



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1168

DATA: 22/10/2014

A P P U N T I

STUDENTE: Cavallaro

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.**

LEZIONE 1

1/10/2013

Esiste la direttiva dispositivi medici 93/42 pubblicata nel 1993, 42^a direttiva, la quale è applicabile a qualsiasi dispositivo medico e a cui tutti i dispositivi devono far fede (MDD)
Nel 1990 fu pubblicata la 90/385 applicabile solo ai dispositivi impiantabili attivi (pace maker, defibrillatore) e dunque la 93/42 non si applica a tali dispositivi.

Prima del 1993 ciascuno stato possedeva una propria normativa
→ non poteva esistere un mercato unico!

Così facendo invece si possono esportare i dispositivi senza alcun vincolo

Prima del '93 → legislazione prescrittiva → prescrivevano tutto ciò che bisognava fare ma presenta delle limitazioni dovute allo sviluppo della tecnologia → ritardo norma - tecnologia → innovare una norma periodicamente → dispendio economico

Europa → responsabilizzazione del costruttore

Italia → apparecchio costruito a regola d'arte se segue le norme esistenti per quel dato apparecchio → viene intesa dal costruttore come una eliminazione della propria responsabilità

In Europa si passa da un approccio prescrittivo ad uno di responsabilizzazione → vengono fornite regole più generali da rispettare → REQUISITI ESSENZIALI → se il dispositivo rispetta tali

requisiti rispetta la MDD e dunque può essere messo in commercio ed esportato

La MDD dà un ruolo specifico alle norme prescrittive → se queste * sono contemplate da tutti e rispettate in modo completo → bisogna dimostrare che sono soddisfatti i requisiti essenziali

Direttiva 2007/47 la più importante; DL 96/47

↳ Tutti i dispositivi devono rispondere alla normativa MS.

Per avere la certezza che il dispositivo rispetti la MDD bisogna soddisfare i requisiti essenziali e possedere il marchio CE = condizione necessaria per poterlo commercializzare

● Per dimostrare che il dispositivo è conforme:

- se è normale da norme armonizzate recepite da tutti gli stati
- * se queste \exists e sono contemplate da tutti vanno rispettate solo queste,
- se \nexists per quel dispositivo bisogna soddisfare i requisiti essenziali.

Es: stimolatore neuro-muscolare con elettrodi o cavoletto - accessori

Anche gli accessori vanno classificati, non hanno la stessa classe del dispositivo,

- DISPOSITIVO DI DIAGNOSI IN VITRO: costituito da un reagente, un prodotto reattivo, da un insieme, uno strumento o apparecchio
- DISPOSITIVI SU MISURA: prescritto da un medico e destinato solo per un determinato paziente - regole particolari
- DISPOSITIVI PER INDAGINI CLINICHE: destinato ad essere messo a disposizione di un medico qualificato

In Europa tutti i dispositivi devono avere il marchio CE, in USA no; inoltre il dispositivo deve essere anche EFFICACE (in UE viene introdotto solo nel 2009)

Per dimostrare che è EFFICACE o deve essere simile a qualche altro dispositivo già presente (ricerca bibliografica) se presente oppure mediante la prova su paziente, la quale però non è possibile se non si possiede il marchio - ESENZIONE per indagine clinica - chiedere permesso al ministero attraverso un protocollo

Il tempo di solito è di 6-12 mesi e il dispositivo può essere venduto solo all'azienda in cui si effettuano le indagini

elencate

REQUISITI ESSENZIALI : Allegato 1

- Due gruppi :
 - requisiti generali (6)
 - requisiti riguardanti la progettazione e la costruzione del dispositivo (prop. chimiche, fisiche, biologiche, contaminazioni di microbi o infezioni)

I dispositivi di misura hanno proprietà diverse → possono causare danni indiretti al soggetto → hanno una pericolosità indiretta → ci sono dei requisiti particolari → i particolari di misura vanno curati molto e controllati da un ente che confermi la conformità

Requisiti particolari per dispositivi collegati a forme di energia ; requisiti sull'informazione che il costruttore deve dare a chi usa il dispositivo. Protezioni contro le radiazioni.

Questi requisiti possono essere considerati soddisfatti se il costruttore ha seguito le norme armonizzate.

CLASSIFICAZIONE DISPOSITIVI : (4) quattro classi : I, IIa, IIb, III.

procedura standardizzata non immediata → semplificazione non detta dalla MDD

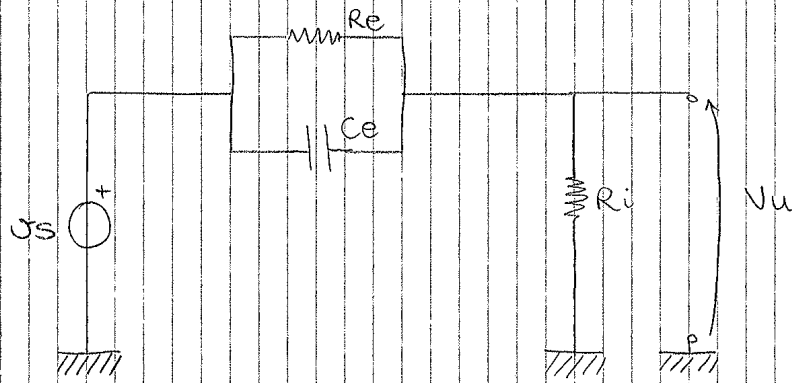
- Classe I : non c'è scambio di energia con il paziente (ne scambio poca da non produrre effetti misurabili) è intrinsecamente sicuro (occhiali da vista)
- Classe IIa : dispositivi che scambiano energia non trascurabile (stimolatore neuromuscolare) ma la cui interazione è sicura
- Classe IIb : scambio di energia considerevole e l'interazione può essere dannosa / pericolosa.
- Classe III : scambio di energia sostanziale ma l'interazione può essere critica o molto dannosa (es: valvola cardiaca)

La classificazione è fatta dal fabbricante in accordo con l'allegato IX. Per le classi IIa, IIb e III è coinvolto un ente notificato il quale comunque non può imporre una decisione → interviene il Ministero della Salute in accordo con il Ministero dello Sviluppo Economico.

LEZIONE 4 - ESERCITAZIONE 1

03/10/2013

1)



Calcolo $\frac{Vu(s)}{Vs(s)} = H(s)$

simulatore di un elettrodo per prelievo di biopotenziali (Re e Ce)
Disegnare il modulo di H(s)

H(s) = fat quando utilizziamo sulla pelle un elettrodo per il prelievo di biopotenziali

Parallelo Re e Ce : $Z_e = \frac{Re(1/sCe)}{Re + \frac{1}{sCe}} = \frac{Re}{sReCe + 1}$

$Vu = Vs \frac{Ri}{Z_e + Ri} = Vs \frac{Ri(sReCe + 1)}{Re + sRiReCe + Ri}$

$H(s) = \frac{Vu(s)}{Vs(s)} = \frac{Ri}{Re + sRiReCe + Ri} \cdot \frac{1}{(sReCe + 1)} = \frac{Ri(1 + sReCe)}{Re + Ri + sRiReCe}$

In termini di ammettenze : $Vu(s) = Vs(s) \frac{Ge + sCe}{Gi + Ge + sCe}$

quindi $H(s) = \frac{Vu(s)}{Vs(s)} = \frac{Ge + sCe}{Ge + Gi + sCe} = \frac{Ge}{Ge + Gi} \frac{1 + sCe/G_e}{1 + sCe \frac{Gi}{Ge + Gi}}$

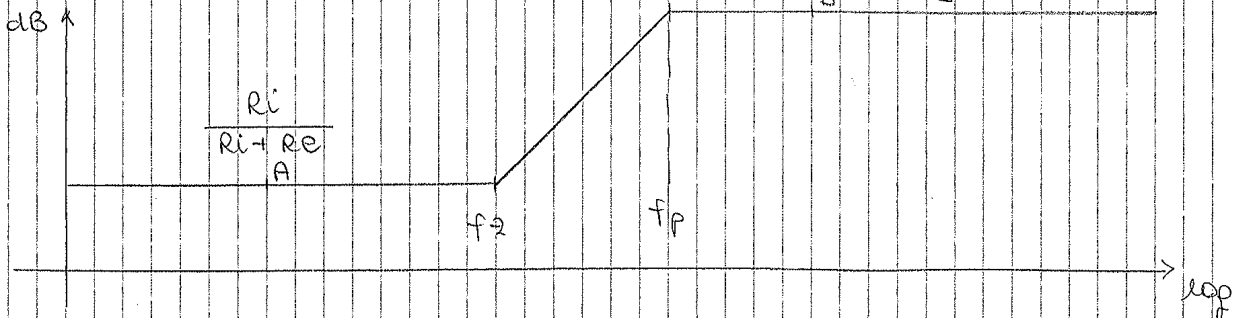
$$H(s) = \frac{Ri}{Ri + Re} \frac{1 + sCeRe}{1 + sCe \frac{ReRi}{Re + Ri}}$$

un polo e uno zero

la frequenza dello zero è : $f_z = \frac{1}{2\pi ReCe}$

la frequenza del polo è : $f_p = \frac{1}{2\pi Ce \frac{ReRi}{Re + Ri}}$

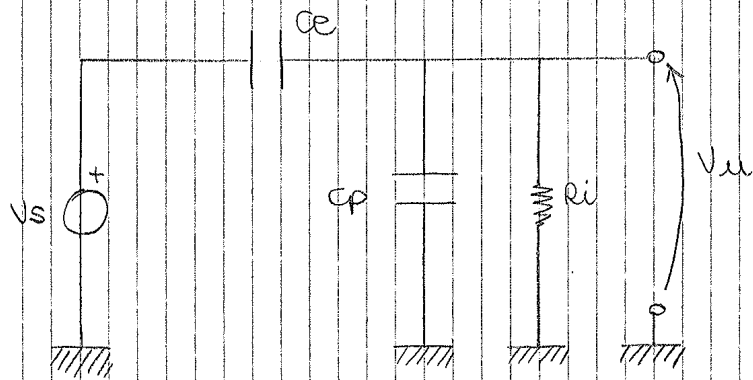
$\frac{ReRi}{Re + Ri} < Re$ sicuramente $\rightarrow f_p > f_z$



Nel punto A : $s=0$ quindi $H(s) = \frac{Ri}{Ri + Re}$ in continua = partitore resistivo poiché Ce è circuito aperto

Nel punto B : Ce = cortocircuito $\rightarrow H(s) = 1$ l'amplificazione non può essere > di 1

2)



$C_e = 40 \text{ pF}$
 $C_p = 800 \text{ pF}$
 $R_i = 100 \text{ k}\Omega$
 $H(s) = \frac{V_u(s)}{V_s(s)} = ?$

$V_u = V_{Ri} = V_{Cp}$

// $R_i, C_p : z_e = \frac{R_i / (sC_p)}{R_i + \frac{1}{sC_p}} = \frac{R_i}{1 + sR_i C_p}$

$V_u = V z_e = V_s \frac{z_e}{z_e + \frac{1}{sC_e}} = V_s \frac{sC_e z_e}{1 + sC_e z_e} = V_s \frac{sC_e R_i}{(1 + sR_i C_p)(1 + \frac{sC_e R_i}{1 + sR_i C_p})}$

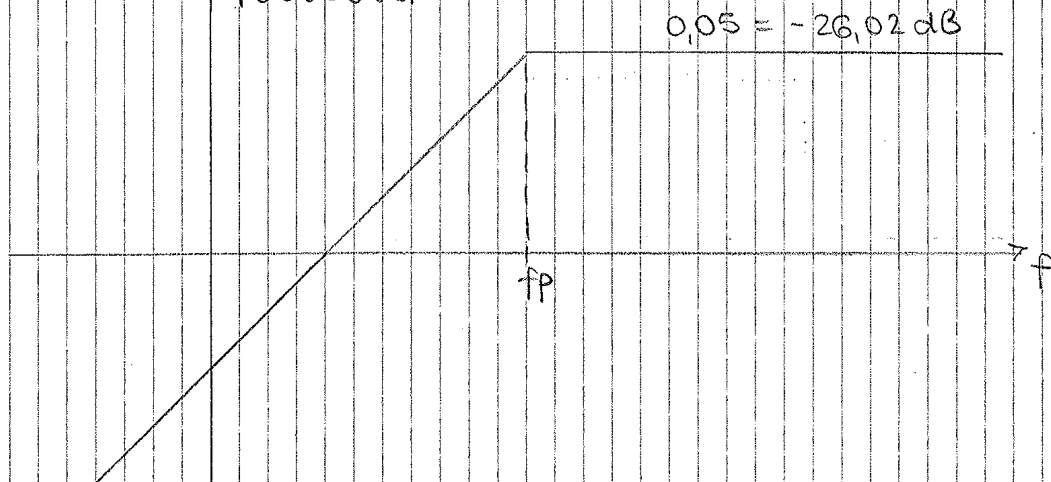
$\frac{V_u}{V_s} = \frac{sC_e R_i}{1 + sC_p R_i + sC_e R_i} = \frac{sC_e R_i}{1 + sR_i(C_e + C_p)} = \frac{sC_e}{sC_e + sC_p + G_i}$

Dunque è presente uno zero e un polo :

• zero : $f_z = 0 \text{ Hz}$

• polo : $f_p = \frac{1}{2\pi R_i(C_e + C_p)}$

$H(s) \uparrow$
 ECG



$\lim_{s \rightarrow \infty} H(s) = \lim_{s \rightarrow \infty} \frac{sC_e R_i}{sR_i(C_e + C_p)} = \frac{C_e}{C_e + C_p} = 0,05 = -26,02 \text{ dB}$

Se $R_i = 100 \text{ k}\Omega$

$f_p = \frac{1}{2\pi (10^5)(84 \cdot 10^{-11})} \approx \frac{1}{500 \cdot 10^{-6}} \approx 2 \cdot 10^3 \rightarrow f_p = 1894,7 \text{ Hz}$

Essendo le frequenze del segnale ECG $0,1 \leq f \leq 150 \text{ Hz}$ il segnale è distorto poiché tutte le f. vengono amplificate allo stesso modo!

Se $R_i = 100 \text{ M}\Omega$

$f_p = 1,89 \text{ Hz} \approx 2 \text{ Hz} \rightarrow$ segnale distorto

se $R_i = 2 \text{ G}\Omega$

$f_p = 0,1 \text{ Hz} \rightarrow$ amplificato! $\rightarrow R_i$ almeno $\geq 2 \text{ GHz}$

Sono tutti materiali non biologici (25-30 anni). È un dispositivo impiantabile, invasivo a lungo termine: REGOLA B → classe IIb.
DISPOSITIVO cuore o SNC → classe III

● MARCHIO CE (Allegato 12)

Obiettivo di ciascun fabbricante; non tutti lo devono avere stampato sopra ad esempio i dispositivi su misura (occhiali, plantare, protesi dentale) → deve avere una dimensione minima quindi talvolta è difficoltoso inserirlo → se è presente a volte è più piccolo.
Anche i dispositivi per indagini clinica non hanno il marchio CE → esenzione temporanea.

Deve apparire in modo leggibile e deve essere indelebile anche sulla confezione e sul libretto d'uso.

● Per le classi IIa, IIb, III → ente notificato → deve comparire il numero a 4 cifre che lo identifica (es: 0123 = DUV); se non compare è di classe I.

Nel termometro clinico: (dispositivo di misura attivo terapeutico): rientra in classe IIa se a batteria, in classe I m (misura) se a mercurio → ente notificato → marchio + numero

Per capire se il dispositivo soddisfa i requisiti (è conforme) → articolo 11 → sono diversi in base alla classe

- se di classe I: procedura allegato 7 ed emettere la dichiarazione di conformità, non è richiesta partecipazione ente

- se di classe IIa: emissione della dichiarazione di conformità

● + 1 tra 3 procedure: 1) verifica CE: allegato IV (prove su campioni) → se le verifiche sono buone viene rilasciato → costoso;

2) sistema di assicurazione della qualità sulla produzione o sul prodotto (3) → vengono seguite solo procedure 2 e 3

l'ente valuta il fascicolo tecnico → verifica formale senza entrare nel merito; di solito no test a meno che non siano di compatibilità elettromagnetica:

- se di classe IIb: sistema di qualità completo in accordo con Allegato II; l'ente effettua dei test sui campioni del prodotto

- se di classe III: situazione simile ai IIb → non è accettato assicurazione solo sul prodotto; si prova su campioni

● Al termine l'ente rilascia il certificato CE la quale entra a far parte della dichiarazione di conformità diventando parte integrante.

