



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO : 147

DATA : 03/10/2011

A P P U N T I

STUDENTE : Stoppa

MATERIA : Bioingegneria Elettronica
Prof. Knaflitz

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.

Bioingegneria Elettronica

prof. Knaflitz

Ing. Biomedica

AA 2009/10

Indice:

- Direttiva dispositivi medici 93/42
- Definizioni
- Classificazione, conformità disp. Medici
- Norme generali, collaterali, prodotto
- Infortuni di tipo elettrico (micro/macroschock per contatto diretto e indiretto)
- Interruttore differenziale, magnetotermico
- Trasformatore di isolamento, raddrizzatore a doppia semionda
- Correnti di dispersione
- Elettrodi per prelievo di biopotenziale
- Collegamento elettrodo-amplificatore
- Accoppiamenti capacitivi rete elettrica
- Catena di amplificazione
- Interferenza di rete
- Il segnale ECG
- Catena di amplificazione ECG
- ECG fetale
- Elettroencefalografia (EEG)
- Artefatti e catena di amplificazione
- Potenziali evocati
- Strumenti terapeutici
 - Lampade scialitiche
 - Tavoli operatori e trasportatori
- Elettrobisturi
 - Problemi e soluzioni
 - Chirurgia mininvasiva
 - Trocar
 - Fumo chirurgico
- Defibrillatori e cardioversori esterni
 - Circuiti carica e scarica
- Pompe di infusione
 - Peristaltiche rotatorie
 - Peristaltiche lineari
 - Banco di prova
 - Diagramma a tromba statico
 - Aspetti critici
- Apparecchi emodialisi
- Esempio tema d'esame
- Esercizi

Tanto più il dispositivo è pericoloso e tanto più è difficile raggiungere la marcatura CE.

Se ho dei d.m. privi di marcatura CE (comprati prima del '93) posso continuare ad usarli? Si può in quanto non posso cambiare tutti i dispositivi; per usarli devo soddisfare un vincolo cioè fare una corretta analisi del rischio.

Rischio:
• elevato qnt più probabile che avvenga un problema
• l'entità dei danni che possono provocare.
(es. l'incidente aereo Vs scivolare sul ghiaccio)

L'analisi del rischio bisogna farla nelle condizioni d'utilizzo.

Rischio residuo: rischio che persiste nell'esistere nonostante l'analisi del rischio.

Non c'è l'obbligo di dismettere tutto ^{non è} quello che non è marcato CE.
Le norme tecniche vengono riviste ogni 6-7 anni non stando così al passo con la tecnica. Nel momento in cui si pubblica un aggiornamento, si parte già con un ritardo di 1 o 2 anni.

Vista la complessità degli apparecchi si è deciso di normare le metodologie di progettazione; si cerca di intervenire a monte cercando di mettere in piedi delle norme per la fabbricazione e distribuzione (es. l'imballaggio del d.m. è molto importante)

Anche la manutenzione del d.m. è importante e garantire che l'utente usi correttamente un macchinario.

Il manuale d'uso è parte integrante del d.m. considerato come tramite tra utilizzatore e produttore.

Manuale di gestione della qualità:

come e dove conservare i materiali, ecc. Corrisponde ad un marchio di qualità del costruttore.

Un sistema programmabile è più complesso da gestire e devono essere progettati in maniera adeguata.

usato anche da solo (es. gestione cartelle cliniche) è un DM.

Anche una pinza chirurgica, un cerotto sono DM. I farmaci sono esclusi dalla direttiva.

Come sostanza, il liquido per la pulizia delle lenti, può essere considerato un DM.

- L'accessorio è un prodotto destinato dal fabbricante per essere usato con un dispositivo.

Destinazione d'uso → a cosa serve

in base a \downarrow qst passo classificarlo

es. con le forbici posso recidere un'arteria, ma qst non è il suo uso e quindi non classificabile come DM pericoloso.

- Dispositivo di diagnosi in vitro: dispositivo composto da un reagente, un prodotto reattivo, ecc. destinato all'esame in vitro di campioni provenienti dal corpo umano.

es. il test per verificare se si è incinta non è un DM

- Dispos su misura: dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione scritta di un medico

es. occhiali da vista sono un DM, capsula dentale

qst prodotti non hanno marchio CE in quanto non c'è la possibilità di stampare il marchio.

- Disp. di indagini cliniche: disp. destinato a essere messo a disposizione di un medico per lo svolgimento di indagini in un ambiente clinico umano adeguato.

qst dispositivi non possono avere marchiature CE, però per effettuare l'indagine bisogna far richiesta al ministero.

Devo possedere tutte le carte come se il giorno dopo potessi effettuare la marcatura.

Le indagini cliniche sono obbligatorie per i disp. medici di classe III

un beneficio accertato.

Il CE il DM non deve fare troppi danni rispetto ai benefici; basta qst per rispettare il requisito generale.

Punto 13.1 (prime 3 righe) Il manuale d'uso deve rispettare certi criteri come evitare la dispersione di info, non troppo complesse da comprendere.

Il manuale d'uso si può non fare per i disp. med. di classe I e II però bisogna dimostrare la praticità del prodotto.

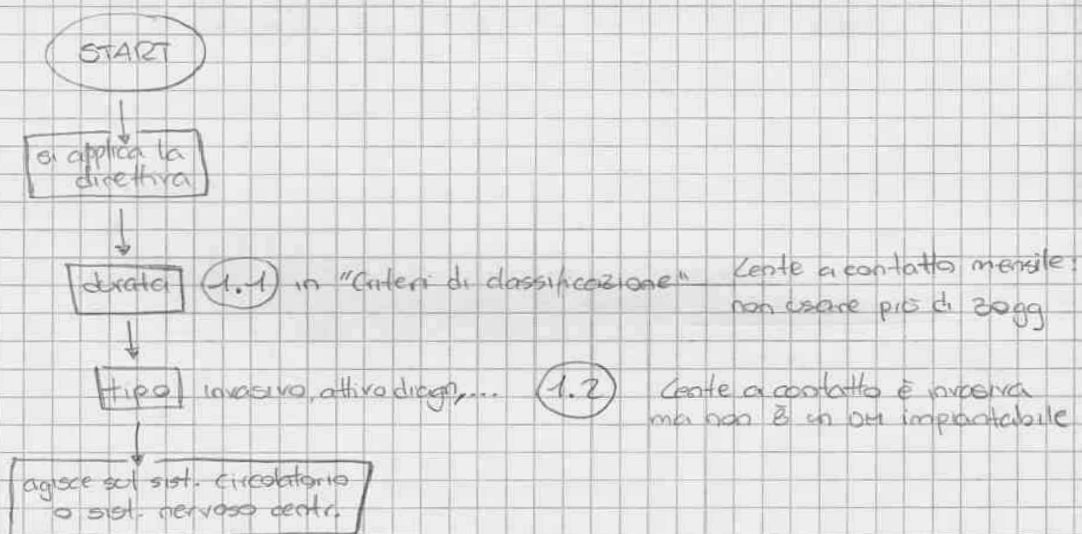
Il manuale d'uso è parte integrante del DM

CLASSIFICAZIONE del DM

La classificazione viene proposta dal fabbricante.

L'organismo notificato prende in carico di classificare il DM, cioè propone una classificazione al fabbricante.

Le regole di class. sono contenute in un allegato della direttiva.



Es

Elettrobisturi: usato per taglia tessuti, coagulare vasi sang.

è un dispositivo attivo in quanto usa una forma di energia che non è la forza di gravità o forza sviluppata dall'uomo. È uno strumento ^{non} invasivo di taglio e dotato di accessorio di taglio intercambiabile

Regola ⑧ → classe III perché riassorbibile

cerotto, occhiali, elettrocardiografo, defibrillatore, ...

23/09

ORGANISMI NOTIFICATI

Hanno le competenze per potersi porre in verificatori che alcuni DM possono essere certificati.

Viene notificato a livello europeo, dopo che lo Stato ti valuta secondo alcune caratteristiche.

Gli organ. not. hanno un numero in codice. Sotto al simbolo CE ci deve essere il codice dell'org. not.

CE
0123

ogni 6 mesi la gazzetta ufficiale riporta l'elenco degli organismi not.

Lo stato dà l'approvazione ad operare in Org. Not.

L'Org. Not. non ha alcun potere sul fabbricante ma può affiancarlo con qualche accordo. Ovviamente un po' di potere, indirettamente, ce l'ha e se non è d'accordo con la qualità del prodotto può interrompere la certificazione.

Art. 17 MARCATURA CE

Nei dispositivi su di misura per comodità non si mette la marcatura (capsula dentale, occhiali, ecc.)

Tutte le apparecchiature di classe III sono ~~usate~~ usate per indagini clinica (allegato VIII)

VACUATIONE DI CONFORMITÀ

Art. 11 → regole per valutare la conformità

DM di classe I : sono intrinsecamente sicuri e non producono danno diretto. Possono andare incontro ad autocertificazione e la dichiarazione di conformità deve essere inviata in copia a Ministero della Sanità

autocertif. → impegna chi lo certifica

DM di classe III :

È necessaria la procedura d'indagine clinica.
Devo avere almeno un sistema di qualità di produzione

- verifica CE
- ente rilascia dich. CE

Per qualità totale → art. II

DM di misura : classe I, devono misurare il valore di una variazione fisiologica. Aspetti legati a misura devono essere notificati dall'ente.

DM su misura : sono esentati dall'obbligo di marchiatura e devono seguire l'allegato VIII che prevede la redazione, prima della commercializzazione, di una dichiarazione di conformità.

DEROGHE:

Inventi un nuovo apparecchio e per metterlo in regola con la dirett. ci vogliono 8 mesi, ma se c'è bisogno immediato di metterlo in commercio puoi avere una deroga. Ma qst non vieta che non debba avere marchiatura, alla fine degli 8 mesi bisogna metterla. La deroga ti fa slittare la scadenza a 12 mesi per far le modifiche necessarie per avere la marchiatura.

Ciò che prelevi dalla sala operatoria non puoi riportarla → spreco
La soluzione è qll di preparare dei kit limitando così gli sprechi

Chi prepara i kit deve sottostare a delle regole:

- ciò che è messo nel kit deve essere compatibile con il resto
- mettere tutte le istruzioni d'uso necessarie
- controlli interni

Se tutti i dispositivi del kit hanno marchiatura CE anche il kit allora ha marchiatura CE ma ciò non vale per i dispositivi assemblati

NORME GENERALI ^{di sicurezza} degli apparecchi elettromedicali

Non mi devo solo porre il problema su come lo progetto. Inizialmente si hanno delle specifiche generali per es dal medico.

- Bisogna innanzitutto pensare a che danni si va incontro. Quindi all'inizio valuto i rischi.
- Cosa può capitare in seguito ad un guasto

Se l'apparecchio non lo conosco molto entrano in gioco le norme generali del rischio di modo da valutare quali sono i rischi. (Analisi del rischio) Si può far uso delle Guide all'uso e alla Manutenzione per saperne di più.

Queste norme sono divise per pericoli:

- Pericoli elettrici → macro shock, scosse elettriche
- Pericoli meccanici → il dispositivo ha una massa e quindi deve avere una base d'appoggio stabile.
- Radiazioni non volute o eccessive → es radiazione laser deve essere contenuta, con una certa geo, ecc.
- Accensione di miscele anestetiche ed infiammabili
- Temperature eccessive

Non prende in esame la contaminazione biologica.

- Precisione di funzionamento e protezione contro erogazioni pericolose → posso avere danni sia per tanta o poca energia
- Funzionamento anormale e prove di guasto → le prove di guasto sono onerose da fare, soprattutto con l'aumento della complessità del sistema. Però ci sono certe tipologie di guasti che devono essere verificati. Due guasti distinti hanno una probabilità che è uguale al prodotto delle singole probabilità.

Quindi la norma ci dice a quali anomalie bisogna tener conto

- Prescrizioni costruttive
- Guida generale e motivazioni → mi aiuta a capire la norma

- M. per contatto diretto:

"Dare la def. di m. per contatto diretto e spiegare le precauzioni per diminuirne il rischio"

Solitamente è l'operatore che rischia di più e non il paziente.

Si ha qnd si viene a contatto con una parte metallica normalmente in tensione.

Dal punto di vista della prevenzione bisogna avere una corretta informazione su come e cosa devi fare (formare e informare)

Cosa può accadere dipende dall'intensità di corrente e dal tempo.

L'intensità della corrente può essere stimata in base all'impedenza che possiedo

- M. per contatto indiretto:

Contatto con una parte metallica che normalmente non è in tensione ma che lo diventa per un guasto. Le conseguenze dipendono sempre dall'intensità e dalla durata.

In qst caso non avrei potuto accorgermene finché non tocco l'oggetto.

Qst tipo di macroshock è più gestibile perché prima dipenderà solo dalla formazione e dall'informazione del personale.

Per evitare il m. indiretto posso usare un dispositivo che mi avverta per es. un led.

- Microshock: Forma di elettrac. accidentale che può portare il paz alla morte anche solo a correnti di poche centinaia di μA perché in qst caso la sup. di contatto è molto piccola e la corrente scorre direttamente attraverso il muscolo car-

cio che conta è la densità di corrente e dove viene applicata

Durante un intervento chirurgico in prossimità o sul cuore.

Prima degli anni '60 molti pazienti chirurgici morivano per microshock.

Un'altra categoria di pazienti soggetti a microshock sono qll possiedono cateteri endocavitari → es. pacemaker esterni

Di per certo se la corrente è sotto i $50 \mu A$ con un densità qualsiasi

Correnti pericolose: $100 - 150 \mu A$

$200 - 250 \mu A$ con una sup. di $1 - 2 \text{ mm}^2$ → fibrillazione

Noi percepiamo solo correnti a partire dai mA.

