



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 737

DATA: 20/10/2013

A P P U N T I

STUDENTE: Romeo

MATERIA: Bioingegneria Elettronica e Sicurezza + Es. + Temi

Prof. Knaflitz

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

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

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

* Direttiva Dispositivi Medici 93/42 (DDM)

Raggruppa norme e direttive riguardanti tutti i dispositivi medici, dalla gamba e cerotto alla risonanza magnetica.

Qualunque fabbricante che voglia vendere dispositivi in Europa deve, per forza, tenerne conto.

• Cenni storici

1970 - 1980: la legislatura riguardante la sicurezza dei dispositivi medici è nazionale; i DM "devono essere costruiti a regola d'arte".

1980 - 1990: il comitato tecnico 62 (CT) prende le norme messe appunto dai comitati internazionali e le rende applicabili in territorio italiano. Viene così pubblicata la "Parte I delle norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali".

Da allora, se un DM è completamente a norma allora è costruito a regola d'arte (anche se il rispetto della norma non è obbligatorio).

Sempre nello stesso periodo vengono integrate delle "Norme particolari", esse prescrivono modalità di progetto, costruttive e d'uso corretto.

Definizioni

- + **Dispositivo medico**: qualsiasi strumento, apparecchio, impianto o prodotto utilizzato da solo o impiegato in combinazione ad altri per il corretto funzionamento e destinato ad essere impiegato nell'uomo a scopo di diagnosi, controllo, terapia ecc.
- + **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 destinato all'esame in vitro di campioni provenienti dal corpo umano.
- + **Dispositivo su misura**: qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione di un medico.
- + **Dispositivo per indagini cliniche**: destinato ad essere messo a disposizione di un medico, per lo svolgimento di indagini in un ambiente clinico umano adeguato.
- + **Fabbricante o suo mandatario**: persona fisica o giuridica responsabile della progettazione, fabbricazione ecc.

Un esempio di dispositivo medico sono gli occhiali; i farmaci o una protesi d'anca non sono, invece, DM. La direttiva 93/42 non copre comunque i dispositivi per diagnosi in vitro, sangue umano, organi ecc.

La direttiva non può essere applicata per quei dispositivi che emettono radiazioni ionizzanti, ma si ha l'applicazione delle direttive 80/386/Euratom e 34/66/Euratom.

Requisiti essenziali

Si trovano nell'allegato 1 della direttiva. Possono essere generali oppure relativi alla progettazione e alla costruzione.

Questi ultimi comprendono: caratteristiche chimiche, infezione e contaminazione microbica, protezione contro le radiazioni ecc.

I requisiti essenziali si presumono soddisfatti se il costruttore si attiene totalmente alle norme armonizzate pertinenti; in caso contrario il costruttore deve fornire prova di come i singoli requisiti sono stati soddisfatti.

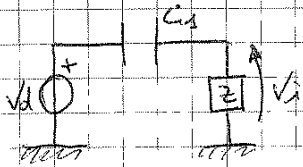
* Classificazione dei DM

I dispositivi medici sono principalmente suddivisi in 4 classi: I, IIa, IIb, III.

La classificazione è legata alla pericolosità del DM: tanto più alto è il potenziale di pericolo tanto più è alta la classe.

È il fabbricante che propone la classificazione e, in seguito, viene accettato da un ente terzo che fornisce la conformità del prodotto. In caso di disaccordo il Ministero della Salute e quello dell'Industria devono essere consultati per trovare un accordo.

Svolgimento



$$Z = R // C_2$$

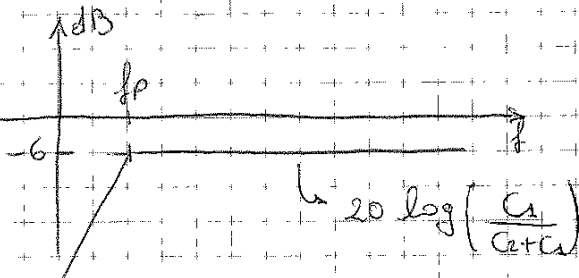
Osservazione: il segno di parallelo può essere usato solo se stiamo considerando il punto di vista topologico.

Co. Sarà giusto scrivere nei calcoli $Z(s) = R \oplus \frac{1}{sC_2}$ detta "sommatore armonica".

$$V_i = V_d \frac{R \oplus \frac{1}{sC_2}}{R \oplus \frac{1}{sC_1} + \frac{1}{sC_2}} \rightarrow \frac{V_i}{V_d} = \frac{C_1}{C_1 + C_2} \cdot \frac{s}{s + \frac{C_1}{C_1 + C_2}} = \frac{R s C_1}{R s (C_1 + C_2) + 1}$$

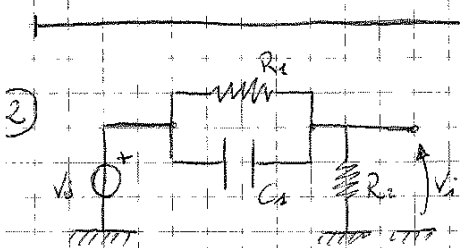
Zero nell'origine e polo = $\frac{1}{2\pi R (C_1 + C_2)}$

Diagramma



$$f_p = \frac{1}{2\pi \cdot 10^9 \cdot 100 \cdot 10^{-12}} \approx 1,59 \text{ Hz}$$

Il segnale ECG possiede una banda che va dai 100 mHz ai 125 Hz. In questo caso, quindi, il circuito non è adatto a leggere l'intero ciclo cardiaco.



$$C_1 = 40 \text{ nF}$$

$$R_1 = 40 \text{ k}\Omega$$

$$R_2 = 1 \text{ G}\Omega$$

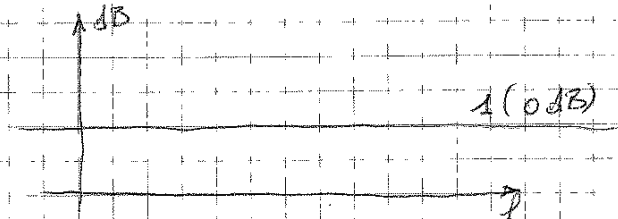
$$FDT = \frac{s R_2 R_1 C_1 + R_2}{s R_2 R_1 C_1 + R_1 + R_2}$$

$$f_z = 398 \text{ Hz}$$

$$f_p = 398 \text{ Hz}$$

Il polo e lo zero sono molto vicini, in questi casi l'amplificazione viene trascurata come un'istorta!

Diagramma di Bode



altri stati per criticare la notifica.

* Marcatura CE

Senza marcatura nessun DM può essere venduto, non ci sono alternative!

Essa è costituita dall'apposizione del marchio CE sul dispositivo o involucro e sulle istruzioni d'uso.

Per DM di classe IIa, IIb e III la marcatura è accompagnata anche da un codice che si riferisce all'organismo notificato. Esistono solo due deroghe:

(1) Relativa ai dispositivi su misura

(2) Relativa ai dispositivi innovativi, poiché bisogna dimostrare prima l'efficacia (ma anche disporre indagini cliniche)

* Valutazione della conformità

Segue le regole imposte dall'art. 11

Le operazioni da seguire per la valutazione variano di dispositivo in dispositivo e dal sistema di qualità installato.

+ DM di classe I: sono "autocertificati", non serve un organismo notificato per dimostrarne la conformità, ma quest'ultima deve essere inviata al Ministero della Sanità sotto forma di dichiarazione.

Piccola variante → esistono alcuni DM di classe I che richiedono, però, la convalida da parte di un O.M.

DTI di classe III: ai fini della marcatura CE deve possedere:

- a) Procedura per la dichiarazione di conformità CE [sistema completo] All. II^o oppure
- b) Procedura relativa alla certificazione CE secondo l'All. III insieme a:
 - Procedura di verifica CE [All. IV]
 - oppure
 - Dichiarazione di conformità CE [All. V]

In questo caso l'om garantisce sia la progettazione che la fase di fabbricazione del dispositivo. Valuta il fascicolo tecnico e può eseguire qualsiasi prova ai fini della conformità.

A questi dispositivi si aggiungono anche quelli per i quali, data la loro criticità, l'immissione in commercio presuppone una esplicita autorizzazione di conformità preliminare.

+ Dispositivi su misura: siccome devono essere realizzati in base alle specifiche acquirente, sono esentati dall'obbligo della marcatura CE ma devono seguire la procedura prevista dall'allegato VIII, cioè la redazione (prima dell'immissione in commercio) di una dichiarazione di conformità specifica.

* Fascicolo tecnico

Indipendentemente dall'allegato seguito, il fabbricante o mandataria nella comunità devono tenerlo a disposizione delle autorità nazionali per almeno cinque anni dall'ultima data di fabbricazione del prodotto.

Il fascicolo tecnico deve contenere:

- Descrizione generale del prodotto comprese le varianti
- Schemi di progettazione, metodi di fabbricazione ecc.
- Risultati dell'analisi dei rischi, elenco delle norme di prodotto adottate
- Se prodotti sterili, la descrizione dei metodi di sterilizzazione
- Risultati dei calcoli di progettazione, controlli e verifiche svolti
- Relazioni di prova ed eventualmente i dati clinici
- Etichettatura ed istruzioni d'uso.

• Ulteriori obblighi del fabbricante

In base all'allegato VII, il punto 4, prevede di mantenere sempre aggiornata una procedura sistematica per valutare l'esperienza acquisita nell'uso del DM. Prevede anche di informare per iscritto le autorità sulle disfunzioni o deterioramento delle caratteristiche e prestazioni. Nel punto 5 dell'allegato VIII:

"Per dispositivi immersi in commercio in confezione sterile o per quelli appartenenti alla classe I con funzioni di misura, il fabbricante si deve attenere a delle procedure ben precise in modo da salvaguardare e mantenere la sterilità dei prodotti o il giusto funzionamento degli apparecchi elettronici di misura (es. Elettrocardiografo)."

