = изпитовата
засата



Ако $Z_1 = Z_2$ използват за място

По-нататък $Z_1 \neq Z_2 \rightarrow$ предвидено напрежение се налага да е 6/g
съществува



\Rightarrow съществува троуба да се изолирана

$$U^+ = \frac{E_i Z_{6x}}{Z_1 + Z_{6x}}$$

$$U^- = \frac{E_i Z_{6x}}{Z_2 + Z_{6x}} \quad \text{- напрежение, докато не съмнага 50Hz напр}$$

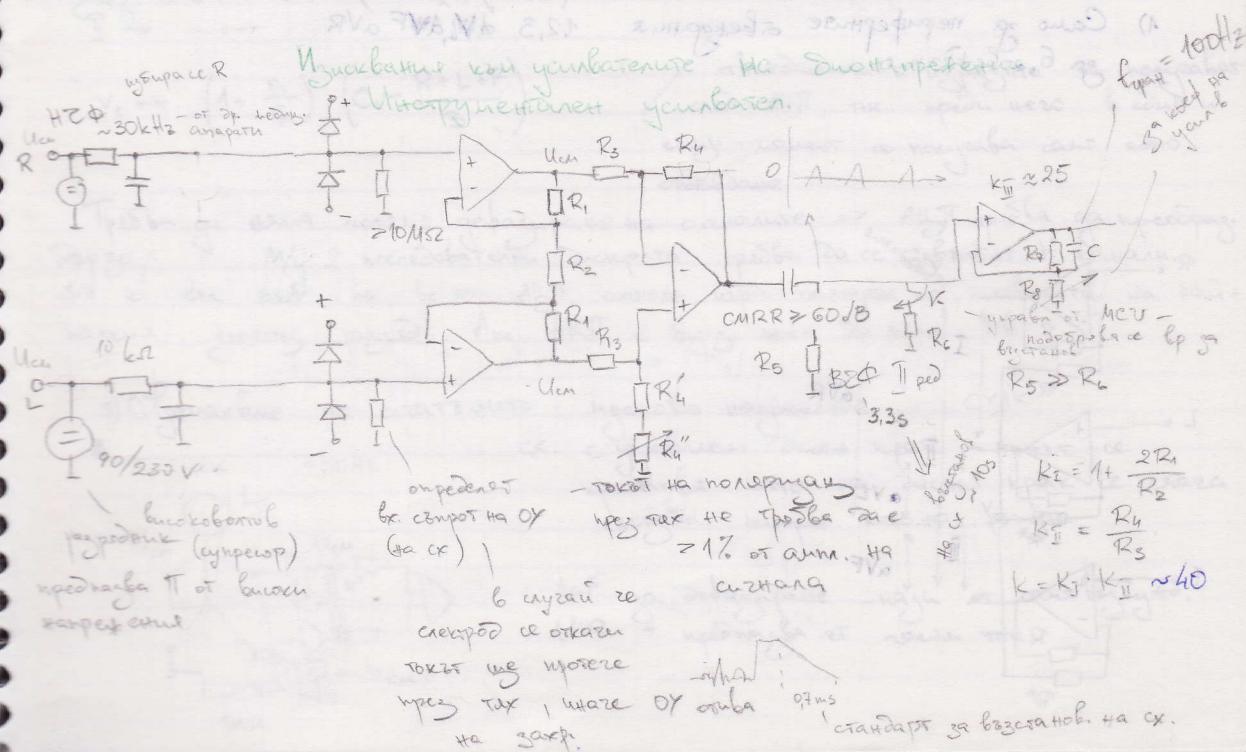
$$U^+ - U^- = \frac{E_i Z_{6x} (Z_2 + Z_{6x}) - E_i Z_{6x} (Z_1 + Z_{6x})}{(Z_1 + Z_{6x})(Z_2 + Z_{6x})} = \frac{E_i Z_{6x} Z_2 + E_i Z_{6x}^2 - E_i Z_{6x} Z_1 - E_i Z_{6x}^2}{(Z_1 + Z_{6x})(Z_2 + Z_{6x})}$$

$$= \frac{E_i Z_{6x} (Z_2 - Z_1)}{(Z_1 + Z_{6x})(Z_2 + Z_{6x})} \rightarrow 0$$

1) за да се изравнят Z_1 и Z_2 се обработва
известният като "исчезване": еднотипна маса / маса \rightarrow
маса се зголями със \Rightarrow напрежението се изравнява

2) Y е мн. буферно лин. съпротивл: $\rightarrow 10M\Omega$

$$\rightarrow \frac{E_i Z_{6x} (Z_2 - Z_1)}{... Z_{6x}}$$



$CMRR \rightarrow 1000$ и този разлика е приблизително Y_{out} на нулевия кръг. Също така се използва същото време за да се премахнат сънфигурации например Π състояние да не усилва при топлината на реагента $\leq 1\%$ от останалите.