- check-list;
- valutazione pre-clinica (su test o animali);
- procedura di valutazione clinica (direttiva 47/2007);
- etichetta ed eventuali istruzioni per l'uso.

La check-list è costituita da una tabella avente il numero del requisito, il tipo di requisito, se è stato soddisfatto o no e le norme che dimostrano che è stato soddisfatto o i riferimenti ai moduli o ai fascicoli utilizzati.

DISPOSITIVI SU MISURA : Allegato VIII

Prima della messa in commercio bisogna pubblicare l'equivalente della dichiarazione di conformità e una copia del fascicolo tecnico.

- Gli Stati membri possono richiedere elenco di tutti i tipi di dispositivi su misura prodotti durante l'anno (in Italia no).
Non devono avere necessariamente il marchio CE.

RICONDIZIONAMENTO DEI DISPOSITIVI MEDICI

Ci sono ditte che ritirano dispositivi già usati, li ricondizionano e li riadattano rimettendoli in commercio → si possono avere dei risparmi considerevoli → si sta diffondendo in Europa ma fino al 2007 la MDD non ne parlava → adesso afferma che dopo il ricondizionamento il dispositivo deve soddisfare i requisiti attuali.

- Se uno stato membro ritiene che il dispositivo può essere pericoloso per la salute pubblica, lo può ritirare dal commercio sul suo territorio → deve avvisare la comunità europea la quale, se conferma la pericolosità, può ritirarlo da tutti gli Stati (nel tempo di pochi giorni).
Se invece è sicuro il produttore può richiedere il risarcimento dei danni.

NORME DI PRODOTTO

Sono presenti per diversi dispositivi medici → trattiamo gli apparecchi elettromedicali → esistono norme fin dagli anni '70 → è basata su

3 gruppi di norme divise in 2 parti:

- 1 - Parte 1 - Norme generali e norme collaterali; le prime si applicano a tutti questi apparecchi, le seconde sono relative ad aspetti particolari comuni a tutti gli apparecchi (es: compatibilità elettroma-

LEZIONE 7

10/10/2013

Apparecchi elettromedicali: hanno due classificazioni:

- quella secondo la MD 93/42 in quanto dispositivi medici;
- CEI EN 60601 (norme elaborate dal comitato 601 e la versione armonizzata) la prima parte delle norme generali tratta l'oggetto e lo scopo di queste; la seconda le terminologie e descrizioni; la terza tratta le prescrizioni generali, la quarta quelle relative alle prove; il capitolo cinque dunque permette la classificazione.

Le norme prescrivono anche:

- come si identifica un apparecchio in modo univoco (es: produttore); poiché gli apparecchi elettromedicali hanno bisogno di fonti di energia elettrica → DATI DI TARGA: la norma dice quali sono quelli minimi da riportare;
- manuale d'uso: parte integrante dello strumento → serve a descrivere il corretto funzionamento; se non è presente l'apparecchio si ritiene incompleto; deve essere allegato allo strumento ma spesso non è così → se lo strumento causa un problema al paziente e questo non è presente si ritiene in parte responsabile il medico
- dati che deve contenere il manuale d'uso;
- bisogna conoscere il consumo della potenza di ciascun apparecchio in modo da non provocare danni a quei pazienti che sono mantenuti in vita da dispositivi collegati a forme di energia → potenza assorbita deve essere conosciuta!
- condizioni ambientali nelle quali il dispositivo deve funzionare;
- mezzi di protezione ambuibili;
- protezione contro i pericoli elettrici;
- protezione contro pericoli meccanici o di radiazioni non volute;
- rischio di accensione di miscele anestetiche infiammabili;
- protezioni dalle temperature o dal fuoco;
- rischi da trascinamento, umidità, perdita di liquidi;
- serbatoi e parti in pressione
- errori nell'utilizzo del dispositivo umani → USABILITÀ: se il dispositivo è facile da usare sarà difficile commettere errori
- cariche elettrostatiche;
- interruzione dell'alimentazione → devono avere batterie o accumulatori nel caso in cui l'elettricità vada via;

* nizzata europea è la CEI EN 60601-1; in inglese e nelle altre lingue degli stati

complessa da usare e gestire → NORMA 60601-1-4 tiene sotto controllo i problemi che possono nascere dall'elettronica programmabile sfruttando al meglio i vantaggi → processo di progettazione più strutturato → fasi di progettazione e di verifica
 Tale norma è stata pubblicata nel '99 → nuovo modo di progettare sfruttando i problemi creati dall'elettronica programmabile.

APPARECCHIO ELETTROMEDICALE: STRUTTURA

Due parti:

- parte collegata alla rete: presa di alimentazione, cavo, interruttore ON-OFF; l'alimentazione deve essere interrotta da due interruttori (o uno neutro ($V \approx$ terra) e uno di fase (in tensione rispetto a quello di terra)) (oppure due di fase ma non è questo il caso); trasformatore di alimentazione (un primario collegato alla rete e dei secondari ^{*2} che possono essere collegati al paziente)

→ isolamento tra primario e secondario è fondamentale per l'isolamento del paziente dalla rete elettrica; motorino isolato da un isolamento supplementare da un altro (non ho V all'esterno) *
 Se cede l'isolamento fondamentale il paziente potrebbe essere messo in tensione ed è insito nel motorino → apparecchi em di tipo B; se voglio più sicurezza → i circuiti applicati al paziente hanno due barriere di sicurezza (un secondo trasformatore collegato a quello secondario) → il paziente è isolato dal secondario → il paziente è FLOTTANTE rispetto al secondario di alimentazione

superiori

| |
|---|
| 0 |
| 0 |

 due uscite flottanti → parti applicate tipo b o f (f per flottanti)

Il primo trasformatore alimenta tutto, il secondo solo una piccola parte dei componenti → se quello fondam è fatto meglio aumenta anche la sicurezza → Norma: due tipi di parti flottanti: b o f di tipo standard, cf di tipo più sicure - possono essere collegate al cuore senza creare fibrillazione ventricolare (cardiac floating)

Apparecchi con parti applicate di tipo B, BF o CF → nello stesso apparecchio parti applicate di tipo diverso anche se generalmente sono solo di un unico tipo; se non sono presenti parti applicate →

apparecchi di tipo B

*2 più secondari collegati a cose diverse → circuiti collegati al paziente attraverso parti applicate

* e una parte applicata collegata al paziente

Ho quindi avuto la conferma che la fat $H(s)$ è esatta!

Sarebbe comodo se tutte le frequenze fossero moltiplicate per $\frac{C_e}{C_e + C_p}$
 in questo caso: $k = \frac{40 \text{ pF}}{840 \text{ pF}} = \frac{4}{84} = \frac{1}{21} \approx 0,05$ dunque si tratta di un'attenuazione!

Se $C_p = 0 \rightarrow$ elettrodo ideale $\rightarrow H(s) = 1$, l'onda R sarebbe da 100-250 μV ma in condizioni reali si hanno quindi 10-15 $\mu\text{V} \rightarrow$ la posizione del polo non è favorevole poiché ci sarebbe un rumore che ha la stessa ampiezza (+ o -) del segnale che voglio amplif. Se lavoro su C_p posso avere una situazione migliore

Quindi se $C_p = 840 \text{ pF}$ avrei segnale di ampiezza del rumore, se potessi annullarla potrei migliorare le cose.

$$f_p = \frac{1}{2\pi(10^8)(840 \cdot 10^{-12})} \approx \frac{1}{5 \cdot 10^3 \cdot 10^8 \cdot 10^{-12}} \approx 2 \text{ Hz}$$

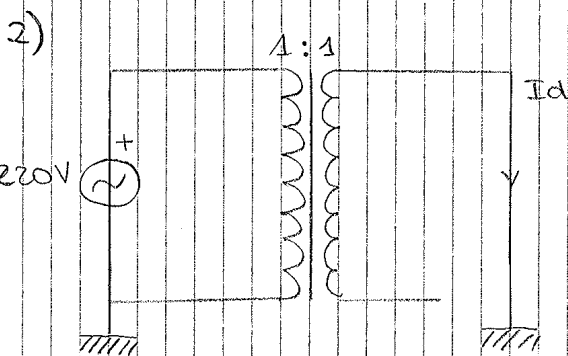
(elettrodi di questo tipo devono avere queste frequenze)

In queste condizioni il segnale sarebbe distorto poiché ci sono delle componenti frequenziali al di sotto dei 2 Hz

Ma nel caso che sto considerando posso scartare le frequenze inferiori ai 2 Hz

Se C_p fosse minore, f_p crescerebbe quindi aumenterebbe la parte da scartare \rightarrow quindi da un lato è utile ma dall'altro potrebbe peggiorare le cose \rightarrow è conveniente diminuire C_p e aumentare R_i con cui l'attenuazione passa da $1/20$ a $1/2$ e allo stesso tempo la frequenza del polo non si sposta.

C_e = capacità verso il paziente dell'elettrodo capacitivo affetto da
 C_p = capacità parassita verso il riferimento



I_d = corrente di dispersione
 il collegamento a terra potrebbe essere effettuato mediante il paziente
 i_d = corrente che scorre se funziona l'isolamento fondamentale

$I_d = 0$ poiché non c'è alcuna maglia chiusa verso terra \rightarrow paziente al sicuro

I_d : le norme ne tengono conto in una tabella inserendo dei limiti che non devono essere superati in base al tipo di parte applicata

se applicata di tipo b: isolata solo dall'isolam. fondamentale
 e applicata di tipo bf: due isolamenti → se si rompe quello fonda-
 tale il paziente è comunque isolato dalla rete;

probabilità rottura isol. fondamentale = 10^{-4} = nel corso della
 a se considero 10^4 apparecchi uno solo può andare incontro a
 esta rottura

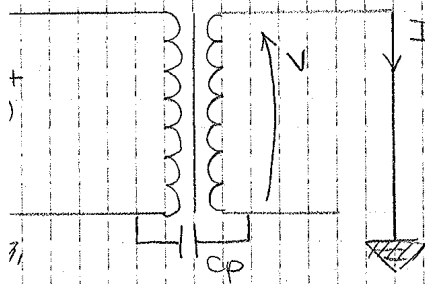
= prob. rottura isolamento supplementare = 10^{-4}

considero i due eventi indipendenti la probabilità complessiva è

= $P_1 \cdot P_2 = 10^{-8}$ (1 su 100.000.000 può dare origine a questa rot-
 ta → molto bassa → evento trascurabile che non si verifica (se $< 10^{-6}$)).

secondo motivo è che il secondo trasformatore deve alimentare
 una piccola parte dei circuiti (pochi W) → può essere fatto in mo-
 totalmente diverso dal punto di vista dell'isolamento → molta
 attenzione senza che aumenti molto il costo ($P = 10^{-10}$)

ENTI

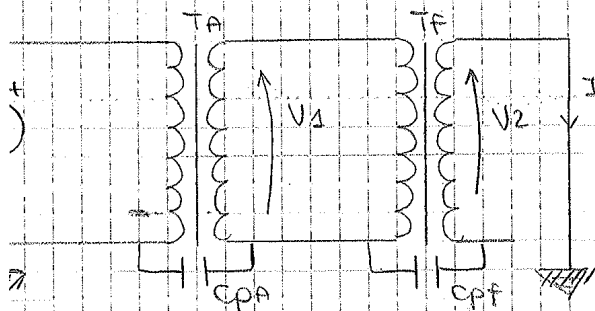


In queste condizioni $I_d = 0$ ma c'è sempre
 una capacità parassita C_p :

$$I_d = \omega C_p V$$

per avere I_d piccola devo avere C_p piccola
 o diminuire V → buon motivo per avere
 un trasformatore che riduca la tensione

Caso del dispositivo di tipo f = parti applicate flottanti



Se T_f fosse ideale $I_d = 0$
 ma anche il secondo trasforma-
 tore ha una capacità parassita
 C_{pf}

$$\omega C_{eq} V_2 \quad \text{con } \omega = 314 \text{ s}^{-1}$$

$$= \text{somma armonica di } C_{pA} + C_{pf} = C_{pA} \oplus C_{pf} = \frac{C_{pA} C_{pf}}{C_{pA} + C_{pf}}$$

e trasformatori sono collegati in cascata

→ come se fossero collegate in serie

cio $V_1 \approx V_2$ la corrente $I_d' \approx \frac{1}{2} I_d$ e posto che $C_{pA} \approx C_{pf}$

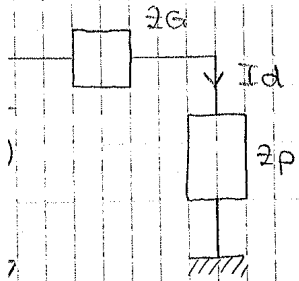
saltà tanto più è piccolo T_f tanto più C_{pf} è piccola quindi

$$\approx \frac{1}{10} C_{pA} \rightarrow I_d' \approx \frac{1}{10} I_d \quad \text{questo è dovuto al fatto che posso}$$

minuire T_f in modo più accurato

NE 10-

renti di dispersione sono solitamente alla frequenza di rete = 50 Hz
 sono da capacità parassite = condensatori formate da lastre metalliche
 ate da un dielettrico. Per misurarle dobbiamo usare un misuratore I_d .
 renti scorrono nel nostro corpo poiché in questo si crea una ddp; per
 e come scorrono dobbiamo conoscere il tipo di generatore (caratteristiche)



$$I_d = \frac{E}{Z_G + Z_P}$$

con Z_G = impedenza interna del generatore

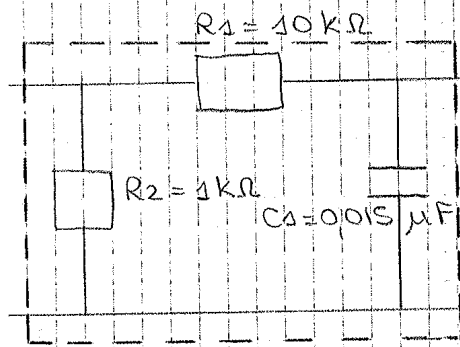
Z_P = impedenza interna del paziente

se Z_P cambia si modifica anche I_d

equivo emu che genera I_d = generatore in serie con impedenza
 ina.

nosco E e Z_G posso solo calcolare I_{dmax} quando $Z_P = 0$ → per
 cere completamente I_d devo conoscere necessariamente anche Z_P .

suratore delle correnti di dispersione è costituito da (soluzione più
 dice per avere una misura corretta) → svolge le funzioni di un micro-
 amperometro ma leggerm. diverso



Su C è la resistenza del voltmetro R_V
 applicato deve essere $> 1 M\Omega$ e la
 voltmetro sua capacità di ingresso in
 parallelo $C_V \leq 150 pF$

tale circuito simula impedenza paziente

almeno 100 volte $> R_1$ ⇒ Δf tra ingresso e uscita $< 1\%$
 almeno 100 volte $\ll C_1$

le morsetti sono quelli ai capi dei quali vediamo l'impedenza del
 ente → sostituisco al circuito $Z_P = R_2 \parallel (R_1 \text{ serie } C_1)$

continua il voltmetro non modifica il valore di impedenza visto dai
 eti = R_2 poiché C_1 = circuito aperto → R_1 serie R_V ma prevale R_V e $R_2 \parallel (R_1 + R_V) \approx R_2$

olego ai morsetti un generatore di 1V → $I_d = \frac{1V}{1k\Omega} = 1 mA$

voltmetro legge una tensione corrispondente alla corrente che scorre
 circuito espressa in mA = tensione su R_2

o considerare l'impedenza del corpo umano di circa $1k\Omega$ quindi
 uè devono esserci C_1 e R_1 ? *2

orpo è più sensibile alle basse frequenze, se $f > 1 kHz$ la sensibilità

ito formato dall'apparecchio e dal suo contenitore metallico, il circuito serve per aumentarlo; dispositivo tra involucro e terra interna.
 mo guasto può essere simulato dall'apertura del neutro 0 della di protezione (SE in più): se SE è chiuso il potenziale strumento = quello tra → $I_d = 0$ in condizioni ideali ma in quelle reali invece $I_d \neq 0$, motivo in condizioni di primo guasto le correnti non devono superare 1 mA
 ità di misura: - condizioni normali → $I_d = 0$ (entrambe le fasi con la rete)
 ndizioni di primo guasto → $I_d =$ valore della prova precedente → non si scorre attraverso il cordone di dispersione ma scome verso terra nonostante sia lo stesso caso di prima tale misura mi permette di ipire se il conduttore di terra è danneggiato! → se così fosse in condizioni normali $I_d \neq 0$ e non cambierebbe all'apertura → l'unica spre- zione è che sia guasto - si può intervenire di SE

ENTE DI DISPERSIONE VERSO TERRA (nel paziente):

sta al fatto che il paziente è collegato con le parti applicate e dunque verso queste può scorrere corrente → bisogna fare delle prove su tutte ombinazioni tra queste → gran numero di prove richiesta dalla 60601-1 so invece si vedono solo le prove di ciascuna parte applicata verso e quella di tutte le parti applicate verso terra (60253)

izione di normale funzionamento: rete diretta (verso terra) e invertita (=) di primo guasto: interrut. neutro (diretta e inversa) e della terra di protez.