Gli apparecchi elettromedicali godono di norme particolarmente raggruppate in due parti:

+ Parte I: raggruppa le "norme generali per la sicurezza degli A.E.", contenute in un plico di circa 750 pagine. Sempre in questa parte si trovano anche le "norme collaterali", dette così poiché si occupano di quei problemi che possono interessare ampie classi degli AE con elettronica programmabile.

+ Parte II: è costituita dalle "norme particolari", specifiche norme riferite ad ogni AE nel dettaglio.

Queste norme sono strutturate per i pericoli che generalmente vanno tenuti in conto con la costruzione di un A.E.

Le norme sono affiancate da una guida d'uso e manutenzione, due cose molto importanti poiché danno sicurezza e risultati per gli AE.

+ Suddivisione dei contenuti, per pericoli

- Tipologie di pericolo: elettrico, meccanico, radiazioni ionizzanti, infiammabili ecc.
- Precisione di funzionamento e protezione contro erogazioni pericolose
- Funzionamento anomalo (prove di questo)
- Prescrizioni costruttive
- Guida generale e motivazioni (molto importanti)
- Appendici

- Costruzione e messa in opera del dispositivo
Quelle prove sono fondamentali anche per il committente, al quale devo dimostrare di aver fatto tutto il necessario per aver un AE conforme. È per questo che ho bisogno di un insieme di prove!

La norma dà infatti un set minimo di prove, che dovranno essere accettate dal committente per forza.

+ Norme particolari

Le norme particolari di un apparecchio riprendono la struttura della norma generale applicata ad un specifico AE.

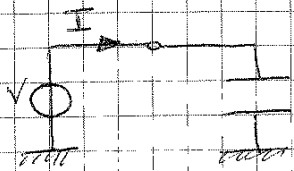
+ Norme collaterali

+ 60601-1-1: nata negli anni '80 quando furono venduti i primi personal computer che dovevano essere messi nelle sale operatorie o collegati a DM.

+ 60601-1-2: compatibilità elettromagnetica. Dato che il calcolatore deve lavorare in un ambiente con problemi o disturbi elettromagnetici, questo non deve disturbare il corretto funzionamento dell'AE.

+ 60601-1-4: elettronica programmabile negli AE che permette di ottenere prestazioni migliori. Suggerisce una metodologia di lavoro indipendente dalla presenza di elettronica programmabile.

Studio di una situazione reale



$$C_p \approx 50 \text{ pF}$$

Si ipotizza che il circuito rappresentato rappresenti un paziente che viene toccato da un filo elettrico esposto.

Si verifichi che la corrente uscente dal generatore non sia mortale.

In un normale ambiente si ha 220V alla frequenza di 50 Hz.

Si sa che: $I = 5 \text{ V}$

Ma siccome siamo in regime sinusoidale bisogna considerare la pulsazione $\rightarrow I_w = j\omega C \cdot V$

Per trovare il valore efficace basta fare il modulo

$$|I_w| = |j\omega C V| = \omega C V = 2\pi \cdot 50 \cdot 2 \cdot 10^2 \cdot 50 \cdot 10^{-12} \approx 3,3 \cdot 10^{-6}$$

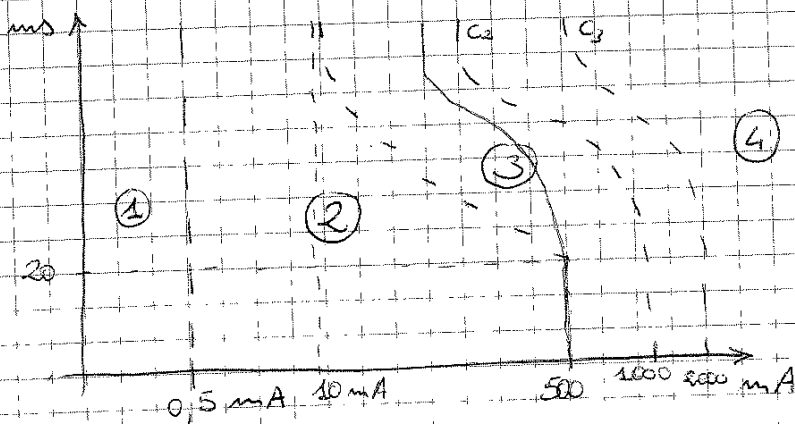
Si ricava che la corrente efficace è $3,3 \mu\text{A}$ (bisogna sempre scrivere così e non con i multipli di 10!)

L'unico errore che posso aver commesso nei calcoli è aver approssimato π a 3, si direi allora che il risultato è "esatto con l'approssimazione del 5%".

Comunque $3,3 \mu\text{A}$ sono insignificanti, vengono sentiti appena dal paziente!



• Curva di pericolosità della corrente alternata



Come esempio è stato preso il caso in cui l'infotornato venga a contatto mano-mano con una corrente a 50 Hz di frequenza

Sull'asse x è riportata l'intensità di corrente costante nel corpo, i valori vanno da 1 mA a 10 A e sono in scala logaritmica.

Sull'asse y è riportato il tempo di esposizione alla corrente, i valori vanno da 1 ms a 10 s, anche qui scala log.

Notiamo che nel grafico si distinguono 4 regioni:

- Regione 1: non vi sono reazioni di alcun tipo, non si percepisce nulla. Siamo sotto i mA
- Regione 2: si incominciano a sentire piccoli effetti ma ancora non dannosi
- Regione 3: si ha un'aristola verticale intorno ai 30 mA; si hanno i primi effetti pericolosi ma comunque sono reversibili. È la "regione limite"
- Regione 4: è molto probabile incorrere in una fibrillazione ventricolare. Più aumenta la corrente più aumenta la probabilità (C2 → 20% e C3 → 50%)

Valori di corrente importanti:

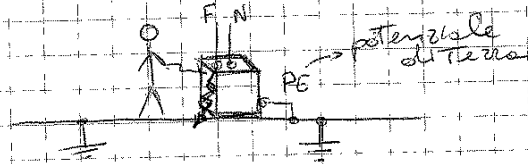
10 mA → valore da cui iniziano ad avere i primi effetti

30 mA → si hanno effetti, ma non gravi se l'esposizione non è troppo prolungata.

Se si rimane esposti per poco tempo il valore della corrente può anche essere maggiore e non provocare comunque danni.

b) Il macroshock per contatto indiretto avviene quando l'infornato viene a contatto con una parte metallica che è diventata in tensione a causa di un guasto.

Grafico



In entrambi i casi la corrente si scarica a terra tramite il corpo dell'infornato; per questo molti pavimenti e pareti in ambiente ospedaliero vengono resi altamente conduttivi.

Il percorso che la corrente percorre si chiama "percorso paziente" oppure "percorso infornato".

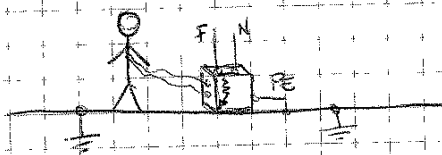
c) Il microshock è stato scoperto negli anni '60.

Riguarda soprattutto i pazienti sottoposti ad interventi a cuore aperto o anche a semplici esami con sonde che operano in prossimità del cuore.

In questo caso la corrente fluisce tutta o quasi nel cuore attraverso una piccola superficie di contatto.

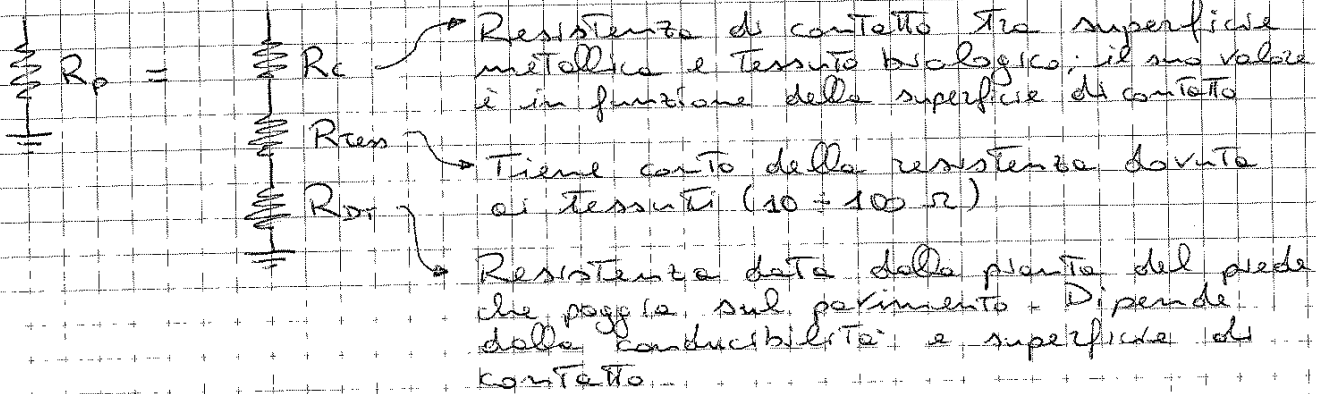
È una forma di shock molto pericolosa perché basta, no poche centinaia di μA per provocare fibrillazione e anche arresto cardiaco (la corrente scorre direttamente al cuore).

Grafico



Una ustione dipende dalla potenza trasferita dall'armadillo al corpo $\rightarrow P_D = R_p \cdot I^2$

Notiamo che il suo valore dipende da R_p , questa resistenza, a sua volta, dipende da 3 fattori:



Esempio. Considerando una applicazione di 50 ms massimo

$$R_p = R_c + R_{cont} + R_{DT} = (1000 + 50 + 50) \Omega = 1100 \Omega$$

Superficie di contatto: dito $\rightarrow 100 \text{ mm}^2 \rightarrow R_c = 1000 \Omega$

$$I_p = \frac{220V}{1100 \Omega} = 200 \text{ mA}$$

$$P_D = R_c \cdot I_p^2 = 0,2^2 \cdot 1000 = 40 \text{ W}$$

$$d_p = \frac{P_D (\text{W})}{S (\text{cm}^2)} = \frac{40 \text{ W}}{100 \text{ cm}^2} = 0,4 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$$

Densità di Potenza

Conseguenze: ustione nel punto di contatto (ingresso) ma poco probabili fibrillazioni e blocco respiratorio. Zona limite 2+3 sulla curva di pericolosità.

