



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 752

DATA: 30/10/2013

A P P U N T I

STUDENTE: Bessone

MATERIA: Bioingegneria Elettronica e Sicurezza + Eserc.

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.**

SICUREZZA

Decreto DM 93/42

Prof. Knaflitz

- definire dispositivo medico, accessorio...
- " i requisiti essenziali
- imporre l'obbligo di riportare alle autorità nazionali le informazioni sullo DM con schemi o precedenti
- definire il ruolo delle norme nazionali o armonizzate
- " la classificazione dei DM in 4 classi (I, IIa, IIb, III)
- " come procedere alla valutazione delle conformità
- imporre la registrazione delle persone responsabili dell'immissione in commercio
- " la marcatura CE e ne definire le modalità

DISPOSITIVO MEDICO: qualsiasi strumento, apparecchio, impianto, sostanza o altro prodotto, utilizzato da solo o in combinazione, compreso il software informatico impiegato per il corretto funzionamento e destinato dal fabbricante ad essere impiegato nell'uomo al scopo di diagnosi, prevenzione, cura, ... studio o modifica dell'anatomia, ...

ACCESSORIO: prodotto destinato dal fabbricante ad essere usato con un dispositivo, ...

DISPOSITIVO DI DIAGNOSI IN VITRO: qualsiasi dispositivo composto da un reagente, un prodotto reattivo, da una sonda, uno strumento, ... destinato all'esame in vitro di campioni provenienti dal corpo umano, ...

DISPOSITIVO SU MISURA: qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione scritta di un medico

DISPOSITIVO PER INDAGINI CLINICHE: dispositivo destinato ad essere messo a disposizione di un medico qualificato per lo svolgimento di indagini in un ambiente clinico umano adeguato

FABBRICANTE O MANDATARIO: persona fisica o giuridica responsabile della progettazione, fabbricazione, imballaggio, ... indipendentemente dal fatto che queste operazioni siano svolte dallo stesso o da terzi

DESTINAZIONE: utilizzazione alla quale è destinato il dispositivo secondo le informazioni fornite dal fabbricante nell'etichetta, nel foglio illustrativo, nel materiale pubblicitario

IMMISSIONE IN COMMERCIO: la prima messa a disposizione a titolo oneroso o gratuito di dispositivi, ...

MESSA IN SERVIZIO: fase in cui il dispositivo è pronto per la prima utilizzazione sul mercato comunitario secondo la sua destinazione

La direttiva non si applica:

- dispositivi per diagnosi in vitro
- " impiantabili attivi
- medicinali
- prodotti cosmetici
- sangue umano e suoi derivati
- organi, tessuti, cellule umane o prodotti che li contengono
- dispositivi di protezione individuale

9-6 mesi
per ottenere
la certificazione

Per dispositivi radioattivi la direttiva si applica ma lascia impensudicato l'applicazione di Euratom

MARCATURA CE posta sui dispositivi che soddisfano i requisiti essenziali

REQUISITI: DM su misura → spazio franco e i dispositivi per indagini di tipo per le
se il DM è di classe IIa / IIb / III ci deve essere anche il n° identificativo dell'ente notificato
Ma devono essere modelli che possano ridurre in errore!!!

INDEBITA MARCATURA: quando si pone il marchio CE ma non sono verificati i requisiti

VALUTAZIONE DELLA CONFORMITÀ

DM classe I: (esclusi DM su misura e per indagini di tipo) dichiarazione di conformità CE redatta prima dell'immissione in commercio in regime di auto-certificazione (senza intervento di un organismo notificato). La dichiarazione di conformità deve essere inviata in copia al MS

DM classe IIa: (esclusi DM ...) dichiarazione di conformità CE secondo l'Art. VII redatta prima dell'immissione in commercio eventuale s:

- a) procedure di verifica CE (art. IV)
- b) dichiarazione di conformità CE (qualità della produzione) secondo art. V
- c) " " " " (" " prodotto) " " VI
- d) " " " " (sistema completo di quarto) secondo l'Art. II (ma senza verifico sul progetto)

L'organismo notificato garantisce la fase di fabbricazione e la "costanza" del **FASCICO TECNICO** senza però autorenza sul mercato dello stesso e senza eseguire prove di tipo o di compatibilità elettromagnetica

Il fascico deve tenuto a disposizione per 5 anni
deve contenere: descrizione generale del prodotto comprese le varianti previste, schemi di progettazione, disegni per il funzionamento, esecutori dell'analisi di rischio, tecniche di sterilizzazione, calcoli di progettazione, cartelli, verifiche

DM classe IIb: procedura relative alla dichiarazione di conformità CE (sistema completo di quarto) secondo l'Art. II (non si applica il punto 4, valutazione del progetto)

- a) procedure relative alla certificazione CE secondo l'art. III
 - procedura di verifica
 - dichiarazione di conformità (qualità della produzione) secondo l'Art. V
 - " " " " del prodotto " " VI

L'ente notificato la "costanza" del fascico tecnico riservando di eseguire le prove di tipo, di compatibilità elettromagnetica e qui altro prova ritenute necessario al fine di verificare l'effettivo rispetto dei requisiti essenziali

DM classe III: si verifica sia progettazione sia fabbricazione

- a) procedure relative alla dichiarazione di conformità CE (sistema completo)
- b) " " " " certificazione CE secondo l'art. III. procedura di verifica, dichiarazione di conformità CE (qualità della produzione)

ANALISI DEL RISCHIO

su ambiente, istituzioni, studenti, pazienti

situazione di pericolo → periodo di morte, di lesioni gravi

→ rischio → valutazione della rilevanza del pericolo, quantitativa e semi-quantitativa

gravità alta, frequenza basso // → non mi interessa
" basso, " alta

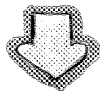
bisogna sempre prevedere i rischi, se non si prevedono e succede qualcosa, si risponde a livello penale

abbasso probabilità // → riduco i rischi
" gravità

Incremento di **RISCHIO ACCETTABILE**

Valori di cui incrementare il rischio per più che uno su un milione è argomento comune della salute pubblica

RISCHIO = componente probabilistica +
" quantitative
del danno



ANALISI DEL RISCHIO

Identificazione di attività/usi previsti e dei pericoli
Stima dei rischi

VALUTAZIONE DEL RISCHIO

Accettabilità dei rischi

CONTROLLO DEL RISCHIO

Analisi delle opzioni
Valutazione del residuo rischio
Accettabilità del rischio complessivo

INFORMAZIONI POST-PRODUZIONE

Esperienze post produzione
Revisione della gestione del rischio



Norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali (CEI EN 60601-1): contenuti

Actual Size

INDICE GENERALE	
1	GENERALITÀ
1.1	OGGETTO E SCOPO
1.2	Scopo
1.3	Nomenclatura
1.4	Classificazione
1.5	Norme applicabili
2	TERMINOLOGIA E DEFINIZIONI
3	PRESCRIZIONI GENERALI
4	PRESCRIZIONI GENERALI RELATIVE ALLE PROVE
4.1	Prova di accensione
4.2	Prova di accensione in presenza di gas infiammabili
4.3	Resistenza degli elettrodi alla prova di accensione
4.4	Parti in movimento
4.5	Impugnatura, griglia e parti in movimento all'interno di parti in movimento
4.6	Prova di accensione in presenza di gas infiammabili
4.7	Prova di accensione in presenza di gas infiammabili
4.8	Prova di accensione in presenza di gas infiammabili
4.9	Prova di accensione in presenza di gas infiammabili
4.10	Prova di accensione in presenza di gas infiammabili
4.11	Prova di accensione in presenza di gas infiammabili
5	CLASSIFICAZIONE
6	IDENTIFICAZIONE, DATI DI TARGA E DOCUMENTAZIONE ANNESSA
6.1	Dati di targa sulla parte principale degli apparecchi a cui parti di apparecchi
6.2	Indicazione dell'elenco di apparecchi a cui parti di apparecchi
6.3	Indicazione dell'elenco di apparecchi a cui parti di apparecchi
6.4	Indicazione dell'elenco di apparecchi a cui parti di apparecchi
6.5	Indicazione dell'elenco di apparecchi a cui parti di apparecchi
6.6	Indicazione dell'elenco di apparecchi a cui parti di apparecchi
6.7	Indicazione dell'elenco di apparecchi a cui parti di apparecchi
6.8	Indicazione dell'elenco di apparecchi a cui parti di apparecchi
7	POTENZA ASSORBITA
8	CONDIZIONI AMBIENTALI
9	CATEGORIE FONDAMENTALI DI SICUREZZA
10	MEZZI DI PROTEZIONE AMMISSIBILI
11	CONDIZIONI AMBIENTALI
11.1	Temperatura ambiente
11.2	Umidità relativa

NORMA TECNICA
CEI EN 60601-1:1998-12
Pagina 9

- Pericoli elettrici
- Pericoli meccanici
- Radiazioni non volute o eccessive
- Accensione di miscele anestetiche ed infiammabili
- Temperature eccessive ed altri pericoli
- Precisione di funzionamento e protezione contro i rischi di erogazioni pericolose
- Funzionamento anormale e prove di guasto
- Prescrizioni costruttive
- Guida generale e motivazioni (importante!) *perché vi siano certe norme normative sull'oggetto*
- Appendici



Norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali (CEI EN 60601-1)

11	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
12	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
13	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
14	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
15	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
16	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
17	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
18	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
19	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
20	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
21	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
22	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
23	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
24	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
25	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
26	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
27	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
28	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
29	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
30	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
31	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
32	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
33	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
34	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
35	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
36	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
37	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
38	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
39	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
40	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
41	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
42	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
43	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
44	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
45	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
46	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
47	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
48	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
49	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
50	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
51	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
52	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
53	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
54	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
55	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
56	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
57	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
58	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
59	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
60	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
61	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
62	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
63	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
64	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
65	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
66	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
67	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
68	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
69	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
70	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
71	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
72	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
73	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
74	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
75	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
76	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
77	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
78	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
79	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
80	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
81	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
82	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
83	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
84	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
85	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
86	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
87	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
88	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
89	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
90	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
91	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
92	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
93	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
94	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
95	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
96	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
97	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
98	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
99	CONDIZIONI AMBIENTALI	18
100	CONDIZIONI AMBIENTALI	18

NORMA TECNICA
CEI EN 60601-1:1998-12
Pagina 9



Norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali (CEI EN 60601-1): contenuti

1	FUNZIONAMENTO ANORMALE E CONDIZIONI DI CARICO. PROVE AMBIENTALI	14
12	FUNZIONAMENTO ANORMALE E CONDIZIONI DI CARICO	14
32	PROVE AMBIENTALI	14
12	PRESCRIZIONI COSTRUTTIVE	14
54	GENERALITÀ	11
54.1	Scopo	11
54.2	Scopo di un sistema di sicurezza	11
54.3	Violazione di un requisito di sicurezza	11
58	SVOLGIMENTO E COPERTURA	14
58.1	Metodi di prova	14
58.2	Procedura di prova	14
58.3	Spese di prova	14
58.4	Attrezzatura di prova	14
58	PARTI COMPONENTI E MONTAGGIO GENERALE	14
58.1	Generalità	14
58.2	Verifica di sicurezza	14
58.3	Verifica di sicurezza	14
58.4	Verifica di sicurezza	14
58.5	Verifica di sicurezza	14
58.6	Verifica di sicurezza	14
58.7	Verifica di sicurezza	14
58.8	Verifica di sicurezza	14
58.9	Verifica di sicurezza	14
58.10	Verifica di sicurezza	14
58.11	Verifica di sicurezza	14
58	PARTI COLLEGATE ALLA RETE, COMPONENTI E DISPOSIZIONI	14
58.1	Separazione dalla rete	14
58.2	Protezione contro la corrente	14
58.3	Protezione contro la corrente	14
58.4	Protezione contro la corrente	14
58.5	Protezione contro la corrente	14
58.6	Protezione contro la corrente	14
58.7	Protezione contro la corrente	14
58.8	Protezione contro la corrente	14
58.9	Protezione contro la corrente	14
58.10	Protezione contro la corrente	14
58	MESSA A TERRA DI PROTEZIONE - INDENTITÀ E CONNESSIONE	14
58.1	Generalità	14

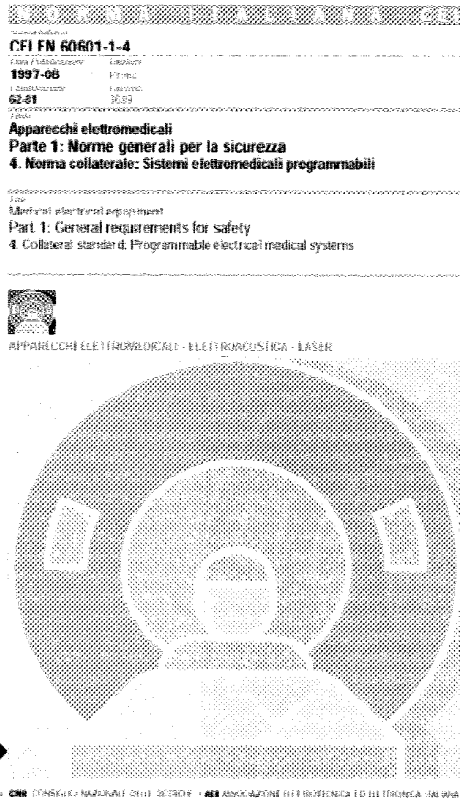


Norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali (CEI EN 60601-1): contenuti

59	COSTRUZIONE E DISPOSIZIONI	121
59.1	Costruzione e disposizioni	121
59.2	Costruzione e disposizioni	121
59.3	Costruzione e disposizioni	121
59.4	Costruzione e disposizioni	121
59	GUIDA GENERALE E NOTAZIONI	121
A	PROVE DURANTE LA COSTRUZIONE E/O LA MESSA IN OPERA	121
B	SUCCESSIONE DELLE PROVE	121
C	SIMBOLI PER I DATI DI TARGA (VEDI ART. 6)	121
D	VISTA DELLE DISPOSIZIONI DEGLI ISOLAMENTI E DEI CIRCUITI DI PROVA (VEDI ART. 20)	121
E	APPARECCHI DI PROVA PER MODELLI INFAMMABILI (VEDI APPENDICE A, A.1, G.9)	121
F	APPARECCHI PER LA PROVA D'URTO	121
G	CONNESSIONI CON MORSETTI A VITE	121
H	TRASFORMATORI D'ALIMENTAZIONE	121
I	REFERIMENTI	121
21	Referimenti normativi alle Pubblicazioni Internazionali con le corrispondenti Pubblicazioni Europee	121
22	Referimenti normativi alle Pubblicazioni Internazionali con le corrispondenti Pubblicazioni Europee	121
23	Deviations nazionali	121
24	CONDIZIONI NAZIONALI SPECIALI	121



Norme collaterali per la sicurezza (CEI EN 60601-1-4): sistemi programmabili



La norma collaterale 601-1-4 e' molto importante in quanto propone un modello di ciclo di sviluppo del progetto applicabile alla totalita' dei dispositivi medici (e non solo) che garantisce sostanzialmente il rispetto delle norme di qualita' sulla gestione delle fasi progettuali.

↓
Modello di ciclo di sviluppo del progetto applicabile a tutti i DM

PROBLEMA della USABILITA' → prima importante solo a livello di mercato, ora anche importante per la sicurezza tanto da essere considerato un requisito normativo

↳ attenzione alla collezione dei rischi umano e usabilita' dell'apparato

3 CLASSI:

Classe I: apparecchio con messa a terra o modo equipotenziale

Classe II: " " Sistema di doppio isolamento

Classe III: " " Alimentazione isolata

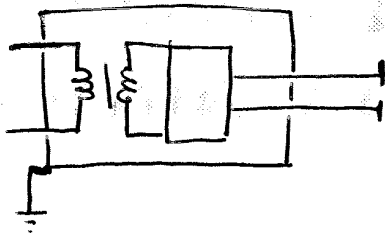
3 TIPI:

TIPO B: parti applicate non in contatto diretto con l'utente

TIPO BF: " " a diretto contatto con l'utente

TIPO CF: " " Contatto prolungato con zone particolari

TIPICI TIPI B, BF, CF PARTI APPLICATE AI DISPOSITIVI

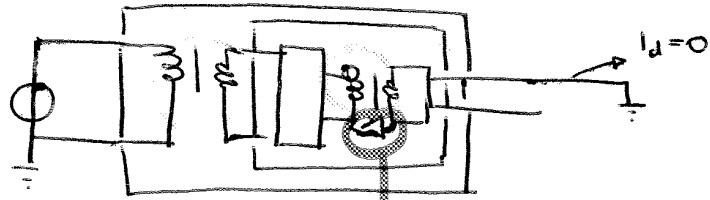


TIPO B: parti applicate non in diretto contatto con il paziente, unica barriera di isolamento è il trasformatore (se il trasformatore va ad alimentare circuito non collegati al paziente ma collegati ad un altro trasformatore)

TIPO BF: parti applicate in diretto contatto con il paziente

barriera d'isol. secondario

floating floating aspect all'alimentazione



barriera d'isolamento principale

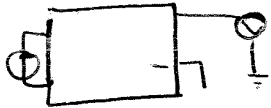
amplificatore d'isolamento
- trasforma i dati provenienti dall'elmo (paziente) al trasformatore principale che non viene in contatto con il paziente

Se il cavo capcorto parassita (sempre) le correnti di dispersione non solo = 0

$I_d \leq 100 \mu A$ → non è abb. basso per cateteri urtemi!

$I_d \leq 10 \mu A$ → sistema cuore se è caricato al muscolo cardiaco!

TIPO CF: contatto diretto con zone particolari



Se misuro la corrente esecro che è diverso da ϕ e da quello che mi aspetto! → CORRENTE DI DISPERSIONE DEVUTA AGLI ALTRI APPARECCHI COLLEGATI AL PAZIENTE → **DOPIO PERICOLO!**

↳ corrente verso terra
↳ " di un altro dispositivo che va a terra attraverso il paziente

CORRENTI AUSILIARIE: correnti fatte scorrere dal dispositivo sul paziente per poter svolgere le funzioni
 \sqrt{C} → normal condition SFC → single fault condition

CORRENTE DI DISPERSIONE → caso peggiore corrente + 10% → importanti in altissimo per il problema sicurezza

Isolante a capacità parassita = 2 parti metalliche a tensioni diverse + dielettrico (aria, isolante)
 ↳ aumentano perché diminuisce nel tempo la qualità dell'isolante → controllati almeno 1 volta all'anno

la corrente di dispersione se calca la norma deve essere calcolata considerando la resistività del paziente

ISOLATORI DI CORRENTI DI DISPERSIONE → non è un amperometro!