- ue il valore peggiore in condizioni di normale funz. e in quelle 1° guasto.
 ecchi: - tipo B: normali 100 μ A, 500 μ A primo guasto;
 - tipo BF: normali 100 μ A, 500 μ A primo guasto;
 - tipo CF: normali 10 μ A, 50 μ A primo guasto.

in'altra prova: un altro dispositivo genera le correnti I_d e l'apparecchio le conduce verso terra → 2 pericoli = iniezione e verso terra co una tensione a tutte le parti applicate e vedo qual è la corrente che e forzata dal generatore (solo per f = floating). Si aggiunge poi un trasfor- sre 1:1,1 il quale aumenta del 10% la tensione di rete → ha un commu- re Sg che mi permette di collegarlo in due modi diversi al dispositivo di ra attraverso un resistore aggiuntivo $R \approx R_L$ → serve per far sì che anche o dovessi toccare l'uscita o l'ingresso, non venga percorso da una corrente ata ($> V/R$ con $V =$ tensione secondario) → applico l'uscita alle parti appu- z → cond. normali (Sg diretto/invertito, rete diretta e rete invertita).

data dell'esposizione (se è breve ha un minore effetto).
 può tener conto di questi 4 fattori sapendo il effetto che
 corrente può produrre (calcolando intensità e durata),
 valutando la possibile gravità di un infortunio.

Effetti della corrente sono 2:

1. riscaldamento dei tessuti attraversati: ustioni dovute
 esposizione del corpo alla corrente elettrica → più o meno
 in seconda della parte del corpo, della superficie e o
 tessuti coinvolti.

2. effetti sui tessuti eccitabili: soprattutto muscolo cardiaco
 (brillazione ventricolare) e sistema nervoso → attivazione
 sistema muscolo-scheletrico → es. tetanizzazione
 i muscoli che causano l'apertura della mano quando
 sono a contatto con un cavo senza protezione → conviene
 farlo con le nocche.

Sensibilità del corpo alla corrente: a parità di corrente,
 dipende con la frequenza:

- curve di sensibilità;
- curve di rilasciamento;

Le prime rappresentano, per ciascuna frequenza, qual è l'inten-
 sità minima che una certa porzione della popolazione è in grado
 di avvertire (tutti avvertiamo 10 mA, pochi 1 mA, percentuali
 più minori avvertono freq. alte).

Con l'aumentare della freq., cresce la corrente necessaria a darci
 sensazione di essere percossi dalla corrente stessa (ad es
 50 Hz → 2 mA, a 100 kHz → 15-20 mA).

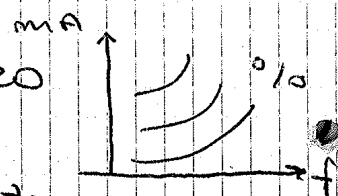
Le curve di rilasciamento, invece, si prende un oggetto e poi si mette
 mano un oggetto metallico cilindrico; si fa scorrere corrente
 e si chiede di rilasciarlo. Se la corrente è bassa riesce, se è
 alta non riesce ad attivare gli estensori delle dita → non è più
 in grado di effettuare il rilasciamento.

Normalmente si riesce per correnti fino a 15-20
 mA e > di quelle della sensibilità.

Le curve sono riportate per % della popola-
 zione.

99,5% per $f = 50 \text{ Hz}$ $I = 10 \text{ mA}$

75% per $f = 50 \text{ Hz}$ $I = 44,15 \text{ mA}$

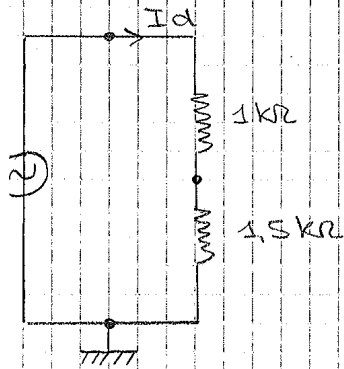


ONE 11 ESERCITAZIONE

17/10/2013

Fare il pericolo in due condizioni diverse:

DIZIONE 1: infortunato tocca una parte in tensione, piedi a terra, un pavimento conduttivo e scarpe conduttive inumidite



$R_{eq} = 2,5 k\Omega$

$I_d = \frac{|V|}{R_{eq}} = \frac{220}{2,5 \cdot 10^3} = 88 \text{ mA}$

corrente che si sente molto bene

in quanto per $f = 50 \text{ Hz}$ la soglia è di

$1,2 \text{ mA}$

$\omega = 2\pi f = 314 \text{ rad/s}$

ensione è detta TENSIONE DI CONTATTO $E = 220 \text{ V}_{eff}$ $f = 50 \text{ Hz}$

rtunato = percorso conduttivo resistivo di $1 k\Omega$

pe = percorso resistivo di $1,5 k\Omega$

ngo che sia rimasto in contatto per $0,5 \text{ s}$

contatto avviene con il palmo della mano: no ustioni, possono esserci
razioni del ritmo cardiaco o della respirazione che cessa dopo $0,5 \text{ s}$
eno che non subentra una fibrillazione ventricolare

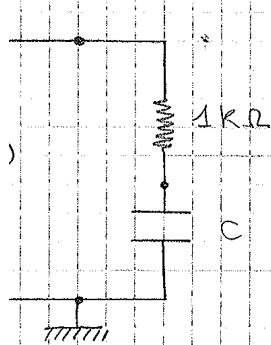
DIZIONE 2: se le scarpe sono isolanti e la suola ha uno spessore
 2 mm come si modifica la situazione?

ipe isolanti = accoppiamento capacitivo in cui la suola è il dielet-
co e i piedi e il pavimento sono le lastre

questo caso le scarpe sono ugualmente percorse da corrente

questa è sicuramente minore

mao circuito sarà:



il condensatore è grossolanamente a facce
parallele e dobbiamo conoscere la sua
capacità C

$S \approx 150 \text{ cm}^2 = (10 \text{ cm})(15 \text{ cm})$ circa

$\epsilon_r = 4,5$ (cost. dielettrica della gomma)

considerare un solo piede oppure due = due condensatori

parallelo

$\epsilon \frac{Z}{h} = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{Z}{h} = (4,5)(8,86 \cdot 10^{-12} \text{ F/m}) \frac{(0,015)}{0,002} \cdot 2 = 6 \cdot 10^{-10} \text{ F} = 600 \text{ pF}$

$Z = Z_C + Z_R = \frac{1}{sC} + R = \frac{1 + R(sC)}{sC} = \frac{1 + j\omega RC}{j\omega C} = -j(5,3 \cdot 10^6) + 1000$

ONE 12

24/10/2013

gnà sa per valutare gli effetti di un infortunio elettrico.

po umano risponde particolarmente bene (sensibile) alle frequenze
 $f = 50-60 \text{ Hz}$.

ore all'intensità della corrente nel corpo dell'infortunato e valutare il
 po di esposizione ($> I e > t$ maggiore sarà il pericolo).

LE DI PERICOLOSITÀ DELLA CORRENTE: in ascissa I della corrente, in ordina-
 tà tempo di esposizione (dai 10 ms ai 10 s) (I dai $0,1 \text{ mA}$ ai 10 A).

presenti 4 regioni (curve a, b, c)

zona 1: corrente avente $I < 0,5 \text{ mA}$ percorso mano-mano (non si può peri-
 coloso ma quello di infortunio insieme a quello mano-piede) → non si
 anno reazioni percetibili (al di sotto della corrente di rilascio) indipen-
 entemente dalla durata = retta verticale a.

zona 2: tra a e b → zona di relativa sicurezza: si hanno delle reazioni
 a non vi sono effetti fisiologici pericolosi. Il confine dalla zona 3 non è una
 ita: si hanno correnti anche alte (es: 200 mA) ma per tempi molto brevi
 non si hanno problemi permanenti. Se $t \neq 50 \text{ ms}$ ma ad es: 200 ms →
 zona 3

zona 3: a destra di b → zona in cui la sicurezza non è più garantita →
 ossano esserci effetti pericolosi ma reversibili se i tempi non sono lun-
 ni (es: contrazione muscolare, difficoltà respirazione o arresto cardia-
 co) → normalmente non è letale.

zona 4: a destra di c → zona molto pericolosa → probabilità via via
 più elevata di avere fibrillazione ventricolare (non si riesce più a pompare
 il sangue necessario) → continua anche quando cessa la corrente e può
 portare alla morte

curve c2 e c3 = zone nelle quali la prob. di fibrillazione ventricolare è
 are del 5% e del 50%

enti $> 500 \text{ mA}$ sono sempre pericolose e portano alla fibrillazione ven-
 colare → limitano la zona 2.

curve mi danno un'idea del rischio del paziente; le correnti di
 mA sono importanti; se $< 10 \text{ mA}$ indipendentemente da t siamo
 zona 2 ($> 0,5 \text{ mA}$). Al di sotto dei 500 mA la prob. di fibrillazione
 per t elevate) → grafico di tali curve nella pagina precedente

1000 Ω

questo caso $R = 1k\Omega = R_{pe} + R_i + R_{pu}$ poiché gli elettrodi sono applicati alle due mani.

resistenza della cute cambia in base al tipo di cute: può variare di ordini di grandezza usando 1 elettrodo di 1 cm^2

cute secca: $R = 100\text{ k}\Omega \cdot \text{cm}^2$

se elettrodi = 100 cm^2 $R_{pe} = R_{pu} \approx 100\Omega$ quindi essendo

$R = 1k\Omega$ e $R_{pe} = R_{pu} \approx 100\Omega \rightarrow R_i \approx 700 - 800\Omega$

o un percorso mano-mano $R_i = R_{tessuti}$ è dell'ordine dei $500\Omega \pm 50\%$

il percorso è mano-testa $R_i = R_{tessuti} \approx 50\%$ mano-mano $\approx 250\Omega$

" " " mano-piede $R_i = R_{tessuti} \approx 500\Omega =$ mano-mano

calcolare R_i tengo conto della tensione di contatto, del percorso e sapendo il 100% della resistenza del percorso è di 500Ω alla tensione di 220 V calcolare R_{pe} e R_{pu} devo conoscere la superficie di contatto e le condizioni della cute (bagnata: $R = 1k\Omega$, cute secca $10k\Omega$, secca e collosa $R = 100k\Omega$)

esempio: suppongo che $R = 1550\Omega = R_{pe} + R_i + R_{pu} =$ contatto tra un dito $S = 1\text{ cm}^2$ (cute molto umida) = $(1000 + 500 + 50)\Omega$

$1000\Omega =$ mani umide;

$500\Omega =$ percorso mano-piede;

$50\Omega =$ sup. piede > dito;

$S = 1\text{ cm}^2$

$I = \frac{V}{R} = \frac{220\text{ V}}{1550\Omega} = 142\text{ mA}$ posso dire molto poco perché l'effetto cambia molto in base alla durata

dal punto di vista dell'ustione devo stimare la potenza dissipata

$P = R_{pe} I^2$ o $R_{pu} I^2$ ma $R_{pe} \gg R_{pu}$ dunque

$P = R_{pe} I^2 \approx 20\text{ W}$ su 1 cm^2 superficie \rightarrow di per sé non sono tantissimi

essendo concentrati in una superficie di 1 cm^2 possono portare ad ustione nel punto di ingresso e se $t < 150 - 200\text{ ms}$ la prob. di fibrillazione è molto bassa

la sup. di contatto è la mano cambia molto R_{pe} , la quale è 100 volte minore di prima $\approx 10\Omega \rightarrow R = 560\Omega - I \approx 400\text{ mA}$ - situazione

molto più pericolosa se t è alto, altrimenti $P = R_{pe} I^2 = 4,5\text{ W}$ e

inoltre per contatti brevi non ci sarà più il pericolo dell'ustione

il soggetto indossasse le scarpe isolanti - non c'è più R_{pu} poiché le

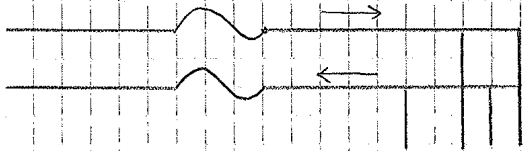
spine sono isolate ma $C_{pu} \approx 800\text{ pF} \rightarrow Z_p \approx 4\text{ M}\Omega - I = 55\text{ }\mu\text{A} < 500\text{ }\mu\text{A}$

quindi non può capitare nulla! Non c'è rischio di ustione o fibrillazione!

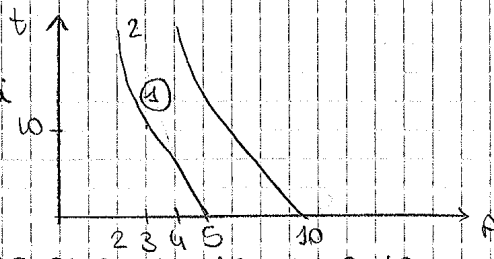
ente se questa supera un certo valore

positivi di interruzione:

dispositivo presente nelle case da molti anni fa → FUSIBILI (detti
 due valvole): costituito da due cappucci di metallo ai capi di
 un tubetto in vetro; all'interno è presente un cavetto formato da una
 lega metallica che fonde a $T \approx 300-400^\circ$. Il fusibile è collegato in
 serie ai cavi in modo tale da essere percorso dalla stessa corrente
 e scorie nell'impianto.



~ fusibili



corrente scalda il tubetto in quale si fonde quando la corrente
 era un certo valore

il suo funzionamento si descrive mediante delle curve di intervento:

z e y = tempi, asse x = correnti; nel fusibile la corrente che scorie
 detta CORRENTE NOMINALE = corrente che può scorrere per un tempo
 infinito nel fusibile senza che questo si danneggi (es nella prima
 curva questa è 2A; se si richiedano 3A dopo 10 s si interrompe) → a
 volte di un sovraccarico più importante interviene in un tempo più
 breve, se è invece il tempo è più "lungo" → differenziazione di tempo.

una volta che si è fuso va sostituito altrimenti si resta senza corrente
 ma possono interrompere correnti $\approx 1000 A$

interruttore automatico: quando interviene non deve essere sostituito
 ma ricaricato → nasce per sostituire il fusibile e per evitare che si
 resti per molto tempo senza corrente.