Superficie di contatto: mano $\rightarrow 100 \text{ cm}^2 \rightarrow R_c = 10 \Omega$

$$I_p = \frac{220V}{110 \Omega} = 2 \text{ A}$$

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

$$d_p = \frac{40 \text{ W}}{100 \text{ cm}^2} = 0,4 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$$

Conseguenze: non ci sono ustioni nel punto di ingresso ma alta probabilità di fibrillazione ventricolare e blocco muscolare respiratorio. Zona 4 (piena) della curva di pericolosità.

L'interruttore differenziale viene attivato dalla cosiddetta "corrente di intervento".

Questo sistema non è però ideale e quindi prima di intervenire passa un certo tempo (circa 20 ms).

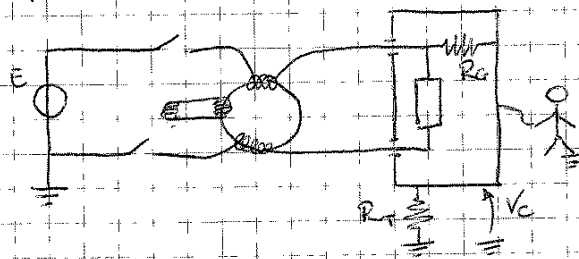
L'infortunato viene perciò percorso comunque da corrente; si dice che l.i.d. offre una protezione "parziale".

* Impianto di Terra

Il macroschoc per c.i. ind. è il principale infortunio che si verifica in ospedale; per evitarlo si ricorre principalmente a due misure precauzionali:

- interruttore differenziale
- "impianto di terra efficiente"

Graficamente



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

$$R_T \ll R_G \rightarrow V_c \ll E$$

Per proteggersi dal macroschoc c.i. si progetta una R_t in modo che sul telaio metallico si abbia una tensione contenuta, anche in caso di $R_g = 0$.

Si pone, per Norma, $V_c = 24V$ come limite massimo che sarà poi la tensione di contatto tra mano sul telaio e i piedi dell'infortunato!

• Interruttore magnetotermico

Dato dalla combinazione di due diversi meccanismi di intervento, è l'unico dispositivo in grado di accorgersi di un sovraccarico di corrente.

È un dispositivo essenziale in ogni tipo di ambiente: siccome il sovraccarico, per effetto Joule, surriscalda i cavi, si viene a creare un possibile incendio.

Dal punto di vista degli shock serve a ben poco, ma esso protegge i circuiti dal surriscaldamento e facilita il funzionamento della messa a terra.

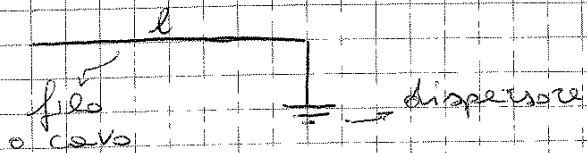
+ Meccanismi d'intervento

1) Modalità lenta: si attiva per piccoli sovraccarichi, interviene in pochi minuti. All'interno dell'interruttore m-t, vi è un sensore di calore; quest'ultimo si surriscalda in maniera direttamente proporzionale a quanto è caldo il cavo.

2) Modalità rapida: si ha nel caso di cortocircuito. È il caso in cui $R=0$ e quindi scorre tutta la corrente nell'impianto (~ 1000). Interviene in poche decine di secondi. Vi è un solenoide attraversato da una corrente che crea un campo magnetico che permette l'apertura del circuito.

"Ci dà la garanzia che dal generatore non possa essere prelevata una corrente troppo alta".

Definizione impianto di terra



Il cavo ha una sua resistenza: $R_c = \rho \frac{l}{S}$

$$\begin{cases} S = 1.4 \text{ mm}^2 \\ l = 1 \text{ m} \\ \rho = \rho_{Cu} \end{cases} \rightarrow R_c = 18 \text{ m}\Omega$$

La resistenza del dispersore dipende dal terreno e dalle sue dimensioni ($10 \div 15 \Omega$)

$$R_T = R_c + R_D$$

L'inter. diff. diventa così utile per "rilassare" le caratteristiche dell'impianto di terra e aiuta a diminuire i costi.

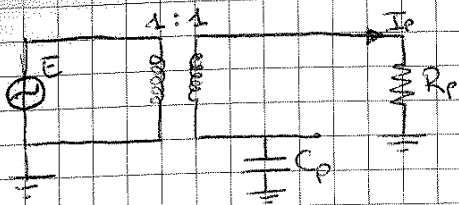
Se metto un ID (che interviene solo sulla corrente di dispersione, sui guasti) in cascata con un INT, posso ad esempio, porre $R_T = 15-20 \Omega$, per una dispersione di 30 mA , e ottenere $V_c = 600 \text{ mV}$!

ID \rightarrow limita la corrente di dispersione

IT \rightarrow limita la tensione di contatto in attesa dell'intervento dell'ID

Componente critico

È un guasto di tipo progressivo. Molte componenti di utilizzatori hanno parti isolanti che col tempo possono deteriorarsi. Un esempio è la resistenza che serve per riscaldare l'acqua nella lavatrice o lavastoviglie.



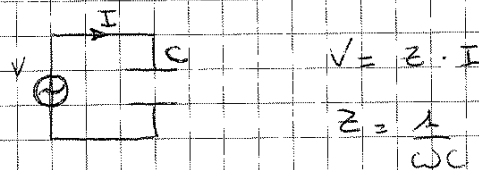
Idealmente I_p dovrebbe essere nulla; misurando con un multimetro la corrente in R_p

si ricava un valore non nullo. Ciò è dovuto al fatto che sul secondario si forma una capacità parassita (C_p). Più C_p è piccola e più il funzionamento del trasformatore è migliore.

La norma non parla direttamente di quanto debba essere C_p ma dice che la I_{sp} , quando un morsetto del secondario è collegato a terra, deve essere minore di 1 mA .

Da qui si può ricavare il valore di C_p

$$\begin{cases} V = 220 \text{ V} \\ A = 1 \text{ mA} \\ 50 \text{ Hz} \\ \omega = 2\pi f \end{cases}$$



$$\begin{aligned} V &= Z \cdot I \\ Z &= \frac{1}{\omega C} \end{aligned}$$

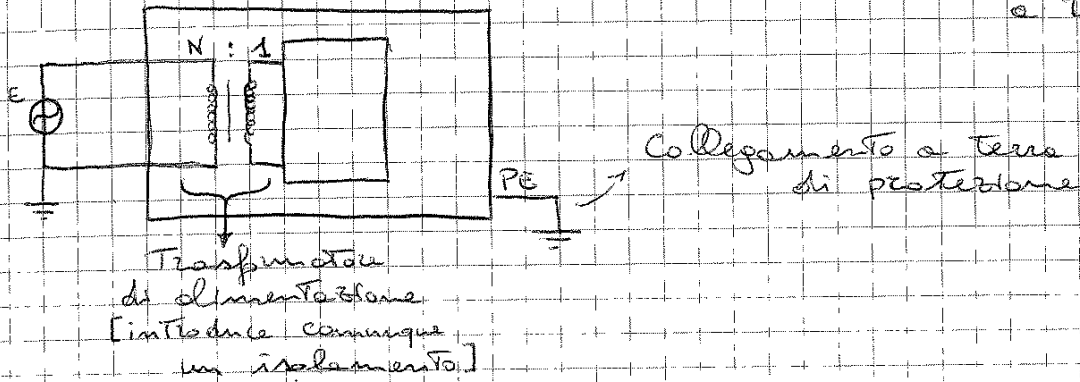
$$C = \frac{I}{\omega V} = \frac{10^{-3} \text{ A}}{50 \cdot 2 \cdot 3 \cdot 220 \text{ V}} = \frac{1}{6} \cdot 10^{-7} \text{ F} = 15 \text{ nF}$$

Segue che $C_p \leq 15 \text{ nF}$ (con errore del 5% circa)

Col passare del tempo la capacità parassita può aumentare, quindi bisogna tener conto di questo fattore al momento dell'acquisto del trasformatore

• I classe

Appartengono a questa classe i monopoli con solo collegamento a terra

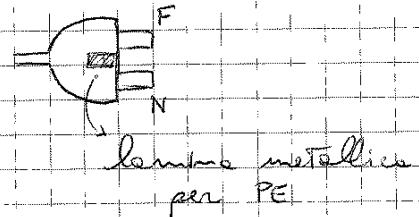


• Tutti gli apparecchi collegati ad un solo isolamento fondamentale devono essere collegati a terra. Verranno così classificati come classe I

Spina per AE classico

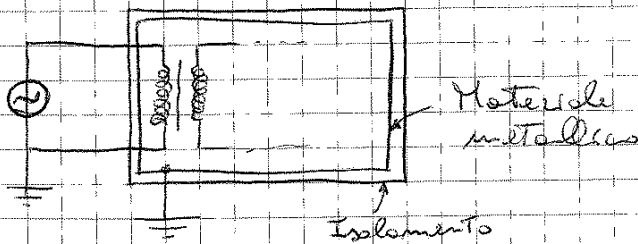


Spina Shuko



• II Classe

Appartengono a questa classe gli AE con doppia sicurezza



È comunque il costruttore a decidere se collegare l'apparecchio a terra oppure no.

