



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 639

DATA: 07/10/2013

A P P U N T I

STUDENTE: Sandrone

MATERIA: Bioingegneria Elettronica + Esercizi + Temi

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.**

DIRETTIVA DISP. MEDICI 93/42

↳ integrata dallo attuiva 47/2007

Richiede il rispetto di "Requisiti essenziali", impone l'obbligo di marcatura CE e definisce come ottenere la marcatura

↳ garantisce che il disp. medico soddisfi le richieste di requisiti della DIRETTIVA DISP. MEDICI

- Rispetto delle norme Generali, Particolari e Collaterali per la sicurezza

- Dimostrat. del soddisfacimento dei requisiti essent. a totale carico del produttore (quando non ci sono norme)

DDM 93/42: ↳ servono x dim che ho rispettato la direttiva

- definisce disp. medico, accessorio e campo di applicat.
- impone l'obbligo di reportare alle autorità nazionali info circa DM non sicuri o incidenti dovuti a DM
- definisce la classificat. dei DM in 4 classi (I, IIa, IIb, III)
- def. come procedere alla valutat. di conformità
- impone la registraz. delle persone responsabili dell'immissione in commercio
- impone marcatura CE e ne def. le modalità

Si è passati da un approccio presuntivo a uno di responsabilizzazione del fabbricante.

Norme presuntive devono essere riviste di frequente e si tiene conto del progresso della tecnica.

È preferibile normare le metodologie di progettazione, di costruzione, di distribuzione, di mantenim. e d'uso dei DM.

È meglio normare il processo costruttivo piuttosto che il prodotto.

Norma Collaterale CEI EN 60601-1-4 Sistemi Elettronici

Programmabili: definisce un possibile ciclo di vita del progetto (metodologia di progett. sicura)

La DDM obbliga il costruttore a impiantare un sistema di qualità sul prodotto e quindi a sistematizzare fortemente l'attività produttiva e distributiva.

- DURATA
 - TEMPORANEA (durata continua < 60 min)
x es. termometri clinici
 - BREVE TERMINE (durata continua < 30 giorni)
x es. lenti a contatto giornaliere
 - LUNGO TERMINE (durata continua > 30 giorni)
- DISP. INVASIVI : penetrano parzialmente o integralmente nel corpo
x es. lenti a contatto, bisturi (disp. invasivo di tipo chirurgico)
Disp. impiantabili : sottoclasse dei disp. invasivi di tipo chirurgico (ai disp. impiant. attivi non si applica la direttiva)
- STRUM. CHIRURGICO RIUTILIZZABILE : x es. forbici
- DISP. MEDICO ATTIVO : dip. da una fonte di en. elettrica o altro tipo di en.
 - di tipo TERAPEUTICO (x es. stim. neuromuscol.)
 - di tipo DIAGNOSTICO (x es. elettrocardiografo)

Le applicat. delle regole di classif. deve basarsi sulla DESTINAZIONE dei dispositivi.

Le ACCESSORIO viene classificato separatamente

- Stimolatore neuromuscolare : IIa
- Elettrodi : I

CLASSIFICAZIONE (secondo Allegato IX)

COMITATO DISP. MEDICI → p^{ro}

Gli accessori vengono classificati separatamente modif. le regole di classificazione

- Stimolatori neuromuscolari → IIa
Elettrodi → I

- Protesi mammaree preteupite in silicone
→ disp. invasivo di tipo chirurgico → IIb

Ma il Comitato Disp. Medici ha aggiunto regole speciali che dicono che tali protesi mammaree ha i disp. di classe III

- Elettrobistria: dispositivo non invasivo (è un gen. di radio-frequenza) (terapeutico)

È un dispositivo attivo destinato a restare in nel corpo umano. È potenzialmente pericoloso → IIIb
L'e.b. è dotato di accessori di taglio

↳ - IIa

- III (se in cont. con cuora, sist. circolatorio cutale, sist. new centrale)

Gli accessori di taglio sono dispositivi invasivi di tipo chirurgico

- Vite per ortopedia riassorbibile: dispositivo passivo impiantabile, durata a lungo termine
→ III (perché destinata a essere riassorbita)

- Valvola umbilicale biologica: disp. passivo impiantabile, durata a lungo term., destinato a essere inserito nel sist. circolatorio cutale → III
- inserita nel sist. new. centrale
- costituita dai tessuti animali devitalizzati.

! Se ci fossero le regole che portano a classificazione diverse, devo scegliere quella che porta alla classif. + alta

VALUTAZIONE della CONFORMITÀ (art. XI)

→ a sec. della classe del disp. e del sist. di qualità installato dal fabbricante

- CLASSE I (esclusi disp. su misura e x indagine clinica)
 dich. di conformità CE redatta prima dell'imm. in commercio in regime di AUTOCERTIFICAZIONE

- CLASSE IIa (esclusi disp. su misura e x ind. clinica)
 dich. di conf. redatta prima dell'imm. in commercio unitamente a:

- procedura di verifica CE opp. → se nella ditta produttrice non è presente un sistema del controllo della qualità
- Dich. di conf. CE (qualità della produtt) opp. E' eseguita dall'organismo notificato
- " " " " (qualità del prodotto) opp.
- " " " " (sist. completo di qualità)

prevede l'impiego di un sistema di controllo della qualità

↳ 3 livelli del sist. di qualità.

- CLASSE IIb (esclusi disp. su misura e x ind. cliniche)

a) Dich. di conf. CE (sist. compl. di qualità)

- b) Certificat. CE unitam. a → l'organismo notif. certifica che sono state soddisfatte le disp. del decreto
- procedura di verifica CE opp.
 - dich. di conf. CE (qualità della prod.) opp.
 - " " " " (qualità del prodotto)

- CLASSE III (esclusi disp. su misura e x ind. cliniche)

a) Dich. di conformità CE (sist. compl. di qualità) opp.

b) Certificat. CE unitam. a

- procedura di verifica CE opp.
- dich. di conformità CE (qualità della prod.)

Tra questi disp. devono essere inseriti quelli x i quali, data la loro attività, l'immissione in commercio presuppone una esplicita autorizzat. di conformità preliminare

(disp. IIa, IIb, III)

FASCICOLO TECNICO: deve contenere le informazioni necessarie per far sì che il DM possa essere prodotto in un'altra ditta trasferendo solo il fascicolo tecnico. Deve essere posseduto dal disp. per essere dichiarato conforme alla direttiva 93/42.

Contiene:

- Descriz. generale del prodotto
- Schemi di progetto, metodi di fabbricat.
- Risultati dell'analisi dei rischi, elenco delle norme di prodotto adottate
- Metodi di sterilizzazione eventuali
- Calcoli di progettazione, controlli e verifiche svolte
- Relazioni di prova e dati clinici
- Etichettatura e istruzioni per l'uso

FASCICOLO TECNICO:

- analisi dei rischi
- istruz. x l'uso

Ulteriori obblighi del fabbricante:

- tenere aggiornata una procedura per valutare l'esperienza acquisita nell'uso del DM dopo la produzione e per mettere in atto le opportune misure correttive
- informare le autorità competenti sulle disfunzioni, deterioramenti delle carat. e delle prestazioni che possono causare dammi allo stato di salute del paziente
- comunicare i motivi che inducono a ritirare un DM dal commercio

ANALISI del RISCHIO: in che modo un dispositivo può rivelarsi dannoso per il paziente, per l'operatore, per un assistente o per l'ambiente.

- Percolo → elem. negativo al quale vado incontro
- Rischio → valutazione (quantitativa o semi-quantitativa) della gravità del pericolo, tenendo conto del tipo di pericolo e della sua frequenza.

Il rischio può essere abbassato o accettato così come è, a scelta del fabbricante.

Le norme sono affiancate da guida all'uso e alla manutenzione.

Comprendono una parte che si chiama GUIDA GENERALE e MOTIVAZIONI (perché viene data una certa prescrizione)

- GUIDA GENERALE e MOTIVAZ
- PROVE

APPENDICI :

- guida generale e motivazioni
 - prove (da effettuare durante la costruzione o messa in opera del dispositivo)
- Il prototipo deve superare ogni prova.
La norma dà un set minimo di prove

CLASSIFICAZIONE relativa alla sicurezza elettrica

↳ B, BF, CF

Apparecchio senza parti applicate (né proprie né improprie) → tipo B

Le parti applicate sono parti conduttive (parte metallica o in gomma conduttiva) → sopportano processi di conduzione

- Proprie (elettrodo a cont. con il paziente)
- Improprie (sonda di un apparecchio per ecografia)

elettrobisturi, stimolat. neuromuscolari

Se le ha: tipo B, BF, CF (a seconda delle parti costitutive)

↳ una barriera prim. e una secondaria

Tipo F : doppia barriera di isolam. tra la rete, la terra e il circuito paziente

- BF → I_d limitata a $100 \mu A$ (a 50 Hz, in cond. normali di funzionamento)

- CF → I_d limitata a $10 \mu A$

Trasformati di aumentat. (trasf. cu. elettrica x altri i. circuiti dirottam. collegati al pat.) e amplif. di isolam. (trasf. il segnale prelevato dal paziente in bid. isolamento elettrico)

CORRENTI DI DISPERSIONE

- Id nel CORDONE di PROTEZIONE

Cordone di protet. → collega l'alim. alla
terra di protezione

È obbligatorio x app. e.m. di classe I
(facoltativo x app. di classe II)

Gli apparecchi di classe III sono esenti dall'obbligo
di impiego di un cordone di protezione,
poiché muniti di fonte energetica entro-contenuta.

- Id nell' INVOLUCRO (scorri dall' involucro alla terra di protezione)

- Id nel PAZIENTE : dall' elettrodo può scaricarsi a terra tramite il paziente

Corrente di disp. nel paziente :

- dalla connes. paziente verso terra

- dovuta a una tens. esterna (corrente fatto →
quanto lo è la tens. esterna)

Caso pegg: tens. di rete + 10% (v 245 Veff.)

Apparecchi che possono disporre di un isolam. fondamentale (basf. di accumulator) devono essere collegati alla terra di protezione (classe I)

Le parti metalliche accessibili sul contenitore devono essere collegate a terra

• Classe II: isolamento secondario. 

Apparecchio a doppio isolam. di sicurezza.

Contenitori di materiale plastico

Per questi apparecchi il collegamento alla terra di sicurezza è opzionale.

• Alimentazione entrocontenuta → app. alim. da una sorg. elettrica costituita da pile o accumulatori contenuti nell'apparecchio.