ES: Resistenza del paziente pari a 1100Ω , si studiano gli effetti dovuti al passaggio di corrente attraverso superfici di contatto differenti $R_p = 1100 \Omega$

$R_p = R_c + R_{tes} + R_{OT}$ $R_{OT} = 50 \Omega \rightarrow$ piedi nudi / baguetti

ch 100 mm^2

$R_c = 1 \text{ k}\Omega$

$I_p = \frac{220 \text{ V}}{1100 \Omega} = 200 \text{ mA}$ $P_D = R_c \cdot I^2 = 0,2^2 \cdot 1000 \text{ k}\Omega = 40 \text{ W}$

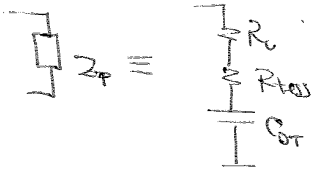
$S_p = \frac{P_D (\text{W})}{S (\text{mm}^2)} = \frac{40 (\text{W})}{\text{cm}^2} \rightarrow$ ustione nel punto di ingresso, poco probabile fibullectia e blocco polmonare

meno 100 cm^2

$R_c = 10 \Omega$ $I_p = 2 \text{ A}$ $P_D = R_c \cdot I^2 = 2^2 \cdot 10 = 40 \text{ W}$

$\delta_p = \frac{P_D}{S} = 0,4 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2} \rightarrow$ no ustione nel punto di contatto, alta probabilità di fibullectia e blocco dei polmoni respiratori

ES il soggetto pendente indossa scarpe su soletta dielettrica, modello d'impedanze diverso



$\epsilon_r = 4,5$ $\epsilon_0 = 8,85 \text{ PF/m}$ $d = 10 \text{ mm}$ $S = 400 \text{ cm}^2$

$C_{OT} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{S}{d} = 800 \text{ pF}$

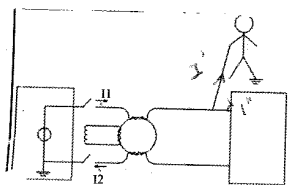
$|Z_p| = \sqrt{(R_c + R_{tes})^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2} \approx 15,9 \text{ M}\Omega$ $I_p = \frac{E}{|Z_p|} = 13,8 \text{ }\mu\text{A}$ \rightarrow valore efficace

\rightarrow è praticamente trascurabile $\frac{1}{10000}$ dell'impedenza

no rischio di ustione, di blocco dei muscoli respiratori o fibullectia

PRECAUZIONI

- ① adeguata formazione del personale
- ② trasformatore d'isolamento (in ambito ospedaliero è usato per garantire continuità di alimentazione agli apparecchi in caso di guasto)
- ③ interruttore differenziale \rightarrow



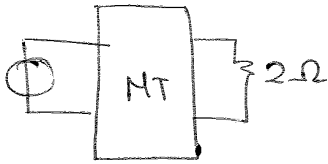
consiste in un trasformatore che genera nell'avvolgimento esplorante una f.e.m. proporzionale alla differenza delle correnti di andata e di ritorno (I_1, I_2). Il dispositivo interviene aprendo il doppio interruttore se la differenza tra la corrente di andata e di ritorno supera un certo

soglia (30 mA, ma anche 10 mA nei sensibili) \rightarrow sicurezza assoluta) conseguenza della ripartizione di I_1 attraverso il paziente

$I_1 - I_2 = I_p \rightarrow$ se $I_p = 0$ nell'infortunato non scorre corrente

l'interruttore differenziale (o lavito) interviene quando I_p supera un valore di soglia

Gli avvolgimenti in cui scorrono I_1 e I_2 sono identici e le due correnti sono uguali e contrarie. L'induzione magnetica di un avvolgimento annulla quella dell'altro. Ma nel momento in cui la differenza delle due supera una certa soglia, la forza elettromagnetica non più nulla, che appare sul terzo



$$V_c = IR_T$$

$$R_T \leq \frac{V_c}{I}$$

$$R_T \leq \frac{24}{16} = 1,5 \Omega$$

quindi la resistenza di terra R_T deve essere $< 1,5 \Omega$

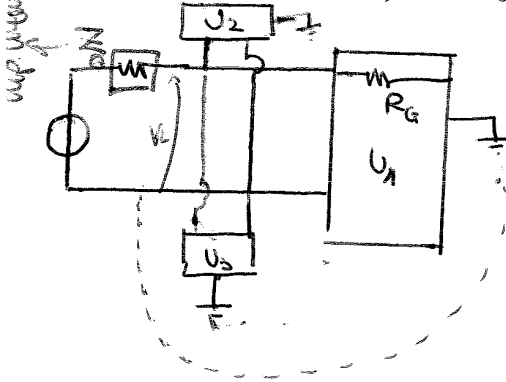
terra filo giallo/verde



R_G diminuisce progressivamente nel tempo

la dispersione inizialmente è molto bassa, poi quando R_G diminuisce la dispersione aumenta

il massimo rischio si evita grazie all'intermittente differenziale in cascata al magnetotermico



Cosa succede se U_1 ha un guasto?

U_1 ha una resistenza interna R_G

V applicata a U_1, U_2, U_3 scenderà molto in presenza di R_G

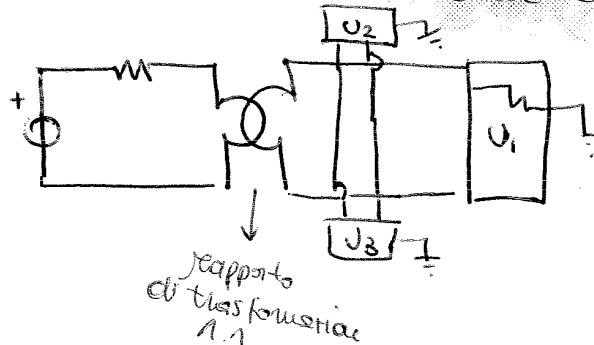
la tensione deve essere un determinato valore efficace ~ 205

quando un dispositivo è guastato gli altri smettono di funzionare

UTILIZZO UN TRASFORMATORE D'ISOLAMENTO

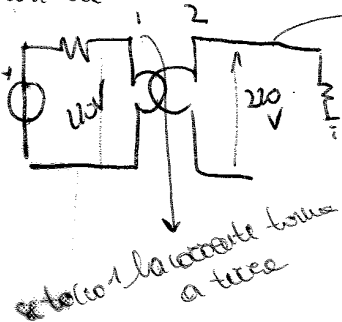
$$V_c = 220 - I_c(R + R_G)$$

↓
sistema
della linea



rapporto di trasformazione 1:1

non vi è aumento di corrente perché il secondario è isolato da terra → gli altri apparecchi rimangono in funzione

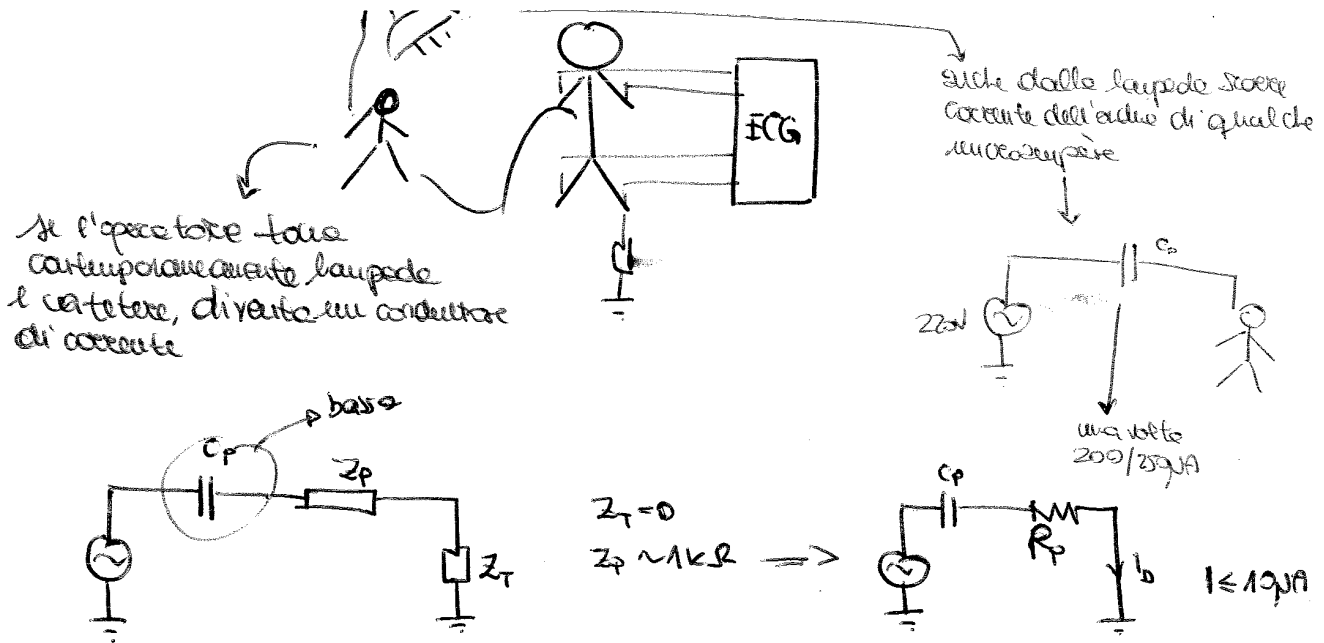


se tutto qui si riferisce da un trasformatore di tipo diretto ma solo in caso di n° guasto

A causa dei costi è utilizzato solo nei reparti in cui il paziente è collegato a più macchine → OBBLIGATORIO un vero posto un dispositivo differenziale ma solo nei magnetotermici

La sicurezza elettrica è data da:

1. isolamento del circuito rispetto a terra
2. bassa capacità fra i circuiti che interessano il paziente a terra
3. basse o bassissime tensioni in prossimità del paziente
4. elevata rigidità dielettrica degli isolamenti
5. un breve tempo di reazione dei materiali

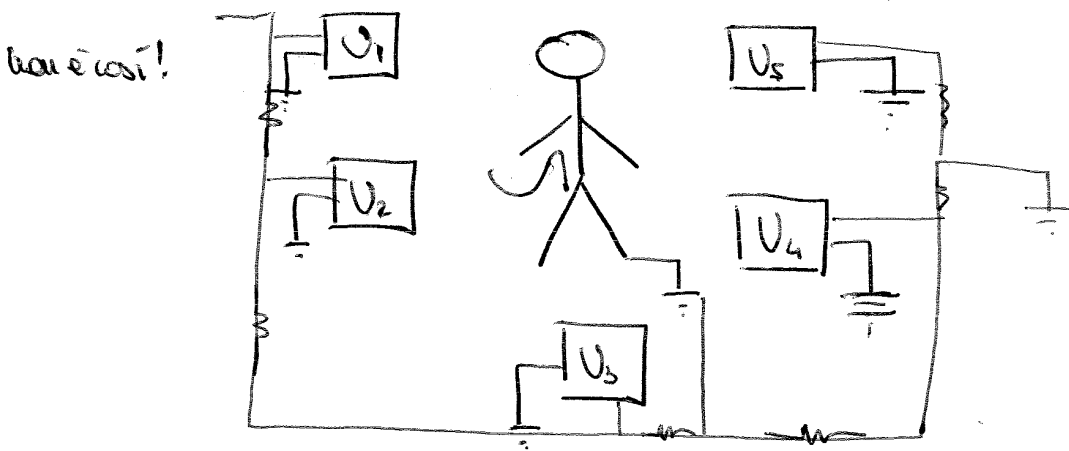


Qual è la massima caduta di tensione che posso accettare se voglio che I_p sia $< 10\mu A$?

$$I_p = 10\mu A \Rightarrow V_{R_p} \leq 10mV$$

caduta di tensione sul catetere flessibile

Bastano cadute di tensione molto piccole per avere un I_p pericoloso se avessimo una d.d.p. di pochi millivolt (60/70 mV) \Rightarrow possibilità di microshock



In realtà gli impianti di terra sono collegati tutti insieme

Caso ideale ma a zero resistenza \rightarrow toccando il catetere qualsiasi dispositivo non ci sarebbe d.d.p.

REALTÀ: RESISTENZE

caduta di tensione tra U_1 e U_2 ?

$$R_{Ti} = \rho \frac{l}{S} = 0,0018 \cdot \frac{5}{2,5} \approx 0,03 / 0,04 \Omega$$

resistività del rame

$$5 \cdot 10^{-3} \cdot 40 \cdot 10^{-3} \approx 200\mu V$$

mAmp mΩ

tra U_3 e U_4 d.d.p. di $\approx 200\mu V$ va bene ma non sul catetere

INFORMAZIONI DOVUTI AD APPARECCHI ELETTRONOMICI

MACROSHOCK
 ↳ contatto

DIRETTO periodo per paziente, astanti, chiunque
 corrente o contatto diretto

$$I_p = \frac{E}{R_p}$$

$$R_{res} + R_c + R_{sr}$$

- ① adeguata formazione del personale
- ② attrezzature differenziale
- ③ trasformatore di isolamento

↳

INDIRETTO periodo per paziente, astanti, chiunque
 corrente da una parte usualmente scarica

$$I_p = \frac{E}{R_p + R_d}$$

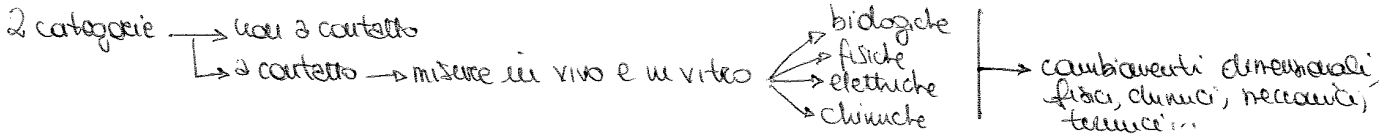
- ① impianto di terra efficiente
- ② attrezzature differenziale + magnetotecnica

↳

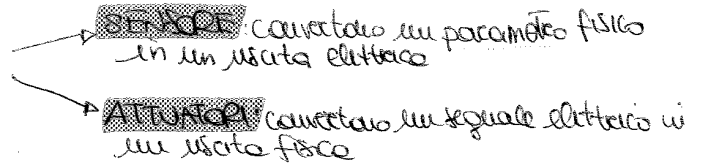
MICROSHOCK periodo per paziente

- ① uso equipotenziale
- ② uso apparecchi CF

PRELIEVO DI BIOPOTENZIALI E ELETTRODI



TRASDUTTORI: convertono informazioni biologiche in un segnale elettrico/optico/fisico misurabile e quantificabile, convertono una forma di energia in un'altra

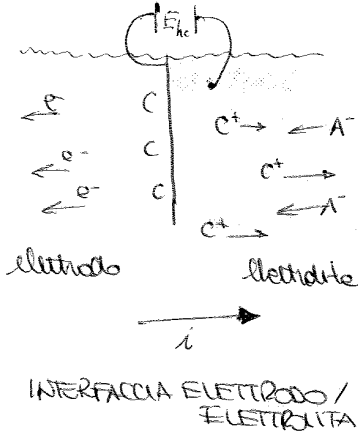


I sensori non sono comettori, perché questi sistemi non modificano l'ambiente.

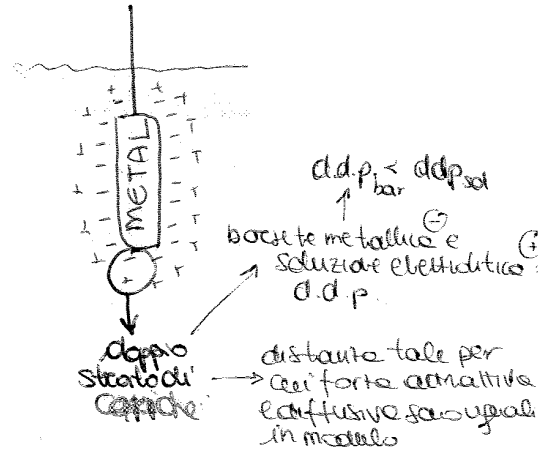
- ↳ modificano i flussi di ioni in flussi di elettroni
- ↳ si devono comportare da commutatore, in modo da trasferire il segnale senza attenuarlo/modificarlo
- ↳ hanno una funzione di trasferimento, non sempre è nulla → **NOBILIZZAZIONE DELL'ELETTRODO**

metallo con proprietà elettiche desiderate

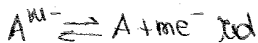
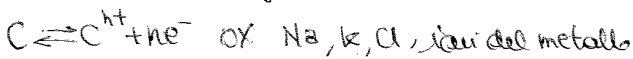
ELETTROLITA → medio (a due elettodi), formulato specificatamente per gli elettodi metallici per cui sono usati



Soluzione acquosa Na^+, Cl^-, H^+, OH^-
 tipo clinica → liquido interstiziale + difficile
 Clinico di sodio 0,9%

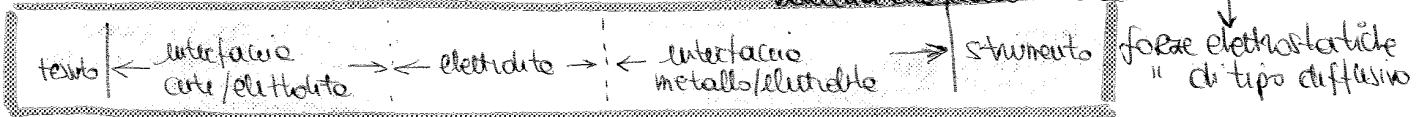


Indebolimento dei legami della barretta \ominus ioni C^+ attirato dalla barretta



FENOMENO DI ASSORBIZIONE

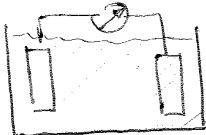
in elemento negativo raggruppa le barrette e finisce che barretta è diversa da barretta



Le caratteristiche della superficie dell'elettrodo dipendono da:

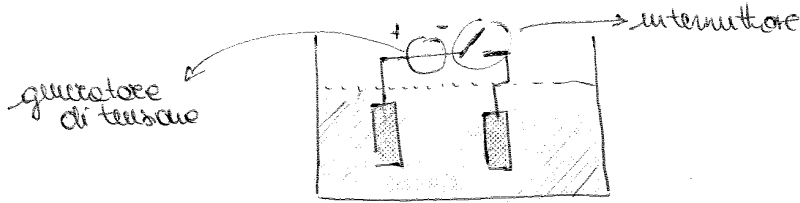
- interfaccia metallo/elettrolita
- " cute/ "
- qualità dell'elettrolita

Voglio misurare la d.d.p tra un elettodo metallico e soluzione → non posso mettere due elettodi perché rimangono 2 celle → alla elettrolitica



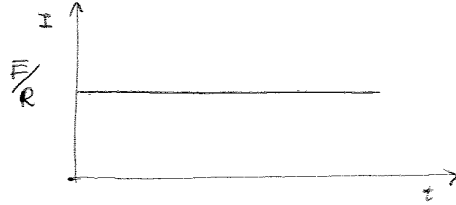
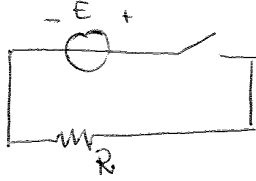
Se considero un 2° elettodo "ideale" posso misurare la tensione a partire da questo elettodo di riferimento

↳ posso misurare il **POTENZIALE A SEMICELLA** → d.d.p tra elettodo 1 e 2; se considero il 2° ideale è come se misurassi il d.d.p tra il 1° e soluzione → **DRIFT** misurare lo sbalzo con lo quale con metallo (non ioni)

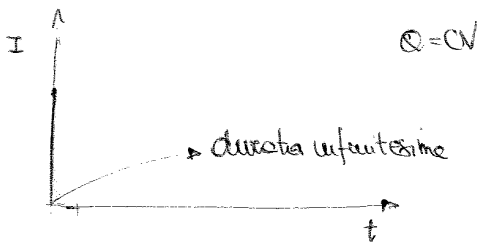
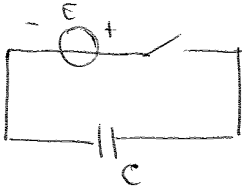


Cosa succede quando chiudo l'interruttore?