Simbologia →

• Alimentata

Appartengono a questa classe i dispositivi alimentati a batteria (un esempio è il mouse). Alcuni di essi però possono anche essere collegati alla rete elettrica. In questo caso verranno classificati come classe I o II (es. il cellulare)

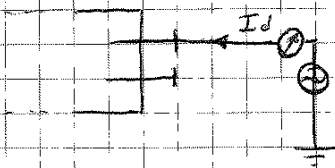
"Un apparecchio elettromedicale diventa particolarmente pericoloso quando I_d è troppo alta oppure se è collegato ad un altro AE tramite parti applicate (o corpo del paziente collegato alle parti applicate dell'AE)"

In questi casi bisogna sempre rispettare il limite di $10 \mu A$ (e anche dei $100 \mu A$).

+ Corrente Continua \rightarrow provoca effetti dovuti ad ustioni di tipo chimico

+ Corrente Alternata \rightarrow effetti dovuti a macro e micro shock.

- Misurazione di I_d



La norma descrive la misurazione della I_d specificando che deve essere misurata in funzione della resistività del corpo umano.

Bisogna quindi fare la misurazione di I_d non tramite un mini amperometro ma tramite un "filtro" + un misuratore di correnti di dispersione.

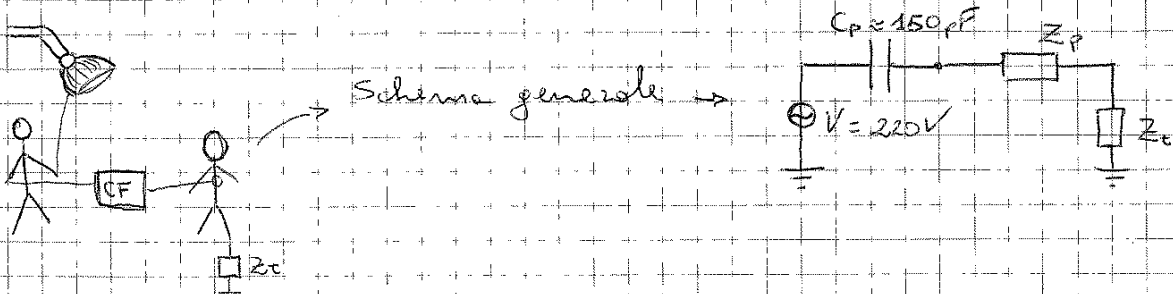
Nel caso di più utilizzatori, invece, I_d tende a chiudersi in due direzioni: verso terra tramite l'impedenza Z_t oppure verso il catetere tramite Z_p .

La direzione scelta dalla corrente dipende dal valore delle impedenze: minore è la resistenza e più corrente scorre in essa!

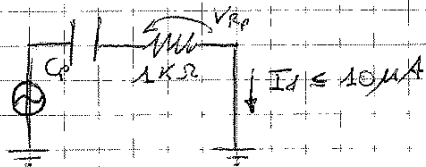
Si utilizzano CF nello spazio paziente proprio perché consentono di avere una Z_t abbastanza alta e contemporaneamente garantiscono una $I_d \leq 10 \mu A$!

La situazione più sicura possibile è avere ogni dispositivo di tipo CF; questo però comporta costi eccessivi.

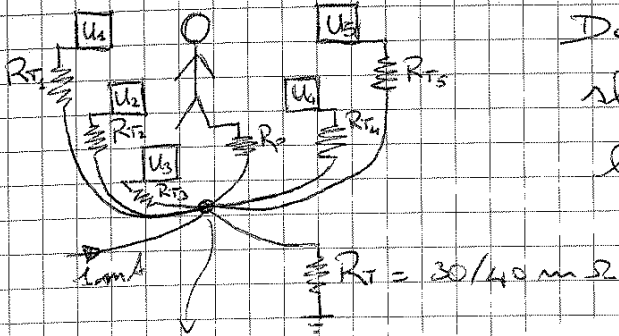
Un altro pericolo che può causare microshock è il contatto tra dottore - lampade - paziente:



Supponiamo che $Z_t = 0$ e che Z_p sia solo resistiva, si ha:



In queste condizioni si avrà un valore minore di $10 mV$



Del punto di vista del macro shock è importante sapere la differenza di potenziale tra gli ut., non I_d !

"Nodo equipotenziale"

$$\Delta V = 1 \times 10^{-3} - 4 \times 10^{-3} = 40 \mu V$$

Questo valore è molto significativo: ci dice che nel peggiore dei casi (ut. in contro-fase), ΔV può arrivare massimo a $80 \mu V$, valore comunque basso!

La normativa CEI 648 definisce i criteri di costruzione delle resistenze:

- Sezione del cavo $\rightarrow 16 \text{ mm}^2$
- Lunghezza $\rightarrow 12 \text{ m}$

$$\text{Si ricava allora: } R_{Ti} = \rho \frac{l}{S} = 0,018 \cdot \frac{12}{16} \approx 12/14 \text{ m}\Omega$$

- Particolarità

Per la norma, cioè che non è sotto carico speciale o sotto trafo, deve essere collegato ad un interruttore differenziale. Questo permette di avere, nella condizione peggiore, una I_d di 30 mA massima.

Per tutti gli utilizzatori la I_d massima è 1 mA

Non sono invece trasduttori i connettori essi non trasformano una energia in un'altra ma trasferiscono il segnale senza modificarlo.

Nella realtà, l'elettrodo non sono dei veri e propri connettori; questo è dovuto al fatto che i segnali elettrici nel corpo si muovono per mezzo dello spostamento di ioni, mentre negli amplificatori dell'elettrodo il flusso di corrente è dovuto agli elettroni. Per questo gli elettrodi sono considerati trasduttori, quindi sensori.

"I biopotenziali sono delle differenze di potenziale, rilevabili sul corpo umano, legate al funzionamento di determinati organi o sistemi e contengono informazioni importanti riguardanti il paziente"

Il compito dell'elettrodo è allora quello di fornire l'interfaccia tra corpo umano e dispositivo di misura in modo tale da avere una uscita del segnale che non sia distorta. Per far ciò è necessario che vengano prelevati segnali con frequenze per cui la FDT dell'amplificatore sia di valore costante e modulo unitario!

Quando interfacciamo l'elettrodo con la cute o parti interne, l'elettrodo viene a contatto con fluidi simili alla soluzione fisiologica (soluzione acquosa con 0,9% di NaCl) cioè gli elettroliti.

Si parlerà così di "interfaccia elettrodo-elettrolita"

• Potenziale di semicella

È la ΔV che si forma tra la superficie metallica dell'elettrodo e la nube ionica della soluzione.

Dovuto allo spostamento di elettroni che si manifesta all'interfaccia a causa delle continue reazioni di ossidazione e riduzione, il potenziale dipende da:

- + Capacità di ionizzare gli atomi
- + estensione della superficie dell'elettrodo
- + concentrazione di ioni

Per misurare il valore del potenziale di semicella bisogna impiegare un "elettrodo di riferimento".

Il comportamento di questo elettrodo deve essere intermedio (ionizzare poco - ionizzare molto), la soluzione deve contenere un gas dalle capacità intermedie.

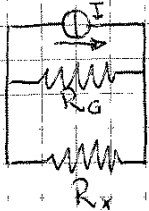
Si sceglie così l'elettrodo di platino immerso in una soluzione in cui H_2 gorgoglia.

Si pone H_2 come potenziale di semicella nullo.

Se un metallo (rispetto all'elettrodo platino-idrogeno) ha la capacità di ionizzare meno allora esso ha un potenziale negativo; se invece ionizza di più dell'elettrodo di riferimento allora il suo potenziale è positivo.

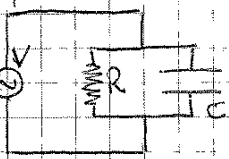
Un dispositivo del genere prende il nome di "cella galvanica" ed è equiparabile (da un punto di vista elettrico) ad una resistenza.

L'intensità della corrente dipenderà dalla capacità di ionizzare dei metalli che sono stati impiegati come elettrodi.



R_0 : interna R_x : degli elettrodi

Se invece immaginassimo di collocare un generatore di tensione alternata, si costruirebbe un condensatore tramite gli elettrodi.



Durante la fase di carica del condensatore, gli ioni positivi presenti nella soluzione elettrolitica si spostano verso l'elettrodo con carica negativa,

senza che vi sia uno scambio di carica all'interfaccia.

+ Tipologie di elettrodi

La polarizzazione è un fenomeno che diminuisce l'efficienza dei processi elettrochimici, rallenta il processo delle reazioni all'elettrodo e dà luogo ad una caduta della diff. di potenziale; tali cadute rappresentano delle deviazioni dalle condizioni di equilibrio della cella elettrochimica.

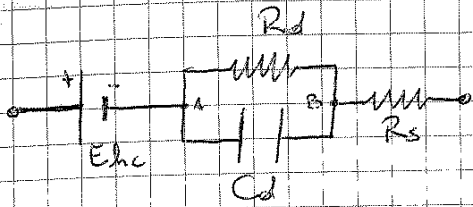
+ Problema dell'Argento

Gli elettrodi in argento sono caratterizzati da un potenziale di semicella molto stabile; a contatto con l'elettrolita, però, attorno all'elettrodo viene a formarsi un leggero strato di cloruro d'argento non uniforme che tende a creare rumore, cioè non permette un giusto rilievo dei biopotenziali. Lo strato superficiale tende inoltre a deteriorarsi, andando così ad interferire con le caratteristiche elettriche.

Per ovviare a questo problema, oggi vengono prodotti elettrodi di cloruro d'argento sintetizzato elettronicamente, questo permette la formazione di uno strato uniforme e spesso di cloruro d'argento attorno all'argento metallico, limitandone così il rumore (si ha rumore ogni qual volta uno ione passa da metallo a soluzione elettrolitica o viceversa).

Questa tipologia di elettrodi è quella maggiormente utilizzata. L'argento è però costoso, per questo tipicamente vengono utilizzati elettrodi "usa e getta".