Също трябва да е балансирана $\rightarrow R_4 = R_2$ и $R_1 = R_3$ на всяка група. Трябва да е $1/(b)$ - донасторителна. Тогава да се подаде същото от генератор

Учесванието: 1. ОУ с бисекция на съпротивление $> 10M\Omega$

2. $CMRR \geq 60dB$

3. $f: 0.05 \pm 120Hz$

4. Коефициентът на регулация $(500, 1000, 2000)$

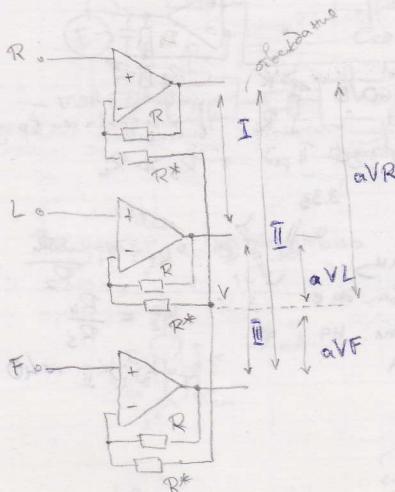
5. Собственото шум на $Y \leq 1\%$ амплитудата на измеряванията. $\Rightarrow < 1\mu V_{pp}$ ($b_{pp} \approx b_{pr}$)

9.11.2010

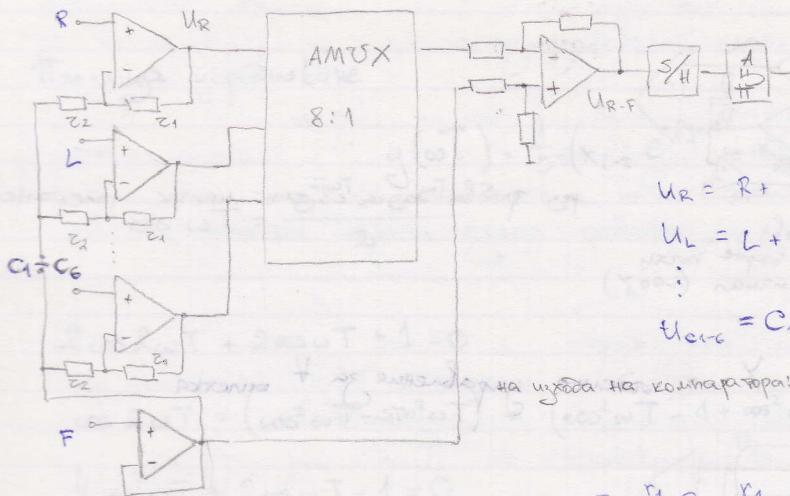
Многоканални електрокардиографски усилватели

Многообразни методи за подаване на обратните предиктори

- 1) Само за периферният обектодател 1, 2, 3, aVR, aVL, aVF от VR



2) схема за 12 обектдатие



$$U_R = R + \frac{r_1}{R_2} (R - F)$$

$$U_L = L + \frac{r_1}{R_2} (L - F)$$

$$\vdots \\ U_{\text{out}} = C_1 \cdot \frac{r_1}{R_2} (C_1 \cdot F - F)$$

$$U_{R-F} = R + \frac{r_1}{R_2} (R - F) - F =$$

$$= R + \frac{r_1}{R_2} R - \frac{r_1}{R_2} F - F = R \left(1 + \frac{r_1}{R_2}\right) - F \left(1 + \frac{r_1}{R_2}\right) =$$

$$U_{L-F} = \left(1 + \frac{r_1}{R_2}\right) (L - F) = \left(1 + \frac{r_1}{R_2}\right) (R - F)$$

$$\text{I} \Rightarrow U_{R-F} - U_{L-F} = \left(1 + \frac{r_1}{R_2}\right) (R - L)$$

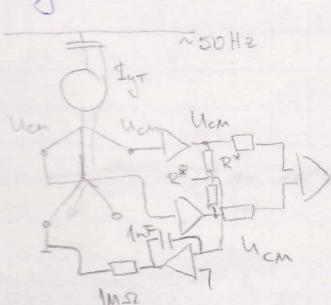
$$\text{II} \Rightarrow \dots$$

$$V_A \rightarrow \left(1 + \frac{r_1}{R_2}\right) \left(C_1 - \frac{R + L + F}{3}\right)$$

обектдатието и изразите се коригират
чрез ALTI, т.к. преди него беше и
също имал се коригиране само със
обектдатие