① ELETTRODI PERFETTAMENTE NON POLARIZZABILI

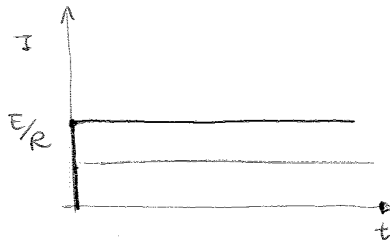
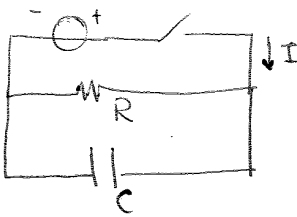


② ELETTRODI PERFETTAMENTE POLARIZZABILI



$Q = CV$

In realtà: ELETTRODI PERFETT. / NON PERFETT. POLARIZZABILE



→ intercambiabili Comportamenti

un elettrodo in grado di scambiare molto ha un comportamento come ①
 " " " " " poco " " " " " ②

Il comportamento dell'elettrodo non è lineare: la corrente che scorre nell'elettrodo dipende non solo da E/R ma anche dal fatto che la resistenza è funzione di E

Se la tensione è troppo grande rispetto allo scambio possibile all'interfaccia → la corrente a regime è molto più bassa dovuto al fatto che al variare di E varia R . → problema delle deviazioni di corrente

Il problema della non linearità dell'interfaccia metallo/elettrodo non ci interessa → l'interesse ad esempio nei segnali ECG

MATERIALI DALL'ELETTRODO

non vanno bene materiali che si ossidano velocemente → durano poco

CLORURO DI MERCURIO → veniva usato per realizzare una soluzione conduttiva, era usato per prelievi di EEG
 RAME → us

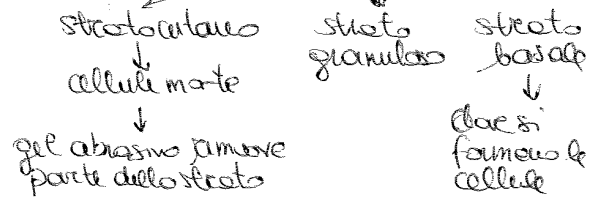
ORO → si ossida poco, pochi scambi ionici, quasi perf. polarizzabile

ARGENTO → si ossida poco, ma allerge, in pochi minuti è ricoperto da AgCl

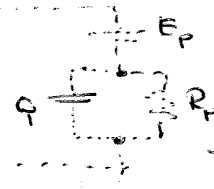
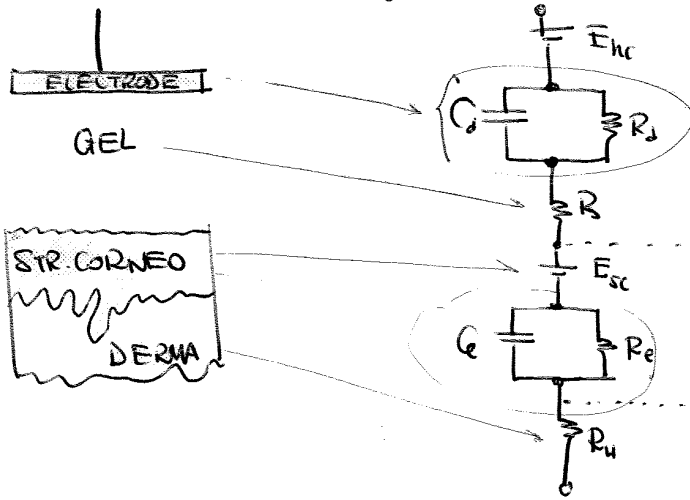
SOLUZIONE: acciaio (lamina) + pochi microl di Argento con sopra argento dorato

da arte eguale ad una soluzione elettrolitica → considerazione fatta fu ad arte

in realtà la arte è un organo molto complicato formato dai tre strati: derma, epidermide, strato sottocutaneo



Gli strati più profondi della pelle contengono nervi, bulbi piliferi, vasi sanguigni



Impedenza della pelle per 1cm² di superficie
200 kΩ @ 1Hz
200 Ω @ 1MHz

Sei di modelli analoghi... noi consideriamo con questo modello solo una piccola parte dell'epidermide

ci può valere tutti i valori!

MODELLO QUANTITATIVO: sarebbe meglio avere un

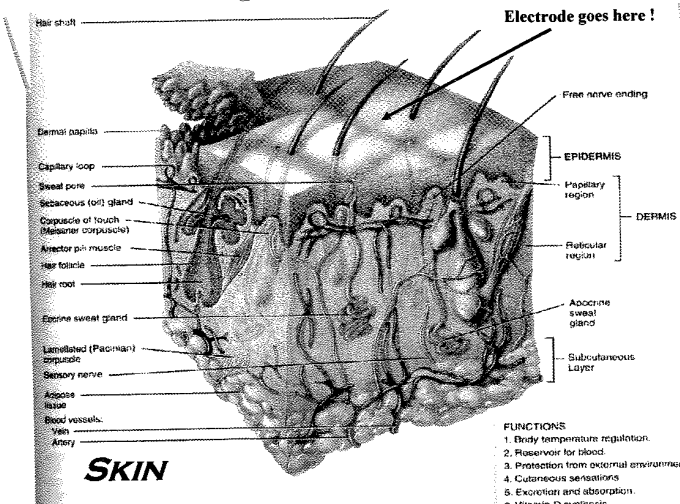
MODELLO QUALITATIVO

non da risultati specifici, ma risultati generali basati su resistenze, valori qualitativi, generali

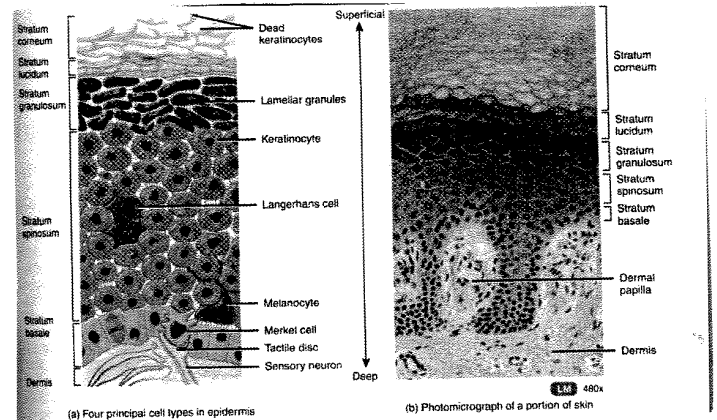
Semplifichiamo il modello

Se varia la distanza tra elettrodo e epidermide varia il potenziale di superficie

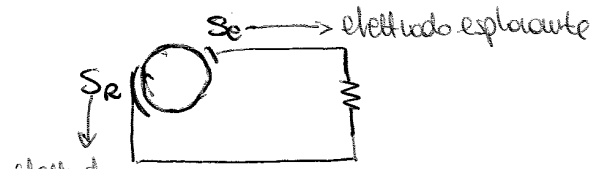
→ **ARRETRATI DI MOVIMENTO**: secondo cause di "fastidio" nel plesso di biopotenziali



- FUNCTIONS**
1. Body temperature regulation.
 2. Reservoir for blood.
 3. Protection from external environment.
 4. Cutaneous sensation.
 5. Excretion and absorption.
 6. Vitamin D synthesis.

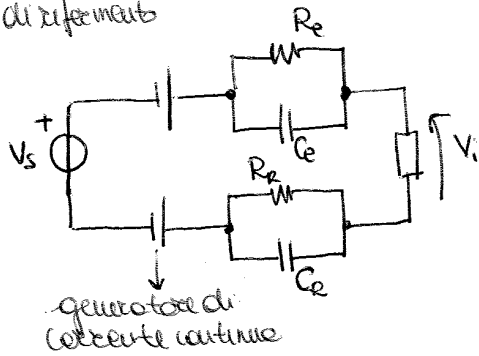


ELETTRODI + AMPLIFICATORI



$$\begin{matrix} S_e \ll S_p \\ R_e \gg R_p \\ C_e \ll C_p \end{matrix}$$

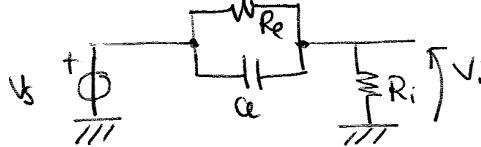
la resistenza dell'interfaccia è tanto minore maggiore è la superficie, la capacità invece è maggiore



$$G_p + sC_p = Y_p \quad G_e \gg G_e$$

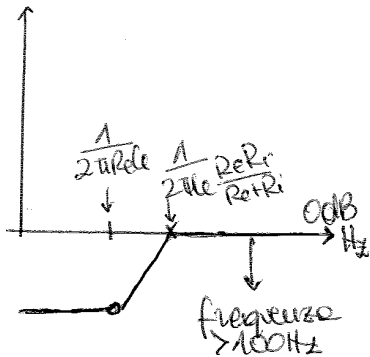
$$G_p + j\omega C_p = y(\omega) \quad C_p \gg C_e$$

considerando l'elettrodo di riferimento cortocircuitato



$$\frac{V_i(s)}{V_s(s)} = \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + sR_e C_e}{1 + sC_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

in continua = 0 → $\frac{R_i}{R_i + R_e}$
 \downarrow
 $\frac{R_i}{R_i + R_e}$



Il segnale è composto da componenti frequenziali tra 10 mHz e 100 Hz, le quali devono essere attenuate allo stesso modo e comprese tra zeri e poli

Si preferisce che i segnali siano alla DESTRA DEL POLO

ES:

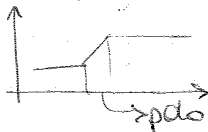
Un elettrodo di AgCl con $S = 1 \text{ cm}^2$ ha $R_e \approx 40 \text{ k}\Omega$ [varia tra 20 e 80 kΩ] e $C_e \approx 40 \text{ nF}$ [varia tra 20 e 50 nF]

$$f_z = \frac{1}{2\pi \cdot 40 \cdot 10^3 \cdot 3 \cdot 10^{-6}} \approx 6.40 \cdot 10^2 \text{ Hz} \rightarrow \text{il segnale ECG ha frequenze tra } 10 \text{ mHz e } 100 \text{ Hz}$$

questo elettrodo non va bene perché rimane a dx dello zero, anche se non è corretto dire che un elettrodo è meglio di un altro

BISOGNA CONSIDERARE ACCOPPIAMENTO ELETTRODO/AMPLIFICATORE

se $R_i \gg R_e$ il parallelo è solo R_e



con R_i infinito = ideale → retta

la RESISTENZA DI INGRESSO È UN PARAMETRO IMPORTANTE (anche se è impedenza)
 IMPEDENZA DI INGRESSO SUFFICIENTEMENTE ALTA = AMPLIFICAZIONE UNITARIA

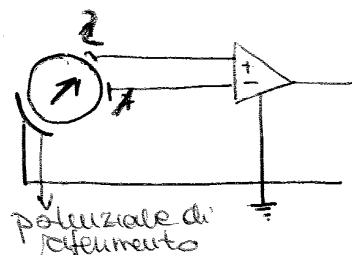
esamino $\frac{R_i}{R_i + R_e} \approx 0,99$ i componenti frequenziali a dx dello zero e a dx del polo sono trattati ugualmente
 ≈ 1 si comporta idealmente

A seconda dell'utilizzo possiamo mettere delle distorsioni

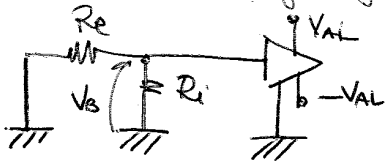
In realtà il sistema non è come quello analizzato precedentemente perché sulla pelle ci sono più elettrodi → misuriamo la d.d.p. dovuta ad un generatore tra due elettrodi esploranti (1,2)

$$V_{in} = 0 \quad \& \quad V_1 - V_2 = 0$$

$$V_{in} = (V_2 - V_1) A_d$$



La corrente di polarizzazione è una corrente continua quindi il condensatore uccide, uccide cioè anche la corrente continua (o meglio il generatore)



V_B tra ingresso amplificatore e riferimento
 $V_B = -I_B R_E$
 $-V_{AL} < V_B < V_{AL}$ → alimentazione

quando V_B è al di fuori dell'intervallo l'amplificatore non funziona, vicino a V_{AL} o $-V_{AL}$ l'amplificatore satura (satura l'ingresso)

V_B è abbastanza distante sia da $-V_{AL}$ che da V_{AL} (dipende da come è realizzato l'amplificatore), tanto più V_B è prossimo a zero tanto meglio funziona l'amplificatore

Se l'amplificatore richiede una determinata corrente d'ingresso allora i progettisti la indicano e non mettono R_B , altrimenti non viene data importanza all'impedenza d'ingresso dell'amplificatore ma si dà garanzia ai progettisti di poterlo collegare

SE NON SI DICHIARA LA CORRENTE DI POLARIZZAZIONE SI PUÒ CONSENTIRE IL COLLEGAMENTO A MASSA

quando $R_B \gg R_{IN}$ allora non c'è R_i !

$I_B \approx 50 \mu A$ e un I_B elevato

ES: posso collegare l'elettrodo $AgCl$ di 1 cm^2 con $R_E \approx 40 \text{ k}\Omega$?

non viene indicata la tensione d'alimentazione (2.5V) di un modo FRONT-END o STADIO DI INGRESSO

$|V_B| \approx 2 \text{ mV}$ cui sopprimi il segno di I_B quindi V_B valore assoluto [OK]

ES: cosa succede se $S = 1 \text{ mm}^2$?

$R_E = 4 \text{ M}\Omega \rightarrow |V_B| \approx 200 \text{ mV}$

Va bene però... quando l'amplificatore si trova una corrente d'ingresso non quella più saturare

$\rightarrow V_i = 2 \text{ V}$ con $A_i = 40$

il segnale varia solo più da 2 a 5V o da -5 a +5V
 \rightarrow si mangia due volt \rightarrow saturazione

La tensione di ingresso non deve superare le limite $-V_{AL}$, V_{AL} perché comporta la saturazione dell'amplificatore, il quale può saturare in ingresso, in intermedio, o uscite

$$-V_{AL} < A \cdot V_B < V_{AL}$$

Le correnti sono sempre molto piccole attorno a 100 fA ($f = 10^{-15}$) su R_B

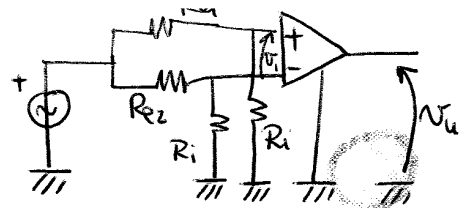
Quando gli elettrodi polarizzabili hanno R_E grande ①

Quando gli elettrodi hanno una superficie piccola ②

① e ② sono i due casi di problemi legati alla tensione di ingresso

Se voglio usare questi elettrodi o uso un amplificatore con R_B o uso una corrente I_B molto bassa (pA)

$R_e \ll R_i$
 $V_+ = V_c \frac{R_i}{R_i + R_{e1}}$ $V_- = V_c \frac{R_i}{R_i + R_{e2}}$ $V_c \cdot V_{VT}$
 perché $R_e \ll R_i$



se $R_{e1} = R_{e2}$ $V_+ = V_-$ allora all'ingresso dell'amplificatore non ci sarebbe nessuna tensione di modo differenziale $V_d = 0$; tutto solo il contributo del CNRR del conduttore

Attenzione a V_i !!!

se $R_e \ll R_i$ non è abbastanza grande all'uscita mi ritrovo V_i amplificate di A_d volte, in pratica è amplificato al pari del segnale differenziale

$$V_i = V_+ - V_- = V_c \left[\frac{R_i}{R_i + R_{e1}} - \frac{R_i}{R_i + R_{e2}} \right] = V_c \left[\frac{R_i^2 + R_i R_{e2} - R_i^2 - R_i R_{e1}}{(R_i + R_{e1})(R_i + R_{e2})} \right] = V_c \left[\frac{R_i(R_{e2} - R_{e1})}{R_i^2 + R_i R_{e2} + R_i R_{e1} + R_{e1} R_{e2}} \right]$$

$\frac{R_i}{R_i^2 + R_i R_{e2} + R_i R_{e1} + R_{e1} R_{e2}}$
 $\leftarrow \frac{1}{\text{CNRR}}$ $\leftarrow \frac{1}{R_i}$ $\leftarrow \frac{1}{R_{e1}}$ $\leftarrow \frac{1}{R_{e2}}$ $\leftarrow \text{trascurab}$

$$V_{i, \text{SOARe}} = V_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

$$V_{u, \text{SO}} = V_c \frac{1}{\text{CNRR}} A_d + V_c \frac{\Delta R_e}{R_i} A_d$$

$\underbrace{\hspace{10em}}_{V_{u, \text{SO CNRR}}} \quad \underbrace{\hspace{10em}}_{V_{i, \text{SOARe}}}$

tensione d'uscita dovuta all'interferenza di rete

$$V_{i, \text{SO}} = V_c \frac{1}{\text{CNRR}} + V_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

tensione d'ingresso dovuta all'interferenza di rete

ES: $\Delta R_e = 5 \text{ k}\Omega$ $V_c = 1 \text{ V}$ $R_i = 100 \text{ M}\Omega$ & elettrodi amb

$V_{i, \text{SOARe}} = 1 \cdot \frac{5 \cdot 10^3}{10^7} \text{ V} = 5 \cdot 10^{-4} = 500 \mu\text{V} = 0,5 \text{ mV} \rightarrow \text{va bene?}$

l'interferenza di rete cambia coi valori
 R_i grande $\rightarrow V_{i, \text{SO}}$ piccolo

Come faccio a scegliere i valori di CNRR e R_i ?

al max di 125/126 dB \leftarrow \rightarrow UG Ω anche vicino a T Ω ma le C_p lo abbassano

se CNRR 80 dB
 R_i 100 M Ω buono
 R_e 1 M Ω buono

$$V_{i, \text{SO}} = 1 \cdot \frac{1}{100^4} + 1 \cdot \frac{10^4}{10^9} \Rightarrow \text{2 logn interferenze totali}$$

meglio LAVORARE SUL CNRR \rightarrow 1 ordine di grandezza = 100 \rightarrow interferenze di rete diventa 10 volte più piccole

Cerco di fare in modo che $V_{u, \text{SO CNRR}} \approx V_{i, \text{SOARe}}$

$$V_c \frac{1}{\text{CNRR}} = V_c \frac{\Delta R_e}{R_i} \quad \frac{1}{\text{CNRR}} \approx \frac{\Delta R_e}{R_i} \rightarrow \text{è un'imposizione, una CONSIDERAZIONE DI PROGETTO}$$

$$\frac{1}{\text{CNRR}} \approx \frac{10^4}{10^9} \Rightarrow \text{CNRR} \approx 100 \text{ dB} \quad \text{Ok!}$$

con 120 dB considero al meglio gli elettrodi $V_{i, \text{SO}} = \frac{1}{\text{CNRR}} V_c + \frac{\Delta R_e}{R_i} V_c$