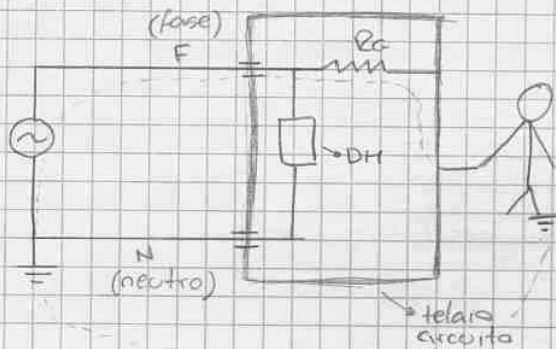
Il concetto di isolante va bene se si lavora con correnti continue ma non correnti alternate.

Alla freq di 50Hz non c'è materiale che si può considerare isolante.

La resistenza di contatto tende a diminuire all'aumentare della tensione di contatto.

Tensioni elevate sono più pericolose per aumento di corrente e abbassamento della resistenza.

CONDIZIONE di 1° GUASTO



resistenza paziente
 $R_p = Z_p$
 mono/fase: potenziale di terra da una parte e una tensione efficace di 220V dall'altra.

In seguito ad una perdita di isolamento R_c assume un valore finito mettendo a contatto il contenitore dello strumento con la fase attiva

Dovrò sapere qnt vale R_c e R_p , la tensione la so a priori.

CORRENTE
 tensione che percorre il paziente = $\frac{E}{R_p + Z_p}$

$$R_p = R_c + R_{tess} + R_{pT}$$

dipende dall'area di contatto e dalla tensione di contatto

poche centini di Ω , dipende dal tessuto

la corrente esce dal corpo e deve tornare al generatore
 dip.: sup di contatto e conducibilità del pavimento

anche i tessuti hanno un comportamento non lineare

Es

$$R_p = 1100 \Omega \quad R_p = R_c + R_{tess} + R_{pT} = (1000 + 50 + 50) = 1100$$

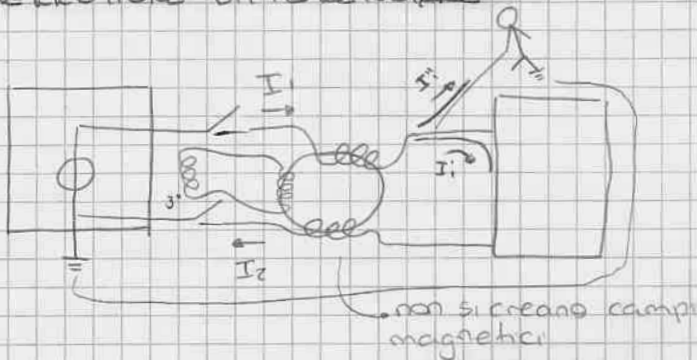
• S_{cp} di contatto 100 mm^2 (dito)

$$R_c = 1000 \Omega \quad I_p = \frac{220V}{1100} = 200 \text{ mA} \quad P_D = R_c \cdot I^2 = 40 \text{ W}$$

Precauzioni

- adeguata formazione personale
- trasformatore d'isolamento → continuità di alimentazione agli apparecchi nel caso in cui si verifichi una condizione di 1° guasto
- interruttore differenziale (balsavita) → a monte vede una corrente verso terra dell'infortunato e se supera un certo valore qst stacca la corrente (tempo 60 ms circa) → limita la durata dell'esposizione ma non l'intensità.

INTERRUTTORE DIFFERENZIALE



30/A

se avessi un campo magnetico all'interno del cerchio esso originerebbe una corrente nel 3° avvolgimento che a sua volta genera un campo magnetico che fa interrompere il circuito

Se qualcuno tocca la fase la corrente I_1 si divide in I_1' verso l'utilizzatore e I_1'' verso il paziente. → $I_2 \equiv I_1'$

Il campo magnetico della bobina fa aprire il circuito sganciando i 2 interruttori.

Con un differenza $I_1 - I_2 \geq 10\text{mA}$ gli interruttori si sganciano. Il tempo di intervento è pari a qualche millesimo di sec. L'interruttore differenziale offre una protezione parziale.

MACROSHOCK per contatto INDIRETTO

Infarto no elettrica + frequente. Generalmente i dispositivi elettrici sono contenuti in contenitori conduttivi.

Il contenitore ha una tensione pari a E finché non tocchi il contenitore stesso; la corrente che mi attraversa dipende dall'impedenza e dalla resistenza di guasto.

Il contenitore met. si trova a pot diverso da qll di terra.

Il MT interviene se I supera $16A$ indipendente dal percorso. Il differenziale misura solo differenze ~~corrente~~ con un limite di $30mA$

$$\text{secondo } \Delta I \quad R_T \leq \frac{24}{30mA} = 800 \Omega$$

Normalmente si usano $10-15 \Omega$. Mentre aspetto l'intervento di MT e ΔI la tensione che percepisco è praticamente E

Più frequentemente succede che R_a tende a diminuire nel tempo.

con $30mA$ e $R_T = 10 \Omega \rightarrow V_c = 300 mV$ basso per essere percepito

L'int. diff si spegne continuamente finché $I > 30mA$

Se R_a si guasta rapidamente e va ad assumere valore simile a R_T sale il rischio.

Se l'impianto di terra è dimensionato correttamente basterebbe usare solo un MT.

Il problema dell'impianto di terra ^{è che} si guasta per cattiva manutenzione.

MICROSHOCK

Unica eccezione: chirurgia al torace e addome. Correnti di dispersione attraverso catetere endocavitario

- Dispersione generata da altri apparecchi. ^{corrente} È elettrocardiografo ^{tramite catetere} veicolato a terra
- Paziente è a contatto con parte metallica a pot diverso dal pot del catetere. Non è detto che ci sia un accopp. diretto ma può essere anche capacitivo.
- catetere collegato ad un apparecchio e disperde verso terra ad un contatto con il paziente.

Precauzioni:

- Non è detto che il materiale isolante funzioni. I guanti bloccano la corrente continua ma non alternata
- + per cause a) e/o c) si usano strumentazioni che garantiscono isolamento da microshock (CE cardiac floating). Applicare solo strumentazione necessaria e solo strumenti isolati per non causare microshock

$l \leq 10\text{ m}$ $S \geq 6\text{ mm}^2$ valori normativi

caso peggiore: \rightarrow ma cmq sicuro!

$$l = 10\text{ m} \quad S = 6\text{ mm}^2 \quad \rightarrow R_T = 0,018 \frac{10}{6} = 30\text{ m}\Omega$$

$$\Delta V = 30\text{ m}\Omega \cdot 1\text{ mA} = 30\text{ }\mu\text{V}$$

la corrente che scorre nel paziente è nell'ordine di decina di μA

Con l'ultima struttura indipendentemente dalle diverse I_0 si ha sempre una situazione di equipotenzialità.

A = nodo equipotenziale

In condizioni di 1° guasto, un apparecchio si guasta e I_0 aumenta

$$\Delta V = R_T (I_0)$$

\downarrow
guasto

L'apparecchiatura è alimentata da trasformatore di isolamento o dalla rete con interr. diff.

Se il trasf. di isolam. funziona bene limita la I_0 /100 ad un max di 1mA il quale non crea problemi.

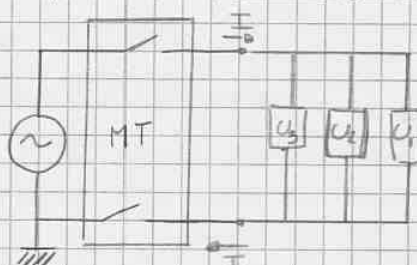
Se avessimo int. diff la corrente che scorre verso terra può essere 10mA o 30mA. Con 10mA \rightarrow 300 μV su 1k Ω del paziente \rightarrow \rightarrow 1 μA , con 30mA \rightarrow 900 μV \rightarrow 1 μA situazione di completa sicurezza.

Il nodo equi garantisce sicurezza anche in condizioni di 1° guasto

Per dare garanzia totale:

- nodo equi + apparecchi di tipo CF

INTERRUTTORE MAGNETOTERMICO

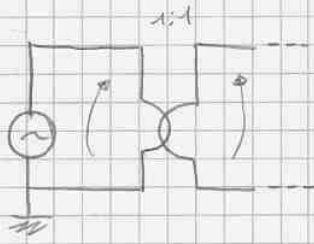


interviene qnd la corrente di alimentazione supera un determinato valore

$$3\text{ kW} \rightarrow 16\text{ A}$$

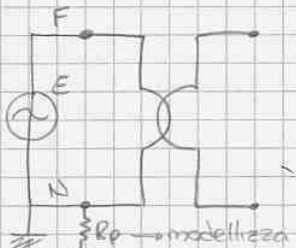
$$4,5\text{ kW} \rightarrow 22\text{ A}$$

La soluzione è mettere un trasformatore secondario che non è più riferita a terra



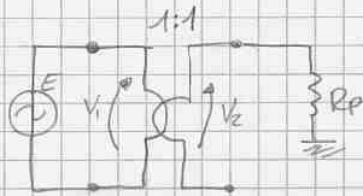
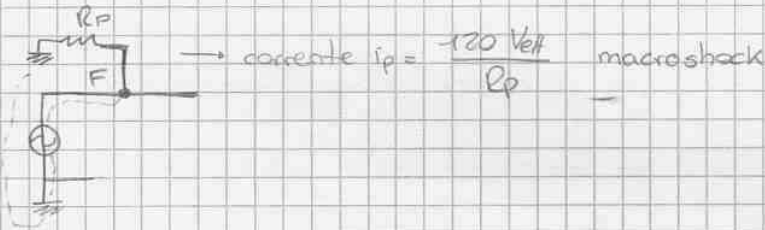
In qst modo si "isola" l'apparecchio guasto e gli altri continuano a funzionare.

07/10
AUGORI



utilizzato in aree in cui l'apparecchiatura è vitale per il paziente

R_p → modella una persona che tocca N → non scorre corrente
N: neutro → percorso da pot di terra

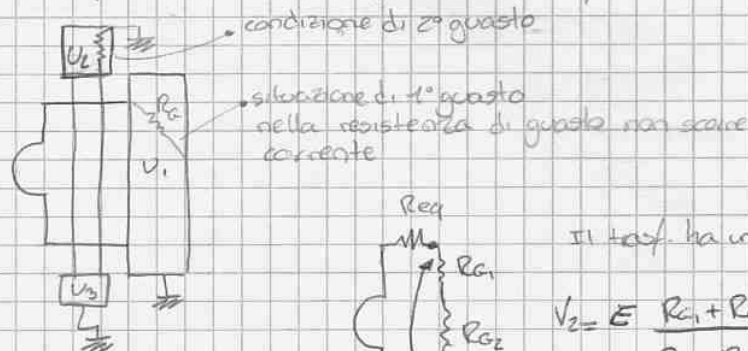


$$V_1 = E = V_2$$

la corrente su R_p è nulla perché non fa parte di una maglia chiusa.

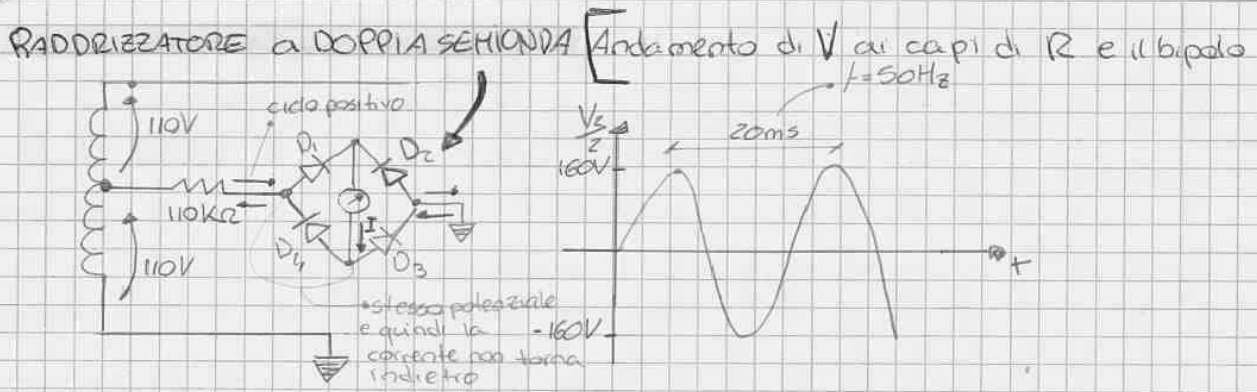
Il secondario non è riferito a terra vedo in circuito aperto.

Il trasformatore di isolamento: isola tutto ciò che è collegato al secondario dal primario e in più non è riferito a terra.

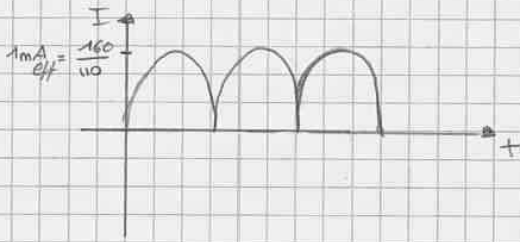


Il traf. ha una resist. interna

$$V_2 = E \frac{R_{p1} + R_{p2}}{R_{p1} + R_{p2} + R_{eq}}$$



se mA è percorso da i dall'alto al basso \rightarrow valore positivo



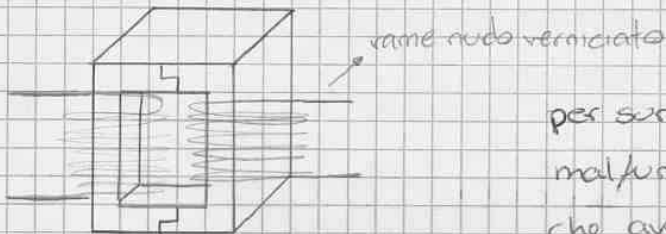
DIODI: componenti in cui la corrente scorre solo in una direzione



da A a K \rightarrow C.C.
da K a A \rightarrow C.A.