App. di questo tipo non consentono collegam. alla rete elettrica

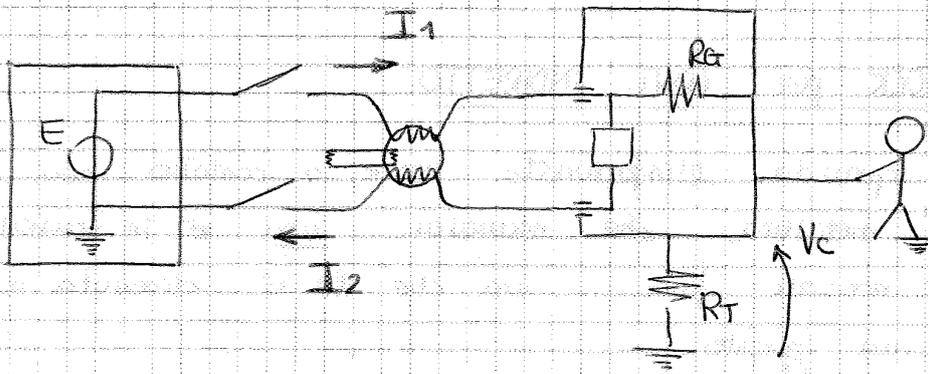
Collegam. alla TERRA DI PROTEZ. solo x disp. che disp. di un ISOLAM. FONDAMENTALE (classe I)

I e II alim. dalla rete

I → barriera di isolam. fondamentale

II → barriera di isolam. princip. e secondaria

Questa classif. è relat. alle sorg. di alim.



$V_c =$ tens. di contatto

$$V_c = E \frac{R_T}{R_G + R_T}$$

Il int. diff. è costituito da un solenoide, che quando è percorso da corrente genera un campo magnetico che apre il doppio interuttore.

- I_1 lungo l'avvolgimento di andata (scorre dal gen. al carico)
- I_2 " " " ritorno (fa corrente torna al carico)

Se $I_1 = I_2$ i 2 avvolgim. generano un campo magn. nullo

Se $I_1 - I_2 = I_p$ e $I_p \neq 0$, ciò significa che $I_1 \neq I_2$ si genera una f.e.m. che fa aprire il 2 int. interrompendo il flusso di corrente

$$I_1 - I_2 > 30 \text{ mA}$$

Tempo di intor.: $\approx 40 - 50 \text{ ms}$

Per assicurarsi da sovracorrente x cont. indiziato, si progetta R_T in modo che sul telaio ci sia una tens. contenuta anche in cond. di 1° grado

$$V_c \text{ max} = 24 \text{ V}$$

$R_T = 0$ cond. ideale (tutta la corrente finirebbe a terra)

MICROSHOCK

Quando è poss. portare anche solo una piccola corrente all'interno del muscolo cardiaco.

Puo' essere causato anche da correnti di bassa intensità (poche centinaia di μA).

La corrente fluisce attrav. il corpo attrav. una piccola sup. di contatto: si ha quindi una elev. dens. di corrente

Il catetere inserito nel muscolo cardiaco scoppia su percorso conduttivo

Prevent. obbligatoria quando si ha un paziente con catetere ins. in una camera cardiaca

Le Id attrav. il catetere possono avere origini \neq :

a) Una Id gen. da altri app. a contatto con il pat. si richiude a terra attrav. il catetere

b) Il pat. è a cont. con una parte met. ad un pct. \neq da quello del catetere \Rightarrow scoppia corrente attrav. il catetere

c) L'app. colleg. al catetere genera una Id che attrav. il muscolo cardiaco e si richiude a terra attrav. un cont. del pat. con una parte metallica riferita a terra

Precauzioni:

① a-c uso strumentat. di TIPO (CF) nello sp. paziente in modo che nessun disp. sia in grado di creare un percorso a bassa imped. verso terra attrav. le sue parti app.

$$Id \leq 10 \mu A$$

② b. NODO EQUIPOTENZIALE: equipotenz. di tutte le masse metalliche nello spazio paziente

Tutte le masse met. access. devono essere allo stesso pct. di riferimento. Collegam. al nodo equip. attrav. cord. di protet.

Es:

$$R_P = 1100 \Omega$$

• $S = 100 \text{ mm}^2$ (dito)

$$R_C = 1000 \Omega$$

$$R_{\text{less}} = 50 \Omega$$

$$R_{DT} = 50 \Omega$$

$$I_P = \frac{E}{R_P} = \frac{220V}{1100 \Omega} = 200 \text{ mA}$$

$$\frac{22}{110} = \frac{22}{11 \cdot 10} = \frac{2}{10} = 0,2$$

$$P_D = R \cdot I^2 = 0,2^2 \cdot 1000 = 40 \text{ W}$$

$$\frac{P_D}{S(\text{cm}^2)} = 40 \text{ W/cm}^2$$

• $S = 100 \text{ cm}^2$ (mano)

R_C cella $R_C = 10 \Omega$

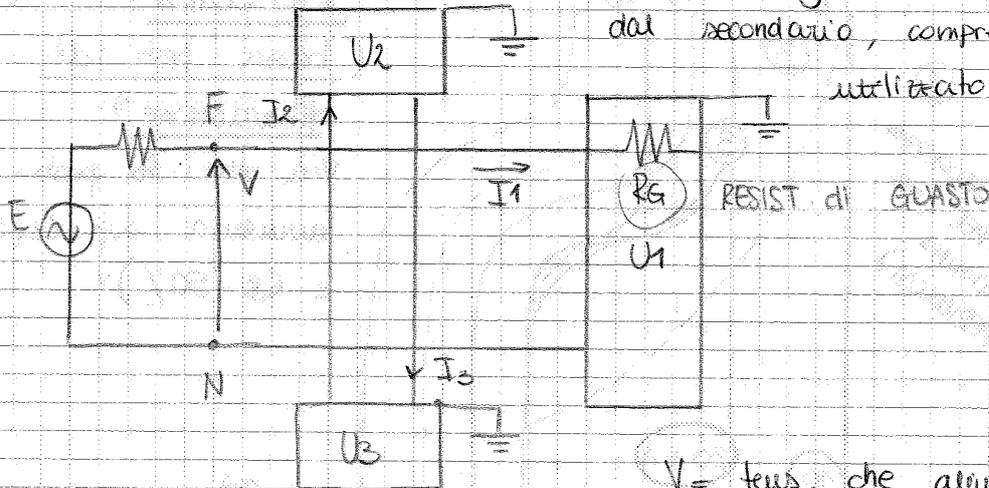
$$I_P = \frac{220}{110} = 2 \text{ A}$$

$$P_D = I^2 R = 2^2 \cdot 10 = 40 \text{ W}$$

$$\frac{P_D}{S(\text{cm}^2)} = 0,4 \text{ W/cm}^2$$

TRASFORMATORE di ISOLAMENTO

↳ Isola il circuito primario, contenente il gen. di tens. alternata, dal secondario, comprendente gli utilizzatori



$V =$ tens. che avv. tutti gli utilizzatori

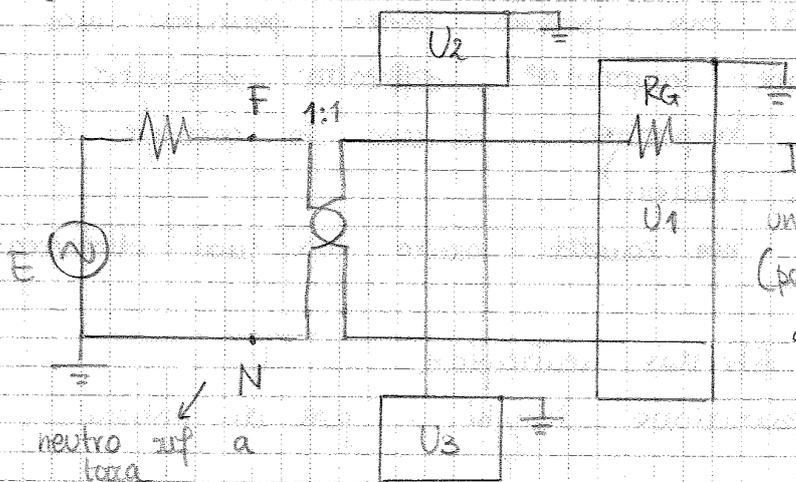
Ogni app. è colleg. a terra

U_1 ha un guasto.

V appl. a U_1, U_2, U_3 scenderà e aumenterà la corr. erogate dal gen. (I_1 cresce, diminuisce V)

In presenza di guasto la corrente si scarica a terra e tramite terra torna al gen.

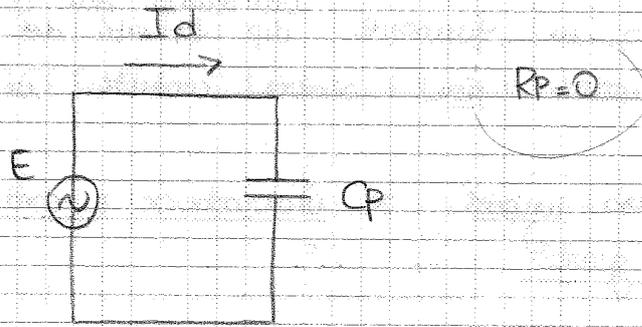
Un guasto di U_1 comporta il fuso di U_2 e U_3



Il guasto non provoca una diminut. della tens. (perché non c'è un aumento della corrente)

Il secondario non è riferito a terra. Si isola l'app. guasto e gli altri continuano a funzionare

Il guasto non causa una diminut. di tensione (perché non c'è un aumento di corrente) Il second. è isolato da terra



Al secondario ho una tens. pari a quella del primario (E)

$$\bar{I} = \frac{E}{X_C} = E \cdot \omega C_p \quad \rightarrow \quad C_p \leq \frac{I_d}{\omega E}$$

$$I_d = 1 \text{ mA} = 10^{-3} \text{ A}$$

$$C \leq \frac{10^{-3}}{2\pi \cdot 50 \cdot 220 \cdot 10^3} \cong 15 \text{ nF}$$

$$f = 50 \text{ Hz}$$

$$E = 220 \text{ V}$$

$$2\pi \cdot 50 = 314$$

È possibile diminuire il valore della corrente di disp. (quella che fluisce anzichè l'isolamento) alimentando gli apparecchi tramite un trasformatore

$$I_{d, \text{MAX}} = 1 \text{ mA} \quad \rightarrow \quad C_p = 15 \text{ nF}$$

$$I_{d, \text{MAX}} = 10 \mu\text{A} \quad \rightarrow \quad C_p = 150 \text{ pF}$$

I_d è inversam. prop. a C_p

Cond. di 1° grado: ho perso la poss. di tollerare un 2° grado

Prelievo di biopotenziali

Nel corpo umano le correnti sono sost. da flussi di IONI.

Quando il segnale elettrico passa attraverso l'elettrodo la corrente è sost. da flussi di ELETTRONI.