INTERRUTTORE MAGNETOTERMICO

propone di voler creare un interruttore che intervenga più o meno ra-
 pidamente a seconda dell'entità del sovraccarico →



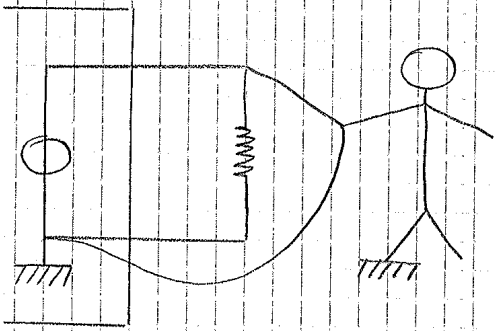
lamina metallica: se tocca i morsetti
 è percorsa da corrente

il principio che lo guida è che quando la corrente è troppo elevata si apre
 la lamina BIMETALLICA formata da due lastre di metallo diversi *



avente un diverso coefficiente termico (sopra) →
 quando la corrente è alta quella in alto, avendo
 coefficiente maggiore, si deforma e si piega aprendo il circuito
 apposte e saldate all'inizio e alla fine della lamina

infortunio di tipo elettrico = MACROSHOCK PER CONTATTO DIRETTO



$$I_p = \frac{E}{|Z_p|}$$

capita quando si agisce
sul contatto elettrico

icamente potrebbe esservi soggetto il manutentore → per proteggerlo
ogni formare il personale; si possono usare dei trasformatori di iso-
lamento o degli interruttori differenziali

la lamina metallica deve far passare alte correnti
se la corrente sale di più → interviene in 12-15 ms → cambio inter-
o parte termica e magnetica → più rapidamente

riti venivano colpiti da fibrillazione ventricolare - quando il medico va maneggiando il catetere o le bisturi → si conlogliava una corrente al muscolo cardiaco (correnti piccole di poche centinaia di μA)
 ando ad es. una lampada con una mano e il catetere con l'altra
 i creano problemi con così poche correnti perché sappiamo la parte
 mea e dunque R_i è bassa ma soprattutto perché vengono applicate su
 xfici molto piccole (densità di corrente alta) → questo crea la fi-
 azione - è sufficiente una piccola I ma anche se I è grande può
 rcarsi.

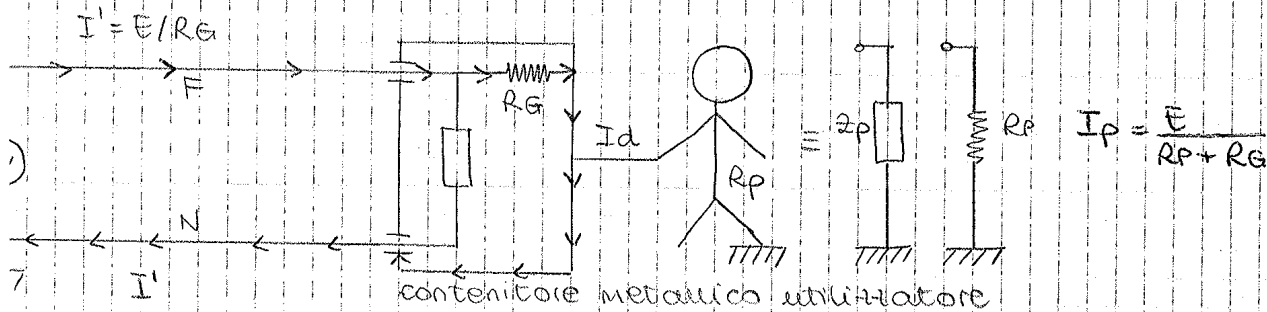
no in grado di garantire un'ottima protezione con adeguate misure
 ausiliarie. Il medico deve essere cosciente del problema e chiedere sup-
 o all'ingegnere

2. SHOCK PER CONTATTO INDIRETTO

ca da un guasto → si può evitare con due precauzioni:

1) impianto di terra efficiente

2) utilizzare un interr. differenziale a monte dell'utilizzatore



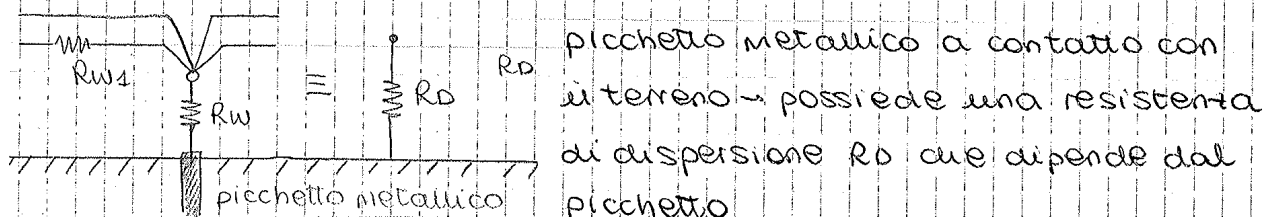
pianto di terra efficace è costoso ma la sicurezza non è un cus-
 ra va affrontata → non basta che sia efficiente - deve esserlo nel
 so, per tutta la durata di vita del dispositivo - difficile gestione
 teruttore diff. ci permette un po' di lasciare le specifiche sull'impianto
 rra il quale diventa ragionevolmente fattibile

resistenza di guasto tra utilizzatore e contenitore

stunato = modello resistivo R_p

se il contenitore ha $V = \text{terra} \rightarrow V = 0$ la corrente $I_d = 0$ e dunque
 corre nel paziente

oppo le cose non vanno così:



lo che vedi è V_c)

MT interviene a 16 A $\rightarrow 24 V = 16 A \cdot R_t$ dunque $R_t = \frac{24}{16} = 1,5 \Omega$

ando un dispersore di 0,8-1 m è difficile fare R_0 così piccola -
sostituisco con tante R più basse in \parallel \rightarrow Nel 1960 : dimensiona-
to impegnativo

la ricavi conoscendo le caratteristiche del dispositivo che limita la
ente. Voglio R_t maggiore \rightarrow diminuisco I_d ma MT non distingue
enti di dispersione verso terra da quelle dell'utilizzatore \rightarrow non posso
vere I_d troppo piccola, perché altrimenti limiterei la potenza del-
impianto

$I_{d \max} \cdot R_t$ o E è minore \rightarrow se $R_t = 20 \Omega$ e $P = 3 \text{ kW}$

$\max = 16 A$

$= 20 \Omega (16 A) = 320 V$ ma c'è un errore - il generatore ne eroga

20 V $\rightarrow I_{d \max}$ non può mai essere 16 A \rightarrow valore max quando

$= 0$ quindi $I_{d \max} \leq 11 A =$ corrente che scorre in R_t

ndi in questo caso essendo E minore, V_c deve essere uguale a E .

T limita 16 A, cioè interviene se $I > 16 A \rightarrow$ toglie energia agli utilizza-
impiegando un certo intervallo di tempo ; prima di attivarsi è come
na di fosse $\rightarrow V_c =$ valore che dipende da I_d e $R_t \rightarrow V_c = I_d \cdot R_t =$ se non
ro la corrente limite

$\rightarrow I_n$ dipende dal sovraccarico, da MT e dalle caratteristiche del percor-
aziente.

orma non vincola la condizione transitoria poiché poco probabile che
oggetto tocchi in quel momento.

→ quindi modificare R_t :

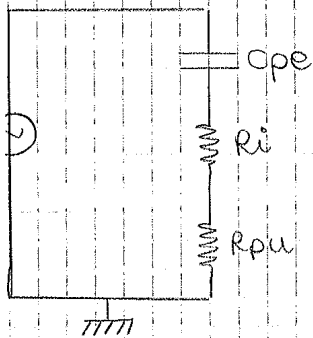
$$U = R_t \cdot 25 \rightarrow R_t \leq \frac{24}{25} = 0,96 \Omega \quad (\text{sceglierò un valore } < \text{ poiché nel tempo } R_t \text{ aumenta } \rightarrow \text{ devo garan-})$$

→ per almeno 20 anni → lo scelgo $0,48 \Omega$ circa)

In chirurgo indossa guanti in gomma e tocca una superficie metallica che a causa di un guasto ha una $V_c = 220 V$, il contatto avviene a palma mano e superficie ed è riferito a terra mediante calzature isolative (se si usano gas anestetici esplosivi → se usa per scaricare la eventuali cariche statiche)

$$u = 1 K\Omega$$

$$e = ? \quad I_d = ?$$



C_{pe} = accopp. capacitivo guanti mano

R_i = resistenza interna percorso mano - piede
 $\approx 500 \Omega$

$$R_{pu} = 1 K\Omega$$

$$C_{pe} = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{S}{h} \approx 1,8 nF$$

$$= (10 \text{ cm})(10 \text{ cm}) = 100 \text{ cm}^2 = 10^{-2} \text{ m}^2$$

$$h = 0,25 \text{ mm}$$

$$\epsilon_r = 4,5 / S$$

$$Z = Z_{pe} + Z_i + Z_{pu} = \frac{1}{j\omega C_{pe}} + 500 + 10^3 = 1500 - j(1,8 \cdot 10^6)$$

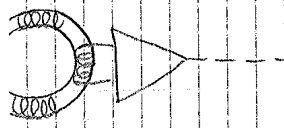
$\approx 1,8 M\Omega$ poiché il contributo resistivo è trascurabile.

$$I = \frac{V_c}{|Z|} = \frac{220V}{1,8 \cdot 10^6} = 1,22 \cdot 10^{-4} = 0,122 \text{ mA} < 0,5 \text{ mA} \rightarrow \text{il infortunato è sicuro indipendentemente da } t \rightarrow \text{zona s.l}$$

proportionale a I_d . Se $I_d \approx$ decine di mA gli interruttori si aprono \rightarrow interrompono I_1 e I_2 ma anche I_d

interruttore può permettere il passaggio di correnti anche molto alte purché $I_1 = I_2 \rightarrow$ sensibile unicamente a $I_d = I_1 - I_2$

tutte queste interruzioni possono essere di diverso tipo:



nucleo toroidale con 3 avvolgimenti

avvolgimento esplorante: se $I_d \neq 0$ si genera un campo B e in questo avvolgimento genera una fem $\neq 0$ che se supera un certo valore sgancia l'ancora

\rightarrow Interruttori diff. ad alta sensibilità $\rightarrow I_d \approx 10 \text{ mA}$ (zona 2)

considerati estremamente sicuri (normalmente sono utilizzati da mA \rightarrow anche questi molto sicuri fino di 500 ms ma se anche esposizione prolungata, 10 s \rightarrow zona 3) \rightarrow tempo intervento 10-20-30 ms

possono distinguere per:

corrente di intervento: anche meno sensibili es: 100 mA, 300 mA, 1 A non sono efficaci per prevenzione del macroshock

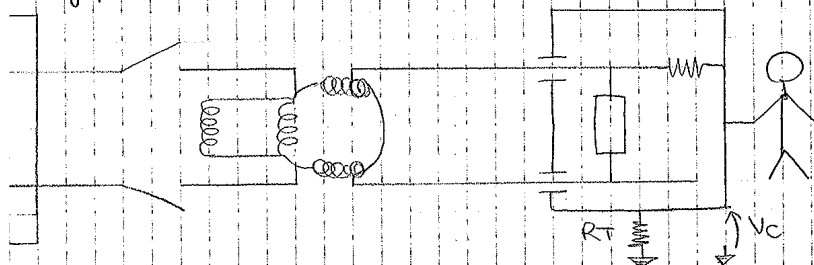
non essere di 3 tipi: (obbligatorio negli appartamenti di civile abitazione)

: correnti alternate applicate lentamente o rapidamente (accoppiamenti resistivi - capacitivi della rete verso terra) \rightarrow talvolta eccessivi

: componenti pulsanti unidirezionali (switching o inverter) che non sono sentite da interruttori AC

: di tipo A o AC ma ritardati (slow), che non interverranno istantaneamente

l'appio dell'interr. differenziale



$I_{d \max}$ è dell'ordine delle decine di mA quindi in questo caso il numero di terra sarebbe a norma

$R_t = 20 \Omega$ e $I_d = 30 \text{ mA} \rightarrow V_c \approx 600 \text{ mV}$ molto bassa!

se 30 mA scorreranno verso R_t ; se $Z_p \approx 1 \text{ k}\Omega$ su questo scorre $\approx 1 \text{ mA}$ **SOGGETTO AL SICURO!** (confine zona 1-2)

consente di lasciare le specifiche sull'impianto di terra per correnti I_d lente

I_d si crea velocemente il paziente sarebbe a contatto con $V_c \approx 220 \text{ V}$

ogni apparecchio parte un conduttore legato al centro della stella → ogni è attraversato da una sola I_d (I_1, I_2, I_3, \dots) → non più una somma sparsa arriva una eventuale corrente I_d da altri ambienti esterni (I_{de}), mente: $I_d = \sum_{i=2}^n I_{di}$ e la corrente I_{d1} (se è grande aumenta V_{Ne} di N_1)
 $= \Delta V_{N2}$ ma $\Delta V_{Ne} = \Delta V_{N2} + \text{caduta tensione } R_{w6}$ → anche se I_{d1} è 0 o anche I_{de} , tutti gli apparecchi sono equipotenziali → $I_{d2}, I_{d3}, I_{d4}, I_{d5} = 0$ e l'effetto dell'altro ambiente è nullo (sposta solo ΔV_{Ne})
 l'effetto dell'ambiente esterno produce un aumento di ΔV_{Ne} ma non influenza gli apparecchi i quali sono tutti equipotenziali → non c'è rischio di incidente e negli apparecchi è piccola ($< 5 \text{ mA}$) la sezione dei cavi deve essere $> 6 \text{ mm}^2$ (V) garantire bassa resistenza e buona robustezza meccanica → R_{totale} con compresi deve essere $< 150 \text{ m}\Omega$ → $R_w \leq 0,15 \Omega$ (la norma lo dice)
 di ΔV_{max} tra conduttore e Ne: $\Delta V_{max} = 150 \cdot 10^{-3} \cdot 5 \cdot 10^{-3} = 750 \mu\text{V}$
 realtà non si raggiungono mai i 5 mA → se anche ci fossero $\Delta V = 750 \mu\text{V}$ caso peggiore è che uno abbia $I_d = 5 \text{ mA}$ e gli altri nulla

soluzione del NODO EQUIPOTENZIALE è molto più comoda e sicura di quella dell'anello e costa anche meno → inoltre è totalmente insensibile a I_d che si generano dall'ambiente esterno e i cavi sono come quelli casa. questa soluzione possiamo difenderci dal punto b.

garantire un alto livello di sicurezza bisogna dunque:
 garantire equipotenzialità di tutti i componenti o mediante anello equipotenziale (in certi ambienti solo) o mediante nodo equipotenziale (sempre).
 usare degli strumenti di tipo cf
 serve a niente né il MT, né l'interruttore differenziale né il trasformatore di isolamento

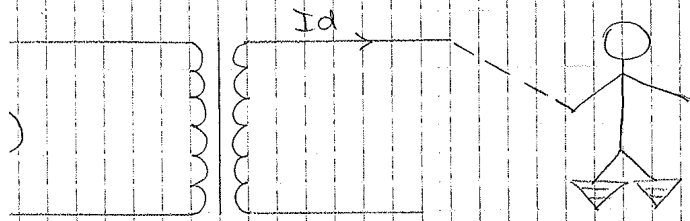
scala operatoria: barra in rame con collegamenti conduttori giallo-verdi
 montati con una vite (giallo-verde = colore terra di protezione), questi hanno ogni un cartellino in modo da ordinarli in modo preciso e poterli scollepare se *

DIVISIONE DEI LOCALI AD USO MEDICO: per pericolosità crescente

- gruppi: I, II, III, IV
- tipo I: camere di degenza (ricovero) e ambulatori medici di tipo b (no apparecchi em, se si usano no parti applicate) → limitato rischio elettrico
 - tipo II: ambulatori medici di tipo a (si parti applicate, no anestesia generale → non può percepire una corrente (il paziente): più vulnerabile; pericolosità di gas o miscele esplosivi: impianto = innesco)

ONE 18

FORMATORE DI ISOLAMENTO



trasformatori lavorano solo in regime variabile.

un trasformatore induttivo produce isolamento tra primario e secondario e modifica la tensione dei morsetti a secondario rispetto a quelli del pri-

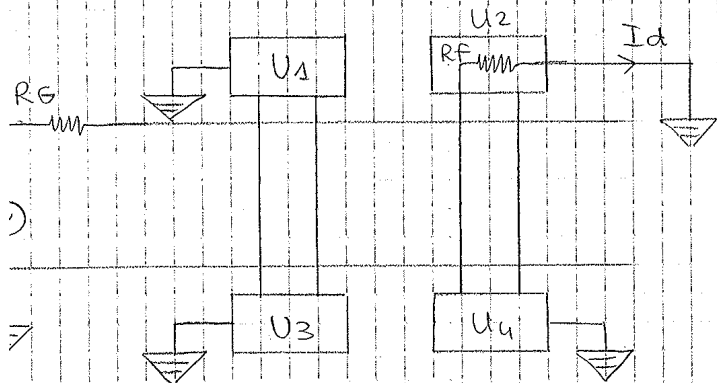
mo. I trasformatore di isolamento non hanno questa seconda funzione

→ propriamente detto; E invece altri trasformatori che introducono isolamento e abbassano anche la tensione → rendono disponibile una tensione (separated extremely low voltage) separata dalla rete elettrica non provoca macroshock ($V \leq 24 - 25 V$).

considerando quelli propriamente detti, con rapporto 1:1, prendo in considerazione i morsetti del secondario e suppongo che una persona ne tocchi

→ $I_d = 0$ anche se ΔV secondario è 220V, se toccasse il punto A non sarebbe percorso da I_d poiché è riferito a terra → è utile per la prevenzione del macroshock per contatto diretto ma anche per quello indiretto.