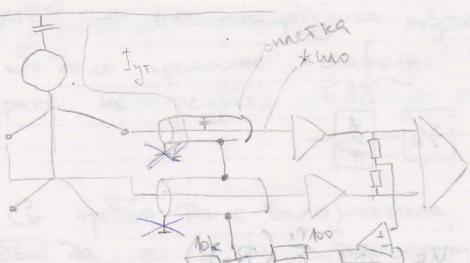
Трябва да този коригиране обектдатието на сигналите \Rightarrow ALTI трябва да преодолее.
Задача: М/у 2 несъдовратни дисперсии трябва да се извърши в катали.
S/H е общи за всички на ALTI. Установка на нулево от коригираната на тях.
изменение засега разред. Ако ALTI е близък като за тази S/H

3) Измервате на статичното електрическо напрежение СУЛК



ex. с употребен за един края - токът се
превръща като на единия края се изрази
същото напрежение като това

I_{M1} - за детайли - може от също южно.
 I_{M2} - преди на юг си засил ток

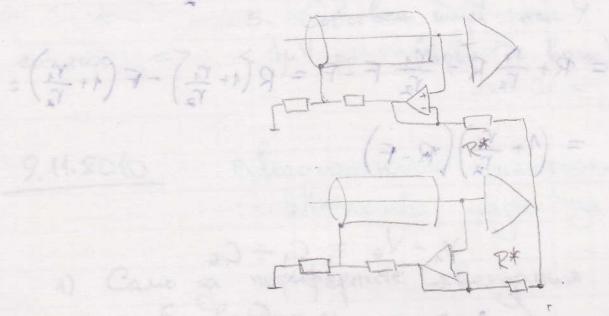


* Управление на смектката

СУЛК (7-8) нюанс
за едните норми
често срещан (~99%)

рез предба да са с мн. малки грешки.

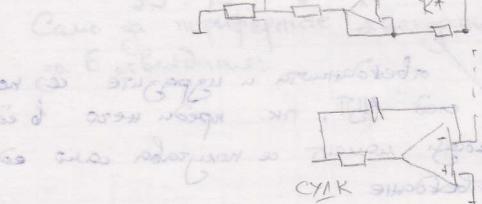
* Оптическо волниче $y \rightarrow$ високо управление за + смектка



$$(7-8)\left(\frac{8}{7}+1\right) = 7N$$

$$(7-8)\left(\frac{8}{7}+1\right) = 7N - 7N$$

$$\left(\frac{7-8+8}{7}\right) \left(\frac{8}{7}+1\right) = N$$



* Управление на светодиодния напр. (Използвай функция)

$$x(nT) \quad y(nT) \quad y(nT) = \sum_{i=0}^m a_i x_{n-i} + \sum_{j=1}^m b_j y_{n-j}$$

250 Hz изход. \rightarrow 50 cm за 1 см

$y(m) = \frac{1}{5} (x_{m-2} + x_{m-1} + x_m + x_{m+1} + x_{m+2})$ - за да има правилна процедура трябва да има 5 елемента

Планарна уреднение

$$y(\omega T) = \frac{1}{5} (x_{i-2} e^{-2j\omega T} + x_{i-1} e^{-j\omega T} + x_i + x_{i+1} e^{j\omega T} + x_{i+2} e^{2j\omega T})$$

$$\cos \omega T = \frac{e^{-j\omega T} + e^{j\omega T}}{2}$$

$$2\cos 2\omega T + 2\cos \omega T + 1 = 0$$

$$\cos 2\omega T = (\cos^2 \omega T - \sin^2 \omega T) = (\cos^2 \omega T - 1 + \cos^2 \omega T)$$

$$4\cos^2 \omega T + 2\cos \omega T - 1 = 0$$

$$\cos \omega T = \frac{-2 \pm \sqrt{4+16}}{8} \rightarrow 0,309$$

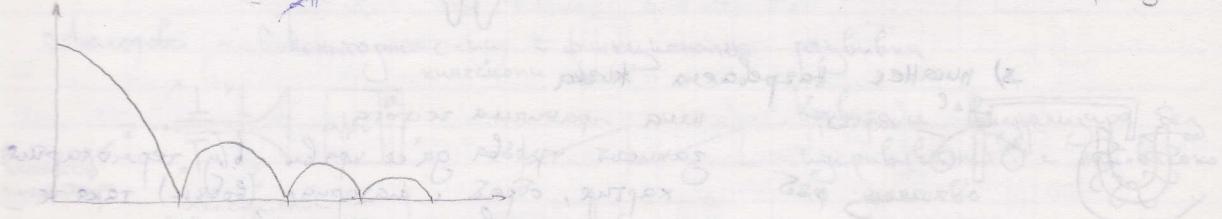
$$\omega_1 T = \pm 0,4\pi + 2k\pi$$

$$\omega_2 T = \pm 0,8\pi + 2k\pi$$

$$f_{c_n} = \frac{\omega_1 T}{2\pi} = \frac{0,4\pi + f_s}{2\pi} = 50 \text{ Hz}$$

$$\omega T = \frac{2\pi f_{c_n}}{f_s} = 0,4\pi \rightarrow$$

рекорд на дискретиз.