Quando un amplif. è colleg. al corpo umano c'è una conv. dei flussi elettrici sostenuti da ioni in flussi sost. da elettroni

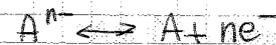
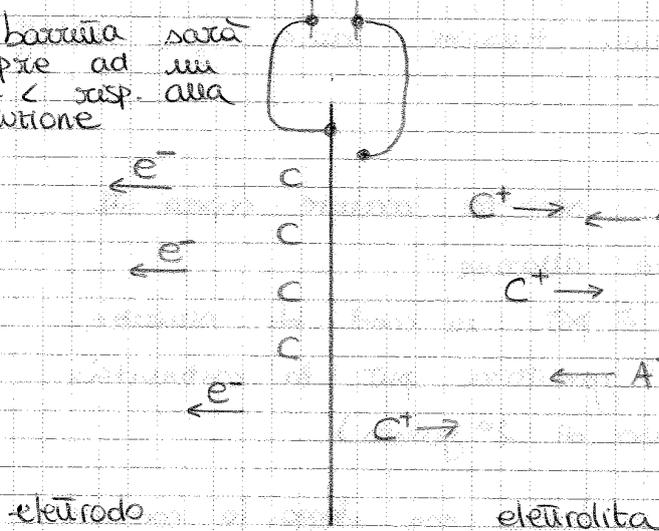
l'1 elettrodo è un trasduttore → sensor (conv. un segnale fisico in tipo di tipo elettrico)
 con un segnale el. in un tipo diverso → trasforma una forma di energia in un'altra

Attuatori x es sonda di un app. x ecografia (trasf. en. elettrica in en. meccanica e vibrat. che attraversano i tessuti, captati dalla sonda e ricevuti dall'ecografo).

Fenomeni che avvengono all'interfaccia tra metallo e cte

ENC POTENZIALE di SEMICELLA

la barriera sarà sempre ad un pot. < risp. alla soluzione



Pot. di semicella dip. da:

- capacità di ioni: atomi sulla sup. dell'elettrodo
- estensione della sup. dell'elettrodo
- conc. di ioni nella solut.

Esiste una ddp tra i 2 morsetti collegati ai 2 cavi che abbiamo collegato uno idealmente alla soluzione e l'altro praticamente all'elettrodo

→ POTENZIALE di SEMICELLA

Si misura con elettrodo di ref (retina di platino sott. la quale viene fatto gorgogliare idrogeno)

La parziale carica (-) della sup. metallica (dovuta all'averlo di e- liberi) e la parziale carica (+) della nube ionica presente nella solut. elettrolitica, fanno sì che si venga a creare una ddp tra la sup. dell'elettrodo e la solut. fisiologica (POT. di SEMICELLA) → dovuta allo spostam. di e- all'interfaccia (reat. di ossidat. e riduzione)

- Gli elettrodi PERFETTI NON POLARIZZABILI sono equiparabili a resistori
- Gli elettrodi PERF. POLARIZZABILI sono equip. a condensatori

l'elettrodo ha un comportam. che varia al variare della frequenza.

Tutti gli elettrodi per prelievo di biopotenziali hanno un comportam. di questo tipo, cioè \propto a quello di un FILTRO PASSA-ALTO \rightarrow impedenza + bassa e quindi \rightarrow facilità a trasf. il segnale ad alte frequenze rispetto alle basse freq.

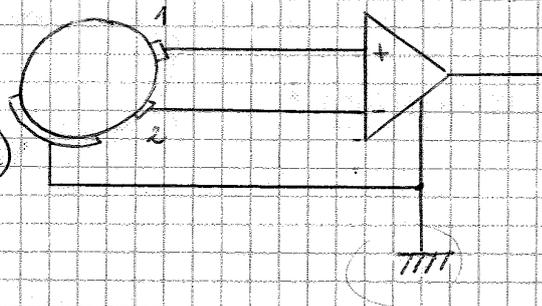
l'attività fisiologica è prelev.

come cdp tra l'el.

esplorante

e l'el. di ref.

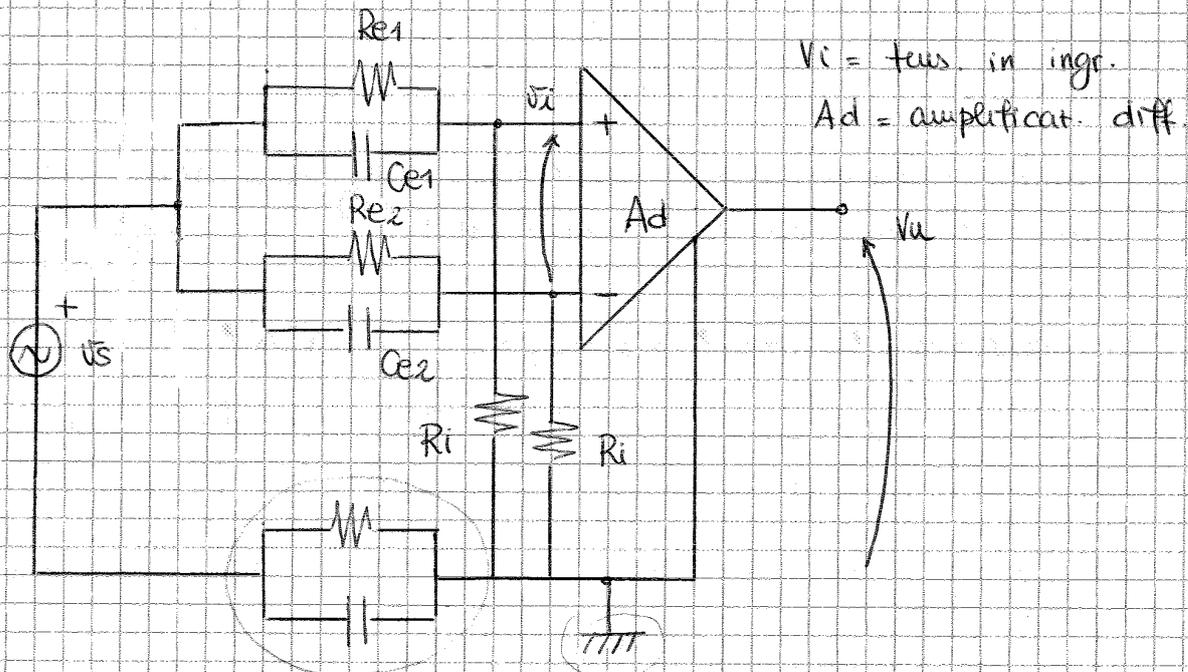
(connettore ideale)



Amplif. differenziale \rightarrow capacità di non vedere in modo comune ma in modo differenziale

Estensione al caso differenziale

$$V_u = V_i \cdot A_d$$



$V_i =$ tens. in ingr.

$A_d =$ amplificat. diff.

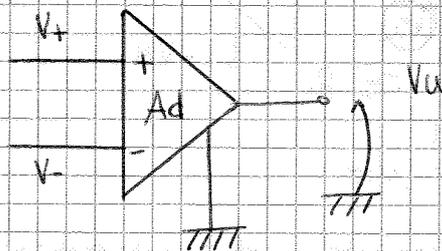
l'impedenza di questo bipolo è più grande di quella degli altri e. In prima appr. considero un c.c.

R_B diminuisce la reale impedenza vista dall'elettrodo, ma garantisce un percorso verso massa per le correnti di polarizzazione

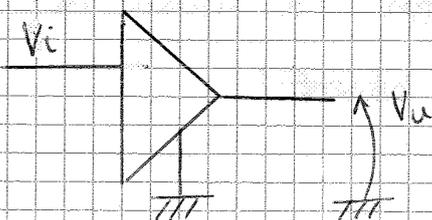
$$-V_{AL} < V_B \cdot A < +V_{AL} \rightarrow \text{saturoat. dello stadio di uscita}$$

Collegamento elettrodo - amplificatore

- 2 diversi stadi di ingr:
- AMPLIFICATORE DIFFERENZ.
 - AMPLIFICATORE SINGLE-ENDED



$$V_u = (V_+ - V_-) A_d$$



$$V_u = V_c \cdot A$$

$$\boxed{CMRR = \frac{A_d}{A_c}} \quad (A_d \gg A_c)$$

L'interf. di rete eccita il sist. di prelievo come modo comune.

Scegliere un CMRR alto e adeguato al tipo di segnale da prelevare.

$$V_u = V_i A_d + V_c A_c$$

$$\underline{V_u = V_c A_c}$$

$$A_c = \frac{1}{CMRR} A_d$$

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

$$\Rightarrow V_u = V_c \frac{1}{CMRR} A_d$$

$$\frac{V_u}{V_{CIR}} = 1$$

$$\Rightarrow A_c = \frac{1}{CMRR} A_d$$

Es: Segnale desiderato: $V_s = 100 \mu V$

Segnale di modo comune: $V_c = 1V$

$$CMRR / \frac{V_s}{V_{CIR}} = 10^?$$

$$V_{CIR} = V_c \frac{1}{CMRR} = \frac{1}{CMRR}$$

$$V_s \cdot CMRR = 10 \Rightarrow CMRR = \frac{10}{100 \cdot 10^{-6}} = 10^5$$

$$20 \log 10^5 = 100 \text{ dB}$$

1^a causa di disturbo: CMRR

Il disturbo dell'int. di rete all'uscita del front-end ha una parte di modo comune che dip. dal CMRR e una di modo differenziale causata dallo sbilanciamento degli elettrodi

$$V_{u50} = V_{u50\Delta R} + V_{u50\text{CMRR}}$$

$$\frac{\Delta R_d}{R_i} = \frac{1}{\text{CMRR}}$$

Cause principali di INTERF. di RETE :

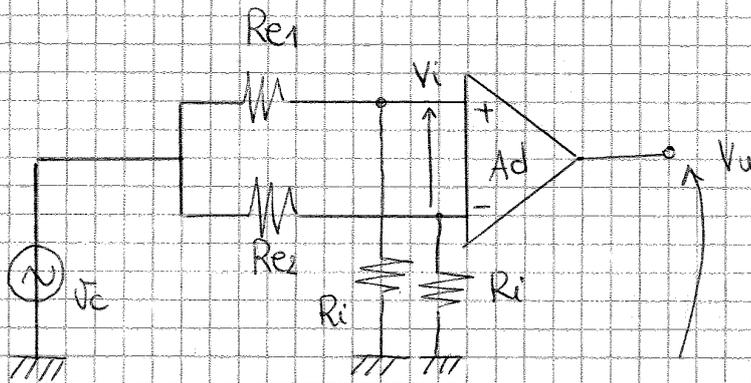
1. CMRR del front-end non adeguato
2. SBILANCIAMENTO IMPEDENZA d'ELETTRODO con conseguente conv. del modo comune in modo differenziale
3. ACCOUPLAMENTO CAPACITIVO dei cavi degli elettrodi alla rete

$$V_{IRN50\text{CMRR}} = V_c \frac{1}{\text{CMRR}}$$

$$V_{IRN50\Delta R} = V_c \frac{\Delta R_e}{R_i} \quad (\text{CMRR} = \infty)$$

$$\Rightarrow V_{IRN50} = V_{IRN50\text{CMRR}} + V_{IRN50\Delta R}$$

Passaggio da modo comune a modo diff



$V_c = V_+ - V_-$

$V_+ = V_c \frac{R_i}{R_i + R_{e1}}$ $V_- = V_c \frac{R_i}{R_i + R_{e2}}$

Andrebbe bene se fosse $R_{e1} = R_{e2}$

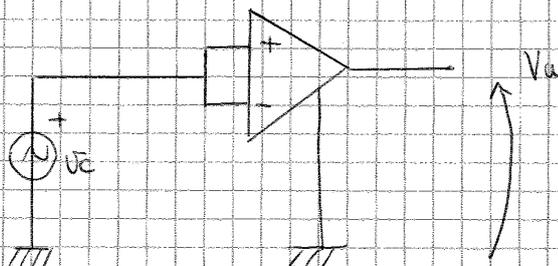
⇒ fa pens di modo diff V_i sarebbe nulla