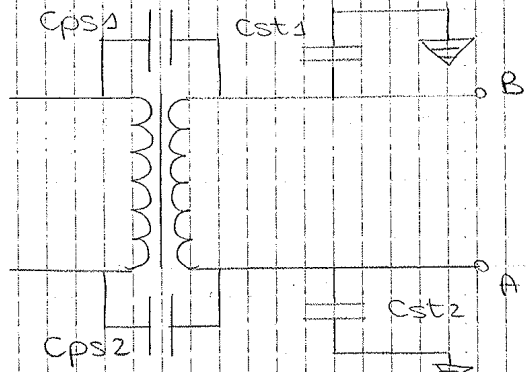
questi trasformatori sono in grado di trasferire potenze dell'ordine dei 10 kVA (devono essere disponibili per certe utenze in tutti i locali gruppo IV) → vengono anche usati per la continuità di erogazione dell'energia elettrica in caso di 1° guasto



gli apparecchi devono essere collegati a terra; se U_2 si guasta su una R_f e dunque $I_d = \frac{220V}{R_g + R_f}$; inoltre il generatore ha una R_i

la nuova tensione di linea sarà minore rispetto a quella di prima $\Delta V = I_d R_g$. Se I_d è grande anche ΔV può essere grande → se $R_f < R_g$ sarà R_f tanto $> I_d$ e dunque $> \Delta V$ → la tensione agli utilizzatori

o questo vale per un trasformatore di isolamento ideale → ma nel
reale sono presenti le capacità parassite



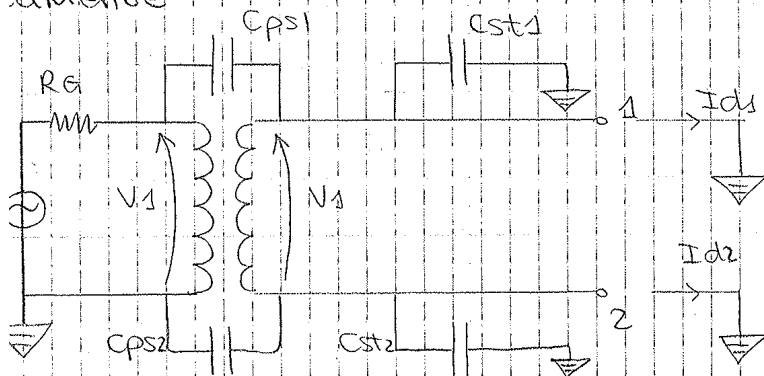
tipi di capacità parassite:

1) primario e secondario: C_{ps1} e C_{ps2}

2) secondario e terra: C_{st1} e C_{st2}

3) due per garantire la simmetria del circuito e sono delle capacità modello → sono distribuite e non sono dei condensatori

4) due: misura di I_d quando A e poi B sono collegati a terra separatamente



220V a causa della R_g del generatore (piccola ma presente)

collegando a terra il morsetto 1 → C_{st1} ha entrambi i morsetti a terra → non scorre corrente

su 1: cade una tensione V_1 quindi $I_{d1} = \omega C_{ps1} V_1$

punto B ha una tensione V_1 quindi $I_{d1} = \omega C_{ps1} V_1 + \omega C_{ps2} V_1 + \omega C_{st2} V_1$ poiché anche su C_{st2} $V = V_1$

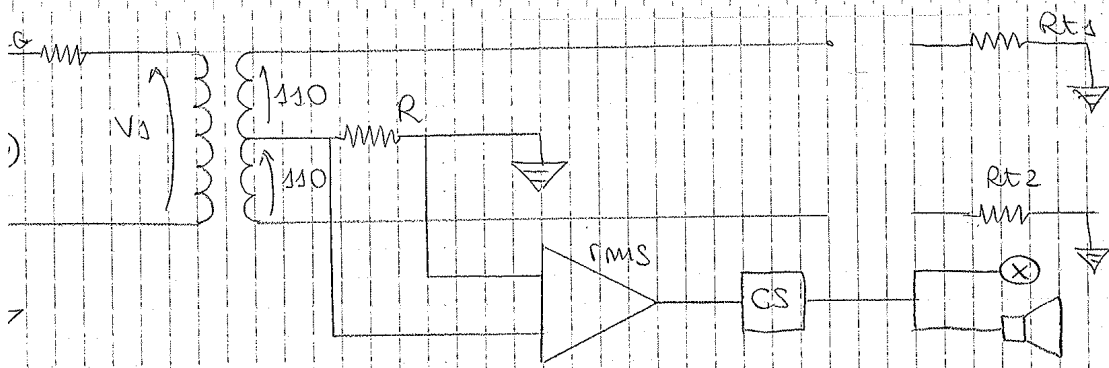
$$I_{d1} = \omega C_{ps1} V_1 + \omega C_{ps2} V_1 + \omega C_{st2} V_1 = \omega V_1 (C_{ps1} + C_{ps2} + C_{st2})$$

collegando a terra il morsetto 2: su C_{st2} non scorre corrente ma anche C_{ps2} (entrambi i morsetti a terra)

su A $V_A = V_1$ e su C $V_C = V_1$ quindi su C_{ps1} la corrente è nulla

la corrente su C_{st1} :

$$I_{d2} = \omega C_{st1} V_1$$



secondario del trasformatore ha una presa centrale (110V e 110V) collegata a terra con una $R \cong 110 \text{ k}\Omega$ (almeno $100 \text{ k}\Omega$) \rightarrow scegliamo * $110 \text{ k}\Omega$ cadono 110 V e dunque $I_d = 1 \text{ mA}$ verso terra

il morsetto 2 è collegato a terra succederebbe la stessa cosa $\rightarrow I_d = 1 \text{ mA}$

max, cioè se $R_t = R_{t2} = 0 \rightarrow$ cortocircuito

l'isolamento verso terra scende al di sotto dei $50 \text{ k}\Omega$; se collego $R_t =$

$\text{k}\Omega \rightarrow$ la tensione $V_{\text{su } R}$ è: $V = 110 \cdot \frac{R}{R+R_t} = 110 \cdot \frac{110}{160} \cong 73 \text{ V}$

se diminuisce aumenta V fino a quando, se $R_t = 0$, $V = 110 \text{ V}$

avremo un convertitore di tensione alternata in tensione continua pari al valore efficace ($=V$) ed un comparatore di soglia (CS) che verifica se

$V > 73 \text{ V}$ o $V < 73 \text{ V}$; se $0 < V < 73 \text{ V}$ l'isolamento del secondario da terra è

più di $50 \text{ k}\Omega$ (se C_p non ci sono e morsetto a terra $V = 0$ ma non ho mai un

isolamento infinito poiché è compromesso da C_p); se l'isolamento del

secondario dovesse diminuire ($< 50 \text{ k}\Omega$) aumenta $V > 73 \text{ V} \rightarrow$ il comparatore di

tensione si accorge facendo scattare l'allarme ottico ed acustico.

Questo dispositivo per funzionare deve avere un secondario avente una presa centrale \rightarrow schema di principio più realizzato.

La tensione elettronica è aumentata dal secondario del trasformatore di

potenza attraverso un secondo trasformatore che porta ad un valore

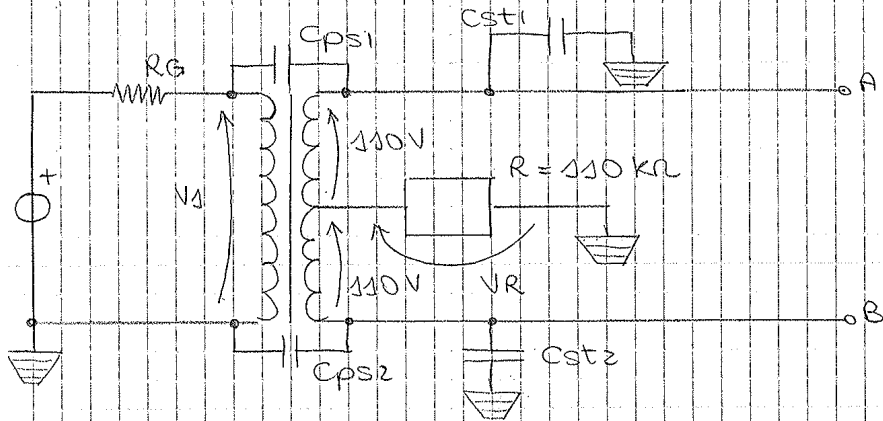
$V > 73 \text{ V}$ \rightarrow vincolo che la tensione del circuito di allarme deve essere inferiore

5V efficaci.

$10 \text{ k}\Omega$ perché se morsetto 1 a terra su R cadono 110V e quindi $I_d = 1 \text{ mA}$ è la nostra corrente di prova che non deve superare 1 mA anche in condizioni di primo guasto

o esistere adattatori, obbligo della separazione ottica - acustica della
ca di isolamento.

sistemi come i fusibili non hanno niente a che fare con la protezione da
alto indiretto → si possono usare ma non ho protezione.



R_G generatore
irrelevante

collo di U_R per:

1 e B aperti

2 chiuso a terra con B aperto

3 chiuso a terra con A aperto

$$C_{ps} = 500 \text{ pF}$$

$$C_{st} = 1 \text{ nF}$$

e A e B sono aperti: ...

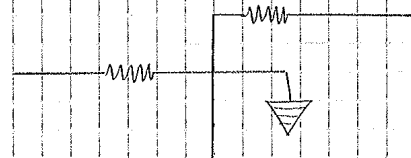
non insensibile la messa a terra del generatore → generatore flottante

nel caso in cui A e B siano aperti darebbe una tensione su R nulla (+o-)

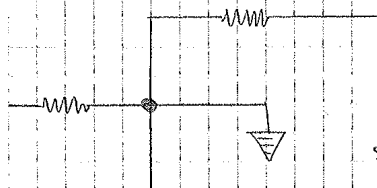
si simmetrizza l'ingresso del circuito → I_d nel caso 2 e 3 è la stessa

collegamento al potenziale di terra

collegamento a massa



se non ci sono punti in comune



se i due fili si intersecano

simbolo di terra va fatto con la punta verso il basso!

$$\approx 220 \text{ V}$$

(IVO) o sui campioni (IN VITRO) → SENSORI BIOMEDICI

SDUTTORE: dispositivo che converte una grandezza (fisica, chimica, biologica) in una grandezza elettrica → da 1 forma di energia ad un'altra.

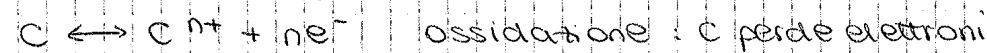
Sensori sono dei trasduttori; possono essere trasduttori gli ATTUATORI: convertitori da segnali elettrici a grandezze fisiche

elektrodi sono dei trasduttori e non dei semplici connettori perché all'interno del corpo umano i flussi di corrente sono dovuti a ioni → l'elettrodo trasduce un ΔV dovuta a ΔV ioniche ad una ΔV dovuta a flussi di elettroni (da corrente ioni a corrente di elettroni) → Questo crea dei problemi perché gli elettrodi hanno una f_{dt} che non è sempre uguale a 1 (come nei connettori) ma che ha un andamento al variare di freq. → non posso usare un \forall elettrodo per un potenziale → la f_{dt} deve essere adeguata: deve amplificare allo stesso modo tutte le freq. che mi interessano → bisogna scegliere un modo adeguato

es per prelevare un segnale elettroencefalografico devo conoscere la f e la f_{dt} → ma la f_{dt} dipende sia dall'elettrodo che dall'amplificatore. Se stadio d'ingresso ha certe caratteristiche (dell'amplif) l'elettrodo comporta come un connettore

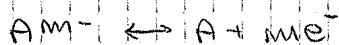
elettrodo per biopotenziali è un pezzetto di materiale conduttivo messo in contatto con il tessuto biologico → considero che sia realizzato in metallo a semplicità. Quando lo poggio sulla cute entra in contatto con una soluzione elettrolitica = mezzo conduttivo con un certo numero di specie ioniche. La cute simile a liq. interstiziale (Na^+ , K^+ , Cl^- , Ca^{++}) → entra anche in contatto con ioni metallici di quel metallo

caso operativo: considero una barretta di metallo in una soluzione contenente un certo numero di specie ioniche di cui alcune dello stesso metallo della barretta (provenienti da questa)

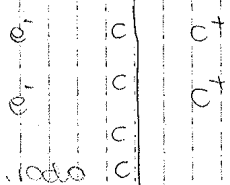


intorno della soluzione: cationi e anioni → può avvenire reazione di riduzione:

atomo A acquisisce elettroni:



elettrodo funziona in base a reazioni di ossidazione e riduzione



rispetto a quella dell'elettrodo ad H → per alcuni si ottiene un valore negativo
 si vuol dire che ionizzano di più rispetto all'elettrodo ad H → ad esempio
 $= -1,7$ (tende a ionizzare molto di più); Al, Zn, Cr, Fe, Cd, Ni, P, H
 il valore è nullo.