50Hz 100 150 200 degrees

degrees

16.III.2010

антически гравирана пластина със зооморфни мотиви

дата на издаване 1880 г.

1. Изисквания към съните за регистрация:

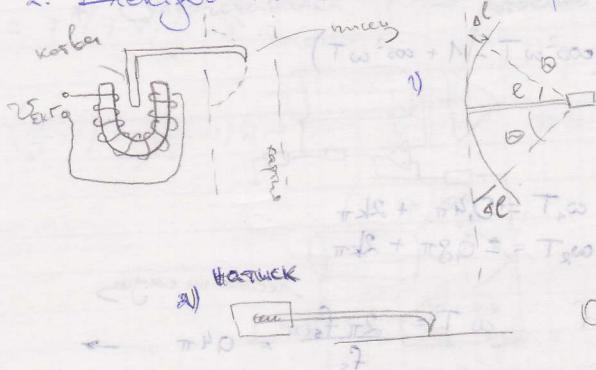
1. Да регистрира сигнал в реално време

$T_{\text{rec}} = T_{\text{rec}} + T_{\text{rec}}$ Да не блокира сигнала

3. Регистрира сън, когато е със заболяване и заболяване - не да узде да сънът за архиви - доказателствен материал

Изоловани системи

2. Енергодинамични сън - ферит



$$\begin{aligned} & \text{с щом на } T_{\text{rec}} + T_{\text{rec}} \\ & \text{намотка се засилва по окръжни} \Rightarrow \\ & \Rightarrow (\text{Регистриране}) = T_{\text{rec}} + T_{\text{rec}} \end{aligned}$$

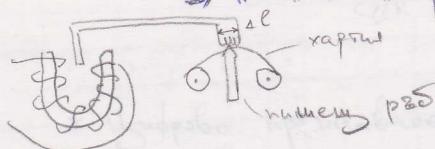
$$0 = k - T_{\text{rec}} + \sqrt{T_{\text{rec}}^2 + T_{\text{rec}}^2}$$

$$0 = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{d\Phi}{dt} \right) = \frac{d\Phi}{dt} = T_{\text{rec}}$$

Ограничена гранична честота $< 70 \text{ Hz}$



3) Изолираща гарнitura



Няма гратична регистрация

Задача трябва да се прави български: хартия, обяд, с материали (боядис.) така че като се натисне да покрива

Ако се обяди боядисане се наведе среди; ако се засилват съните сънът може да се засили

Създади за засилват сънът на хартията: Една боядисана картина работи само

$25 \text{ mm/s}; 12.5; 50; 100$

(за форма на картина - пътят на сънът и сънът на хартията)

се използват
анамаг и несън
на хартия

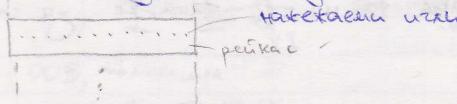


4) Засилват сънът

За да се избегне необходимостта на прегледа картина с чистота със $\approx 100\text{Hz}$
 б) 2 размрежни носачи и с размрежни скорости $\approx 100\text{Hz}$
 \Rightarrow конфигурация на дигитализирани изображения $\approx 100\text{Hz}$

Цифрови системи:

1) Униторзовъв рециклиращ притег



Приемане, че $\text{ДР. врем} = \text{дискретните на АЛГТ}$:

$$\text{Брой на разрези} \Rightarrow 256 \text{ нсм}$$

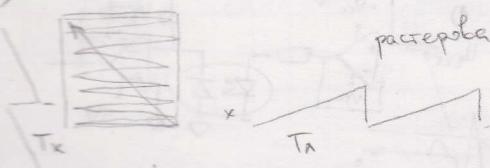
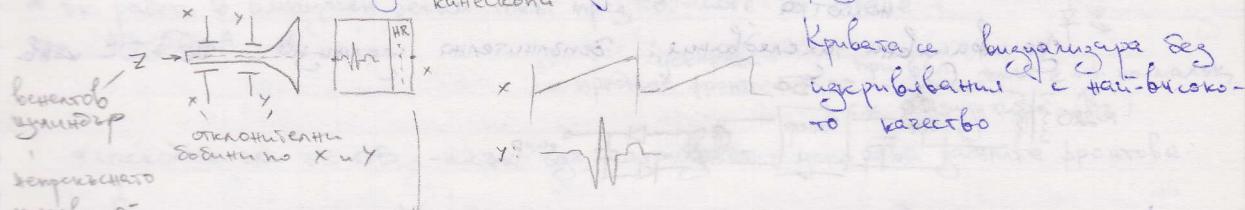
$$\text{Брой на разрези на дискретиз.} \Rightarrow 250 \text{ Hz}$$

$$\text{при } 25 \text{ mm/s} \Rightarrow 250 \text{ разрези за 1s, в разстояние на } 25 \text{ mm}$$