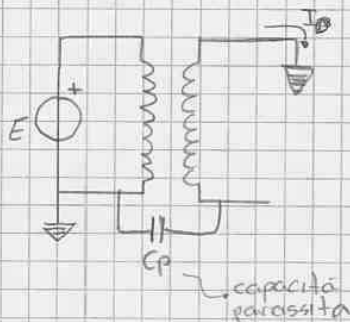
I T. di I. non sono ideali

Come è costruito il trasformatore di isolamento



per surriscaldamento si rischia un malfunzionamento però è impossibile che avvenga una perdita di isolamento in quanto primario e secondario non si toccano.

I 2 avvolgimenti sono assimilabili a 2 lastre metalliche con all'interno un dielettrico (l'aria). Più sono lontani e meglio è.



$$I_D = \frac{E}{|Z_c(j\omega)|} = \frac{E}{\frac{1}{j\omega C}} = E\omega C$$

$$Z_c(s) = \frac{1}{sC}$$

reatanza capacitativa

$$I_D(j\omega) = E\omega C \quad C = \frac{I_D}{\omega E} \quad \text{per rispettare la norma } C \text{ deve}$$

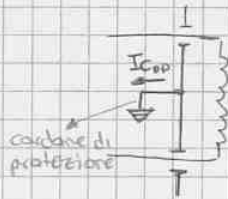
I_{Dcp} (corrente di disp. nel cordone di protezione)

I_{Dz} (" " " nell'involucro)

I_{Dp} (" " " nel paziente)

Le correnti di disp sono alla freq. di 50Hz. Ci possono anche essere altre correnti di dispersione all'interno dell'apparecchio.

Le c. di disp. a 50Hz sono molto importanti perchè sono molto pericolose




$I_{COP} \leq 500 \mu A$

in condizione di 1° guasto la corrente deve essere limitata ad un max 1mA

Apparecchi medicali di CLASSE I → obbligatoria la messa a terra dell'involucro

CLASSE II → se si guasta il trasformatore esso è isolato in un contenitore di plastica impedendo il contatto diretto con l'involucro in condizione di 1° guasto.

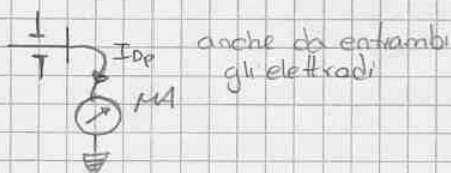
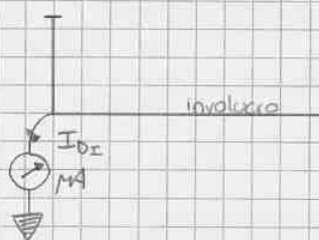
Apparecchi a doppio isolamento di sicurezza  collegamento a terra non obbligatorio

CLASSE III → collegamento a terra non obbligatorio per apparecchi con alimentazione entrocontenuta. Impossibilità di usare l'apparecchio nel momento in cui lo applico alla corrente elettrica (non posso collegare l'apparecchio sia all'alimentazione elettrica della rete sia al paziente)

Gli apparecchi non sono solo suddivisi per classe ma anche per tipo.

Il cordone di protezione è obbligatorio solo in classe I

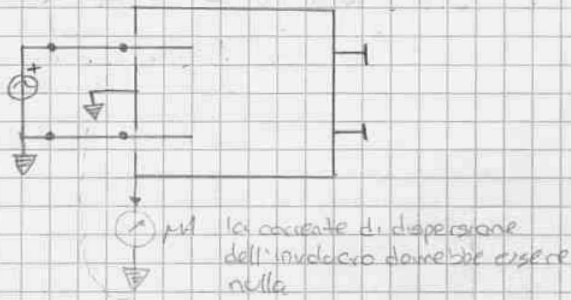
Nel caso ideale si usano misuratori di correnti di dispersione (test IEC 601-1)



Il defibrillatore introduce una ddp molto alta. And sono presenti 2 elettrodi nel pittingramma significa che all'apparecchio e' protetto dal defibrillatore



Quali sono i guasti considerati 1° guasto?



1- interruzione del cordone di protezione con corrente di disp verso l'involucro sarà uguale a corr. di disp verso terra.

2- interruzione di uno dei 2 conduttori di alimentazione. Si può interrompere il neutro o la fase

3- rete diretta: fase collegata a fase e neutro a neutro. Condiz. di 1° guasto qnd si scambiano fase e neutro (rete invertita)

Finta condizione di 2° guasto qnd si interrompe più di un cavo. Finta perché i 3 cavi sono situati nella stessa presa e soggetti alle stesse forze. Non è vincolata dalla norma ma bisogna far lo stesso il controllo della IDP

TERRA: nodo che si trova al potenziale della struttura in cui ci troviamo (per evitare il macroshock)

12/0

Dovrebbe coincidere con il potenziale dell'impianto di terra → potenziale del terreno

MASSA: nodo che ha la caratteristica di essere comune a molti componenti, collegato alla massa conduttiva più grande del circuito. Nodo di riferimento chiamato anche impropriamente massa.

ELETTRODI per prelievo di BIOPOTENZIALE

Sono dei trasduttori e non dei connettori. Contatto metallo-metallo della presa → connettore, passaggio di e⁻ da un reticolo all'altro.

I biopotenziali sono delle ddp rilevabili sul corpo riguardanti

Il punto di eq è instabile; attorno alla barretta si va a creare una nube di ioni C^+ che si rinnova di continuo (equilibrio dinamico)

Ci possono essere anche degli anioni A^- .

Se si aumenta l'opposizione a ionizzare

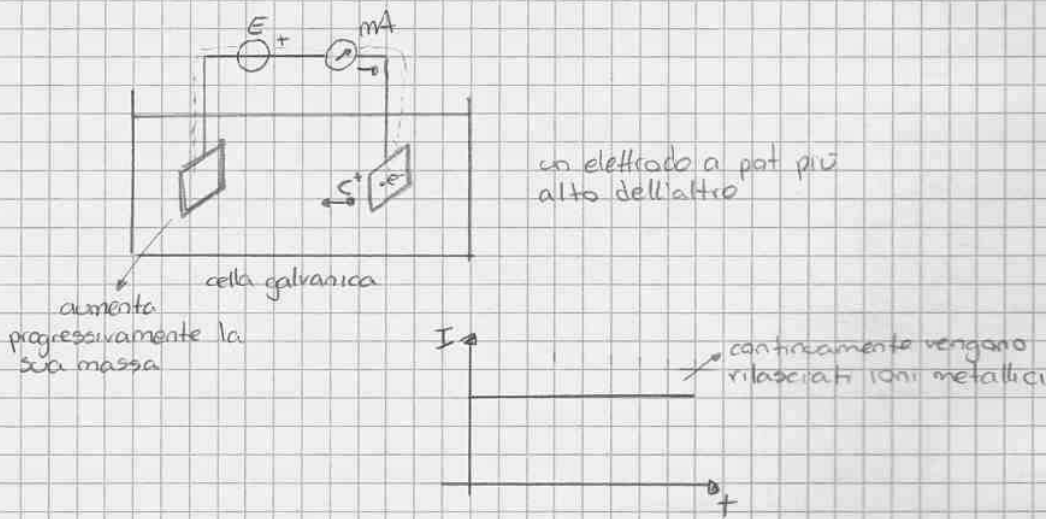
Potenziale di semicella \rightarrow potenziale che rilevo tra l'elettrodo e l'elettrolita

Diverse caratteristiche del metallo variano il pot di semicella.

Se uso l'idrogeno a $25^\circ C$ con elettrodo di riferimento verifico che ci sono dei metalli che tendono di più a ionizzare e quindi raggiungono un pot di sem. negativo. Poi ci sono altri metalli che hanno minor tendenza a ionizzare (valori positivi)

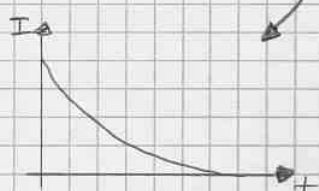
Se posso un elettrodo sulla cute senza gel non ottengo un buon risultato.

Quando un elettrodo d'argento rilevato posso non usare uno strato di gel perché si forma uno strato di $AgCl$ che sostituisce la funzione del gel.



Questa cella non è affetta dal fenomeno della polarizzazione formata con metalli non polarizzabili.

Adesso considero un metallo che non ionizza. A $+ \rightarrow 0^-$ le 2 piastre sono allo stesso pot, a $+ \rightarrow 0^+$



non c'è scambio di ioni metallici

cella polarizzata e quindi dopo un certo t non ha più I

Modellizzare l'interfaccia in un circuito equivalente noto da un punto di vista elettrico.

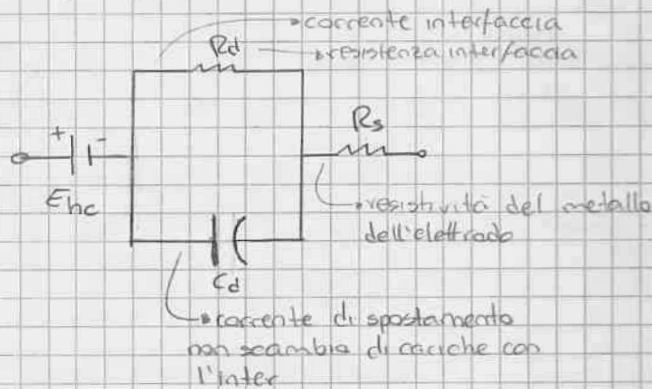
Il comportamento tra interf. ed elettrolita non è lineare → varia al variare della densità di corrente.

Possiamo aver bisogno di creare correnti ioniche nel corpo / facendo funzionare "al contrario" l'elettrodo.

Il modello dell'elettrodo dipende dalla funzione (stimolazione o rilevazione di biopotenziale)

La f_d dipende dalla frequenza (usare almeno un elemento reattivo sull'interfaccia)

Per gli elettrodi completamente polarizzabili in un elettrolita si comporta come un condensatore (non polar → resistenza). Nel caso reale non esiste il "completamente" e quindi cioè la serie di un condens. e un resistore.



R_s è più piccolo

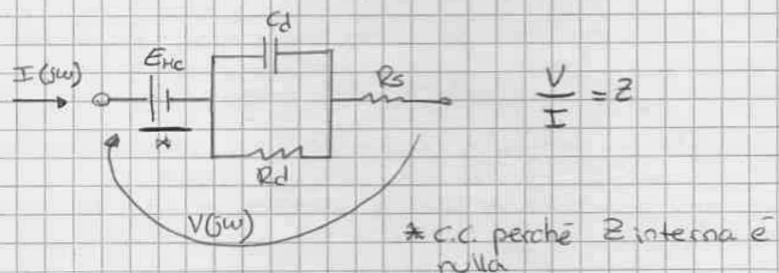
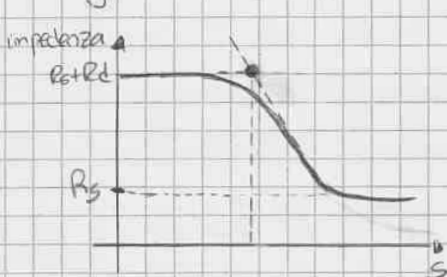
La corrente che attraversa la barriera (R_s) è molto piccola (pA, fA)

Cosa capita nel regime in continua? C_d non ci sarà e quindi rimarrà la serie di 2 resistori di cui R_s è molto piccola.

In alternata E_{hc} può essere sostituito da cc. cm anche per R_s

Elettrodi polarizzabili → trascurare R_d

Diagramma di Bode dell'impedenza interfaccia/elettrolita



16/10

ELETTRODO



GEL → conduttore → crea uno strato di cariche positive



→ concentrazione di ioni con pot. di semicella

STRATO CORNEO → strato isolante

DERMA → conduttore

Sorgente del segnale da analizzare (tessuti eccitabili)

Consideriamo l'impedenza della cute con un elettrodo non pol. (es argento clorurato) avente 1cm^2 di superficie, e un secondo elettrodo con maggior superficie si genera un'impedenza nell'ordine di centinaia di $\text{K}\Omega$ per f basse, e 3 ordini di grandezza inferiori con $f = 3\text{MHz}$ salendo di 6 ordini di grandezza con f si scende di 3 ordini per la R posizione del polo dipende dal metallo

PROBLEMI NEL PRELIEVO DI BIOP.

Si ha una sovrapposizione di biop. che a noi non interessano; ciò che che non ci interessa lo considero un rumore. Il problema sorge quando il segnale che vogliamo misurare ha un'ampiezza minore del rumore.

Bisogna conoscere le caratteristiche sia del segnale sia del rumore.

Se i potenziali di semicella (in continua) sono più elevati del segnale cardiaco non riesco a rilevarne niente. Quindi bisogna tenere conto dei pot generati all'interfaccia. Il potenziale di semicella è un problema nel caso in cui amplifico un biopotenziale.

Il pot. di semicella dipende:

- tipo di materiale
- soluzione elettrolitica → le caratteristiche del fluido dipendono anche dalle forze metalliche generate al contatto con la sonda meccaniche
- tipo di finiture



Da origine ad un artefatto: artefatto da movimento

L'artefatto da movimento è tanto più maggiore quando il paziente si muove. Esso può causare una scarsa visibilità del segnale. Bisogna a qpt punto filtrare modificando la frequenza delle componenti del segnale.