Questi ultimi sono fatti di uno strato di argento esterno e all'interno fatti di acciaio inox oppure in cloruro di argento sintetizzato elettrochimicamente e portate da una base di ottone argentato.



R_d, C_d : appartengono all'interfaccia metallo - elettrolita

R_s : Tiene conto del comportamento non lineare dell'elettrodo (valore trascurabile)

A: collegamento alla soluzione

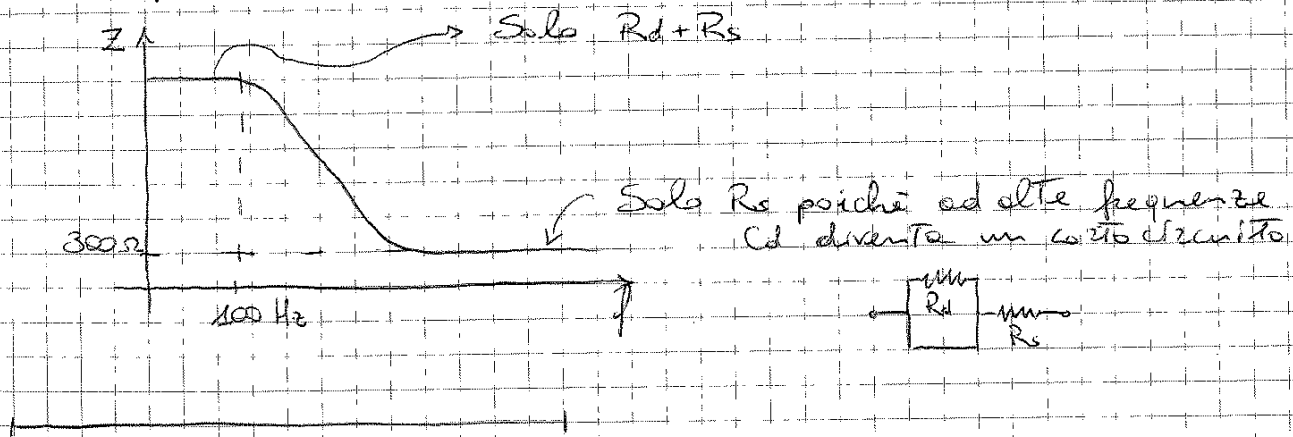
E_{hc} : produce il potenziale di semicella

B: collegamento all'elettrodo

Se la corrente è continua, si ha che C_d diventa un circuito aperto, quindi l'impedenza è data solo da $R_d + R_s$.

Se la corrente è alternata, E_{hc} non viene presa in considerazione e si può trascurare anche R_s poiché troppo bassa.

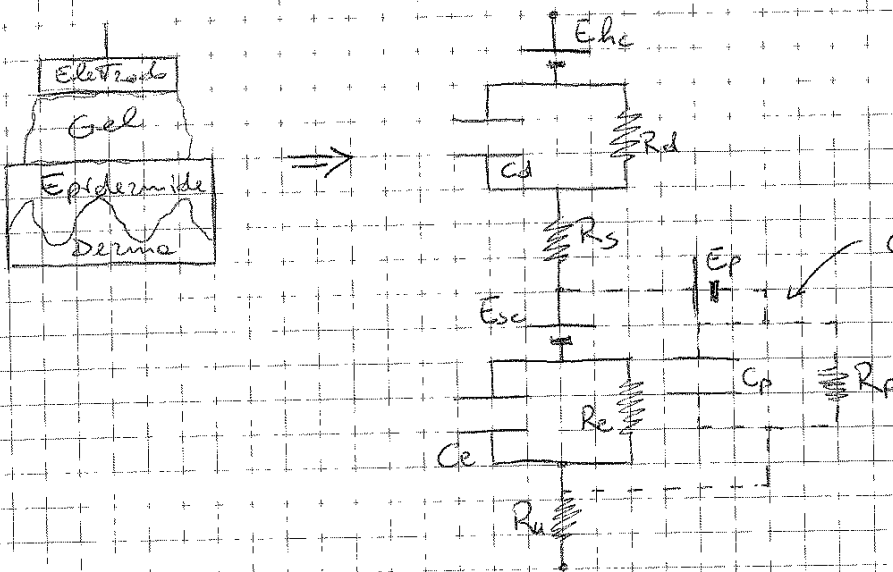
Graficamente:



Per rimuovere le eccessive resistenze si usa quindi il gel abrasivo, anche se oggi gli elettrodi sono talmente raffinati che possono essere posti direttamente sulla cute.

+ Modello circuitale elettrodo-cute

Abbiamo già detto che i migliori elettrodi sono quelli fatti con argento clorurato. Per questi elettrodi, però, bisogna porre, tra cute ed elettrodo, il gel poiché esso non funziona bene in ^{vacuo} assenza!



Circuito valido per un solo strato (parallelo e orizzontale). Per ogni strato dell'epidermide deve essere aggiunta una di queste sequenze!

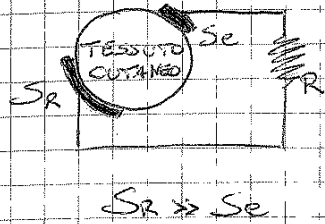
Se muoviamo l'elettrodo rispetto al gel viene perturbata la distribuzione di carica dell'elettrodo.

Viene perturbato il potenziale di semicella, questo determina una variazione di corrente e il segnale viene modificato.

Si dice che è stato creato un "segnale in movimento".

Esercizio

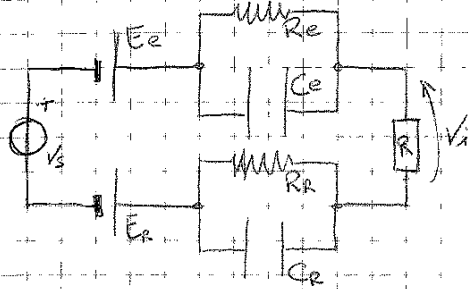
Elettrodi sulla cute:



S_e : superficie dell'elettrodo da prelievo (esplorante)

S_R : superficie dell'elettrodo di riferimento (serve a chiudere il circuito)

$S_R \gg S_e$



$R_R \ll R_e$

C_R è tanto più grande quanto più grande è la superficie S_R

Quindi $C_e \gg C_R$

Risolviamo la FDT:

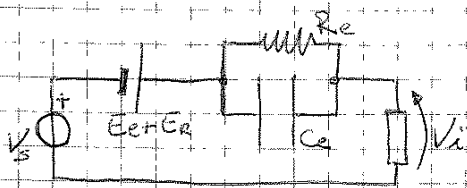
Ammettanza del bipolo $C_e - R_e \Rightarrow Y_R = G_R + s C_R$

Se siamo in regime sinusoidale: $Y_R(\omega) = G_R + j\omega C_R$

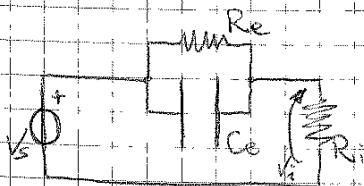
$G_R \gg G_e \rightarrow Y_R \ll Y_e$

Il modulo Y_R può quindi essere trascurato, diventa un cortocircuito.

Inoltre, come conseguenza, E_r può essere sommato alla E_e . Si ottiene così un circuito semplificato:



Se ci riferiamo solo alla tensione sinusoidale V_s otteniamo:



FDT:
$$\frac{V_i}{V_s} = \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} \cdot \frac{R_i}{R_e + R_i}$$

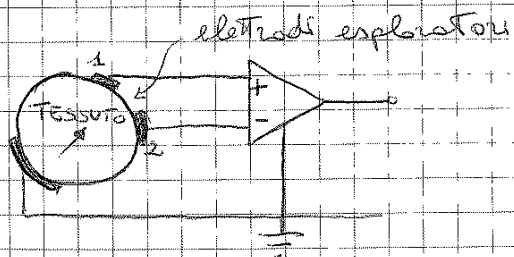
R_i è una resistenza importante perché determina se un elettrodo è in grado di leggere un certo segnale o meno: se è sufficientemente alta allora l'amplificazione è unitaria su tutto il segnale.

Si scopre che ciò non è solo una idealità: ma che si possono avere R_i elevate e R_e basse; si ottiene

$$\text{Così: } \frac{R_i}{R_e + R_i} \approx 0,99$$

Bisogna dire però che la prossimità all'unità non è fissata in generale, non esiste un valore di prossimità che sia valido sempre. A seconda della condizione in cui si trovano elettrodi e interfaccia e dell'utilizzo per cui deve essere fatto (del segnale) vengono definite approssimazioni migliori o peggiori.

• Caso Reale: due elettrodi



$$V_w = (V_2 - V_1) A_d$$

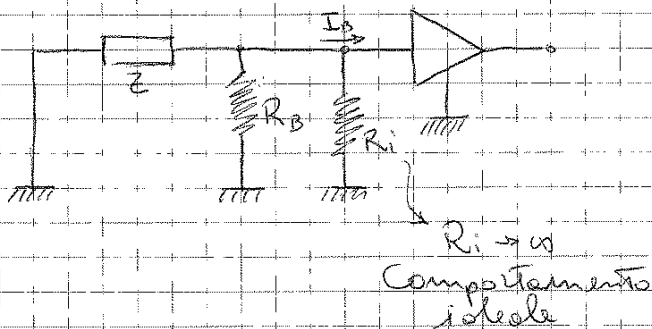
Potenziale di modo comune: è la d.d.p. presente sul corpo del soggetto in riferimento alla Terra. Questo potenziale può essere anche 100 volte maggiore del segnale da analizzare e questo potrebbe perturbarlo. Per evitare questi problemi, si ricorre ad amplificatori differenziali al posto di quelli single ended, permettendo di avere un controllo migliore sulla ΔV e un segnale più limpido.