Обикновено притеглящия сънаващ носач от дискретните на АЛГТ \rightarrow има близкото. Да удрят и междинните носач \rightarrow близкото удряще носач се притегляват \rightarrow непрекъснато движение

3. Мониторни системи - тръбва да имат притег

Аналогови - Мониторни сънаващи с фиксираната разбивка кинескопи

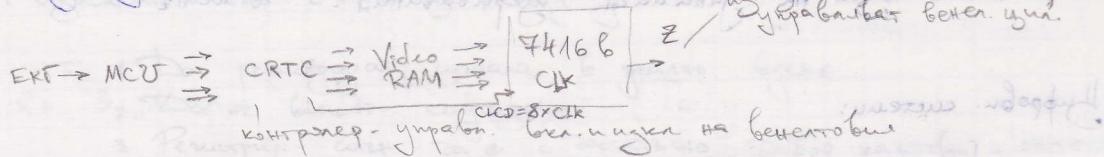


но X - време за 1 линия
но Y - време за 1 скрещ (или 1 кадър)

ДР. единица за 1 кадър: точки на 1 линия \times
ДР. единица = необходим обем битови данни за 1
кадър

1 точка е 1 бит: 0 или 1

За да работи този модул трябва да е създадена нова застройка
3 биосигнатура



Тиме б наистина Video RAM така че този модул да попадне в нейната
на екрана. Останала това предизвикателство да имат така, че да се съдържат
кодовете да се изпълняват

Идеята е да използвате същите: със същата матрица
 5×7 напр. и редовател на същите

Може да се подобри времето с EKF-to-DSI \leftarrow същото

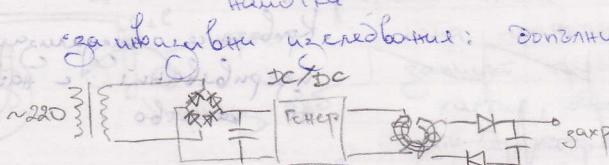
23.11.2010

Допълнителна функция на видеото блок



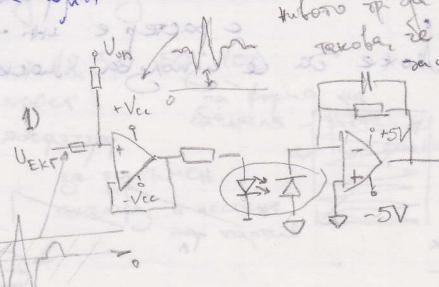
Идеята е: I. Захарваш със: 1. Учреди със златен
4kV разтвор златен на земята, захранващ аналогични
4kV пробивно напрежение при 98% пробит.

II. Транзистори: \square → разделена извивка и биполярна
напонка



2. Уреди така, че I и II напонките $I_2 \leq 10 \mu A$

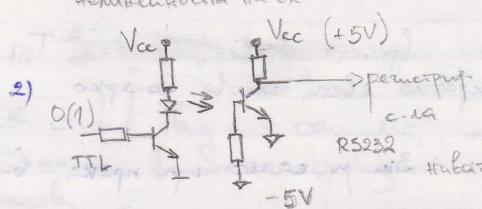
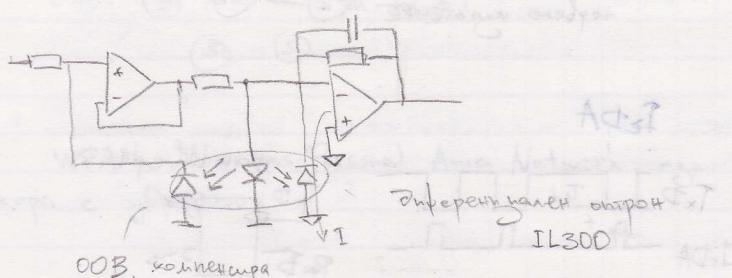
II Аналогична напонка



Диодът не трябва да има гасене,
а този да се включи

Пробивът е напр. +2 опротиво $4kV$

При високи скорости опротиво е лимитиран \rightarrow сх. е лимитиран опротиво

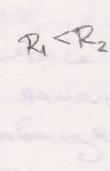
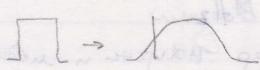


Сравнително бавна CX - не покрива
високите скорости.

