



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

NUMERO: 1073

DATA: 09/09/2014

# **A P P U N T I**

STUDENTE: Iannizzi

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.**

## PROGRAMMA

30/09/13

- Legislazione comunitaria di dispositivi medici (ODM 93/42, Norme generali, particolari e collaterali per la sicurezza di apparecchi elettromedicali)
- Sicurezza elettrica generale e nelle strutture sanitarie
- Prelievo di biopotenziali
- Apparecchi elettromedicali diagnostici (ECG, EMG, EEG)
- " " terapeutici (tavole operatori, pompe dialitiche, elettrocrisi, pompe di infusione, emodializzatori)

## ESAME

- Non è possibile rifiutare il voto (posso rifiutare durante la correzione)
- Prova scritta: prima parte in 15 domande a risp. guidata  
seconda parte in 3 domande a risp. libera

Alla prima parte sono attribuiti 9 punti:

risp giusta 1 p.to

risp sbagliata -0,25 p.to

risp. non data 0 p.to

min 6/15

Alla seconda parte sono attribuiti 24 p.to (max 8 p.to x risp.)

min 12/24

- Posso portare solo un foglio protocollo

1/10/13

## NORMATIVA

Il panorama normativo europeo è formato da:

- Direttiva 93/42: 42<sup>a</sup> direttiva nel 1993 sui dispositivi medici. Da allora c'è stata + volte modificata.

L'unica legge che si può applicare sui dispositivi medici (= dal cerotto alla risonanza magnetica nucleare) è proprio la direttiva MDD (medical device directive).

Già nel 1990 c'era stata una prima direttiva simile, 90/385 riguardante dispositivi impiantabili attivi. Prima si è scelto di normatizzare questi dispositivi perché piccoli e simili (6 o 7 al max allora) e quanto riguarda le problematiche. Allora, dato il successo di quest'ultima, nel '93 si è stilata questa MDD.

Perché questo? Fino agli anni '80 il mercato di dispositivi era normatizzato dai singoli stati. Quindi era difficile avere un unico mercato per tutti i prodotti. Ecco perché si pensò ad un nuovo approccio normativo in modo tale che chiunque possa produrre un dispositivo ed esportarlo fa-

laboratorio.

I dispositivi medici degli anni '80 erano apparecchi relativamente semplici. Oggi, invece, gli apparecchi sono molto più complessi.

A questo punto è ancora + difficile normare le prodotti.

Un aspetto non trascurabile è che un disp. medico poteva essere costruito da chiunque. Ora, invece, chi produce disp. medici deve avere un'abilitazione e un piano di qualità impiantato, ovvero terzi che vengono a controllare cm lavori.

Da quando è usita la normativa, molte piccole aziende sono scomparse perché non hanno voluto investire su questo aspetto.

### Contenuto della direttiva

- Che cos'è un dispositivo medico? (1° articolo)
- Definizione dei requisiti essenziali → 1° allegato
- Definizione del ruolo delle norme nazionali e armonizzate.
- Classificazione dei dispositivi: I, IIa, IIb, III, crescendo la classe aumenta la pericolosità del dispositivo.
- Procedure per dimostrare che i requisiti sono rispettati
- Marcatura CE e come procedere x ottenerla.
- Obbligo di informazione dei ministeri di incidenti o mancati incidenti dovuti ai dispositivi medici. (produttori ed utilizzatori)  
↓  
quest'obbligo viene spesso violato.
- registrazione delle persone che segnalano l'incidente.

### DEFINIZIONE DI DISPOSITIVO MEDICO (par. della normativa, pag 5)

Qualunque strumento, apparecchio, sostanza o altro prodotto utilizzato da solo o in combinazione, compreso il software informatico per...

Imp: DESTINATO DAL FABBRICANTE: un prodotto deve avere destinazione d'uso. In base a questa posso definirlo.

ES di dispositivo:

- Occhiali da vista: qualunque strumento destinato dal fabbricante impiegato nell'uomo a scopo di:
  - diagnosi, controllo, terapia, attenuazione o compensazione di una ferita o di un handicap.

La def è poi completata da:

- ACCESSORIO: no dispositivo, ma destinato ad essere usato con un dispositivo per consentirne l'utilizzazione prevista dal fabbricante stesso.