ES: CNRR = 120 dB e $R_i = 100 \text{ M}\Omega$

$$\frac{1}{\text{CNRR}} = 10^{-6} \quad V_{i, \text{SO}} = \frac{1 \cdot 10^{-6}}{1 \mu\text{V}} + \frac{\Delta R_e}{10^8} \cdot 1 \rightarrow \Delta R_e \approx 1 \text{ M}\Omega$$

se adesso sfruttasse al meglio l'amplificatore $\Delta R_e = 100 \Omega \rightarrow$ stesso prepotenza di meglio fatto con $R_i = 1 \text{ G}\Omega$
 1 mV con $R_e \rightarrow 1000 \Omega$ con una preparazione della arte accurata

$C_p > C_g$ capacità parassita dovuta all'alimentazione del trasformatore
 Per avere una capacità piccola ci sono problematiche di terreno di spazio che diventa
 per esempio nell'apparecchio di tipo B $C_p > C_g$

Collegamento rete/paziente/terra
 con $C_g \approx C_p$
 è come se il nodo fosse collegato a terra

$C_p \approx C_g$ caso molto frequente

$$C_g \approx C_p/2$$

$$\text{con } R_e \approx 100k\Omega$$

allora V_c con C_p ottengo $\approx 30mV$ miglioro la situazione rispetto ai $66mV$
 tanto è più grande C_p meglio è

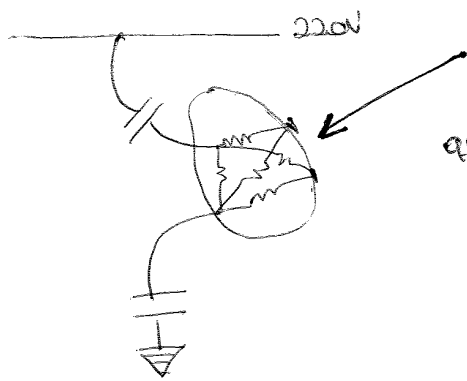
$C_p < C_g$

$$C_g \approx C_p$$

$$\text{se } C_g = 1nF \quad R_e = 100k\Omega \quad C_p = 100pF \quad \text{allora } V_c = \frac{1}{10} \text{ di } V_c = 66mV$$

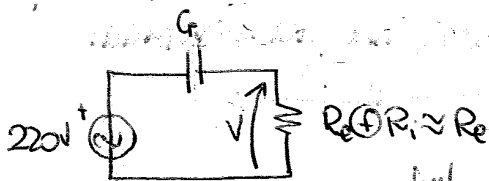
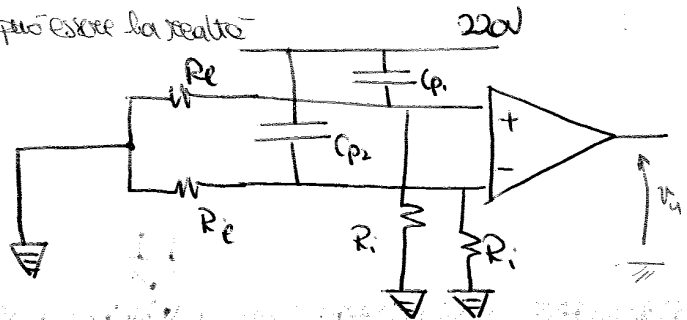
Ma c'è perché un costruttore che indichi la C_p !
 Come faccio allora a misurare C_p ?
 Costruisco un circuito come quello precedente con partitore di corrente...

Meno del 50% dei casi reali segue ciò che abbiamo studiato finora!
 La situazione è molto più complessa!!



RESISTENZE AGGIUNTIVE!!
 x x

questa può essere la realtà



$$R_i \gg R_e$$

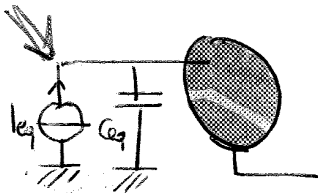
$$V = 220 \frac{\omega C_p R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_p R_e)^2}}$$

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

$$V^+ = 220 \frac{\omega C_p R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_p R_e)^2}} \quad V^- = 220 \frac{\omega C_p R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_p R_e)^2}}$$

con $C_p = C_p$ R_e ideale \rightarrow segnale di modo comune dovuto al collegamento alla rete dei cavi
 $(V_+ - V_-) \approx 0 \rightarrow$ pochi μV

non è difficile avere segnali differenziali di qualche μV

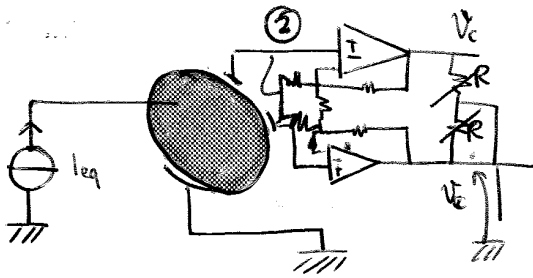


Al posto di usare Thevenin, posso usare Norton

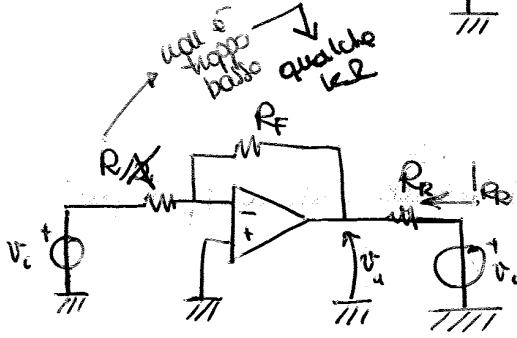
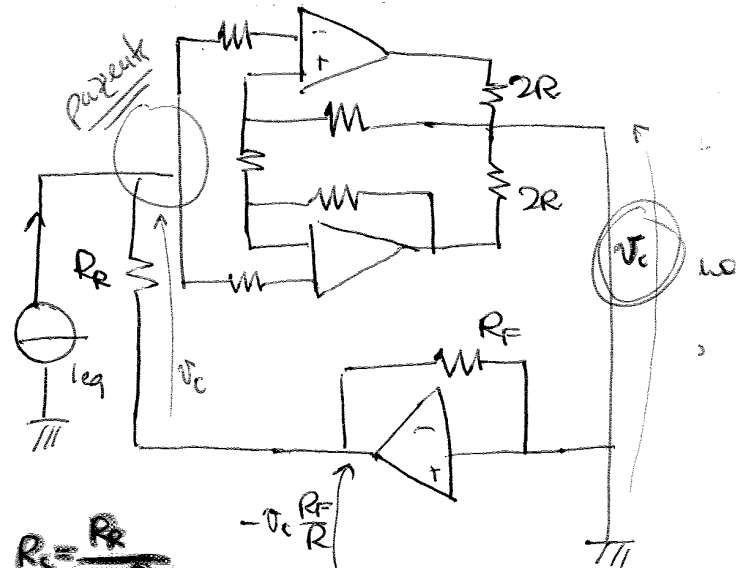
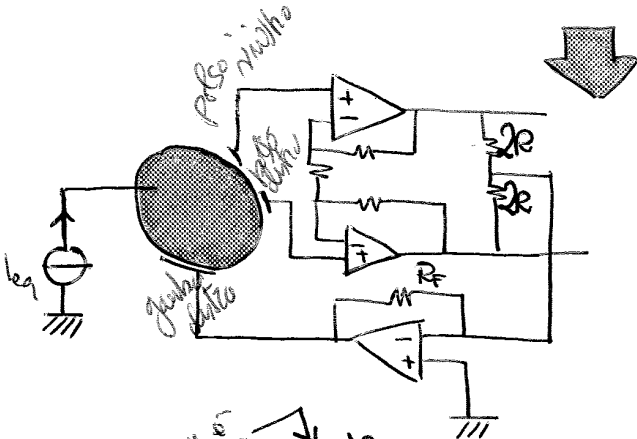
METODO n°2

Caso peggiore lui che la caporto!

METODO DEL PIU' FACILE DELLA GAMBA DESTRA



Il segnale di modo comune che si stabilisce sul paziente si stabilizza all'usato quindi in ① $R=0$ ma c'è corrente, le tensioni V_c è uguale oppure anche in ② ottengo V_c



$R_c = \frac{R \cdot R_F}{1 + \frac{R_F}{R}}$
 posso agire su R_F

$$V_u = -V_c \frac{R_F}{R}$$

$$I_{R2} = \frac{V_c - (-V_c \frac{R_F}{R})}{R} = \frac{V_c (1 + \frac{R_F}{R})}{R}$$

$$I_{R2} = I_{R1} = V_c \left[1 + \frac{R_F}{R} \right]$$

$$V_c = \frac{I_{R2} \cdot R}{1 + \frac{R_F}{R}}$$

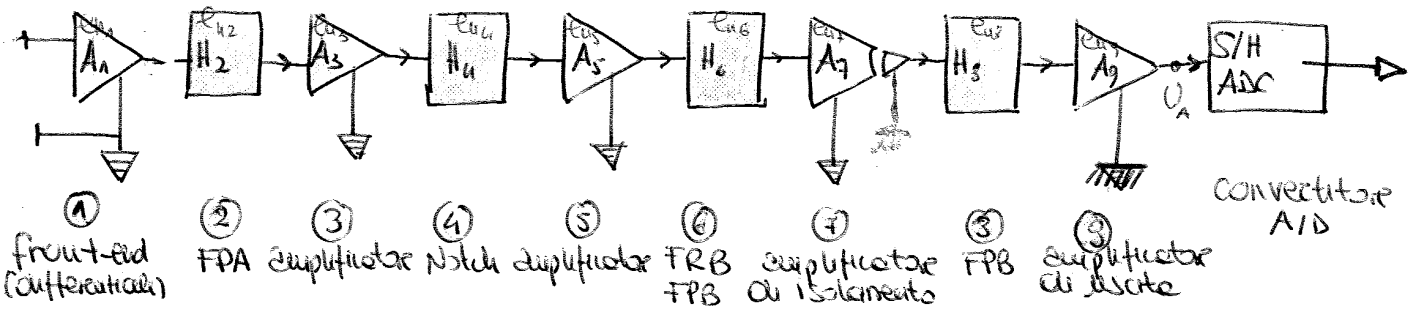
per avere una piccola V_c devo avere una grande R_F
 quando scelgo il valore di R non posso averlo troppo grande per mantenere grande il rapporto!
 ho due vincoli:
 1. la corrente di modo diff. non può essere troppo grande
 2. con R grande R_F deve essere ancor più grande

$$R_F = \left(\frac{I_{R2}}{V_c} R - 1 \right) R$$

$$I_{R2} \cdot R > V_c \quad \frac{I_{R2}}{V_c} R > 1$$

I_{R2} dato nell'esercizio, R elettrico dato

CATENA DI AMPLIFICAZIONE PER BIOPOTENZIALI



catena tradizionale!

Identifico con

- A_i amplificazione del singolo amplificatore
- H_i modulo della FDT in bande passante per i filtri [lo considero uguale a 1 per semplicità]
- e_{ni} tensione di rumore riferita all'ingresso del blocco [blocco di quel blocco]

finché il segnale è di tipo analogico, poi viene convertito in digitale

Per capire quanto devo amplificare il segnale, devo sapere qual è l'ampiezza del segnale che vado ad analizzare e qual è la dinamica di ingresso dello schema del convertitore A/D

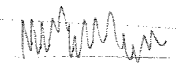
$$A_{TOT} = \frac{D_{A/D}}{D_{Din}}$$

→ dinamica segnale d'ingresso

ES: $A_{TOT} = \frac{5V}{5mV} = 1000$ amplificazione d'ingresso (è amplifica solo 50 è possibile che ho una scheda di conversione per 2000)

Cogni componente della catena introduce rumore dovuto all'elettronica (per questo ogni ditta collega nel componente le Application Notes, ovvero le caratteristiche dell'oggetto e le informazioni sull'utilizzo)

Il rumore è un processo casuale, non ha senso parlare di valore picco-picco, per questo viene considerato solo in termini statistici (es 95% del rumore → fascia)



Il valore efficace è all'incirca 1/6 dell'ampiezza della fascia al 95%

Per avere il **RUMORE EQUIVALENTE ALL'INGRESSO** suddivido il rumore d'uscita per l'amplificazione dello stadio studiato.

$$(e_{n1} \cdot A_1 \cdot (H_2) \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2 + (e_{n2} \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2 + (e_{n3} \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2 + \dots + (e_{n9} \cdot A_9)^2$$

Amplificazione dovuta all'ingresso del fronte

consideriamo $e_{n1}, e_{n2}, e_{n3}, \dots, e_{n9}$ molto simili (è vero anche nelle reattori)

Amplificazione totale $A_{TOT} = A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9$

$$(e_{n1} \cdot A_{TOT})^2 + (e_{n2} \cdot \frac{A_{TOT}}{A_1})^2 + (e_{n3} \cdot \frac{A_{TOT}}{A_1})^2 + \dots + (e_{n9} \cdot \frac{A_{TOT}}{A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7})^2$$

↑
vale di più di

Sono presi in considerazione solo i componenti che sono responsabili del 90-95% della potenza di rumore all'uscita analogica.

La condizione più favorevole è quando $A_1 = A_{TOT}$ $A_3 = A_5 = A_7 = A_9 = 1$

$(e_{n1} \cdot A_{TOT})^2 + (e_{n2})^2 + \dots + (e_{n9})^2$ In questo caso solo il front-end influenzerà il rumore (questo condizione non è quasi mai perseguibile, lo è solo per poche decine di amplificazioni)

M3 non posso concentrare tutta l'amplificazione nel primo stadio a causa di potenziali di saturazione

SEGNALI BIOLOGICI

Caratteristiche

TIPO:

SEGNALE QUASI DETERMINISTICO: segnale che ha una funzione che descrive il segnale nel tempo
[Nel campo biologico i segnali deterministici non esistono]
Pos essere approssimato con una funzione matematica più o meno complessa → ECG

SEGNALE CASUALE: si definiscono solo in termini statistici → ENG volontario, EEG

BANDA: delle componenti frequenziali del sistema (relativamente contenuta verso basse frequenze)

SEGNALE ELETTROCARDIOGRAFICO 0,1 Hz - 125 Hz (banda minima per qualsiasi elettrocardiografo)

" ELETTROGASTROGRAFICO 2 mHz - 50/60 mHz

" ELETTROENCEFALICO con dogli 100 Hz - 10 kHz

←→
CARATTERISTICA
SOLLO DEL SEGNALE

AMPEZZA: in valore di picco [s. quasi deterministico] o in valore efficace [s. casuale] anche se non è fissa
come assegnazione

nel caso dell'ECG l'ampiezza è contenuta in ± 10 mV (l'ampiezza non ricopre tutta la popolazione)

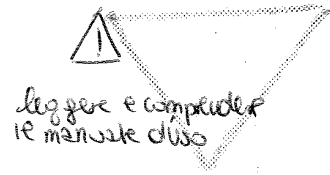
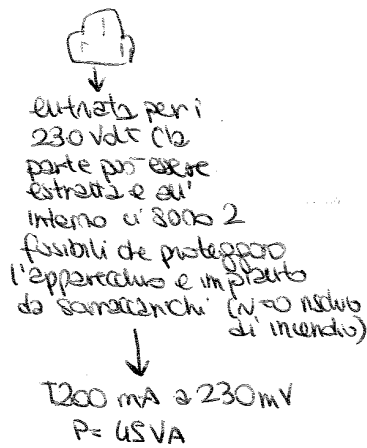
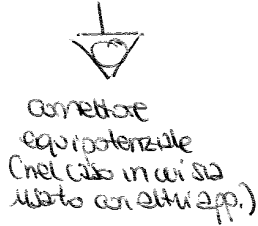
l'ampiezza dipende anche dalla posizione in cui viene prelevato il segnale con gli elettrodi

es: ECOGRAFO + elettrocardiografo per coordinare le aste (R) con l'ecografo, in questo caso gli elettrodi sono a 516 cm uno dall'altro sulla spalla (meno intenso, ma non interessa tutto)

DIPENDE ANCHE DAGLI ELETTRODI

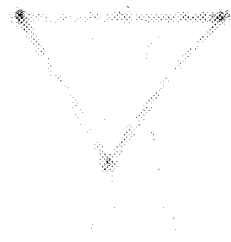
ECG

Si possono usare elettrodi a pinze, ventosa,
 per gli elettrodi agli atri c'è una indicazione colore, per quelle al torace no
 Sull'elettrocardiografia fo c'è il simbolo di



sull'etichetta :

- indicazione del produttore
- anno di fabbricazione
- metodo dell'apparecchio
- modello tensione di amplificazione (28 VA assorbimento di potenza accettata)
- frequenza di rete
- CE 0123 (non può essere di classe I)



mettendo cavo di ingresso +



Diverse modalità:
 auto start, manual start, filtri, velocità, amplificazione...

METODO CABRERA

AV_L I -AV_R [polarizzazione invertita]
 II AV_F III

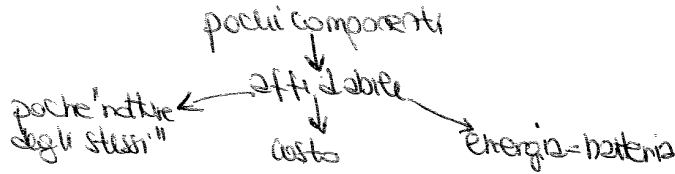
usato per diagnosi specifiche



DERIVAZIONI AGLI ARTI: solo 2 delle 6 derivazioni sono linearmente indipendenti, le altre sono calcolate in tempo reale per via numerica (blocco ingresso 4)

DERIVAZIONI TORACICHE: sono linearmente indipendenti (b.i. 2)

Solitamente conviene trattare contemporaneamente derivazioni agli arti e toraciche utilizzando un solo canale di amplificazione multiplexata tra serie ingressi e ricostruendo in tempo reale le derivazioni linearmente dipendenti dai segnali campionati



EXERCISE STRESS TESTING → 12 derivazioni

①

usato quando la diagnosi della malattia cardiaca è sospetta, o per verificare il corretto funzionamento cardiaco sotto sforzo.

1. TREAD MILL TEST (tapis roulant)

con protocolli diversi che decidono in direzione e velocità, in modo tale da aumentare il fabbisogno energetico aumentando l'efficienza cardiaca

l'elettrocardiografo non ha nulla di diverso, il problema è il software adattato al tapis roulant

2. CICLOERGOMETRO (cyclette)

usato quando il paziente è più anziano



molte artefatti da movimento, quindi si inseriscono filtri passa alto che salgono a 1 Hz e filtri anti-tremore più raffinati

Quando i soggetti sono paraplegici il test sotto sforzo è fatto con una cyclette per le braccia

ELETTROCARDIOGRAFIA NOTTURNA

②

utilizzato nel caso di aritmie sporadiche

Il paziente è sottoposto ad un ECG che dura 24h, utilizzando registratori simili a quelli audio grandi come un pacchetto di sigarette. Gli elettrodi hanno più superficie adesiva e sono sul torace del soggetto

4 elettrodi → 6 derivazioni / 12

(problema dell'autonomia del registratore → 40/50 h)

SUPPORTO AUTOMATICO ALLA REFERTEZZIONE → mai è utilizzato classico! Nessun medico si fida del referto!

possibilità di velocizzare l'analisi della registrazione
 se medico analizza solo più le parti che gli interessano

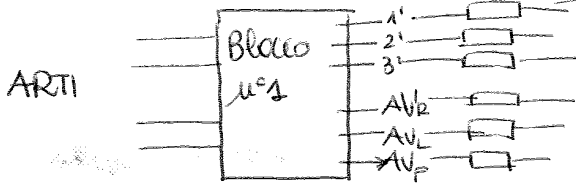
↳ da 6h a 20'/30'

al livello internazionale vengono raccolti più referti di varie metodologie in modo da utilizzarle durante la referenziazione → i referti vengono fatti da più cardiologi perché possono avere più idee diverse sullo stesso caso

CATENA DI AMPLIFICAZIONE PER ECG

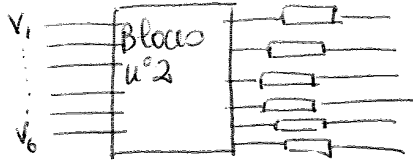
Qualità e le feat-end dell'elettrocardiografo

catena di amplificazione



① passo usare anche solo le sei derivazioni agli arti. BLOCCO PIÙ COMPLICATO [analogico o auto di]. 3 elettrodi esploranti posso ottenere le derivazioni per via analogica o digitale.