Работи в импулсни режими

9600 bit/sec - може да заредица при $\frac{1}{19200}$
побор на елементи

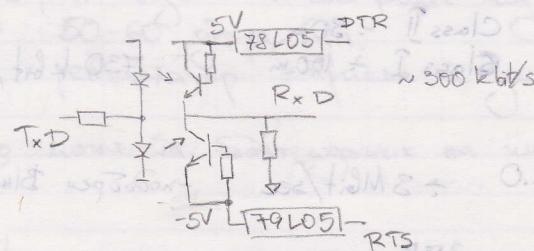
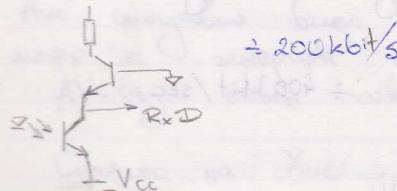
Конкото е по-висока скоростта
на превключв., фронтовете стават
по-напред.

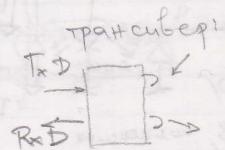
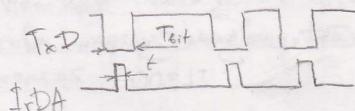
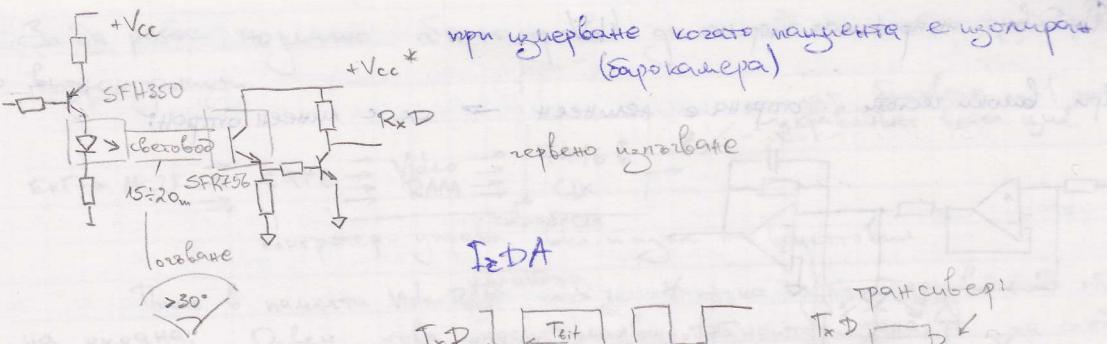


* т.к. работи в импулсни режими токът преминава през з. ин. за отваряне
до $40-50mA$ *

ускорява при вкл. вкл. е ин. по-напред,
предните фронтове
т.к. С ин. тира R_2

• каскадна CX OE-OF - нисък чест. капацитет - ускорява задните фронтове





"0" - черен

"1" - не черен

времето за съвртане: $t = \frac{3}{16} T_{bit}$

1 Mbit/sec всичко по-кратко черен, тонкото по-дълго

÷ 5 Mbit/sec

Единствено за кратко разстояние: ± 3м и само при преска бързината на издаване и приемника

RF комуникации - диапазон на радиочестоти
433 MHz 8.68 MHz 9.15 MHz

ISM - 2.4 GHz - разстояние за научни и медиц. учен
стандарт: 802.11

Bluetooth, ZigBee; TI-SimpliFi

2.402 ÷ 2.481 GHz честота 79 MHz
предаване на наклон с константа 625 μs

1 наклон се предава на 1 секунда

Учащите се наблюдават на разстояние за да не се засилва в

ди

Class II ≈ 30m

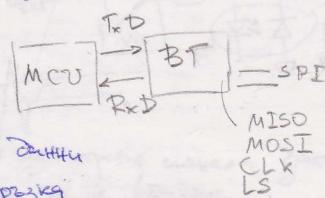
Class I ≈ 100m

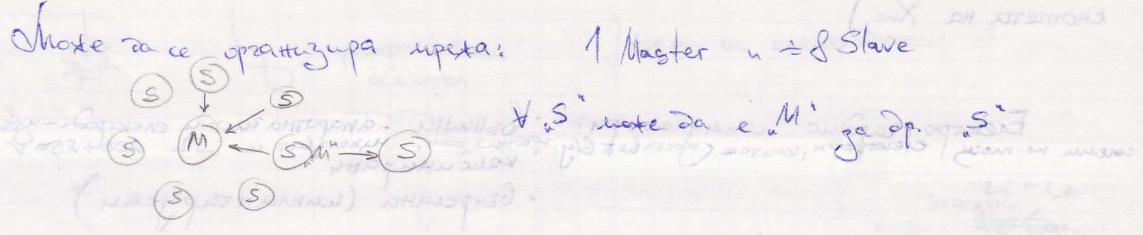
÷ 730 kbit/sec ≈ 400 kbit/sec

EDR2.0 ≈ 3 Mbit/sec - ново поколение Bluetooth

Брзина до USB или компютър

Макс. котвене: 15mA при предаване на данни
50 mA при приемка на брзка





WPAN - Wireless Personal Area Network - за носимите приструни и хора с уреди

Електрокардиогенератори Принцип на действие 30.11.2010

ЕК сърцето е биоелектрически, които са при генерират от макарони съдържащи ток и енергия



За да работи сърцето трябва:

- 1 Да има единичен източник на ен-брейдингови вълни - би сърцето организират от единичния (SA) съдържащ бърз.