Anche se non conosciamo la superficie dell'elettrodo si può comunque definire la posizione dello zero conoscendo solo C_e e R_e , cioè delle caratteristiche dell'elettrodo (dal tipo di metallo o dalla sua lavorazione).

La posizione del polo dipende indirettamente dalla superficie e fortemente dalla resistenza d'ingresso dello stato che segue (R_i successiva).

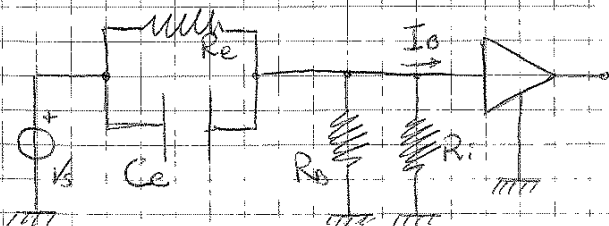
• Amplificatore "Single-ended"

Un amplificatore del genere, per funzionare ha bisogno di una corrente in entrata, detta di "polarizzazione", che scorre verso Terra attraverso un resistore (sarebbe la resistenza d'ingresso già vista).



Se Z fosse puramente resistiva allora R_B potrebbe essere tolta.

Per sfruttare al meglio R_i (che permette la messa a terra di I_0) si preferisce non avere la componente R_B . Se invece deve essere considerata per forza, il modello circuitale cambia:



Se R_e fosse assente allora R_B dovrà essere considerato!

Gli amplificatori reali non hanno un'amplificazione superiore alle 50 volte.

• Errori frequenti negli esercizi

Se, dato un esercizio, abbiamo tutti i dati (cioè A , V_B e V_{AC}) allora possiamo definire le condizioni di saturazione sia d'ingresso che d'uscita.

Se ci viene dato solo V_B e V_{AC} allora potremo verificare solo la prima: $-V_{AC} < V_B < V_{AC}$. Si scriverà allora che non è possibile verificare la saturazione in uscita, indicando che generalmente $A \approx 50$.

1° errore: non considerare R_e e far scendere I_B in R_i ; R_i in realtà non c'è, infatti I_B scende tutta nell'amplificatore.

2° errore: $V_B = I_B(R_i \oplus R_e)$

Sbagliato poiché presuppone che almeno in parte I_B scenda in R_i .

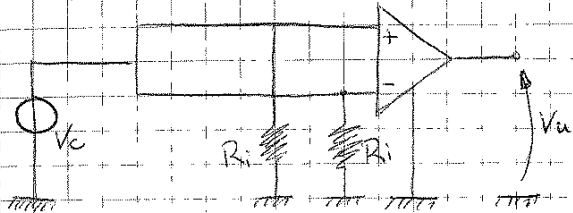
• Progettazione degli utilizzatori

1) Se c'è R_B allora si sceglie un amp. che abbia una R_B progettata per evitare la saturazione. Comunque essa disturberà R_i abbassando il suo valore.

2) Si usa un'amp. che richiede una I_B molto bassa (dal $10 \mu A$ fino a $1 \mu A$); sono dispositivi molto costosi però.

Nella realtà, gli elettrodi sono elettroliti; come abbiamo già visto, segue che il modulo dell'impedenza degli elettrodi è fortemente piccola rispetto ad R_i che posso supporre V_c tutta su R_i .

Quindi:



$$V_u = A_d V_i + A_c V_c$$

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

Modo comune $\rightarrow V_u = A_c V_c$

$$\text{Ipotesi: } \begin{cases} A_d = 10 \\ CMRR = 100 \text{ dB} \end{cases} \rightarrow A_c = \frac{10}{100000} = 10^{-4}$$

$$V_i = 10 \mu V \Rightarrow V_u = \underbrace{10 \cdot 10 \mu V}_{100 \mu V \text{ "Componente di segnale S"}} + \underbrace{10^{-4} \cdot 1 V}_{100 \mu V \text{ "Componente del rumore N"}}$$

Tanto minore sarà il contributo del segnale in comune, tanto più elevato sarà il CMRR in uscita.

Il modo comune genera rumore!

Per dare un giudizio del segnale d'uscita dell'amplificatore, si considera il "rapporto segnale-rumore":

$$\frac{S}{N} \quad \text{oppure} \quad 20 \log_{10} \left(\frac{S}{N} \right) \text{ dB}$$

Formula alternativa:

$$V_u = A_d V_i + A_c V_c \rightarrow \frac{V_u}{A_d} = \underbrace{V_i}_S + \underbrace{V_c \frac{1}{CMRR}}_N$$

$$\frac{S}{N} = \frac{A_d V_i}{A_c V_c} = \frac{V_i}{V_c \frac{1}{CMRR}}$$

Questa espressione è più conveniente poiché A_c non viene quasi mai fornito.

Appunti di Bioingegneria Elettronica, dall' 8/11/2012

■ Esercitazione 8/11

Tema d'esame

Un sistema per il prelievo di biopotenziali, con ingresso differenziale, ha un' amplificazione pari a 200, $R_i = 100 \text{ k}\Omega$, $I_B = 50 \text{ nA}$ e $V_{ce} = 5 \text{ V}$.

Si utilizzano elettrodi in oro con $R_0 = 500 \text{ k}\Omega$ e $C_0 = 500 \text{ nF}$ (se la superficie è di 1 cm^2) con superficie circolare di diametro 8 mm . Calcolare:

a) frequenza di taglio inferiore (quando l'amp è accoppiato in continua)

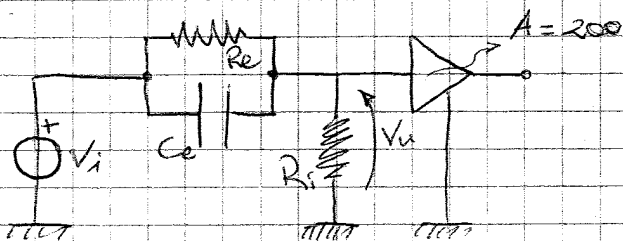
b) attenuazione delle componenti frequenziali aventi

frequenza minore di $\frac{1}{10}$ frequenza di taglio calcolata

c) si accerti se la corrente di Bias può causare problemi di saturazione.

Svolgimento

[1°] Se gli elettrodi sono uguali non serve disegnare due, quindi ci si limita all'amp single-ended



Bisognerebbe poi scrivere che è stato considerato il single-ended poiché gli elettrodi erano uguali!

[5°] Il guadagno dell'amplificatore è $\frac{R_i}{R_e + R_i} \approx \frac{1}{10}$

Quindi l'amplificazione sarà di 0,1 e il guadagno pari a -20 dB. Di conseguenza l'attenuazione sarà di 20 dB (infatti è sempre l'opposto del guadagno!)

$$[6°] V_B = -I_B R_e = -(50 \times 10^{-9}) \cdot (1 \cdot 10^9) = -50 \text{ V}$$

Si come il valore di V_B supera quello della tensione di alimentazione allora si può affermare che l'amplificatore è saturo.

Si può anche concludere l'esercizio con un commento finale indicando che, con elettrodi di questo tipo e caratteristiche, l'amplificatore non potrà funzionare.

* Interferenze di rete, Cause

1°) CMRR non adeguato

Genera il segnale di modo comune che non può essere maggiore della tensione paziente-Terra.

$$V_u = V_c A_c = V_c \underbrace{\frac{1}{\text{CMRR}}}_{V_{50\text{CMRR}}} A_d$$

↳ Tensione di 50Hz di modo comune

Esempio

$$\Delta R_e \approx 5 \text{ K}\Omega$$

$$V_c = 1 \text{ V}$$

$$R_i = 10 \text{ M}\Omega$$

[L'esercizio può richiedere V_c come valore di picco oppure come valore efficace, l'importante è specificarlo quando si scrive il risultato]

$$V_{i\text{SOARE}} = 1 \cdot \frac{5 \times 10^3}{10^7} = 5 \times 10^{-4} \text{ V} = 500 \mu\text{V}$$

Se considereremo il segnale PARS, questa interferenza di segnale sull'amplificatore disturberebbe di molto il complesso.

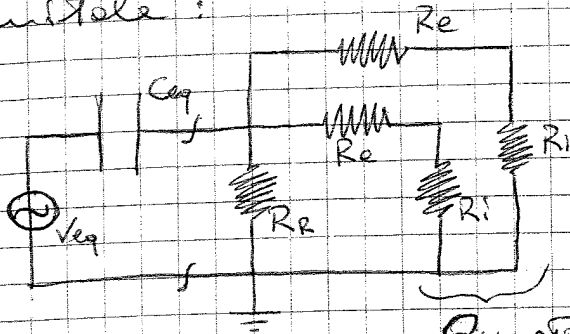
Bisogna quindi cercare di migliorare la rete oppure cambiare l'amplificatore in modo da avere una R_i più elevata.

In generale, il CMRR ha un valore massimo di 126 dB invece R_i arriva alle decine dei G Ω .

Si potrebbe anche far aumentare R_i (potrebbe anche raggiungere i T Ω) ma sarebbe costoso e soprattutto si creerebbero delle capacità parassite che abbasserebbero l'impedenza del sistema!

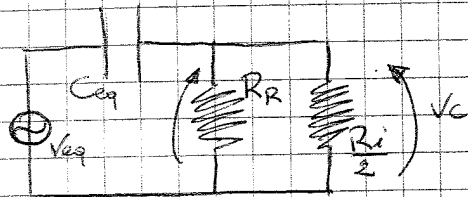
C'è bisogno quindi di un certo "equilibrio" di valori tra il CMRR e R_i , in modo da ottenere un'equivalenza (bassa) tra i due termini della tensione di interferenza in uscita.