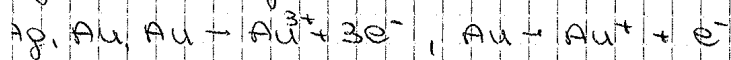
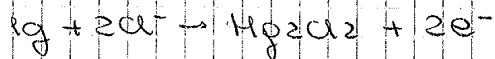
o poi $Ag + Cl^- \rightarrow AgCl + e^-$ in questo caso l'interfaccia è costituita
 da un sale ed un metallo

elettrodi di I° tipo: nei quali l'interfaccia è costituita da un metallo
 in soluzione elettrolitica;

elettrodi di II° tipo: l'interfaccia è un sale di metallo + soluzione elettrolitica

es: $AgCl$ → è interessante poiché è uno dei sali metallici che consente di
 realizzare elettrodi più stabili ed è anche biocompatibile

materiali sono:



materiali con potenziale di riferimento basso rispetto a quello dell'H e
 siano biocompatibili.

formava di poter utilizzare solo

ma ha un valore che bisogna conoscere e che dipende dalla soluzione
 e dal metallo del quale è costruito l'elettrodo.

importante per l'amplificazione nel prelievo dei biopotenziali → ecco perché
 le celle di vetro non funzionavano → saturavano a causa delle ddp di semicella

elettrodi utilizzati → importante

tempo); deve inoltre essere ripetibile, ossia se faccio due elettrodi uguali
 misuro la ddp di semicella dovrebbe essere 0, ma, essendo dell'ordine
 di volt, ci saranno per lo meno dei mV di differenza

elettrodi $V = E_1 - E_2$ (E_1 e E_2 sono negativi rispetto alla soluzione)

posto del voltmetro in senso un interruttore differenziale - le componenti continue mi danno fastidio - per far sì che questo non si crei ($E_1 = E_2$ semplifico solo comp. frequenziali e non continue) - per AgCl ΔV semicella è di 223 mV tenz. assoluto $\approx 4,2 - 4,3V$ quindi se faccio differenza anche se valori $\approx 4mV$ mi danno fastidio (= componenti segnale EEG) - dovrei avere 0

gli elettrodi in AgCl sono facilmente ripetibili e poco sensibili alla [Cl⁻] soluzione; se ho due elettrodi posti in due punti diversi della cute, questi non hanno proprio la stessa caratteristica di [Cl⁻] - se ΔV dipendesse dalla [Cl⁻] questo avrebbe un'attenzione diff. di ΔV semicella, elettrodi difficile da gestire


Stengono delle $\Delta E \approx 50 \mu V \ll 4V$ ma non sono così pochi dal punto di vista della nostra applicazione - può darci dei problemi di saturazione

massimi elettrodi in Ag $\Delta E \approx 100 \mu V$ e tende a diventare di 60-70 μV dopo 5-10 min, il tempo che si ossidano, cioè che si forma l'AgCl (equilibrio) elettrodo ad H. non si usa dal punto di vista clinico - in laboratorio si usa con attenzione - devo avere un ponte salino che mette in comunicazione la soluzione con il HCl - si genera inoltre inquinamento

Elettrodo AgCl sono quindi più maneggevoli. Gli elettrodi fatti per deposizione elettrolitica, si usavano anni fa - il problema che avevano era la durata (lavano periodicamente purti e ridorati nonostante AgCl aderisse bene).

si usano elettrodi un AgCl sintetizzato: si prende della polvere di Ag, un cavetto di Ag e si mette la polvere in un contenitore di questo tipo

due cilindri vengono avvicinati e compressi in modo da arrivare ad una $T = 1400^\circ$ - AgCl sintetizzata - materiale sintetizzato \approx ceramico - ottengo alla fine una pastiglia in AgCl massivo con

entro il cavetto  (15€ circa - industriali - 3-4 mm diametro)

la pastiglia si rovina si può lavorare con uno strumento abrasivo per renderla di nuovo liscia - resurfacing dell'elettrodo (se ne possono fare molti)

altro: definire un modello di elettrodo attraverso due metodi:

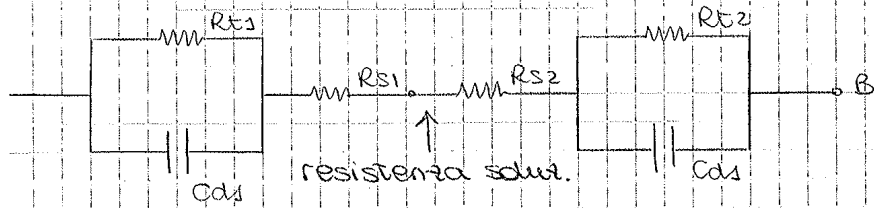
CHIMICA FISICA dell'interfaccia

EMPIRICO: prendo due elettrodi e una soluz. elettrolitica e faccio degli esperimenti su questi da cui tratto un modello

amb i metodi devono portare ad un modello, lo stesso modello.

quando un processo empirico suppongo di avere un contenitore al cui interno è presente una soluz. acquosa, inserisco due elettrodi imponendo una corrente I e misuro V ai capi della cella

sione → adesso il modello va bene → modello completo
 modello dell'esperimento è costituito dai 2 elettrodi:

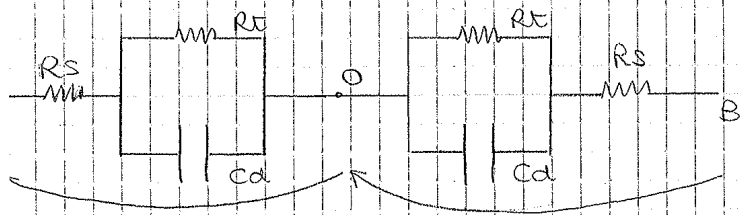


R_{S1} = tra 1° elettrodo
 e metà distanza tra
 i 2 elettrodi
 R_{S2} = tra metà distanza
 e 2° elettrodo

interfaccia metallo
 soluzione

interfaccia metallo
 elettrolita 2° elettrodo

lo considero come:

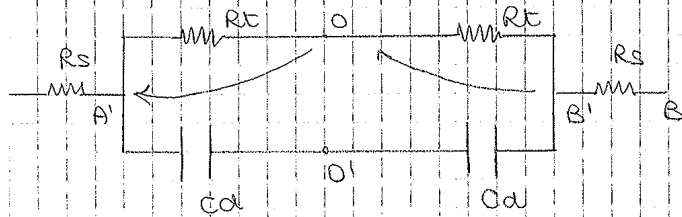


accio scorrere I:

$$s = R_S I$$

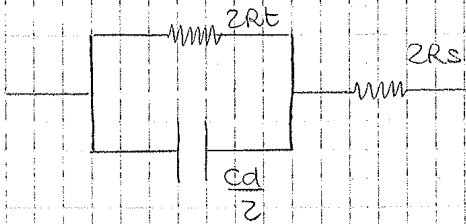
e V sui due gruppi è la stessa → $V_{AO} = V_{OB}$

prendo il circuito in modo diverso



$V_{A'O'} = V_{O'B'}$ quindi non è cambiato nulla

cosa che misura tra A'B' = quello che misuro se fosse



ella su tutta la cella: per $f \rightarrow \infty$ → calcolo $2R_S$ e posso più ricavare

$$e \frac{Cd}{Z}$$

$$= \frac{1}{Z} (2R_S) \quad \text{metà per valore per } f \rightarrow \infty$$

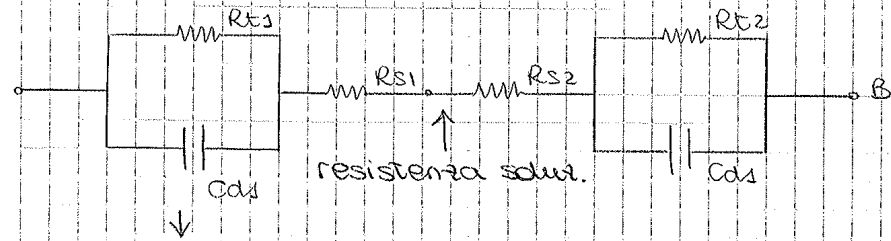
$$= \frac{1}{Z} (Cd) Z$$

$$= \frac{1}{Z} (2R_T)$$

stesso modello si può ottenere con metodo chimico-fisico

zione → adesso il modello va bene → modello completo

modello dell'esperimento è costituito dai 2 elettrodi:



R_{s1} = tra 1° elettrodo
e metà distanza tra
i 2 elettrodi

R_{s2} = tra metà distanza
e 2° elettrodo

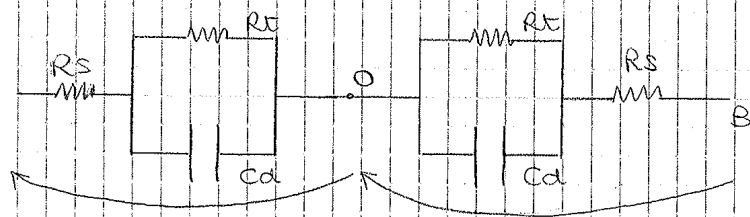
interfaccia metallo

in soluzione

interfaccia metallo

in soluzione 2° elettrodo

lo considero come:

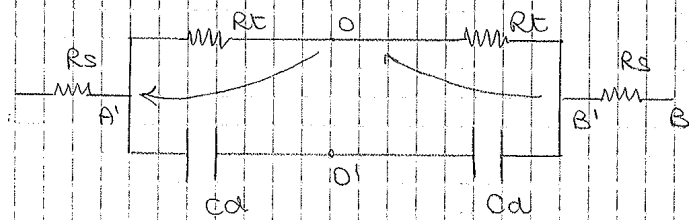


facile scorrere I:

$$I_s = R_s I$$

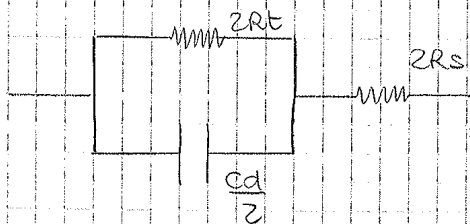
le V sui due gruppi è la stessa → $V_{AO} = V_{OB}$

guardando il circuito in modo diverso



$V_{A'O} = V_{OB'}$ quindi non è cambiato nulla

cosa che misura tra $A'B'$ = quello che misura se fosse



cella su tutta la cella: per $f \rightarrow \infty$ → calcolo $2R_s$ e posso poi ricavare

$$\text{e } \frac{Cd}{2}$$

$$= \frac{1}{2} (2R_s) \quad \text{metà per valore per } f \rightarrow \infty$$

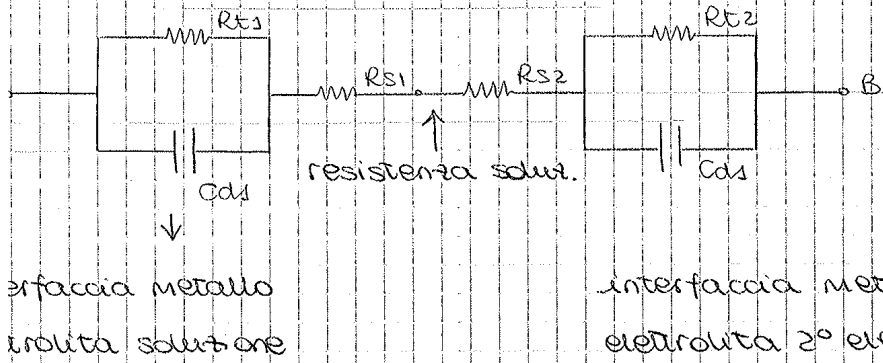
$$= \frac{1}{2} (Cd) Z$$

$$= \frac{1}{2} (2R_t)$$

stesso modello si può ottenere con metodo chimico-fisico

zione → adesso il modello va bene → modello completo

modello dell'esperimento è costituito dai 2 elettrodi:

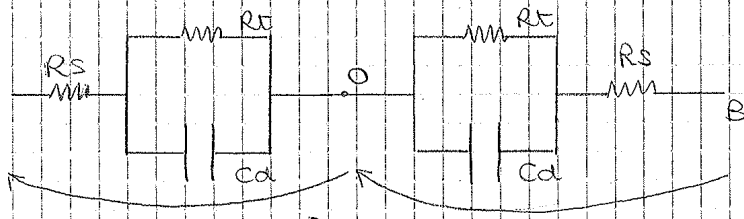


R_{s1} = tra 1° elettrodo e metà distante tra i 2 elettrodi
 R_{s2} = tra metà distante e 2° elettrodo

interfaccia metallo elettrolita soluzione

interfaccia metallo elettrolita 2° elettrodo

lo considero come:

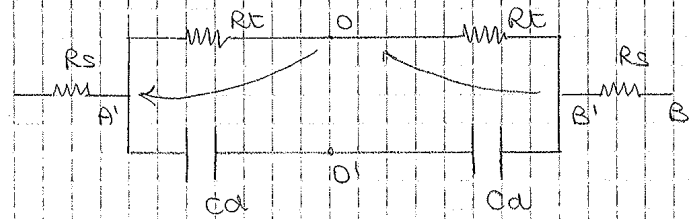


per far scorrere I:

$$V_s = R_s I$$

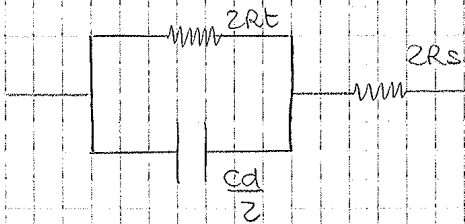
la V sui due gruppi è la stessa → $V_{AO} = V_{OB}$

prendendo il circuito in modo diverso



$V_{A'B'}$ quindi non è cambiato nulla

cosa che misurerà tra $A'B'$ = quello che misuro se fosse



cella su tutta la cella: per $f \rightarrow \infty$ → calcolo $2R_s$ e posso poi ricavare

$$\frac{Cd}{2}$$

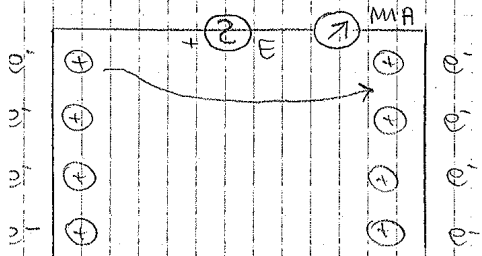
$$= \frac{1}{2} (2R_s) \quad \text{metà per valore per } f \rightarrow \infty$$

$$= \left(\frac{1}{2} Cd\right)^2$$

$$= \frac{1}{2} (2R_t)$$

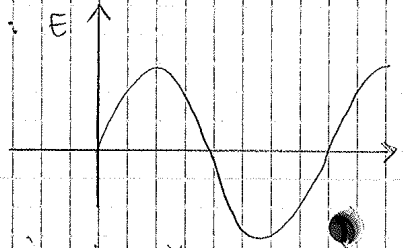
stesso modello si può ottenere con metodo chimico-fisico

sono verificati degli scambi o dei trasferimenti di carica → applicando una continua tra i due elettrodi scorre corrente dovuta al trasferim. di carica. questi valori sono bassi e raddoppio ΔV raddoppia anche I → l'elettrodo comporta alla stregua di un resistore dal punto di vista dell'effetto fenomeni di trasf. di carica possono essere modellizzati da un resistore sono anche esserci altri tipi di fenomeni:



considero strati compatti e trascuro i fenomeni di trasporto di carica (ad es per metalli con ΔV semicella > 0 es Pt o Au → molto piccoli)

Suppongo E variabile: $E \uparrow$



$t = 0, E = 0$ → i due elettrodi hanno solo formato strato compatto e non ci sono trasferimenti di carica;

elettrodo sx potenz $> dx$ → spostato e^- solo attraverso il circuito

emo da sx a dx → in soluzione succede una cosa analoga → una iona verrà a passare verso l'elettrodo di dx → non c'è stato un trasferimento di carica all'interfaccia in questo caso

metto un misuratore di corrente → corrente di spostamento di e^- e ioni

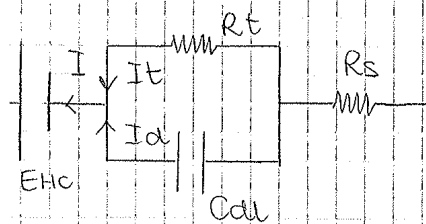
misuratore vede la corrente di e^- → e^- sempre nel circuito metallico e i all'interno della soluzione → la corrente di spostamento ricorda il sensore → tale fenomeno è modellizzato da un condensatore

una condizione reale sono presenti entrambi i meccanismi → $I = \text{trasf. carica} + \text{fenom. spostamento}$

$$I = I_t + I_d$$

C tiene conto della capacità del doppio strato = C_{dl}

R_t tiene conto della corrente di trasferimento



rimmo anche tener conto del pot. di semicella dell'elettrodo e della resistenza della soluzione R_s → insensibile E_{hc} e R_s

modello è identico a quello ottenuto in laboratorio → buon punto di partenza

! In realtà abbiamo fatto un discorso semplificato poiché abbiamo trattato lo strato diffuso → questo è equivalente ad un 2° doppio strato

però è diffuso (distribuzione di \ominus e \oplus confinate non in uno spazio

rapido ma diffuso) → ne posso tenere conto complicando un po' il modello

iano di C_{dl} non viene modificato poiché non insensibile della presenza di

uole $\rightarrow C_{dl} \propto S$ (se raddoppio S raddoppio C_{dl})

lettrodo è in Au con una data S o è in Fe $\rightarrow R_t$ sarà maggiore per *1
 elettrodo in Au \rightarrow danno origine a trasf. di carica molto piccoli \rightarrow se
 elettrodo è in Au puro o Pt puro la resistenza R_t è molto grande
 \rightarrow essere trascurata \rightarrow modello in metallo nobile puro (Au o Pt) può essere mo *2
 quindi non può essere utilizzato per la corrente continua (in C_{dl} non scorre
 ente continua perché non c'è trasf. di carica all'interfaccia \rightarrow anche in Pt) *3