Бързият генератор - управляема сърдечна вълна чрез ОВ - след това на ОВ и рецикли сърдечни напаси на мускул. Ен-брейдинговите вълни се разпространяват и съхраният предишната вълна единичният съдържател, поддържайки непрекъснато кръвотока чрез сърдечна вълна.

Ен-брейдинговите вълни създават AV-бързина. Този е възможен

Ако сърдечният бързина е 100 бр./мин., то този сърдечният бързина е 50-60 бр./мин.

AV-бързина съдържа рентгеновия - неподвижен съдържател

Сърдечният бързина съдържа единичен източник на импулси $\approx 30-40$ бр./мин.

(2) Ен-брейдинговите вълни се разпространяват чрез непрекъснато текат като това разпространение съдържа константна скорост

(3) Разпространението е само в една посока (сърдечният бързина \rightarrow

чонката на Xuc)

Електро-кодово комуникациони:

- битни;
- кодиранти;
- битови (имплементации)

a) битни - апаратната част и електродите са избут тенди
коаксиално към електроди, които се изтеглят във време



200-250V

I ≈ 15-20mA

f ≈ 30-300 mm/mm - регулация

използва се за да не се използва сърдечник за навиване
на магнитна контракция на средните мускули

б) кодиранти - апаратната част е избут тенди, енергоди
в контакт със сърдечник

10-15V

I ≈ 15-20mA

f ≈ 30-300 mm/mm

Прави се преди сърдечни операции за да се употребят наредници
на кодово-комуникатора, които ще се имплементират в гробината тенди
и използват за издаване на импулси

от-до издаване от материала, които не се отваряят от тенди
коаксиални титанови сплави

енергодиите трябва да са закрепени в сърдечни контакти
които са изграждани на мокарда за едноим. Ако не е
задържано сърдечни тенди около една чука

b) рентгенова снимка за положението на елеворадите и уреда

c) телеметрично следене на параметрите на кардиостимулатора -

на 24 часа се бива информацията от уреда и се изпращат * към производителя

* По време на имплантациите се следят определени параметри - контактно съединение между ендокардото и тъканта на артерия с имплант.

* През първите 10-15 дни имплант. тр. да е върхулящ т.к. мястото на контакта е безнапоносък и няма съзидане

* Принадлежи и при много ускорен пулс, не само при спирание на сърцето: през съединение между носеща и водеща ръка на имплантите на интусови бързи и от пулса на бързока - 220 удара в минута да излезе от уреда 230 пъти се е имплантавал до нормално пуло (при тахикардия).

II Деблокатор. Принципи и методи за контрол

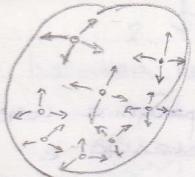
Деблокиране - тубо-спасяване чрез дюра, при което при блокадата на сърцето в неефективното функциониране - деблокиране.

Тази процедура трябва да е изпълнена до 5 мин. иначе е опасна за живот. Известна е опаска и сърд.

Този метод се предвижда: спирал и замразяване; отравяне

Но забелязва се неизвестно неизвестното на ен-бърдър. Този - склонността към тромбоза \rightarrow опаска за остра застрашава за сърдечни

Бърдър и мозък



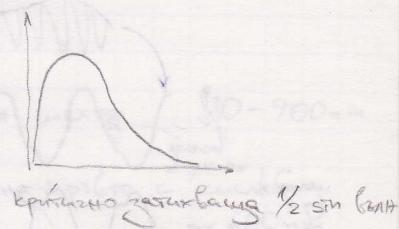
Съществуващо външно сърдечно съдържание при предаване на импулса към миокарда и фибриса - до ниво на сърдечната дейност

- калциеви фибриси

до миокарда и миокард

От това състояние се използва сърце с модул бисокоенергичен
импулс различен

Енергия: $E \sim 2 \div 400 J$
 $U \sim 200 \div 5000 V$
 $I = 5 \div 100 A$ - пред сърцето
 $T_u = 10 \mu s$



При сърдечно забавяне чрез разтвор сърдечна кръв бъде фибрисана и вслед се използва чрез дефибрилатор - най-сигурен метод

Бързото разтвор сърдечна кръв

3901 - ден Учеб

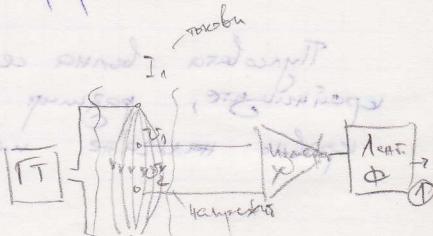
Изложба за реанимацията на мускулни болести
21.12.2010

Мускулни болести - обителите на кръвта в гръден преграда (6 ресурса)
 разтворена на сърдечна кръв и течущи (бързо). Създават се
 процеси в миокарда, които могат да се регистрират.