In genere $R_{e1} \neq R_{e2}$

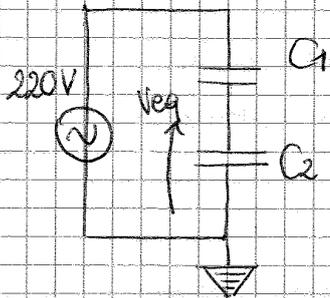
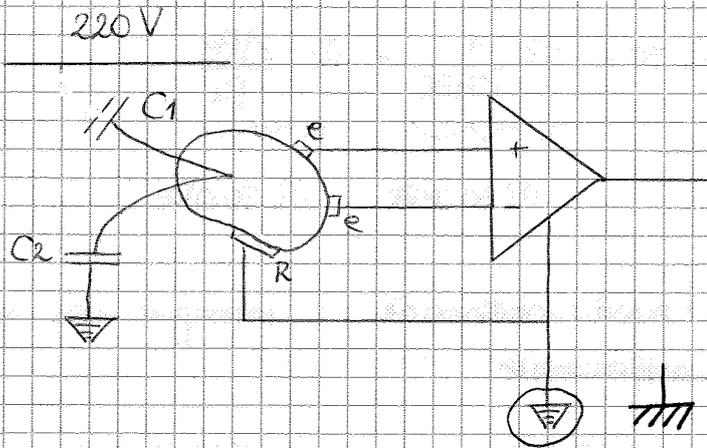
Se R_i è suff. grande risp. a R_{e1}, R_{e2} , V_i sarà piccola. Ma V_i la ritorna in uscita moltiplicata x A_d ($A_d = \text{amplificat. differenziale}$)

A_d è la stessa che amplifica il segnale buono

CMRR



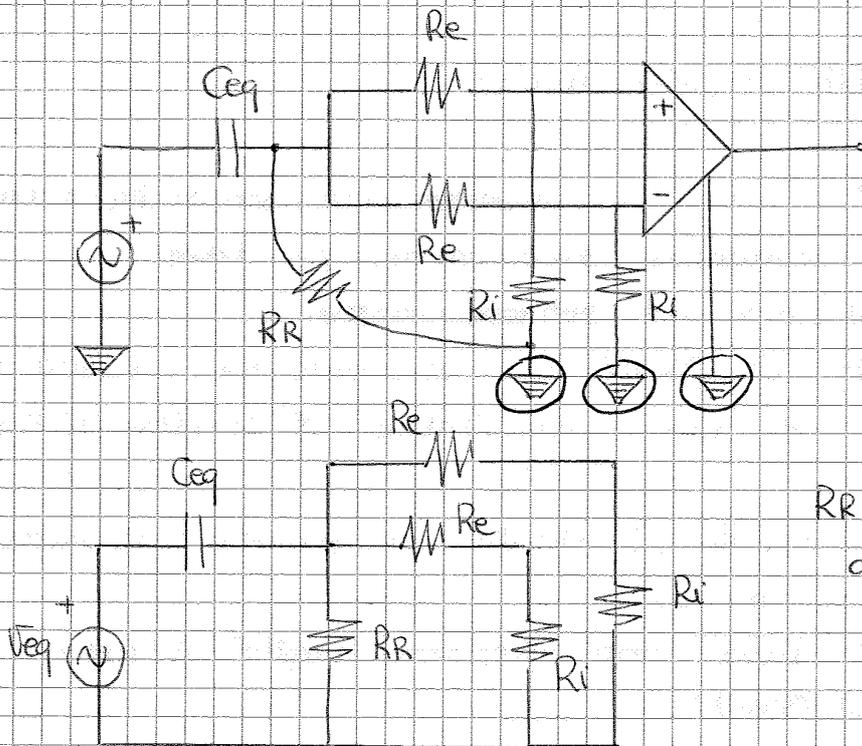
In che modo il segnale sul pannello si trasforma in segnale di modo comune?



$$C_{eq} = C_1 + C_2$$

$$V_{eq} = 220 \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

! partitore capacitivo:
 somiglia con il
 partitore resistivo di
 corrente



RR = resist dell'elettrodo
 di riferimento.

$RR=0$, $V_c=0$ condizione migliore

⇒ Se V_c è bassa, sarà bassa anche l'int. di rete che compromette la qualità del segnale

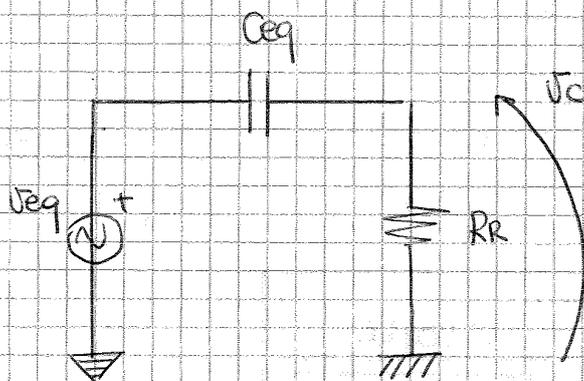
Se voglio migliorare la qualità del segnale, gli el. di rif. devono avere un valore basso di RR

⇒ devono avere una imp. grande

Non vogliamo riferire alla terra il paziente: potrebbe crearsi un percorso ad impedenza molto bassa attravers. il quale la corrente potrebbe richiudersi verso terra.

Oggi: troviamo apparecchi che hanno un rif. isolato verso la terra

! RR non va rif. alla terra di protezione ma al rif. dell' amplif.



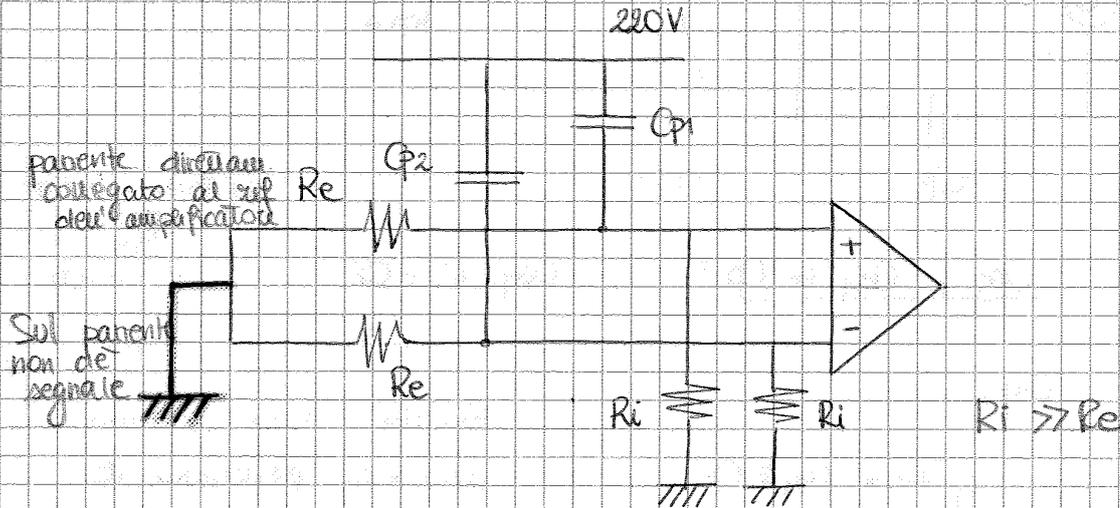
Ho 2 riferimenti isolati: $V_c=0$
(nella maglia non scorre corrente)

Se separiamo i 2 riferimenti il gen. non è in grado di portare corrente nel resto del circuito (non vede un percorso verso terra)

⇒ $V_c=0$ (effetto benefico è la sicurezza del paziente, che non è più rif. a terra.
 RR riferiva il paziente direttamente a terra)

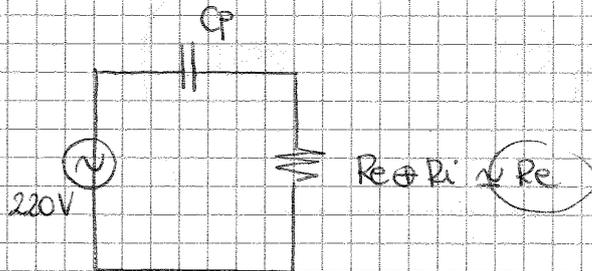
L'el di riferim è esp della ten di modo comune, inerente all'accopp capacitivo che noi abbiamo verso terra.

Caso in cui il partente è direttam collegato al suf. dell'amplificator → sul pat non c'è segnale



$$R_i \gg R_e$$

$$R_e \oplus R_i \cong R_e$$



$$V_+ = 220 \frac{\omega C_{p1} R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_{p1} R_e)^2}}$$

$$V_- = 220 \frac{\omega C_{p2} R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_{p2} R_e)^2}}$$

- Cp1 = Cp2 → ten di modo comune dovuta all'accopp. capacitivo dei cavi degli elettodi alla rete

$$V_c = V_+ = V_-$$

$$(V_d = 0)$$

- Cp1 ≠ Cp2 → ten di modo comune $V_c = \frac{V_+ + V_-}{2}$

ten differenziale $V_d = V_+ - V_-$

Catene di amplificat. x biopotenziali

Ogni elettrodo genera un pot di semicella.

Ogni blocco al suo interno hanno dei componenti elettronici (attivi e passivi) → produce rumore che si sovrappone al segnale.

Rumore: è un processo casuale → non si parla di valori poco-poco. Può essere descritto solo in termini statistici → ampiezza della fascia che contiene una certa % dei campioni di rumore.

Valore eff della tensione pari a $1/\sqrt{2}$ del valore di picco solo x i segnali sinusoidali.

Le sorg. di rumore sommano il loro contrib. in potenza.

$$A_{TOT} = \frac{DAD}{DSI}$$

DSI = dinamica del segn. in ingresso

DAD = dinamica di ingr. della scheda di conv. analogico-digitale

Ogni blocco della catena (a parte la scheda di conv. A/D) introduce del rumore:

$$(e_{n1} \cdot A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_4 \cdot A_5)^2 + (e_{n2} \cdot A_3 \cdot A_4 \cdot A_5 \cdot A_6 \cdot A_7 \cdot A_8)^2 + \dots + (e_{ng} \cdot A_8)^2$$

$$A_{TOT} = A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot A_4 \cdot A_5$$

Cond. più favorevole: $A_1 = A_{TOT}$

$$(e_{n1} \cdot A_{TOT})^2 + e_{n2}^2 + e_{n3}^2 + \dots + e_{ng}^2$$

↳ il grosso della pot di rumore è dovuta al front-end. Tutti gli altri stadi danno in uscita una potenza di rumore che non è amplif.