Si ricorre al filtraggio come ultima possibilità; bisogna cercare di ridurre il

• ago monopolare



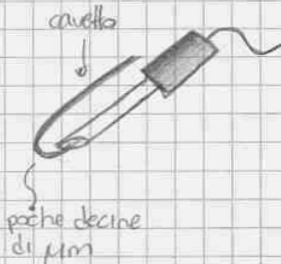
canola metallica con all'interno un cavetto che viene fatto uscire, riempito di resina e affilato

ci sono 2 conduttori: canola e ago

• ago bipolare → 2 punti di contatto con la canola

se ho un muscolo che non è in superficie non posso analizzarlo con un elettrodo superficiale.

Ad esempio per il muscolo tibiale posteriore si prende un ago epidermico tradizionale, cavetto molto sottile ^{si scela} / si fa un uncino e si inserisce nell'ago epidermico. Dopo l'iniezione si rimuove l'ago e rimane dentro solo il cavetto



Talvolta si inserisce tutto il filo nell'ago e si fa con all'interno un connettore

Il tempo necessario per preparare il paziente è strettamente collegato al tipo di elettrodo usato.

- Elettrodi micro/abbricati: circuito stampato collegato ad una serie di elettrodi.



Microelettrodo → potenziale di membrana

tubetto in vetro (Ø 2mm) scaldato viene stirato formando così una punta (Ø 1μm) non si usano metalli ma soluzioni di cloruro di potassio

Adesso ricarichiamo la $f/dt \frac{v_u}{v_d}$ con il teorema di sovrapposizione degli effetti in qnt il circuito è lineare

$$v_u = v_{u1} + v_{u2}$$

applico $\frac{v_{d1}}{2}$ e poi $\frac{v_{d2}}{2}$ singolarmente:

$$v_u = \frac{v_{d1}}{2} Ad \frac{G_d + sC_d}{G_i + G_d + sC_d} + \left(-\frac{v_{d2}}{2} \right) Ad \frac{G_d + sC_d}{G_i + G_d + sC_d} =$$

perché invertente

$$\begin{aligned} v_{u1} = v_{u2} &= \frac{G_d + sC_d}{G_d + G_i + sC_d} \left(\frac{v_d}{2} Ad + \frac{v_d}{2} Ad \right) = v_d Ad \frac{G_d + sC_d}{G_d + G_i + sC_d} = \\ &= v_d Ad \frac{G_d}{G_d + G_i} \frac{1 + sC_d R_i}{1 + sC_d \frac{R_i R_d}{R_i + R_d}} = \frac{-R_i R_d}{R_d + R_i} \frac{1 + sC_d R_d}{1 + sC_d \frac{R_i R_d}{R_i + R_d}} v_d Ad \end{aligned}$$

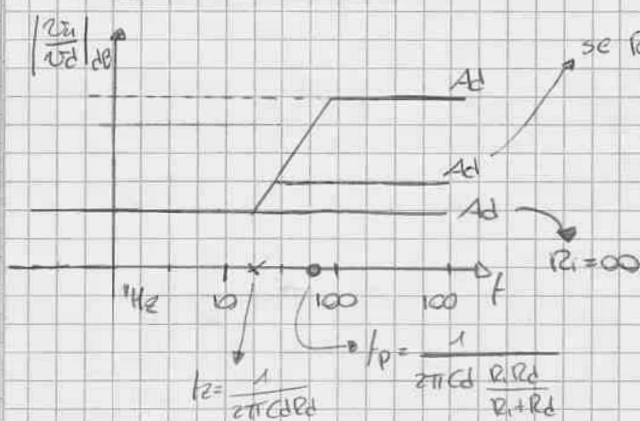
qnd siamo in continua $C_d = 0$

Si tratta di un circuito del 1° ordine.

C'è un caso in cui

$$sC_d + G_d = 0 \rightarrow s = -\frac{G_d}{C_d}$$

Diagramma di Bode

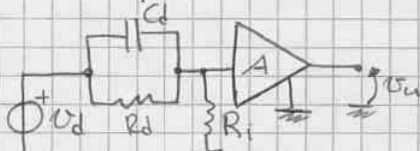


le componenti frequenziali si devono comportare tutte allo stesso modo. Bisognerebbe fare in modo che le componenti frequenziali siano alla destra del polo ma non è semplice; Vista la complessità bisogna innanzi tutto non far crescere troppo il valore di R_i .

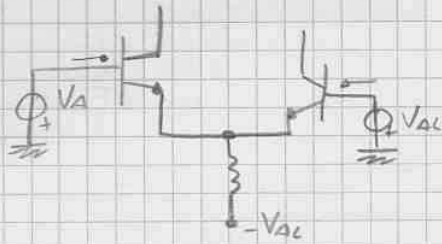
Lo zero dipende da:
 - metallo
 - esp. elettralita

Il polo dipende da:
 - \ll
 - \ll
 - amplificatore (R_i)

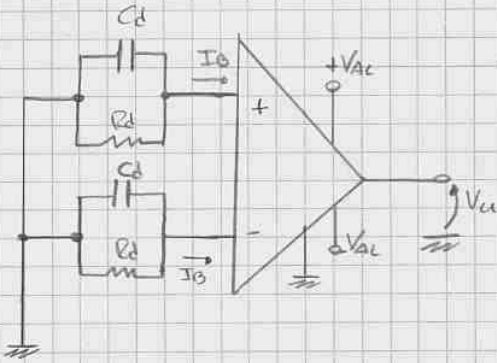
Nella condizione di simmetria si potrebbe trasformare tutto in un circuito più semplice.



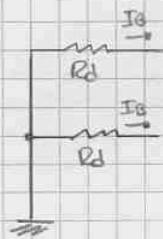
I_B non circola se



$V_C S - V_{AC}$ si riferisci agli stadi di ingresso
 ↓
 II° caso di saturazione

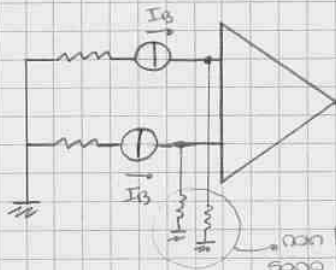


le correnti I_B sono delle correnti continue e quindi a posto dei C ho in c.c.

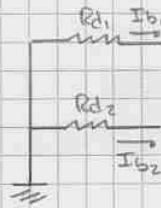


massimo le resistenze di ingresso (impedenza che vedo dal morsetto sul circuito)

Gli elettrodi possono avere qualcosa a che fare con i problemi di saturazione?



non le disegno xk sono all'interno del circuito



supponiamo uguali R_d e uguali I_B

$$R_{d1} = R_{d2} \quad I_{B1} = I_{B2}$$

$$V_+ = V_- = -I_B R_d$$

↓
 V_C

$$\text{se } +I_B R_d \gg +V_{AC} \Rightarrow \text{Sat.}$$

supponiamo

$$I_B = 10 \text{ nA}$$

$$R_d = 1 \text{ M}\Omega$$

$$V_+ = V_- = 10^{-9} \cdot 10^6 = 10 \text{ mV} \quad \text{tenendo con che } V_A \text{ è nell'ordine dei V}$$

non ho Sat.

Se devo quindi considerare le condizioni di saturazione in un circuito considero i 2 tipi di sat. e nel II° caso devo conoscere I_B (correnti di polar.)

$$A_{gCl} \quad 1 \text{ cm}^2$$

$$R_d \approx 40 \text{ K}\Omega$$

con 4 mm^2 di contatto ho $4 \text{ M}\Omega$ quindi non è difficile arrivare a qst ordine di grandezza

PROBLEMA: ACCOPPIAMENTO CAPACITIVO del SOGGETTO con la RETE ELETTRICA

In un circuito lineare la forma d'onda è di tipo sinusoidale. Se il circuito è a 50Hz anche la sinusoide lo sarà.

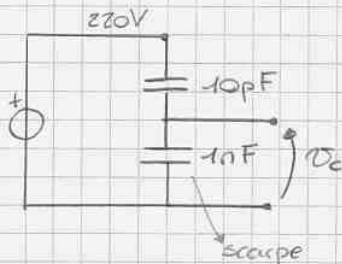
Quanto vale la tensione efficace in una persona? e la capacità?

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{S}{d}$$

$S \approx 100 \text{ cm}^2$ sup. dei cavi per un'altezza di 2m

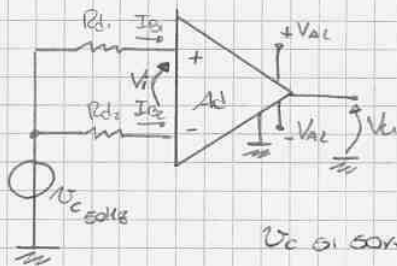
$d \approx 15 \text{ mm}$

$C \approx$ ordine di decine di pF



$$V_c = 220 \frac{10 \cdot 10^{-12}}{10^{-9} + 10 \cdot 10^{-12}} \approx 2,2 \text{ V}$$

$V_c = 2,2 \text{ V}$ → gran sovrapposizione per il prelievo di biop.



V_c si sovrappone al segnale biop.

$$V_u = V_d A_d + V_c A_c$$

Io posso toglierle dopo che conosco
che esse scorse facendo
funzionare l'AO

$$V_u = V_c A_c = V_c \frac{A_d}{\text{CMRR}}$$

$$\text{CMRR} = \frac{A_d}{A_c}$$

poniamo $A_d = 1000$ $V_c = 1 \text{ V}$
 $\text{CMRR} = 100 \text{ dB}$

$$20 \log x = 100$$

$$\log x = 5 \quad x = 10^5$$

$$V_u = 1 \cdot A_d \cdot \frac{1}{\text{CMRR}} = 1 \cdot 1000 \cdot \frac{1}{100000} = 10 \text{ mV}$$

il risultato va bene se il valore dell'ampiezza del segnale da rilevare sia maggiore di 10mV

Il segnale cardiaco ha un max di 1,5V e min 10µV il quale è influenzato dal rumore.

RIP int. di rete può essere dovuto ad un v_c presente sul paziente \rightarrow accopp. capacitivo con l'altra rete \rightarrow contributo all'uscita dell'A.O. È comodo confrontare l'int. di rete direttamente con il segnale all'ingresso: quale A all'ingresso affinché punta segnale che in uscita è lo stesso prodotto del rumore di modo comune.

$$V_{s0i} = \frac{v_c}{CMRR}$$

LEZIONE
23/10

↙
tens. riferite

all'ingresso equivalente a v_c all'uscita dovuto all'interf.

$$V_{s0u} = v_c A_c = v_c \frac{A_d}{CMRR}$$

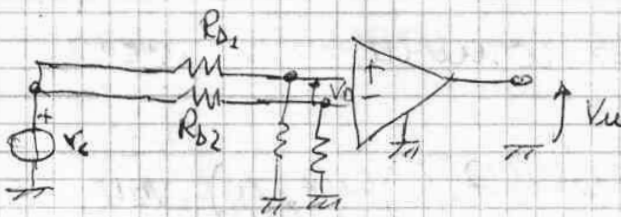
$$V_{s2c} = \frac{V_{s0u}}{A_d}$$

OSS se l'amplificatore aumenta di 10, il guadagno aumenta di 20; se l'ampl. raddoppia + 6 dec
2 dB \rightarrow moltiplicare l'amplif. $\times 1,4$

1 dB \rightarrow " " " $\times 1,1 \Rightarrow$ sommare l'amp. del 10%

$\frac{1}{2}$ dB \rightarrow " " " $\times 1,05$

altre componenti di interferenza!



Si suppone che l'elettrodo sia perfettamente non polarizzabile.

Supponiamo che $A_c = 0 \rightarrow CMRR = \infty$
• $R_{d1} \neq R_{d2}$

Es tensione sul paz $V_c = 1V_{eff}$; $R_i = 10M\Omega$

si vuole ottenere un $V_{soi_{DR}}$ dovuto a $\Delta R \leq 10\mu V$
 max sbilanciamento elettrodi?

$$V_{soi_{DR}} = \frac{\Delta R}{R_i} \quad \Delta R \leq 10\mu V \cdot 10 \cdot 10^6 = 100\Omega$$

su valori
 di $40k\Omega$ non
 è un valore ed

Al massimo i 2 elettrodi
 sono uguali al 5-10%.

Per risolvere il problema bisogna avere
 una R_i + grande Es $100M\Omega$

$$\Delta R = 1k\Omega$$

R_i alta \rightarrow • FDT protto
 • poca interf. di rete anche con
 una cattiva preparazione paziente

In condizioni reali i 2 fenomeni si
 verificano contemporaneamente

$$V_{soi} = V_{soi_{DR}} + V_{soi_{CMRR}}$$

$$V_{soi} = V_c \frac{\Delta R}{R_i} + V_c \frac{1}{CMRR}$$

Es progetto $R_i = 100M\Omega$; $CMRR = 126dB$; $V_c = 1V$
 $V_c = 1V$; $\Delta R = 2k\Omega$

$$V_{soi} = 1 \cdot \frac{2 \cdot 10^3}{10^8} + \frac{1}{2 \cdot 10^6}$$

$20\mu V$ $0,5\mu V$

Se fossero riporabili \rightarrow CMRR adeguato al
 valore di R_i e ΔR ; altrimenti nel
 caso dell'esempio è inutile un CMRR così
 alto. Si proietta la condizione

$$\text{in cui} \quad \frac{\Delta R}{R_i} \cong \frac{1}{CMRR}$$

ov. ~~Se~~ ^{Anche se} gli elettr. in Appl sono prevalenti.
~~non~~ ^{non} potenza allora le capacità non sono trascurabili
 (Il modello resistivo puro).

$$Y(j\omega) = G_d + j\omega C \quad |Y(j\omega)| = \sqrt{G_d^2 + (\omega C)^2}$$

amplif. $1 \text{ cm}^2 \rightarrow 40 \text{ k}\Omega \quad Y(j\omega) = 25 \mu\text{S} + j\omega 40 \cdot 10^{-9}$

$$B = 40 \cdot 10^{-9} \text{ W} \cdot \frac{1}{2\pi f} = 40 \cdot 10^{-9} \cdot \frac{3 \cdot 10^2}{2\pi} = 12 \mu\text{S}$$

Se la $f = \frac{1}{2} \text{ cm}^2 \rightarrow 80 \text{ k}\Omega \rightarrow$ la punta sarebbe dimezzata.