ES: elettrodi

to è illegale. Attenzione: sia che si parli di strumenti nuovi o rigenerati.

## LIMITAZIONI

Quando la direttiva non si applica?

- x disp x diagnosi in vitro
- x disp impiantabili attivi → 90/385 (es: pacemaker)
- prodotti cosmetici o medici
- sangue umano, plasma, emoderivati, estratti contenenti cellule con sangue umano

Ad eccezione delle sacche x emoderivati che rispondono alla DM 42/93

- organi, tessuti, cellule umane, prodotti che contengono ciò (tranne ↑)
- trapianti, tessuti, cellule animali a meno che questi non si siano già resi non vitali prima del trattamento.

ES: Prodotto che consiste in un flaconcino con spruzzatore con liquido x pulizia dei condotti nasali e uditivo. ↓

DISPOSITIVO MEDICO perché non fa parte delle limitazioni

## REQUISITI ESSENZIALI

Allegato 1:

1) Requisiti generali

2) " x progettazione e costruzione del DM : slide 16

- Ci sono requisiti per i dispositivi di misura: termometro clinico. Con questi dispositivi c'è il pericolo di produrre un danno indiretto. Es: il termometro è sbagliato e segna alcuni gradi in più. Quindi si prende il farmaco anche se non necessario. Ovviamente vale anche il contrario: non segna la temperatura corretta e quindi non avviene l'assunto il farmaco necessario.

Quindi, i requisiti necessari sono più specifici e ad esempio c'è un organo esterno che controlla il disp. (non mi fido + del solo fabbricante)

- Requisiti x DM che lavora con una fonte di energia
- Requisiti x l'informazione che il fabbr. deve fornire all'utente.

I req. essenziali sono soddisfatte se le norme armonizzate sono soddisfatte

Requisiti essenziali dalle normative (p. 20)

1. Per dimostrare la sicurezza del dispositivo devo inventarmi test di lab x verificare ciò. Dim: i rischi sono trascurabili rispetto ai benefici del prodotto

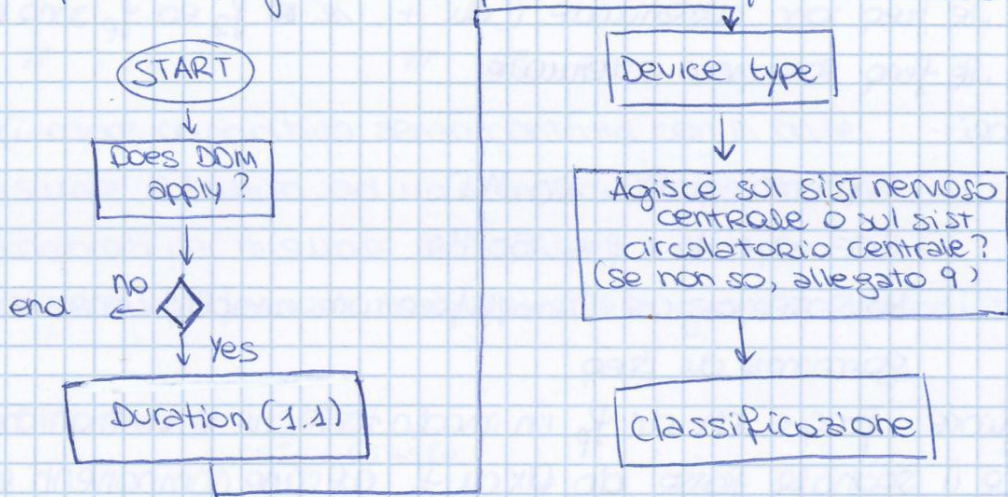
3. Abbiamo definito il DM e il fabbr. ha detto la cosa serve e allora il disp deve fornire quelle prestazioni che il fabbr. aveva in testa.

Questo requisito è imp x evitare la copia del prodotto.