Abbiamo supposto gli elettrodi permanentemente resistivi; si può fare anche un'altra semplificazione ma a livello circuitale:



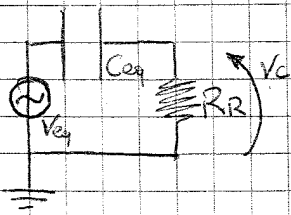
Questo è un parallelo, possiamo allora considerare soltanto due resistenze che valgono $\frac{R_e}{2}$ e $\frac{R_i}{2}$

Si come $R_i \gg R_e$ la caduta di tensione su $\frac{R_e}{2}$ sarà minore di quella su $\frac{R_i}{2}$, possiamo allora considerare tutta la tensione su $\frac{R_i}{2}$



Si come $R_R \ll R_e$ e $R_i \gg R_e$ segue che R_i è molto più grande di R_R ; nel parallelo

la tensione su R_i è trascurabile rispetto a quella su R_R . Il circuito finale sarà quindi



$$V_c(j\omega) = V_{eq} \frac{R_R}{R_R + \frac{1}{j\omega C_{eq}}} = V_{eq} \frac{j\omega C_{eq} R_R}{1 + j\omega C_{eq} R_R}$$

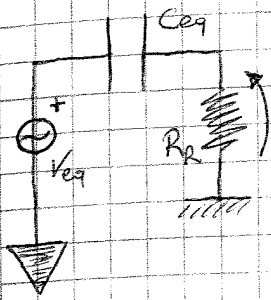
Per $C_1 = 100 \text{ pF}$ $V_{eq} = 2,2 \text{ V}$

$C_2 = 1000 \text{ pF}$ $R_R = 100 \text{ k}\Omega$

Otteniamo il modulo di V_c

$$|V_c| = |V_{eq}| \cdot \frac{\omega C_{eq} R_R}{\sqrt{1 + (\omega C_{eq} R_R)^2}} = 2,2 \cdot \frac{7 \times 10^{-4}}{\sqrt{1 + (3 \times 10^{-2})^2}} \approx 66 \text{ mV}$$

Modello semplificato

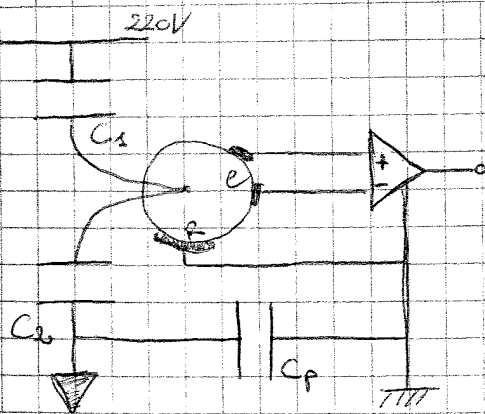


$V_c = 0$ perché il ramo è isolato

Un circuito di questo tipo è migliore rispetto al precedente perché porta molti benefici tra cui la sicurezza del paziente (non è più riferito direttamente a terra) e si avrà sempre una V_c d'ingresso nell'amplificatore nulla.

+ Problema

Anche se con questo circuito annulliamo la V_c , all'uscita si vedrà comunque una certa interferenza. Questo è dovuto al fatto che l'isolamento non è mai perfetto, ci sarà sempre una capacità parassita.



Sostanzialmente, nel circuito, cambierà solo il valore della capacità equivalente: $C'_{eq} = C_{eq} \oplus C_p$.
Invece V_{eq} e V_c rimarranno gli stessi: $|V_c| = |V_{eq}| \cdot \frac{\omega C'_{eq} R_k}{\sqrt{1 + (\omega C'_{eq} R_k)^2}}$

Dove $C'_{eq} = C_{eq} \oplus C_p$

3) $C_p < C_{eq}$ { caso più conveniente }

$$\begin{cases} C_{eq} = 1 \mu F \\ C_p = 100 \text{ pF} \\ R_R = 100 \text{ k}\Omega \end{cases} \Rightarrow |V_c| = |V_{eq}| \cdot \frac{\omega C_p R_R}{\sqrt{1 + (\omega C_p R_R)^2}} \approx 6,6 \text{ mV}$$

Otteniamo una V_c ancora più piccola, quindi ancora meglio del caso 2°.

Concludiamo quindi che: più piccola sarà C_p e migliore sarà il segnale, minore sarà V_c !

• Qualità di un elettrodo

Il problema principale sta nel fatto che non c'è nessun costruttore che metta nel circuito una C_p così piccola; spesso neanche dà il suo valore.

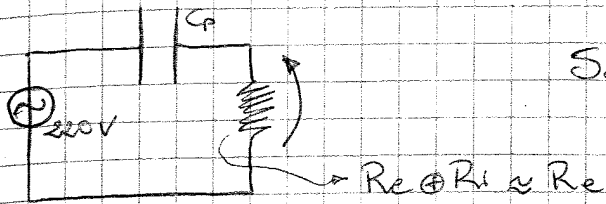
Doti due amplificatori, definire quale sia il migliore per l'amplificazione dei biopotenziali sta proprio nel ricavare il valore di C_p .

Esso può essere misurato in maniera diretta o indiretta.

+ Indirettamente: si costruisce realmente il modello circuitale; conoscendo l'interferenza di rete all'uscita e R_R , riesco a ricavare C_p !

+ Direttamente:

Consideriamo gli elettrodi completamente uguali e pure le capacità; otteniamo:



Sapendo che $R_i \gg R_e$

$$V = 220 \frac{\omega C_1 R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_1 R_e)^2}}$$

$$V_+ = 220 \frac{\omega C_1 R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_1 R_e)^2}}$$

$$V_- = 220 \frac{\omega C_2 R_e}{\sqrt{1 + (\omega C_2 R_e)^2}}$$

V_- avrà un valore piccolo, dell'ordine delle centomillesime di mV.

Molte volte però, i segnali che vogliamo amplificare, sono ancora più bassi!

Per migliorare questa condizione si potrebbe cercare di rendere C_1 sempre più uguale a C_2 come anche $R_{e1} = R_{e2}$. Questo, nella realtà, viene fatto cercando di tenere i fili intrecciati tra di loro il più possibile.

Si potrebbe anche cercare di rendere R_e molto piccolo, preparando bene le cinte e utilizzando elettrodi più grandi (del cm²).

Un altro effetto positivo delle sonde attive è che crescono e migliorano il segnale diminuendo il valore del potenziale di interferenza dovuto al fatto che i cori non sono perfettamente fermi, ma spesso vengono mossi.

Difetti delle sonde attive

1) consumano elettricità (da μV ai mV). Anche se valori abbastanza piccoli, diventano ragionevolmente importanti se dobbiamo utilizzare dispositivi a batteria; valori che vorremo evitare.

2) seppur in minima misura, le sonde introducono un certo valore di rumore.

Da ciò si spiega il perché queste sonde vengono utilizzate solo in casi particolari, quando i vantaggi che possono offrire superano i difetti che possono introdurre.

Principalmente troviamo sonde attive negli elettrodi per elettromiografia, elettroencefalografie ecc.

Definizioni

- FPA: filtro passa alto
- FRB: " " rissetta banda
- FPB: " " passa banda (o passa basso)
- UA: uscita analogica
- S/H: sample and hold
- ADC: convertitore analogico/digitale

+ Problema del rumore

È un processo casuale che, quindi, può essere studiato solo in termini statistici.

Bisogna studiare il valore efficace della tensione di rumore.

Se la distribuzione del rumore è una gaussiana si avrà un valore in uscita pari a $\frac{1}{\sqrt{2}}$ dell'ampiezza.

Più in generale, si ricava il valore del rumore all'uscita dell'amplificatore; questo valore sarà moltiplicato per l'amplificazione (A) quindi lo si divide per A e si ottiene il rumore all'ingresso.

Quest'ultimo è un valore importante poiché permette di ottenere un confronto con la tensione del segnale.

Esempio

Catena amplificata di 1000

Ricerchiamo l'espressione del rumore al termine della catena.

Partiamo dal front-end: $e_{n1} \cdot A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9$

Questa è la tensione di rumore dovuta unicamente allo stadio del f-e; dovrebbero essere moltiplicati anche i moduli dei filtri (H_i) ma hanno valore unitario.

Il problema è che la catena è formata da altri 8 componenti ed ogni amplificatore introduce una sua quantità di rumore!

I segnali non godono però della sovrapposizione degli effetti, ma le potenze sì; per ricavare l'equazione del rumore totale avremo quindi:

$$(e_{n1} \cdot A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2 + (e_{n2} \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2 + \dots + (e_{n9} \cdot A_9)^2 = 0$$

Osserviamo la possibilità di effettuare semplificazioni:

- $A_{TOT} = A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9$ (poiché gli amp. sono in cascata)
- e_{ni} tutti uguali

Si ottiene:

$$(A_{TOT} e_{n1})^2 + \left(e_{n2} \frac{A_{TOT}}{A_1} \right)^2 + \left(e_{n3} \frac{A_{TOT}}{A_1 \cdot A_3} \right)^2 + \dots + \left(e_{n9} \frac{A_{TOT}}{A_1 A_3 A_5 A_7} \right)^2 = 0$$

Praticamente, si deve quindi cercare il disturbo più grande presente nello sistema (sarebbe sicuramente il potenziale di semicella degli elettrodi) e lo si abbatte introducendo un filtro che abbia, nella funzione di trasferimento, uno zero in continuo in modo da togliere i problemi dovuti al potenziale di semicella.

L'aggiunta del successivo amplificatore può sicuramente portare ad un altro rumore, si introduce così un altro filtro con un'altra FDT che elimini o comunque limiti il disturbo. Questa sequenza viene portata avanti fino alla fine, con l'aggiunta al massimo, di un amplificatore unitario prima del sample and hold.

■ Tema d'esame (Esercitazione 15/11)

Prelevare un segnale elettrocardiografico (banda passante tra i 2 mHz e 100 mHz).