• TIPO SEGNALE :

Segnali quasi deterministici (esiste una funt. $s(t)$ che descrive l'andata del segnale nel tempo)

• BANDA occupata dalle comp. frequenziali che costit. il segnale

• AMPIEZZA

- Valore di picco (per segnali Q.D)
- Valore efficace (per i processi casuali)

L'ampiezza del segnale dip. dagli elettrodi che usiamo e da dove li posizioniamo sulla cute.

ECG

Tipo: Q.D

Banda: 0,1 Hz - 125 Hz

Ampiezza: ± 10 mV (valore che ha sign. da un punto di vista statistico)

Segnale elettrogastrografico

Banda : 2 mHz - 50/60 mHz

banda spostata verso le basse freq.
(segnale lento)

Cond. migliore $A_1 = A_{TOT} \Rightarrow A_3 = A_5 = A_7 = A_9 = 1$

→ tutti gli altri stadi danno in uscita una potenza di rumore che non è amplif. (l'unica che lo è è quella del 1° stadio)

$$(e_m \cdot A_{TOT})^2 + e_{n1}^2 + e_{n2}^2 + \dots + e_{n9}$$

↓

Il front-end si fa carico di tutta l'amplificazione

→ il grosso della potenza è dovuta al front-end

Cerchiamo di concentrare il più possibile l'amplificat. nei primi stadi

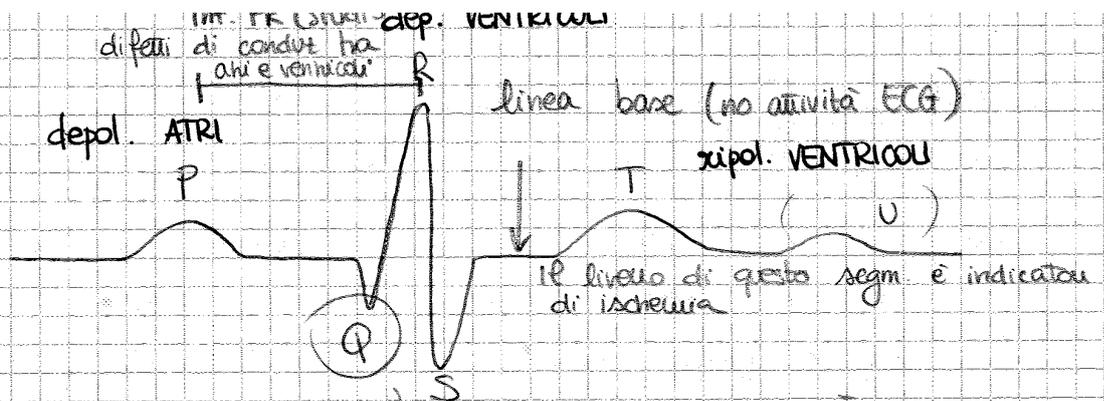
1° stadio → in ing. ho la diff. dei 2 potenziali di semicella degli elettrodi

⇒ In ing. al 1° stadio ho una tens. continua dell'ordine di qualche % del potenziale di semicella

! Il 1° stadio può saturare a causa di questa diff. → non vedo più il segnale

Al segnale da amplificare sono sovrapp. dei disturbi (la diff. del pot. di semicella rischia di mandarci in saturat. la catena)

Se amplifico troppo → saturazione



- ONDA P : depolarizz. atri
- COMPL. QRS : depolarizz. ventricoli (sovrapp. alla xipol. degli atri, che essendo meno ampia, viene nascosta)
- ONDA T : xipolarizz. ventricoli

L'onda Q spesso non si vede o è contenuta. È più alta in cond. di ischemia, infarto

L'onda R, a parte di corporatura, è maggiore in base alle dim. del muscolo cardiaco

Intervallo e segmenti → non interessa la durata

Intervallo → valutat. dal punto di vista temporale

- INTERVALLO PR → tempo necessario perché la dep. degli atri si trasferisca ai ventricoli

Da quest'int. si possono stud. i difetti di condut. tra atri e ventricoli

Anomale di forma dell'onda P zapp. anomalie della dep. atriale

- INT. QRS → tempo necessario perché si manifesti la dep. dei ventricoli

Se il compl. QRS è troppo grande vuol dire che la dep. dei ventricoli è + lenta

- INT. ST → ha la fine della dep. dei vent. e la loro xipolarizz.

Positional. elettrodi : - braccio dx
 - braccio sx
 - gamba sx

VI, VII, VIII → 2 sono LI, ma è una
 c.l. delle altre due

- Triangolo di Einthoven

$$VI = VI + VII$$

- Nodo di Wilson : invece di consid. i pot. rapp.
 alla gamba sx, si def. un potenziale di reference
 (media dei 3 potenziali) → 3 resist. collegati a
 stella con 1 3° punto

$$V_{CT} = \frac{1}{3} (\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F)$$

$$\begin{cases} V_R = \Phi_R - V_{CT} \\ V_L = \Phi_L - V_{CT} \\ V_F = \Phi_F - V_{CT} \end{cases} \quad \text{3 nuove derivat.}$$

- Goldberg : dalle deriv. di Wilson, eliminando
 le resist. tra arco esplorato e nodo di Wilson
 Consid. il pot. medio tra 2 vertici e lo
 rif. al 3° vertice

$$\begin{cases} AV_R = \frac{3}{2} V_R \\ AV_L = \frac{3}{2} V_L \\ AV_F = \frac{3}{2} V_F \end{cases}$$

• DERIVAZ. AGLI ARTI (6: I, II, III, aVR, aVL, aVF - Solo 2 L.I)

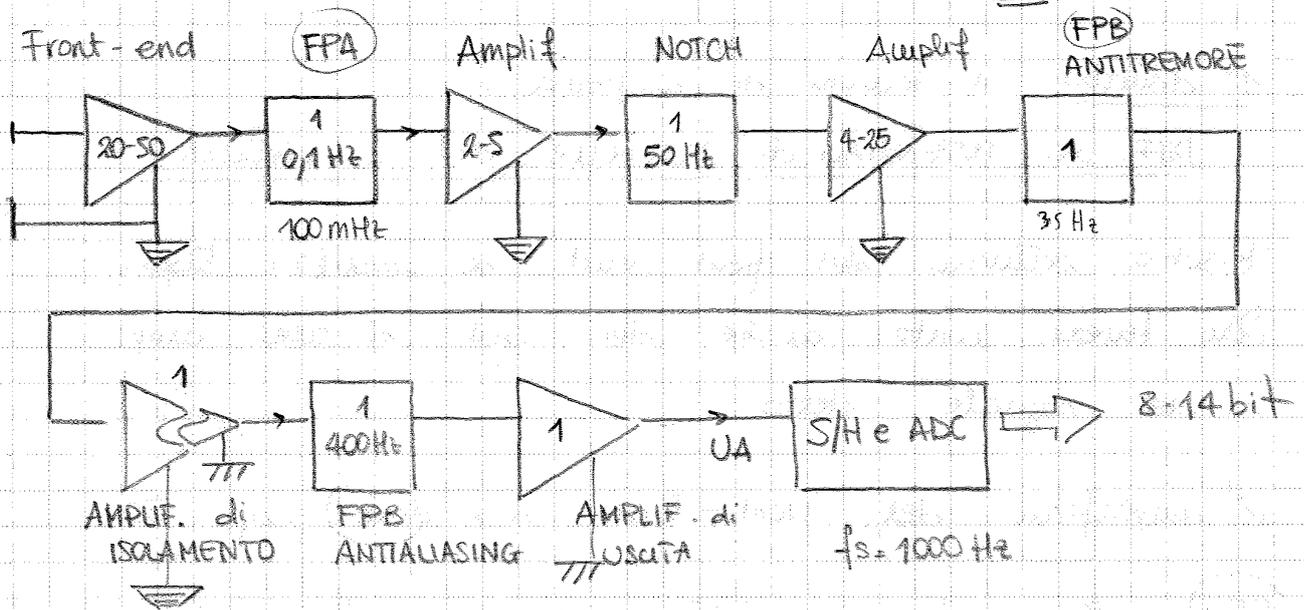
- 4 el. standard :
- braccio dx : ROSSO
 - " sx : GIALLO
 - gamba sx : VERDE
 - gamba dx : NERO

6 derivat: I, II, III, aVR, aVL, aVF

! Solo 2 sono L.I (le altre sono ricavate x via mm)

• DERIVAZ. TORACICHE (6: V1, V2, ..., V6, sono tra di loro L.I)

6 derivat: V1, ..., V6 tra di loro L.I



Derivat. assolate in modo standard: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, ..., V6

Modalità Cabrera: aVL, I, -aVR, II, aVF, III, V1, ..., V6

Alto disturbo: INTERF. di RETE

→ difficile lettura dell'onda P e T

FILTRO NOTCH: abbassa di 1/100 l'interf. di rete

Int. di rete all'ingr. dell'ordine dei 100 μV

$A = 20$ → all'uscita del front-end: 2 mV.

All'uscita del 1° filtro non è alterato.

All'uscita del 2° amplif. $A = 5$: 10 mV

→ abbassati dal filtro Notch a $\sim 100 \mu\text{V}$

Il filtro notch tende a disturbare il segnale

→ deve poter essere inserito solo quando serve

(toglie comp. frequenziali che potrebbero servire x la diagnosi)

Rumore x attività el. generata dalla muscolatura degli arti e del torace → difficoltà nell'interp. dell'onda P e T

L'attività el. della musc. è contenuta in una banda + ampia di quella del segnale ECG. (da qualche decina a qualche centinaio di Hz)

Possiamo contenere la banda a $\sim 35 \text{ Hz}$

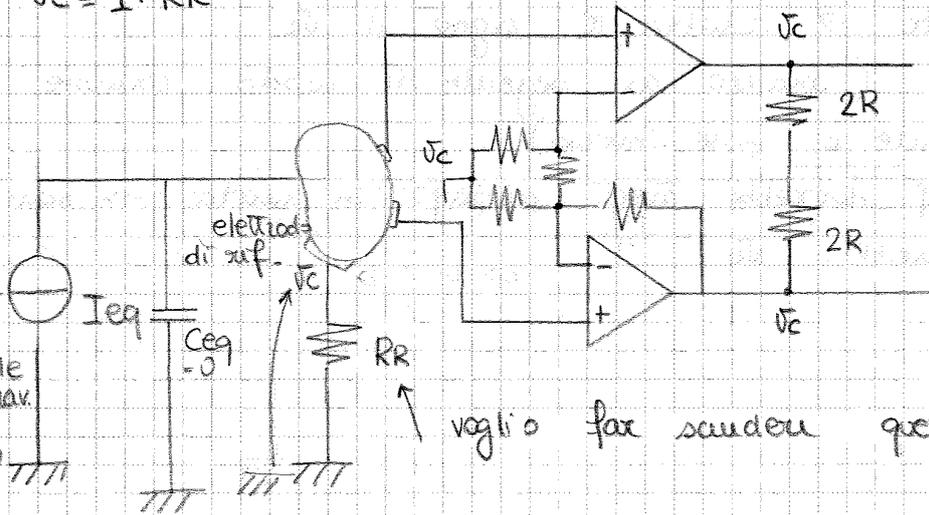
→ FPB ANTITREMORE (deve poter essere disinserito)

AMPLIF. di ISOLAM.: elev. + rumoroso, serve x la sicurezza del paziente.