L'elettrodo è equivalente ad un resistore con modulo pari all'impedenza calcolata (con il condensatore presente).

- 1] non considero condensatore \Rightarrow || impedenza = R_d
- 2] ~~cons~~ \dashv \dashv calcolo ||; approssimo l'elettrodo con un resistore $R =$ || impedenza calcolata
- 3] considero contemporaneamente \dashv e \dashv e risolvo il problema.

RIP front end \rightarrow stadio direttamente connesso con la sorgente del segnale.

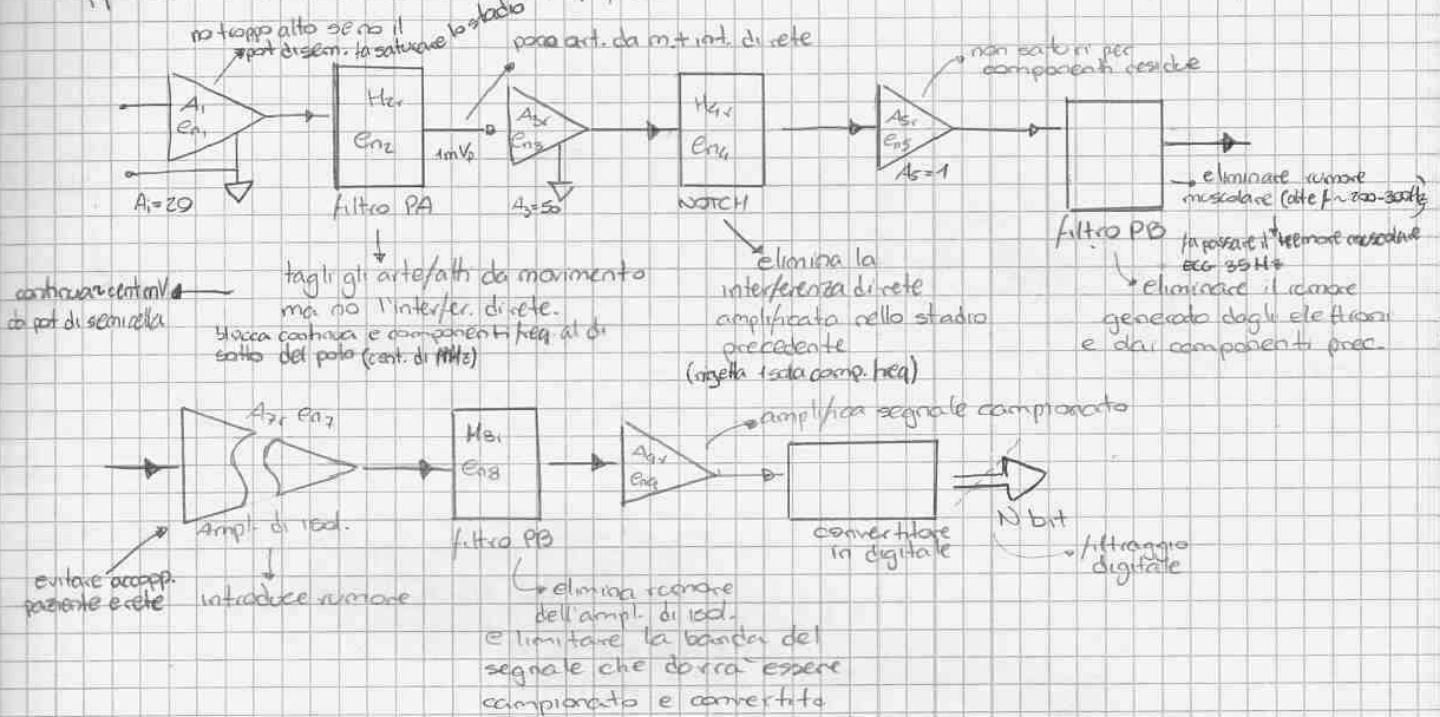
CATENA DI AMPLIFICAZIONE

I probl. + imp sono 2:

- saturazione \rightarrow intensità troppo elevata del segnale o valori troppo sbilanciati delle I di potenza. COND. NEEDS
- l'amplif. collegato agli elettrodi deve generare un rumore sufficientemente piccolo rispetto al segnale da amplificare - CONTENIMENTO DEL RUMORE \rightarrow
 - rumore varphi : $\left\{ \begin{array}{l} \text{esterne all'ampl.} \\ \text{interne " " " " } \end{array} \right.$

Supponiamo che la catena amplifica 1000

vedi diapo



Amplificatori e filtri in CASCATA, amplificare il più possibile il segnale dall'inizio limitando gli effetti del rumore generato dalle sorgenti. Il filtro non elimina il rumore (perché non ideale) ma lo limita (46 dB buon filtro).

Domande d'esame: schema ECG indicando parametri caratteristici di ogni singola blocco

- caratteristiche segnale ECG
- A_1, H_1 e f_+ (freq. di taglio)

Come faccio a sapere qnt deve amplificare la catena?

• Devo conoscere la dinamica di ingresso del convertitore

• intervallo tensioni nel quale converto bene

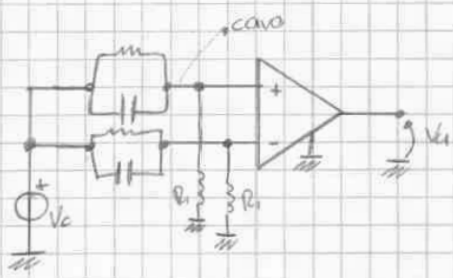
La dinamica di ingresso della scheda me la fornisce il costruttore. Internamente tensione ingresso del convertitore non deve essere troppo grande (satur. convertitore) né troppo piccola (sfrutto poco la scheda)

Amplificazione tot = dinamica ingr. del segnale \times ^{alla} dinamica ingresso convertitore

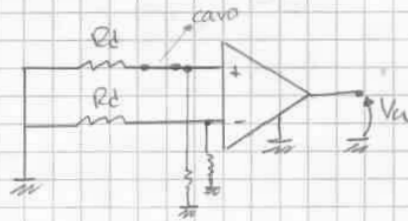
E_{n_i} : rumore per ogni stadio riferito all'ingresso

Voglio calcolare la pot del rumore prima del convertitore.

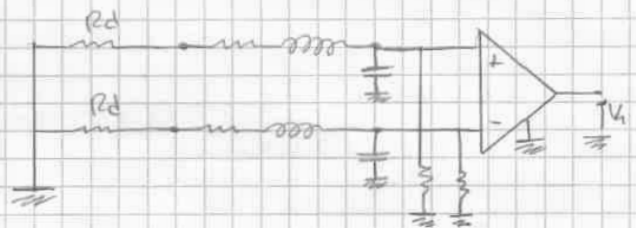
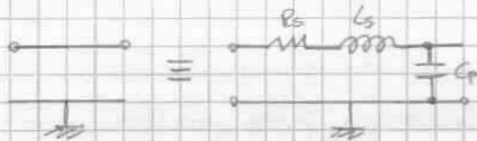
INTERFERENZA di RETE



consideriamo elettrodi non polarizzabili e ho un c.a. a posto di C. Il segnale è di modo comune



• modellizzazione di un cavo in prossimità di una terra:



- cavo lungo 1m di Cu con sezione di 0,25 mm²

$$R_s = \rho \frac{l}{S} = 0,018 \cdot \frac{1}{0,25} = 0,072 \Omega \quad \text{è un valore trascurabile rispetto ai k}\Omega \text{ di } R_d \text{ e quindi metto in c.c.}$$

- 1 m di qst cavo ho un'induttanza di circa $1 \mu H \approx L_s$

$$Z = j\omega L_s \quad |Z| = \omega \cdot L_s = 1 \cdot 10^{-6} \cdot 2\pi \cdot \underbrace{50}_{f \text{ di rete}} \approx 300 \mu\Omega \quad \text{anche qst valore è trascurabile quindi c.c.}$$

La capacità dipende dalla distanza dei cavi, dalla lunghezza, sezione; $C \approx$ pochi pF

Le frequenze vanno dalle decine alle migliaia di Hz

$$C = 1 \text{ pF} \quad |Z_c| = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{10^{12} \cdot 3 \cdot 10^{-12}} = 3,3 \text{ k}\Omega \quad \text{a } 50 \text{ Hz}$$

all'aumentare della f diminuisce il valore di Zc

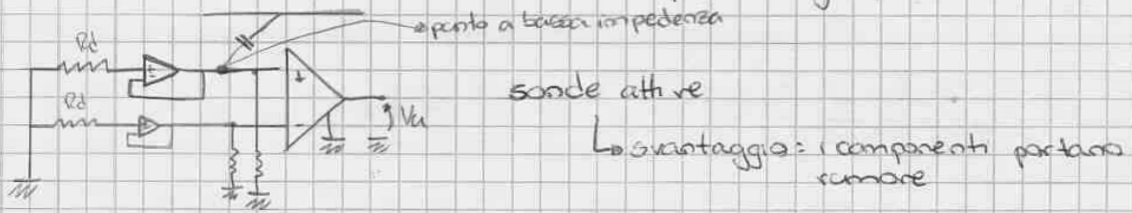
Il C è in // con R_d dando un effetto nullo



C_p non è più collegato al cavo ma allo schermo e quindi a terra.

Per risolvere interamente il problema $R_d = \emptyset$

Montare in prossimità dell'elettrodo un ampli. voltage follower



Il voltage follower mi porta R_d a zero

Un cavo sottoposto a forze meccaniche genera delle piccole ddp.

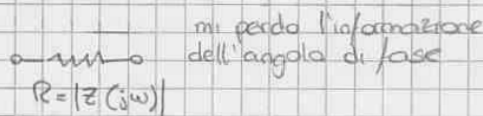
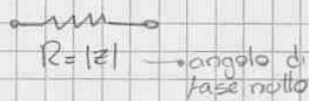
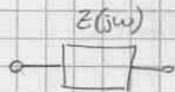
L'impedenza ai capi di C è nell'ordine dei mΩ

Il voltage follower mi "oscura" R_d e quindi ha una bassa ~~impedenza~~ impedenza all'uscita dell'ampl.

ESERCIZIO

30/10

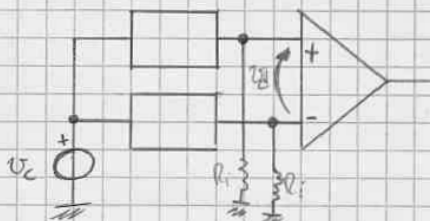
Variazione dell'impedenza: varia R_d e C_d in modo opposto. Se R_d aumenta del 10% e C_d diminuisce del 10% il loro prodotto rimane invariato. Se entrambi aumentano del 10% la variazione di $|Z|$ è approssimabile a zero.



va bene solo se sono interessato al rapporto delle tensioni efficaci; no per un discorso energetico

Si trascura conq la relazione di fase tra tensione e corrente quindi va bene se l'angolo di fase è molto piccolo.

bipolo puramente dissipativo → angolo di fase nullo → puramente resistivo



per calcolare l'ang. di fase dei 2 bipoli

$$\varphi = \arctan \frac{\text{Im}(Z)}{\text{Re}(Z)}$$

Intervallo Q-T : 400 - 500 ms, se sensibilmente più lungo → possibile comparsa di un'aritmia letale. (sindrome del Q-T lungo)

Molto critica è la zona S-T e bisogna fare attenzione a non introdurre disturbi. Bisogna allora fare attenzione al primo filtro passa-alto in qnt la sua freq. di taglio può modificare il segnale S-T abbassandolo. Il filtro deve essere a fase lineare senza introdurre una distorsione di fase.

Il nostro ampli. non deve quindi introdurre ritardi significativi in particolare il ritardo deve essere uguale per tutti i segmenti e intervalli.

Paradossalmente è meno importante la variazione delle ampiezze.

DERIVAZIONI ECG agli arti



triangolo di Einthoven

I° derivazione: segnale dato dal pot. del braccio sinistro al pot. del braccio dx

$$V_I = \phi_L - \phi_R$$

II° derivazione:

$$V_{II} = \phi_F - \phi_R$$

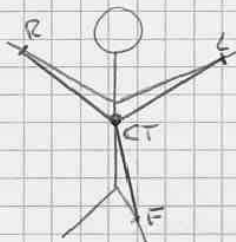
III° derivazione:

$$V_{III} = \phi_F - \phi_L$$

campo elettrico è rotazionale

$$V_{II} = V_I + V_{III}$$

Non aggiunge particolari info ma ciò che non vedo nelle altre 2 deriv. posso vederlo qui.



NODO di WILSON

invece di considerare il pot da un arto ad un altro arto, considero un pot. di riferimento

pot. all'ingresso dello strumento → pot. a quell'arto

$$V_{CT} = \frac{1}{3} (\phi_R + \phi_L + \phi_F)$$

$$V_R = \phi_R - V_{CT} = \frac{2}{3} \left[\phi_R - \frac{1}{2} (\phi_L + \phi_F) \right]$$

$$V_L = \phi_L - V_{CT} = \frac{2}{3} \left[\phi_L - \frac{1}{2} (\phi_R + \phi_F) \right]$$

$$V_F = \phi_F - V_{CT} = \frac{2}{3} \left[\phi_F - \frac{1}{2} (\phi_R + \phi_L) \right]$$

Qst 2 metodi conviene usarli assieme.

multiplexata nel tempo). Vantaggio: ho solo una catena. Svantaggio: se si guasta la catena tutti i segnali vengono amplificati male.