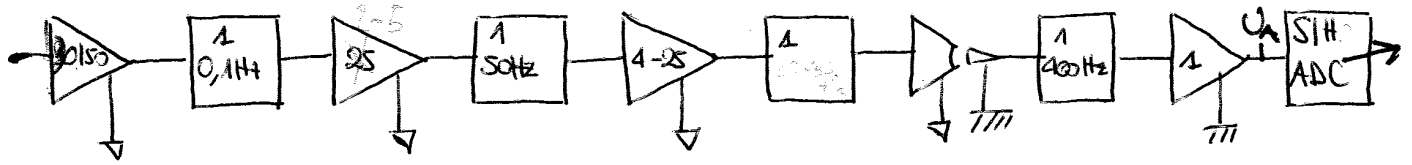
nell'ECGmap è presente un microcontrollore integrato di calcolare le 6 derivazioni portando da soli 2 segnali in modo numerico → converte in termini economici applicabile ad a ①



② blocco SEMPLICE

6 elettrodi → 6 derivazioni
4 uscite con invertente di elettrodo, l'altro è collegato al potenziale

talvolta tutte le funzioni della catena sono svolte da un sistema digitale



- ① FRONT-END
- ② FPA
- ③ Notch
- ④ FFB
- ⑤ Ampl. di
- ⑥ FFB
- ⑦
- ⑧

L'amplificatore ① è differenziale con un morsetto collegato sempre al riferimento, anche in caso di single-ended. Sono importanti: IMPEDENZA DI INGRESSO, CMRR, RUMORE RIFERITO ALL'INGRESSO, AMPLIFICAZIONE DELLA CATENA PER CONOSCERE L'AMPLIFICAZIONE DEL FRONT-END

↳ L'ECGmap è collegato ad una stampante la quale ha canali verticali con una propria sensibilità tra dinamica di ingresso e di uscita della stampante della catena ci deve essere un'amplificazione tale per cui la stampante riesce a scrivere l'ECG (CA N 500/1000)

$$A = \frac{SY}{10mV} = 500 \rightarrow \text{dinamica di ingresso della stampante}$$

devo sapere quanto deve valere lo guadagno di ingresso dello scheda

Si cerca di amplificare tutto nei primi stadi, ma l'amplificatore ① non può avere l'amplificazione troppo alta (max 50) perché se no si "mangia" troppa dinamica → la causa è la di/dp tra 2 elettrodi anche una decina di mV

Il primo passo filtro ② ha frequenza di taglio di circa 100 mHz (limite minimo di banda che dev'essere garantito da un ECGmap) può anche essere più basso ma bisogna considerare i potenziali di semicella (variazioni della linea base) $H=1$

È considerato il punto critico della catena, rischia infatti di alterare la forma del potenziale (distorsione del segmento ST) con conseguente errore nella diagnosi

Per questo LA ROTAZIONE DI FASE INTRODotta DAL FILTRO DEV'ESSERE LINEARE CON LA FREQUENZA, soddisfacendo la condizione di non DISTORSIONE DI FASE (50 mHz, 100 mHz fino a 1 Hz) (scoperto negli anni '80)

L'amplificatore ③ ha ancora problemi di interferenze di rete → problemi Petrus P e T

$$\begin{aligned} N 100/200 \mu V \times 25 &\rightarrow 2,5 mV \text{ di interferenza; dopo } \textcircled{4} \text{ non viene modificato da } \textcircled{5} \text{ ma amplificato da} \\ N 10 mV \text{ (segnale } N 125 \text{ volte)} &\end{aligned}$$

Introduco un filtro Notch ④ che introduce un'attenuazione di 40dB che riduce di 1/100 l'interferenza di rete portandola a 100 μV

Amplifico nuovamente con ⑤ portando il segnale a N 500

L'attività muscolare degli arti superiori e del torace introduce del rumore, soprattutto su P e T. Per questo si introduce un filtro passo basso ⑥ sfruttando il fatto che la banda dei segnali miocellulari va da qualche Hertz a qualche centinaio. **FILTRo ANTIFREQUENZE**

FILTRo NOTCH E FILTRo ANTIFREQUENZE PORTANO A DISTURBI DEL SEGNALE CON CONSEGUENTE DISTORSIONE → NON SONO SEMPRE NECESSARI → POSSONO ESSERE INSERITI O RASINSERITI ALL'OCCORRENZA

2. ELETTROENCEFALOGRAFIA EEG

problema del posizionamento degli elettrodi
 a seconda della posizione potrei avere risultati diversi

gli elettrodi registrano i segnali provenienti dai neuroni corticali e sottocorticali
 il segnale più chiaro è dato dai neuroni più vicini

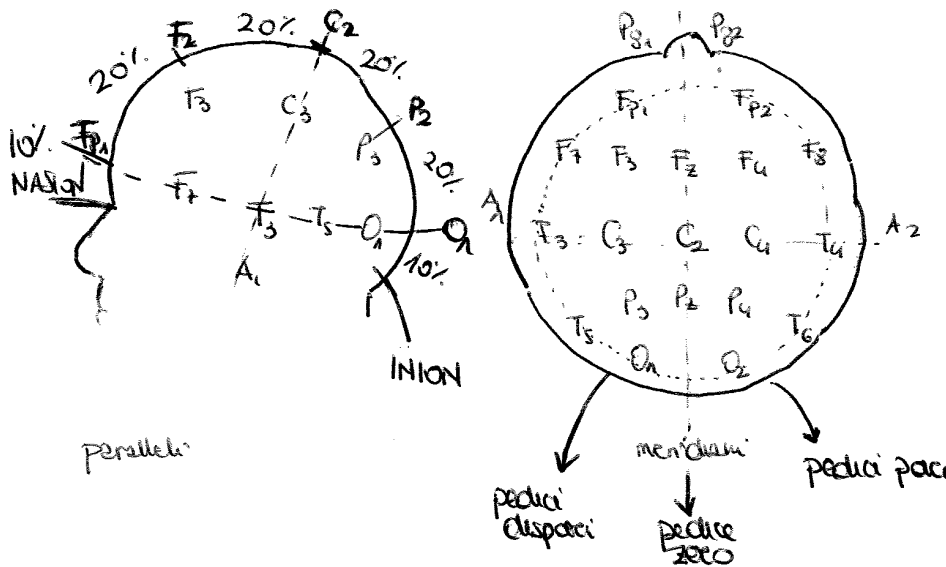
4 PUNTI DI RIFERIMENTO:

NASION: fossa all'inizio del naso

INION: " alla fine del cranio

2 PREAURICOLARI: all'inizio del padiglione orecchiere

POSIZIONAMENTO STANDARD 10/20



spostamento
 10% 20% rispetto
 alla distanza nasion/
 inion

Nel caso considerato ci sono solo 19 elettrodi

fino a 73 elettrodi, ma il n° non è standard dipende dalle richieste del medico
 solitamente si aggirano tra i 19/21

i nomi degli elettrodi nello standard 10/20 si riferiscono alla distanza del 10%
 " " " " dipendono dalle posizioni (emisfero dx o sx)

possibili paralleli:

- FRONTO POLARE
- FRONTALE ANTERIORE
- FRONTALE
- FRONTALE CENTRALE
- CENTRALE
- CENTRALE PARIETALE
- PARIETALE
- PARIETALE OCCIPITALE
- OCCIPITALE
- TEMPORALE
- TEMPORALE PARIETALE

MADE PER AVERE IL RIFERIMENTO

- elettrodi e molto calcolano il potenziale medio tra i due lobi auricolari
- oppure riferimento del lobo sx oppure potenziale a livello del mento
- oppure tra stemo e base del collo (6/7 vertebre cervicale)



bisogna sempre indicare il riferimento!

Il potenziale di riferimento si associa sempre il valore di ϕ
 gli elettrodi posti troppo lontano dal cervello non vanno bene
 perché registrano gli artefatti del movimento e EIECG

UTILIZZAZIONE CLINICA

l'unico modo per capire il processo all'interno della scatola cranica

fino a 40 anni fa era l'unico metodo di diagnosi, poi si scoprì la TAC che rende possibile vedere cosa c'è internamente alla scatola cranica

L'EEG ha perso importanza a favore di TAC e risonanza magnetica

rimane importante per:

A. studio casi di epilessia

si localizza nell'encefalo la regione che dà origine all'epilessia → disturbo di tipo elettrico

B. dichiarazione di morte cerebrale

EEG informazioni sull'attività elettrica

RISONANZA MAGNETICA FUNZIONALE analizza le regioni che si attivano durante l'utilizzo



si fondono le due tecniche negli anni '90 ma non hanno molte applicazioni

Se un dispositivo non è diffuso sul mercato entro i 10 anni allora la scoperta non serve

EEG

Hipo: processo casuale

Quattro: 1-2 μ V - 500 μ V

Banda: 0,1 Hz - 40 Hz

↳ suddivisione in bande

δ : 0,1 Hz - 3,5 Hz

θ : 3,5 Hz - 7 Hz

α : 7 Hz - 14 Hz

β_1 : 14 Hz - 21 Hz

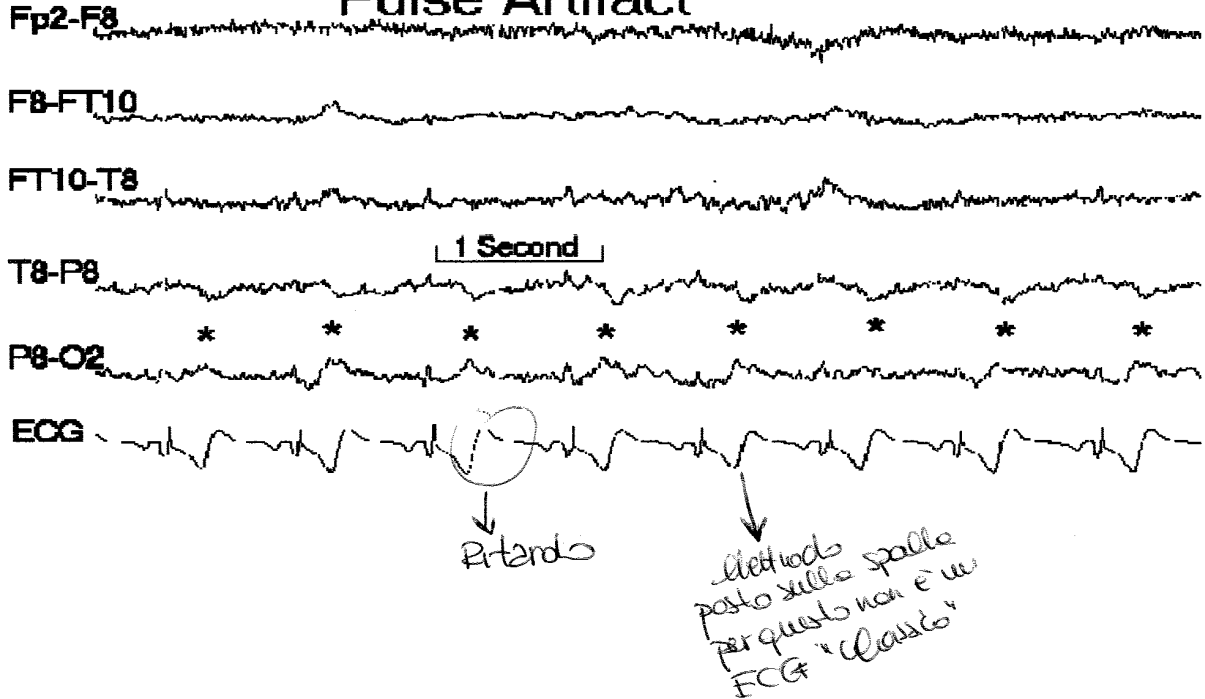
β_2 : 21 Hz - 40 Hz

bande > oltre i 40 Hz: difficile da rappresentare perché sembra un rumore



Ballistic artifact

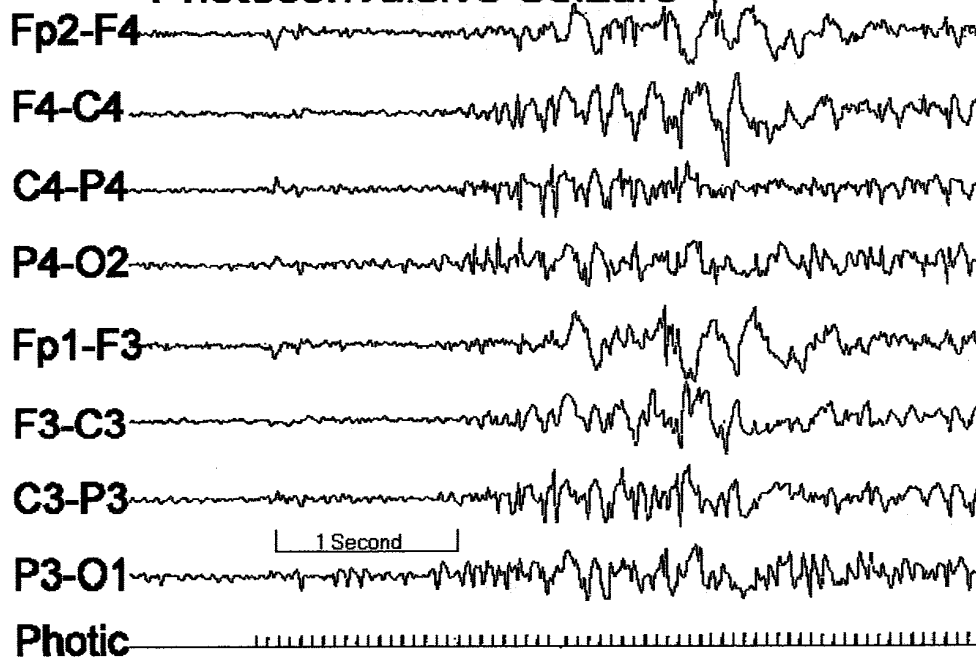
Pulse Artifact



Photoconvulsive seizure

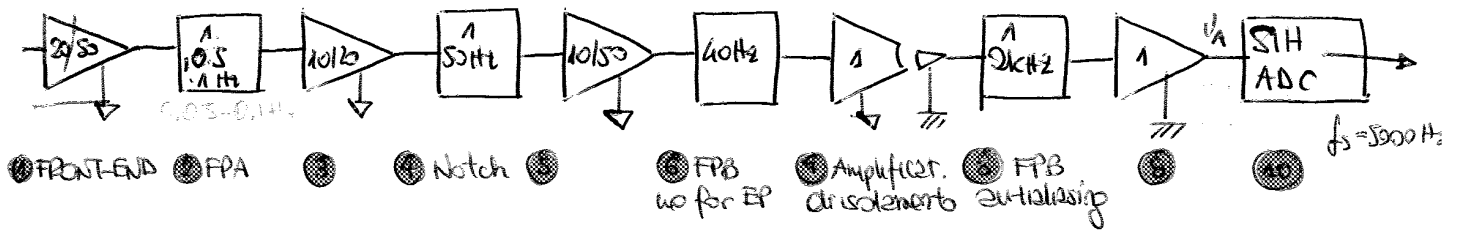
Attacco fotoconvulsivo iniziato negli anni '60 → LUCE STROBOSCOPICA

Photoconvulsive Seizure



20/25 μ V $\times 10/15$ \rightarrow epilessia $\sim 500 \mu$ V

CATENA DI AMPLIFICAZIONE PER EEG



$$A_{tot} = \frac{D_{AVD}}{D_s} = \frac{\text{dinamico di ingresso Scheda di conversione}}{\text{dinamica del segnale EEG}} = \frac{5x}{50\mu V} = 10^5$$

Il segnale EEG ha variazioni e ha un range ampio

segnale normale 10^4
" picco 10^6 || → Con certe applicazioni non ho un'adeguata gradualità

- 10 000
- 20 000
- 50 000
- 100 000
- 200 000
- 500 000
- 1 000 000

→ l'ultimo amplificatore (5) deve avere guadagno variabile in modo da ottenere tutti i valori che voglio

Nell'amplificatore front-end (1), come nell'ECG, non posso avere l'amplificazione totale per evitare troppo rumore → (1) importante rispetto all'ECG

Dopo il front-end ho il FPA (2) con frequenza di taglio variabile (50/500 mHz). Se faccio l'analisi in frequenza il FPA non ha i problemi di un filtro PA dell'ECG, la densità spettrale non dipende dalla distorsione di fase introdotta dal filtro. Si preferisce anche in questo caso avere un FPA che non introduca DISTORSIONE DI FASE

filtro meno ripido senza distorsione
filtro più ripido con distorsione, più selettivo

non ho problemi con la suddivisione in bande della potenza

Il segnale può avere 500 μV di picco nel caso di epilessia → ATTENZIONE ALL'AMPLIFICAZIONE!

L'amplificatore (3) amplifica tra 10/100

L'interferenza di rete del secondo amplificatore è di qualche decina di μV (al massimo); non interferisce così tanto come nell'ECG. C'è comunque un filtro Notch (4) che può essere inserito o disinnescato

Amplificatore (5)

Poi c'è un filtro FPB (6) a 40 Hz che limita verso l'alto la banda dell'amplificazione, se fossi interessato anche alla banda γ allora aumento a 100 Hz. La banda è più alta (1 kHz e mezzo) nel caso dei POTENZIALI EVOCATI.

Amplificatore di isolamento (6)

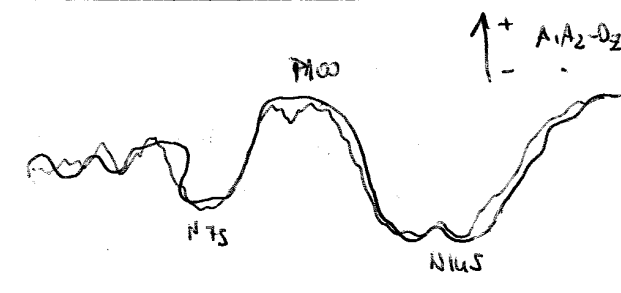
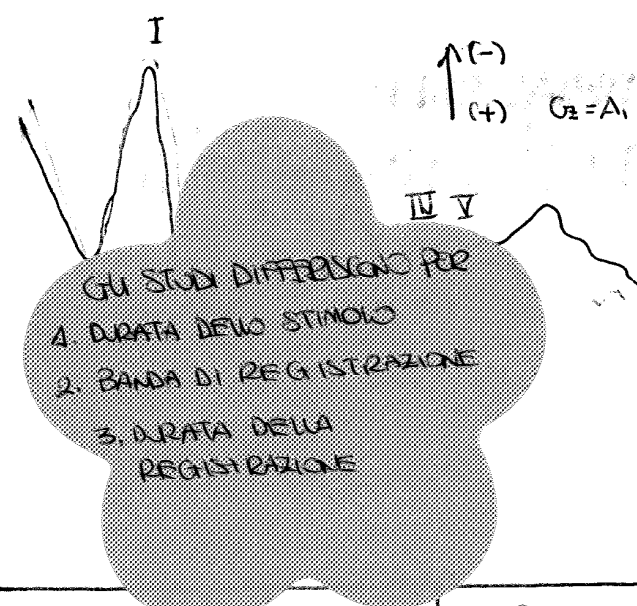
Se come potremo essere interessati ai potenziali evocati, la frequenza di campionamento è a 5000 Hz e il FPB anti-aliasing (6) ha frequenza 2 kHz.