Vogliamo avere un app. BF o CF

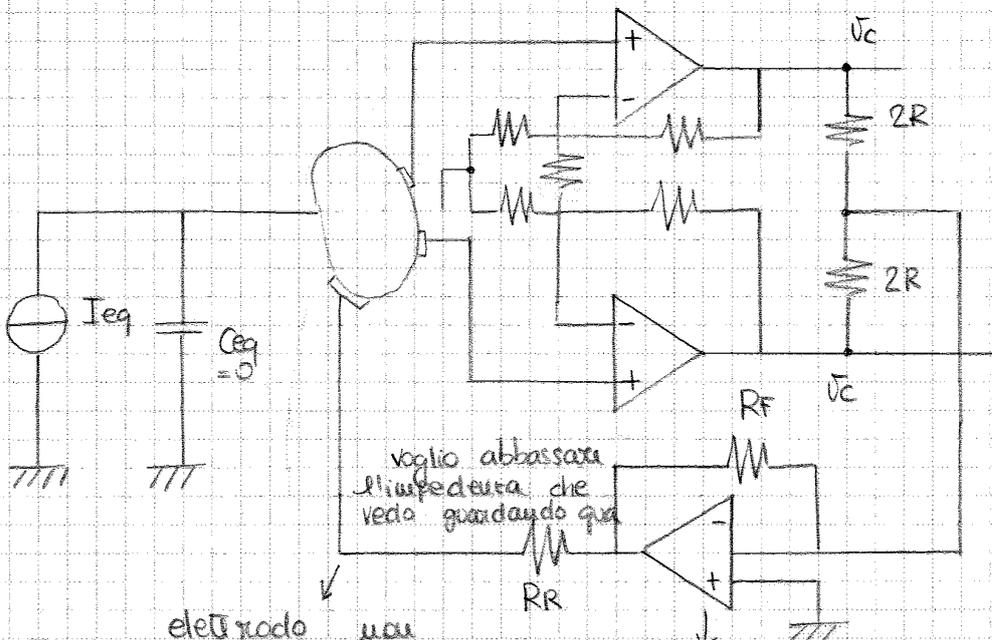
$$V_c = I \cdot R_R$$

generatore che forza una corrente attraverso i pannelle (si richiude a terra attraverso l'elettrodo di ritorno)



controlla circuito

voglio far scendere questo valore

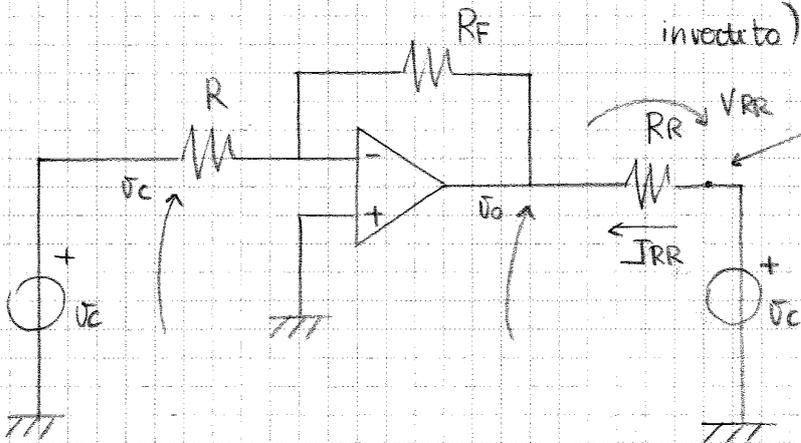


2R // 2R

voglio abbassare l'impedenza che vedo guardando qua

elettrodo non più collegato direttamente al ruf.

Amplif. invertente (trasf. Vc invertito)

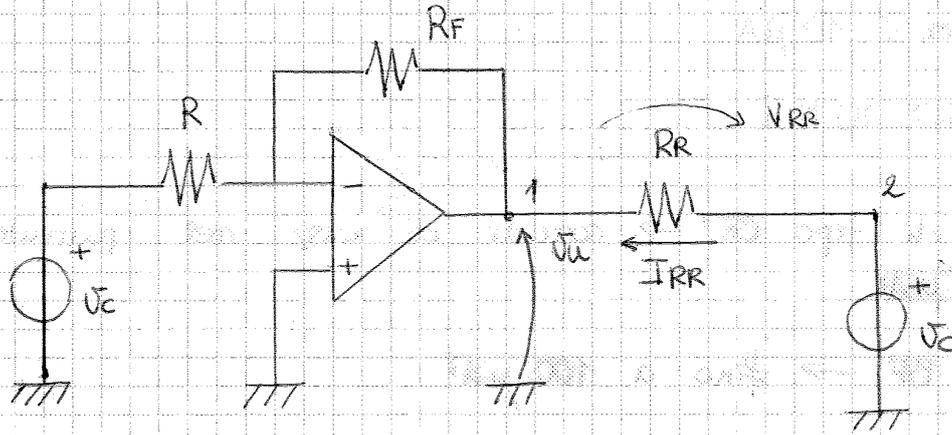


Se guardo qua vedo una resist. pari a Ro

$$R_o = \frac{R_R}{\left(1 + \frac{R_F}{R}\right)}$$

$$V_0 = -V_c \frac{R_F}{R} \quad (\text{amplif. invertente})$$

Fissato I, conosco RR → posso limitare Vc → 1 + 2RF/R deve essere grande abbastanza



$$\boxed{V_u = -V_c \frac{R_f}{R}} \quad \text{amplif. invertente}$$

$$V_{RR} = V_c - \left(-V_c \frac{R_f}{R}\right)$$

$$I_{RR} = \frac{V_{RR}}{R_R} \Rightarrow \boxed{I_{RR} = \frac{V_c + V_c \frac{R_f}{R}}{R_R}}$$

$$I_{RR} = \frac{V_c \left(1 + \frac{R_f}{R}\right)}{R_R} \Rightarrow I_{RR} \cdot R_R = V_c \left(1 + \frac{R_f}{R}\right)$$

$$\Rightarrow \boxed{V_c = \frac{I_{RR} \cdot R_R}{1 + \left(\frac{R_f}{R}\right)}}$$

$$\underline{V_c = I_{RR} \cdot R_0}$$

$$R_0 = \frac{R_R}{1 + \frac{R_f}{R}}$$

per un'idea piccola V_c devo rendere grande questo rapp.

$$V_c \left(1 + \frac{R_f}{R}\right) = I_{RR} \cdot R_R$$

$$V_c R + V_c R_f = I_{RR} \cdot R_R \cdot R$$

$$\Rightarrow \boxed{R_f = \left(\frac{I_{RR} \cdot R_R}{V_c} - 1\right) R} > 0$$

$$\frac{I_{RR} \cdot R_R}{V_c} - 1 > 0 \Rightarrow \frac{I_{RR} \cdot R_R}{V_c} > 1$$

$$\Rightarrow \boxed{I_{RR} \cdot R_R > V_c}$$

$V_{RR} = I_{RR} \cdot R_R$
 \rightarrow caduta di tens. su R_R

Studio del sogg. sotto sforzo

4 elettrodi x le derivat. toraciche
(+ eventuali 6 elett. precordiali)

Sogg. in movimento → ci sono + artefatti da muovere.

Si usano FPA che salgono come freq. : fino a

1 Hz di freq. di taglio

FPB più raffinate x elim. tremori musc.

FPA: freq. di taglio fino a 1 Hz

FPB: più raffinate x elim. il tremore muscolare

Elettrocardiografia sotto sforzo: ECG a 12 derivazioni

Elettroencefalografia

ECG fetale:

elettrodo sullo scalp. Tracciato a una singola derivazione

4 punti di reper:

- NASION

- INION

- PUNTI PREAURICOLARI (dx e sx)



ECG fetale con elett. sull'addome della madre

↳ Riferim. per costruire un sist. di meridiani e paralleli distanti fra loro del 10 o del 20% della dist. nasion-inion e fra i punti preauricolari.

SIST. STANDARD 10-20

(non elettrodi stab. dal tecnico!)

Vengono localizzate N 73 posizioni

Impedenza troppo alta: gamba poco bagnata, troppo gel

La misura viene effettuata facendo scorta cocente

per misurare la caduta di tens. tra elettrodo e

pot. di riferim. e calcolando poi l'impedenza.

Se questa è troppo alta: gamba poco bagnata, poco gel

SOTTOBANDE:

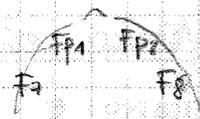
		[Hz]
① δ	: 0,1 Hz - 3,5 Hz	δ 0,1-3,5
② θ	: 3,5 Hz - 7 Hz	θ 3,5-7
③ α	: 7 Hz - 14 Hz	α 7-14
④ β_1	: 14 Hz - 21 Hz	β_1 14-21
⑤ β_2	: 21 - 40 Hz	β_2 21-40
⑥ γ	: fino a 80 Hz	γ fino a 80