Vantaggio: risparmio $\frac{1}{6}$ dello spazio.

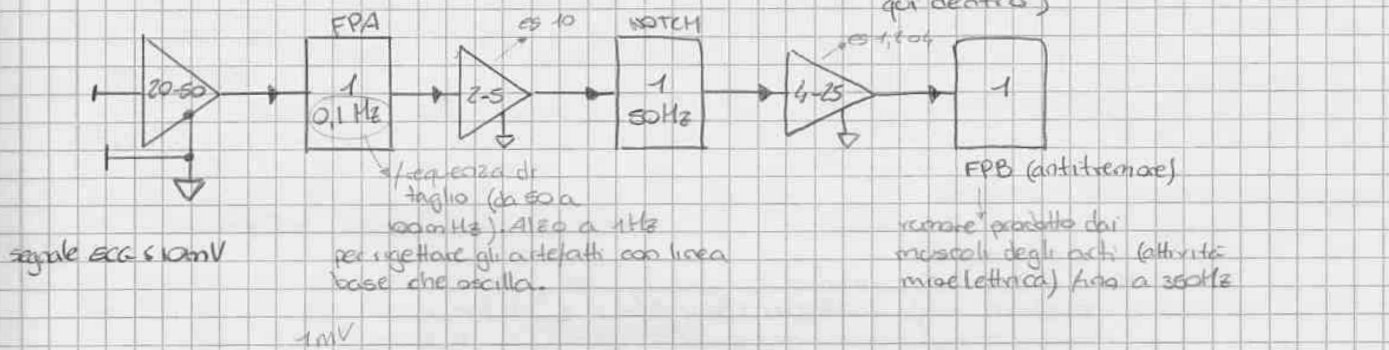
Un ultimo metodo tiene conto che dai 4 elettrodi solo 2 derivazioni giungono ad un microcontrollore il quale ricostruisce le altre 2, le quali sono delle combinazioni lineari.

Vantaggio: non ha bisogno di avere una cat. di ampl. multiplexata nel tempo.

Svantaggio: presenza di un microcontrollore.

Le derivazioni toraciche sono tutte linearmente indipendenti. Un'unica catena di amplificazione multiplexata.

SCHEMA di PRINCIPIO di un canale ECG



1- conoscere l'amplificazione totale (dinamica di ingresso della scheda e dinamica di ingresso del segnale circa 10mV)

* non maggiore della tensione di alimentazione

2- determinare la tensione di alimentazione (es. $\pm 12\text{V}$, $\pm 8\text{V}$, ecc)

se scelgo $\pm 3\text{V}$, la dinamica di ingresso della scheda sarà minore di $\pm 3\text{V}$.

In qot esempio:

tensione di ingresso = $\pm 5\text{V}$ (10V dinamica)

dinamica del segnale = 20mV ($\pm 10\text{mV}$)

\Rightarrow amplificazione tot di 500

11
 $\frac{10\text{V dinamica uscita}}{20\text{mV dinamica entrata}}$ \rightarrow ingresso alla scheda di conv.

Non posso mettere la max ampli. all'inizio per:

- potenziale di semicella
- interferenza di rete



il segnale così ottenuto può servire per vedere la morfologia del segnale cardiaco della madre.

Applico una fdt e lavoro per sottrazione eliminando l'ECG materno e mostrando il battito del feto che nascondere.

Il problema è la bassa intensità del segnale fetale insieme alla distruzione/sossposizione del segnale materno.

Un ECG si fa per dimostrare delle alterazioni patologiche del funzionamento del cuore. Un soggetto può star bene per dei mesi ed essere colpita improvvisamente da un attacco cardiaco. In seguito si fa un ECG e si può non vedere nulla.

Bisognerebbe quindi monitorare il segnale ECG per un tempo prolungato. (Holter) → ECG dinamica

collegato ad un certo num di elettrodi, il cardiologo verifica la qualità del segnale, il paziente va a casa con gli elettrodi, dopo un paio di gg torna in ospedale e il cardiologo interrompe la registrazione dei dati per poi verificarli.

Il num di canali va da 6 a 12, sistema robusto

Bisogna mettere un supporto che possa registrare 24h di ECG → sistema di lettura automatica dando una panoramica del segnale in tutto qst periodo di tempo.

ELETTROENCEFALOGRAFIA

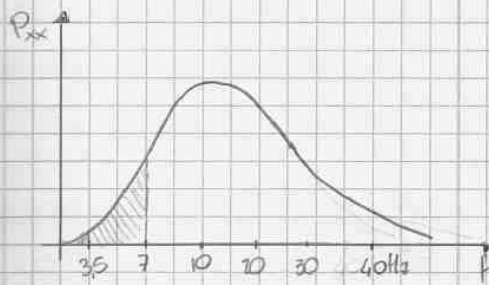
06/11

Fino alla nascita della TAC era impossibile avere una visione dell'interno della scatola cranica.

Anni 30 → possibilità di vedere all'interno della scatola cranica erano nulle

L'elettroenc. nasce negli anni 20-30 e diventa tecnica assistita negli anni 50; unica tecnica per ottenere info su processi all'interno della S.C.

Anni '60 → l'elettroenc raggiunge l'apice, studiato dal punto di vista



Encefalografia fatta in situazioni diverse

$P = \text{integr densità di potenza}$

Tutti gli accidenti vascolari possono essere studiati con la tac. Negli anni precedenti in presenza di un ictus si usava l'elettroenc. non ottenendo grandi risultati.

L'elettroenc. rimane importante nello studio di quei fenomeni di origine elettrica (es epilessia) e non di origine anatomica.

L'epilessia nasce qnd in un punto si genera una depolarizzazione propagandosi nell'emisfero. Il punto da cui nasce si chiama focolaio epilettico.

Con la TAC non individuo un focolaio epilettico a meno che non si generato in seguito ad un ematoma.

con il progredire dei trapianti d'organo l'elettroenc. serve nella condizazione di morte cerebrale. È un settore in cui non si richiede una tecnologia avanzata (segnale c'è o non c'è)

Sul mercato le differenze degli elettroenc. le troviamo nei software, ma non differenze rilevanti

Una 15 di anni fa si incominciò a puntare sulla risoluzione temporale; l'elettroenc. è povera dal punto di vista spaziale ma potente dal punto di vista temporale.

L'obiettivo fu qll di ottenere un'alta risoluzione sia spaziale che temporale. Non sono stati fatti grossi passi avanti;

ELETTROENCEFALOGRAFIA STANDARD

Primo problema: dove devono essere posizionati gli elettrodi. Nell'elettrocardio il numero max di elettrodi è 10; in elettroenc. gli elettrodi sono più di una decina.

Bisogna stabilire dei punti di riferimento, essi sono 4:

- nasion → fossa sopra il naso
- inion → punto al centro del cranio appena poco della prima vertebra

POTENZIALI di RIFERIMENTO

Posso essere posizionati gli elettrodi di riferimento in diversi punti: ai lobi delle orecchie, dietro il padiglione auricolare o sul mento. *

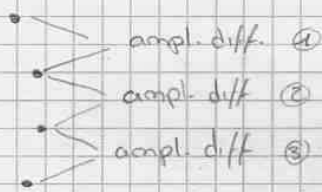
Riferimento noncefalico → per eliminare l'artefatto dell'ECC; elettrodo posto sul petto e alla base del collo.

Come riferimento posso anche usare il potenziale medio di tutti gli elettrodi (Riferimento cefalico MSD10)

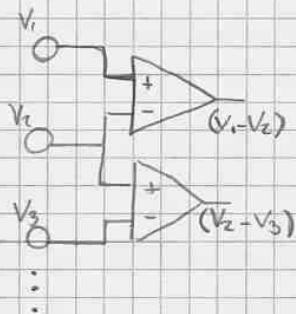
* Riferimenti cefalici

ECC MONTAGES

Caso A



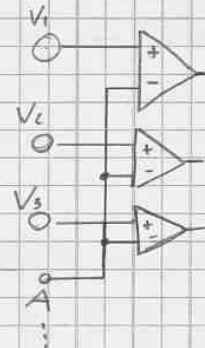
montaggio bipolare



Caso B



montaggio monopolare
un ampl. diff. per ogni elettrodo



Per lo studio dell'epilessia è importante localizzare la sorgente ovvero un focolaio epilettico.

Nel caso A, se avessi la sorgente vicino a V_2 , con quel montaggio avrei un segnale fatto dalla differenza di V_1 e V_2 .

Il ① e il ③ segnale sono uguali ma in controfase quindi la sorgente è in posizione simmetrica.

Il montaggio bipolare ha una risoluzione spaziale più alta rispetto a quello monopolare.

Nella condizione monopolare non vedo più 2 segnali uguali ma in opposi-

Con un montaggio monopolare ricevo i segnali provenienti anche da lontano come l'EKG

Verificare che il segnale dato dall'arte/atto sia sincrono con l'EKG.

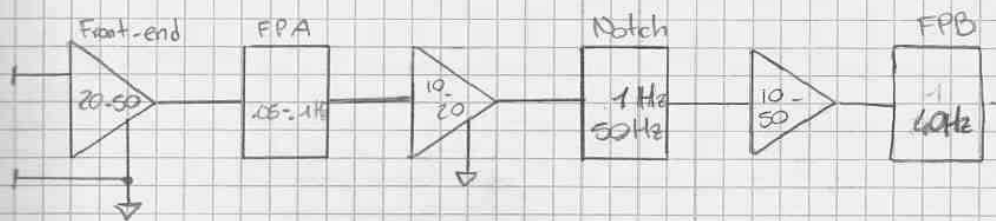
Slide del RUSE ARTIFACT:

TB-PB e PB-OZ sono in controfase (segnale bipolare)

Slide del SIXTY Hz ARTIFACT:

F8-F4 e F4-FZ F4 ha un'impedenza maggiore (es si sta staccando) e compare il disturbo a 60 Hz

CATENA di AMPLIFICAZIONE



Supponiamo di amplificare fino a 10V (dinamica di ingresso del convertitore)

La dinamica del segnale di ingresso può variare tra 10, 100 μ V

$$\text{Amplificazione tot} = \frac{20V}{20\mu V} = 120dB$$

varia tra 50000 e 100000

Decine di mV per arti da movimento e pot. di semicella

- Il primo stadio non deve ampl. più di un centenario \rightarrow se no saturo
- FPA: l'EKG ha una banda passante tra 50 e 100 mHz. Elimina gli art. da movimento da movimento di un fattore 100. Ho ancora l'int. di rete
- Amplificatore: con valori tra 10-20 non amplifica gli art. da mov. residui e l'int di rete
- Notch: taglia l'int di rete
- Amplificatore
- FPB o passa banda: a 40 Hz perché il segnale EKG non ha componenti sopra ai 40 Hz

Come giustificare la scelta dei bit: più bit \rightarrow minor errore di quantizzazione
256 livelli bastano per poter interpretare il segnale.

Se invece voglio elaborare il segnale maggiori sono i livelli e minor errore di quantizzazione.

La periodicità e dell'ordine di pila cardiaca; E_{K1}
 (potrebbe essere un elettrodo sulla spalla) \rightarrow ^{canale + il montaggio} \rightarrow sempre
 solo x coprire se F pot. minuzioni con l'att. cardiaca
 SS qualche automatica \rightarrow bisogna eliminare tutte
 le frequenze con $f \equiv f_{cardiaca}$.

LEZIONE

11/11 \rightarrow

Es Polse TB-P8 PB-O2
 attività in out of phase \rightarrow c'è

un'entropia che pulisce al di sotto dell'elettrodo
 PB. È un segnale microcattolico con l'onda
 R una arriva con un certo ritardo

Es 60 Hz

elettrodo F4 ha un'impedenza decisamente + alta
 rispetto agli altri

Es photo \rightarrow usata in casi epilettici e cura mist. visivo.
 P3-O1 (livello posteriore) usata un'attività che
 si estende poi a tutti e 2 gli emisferi: sono
 oscillazioni sinuose

catene amplificative EEG

d. apr.

ampl. 1^o? Il conv. Δ ha una dinamica Δ di $\pm 10V = 100$
 la din del segnale d'ingresso ($\pm 10 \mu V$ oppure $\pm 100 \mu V$)
 \Rightarrow din. inpr. / din. segnale = 1 milione

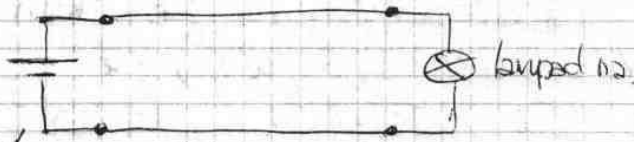
L'ampl. deve poter variare tra 40'000 ed 1 milione.
 Segg Art. da monumento: 10mV di E_{hc} e poche
 decine di mV di art. da mov \Rightarrow se la
 catena è alimentata tra $\pm 10V$, il 1° stadio
 non deve amplificare + di 100 (20-40-50).

FPA con f_t 50-100 mHz. (attenua 100)

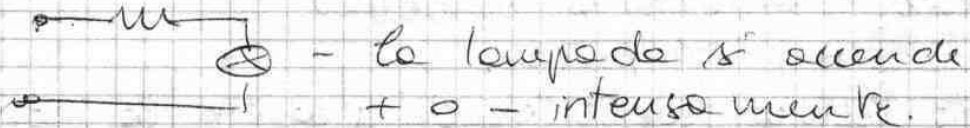
Secondo ampl. (i disturbi hanno ampiezze di
 circa 10 mV + interf. 50 mV)
 $L \times k_e$ erano $\frac{10 \times 50}{100} = 10 mV$ \rightarrow $\frac{10-20}{100}$

3° ampl. divo arrivare a 40'000 \rightarrow deve
 essere minimo 40 (1000 x avere un milione)

(1)



generatore: x verificare la via di conduzione, se il circuito è interrotto → la mappa è esatta → non si sa dove → si deve spostare il generatore - così da trovare un tratto $P_1 P_2$ in cui \exists l'interruzione. Oppure si potrebbe avere un danno che consiste nell'introduzione di una R in un tratto del circuito.