La perdita del convertitore analogico/digitale può essere lunga tra 12/14 bit (fino a 16/22/24 bit)

ESEMPI

onda positiva P; o negativa N come pedice periodo di latenza medio riferito al segnale stimolante

TIPO DI POTENZIALE EVOCATO	TIPO DI ESAME	STIMULATION RATE Hz	BANDWIDTH Hz	SWEPT TIME (ms)
<p>BAER BRAINSTEM AUDITORY EVOKED POTENTIALS</p> <p>Il riferimento si pone tra C_z e l'elettrodo all'orecchia stimolata (A₁) e a quella contralaterale (A₂)</p> <p>Ci sono 5 ONDE POSITIVE PRINCIPALI ogni onda è riferita ad una sorgente possibile</p> <p>I: generata probabilmente dalla parte distale del nervo uditivo in prossimità della coclea e si vede solo con il riferimento C_zA₁</p> <p>II: generata probabilmente dalla parte prossimale del nervo uditivo o dal nucleo cocleare</p> <p>III generata probabilmente dal nucleo superiore dell'oliva e si propaga nell'encefalo</p> <p>IV e V: probabilmente hanno molte sorgenti incluso il ponte midollare e il mesencefalo caudale</p>	<p>MONOAUERAL CLICK AUDITORY STIMULUS</p> <p>Soltanto all'orecchio contralaterale viene fatto ascoltare un rumore bianco.</p> <p>Il click solitamente inizia come un aumento o una diminuzione di pressione. Chi è polter? Alternata tra stimolo rarefatto e condensato</p> <p>bisogna fare almeno 2 o 3 registrazioni</p> <p>C_z=A₁ riferimento delle stesse parte dello stimolo</p>	10	100-1500 La maggior parte del rumore è fuori banda del potenziale	20 periodo tra il segnale e la risposta
<p>VEP VISUAL EVOKED POTENTIALS</p> <p>Il riferimento si pone tra Z₁ e Q_{1/O₂}</p> <p>il riferimento dipende dal soggetto (può essere anche F_z o il lobo dell'orecchio o la media dei lobi)</p> <p>Le onde sono indicate con P o N seguite dal pedice medio della latenza</p> <p>Nel caso del VEP, le onde negative non sono sempre visibili quindi analizzo solo le positive.</p> <p>Questo significa che N₇₅ e N₁₄₅ non sono sempre utilizzati, invece P₁₀₀ si!!</p> <p>Bisogna anche ricordare il difetto di conduzione tra un occhio e l'altro dello stesso paziente</p> <p>Una risposta prolungata è causata da difetti di conduzione del nervo ottico</p>	<p>MONOCULAR CHECKERBOARD PATTERN REVERSAL</p> <p>Cambiamento di colore di una scacchiera su un monitor</p> <p>I criteri per uno studio anormale sono:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) P₁₀₀ prolungata latenza 2) differenze significative tra un occhio e l'altro 3) assenza di risposta P₁₀₀ 	2-3 La frequenza di stimolazione non può superare questo valore. Ciò significa che non posso cambiare il colore della scacchiera per più di 2/3 volte al secondo	1-100 attenzione! mentre tutta la banda dell'EEG	200 La risposta è molto lenta
<p>MEDIAL SSEP MEDIAN NERVE SOMATOSENSORY EVOKED POTENTIAL</p>	<p>MEDIAL NERVE ELECTRICAL STIMULUS AT WRIST</p> <p>intervento durante la stimolazione del nervo mediante una vitta. l'intensità dello stimolo è di poco superiore a quella di attivazione</p>	2-5	100-1500	50



LA LAMPADA OPERATORIA

LA LAMPADA OPERATORIA

LA LAMPADA OPERATORIA

SCIALTICHE significa che illuminano senza creare ombra, anche con le mani del chirurgo davanti ha molte direzioni

CARATTERISTICHE:

- a bassa trasmissione di calore alla testa ed al collo degli operatori: poco stress per i chirurghi
- a bassa trasmissione di raggi UV: in modo da non provocare la formazione di melanina. Lo spettro non deve essere al di sotto o al di sopra della banda del visibile 400/650 nm. Le radiazioni UV non illuminano ma tendono a diminuire l'acutezza visiva; inoltre possono provocare anche la formazione di tumori alla pelle
- basso riscaldamento dei tessuti illuminati (basse radiazioni IR) e scarso immagazzinamento mediante UV: cerca di evitare lo stress ai tessuti e la disidratazione
- bassa formazione di onde d'urto alle mani degli operatori e agli attrezzi chirurgici
- illuminazione del campo operatorio (non troppo debole né troppo intensa): affaticamento visivo
- possibilità di illuminare adeguatamente cavità profonde
- temperatura di colore adeguata (4000 - 4200K): non tutte le luci bianche sono equivalenti, i colori cambiano a seconda della sorgente, il giallo e il rosso sono colori importanti. Solitamente si hanno lampade a 2200/4000/6500 K. Per la neurochirurgia si preferiscono a 6800K [3000K → tramonto; 7000 K → neve]
- scarso variazione delle caratteristiche ottiche nel tempo
- compatibilità con flusso laminare → la lampada è di forma sferoidale per evitare vortici
↓
flusso di aria dal soffitto della sala operatoria (aria filtrata senza batteri, quasi totalmente sterile) alle bocchette sui muri, serve per aspirare i batteri

per evitare di infettare la lampada con le mani non del tutto sterili di alcuni operatori, la maniglia che si può usare per spostare la lampada viene sostituita tutte le volte
quindi in sala operatoria vi sono 2 tipi diversi di sterilizzati

L'effetto è dato dal fatto che i fasci della sorgente sono tanti e convergono in un punto

2/3 lampade per ogni sala

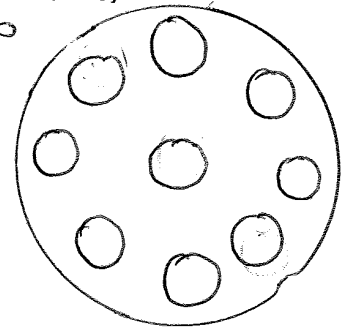
tanti tipi:

su cervello

Sorgente luminosa posta al centro di un riflettore a parabola che occupa tutto il corpo della lampada scaltirica. La focalizzazione si ottiene spostando la posizione del corpo illuminante sull'asse della parabola. La sorgente luminosa è unica, intensa e concentrata, posta in un volume ridotto. Si ha un notevole riscaldamento della lampada stessa. Anche in questo caso vengono utilizzati diaframi disposti sulla parabola e sul vetro di protezione del fero.

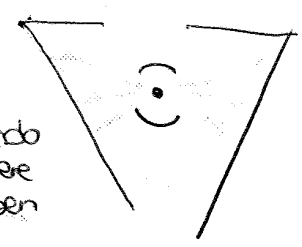
Il riflettore non è troppo piccolo per limitare il riscaldamento $\varnothing 35/65$ cm
 La lampadina è ad incandescenza, vi è anche la versione con led C - potenza = - colore
 L'effetto scaltirico è dato dal fascio luminoso riflesso sulla parabola

il corpo principale è formato da un certo n° di fero a parabola distribuiti su una corona circolare e al centro. Sono usati solitamente dai 6 agli 8 fero. La focalizzazione (moltiplicazione) avviene ruotando gli assi ottici dei fero esterni. La potenza del singolo fero è modesta (v. 100W). La dimensione del fero è di circa 10/15 cm (è il n° di fero più alto e l'effetto scaltirico).



Attenzione alle turbolenze di aria filtrata sopra con il flusso laminare al di sopra del paziente. Per questo esistono strutture e crane, migliori da questo punto di vista, da quella della maneggevolezza ed anche da quella ottica. Il colore è limitato da particolari filtri diaframi che deviano verso l'alto sino al 99% della radiazione IR.

C'è anche la possibilità di avere la lampada con i led
 I fero possono essere indirizzabili o no con la maniglia
 Le dimensioni sono più grandi $\varnothing 60-80$ cm

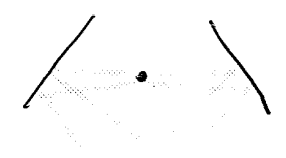


Sfruttano il principio di riflessione e rifrazione che si manifesta in una struttura trasparente prismatica. Il flusso luminoso della sorgente è proiettato mediante lenti toroidali su una griglia prismatica di micropismi che riflettono uniformemente il fascio di luce nella zona operativa, ottenendo centinaia di proiezioni. Ogni micropisma può essere sagomato in modo da avere un proprio angolo di riflessione. Non è necessario focalizzare il fascio, che è ben formato in un'ampia gamma di distanze superficie-piano. Esistono anche lampade prismatiche moltiplicato. In questo caso la proiezione del colore si ottiene sfruttando il fatto che il prisma non riflette verso il basso (la radiazione IR, lasciando procedere verso il corpo metallico del fero. (prisma freddo)

Sono le migliori ma anche le più costose (costa il sistema ottico)

4. LAMPADA MOLIFERO CON RIFLETTORI PIANI

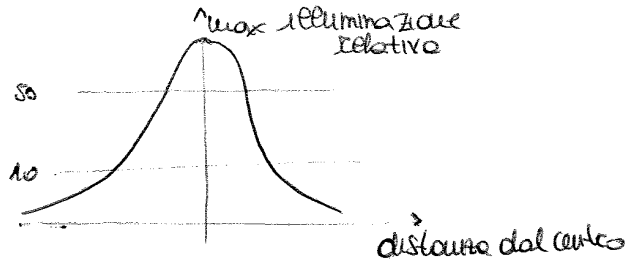
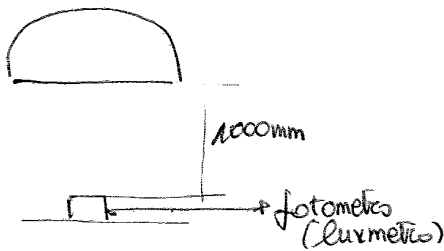
il flusso luminoso prodotto dal corpo illuminante è proiettato da specchi piani posti ad una certa distanza dal centro. Gli specchi piani possono essere orientati con molta cura, la focalizzazione si ottiene facendo ruotare gli specchi attorno ad un asse. Siccome lo specchio proietta un fascio divergente si può avere un profilo illuminante irregolare. Anche in questo caso si utilizzano filtri IR sulla superficie degli specchi e sul vetro di proiezione. È il più semplice, ma anche quello più scadente per la qualità del fascio



5. LAMPADA SULLA A LIE (MOLIFERA)

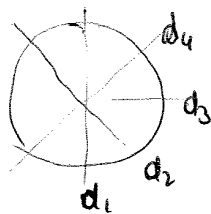
hanno poca intensità, durano di più e sono alimentate a tensione molto bassa. Hanno il vantaggio di poterne mettere tanti vicini.

ILLUMINAZIONE AL CENTRO DEL CAMPO LUMINOSO (LFC) 40/60 kelux



2. d DEL CAMPO LUMINOSO (d_{10})

3. " " " " (d_{50})

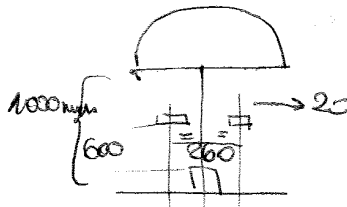
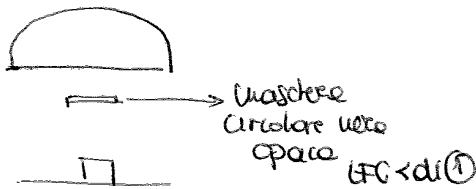


se il fascio non è circolare?
individuo d_1, d_2, d_3, d_4

mi servo 4 volte spostando il luxmetro lungo d_1 , poi d_3, d_2, d_4 , ottengo 4 d di 50 come medio dei valori, stessa cosa per d_{10}

ILLUMINAZIONE RESTANTE CON UNA MASCHERA

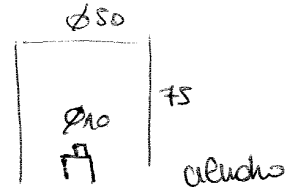
1. " " " " 2. " " PERCENTUALE LFC



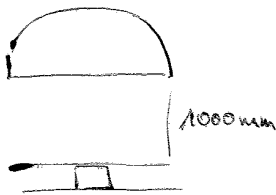
ILLUMINAZIONE RESTANTE CON CILINDRO (cavità profonda)

1. " " " " 1. " " E UNA MASCHERA

2. " " " " 2. " " "



PROFONDITA' DI ILLUMINAZIONE



Come misuro illuminazione al centro, si avvicina il riflettore al lux metro fino a quando, sotto le 20% del LFC e si misura la distanza, poi si allontana con lampada nella direzione opposta.

Somma le due distanze e ottengo la profondità della lampada scintilla

La profondità di illuminazione di vertice migliore ma meno che si perde la profondità

PROVE DI TIPO Obbligatorie per l'ottenimento della certificazione delle lampade scintilla regolamentate e con tecnologia a plasma e a neon da PROVE DI ACCETTAZIONE sulle lampade scintilla regolamentate dal tecnico per verificare la lampada scintilla regolamentata e con tecnologia a plasma e a neon da PROVE DI VERIFICA PERMANENTE per controllare le buone funzionalità nel tempo, qualunque sia l'apparecchio elettronico NON SONO OBBLIGATEE IN TUTTI I CASI

TAVOLO OPERATORIO: tavolo di supporto medico per procedure chirurgiche e mediche

" " MOBILE: tavolo operatorio previsto per essere spostato

TRASPORTATORE: dispositivo per il trasporto della parte superiore del tavolo, con o senza paziente
usato simile ad una barella strutturata per spostare il paziente
trasporto semplice e a più altezze diverse. Può anche uscire dal muro: altrimenti due tavoli
che non abbandonano mai la sala operatoria, la barella mobile invece fino alla fine

Il tavolo operatorio può essere del tutto meccanico, ma può comunque venire a contatto con oggetti
elettrici

LAVAZZO EQUIPOTENZIALE

il tavolo può essere o non essere collegato al lavdo equipotenziale (a discrezione del chirurgo)
non ci sono pro al non collegarlo

Il tavolo operatorio è composto da molte sezioni, è una struttura metallica con un materassino
curo a rendere più confortevole il paziente sul letto, diminuendo la pressione sul corpo
del paziente

Il supporto è di 40/60 mm

Oggi letto permette di posizionare il paziente in posizione di TRENDLENBURG (piedi più
alti della testa) o ANTI TRENDLENBURG → posizione utile durante l'operazione e
durante l'anestesia

ATTENZIONE NON È ISOLANTE!!! IL MATERASSINO SAREBBE ISOLANTE SE LA CORRENTE FOSSE CONTINUA
MA LA CORRENTE È ALTERNATA, QUINDI TRA PAZIENTE E ~~TAVOLO~~ IL RAPPORTO È ALMENO
CAPACITIVO

I tavoli operatorii sono praticamente tutti elettromeccanici (anche solo parzialmente)

Esistono tavoli operatorii collegati direttamente alla rete a 220V efficaci

In assenza di corrente elettrica dai garantiti alcuni movimenti come il posizionamento in
Trendelenburg →

Alcuni movimenti devono essere garantiti manualmente

Vi sono accessori utilizzati per operare a "360°"

Attenzione! alcune volte gli accessori vengono cambiati ma non sono compatibili lasciando inutili
bree in tutta sala operatoria



RF

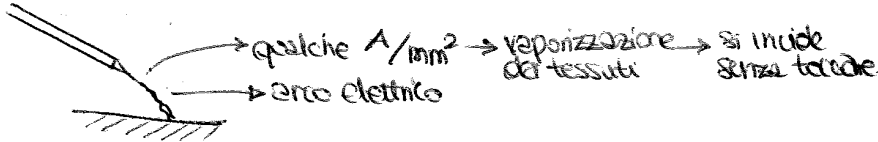


generatore di radiofrequenza → corrente alterata con forme d'onda e frequenze della fondamentale tra 250/300 kHz e 4/5 MHz

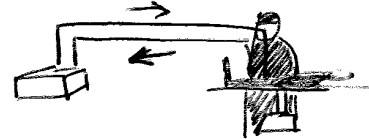
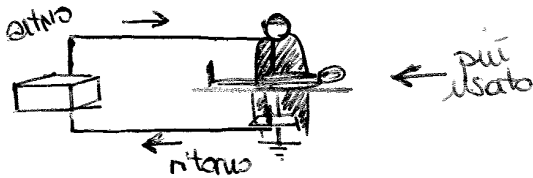
potenza deve essere oltre i 50 Watt (< è un diatermo coagulatore) e una oltre 400/450 Watt

L'idea di base è quella di generare un forte riscaldamento su un tessuto, facendo evaporare l'acqua del tessuto e provocando la vaporizzazione del tessuto stesso.

- ↳ il tessuto ha una resistività, quindi quando è percorso da corrente l'effetto Joule provoca il riscaldamento della pelle
- ↳ CALORE DIRETTAMENTE PROPORZIONALE ALLA DENSITÀ DI CORRENTE CHE ATTRAVERSA I TESSUTI



MODALITÀ DI UTILIZZO

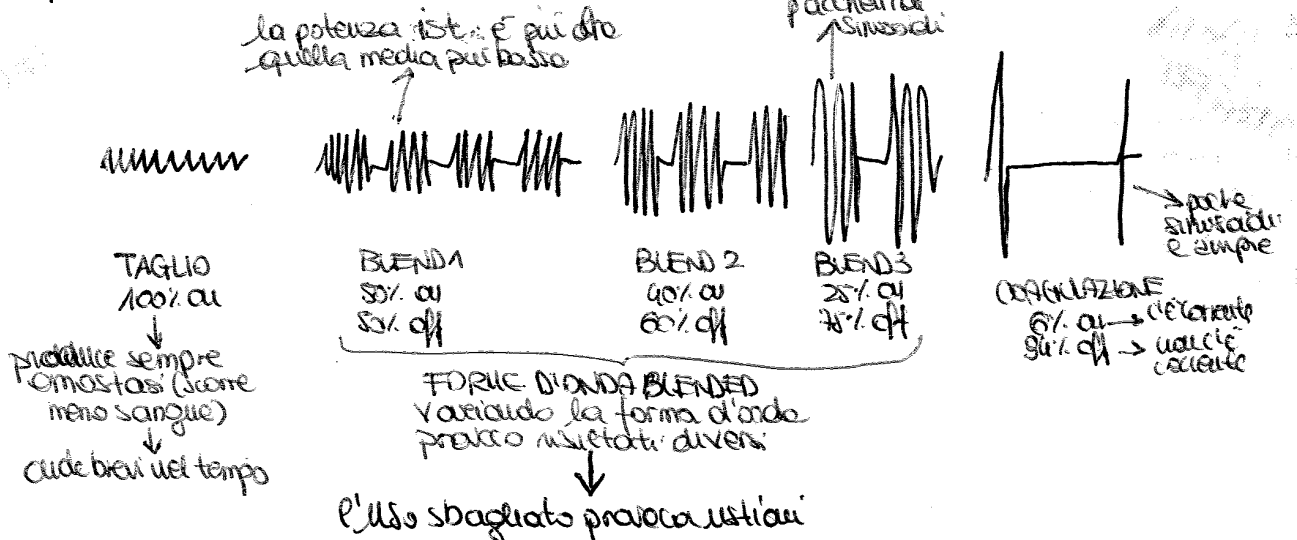


Il ritorno solitamente è posto su una coscia e solitamente evita quasi totalmente l'effetto termico.
L'elettrodo di ritorno è più largo, diminuendo così la densità di corrente.
Un solo elettrodo provoca effetti termici.