Si utilizzano elettrodi Ag-AgCl ($R_{w} = 40 \text{ K}\Omega$ e $C_{w} = 40 \text{ nF}$ per $S = 1 \text{ cm}^2$) con $d = 10 \text{ mm}$. Determinare R_i minimo per avere una attenuazione del segnale $< 1\%$.

Con R_i ricavato, determinare il valore dell'interferenza di rete riferita all'ingresso nell'ipotesi che $\text{CMRR} = 100 \text{ dB}$, $V_c = 1 \text{ V}$ e sbilanciamento degli elettrodi (solo di componenti resistive, ΔR_e) sia 5% del valore nominale.

Principali tipi di prelievo per biopotenziali

- 1) Elettrocardiogramma (ECG)
- 2) Elettroencefalogramma (EEG)
- 3) Elettromiografia (EMG)

Caratteristiche principali di ogni segnale rilevato

1) Tipologia

I segnali dei biopotenziali sono tutti deterministici e quasi periodici, cioè, per ognuno, esiste una funzione $f(t)$ che descrive il loro andamento istante per istante.

Questa caratteristica è importante poiché, così, si può parlare di morfologia del segnale.

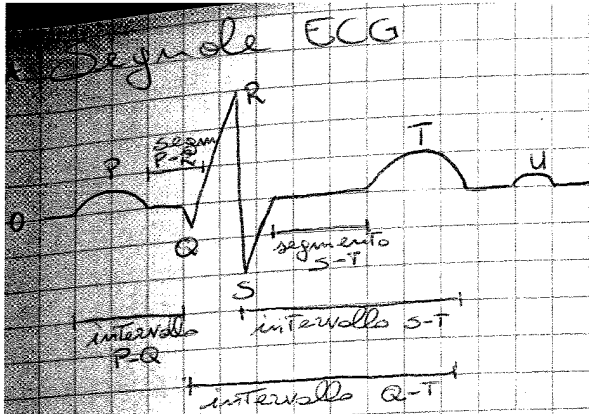
1 è un segnale deterministico.

2 e 3 riguardano segnali approssimabili a processi casuali.

2) Banda utile

La banda dell'ecg spazia da 0,1 Hz fino a 125 Hz, il segnale elettroencefalografico invece da 2 mHz fino a 60/70 mHz.

Ogni segnale ha la sua banda, oltre quell'intervallo il segnale ripete lo stesso andamento (ovvero la stessa, o quasi, configurazione).



- **Onda P:** primo complesso, depolarizzazione degli atri.
- **Onda QRS:** complesso di depolarizzazione dei ventricoli; è presente anche la ripolarizzazione atriale ma è nascosta.

Onda Q: è di solito poco visibile, se è molto ampia indica anomalie quali ischemia.

Onda R: diventa più ampia se il muscolo cardiaco si ispessisce, determina l'ampiezza dell'intero segnale.

Onda T: complesso di ripolarizzazione ventricolare.

Onda U: presente principalmente nei bambini, non è utilizzato per la diagnosi.

Il segnale ECG è inoltre suddiviso in segmenti ed intervalli.

- **Intervalli:**
 - + \overline{TR} (o \overline{QT}) permette di calcolare eventuali difetti di conduzione
 - + \overline{PQ} (o \overline{PR}) tempo necessario affinché la depolarizzazione degli atri si trasferisca ai ventricoli
 - + \overline{P} (onda) è monofase, dalla sua forma possono essere determinate diverse malattie

• **Segmenti:** non importa la loro durata ma la posizione

- + \overline{QRS} (intervallo) non ha una durata fissa per tutti (70-90 ms). La lunghezza determina la velocità della depolarizzazione del ventricolo: più grande più lenta.

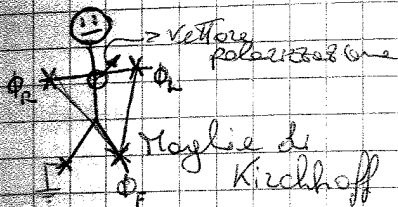
Un qualunque amplificatore standard mi permette di scegliere tra 3 possibilità:

- 1) Valore di amplificazione normale = $1\text{mV} = 10\text{mm}$
- 2) Valore di amplificazione doppia = $1\text{mV} = 20\text{mm}$
- 3) Valore di amplificazione dimezzata = $1\text{mV} = 5\text{mm}$

Posizione degli elettrodi sul corpo

Tipologie

(1) Triangolo di Einthoven



Vengono posizionati 3 elettrodi sui polsi e gamba sinistra, sulla destra si trovano la mossa a terra. Ogni coppia

identifica una derivazione per un totale di 3.

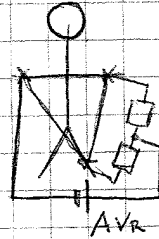
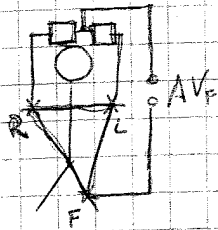
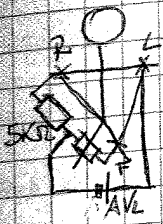
Per ogni lato, derivazione, è presente una differenza di potenziale:

$$V_I = \phi_L - \phi_R \quad V_{II} = \phi_F - \phi_R \quad V_{III} = \phi_L - \phi_F$$

Nonostante quelle fondamentali siano 2, si considerano tutte e 3 le derivazioni in modo da avere diverse visualizzazioni del dipolo cardiaco e individuare meglio le anomalie.

"Più sono le visualizzazioni e migliore sarà la visione del segnale ECG"

Goldberg, derivazioni aumentate



Viene eliminato un resistore al centro della stella. Migliora la derivazione di V_R, V_F e V_L (vengono amplificate). Ogni coppia di resistori è confrontata con la tensione dell'elettrodo opposto.

$$AV_L = \phi_L - \frac{1}{2}(\phi_R + \phi_F) = \frac{3}{2}V_L$$

$$AV_R = \phi_R - \frac{1}{2}(\phi_L + \phi_F) = \frac{3}{2}V_R$$

$$AV_F = \phi_F - \frac{1}{2}(\phi_L + \phi_R) = \frac{3}{2}V_F$$

Si ottengono così, con 4 elettrodi, 6 derivazioni.

Oggi giorno vengono anche aggiunti altri elettrodi vicino al cuore.

Da essi vengono ricavate le "derivazioni Toraciche" o "precordiali".

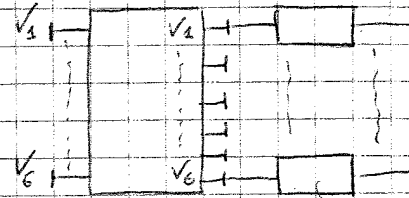
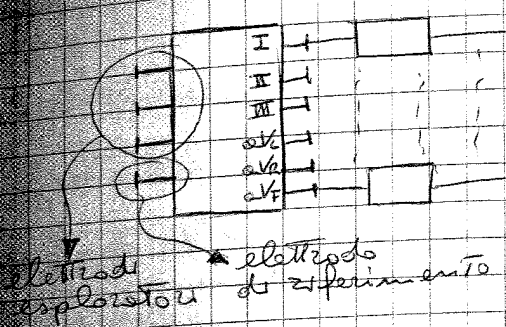
Si hanno così 12 derivazioni con 10 elettrodi

{ 6 derivazioni di G: I, II, III, a_{VR} , a_{VF} e a_{VL}

{ 6 derivazioni Toraciche: $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$

Configurazione dell'ECG

Front-end

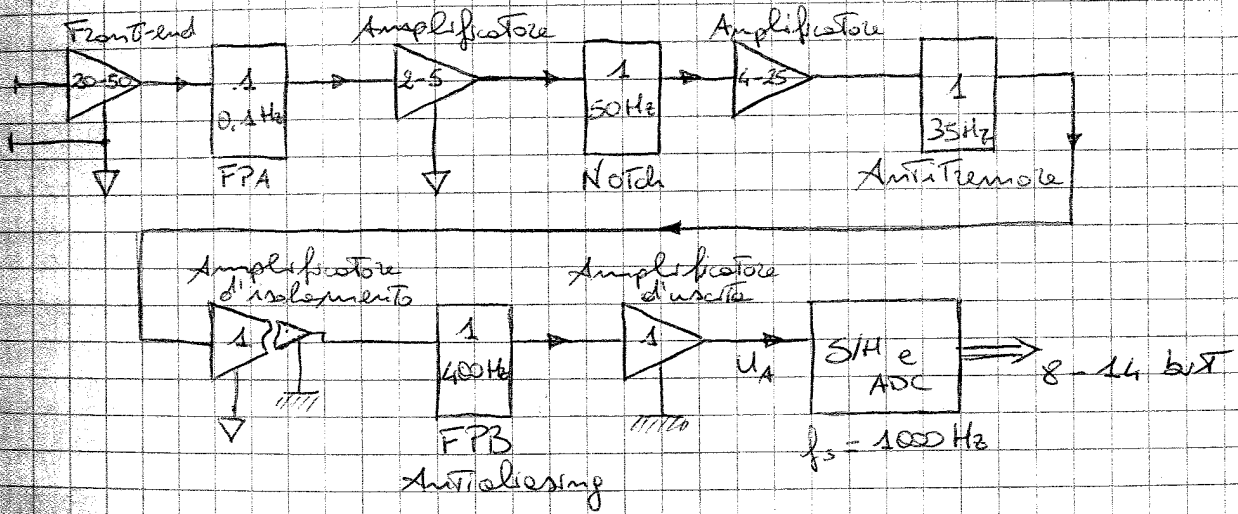


Ogni derivazione ne ha la sua amplificazione

Sono due sistemi misti (analogico/digitale)

presenti assieme sul corpo del paziente; ci danno le 3 derivazioni.

Catena ECG



Le funzioni di una catena di amplificazione ECG sono essenzialmente uguali ad una catena standard. Il limite minimo di banda che deve garantire un ECG è 100 mHz.