• Altro metodo è lasciare fisso il generatore e spostare la lampadina.

sistema fisiologico

⊗ ha il compito di dimostrare che il circuito è integro, da un segnale in corrispondenza di uno stimolo → E_s sottile, si vuole verificare l'integrità della via che dalla xiferia arriva alla corteccia



Applico segnale al nervo ^{stelle} con uno stimolatore elettrico che provoca la depolarizzazione che si propaga verso il centro

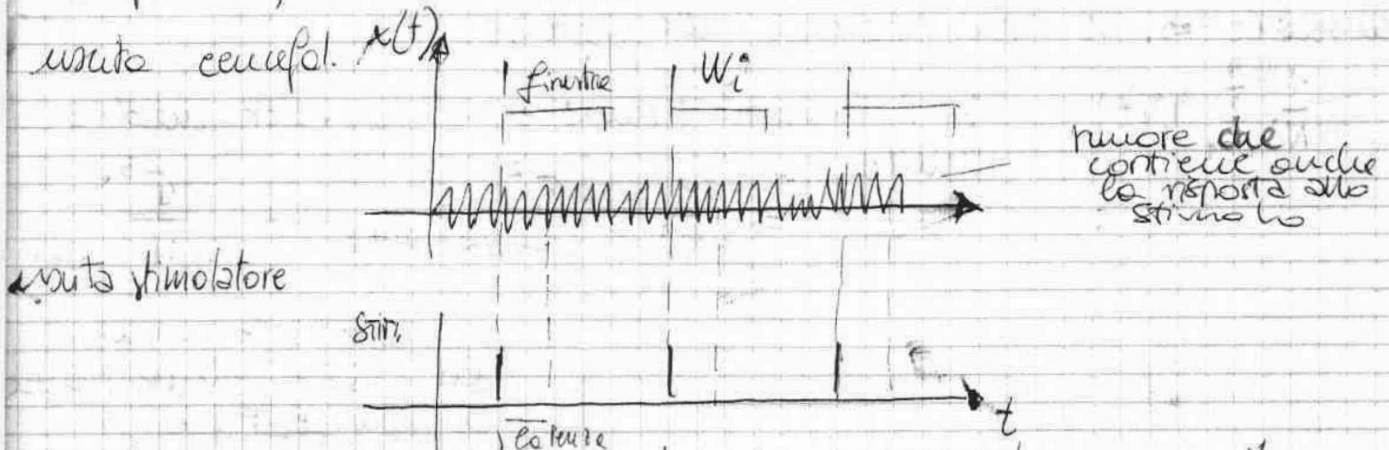
La ⊗ è un elettrodo che rileva lo stimolo sensitivo: se si vede una risposta (che arriva con un certo ritardo rispetto lo stimolo), se si vede un potent e livello corticale che ha forma, A e latenza ^{più o meno} \rightarrow segnale anatomico → la risposta è rappelliva xò il sist. fisiologico è simile. Si tratta una notevole variabile dovuta all'individuo e dal tipo di elettrodi utilizzati.

Elettrodo attivo in Cz e riferimento frontale Fez,

→ ~~il segnale~~ emerge la via e ha la velocità giusta. Se non vedo potenziale la lesione può essere ovunque →

rapporto $\frac{\text{segnale}}{\text{rumore}} \ll 1$ (in dB è negativo)

In tutti i casi di potenziali evocati.
 Nel caso di P.E. somatosensoriali (stimolazione nervo sensitivo)
 o visivo (stimolo la retina), uditivi (si eccita il timpano).



attenzione ogni stimolo viene dato dopo il t e consentire al sistema di tornare ad una condiz. di riposo.

• stimolo - registr. può essere ripetuto anche 300 volte
 e condiz. che devono essere verificate

1) la ^{risposta allo} stimolo si ripete uguale a se stesso
 la f di stimolaz. è bassa abbastanza da permettere che ogni stimolo il sistema non si affatichi e torni in condiz. di riposo (non si deve depurare lo stimolo)

2) so quando aspettarmi la risposta: la risp. deve essere contenuta in una finestra temporale di lunghezza nota determinata dalle fisiologie del sistema.

3) il rumore deve essere correlato dallo stimolo e da finestra e finestra

$$x_i(t) = s(t) + n_i(t) \quad \text{rumore specifico a ogni finestra}$$

(non ha pedice $i \times 1$)

Nel segnale di partenza $\sim \left(\frac{s}{n}\right)_{iniziale} = \frac{s(t)}{n(t)}$

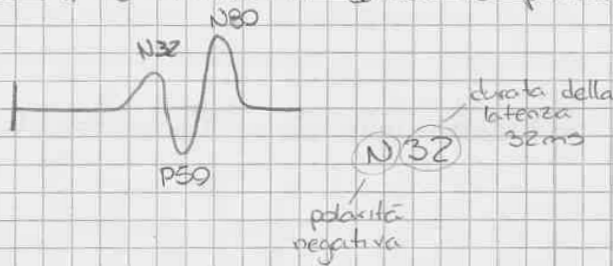


conosco l'inizio dello stimolo ma non quando inizia la risposta; quest'ultima è soggettiva

Per individuare l'inizio del fronte di salita considera il 10% del valore finale; però bisogna scegliere a quale picco ci riferiamo.

Ma un basso rapporto segnale rumore.

Una standardizzazione che si è riuscita a mettere in piedi per pot somato sensoriali o visivi: si basa su polarità e latenza



se uditivo si usano numeri romani

Utile valutare la ripetibilità del segnale. Generalmente si riportano 2 o 3 potenziali evocati

I PE uditivi non sono uno stimolo elettrico ma un CLICK, un segnale rettangolare che genera una sovrappressione o sottopressione nella cuffia.

Si usa frequenza di stimolazione massima a 10 Hz. Ho bisogno in certo numero di brani se voglio avere un incremento del rapporto segnale rumore. L'esame deve essere veloce perché il sistema biologico non deve cambiare nell'esame.

La frequenza non deve essere troppo alta perché avrò stimolo - risposta ritorno alle condizioni normali.

La banda parte da 100 Hz a 1500 Hz. Da 1000 Hz togliamo gran parte del disturbo biologico (neuroni attivi scorrenti e non importanti per l'esame) **BAER**

VEP → stimolazione visiva. Si utilizza la scacchiera, si chiude un occhio e con una $f = 2-3$ Hz si inverte il pattern della scacchiera (da bianchi a neri). La banda va da 1 a 100 Hz e si ottiene anche del rumore dovuto agli elettrodi, elettronica e segnale encefalografico spontaneo. Quindi si parte con un rapporto segnale rumore sfavorevole.

MEDIAN SSEP → stimoli elettrici a polso e cariglia, 2-5 Hz con banda di 100 - 1500 Hz

Un PE uditivo è abb. complesso perché è formato da 5 peaks

Tanto più il complesso è precoce e tanto più è vicino alla struttura stimolata

1° onda: generata dal nervo uditivo in prossimità della coclea

2° onda: parte proximale del nervo uditivo o nucleo della coclea

3° onda: parte superiore dell'oliva

4°-5° onda: mesencefalo

AI → riferimento medio

AC → riferimento lobo contralaterale

VEP → composta da 4 complessi

latenza prolungata del P100 → problemi al nervo ottico

Si fa sempre un confronto tra un emisfero e l'altro per verificare la posizione del difetto di conduzione.

P100 = 15ms max differenza accettabile tra occhio dx e sx

STRUMENTI TERAPEUTICI

16/11

APPARECCHI PER IRRADIAZIONE PER USO CHIRURGICO

Non vanno direttamente a contatto con il paziente ma consentono al medico di avere una buona visibilità per mandare avanti l'atto chirurgico o la visita.

La lampada non deve emettere troppo calore, deve avere un'irradianza bassa nella banda dell'ultravioletto. → affatica il chirurgo

AI di sopra dei 650-700 nm → infrarosso, da 1-10 μm → infrarosso termico

banda visibile 400 nm < < 650 nm

banda ultravioletta < 400

400 nm - 650 nm visibile

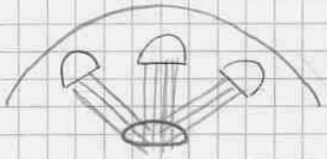
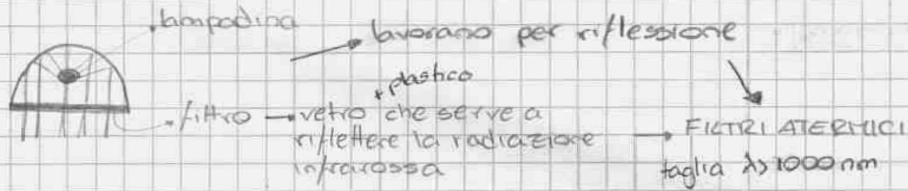
< 400 nm UV

> 700 nm IR

→ 320-400 UVA	} proprietà cancerogene
↘ 250-320 UVB	
< 250 UVC	

Alla radiazione ultravioletta sono associati tumori cutanei; non percepiamo qst radiazione però stanca la vista.

Basso irraggiamento nella banda dell'infrarosso → il calore può seccare i tessuti.

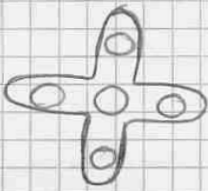


si può modificare la posizione dei fari

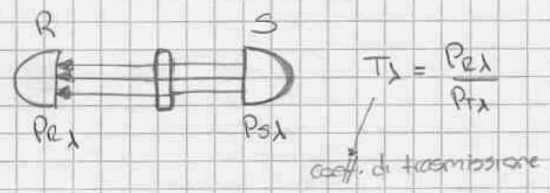
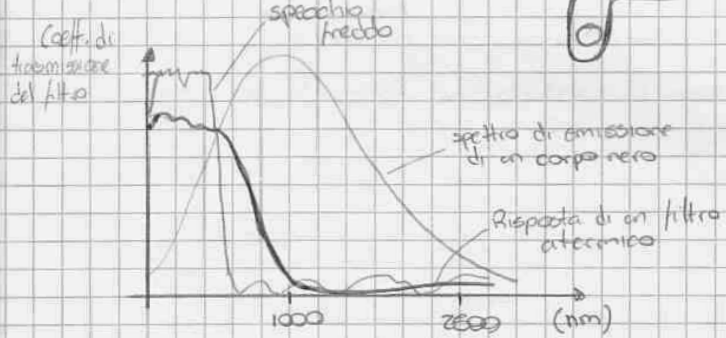
Lampade raffreddate → fino a 13 fari

Le dimensioni sono ragguardevoli, fino a 80 cm di diametro facendo insorgere il problema del ricircolo d'aria

Per ovviare a qst problema si usano lampade scialitiche multifaro con la seguente struttura:



$$\frac{Pot\ ext.}{Pot\ ing.} = \text{coeff. di trasm.}$$



Specchio freddo: consente di riflettere le lung. d'onda del visibile e non riflette la radiazione infrarossa



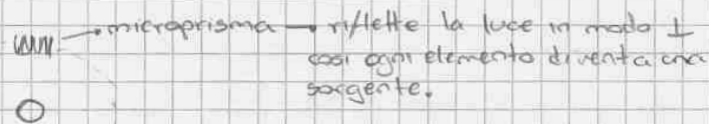
migliore aspetto al filtro atermico



Se la lampadina viene spostata

dal fuoco lungo l'asse posso avere raggi divergenti o convergenti. La lampada scialitica solitamente è convergente → vantaggio: semplicità costruttiva

svantaggio: una lampada sola che scalda molto! (Es di lampada mono fano con riflettore a parabola)



Le sorgenti (microprismi) saranno convergenti al punto

Per una lampada scialitica (non qll per diagnostica) le caratteristiche da rispettare sono:

- Illuminazione del campo operatorio tra 40klux e 160klux, il lux è l'u di m. dell'illuminazione.
- Una lampada scialitica principale in condizione di 1° grado deve mantenere un'illuminazione superiore a 40klux.
- L'irradiazione $\frac{UV}{V} < 10 \text{ W/m}^2$; prendiamo in es. le lampade abbronzanti hanno un'irradiazione UV delle centinaia di mW/cm^2 , noi dobbiamo avere 1 mW/cm^2
- L'illuminazione sia attenuata dal centro fino ai margini del fascio; il fascio non deve terminare in modo netto, altrimenti la vista del chirurgo si affaticerebbe
- Buona illuminazione di cavità profonde e l'illuminazione deve essere sufficiente anche se il fascio viene intercettato da maschere schermanti
- Indice di resa del colore da 85% a 100%; un indice di 20-30 la sorgente luminosa non consente di percepire correttamente i colori.
- Temperatura di colore tra i 3000K e 6700K; 2000K lampadina ad incandescenza con luce color giallo.
- Distanza sorgente - campo operatorio = 1m, la densità di pot termica tot. deve essere inferiore a 1000 W/m^2 e il rapporto tra energia termica irradiata ed energia luminosa deve essere minore di $6 \text{ mW}/(\text{m}^2 \text{ lux})$

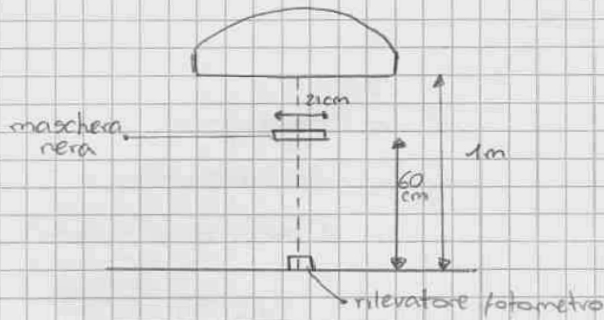
Con una doppia lampada si supera il limite di 160klux; in qst non viene rispettata completamente la norma e l'utilizzo simultaneo delle lampade è a discrezione del medico, conscio dei rischi che ci sono con una illuminazione eccessiva (es 220klux)

La norma ci dice di caratterizzare il fascio secondo alcune prove specifiche di illuminazione (intensità)

Prove di Tipo: fatte dal costruttore sul prototipo.