Действието на миокарда е същото като на сърдечната мускулатура

Най-добрият метод - временно електроудари

TT - ст. I - сърдечна болка на Вин



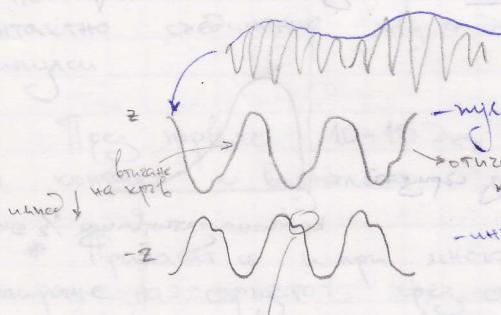
$TT \rightarrow I \rightarrow U$

TT е голяма кръвока

→ 6 OB е бр. на съединения

I $500\mu A \approx 3mA$ - настройка се безупречно и се работи с const
 $f = 20kHz \approx 200kHz$ $\approx 10kHz$ за дигитални; дигитална е
нестабилността при токовете и времето

след Mag-Y - актив. магнитни съст.



- микровълна
волнова волна
инверсия
инверсия

инвертиране - увреждане $= I$
 $envt = \omega T$

инверсия - означава на обратен начин в кръг своя

да може да използва за определяне

параметър Φ на оставящата съст.

$$\boxed{\Delta\Phi} \rightarrow \boxed{\text{демодулятор}} - \boxed{\Delta\Phi}$$

$0,5 \div 15Hz$

$$\pi \rightarrow \boxed{CIM}$$

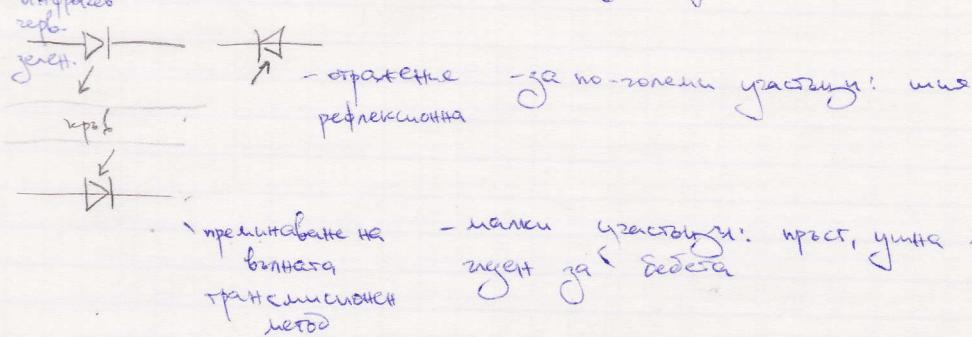
Пулсова волна се употребява за измерване на промените на
прекъсвания, различие между спречетите импулси при преминаване
чрез него на харкото

изменение на състоянието I или π

изменение на състоянието II

Усп. π ≈ 77

2. Фотометрически
регистратори на кръвоточенческите
регистрируват ниска вълна в резултат на
надлъжни участъци от тената

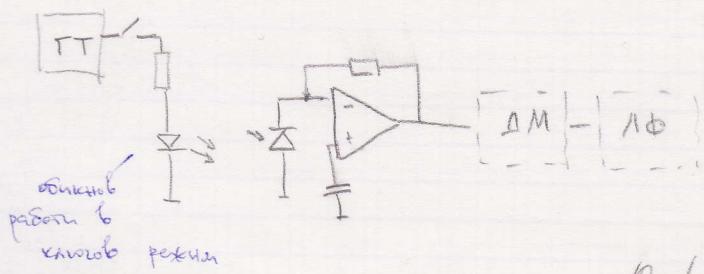


1 - сравнил. малко навигиране \rightarrow прости, чисти изображения $880-900 \text{ nm}$

2 - добре създаване за създаването на изображение на кръвта с кислород $\sim 660 \text{ nm}$

3 - изкуствен. при движение, а също кръвоточенческите изображения $\sim 560 \text{ nm}$
за регистрационни методи

изменяют $2+3 \text{ sec}$



$I_{out} = 30 \mu\text{A}$

BPW34