Usate attiva e ritorno sono entrambi accoppiati sullo stesso sito chirurgico → "pinzette"
Il campo di corrente è limitato.
Non c'è nessun ritorno sul paziente.

TIP DI FUSIONE

gli elettrobistoni sono in grado di riprodurre diverse forme d'onda, ad ogni cambiamento corrisponde una variazione dell'effetto prodotto.

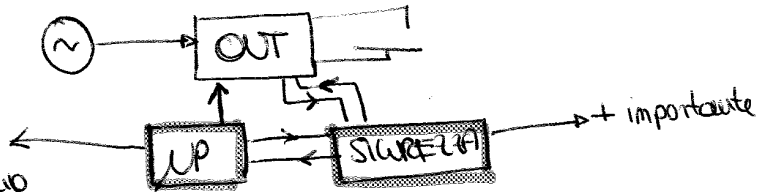


SISTEMA ANNI '30-'40

oscillatore che genera radiofrequenze

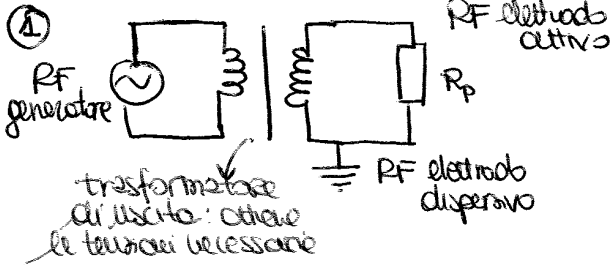


Blocco di controllo che agisce sullo stadio di uscita, gestione interfaccia medico / strumento



1930-1965 generatore contenuto nello stadio di uscita in grado di generare radiofrequenza rispetto alla terra di proiezione stadio di uscita messo a terra ma cuete non finto

PROBLEMI



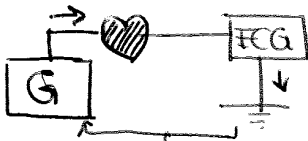
quando è riferito alla terra di proiezione allora il secondario è riferito alla terra di dispersione come lo è l'elettrodo di dispersione

IL SECONDARIO LAVORA AD ALTE FREQUENZE DA 250kHz A 5MHz E CON BASSE FREQUENZE È PRATICAMENTE UN CORTOCIRCUITO

la corrente di dispersione può tornare via solo dall'elettrodo dispersivo ma anche attraverso la strumentazione o il letto

possibilità di microshock quando si lavora in prossimità del cuore (al di sotto dell'e. di dispersione lo è il cuore e basso e il tessuto non è vitale) → MAI USARE IN CARDIOTIARURGIA! (al più solo di sento)

Se lo strumento è di tipo RF, CF e l'impedenza è alta ma noi stiamo lavorando a 500kHz, quindi se c'è approssimamente capacitativo possono esserci (verso terra a 50Hz) → dei problemi se a 50Hz l'impedenza è alta, a 500kHz è basso parte della corrente non si richiama attraverso l'elettrodo di ritorno ma a terra



CORRENTE A RADIOFREQUENZA

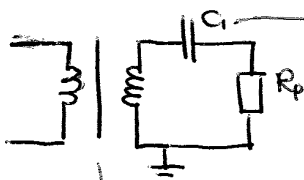
SOLO PROBLEMA DI RISCALDAMENTO

PERCORSO ALTERNATIVO ≠ DAL DISPERSIVO

L'USTIONE È SO UNA PARTE ≠ DA QUELLE L'ELETTRODO DISPERSIVO

CORRENTI I, BASSA FREQUENZA: MICROSHOCK, MAI USTIONI
" " A RADIOFREQUENZA: USTIONI MAI MICROSHOCK
 (fu a lavoro)

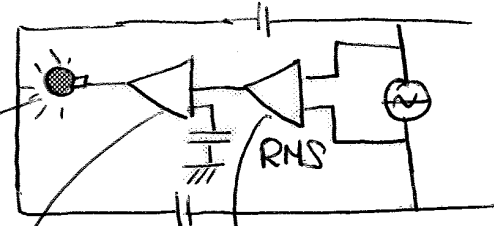
condizione in cui l'elettrodistesi è tenuta troppo oppure vi è un parziale distacco dall'elettrodo dispersivo che causa il aumento dello densità di corrente



reattanza inversamente proporzionale alla frequenza $X = \frac{1}{\omega C}$
 con frequenza basse reattanze alte, ma sufficientemente poche rispetto alla frequenza di lavoro dell'elettrodistesi

isolato a basse frequenze dalle parte dell'elettrodo attivo → si comporta da filtro passa banda

MONITOR di ELETTRODO

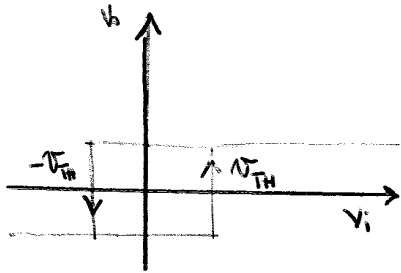


Circuito di allarme
 avverte le deviazioni grandi
 in valore e periodo

Comparatore di soglia

Amplificatore differenziale

serve la differenza di potenziali ai capi
 del generatore, amplifica la sinusoide e
 trasforma la sinusoide in una tensione
 continua di un valore proporzionale al
 valore efficace della sinusoide
**CONVERTITORE A VALORE EFFICACE
 RMS**



se la V_i sale al di sopra di un valore la N_b
 ha due livelli diversi quindi per ottenere
 necessariamente al quello di ingresso bisogna
 superare le negatività della tensione
 se la tensione di ingresso è piccola rispetto a $-V_{TH}$
 l'uscita è al valore più negativo possibile fin
 a quando V_i non torna oltre V_{TH}

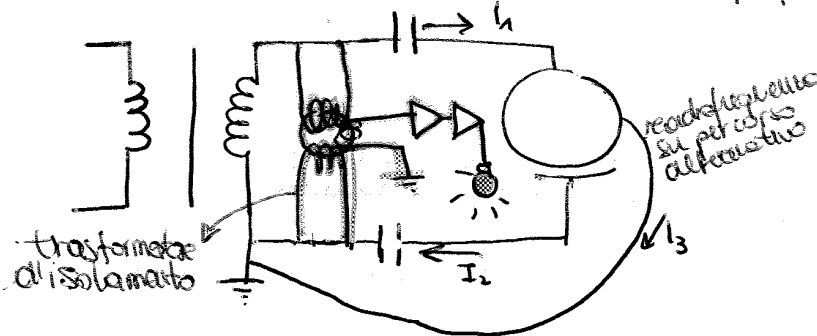
**EVITA USTIONI
 CAUSATE DAL
 DISTACCO**

avviso se ci sono variazioni
 di tensione!

se le piastre si collegano progressivamente
 la V_i al convertitore di valore efficace
 corrente e se apre la tensione di soglia
 si attiva il circuito di allarme

→ avviso prima che ci sia il distacco totale V_i
 e periodoso

→ una forte considerazione di ustione causata da radiofrequenze a percorso alternativo!



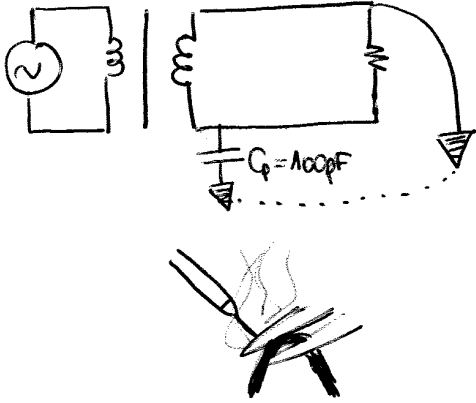
MONITOR PAZIENTE

$$I_1 = I_2 + I_3$$

confronto la corrente I_1 di andata e la corrente I_2 di ritorno, allora se non sono uguali sul terzo
 avvolgimento ci sono $U_{d.p.} \neq 0$ (proporzionale alla differenza tra le due correnti)
 viene amplificata la sinusoide dal convertitore a valore efficace, la tensione passa poi nel comparatore di
 soglia e all'occorrenza decide il circuito d'allarme

Quindi il monitor paziente contiene il rischio di formazione di percorsi alternativi

**CONDENSATORI CHE INSERISCONO ISOLAMENTO RISPETTO A BASSA
 FREQUENZA SONO SISTEMI DI PREVENZIONE, MONITOR PAZIENTE
 E NELETTONI SONO SISTEMI A PORTATELLI**



perché abbiamo fatto il conto precedente?

Non è frequente come caso.

Quando il medico opera può più venire a contatto con l'elettrobisturi ad esempio attraverso il metodo del

BUBBING tecnico di coagulazione usata quando c'è la via cieca le modalità...

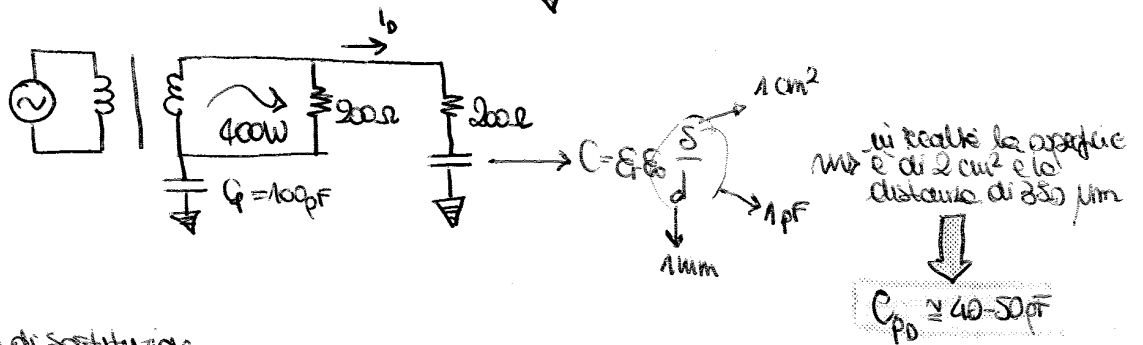
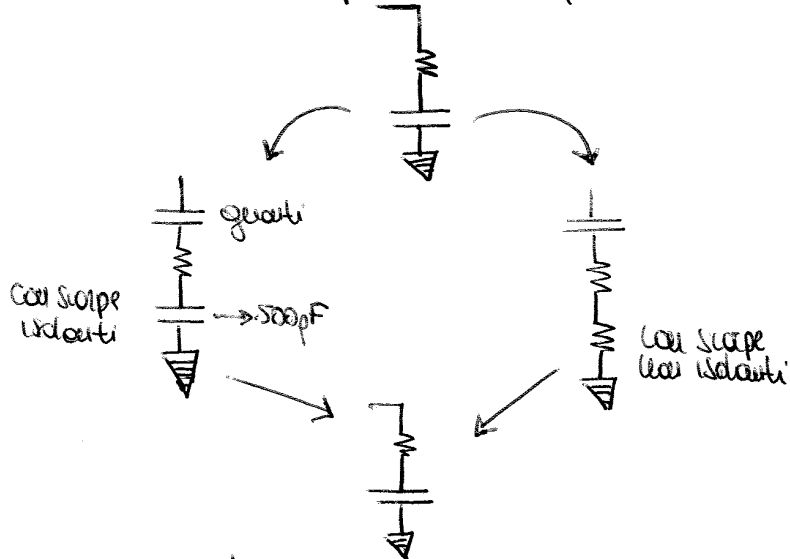
I chirurghi adoperavano questo tecnico. Quando vedono l'antenna nel loro pedicelo sul cavo di pinze, prima il vaso e poi toccano con l'elettrodo attivo le pinzette riscaldando i tessuti per pochi secondi (1/2 secondi)

↳ lo stesso di corrente delle pinzette è minore rispetto a quello dell'elettrobisturi.

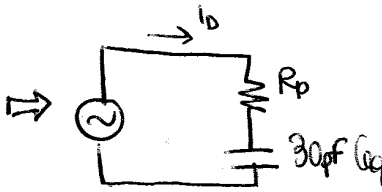
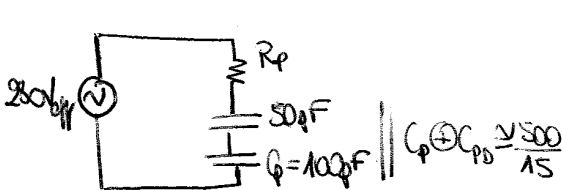
il loro deriva dal fatto che il chirurgo ha la sensazione di perdere la scossa

la max corrente che si può perdere è la corrente di dispersione

in realtà ne passa di meno questo è il chirurgo:



utilizzo il teorema di sostituzione



$$I = \frac{V}{|Z|}$$

$$Z(j\omega) = R_p + \frac{1}{j\omega C_p} = R_p - \frac{j}{\omega C_p}$$

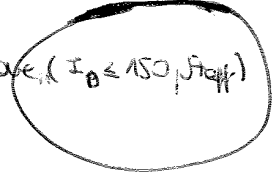
$$|Z| = \sqrt{R_p^2 + \left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2} = 22k\Omega$$

$\frac{280}{22000} = 12.7 \mu A \rightarrow$ corrente che passa attraverso il chirurgo // → quindi per quale valore di $\mu A/cm^2$ non succede nulla

↑ un interesse di più la capacità escluso R_p perché più alta

"BUBBING" - tra antena e una antenna

MONITOR PAZIENTE, PERCHÉ VIENE MANTENUTO?



Se l'elettrobisturi garantisce di essere sicuro su quanto a corrente di dispersione, ($I_0 \leq 150, f_{eff}$) allora perché devo insistere le monitor paziente che costa?

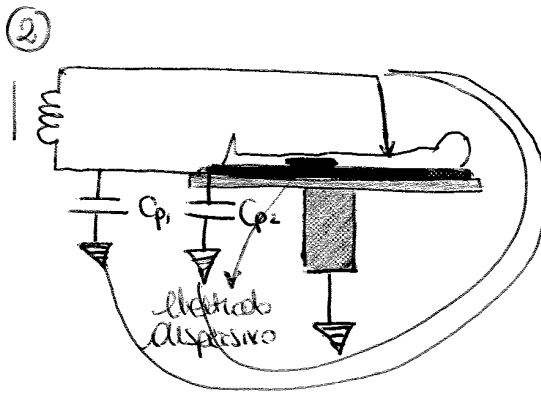
I motivi sono due:

① la capacità parassita potrebbe crescere nel tempo, nel caso in cui sia oggetto di usi duraturi e più

Se aumenta la C_p allora aumentano le i_0

Se non è soppeso a usi è difficile che la C_p aumenti

Se potessi verificare ogni 3 mesi la corrente di dispersione a qualche frequenza allora sarei sicuro che la capacità parassita non è aumentata



tra elettrodo e tavolo c'è un materassino
tra elettrodo e tavolo si forma una capacità parallela alla C_1

la C_1 è controllata dal costruttore

la C_2 dipende dall'elettrodo dispersivo, dal materassino:

posso anche avere un elettrobisturi con una C_1 bassa, ma se preparo male il paziente posso avere una C_2 20/30 volte più grande della C_1

Grazie al monitor paziente posso controllare la C_2

Le correnti di dispersione a qualche frequenza sono difficili da prevedere

...
...
...

NORME PARTICOLARI PER LA SICUREZZA DEGLI APPARECCHI PER ELETTROCHIRURGIA AD ALTA FREQUENZA

GUIDA PER LA MANUTENZIONE DEGLI APPARECCHI PER ELETTROCHIRURGIA AD ALTA FREQUENZA

GUIDA ALL'UTILIZZO DEGLI APPARECCHI PER ELETTROCHIRURGIA AD ALTA FREQUENZA

I valli del
trasformatore di
isolamento non
bisogna mettere i
differenziali posso
compromettere t.i.

un soggetto con aritmia grave può incorrere in fibrillazione ventricolare: le fibre muscolari non si contraggono più in modo ordinato ma in modo casuale perdendo così la capacità del muscolo

Il soggetto rischia la morte tanto più alto quanto maggiore è la durata della fibrillazione
 ↳ ogni minuto di ritardo equivale al 10% in meno di possibilità di sopravvivenza
 chiunque può essere soggetto in generale si parla di infarto (che sono cose diverse)
 solo soggetti, anche i pazienti durante l'intervento

FIBRILLAZIONE

- **ATRIALE**: aritmie degli atri con espressione a livello degli atri favorisce la formazione di trombi che possono portare a infarto si sopravvive, molti anziani hanno la fibrillazione atriale occasionale e sono costretti ad assumere farmaci anticoagulanti
- **VENTRICOLARE**: annulla la capacità del cuore di pompare il sangue

IMPORTANZA DELLA TEMPRANITÀ DELL'INTERVENTO

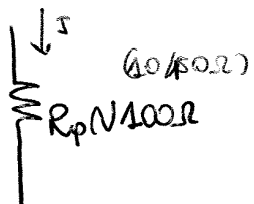
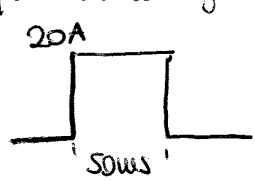
dopo la depolarizzazione massiccia le fibre devono riprendere di nuovo le normali funzioni

DEFIBRILLAZIONE ANCHE MECCANICA → non è il messaggio cardiaco!
 si preme sulla gabbia toracica → riducono il cuore le fibre si stiano e ritornano a polarizzarsi

DEFIBRILLATORE: un apparecchio elettromeccanico destinato a defibrillare il cuore con un impulso elettrico erogato mediante elettrodi applicati o sulla cute del paziente (Elettrodi esterni sulla gabbia toracica) → non attraversa solo il cuore ma anche gli altri tessuti → corrente maggiore attorno a 40/20 A) o direttamente sul cuore durante l'intervento cardiaco o inseriti direttamente nel cuore quando si usano dispositivi impiantabili attivi

le scariche sono attorno ai 40/30 ms, non è importante la forma dell'onda

Qual è l'energia necessaria?



$$E = \int_0^t p(t) dt$$

$$P = R_p I^2 = 40 kW$$

$$E = 50 \cdot 10^{-3} \cdot 40 \cdot 10^3 = 2000 J = 2 kJ$$

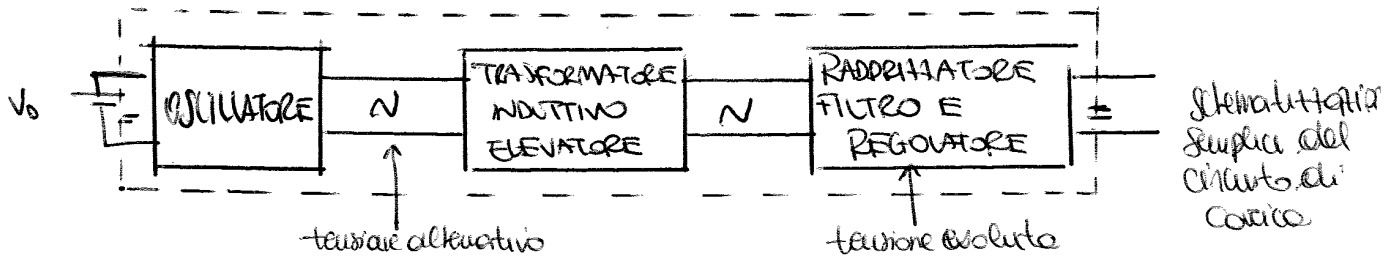
I cardiaversori per uso generale devono essere in grado di erogare energia fino a 300/450 J
 $E < 360 J$ → è necessario il doppio consenso per energie superiori!

quale tensione devo avere?
 $V = \frac{20 \cdot 100}{1} = 2 kV$ devo avere 2-3 kV sulla V

Quindi l'alimentatore deve essere in grado di erogare 40 kW, ma normalmente riesce ad erogare solo 1/10!