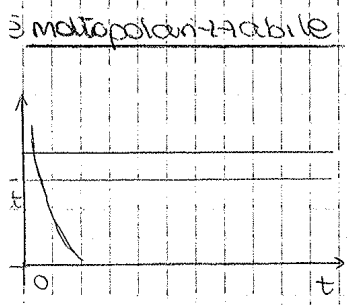
questi elettrodi sono perfettamente polarizzabili

sono quindi elettrodi perfettamente polarizzabili (non in grado di reggere
 ente continua all'interfaccia \rightarrow metalli nobili puri \rightarrow solo condensatore)

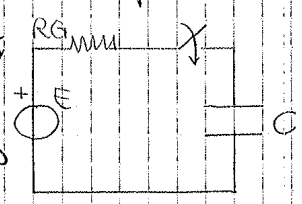
elettrodi perfettamente non polarizzabili: il trasferimento di carica è
 viene importante che se applico ΔV la corrente è solo dovuta ad un
 sferimento di carica $\rightarrow C_{dl}$ non c'è \rightarrow modello interfaccia costruito
 mente da un resistore

atto pratico se considero elettrodo in Au o Pt puri \rightarrow comportamento
 to prossimo a quello di un elettrodo perfettamente polarizzabili mentre
 ce non esistono elettrodi aventi comportamento molto vicino a quello degli
 trodi perfettamente non polarizzabili.

trodi in Ag o AgCl sono più vicini al caso non polarizzabile che a quello
 nte \rightarrow trascureremo C_{dl} pur sapendo di commettere un certo errore
 o un elettrodo per capire di che tipo si tratta sfruttando le due definizioni:

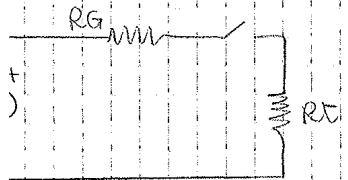


È totalmente polarizzabile e applico una $d\Delta p$ continua \rightarrow è come se ad appli-
 cassi ad un condensatore (at=0 applico $\Delta V = E$)
 a $t=0$ quando varia ΔV $I = \infty$, C si carica e per $t > 0$ $I = 0$
 Se è ideale, $R_s = 0 \rightarrow$ quando si chiude \rightarrow per $t=0$ si ha picco di intensità corrente
 $I = \infty$ e C si carica in tempo infinitesimo



ando $I \rightarrow 0$. Se $R_g \neq 0$ il picco di corrente è $I = E/R_g$ e il conden-
 re si carica con cost. di tempo $\tau = R_g C$ - I raggiunge un valore nullo in 4.05τ
 è attenuato, I cresce al crescere della freq. f in modo proporzionale

elettrodo non polarizzabile

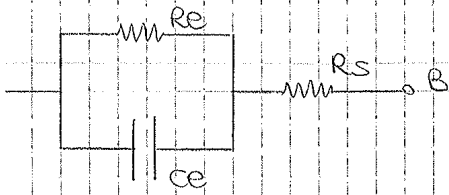


Se tensione continua $E \rightarrow I$ continua $= \frac{E}{R_g + R_t}$
 non c'è transitorio

ONE ESERCITAZIONE 23

7/11/2013

curva rappresenta Z della singola cella elettrolitica



Calcolo di R_e, C_e, R_s

NON SCRIVERE $R_{e||c_e}$ poiché non è un op.

matem \rightarrow somma armonica \oplus tra impedenze!

calcolare R_s considero $f \rightarrow \infty \rightarrow C_e =$ cortocircuito quindi $Z = R_s$

$\approx 500 \Omega$

considero $f = 0 \text{ Hz}$ $C_e =$ circuito aperto quindi $Z = R_e + R_s$

$R_e + R_s \approx 30 \text{ k}\Omega$

$= Z - R_s \approx 30 \text{ k}\Omega - 500 \Omega = 29500 \Omega = 29,5 \text{ k}\Omega$

$Z_{re} = R_e$ $Z_{rs} = R_s$

$Z_s + (Z_e \oplus Z_{ce}) = R_s + \frac{R_e j\omega C_e}{R_e j\omega C_e + 1} = R_s + \frac{R_e}{1 + R_e j\omega C_e} =$

$= \frac{R_s + R_e + s C_e R_e R_s}{1 + s R_e C_e} = (R_e + R_s) \frac{1 + s \frac{C_e R_e R_s}{R_e + R_s}}{1 + s R_e C_e}$

$= \frac{1}{2\pi R_e C_e} \rightarrow f_p = 100 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi R_e C_e} \rightarrow C_e = \frac{1}{2\pi R_e (100)} \approx \frac{1}{2\pi (29500)(100)}$

$= \frac{1}{2\pi \left(\frac{C_e R_e R_s}{R_e + R_s} \right)}$

$\approx 5,4 \cdot 10^{-8} \approx 54 \text{ nF}$

questo modo ho identificato il modello

trodo in Ag - AgCl aventi una certa superficie $S = 1 \text{ cm}^2$

$\approx 40 \text{ k}\Omega$

$\approx 40 \text{ nF}$

IL RISULTATO È COMPATIBILE!

di $R_e' > R_e$ poiché $40 \text{ k}\Omega > 30 \text{ k}\Omega$ e $C_e' < C_e$ poiché $55 \text{ nF} > 40 \text{ nF}$

non conosco la dimensione dell'elettrodo di partenza + c'è compatibilità

risultati? Se sì qual è la dimensione della sup. iniziale?

ricordo che $\frac{1}{R} \propto S$ e $C \propto S$ se S diminuisce la resistenza R

aumenta e la capacità diminuisce \rightarrow potrebbe esserci compatibilità

$S = R_e' S' \rightarrow S = \frac{R_e S'}{R_e} = 1,33 \text{ cm}^2$

$S C_e' \approx 55 \text{ nF}$ Va bene!

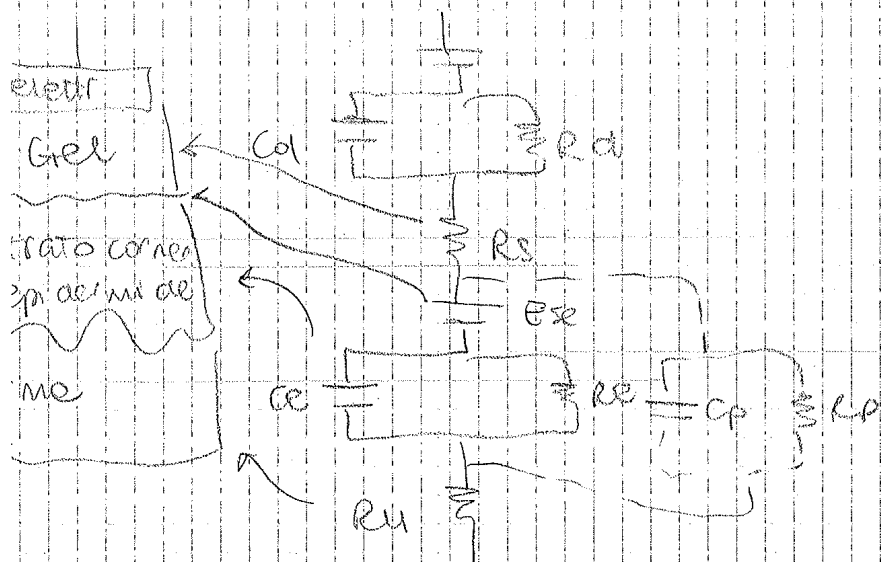
A. prof: supponendo di avere Ag-AgCl $f_p' = \frac{1}{2\pi \cdot 40 \cdot 10^3 \cdot 40 \cdot 10^{-9}} \approx 100 \text{ Hz}$
 cose potrebbero andare bene perché

$\approx f_p$ di prima \rightarrow questa coppia di valori è dunque compatibile

$\text{k}\Omega \rightarrow 40 \text{ k}\Omega - 25\% \rightarrow S = 1,25 \text{ cm}^2$? le cose vanno abbast. bene!

$\text{nF} \rightarrow 40 \text{ nF} \rightarrow S = 1,3 \text{ cm}^2$

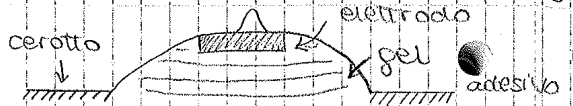
piccola discrepanza (valore approssimativo) fatto



te è tutt'altro che omogenea : pori, bulbi piliferi ecc → se parte elettrodo in
 to con poro (= parte uscita ghiand sudorif) → caratteristiche interf. diverse (q_p e
 *3
 Rp)
 abbiamo tenuto conto dei fenomeni diffusivi → dobbiamo sapere
 comunque questo modello d'è e che la situazione è più complicata
 dello metallo - elettrodo è in prima approssimazione (è difficile
 i valori a R_d, C_d, R_s e H_e) che mi permette di capire quali sono i feno-
 → se dessimo dei valori trascuro tutto quello che capita sotto → quello
 avviene tra gel e derma fa parte del 20-30% di Z dell'elettrodo → è in
 arsi problemi grossi se non so quanto valgono C_d e R_d (o si voglio avere
 %) e non so i valori di C_e, R_e , ecc → è totalmente inutile quando si ha un
 ra del quale riesci a conoscere il valore solo di alcuni componenti e non di
 che giocano un peso non trascurabile = 20-30%) → accetto che sia sempli-
 e tanto non tolgo nulla a livello di utilità → si usa sempre questo
 accettare quindi che sia un modello semplificato → mi risolve il
 5% dei problemi reali tenendo conto che trascuro un 20-25% dovuto
 on che non posso in ogni caso conoscere bene (variano anche del 350%
 persona a persona) nel caso dell'impedenza.

Effetti da movimento sono dovuti al movimento dell'elettrodo sulla
 → forte di inerzia che modificano la posizione dell'elettrodo rispetto
 cute; inoltre quando ci muoviamo le parti del corpo cambiano dimensioni
 che modificano la distribuzione di carica all'interfaccia → si perturba
 l'angolo di semicella dei due elettrodi → la d di semicella varia
 tempo → porta alla nascita di un segnale generato da artefatto
 movimento avente un'intensità pari o maggiore a quella dei potenziali
 da misurare → se diventa importante si hanno problemi ad isolare il segnale
 da misurare

la per sull'elettrodo → per le derivazioni toraciche → vantaggi: ben fatto e ri-usabile; svantaggio: aventi una certa massa se tenuti a lungo si staccano (fermo)
ring electrodes: si usano una sola volta
 conduttivo adesivo che sborda un po' all'interno
 elettrodo è flottante in uno strato di gel: contatto del metallo con il gel e gel con la cute (anche il gel è adesivo).

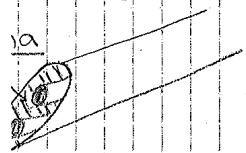


sono anche elettrodi in gomma conduttiva = gomma all'interno della quale è stata dispersa polvere di grafite - non usati per prelievo dei biopotenziali usati per elettrostimolazione → caratteristiche positive: possono essere abbastanza grandi (~100 cm² sup) e morbidi (si adeguano a sup. corporee curve es. arti).
elettrodi in Mylar = elettrodi isolanti → Mylar può essere ricoperto da uno strato di Ag e sopra strato di AgCl → è molto sottile e flessibile → elettrodi in AgCl flessibile → interfaccia in AgCl (ottima) ma di superficie evole

elettrodi ad ago: in EMG

ad ago monopolare: ago ricoperto da isolante fino alla punta (di no) e collegato al cavetto che va all'ingresso amplificatore → è inserito all'interno del muscolo: preleva segnale EMG in profondità

ad ago bipolare: una struttura esterna con all'interno due conduttori



isolati tra loro bloccati mediante resina → la punta si taglia a becco di daino

Vedo i 2 conduttori interni tagliati

resina + 3 sup. conduttive: cannula + 2 interne.

la esterna = elettrodo di riferimento ≈ 2 mm

e sup. interne = prelevano il biopotenziale in due punti vicini all'interno del tessuto muscolare ≈ 120 - 130 μm.

aghi quadrupolare: 4 conduttori all'interno

ago concentrico: all'interno un unico conduttore → cannula = riferimento e conduttore interno può prelevare il segnale all'interno del muscolo

far sì che l'ago non faccia male nella registrazione di attività
 ante al movimento si inserisce un filo all'interno del muscolo → filo isolato
 ato ad uncinco con parte terminale non isolata (può fare contatto) → per
 in filo si utilizza un ago ipodermico, si inserisce il cavetto (tungsteno o
 aio inox) di ≈ 70 - 150 μm dalla parte ad uncinco

nel muscolo → cavetto → ago estratto e cavetto rimane nel muscolo

to bassa.

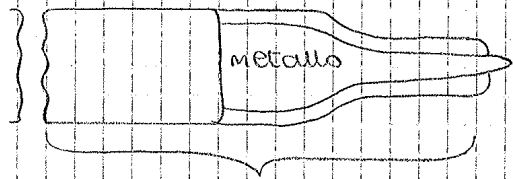
sono 3 modi per realizzare elettrodi di questo tipo:

1) ago totalmente in metallo: ad es si parte dal tungsteno → si può ricavarne facilmente con tecniche di elettroerosione → per punte così sottili l'unico metodo;

2) ago in vetro metallizzato;

3) ago totalmente in vetro;

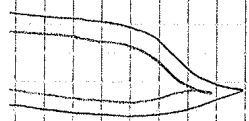
1) costruiti da un materiale metallico lavorato con elettroerosione in modo da ottenere una punta sottile e piccola; viene posto un materiale isolante



sul metallo tranne che sulla punta = micro-elettrodo metallico a contatto con la cellula

La parte è a contatto con il liquido interstiziale → forte capacità assorbita verso terra

La punta è estremamente sottile → resistenza serie molto grande → il modello di elettrodo va dunque rivisto un po' perché non è più adeguata



Tubo in vetro con interno di metallo

Il vetro è comodo e ha un $d \approx 1-2$ mm lo scaldo e lo tiro → si allunga e si spezza → una parte si spezza

e si forma la punta adatta estremamente sottile $\approx 1 \mu m$

Si riempie con una soluzione conduttiva (es di KCl 1 mol)

Il tubo di vetro pieno → lo scaldo e lo rompo → non c'è il tubo → vetro

risivo → si deposita un film metallico sul vetro

l'esterno e poi il materiale isolante sopra



verso terra

modelli che richiedono stadi amplificatori particolari → modello rivisto è più valido!

l'elettrodo in Ag-Cl è molto buono se interfacciato con il gel conduttivo, è molto scadente se interfacciato direttamente con la cute

→ formazione doppio strato di cariche

il sicuro interfaccia tra strato corneo, epidermide e derma e se si considera interfaccia derma e tessuto sottocutanei → mezzi ben conduttivi

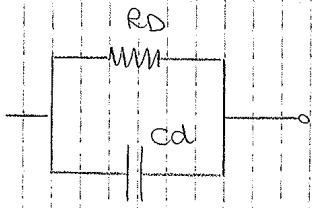
si tiene conto attraverso la resistenza dei tessuti

Cp||Rp da considerare in II al primo.