DISTURBI

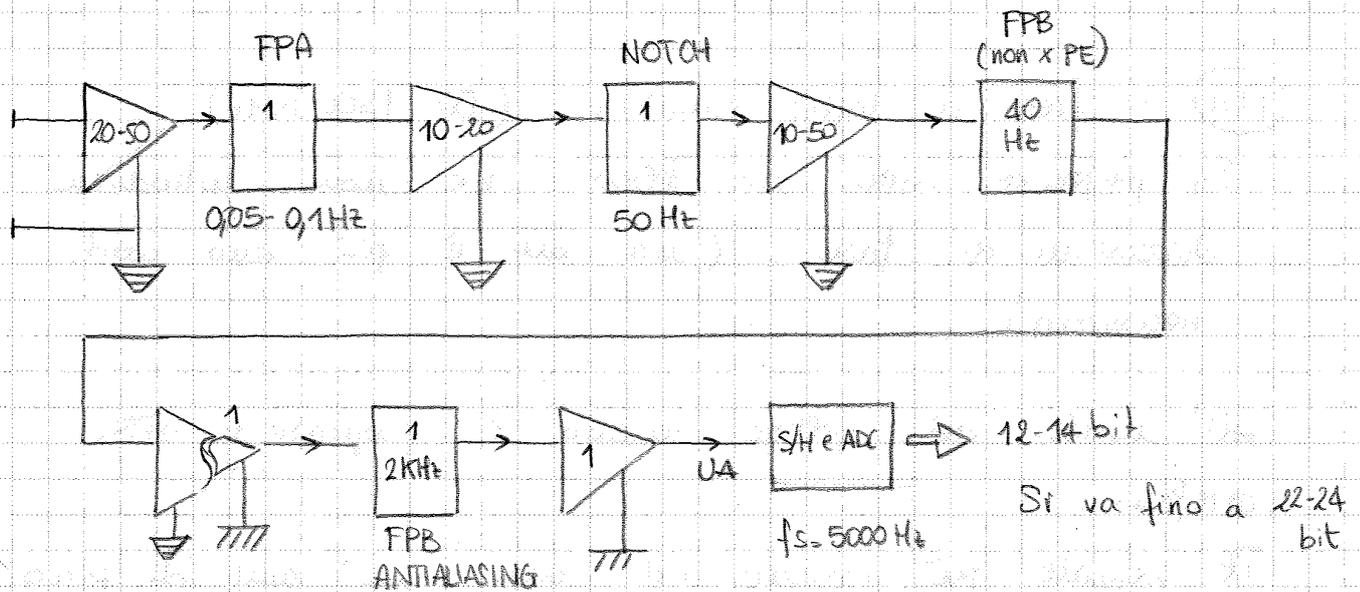
- Generati all'est. del corpo umano
(accoppiamento capacitivo degli elettrodi o del paziente con la rete)
- Gen. all'interno del corpo: movim. involontari
dei bulbi (verticali + orizz.)
 - verso l'alto: genera pot. positivo (a livello di TP1, FPA, FP1, FP2)
 - verso il basso: " " neg.

Non ~~poss. eliminare questi artefatti con filtraggio~~
 l'artefatto occupa la stessa banda in freq. del segnale da osservare (non avremo un filtro come avevamo nel caso di EEG x elim. il rumore muscolare) (video elettroencefalogr.)

- Artefatti dovuti a movim. del sogg. → videoreg. simultanea
- Artefatto x chiusura / apertura occhi, movim. della cute
→ si genera segnale elettromiogr. che viene prelevato dagli elettrodi e amplif. dall' amplif. (FP1 - FP2)
- Movim. orizzontale degli occhi (F7, F8)



CATENA di AMPLIFICAZIONE



$$A_{TOT} = \frac{DA/D}{DS} = \frac{5}{50 \cdot 10^{-6}} = 10^5$$

$$DS = 50 \mu V$$

$$DA/D = 5V$$

Per un segnale EEG, la dinamica può variare da un min di 10 μV a un max di 150 μV

$$DS = 10V \Rightarrow A_{TOT} = 10^6 \Rightarrow 120 dB$$

$$DA/D = 10 \mu V$$

La variab. del segnale EEG è abb. ampia: l'amplif. deve essere in grado di lavorare con segnali di \neq ampiezze (dovrebbe poter amplif. fra 10^4 e 10^6)

Il segnale ha una dinamica \ll risp. all'EEG, quindi i rumori sono + rilevanti

Con i POTENZIALI EVOCATI incrementa la freq. di banda (fino a 1500 - 2000 Hz)

⇒ incrementa la freq. di campionamento

⇒ incrementa la freq. di taglio del filtro anti-aliasing

POT. EVOCATI: studiamo le resp. del SNC ad uno stimolo sensoriale, analizzando le vie nervose che dalla perf. portano verso il cervello

Rappr. la reazione elettrica a det. stimoli sensoriali

Analizziamo la presenza o meno del segn. e un event. retardo (latenza) (ms)

I pot. evocati hanno ampiezze dell'ordine di pochi μV o di centinaia di nV (sono molto piccoli)

• Pot. evocato uditivo (BAER)

• " " visivo (VER)

• " " somatosensoriale

mediai SSEP

tibial SSEP

TECNICA dell' AVERAGING

Formiamo + volte lo stesso stimolo e registriamo + volte risposta + rumore

• Risposta → si ripete (termine deterministico)

• Rumore → processo casuale (scorrelato dalla resp.)

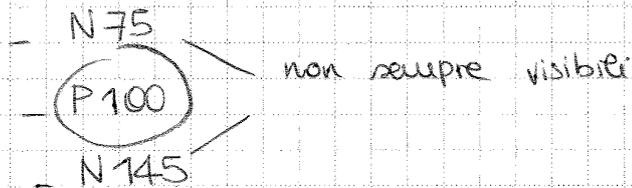
N brani, ognuno comp. da questi 2 termini, da sommare

Le onde della visione sono distrib. nell'encefalo
(soprattutto a lev. occipitale)

→ elettr. a livello occipitale (Oz, O1, O2) (O1 O2 O2)

Risp. positiva P100 ^{latenza (ms)} visibile in tutti i sogg. normali.

a) Se è prolung. : dif. di condutt. del nervo ottico
F100 x diagnosi



b) Altro segnale imp. : diff. signif. del P100
da un lato risp. all'altro

c) Assenza totale del P100

115 ms : max latenza sup. al P100

TIBIAL SSEP : valutare il pot. evocato somatosens.
stimolando post. a livello della caviglia e
prelevando il segnale lungo il percorso del nervo
in punti ≠

Tipologie

- LAMPADA MONOFARO con RIFLETTORE A PARABOLA

Una sorg. luminosa (intensa: assorbe una

P rilevante: $\sim 100-200W$)

d riflettore = $35-60cm$

100-200W

d = 35-60mm

Led: assorbe una P <

- LAMPADE MULTIFARO (fino a 12-13 fari)

Ogni fono è cost. da una parab. e da una

sorg. luminosa

Assorbono potenza <

Potente dai 50 ai 100W

50-100W

60-80cm

Shut a occe x ostacolare il mezzo poss. il flusso

d'aria

Posso variare l'inclinat. dei fari se si trovano attorno a

quello centrale

- LAMPADE PRISMATICHE (riflettore di tipo prismatico)

- Cocone di micropismi → ogni micropisma diventa una sorg. luminosa virtuale (luc. fortemente saralutica)

- Lente toroidale

! Non è necessario focalizzare il fascio. La shut.
del fascio viene det. in fase di progetto. (fascio convergente)

Il prisma consente di conc. verso il basso

le radiat. volute (le radiat. IR non sono deviate
verso il basso)

Norma partic. CEI EN 60601-2-41

- Lampada scaltica principale x chirurgia
→ lampada singola nella zona paziente, sicura a prova di guasto. Adatta all'uso in sala operat.
- Lampade scaltiche secondaria x chirurgia
- Lampada scaltica per diagnostica
→ limitata alle diagnosi, non sicura a prova di guasto, non dest. all'uso in sala op.
- Sist. di lampade scaltiche x chirurgia
(deve cont. almeno una lampada princip.)

Imposizioni normative (non si applicano alle lampade x diagnostica, tranne quelle sulla TEMP. e sull'INDICE di RENDIMENTO del COLORE)

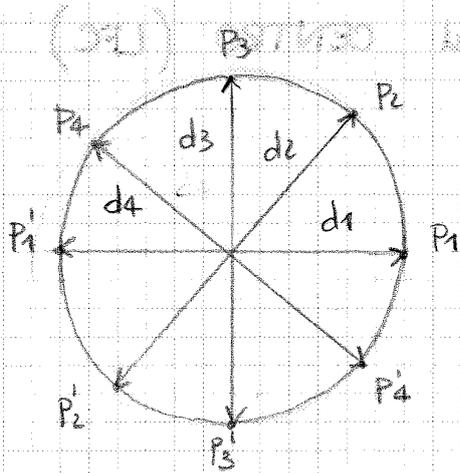
- Illuminat. del CAMPO OPERATORIO : 40-160 Klux
Se la lampada deve reimm. di più (fino a 200-220 Klux) lo deve dichiarare. Sopra 160 Klux : affaticam visiva
Non si può scegliere sotto i 40 Klux illuminazione sicura
- Illuminat. sicura (almeno 40 klux) anche in caso di 1° guasto
- Irradiat. UV ($\lambda < 400\text{nm}$) $< 10\text{W/m}^2$
- Il fascio non deve avere un confine brusco (attenuato progr. dal centro verso i margini), illuminat. di cavità profonde, reimm. residua quando il campo è oscurito

Prove spec. di illuminazione (SPETTRO SOVRATEMP)

- Misura T di colore eseguita alla max int. luminosa (con termocolorimetro)
 - Densità pot. termica dell'area relum (con radiometro)
 $< 1000 \text{ W/m}^2$
 - Se per chirurgia: en. irradiata / illuminat. $< 6 \frac{\text{mW}}{\text{m}^2 \text{ lux}}$
 - Se sono presenti scalfi che: prova nel caso peggi.
- ! Se un valore può essere sup. il fabbr. deve dichiararlo

Prove specifiche di illuminazione (SICUREZZA)

- La sostituz. di una lampadina deve richiedere un utensile (se la lampadina non è diretta accessibile \rightarrow è necessario rimuovere il filtro ottico)
- Durato: il flusso luminoso non deve variare più del 20% durante una sing. operaz.
Prova: 3h on - 1h off, x 10 giorni
- Guasto di una lampadina verificab. senza aprire l'apparecchio. Ripristino dell'illum. entro 5s
- Mantenut. senza utensile: non deve compromettere la sicurezza
- Indice di colore e relum. cost. nel tempo
Flusso luminoso cost. entro il 20%



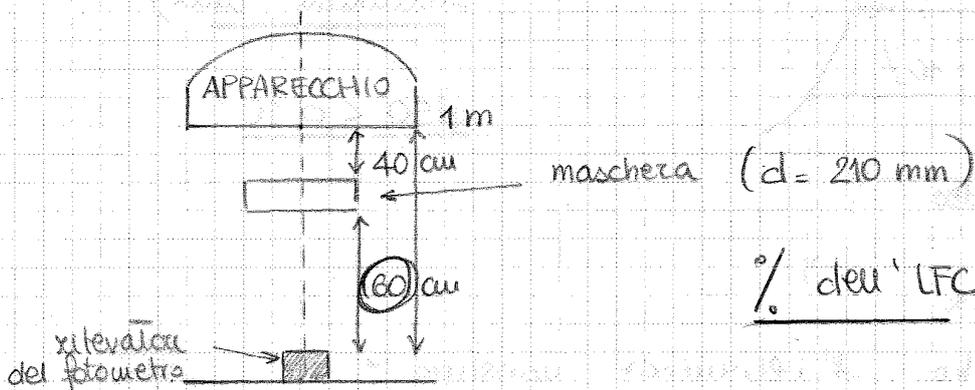
Se il fascio non è perfettamente circolare, individuo diversi diametri (d_1, d_2, d_3, d_4)
 Sposto il luxmetro lungo d_1, d_2, d_3, d_4 e definisco d_{50} come la media dei 4 valori

$$d_{medio} = d_{50} = (d_1 + d_2 + d_3 + d_4) / 4$$

Lo stesso vale x d_{10}

MISURA della ILLUMINAZIONE con UNA MASCHERA

Maschera circolare (a una distanza di 40 cm dall'apparechio illuminante) → simula la testa dell'operatore