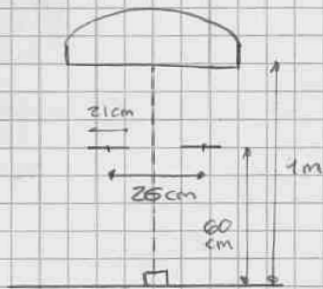
Le lampade sono sottoposte a oscura e invecchiamento quindi devono

- Illuminazione restante con una maschera (\neq LFC)

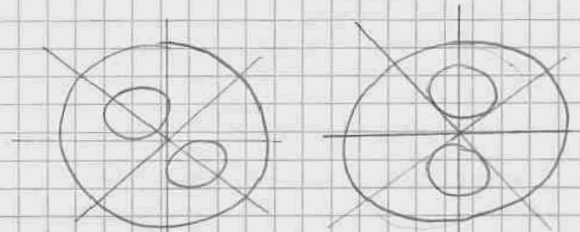


si calcola l'illuminazione residua e si calcola la % rispetto alla prova (1)

- Illuminazione restante di 2 maschere (\neq LFC)

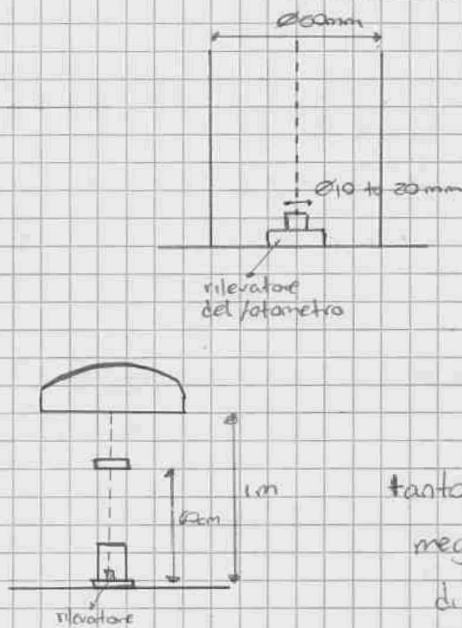


il fascio può non essere simmetrico allora si fanno 4 misure ruotando le maschere di 45°



infine si calcola il valor medio

- Illuminazione restante con il cilindro



la sup interna del cilindro deve essere lavorata in qst modo

tanto più l'illuminazione restante è al 100% e meglio è; qst serve a verificare la capacità di illuminare in una cavità. La stessa prova si fa senza e con 2 maschere

- Profondità di illuminazione

Avviciniamo il fotometro alla lampada; avvicinandosi avremo una illuminazione al centro che diminuisce. Ci sposta fino a raggiungere il 20% dell'illumina

• Ordinamento delle prove in modo da abbassare il rischio per il paziente

Rischio: deriva dal considerare 2 fattori → probabilità che l'evento si verifichi e l'entità dell'evento

Considero prove relative ad eventi a probabilità maggiore.

① Misurazione delle correnti di dispersione tramite tutto l'involucro

Si valutano le diverse possibilità. Evento che può portare la morte del paziente con una probabilità del 10% (evento frequente)

1 su un milione → evento molto probabile (incredibile)

- max entità danno = morte paziente
- alta probabilità = 10%

La prima prova è da fare per tutti gli apparecchi elettromedicali (tranne defibrillatore)

- Temperatura di colore (qll che dovrebbe avere un corpo nero per emettere una luce paragonabile a qll della sorgente)

Varcando nel tempo la luminosità della lampadina varierà anche la temperatura del filamento o la scarica del gas e quindi la temp di colore

Quando si fa una prova bisogna tenere conto della strumentazione e del disagio che si provoca nella sala operatoria.

Un termocolorimetro non occupa spazio ed è economico. La prova di temperatura di colore diventa inutile se già faccio la prova di illuminazione al centro.

Può essere utile qnd si usa una lampadina diversa da qll consigliata

Se la lampada è principale per chirurgia può essere utile considerare le prove di primo guasto

- automatismo dalla lampadina principale a qll secondaria
- stato accumulatori e durata illuminazione d'emergenza

③ Funzionamento dei dispositivi di sicurezza.

vedi slide

SICUREZZA

• Meccanici:

- resistenza meccanica → non si deve deformare con un carico pari a 2,2 volte (120 = 2,2)
- parti in movimento → ci vuole un pulsante di emergenza che disattivi tutti i controlli elettrici di movimento
- stabilità nell'uso normale → le prove vanno eseguite con tavolo accessorio e caricato
- interruzione dell'alimentazione → il paziente deve essere messo in posizione Trendelenburg anche in condizione di guasto
- Trascinamento, versamento

• Elettrici:

- equalizzazione del potenziale → il chirurgo decide di volta in volta se collegare il tavolo o no
- correnti di dispersione → il tavolo deve avere condizioni di correnti di dispersione come per un dispositivo CF; il tavolo è di tipo B
- compatibilità elettromagnetica
- ostioni da elettrobisturi
- antistaticità -
- AP, APG → ^{classi che indicano} parti stagiate che non permettano l'infiltrazione di gas

Il problema in seguito ad un taglio di un tessuto, è il sanguinamento; 23/11
se i vasi sono piccoli il sanguinamento cessa in 4-5 sec.

Invece di usare una lama tagliente all'epoca si usava un cavetto per corso da corrente rendendolo incandescente; a contatto il tessuto si assisteva all'evaporazione dei liquidi intracellulari (ELETTRICAZIONE)

Se il tessuto è molto vascolarizzato il sangue tende a raffreddare il cavo

Negli anni 30 nasce l'idea di utilizzare una corrente da far scorrere nei tessuti; alta temperatura generata da corrente a radio/frequenza

Punto di ingresso piccolo e grande punto di uscita.

freq. determinata
in modo da non
eccitare eventuali
fibre eccitabili

Piccola sup → alta densità di corrente → tessuti si scaldano

In qst modo si ottiene una temperatura istantanea alta e media bassa sotto l'elettrodo attivo.

- Una temp. alta per un tempo breve basta per cauterizzare ma non per tagliare. Se volessimo tagliare con qst duty cycle dovrei alzare ancora di più i picchi.

Esistono delle forme intermedie chiamati Brand (miscela) in cui cambia il Duty Cycle seguito ad una variazione di ampiezza.

3 forme intermedie :	brand 1	Ampiezza	Duty Cycle
	brand 2	↓ -	↓ + 50% on
	brand 3	↓ +	↓ 40%
			↓ - 30%

Il è prodotto a seconda del valore medio della corrente.

Taglio puro → alto valor medio della corrente

I moderni elettrobisturi consentono di modificare le forme d'onda.

Talvolta ottengo lo stesso risultato sia spostandomi verso un brand più basso o più alto. (dosaggio della potenza) → c'è la possibilità che si creino ustioni in altre parti del corpo.

Per lo più si creano in seguito alla comparsa di percorsi alternativi generati in seguito ad accoppiamenti di tipo capacitivo.

Nel caso di una sinusoide pura mi aspetto una linea spettrale alla freq. della sinusoide → la corrente in percorsi alternativi sarà sempre sinusoidale con una freq. spettrale

Se avessi un arco di sinusoidi con intervalli di pausa avrei uno spettro a righe distanziate $\frac{1}{10ms}$. I percorsi capacitivi hanno un'impedenza più bassa per modalità cauterizzante. (alta pericolosità di ustioni)

L'ustione per elettrobisturi è un fatto frequente. Molto difficile da debellare qst problema.

TAGLIO

Senza contatto diretto tra elettrodo e cute; l'elettrodo attivo invia corrente al tessuto senza toccarlo.

Distanza punta-pelle 0,5 cm con tensioni di $1kV/mm$

BIOINGEGNERIA ELETTRONICA

PARTE II°

25/11

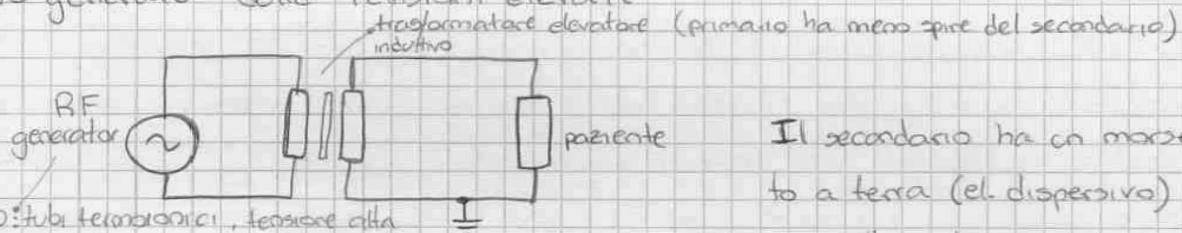
PERICOLI associati all'ELETTROBISTURI

Certi apparecchi hanno avuto un'evoluzione legato allo sviluppo tecnologico. Per gli elettrobisturi il miglioramento è stato associato alla risoluzione dei problemi che esso provoca.

Tra il 1930-40 e 1968-70 ci fu un'evoluzione limitata



Devo generare delle tensioni elevate



1940: tubi termionici, tensione alta
Oggi: resistor, tensione bassa

Il secondario ha un morsetto collegato a terra (el. dispersivo) e al morsetto attivo

1° PROBLEMA: (rischio più elevato)

Il generatore genera freq. talmente alte da non interagire con i tessuti (qualche MHz o centinaia di KHz)

La rete elettrica fornisce corrente a 50Hz e se ci fosse un guasto si potrebbe avere una componente a 50Hz nel trasformatore, ma esso ha una fdt passabanda. Le componenti f troppo alte o basse non passano. La componente a 50Hz potrebbe mandare il cuore in fibrillazione.

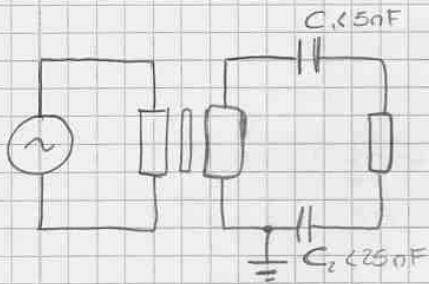
Può capitare che il traf. indutt. si guasti (in condizioni di entrata e uscita) la componente a 50Hz può scorrere verso l'elettrodo attivo (più pericoloso, per piccole sup. di contatto e in prossimità di un organo) e verso l'elettrodo passivo. modulo impedenza induttore $\propto a/f$ $f=50Hz$ $Z=j\omega L = j2\pi fL$

Condizione quindi di doppio guasto \rightarrow pericolo di microshock

Sono 2 guasti scorrelati \rightarrow le probabilità si moltiplicano

Durante l'intervento chirurgico ci possono essere degli apparecchi collegati al paziente per monitorarla.

Le correnti di dispersione a 50Hz devono essere inferiori a 10mA



Stadio di uscita isolato alle basse f

Il condensatore si può comportare come c.a. a 50kHz o c.c. con f di qualche centinaia di kHz

Il C ha una reattanza che diminuisce al crescere di f

I 2 condensatori eliminano il pericolo di microshock "eliminando" le basse frequenze.

I 2 C isolano lo stadio di uscita. I cond. devono avere un valore di reattanza bassa abbastanza alla f. di lavoro dell'eb e alta abb. per non far passare i 50kHz

$$X_c = \frac{1}{\omega C} \approx 20 \Omega$$

reattanza

$$C \geq \frac{1}{\omega \cdot 20} \quad f = 1 \text{ MHz}$$

$$C \geq \frac{1}{6 \cdot 10^6 \cdot 20} = \frac{10^{-6}}{120} \approx 8 \text{ nF}$$

il carico del paziente possiamo ipotizzarlo resistivo $R = 200 \Omega$ (dalle norme particolari) piccola per avere bassa caduta di tensione sul C e maggiore sul paziente

$$X_c = \frac{1}{3 \cdot 10^2 \cdot 8 \cdot 10^{-9}} = \frac{10^7}{24} \approx 400 \text{ k}\Omega$$

f = 50kHz

abb. elevata da evitare correnti di disp. attraverso stadio di uscita dell'elettrodo

C_1, C_2 perché è maggiore il pericolo della $f = 50 \text{ kHz}$ qnd passa per l'elettrodo attivo.

Si è passato allo stadio di uscita per le basse f per contenere il rischio da microshock ma non protegge dal problema delle ustioni.

L'elettrodo dispersivo una volta era costituito da una lastra di piombo ricoperta con un panno imbevuto di soluzione fisiologica.

Adesso sono costituiti da un foglio di alluminio circondato da uno strato adesivo.

Siccome si lavora a radiofrequenza \rightarrow elettrodo capacitivo in cui la pellicola adesiva è un dielettrico che non si oppone alla RF ma alla bassa f

Problema se l'elettrodo si stacca parzialmente perché diminuisce la sezione dispersiva aumentando la densità di corrente per la parte ancora in contatto. (non scrivere DISTACAMENTO)

Qnd l'elett. disp. tende a staccarsi \rightarrow aumenta il modulo dell'impedenza