ONE 25

12/11/2013

elo interfaccia metallo - elettrolita



$$S \approx 1 \text{ cm}^2$$

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

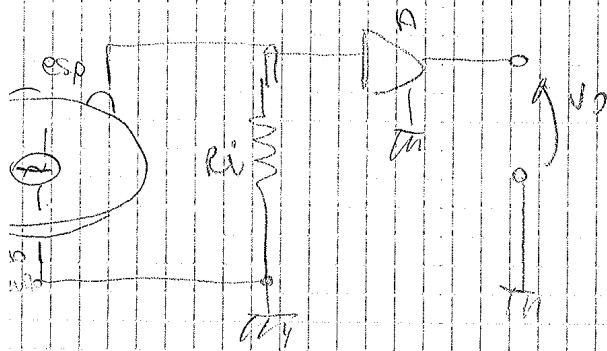
$$C_d = 40 \text{ nF}$$

$$E_H = 0,220 \text{ V} = 220 \text{ mV}$$

lo collego ad un amplificatore:

se che contiene generatore = corpo umano - crea correnti nei tessuti attivi (ioniche) che creano una ddp in due punti del corpo

relevare il segnale: elettrodo di infortunio collegato al polo di infortunio



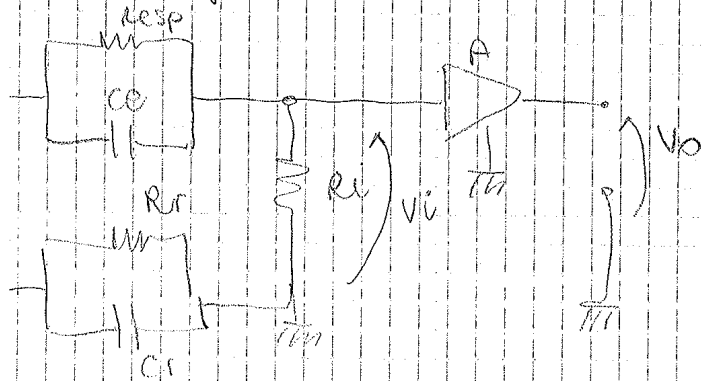
infortunio

Si ha un elettrodo esplorante o attivo collegato all'ingresso dell'amplificatore

R_i = resistenza di ingresso dell'amplificatore single ended non in

sto punto A ha impedenza ∞ poiché R_i fuoch

la rappresentazione della realtà \rightarrow schema elettrico vero e proprio che conto del generatore e dei due elettrodi



Ho trascurato la ddp di semi-cella \rightarrow talvolta \rightarrow segnale che voglio amplificare \rightarrow può portare in saturazione

da corrente continua C_e e C_r possono essere trascurati

$$= U_s \frac{R_i}{\frac{R_e}{1+sC_eR_e} + \frac{R_r}{1+sR_rC_r} + R_i}$$

solo un RC



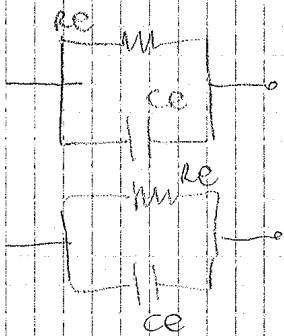
$$Z(s) = \frac{R}{R + \frac{1}{sC}} = \frac{R}{1+sRC}$$

$$= U_s \frac{G_e + sC_e}{G_i + G_e + sC_e} \Rightarrow \frac{U_i}{U_s} = \frac{G_e + sC_e}{G_i + G_e + sC_e} = \frac{R_i}{R_i + R_e} \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e \frac{R_e R_i}{R_i + R_e}}$$

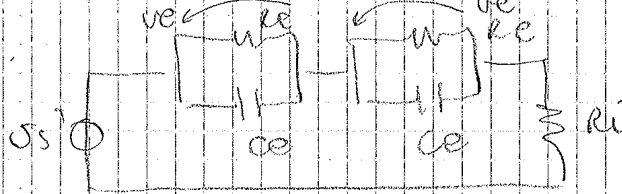
scoperto che se quello di nf è molto grande → si comporta come
 connettore ideale e dunque scompare → sostituito da un cortocircuito
 = 1 se $R_i \gg R_e \rightarrow R_i + R_e = R_e \rightarrow$ num e den si semplificano e $f_{dt} \approx 1$
 in questo caso anche elettrodo esplorante diventerebbe un connettore
 l'elettrodo di nf potrebbe essere uguale a quello di prelevato: $S_i = S_e$
 i elettrodi sarebbero identici → $R_e = R_i = R_e \quad C_e = C_i = C_e$
 den = 2 termini uguali

$$U_i = U_s \frac{R_i}{2R_e + R_i} \frac{1 + sC_e/2 (2R_e)}{1 + sC_e/2 \left(\frac{2R_e R_i}{2R_e + R_i} \right)}$$

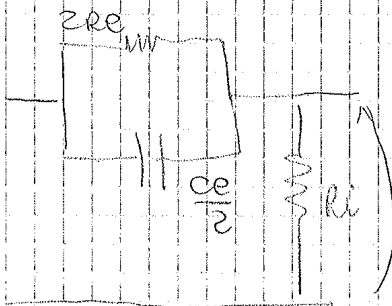
situazione sarebbe:



i tre elementi sono in serie quindi li
 posso considerare come:



se R_i non è grande le due tensioni U_e sarebbero uguali → stesso discorso
 a cella elettrolitica:



ciruito equivalente → non devo stupirmi
 del risultato ottenuto poiché prevedibile

Al posto di $R_e \rightarrow 2R_e$
 di $C_e \rightarrow \frac{C_e}{2}$

fat vale se elettrodo nf e m. molto grande o uguale rispetto a
 lo esplorante (metto solo $2R_e$ e $C_e/2$) → inoltre la posizione dello

non cambia : $f_z = \frac{1}{2\pi R_e C_e} = \frac{1}{2\pi (2R_e) \left(\frac{C_e}{2}\right)}$

fat se considero fat per elettrodo o molto grande o uguale →
 cambia → non è la stessa ma dipende dalla dimensione di R_i
 rispetto a R_e .

frontando f_z e f_p : den $p <$ den $z \rightarrow$ $f_p > f_z$ sempre!

$R_i \gg R_e$ allora $f_p = f_z$

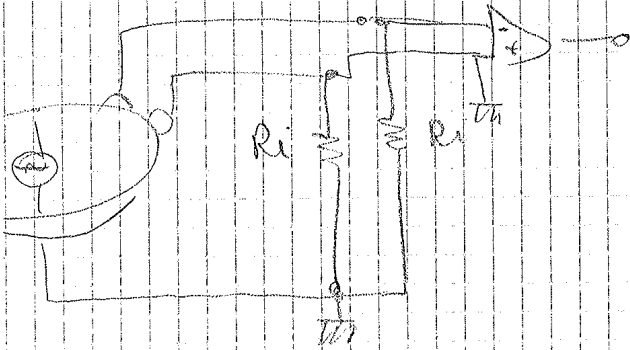
possibilità:

se $f > f_p \rightarrow$ tutte le comp. freq. amplificate allo stesso modo e $f_{dt} = 1$
 è impossibile perché solitamente $f_2 = 100 \text{ Hz}$, quindi tutte le f
 dovrebbero essere $> 100 \text{ Hz} \rightarrow$ ma EEC e ECG al di sotto, EMI sia sopra
 e sotto

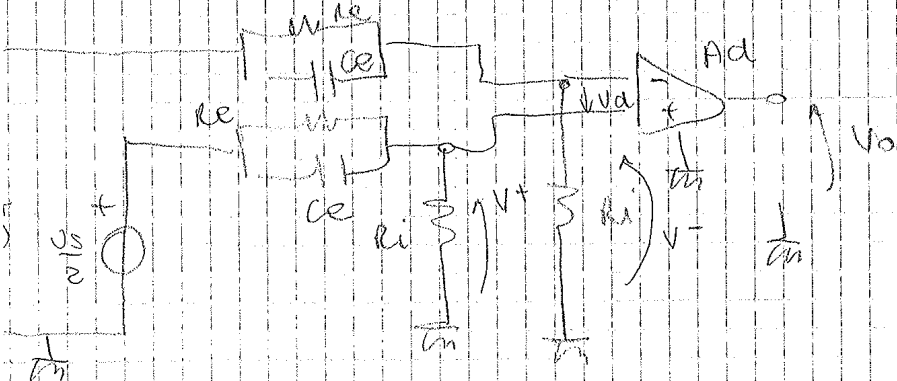
se $f < f_2 \rightarrow$ per alcuni segnali è possibile (ECG fino a 120 Hz ma
 a 100 Hz si può trascurare) ma mi prendo l'attenuazione \rightarrow non è la
 migliore perché il segnale è attenuato \rightarrow non soddisfacente
 grande abbastanza da rendere $f_p = f_2 \rightarrow$ elettrodo = elettrodo e inoltre
 se le componenti sono amplificate di 1 ($f_{dt} = 1$) \rightarrow situazione ideale

tema: prelievo di un segnale che si fa raramente \rightarrow monopolare
 amplificatore con singolo ingresso \rightarrow è particolarmente sensibile ai disturbi
 an dall'interferenza di rete

ensione al caso differenziale: preleva un segnale differenziale \rightarrow elet-
 to di riferimento e due esploranti identici collegati ad ingresso inter-
 e e non invertente dell'amplificatore.



tema elettrico è dato da: segnale di puro modo differenziale



de' quello di puro modo comune = rumore = disturbo

$= V_d A_d$

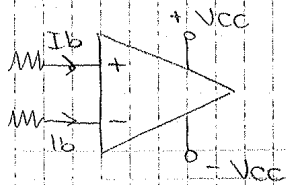
(s) tra V_o e V_s è: $H(s) = \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} A_d$

caso di prima $A_d = 1$ $H(s)$ vale se i due elettrodi esploranti

ZIONE 26

sturbi sono fastidiosi per cui è spesso hanno un'ampiezza > dei segnali
amplificare.

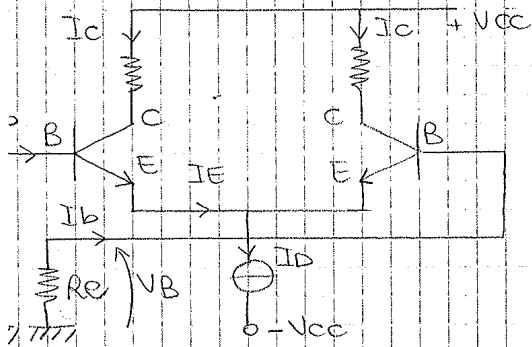
altra causa di saturazione (evento catastrofico perché non possiamo
riare il segnale) è la corrente di polarizzazione



Amplif. operaz. alimentato da una tensione split =
+Vcc e -Vcc. Se voglio che funzioni correttamente
elettrodi ~ resistori collegati al riferimento dell'op-
amp → deve poter scorrere una corrente di polarizza-
zione → se non può saturare; e misurare $V_d = V^+ - V^-$.

scorrere una corrente di polarizzazione I_b - soggetto deve essere colle-
to al riferimento.

tanodi' allo stadio d'ingresso, un amplif. operazionale è costituito da:



T_1 e T_2 sono due transistori bipolari → funzio-
nano correttamente a patto che la base
possa essere ad un potenziale sufficientemen-
te più alto di +Vcc

Tra base ed emettitore (E) $\Delta V \approx 0,6V$
C = collettore, B = base, E = emettitore

io deve andare ↓ morsetto superiore ad un potenziale maggiore → nel
setto di base (B) scorre una corrente di base I_b → devo collegare il
setto al riferimento (R_e)

corrente di collettore }
corrente di emittore } $I_b + I_c = I_e$
corrente di base }

è una buona parte di I_c : $I_b = \frac{I_c}{\beta}$ con β = caratteristica del transistore

$$I_e = \frac{I_c}{\beta}$$

ando si progetta l'amplificatore si sceglie I_c : I_e abbia un valore
setto capace di far polarizzare (funzionare) il transistore.

= $\frac{I_c}{I_b}$ da unità a centinaia (fino a 250)

ta quindi I_e e β → posso conoscere I_b → se non scorresse saturerebbe

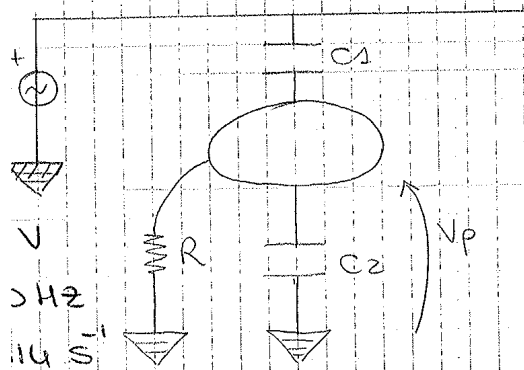
tens tra base e riferim = + $I_b R_e$ → se funziona correttamente scorre
attraverso la base e V_B è negativa rispetto al riferimento → quello di
rimento ha un potenziale più alto del morsetto della base

emettitore ha un potenziale più basso rispetto alla base :

è un op-amp ideale → il problema non ci sarebbe
 punto di vista degli effetti quanto detto è sufficiente.

APPIAMENTO DEL PAZIENTE ALLA RETE ELETTRICA:

ubi: più quello del potenziale di semicella
 altro problema è l'interferenza dovuta ad accopp. capacitivi con la
elettrica, supponendo di avere una massa conduttiva in piedi su un pav-
 nto isolato → accoppiato capacitivamente con la terra sotto il pavimento
 no intorno un certo numero di cavi aventi V di fase di 220 V → ma c'è



l'aria tra me e cavo → C1
 la plastica sul pavimento ha una R
 avente valore finito → spesso ci dimentichiamo perché:
 - o è troppo piccolo → non considero C2
 - o è troppo grande → non considero R

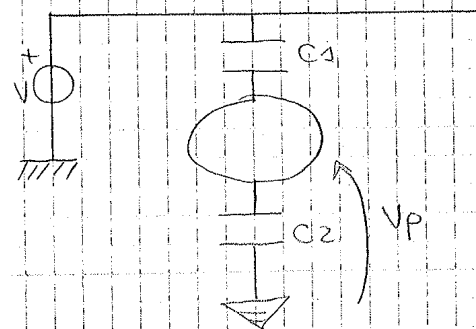
si dovessi considerare entrambi → calcolare Vp = partizione dei 220V
 C1 e RC2 alla frequenza di rete f = 50 Hz
 discendo C1, C2 e R potrei calcolare Vp = 220 · (ZR ⊙ Z2 / ZR ⊙ Z2 + Z1)

$$V_p = 220 \cdot \frac{50 C_1 R}{1 + 50 R (C_1 + C_2)}$$

è interessato al suo valore efficace:

$$|V_p| = 220 \cdot \frac{\omega C_1 R}{\sqrt{1 + [\omega R (C_1 + C_2)]^2}}$$

può variare da persona a persona da qualche mV a qualche V.
 volta R può essere trascurata poiché è molto grande → se R scompare



Considero il corpo perfettamente conduttore
 → partitore capacitivo

$$V_p = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

cerca di capire quali possono essere
 i valori di Vp

potessi evitare nell'aria non sarei ancora complet. isolato. e

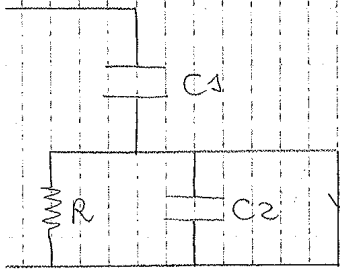
C2 = 50 pF

C1 ≈ 15 pF e dipende dall'ambiente in cui mi trovo

250 : Norton

$$= -2e_0 Th$$

$$= \frac{R}{1 + sR(C_1 + C_2)}$$



su R e C₁ non scorre corrente

$$I = 220 \cdot sC_1$$

$$|I| = 220 \omega C_1$$

trattare il problema modellizzandolo tramite Thevenin e Norton
 normale se C₁ = 10 pF

$$|I_{cc}| = 220 \omega \cdot 10 \cdot 10^{-12} = 6,6 \cdot 10^4 \cdot 10 \cdot 10^{-12} \approx 6,6 \cdot 10^{-7} =$$

$$\approx 0,66 \mu A$$

è la corrente più elevata che scorre nel caso in cui il paziente è
 legato a terra ≈ qualche μA

solo il accoppiamento tra paziente e rete elettrica porta a dei valori
 corrente prossimi ai limiti che possono essere dannosi dal punto di vista
 microshock (qualche decina di μA)

paziente su lettino isolato : C₁ = 10 pF C₂ = 50 pF R = 1TΩ
 V_p = 367 V_{rms} ma non tutto si trasforma in segnale di modo
 comune

paziente in piedi su pav. conduttivo con scarpe isolanti (ECG sotto sforzo)

$$C_1 = 10 \text{ pF} \quad C_2 = 500 \text{ pF} \quad R = 1T\Omega \quad V_p = 4,3 \text{ V}_{rms}$$

uguale a quello di prima ma scarpe debolmente conduttive (scarpe
 cuoio bagnate) R = 100 kΩ C₂ = 500 pF V_p = 70 mV_{rms}

paziente scalzo : C₂ = 10 nF R = 5kΩ V_p = 3,5 mV_{rms} (il
 doppio dell'ampiezza onda R)