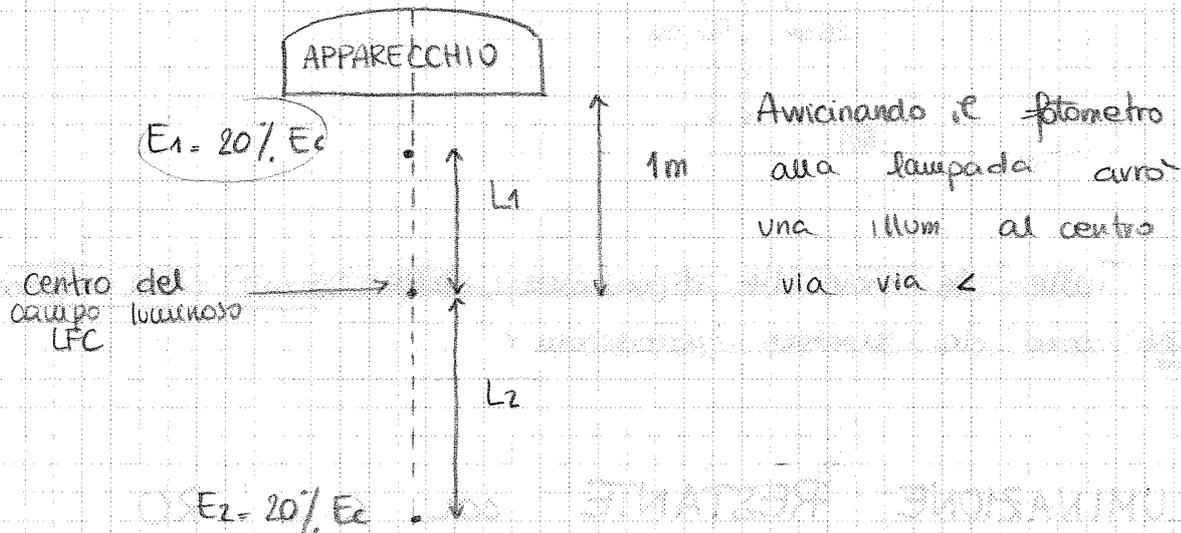
Illuminat. restante data come % dell' LFC

Illuminat. restante con una maschera :

$$\frac{\text{illuminat. restante assoluta} \cdot 100}{\text{illuminat. al cuoio senza maschera}}$$

MISURA della PROFONDITÀ di ILLUMINAZIONE

Avvicino il fotometro alla lampada (avvicinandomi avrò una illuminat. al centro che diminuisce)
 Mi sposto fino a raggiungere il 20% dell'illuminat.



Profondità di illuminat = $L_1 + L_2$

$L_1 \neq L_2$ ($L_1 < L_2$) \rightarrow fascio divergente

\rightarrow Prove spec. di illuminazione (INTENSITÀ)

- Compatib. elettro-magnetica : e tavolo non si deve
attivare in modo non voluto x l'uso contemp
di altri app. (e.g., defibr.)

• Materassi → restioni da eb

• Rischio di incendio, esplosione

modello AP, APG se usati con gas anestetici

- Sinusoide continue nel tempo → eff di TAGLIO
- Pacchetti di sinusoide → mod. di COAGULO → duty cycle basso

Modalità intermedie: forme d'onda BLEND

- BLEND 1: più spostata verso il taglio
50% on, 50% off
- BLEND 2: 40% on, 60% off
- BLEND 3: più spostata verso il coagulo
25% on, 75% off

E.b non va usato x tempi lunghi continui (5-10 sec):
si rischerebbe di provocare ustioni sotto l'el. di ritorno

La coagule genera calore x eff. Joule: riscaldam.
lessati x potenza fornita gen dal ritorno eletta coagule
attrav. l'el. di ritorno

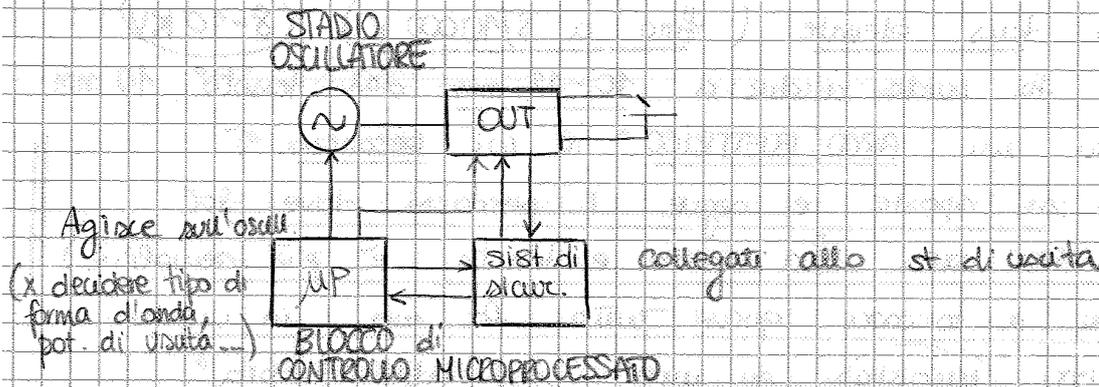
da circolar cerca di mantenere cost. le T al di
sotto dell' elettrodo

T aumenta prop. alla quantità di calore gen.
e alla durata di attivat. dell'eb

T > 50° per tempi dell'ordine di pochi min è
in grado di provocare ustioni

Se la potenza usata x produrre il taglio è
troppo elevata: > prob di creare ustioni sotto l'el.
di ritorno

Evolutione dello stadio di uscita dell'e.b



All' inizio c'erano solo STADIO OSCILLATORE (genera la radio-freq. che verrà amplif. e trasf. al paziente) e uno STADIO di USCITA (mandava le correnti sul pat.)

Oggi - c'è anche un BLOCCO di CONTROLLO MICROPROCESSATO (agisce sull'oscillatore x decidere tipo di forma d'onda, sullo stadio di uscita x decid. la potenza di uscita...) e SISTEMI di SICUREZZA (collegati allo stadio di uscita)

Il blocco di controllo gestisce l'e.b. e l'interfaccia utente

① Stadio di uscita messo a terra (o stadio di uscita non isolato)

C'è un trasformatore (lavora a freq. elevate: 250 KHz, 5 MHz) x creare le tensioni necessarie al funz. dell'e.b.

Muo. dei circuiti del ser. e rif. alla terra di poter, come anche l'elct. dispersivo

La corrente può tornare al gen. attravers. l'el. di ritorno o attrav. altri percorsi (x es. il tavolo operatorio o uno shunt collegato al paziente)

La corrente di disp. torna di ritorno a terra (attrav. l'elct. operat., eletrodo attivo, el. di ritorno):

Eleutrobistori : 2 tipi di Id

- A bassa freq. (50 Hz) → associate a MICROSHOCK

Non possono mai gen. ustione -

Sono pericolose già a poche centinaia di μA

- A radio-freq → associate ad USTIONI

Correnti di disp. a radio-freq tollerate fino a $100 mA$

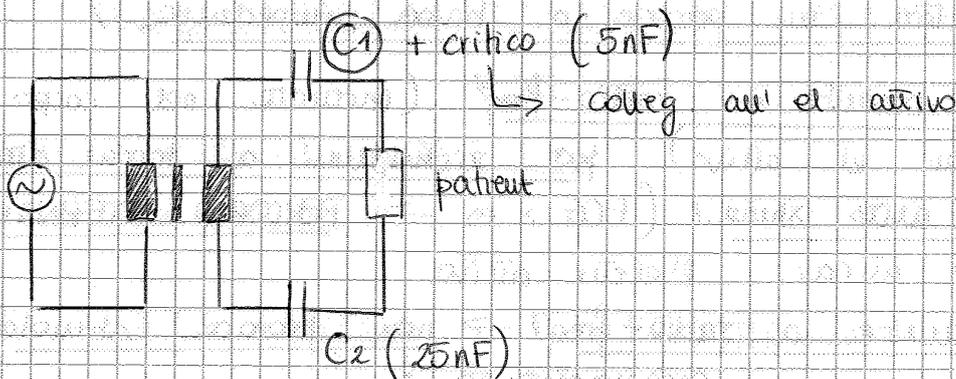
Cause di ustione allo elettrodo disp:

- P troppo elevata
- uso troppo prolungato
- parziale distacco di questo electr. dallo site
 ↳ sup < attrav da corrente → la densità di corrente aumenta → si produce una quantità di calore molto + elevato

Per limitare la prob. di microshock : impedenza vista dallo stadio di uscita molto alta

→ aggiungo due condensatori che attuano l'imped. verso terra (C1 e C2) A freq. basse i C si comportano come CA

② Stadio di uscita isolato x le basse freq.



Patient → carico puram. resist $\approx 200 \Omega$

- BLEND al 50% : la sinusoide x il 50% del tempo è attiva, per il restante 50% no

La sinusoide è attiva solo x il 50% del tempo
 → la P dovrà essere doppia rispetto a quella media che dovrà erogare (risp. a quella che avrei dovuto erogare se la sinusoide fosse stata sempre presente)
 La P deve essere 2 volte quella erogata sul carico

$$V = \sqrt{2P \cdot R}$$

• BLEND 2 → 40% on, 60% off : $100/40 = 2,5$ (40 · x = 100)

Sinusoide presente per il 40% del tempo, in cui la potenza dovrà essere 2,5 volte la potenza che avrai dovuto erogare se la sinusoide fosse stata sempre presente

$$V = \sqrt{2,5 \cdot P \cdot R_P} = \sqrt{2,5 \cdot 50 \cdot 200} = 158,11 \text{ V}$$

• BLEND 3 → 25% on, 75% off

La potenza dovrà essere 4 volte la potenza che avrai dovuto erogare se la sinusoide fosse stata sempre presente

$$V = \sqrt{4 \cdot P \cdot R_P} = \sqrt{4 \cdot 50 \cdot 200} = 200 \text{ V}$$

• COAGULO → 6% on, 94% off : $100/6 = 16,67$

$$V = \sqrt{16,67 \cdot P \cdot R_P} = 408,3 \text{ V}$$

P₂ = 400 W

• PURE WT → 100% on

$$V = \sqrt{P_2 \cdot 200} = 282,8 \text{ V}$$

• COAGULO

$$V = \sqrt{16,67 \cdot P_2 \cdot 200} = 1153 \text{ V}$$

• BLEND 1

$$V = \sqrt{2 \cdot P_2 \cdot 200} = 400 \text{ V}$$

• BLEND 2

$$V = \sqrt{2,5 \cdot P_2 \cdot 200} = 447,21 \text{ V}$$

• BLEND 3

$$V = \sqrt{4 \cdot P_2 \cdot 200} = 565,7 \text{ V}$$