↳ scelgo un componente in grado di immagazzinare energia in grado di restituirla molto velocemente
 ↳ Condensatore → uso tecnica simile al flash

Generalmente i defibrillatori sono alimentati da un accumulatore (6V-24V) e dalla rete elettrica (220Veff). L'alimentazione dalla rete prevede, anzitutto, a mantenere in carica l'accumulatore: per ottenere l'alto tensione necessario a caricare il condensatore occorre disporre di un blocco funzionale che elevi la bassa tensione continua al valore richiesto (continuo o мглиario di V); questo compito è svolto da un DC-DC convertitore, ossia un dispositivo a due porte che alimentato da un segnale elettrico continuo fornisce in uscita una tensione continua del valore voluto.



Deve essere in grado di partire da una tensione continua e portarlo ad un'alta passando dalla corrente alternata

AFFIDABILITÀ: l'accumulatore tende a perdere la capacità nel tempo. Accumulatore può essere scarico quindi si provvede a mettere un alimentatore in linea

Per garantirlo che sia carico lo tempo sotto carico, in modo tale che quando lo stacco dalla corrente l'accumulatore è carico



IL PROBLEMA MAGGIORE È L'ACCUMULATORE

UNICO CASO IN CUI L'ACCUMULATORE È IL PROBLEMA PRINCIPALE RISpetto ALLE CORRENTI DI DISPERSIONE

Non uso un trasformatore perché non funziona in corrente continua

Si ordine di grandezza di potenza richiesta al circuito di carico e funzione dell'energia che deve essere immagazzinata nel condensatore e del tempo di carica consentito

all'interno del condensatore $E \approx 350/400 J$

$$E = \int_0^T p(t) dt$$

Supponendo che la potenza erogata dal circuito di carico sia costante nel corso dell'intervallo di tempo T, la relazione tra E, P, T diventa $E = PT$

per esempio $\frac{350 J}{10 s} = 35 W$ intervallo di tempo dipende dalle fisiologie

Non è detto che sia sufficiente una sola scarica per defibrillare il cuore. Inoltre bisogna aspettare qualche secondo prima che il cuore riprenda a battere



tra una scarica e l'altra il tempo è di circa 10s

la potenza va bene se è compresa tra 50-100w

CEI 62-13 (art. 7) limite a 750 W la massima potenza che un defibrillatore può assorbire dalla rete nel caso della fase di carica del condensatore, mediata su una finestra temporale di 2 s.

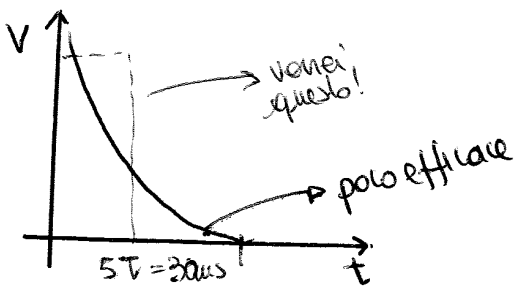
Ma perché la potenza è così alta (quella consentita)?

① $E = 350 J$ non è la massima. Bisogna avere doppia conferma ma può usare anche 700 J

② Il circuito di carica non lavora a potenza costante, in generale la potenza nella capacità può

Condensatore + induttore + resistenza del paziente R_p

SENZA INDUTTORE AVEI

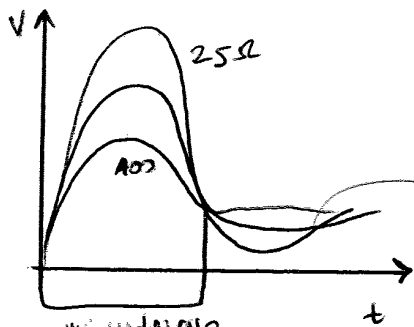
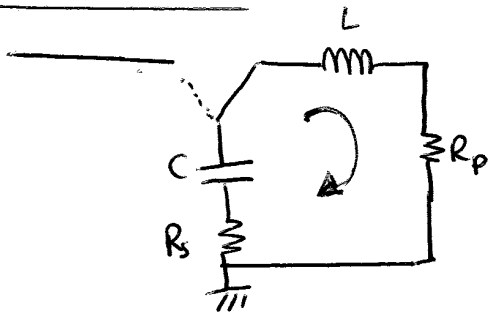


$$T = 60 \cdot 10^{-6} \cdot 100 = 6 \cdot 10^{-3} \text{ s}$$

$$T = RC = 6 \text{ ms}$$

Le durata dell'impulso dipende da C e non da R_p

CON INDUTTORE NO



depende da R

$$i(t) = I_0 e^{-\gamma t} \sin(\omega t)$$

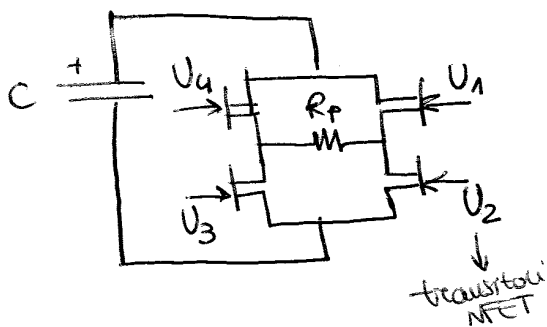
per la corrente scende nell'altro verso

C di valore fissato, mentre L viene dimensionato in modo da ottenere una corrente aibidale con pseudo periodo di 40-20ms e con secondo periodo identico al primo pari a circa 1/4 della prima

impulso di tempo determinato dipendente da R_s e C e non da R_p → da R_p dipende la corrente di picco A parete di corrente invertita con corrente opposta aumenta l'efficacia della defibrillazione

Ciruito che costa poco, ma la quantità di energia cedute dipende da R_p
 Si sostituisce lo switch elettromeccanico con un dispositivo elettronico

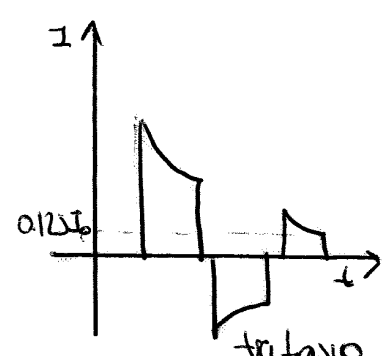
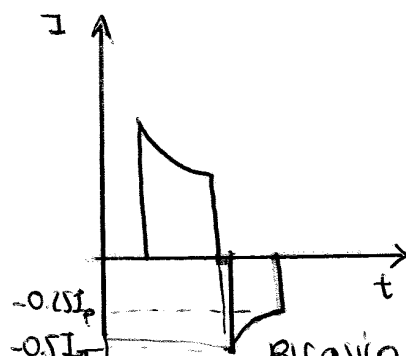
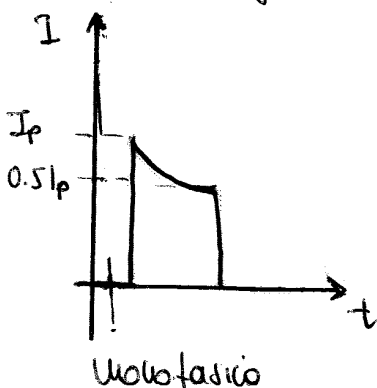
imp



PONTE AD H:

4 NFET vengono attivati a coppie (1-3, 2-4)
 A seconda di quali transistor sono attivati la corrente scorre in un verso o nell'altro su R_p
 U_1, U_3 → da dx a sx
 U_4, U_2 → da sx a dx

Posso attivare forme d'onda diverse



① verifiche sull'accumulatore

faccio scopare alla macchina un certo n° di scariche e controllo tramite i TESTER DE' DEFIBRILLATORI la scarica e il tempo di scarica

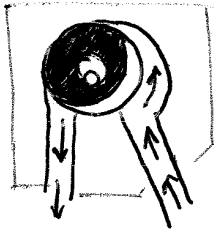
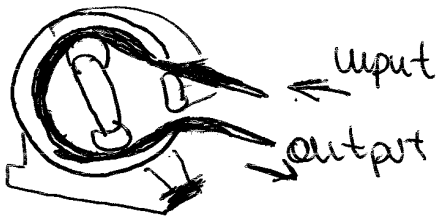
↳ fa due relettori su gamma conduttiva e viadotto, riempimento, corrente, costante di tempo, tempo tra le scariche e posso collegare le piastre dove ECC. info in capitolo del paziente artificiale

② Misuro le costanti di dispersione

③ controllo la forma d'onda in uscita

di manutenzione può svilupparsi in un'ora di programmazione di tutte le linee e occupa un volume minore.

METODO DI POMPAGGIO

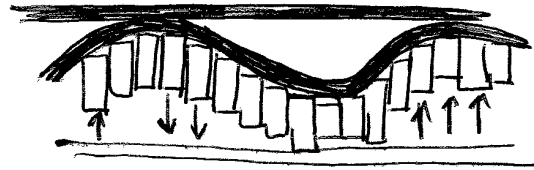


?
+ waste?

POMPA PERISTALTICA utilizza delle pompe di infusione a tubo flessibile e resistente e due cilindretti rotanti il tubo spingendo il liquido in subocclusione funziona anche da valvola.

Si usano negli emodializzatori e nei dispositivi di circolazione extracorporea.

Nelle pompe ad infusione volumetrica è usata la peristaltica lineare (quella più usata) si trova al KIT DI SOMMINISTRAZIONE DEL FARMACO. Il tubo a carne spinge il liquido da destra.

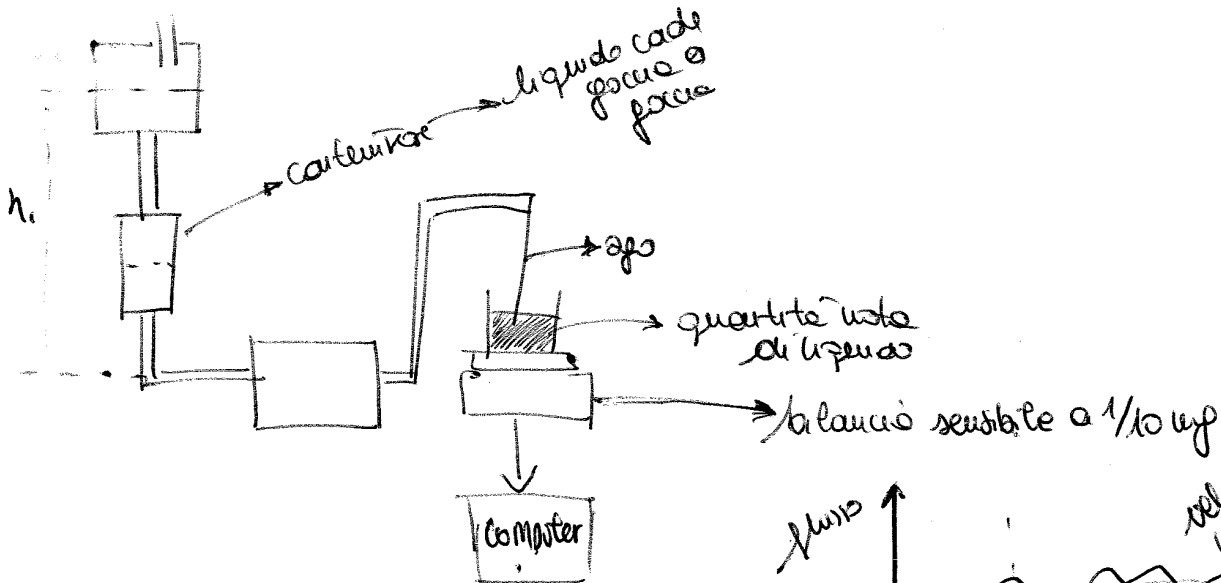


DIAGRAMMI

Quando avvia la pompa inizialmente è transitorio il flusso. Per alcuni minuti non garantisce il flusso esatto.

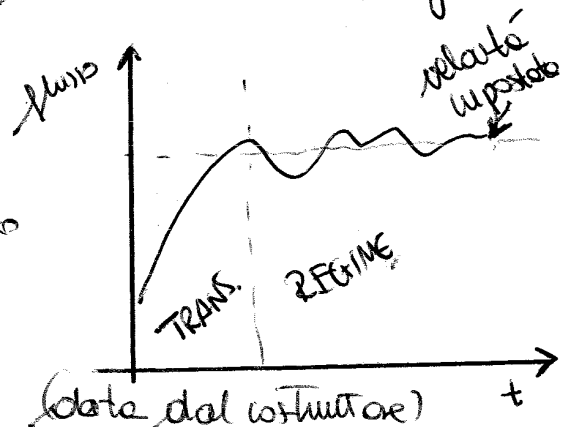
ripete durante il transitorio l'andamento del flusso in funzione del tempo. Per preparare la pompa ad infusione bisogna per prime, come spiegare tutta l'acqua (PRIMING DELLA POMPA) deve sempre essere eseguito. Subito dopo il priming si inizia a fare il diagramma fino a 30' dall'avvio (secondo la legge) altrimenti basta 15'. Non si usano flussimetri per misurare il flusso.

BANCO di MISURA



30' di polidoverto e caldo il peso (massa) massa infusa $\frac{m}{m} = V \Rightarrow$ volume al minuto " " ecc.

la bilancia deve sempre essere calibrata



e così via fino ad un numero qualsiasi di minuti.

Anche $e_{12}, e_{22}, e_{32}, \dots$ che sono errori medi percentuali su finestre di 2 minuti. In questi punti le linee e_{2min} e il maggior e_{2max} e li riportasi sul diagramma. Stessa cosa per le altre finestre.

PIÙ LA FINESTRA È GRANDE TANTO PIÙ L'ERRORE MEDIO PERCENTUALE DIMINUISCE

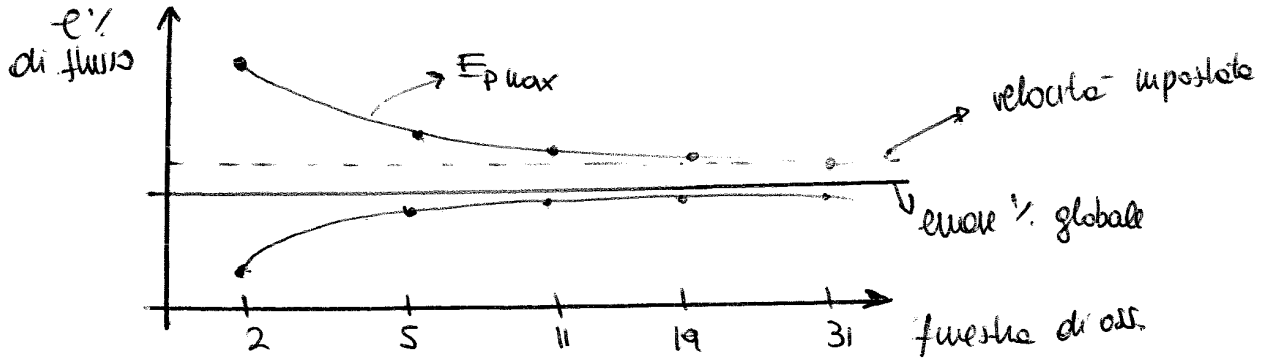


DIAGRAMMA A TRONCA DI MASIMA

Per il DIAGRAMMA A TRONCA STATISTICO si usano gli stessi dati sperimentali

hp iniziali

la serie di errori percentuali relativi abbia una distribuzione gaussiana bianca → anche i valori medi

$$e_i \Rightarrow N(\mu, \sigma^2)$$

varianza
valor medio

Fatto ciò, errori percentuali di finestre di osservazione uguali e fornire una stima di varianza e valore medio

Costituisce una DISTRIBUZIONE CAMPIONARIA DELLA MEDIA

$$\bar{e}_i \Rightarrow N(\mu, \sigma^2/n)$$

n° di campioni
5 per quello di 2'

Si possono i diagrammi se sono noti σ^2, μ

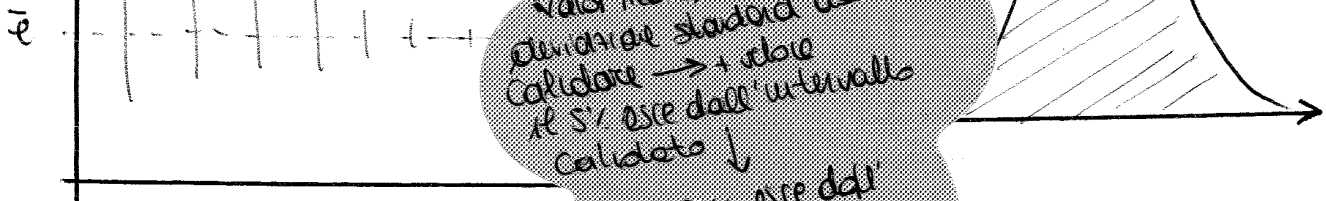
stima del valore medio: $\bar{e} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n e_i$

Su una finestra temporale di 2' il 95% degli errori è compreso tra valore medio e distribuzione standard

Per la stima della varianza si fanno le stime s^2 polarizzate

$$s^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (e_i - \bar{e})^2$$

Max. velocità di flusso



Varianza
di a bomba
Valor medio, varianza e
deviazione standard da
Calcolate → + valore
Calcolato ↓
errore \bar{e}_i esce dall'
intervallo

Questi diagrammi non sono quasi mai fatti nei laboratori di ingegneria chimica e dipendono strettamente dal progetto della pompa

1. 2. 3. 4. 5. 6. 7. 8. 9. 10.

1. Concerti di dispersione sul paziente

2. Verifica dell'accuratezza del flusso (un flusso errato causa un danno indiretto al paziente poiché le farmacocinetiche somministrate adeguatamente)



verifica degli
allarmi 3
(praticamente provati
tutti i giorni)