7.1 Infiammabilità → evanta ma non è stato studiato

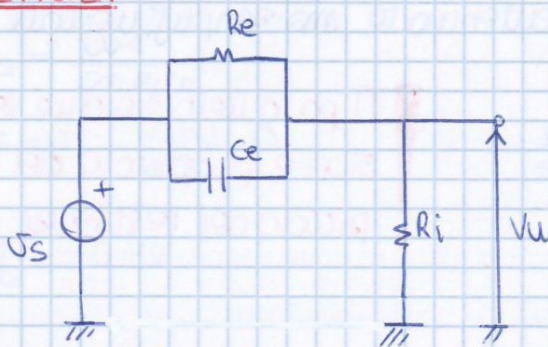
## "REGOLE DELLE REGOLE"

1. Devo conoscere la destiz d'uso
2. X dispositivi in combinazione devo classificare ogni singolo dispositivo.  
Accessori classificati separatamente
3. Il software cade nella stessa classe del disp che è governato dal software stesso.
4. Se un disp può essere usato in + parchi devo classificare l'uso + critico.
5. Se ci sono + regole x un disp devo usare quella + severa.



## ESERCIZI

1.



$$\frac{V_u(s)}{V_s(s)} = ?$$

Il gruppo  $Re$   $Ce$  rappresenta un elettrodo x prelievo di biopotenziali.

$R_i$  = resist d'ingresso di un amplific.

$V_s$  = segnale sulla cute

$V_u$  = segnale all'ingresso dell'amplif.

lavoro con ammettenze:

$$V_u(s) = V_s(s) \frac{G_e + sC_e}{G_i + G_e + sC_e}$$

$$\frac{V_u(s)}{V_s(s)} = \frac{G_e + sC_e}{G_i + G_e + sC_e}$$

Le conduttanze sono + u dei

$$\frac{V_u(s)}{V_s(s)} = \frac{G_e}{G_e + G_i} \cdot \frac{1 + sC_e/G_e}{1 + sC_e \cdot 1/(G_e + G_i)} = \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

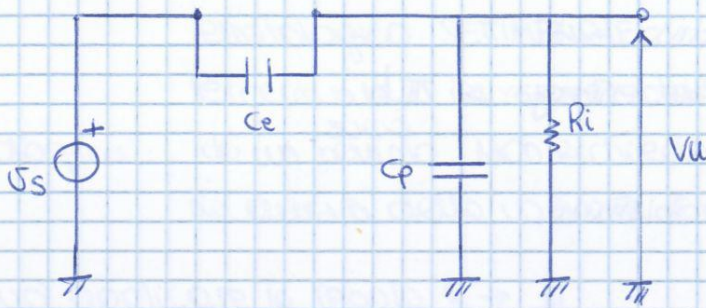
Funzione di trasferimento:

$$f_{d2} = \frac{1}{2\pi R_e C_e}; \quad f_p = \frac{1}{2\pi C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} \rightarrow \text{denom + piccolo} \quad f_p > f_{d2}$$

→  
Bode

Quindi dobbiamo sempre chiedere l'impedenza d'ingresso. Inoltre aggiungiamo che dovrebbe essere il + alto possibile.

2.  $V_u(s)/V_s(s) = ?$



- $C_p = \text{cond parassite}$
- $C_e = 40 \text{ pF}$
- $C_p = 800 \text{ pF}$  (non si può eliminare)
- $R_i = 100 \text{ k}\Omega$

Amplificatore capacitivo senza contatto con la cute.

Es: ✓ Misurare il battito ad un neonato. Meglio sarebbe una culla con elettrodi incorporati per misurare senza rischi x il bimbo.

✓ Prevenire l'addormentamento durante la guida → elettrodi sul sedile.

$$V_u(s) = V_s(s) \frac{sC_e}{sC_p + G_i + sC_e}$$

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

$$f_z = \frac{1}{2\pi R_i C_e}$$

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

$$s=0 \quad \frac{V_u(s)}{V_s(s)} = 0$$

$$\lim_{s \rightarrow \infty} \frac{V_u(s)}{V_s(s)} = \frac{C_e}{C_p + C_e}$$

$$f_z = 0 \text{ Hz}$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 10^3 \cdot 800 \cdot 10^{-12}} \approx 2 \cdot 10^3 \text{ Hz}$$

7/10/13

Pensiamo di dover classificare un elettrobisturi:

Disp x produrre radiofreq che, portata sul corpo umano con accessori da taglio, taglia, vaporizza, ... un tessuto.

Rimane sul carrello in sala operatoria, ma gli accessori sono invasivi.

In se l'elettrobisturi è alto pericoloso, le sue potenze 50 ÷ 400 W sono abbastanza alte e quindi può tagliare anche senza contatto.

Lo scambio di energia avviene attraverso gli accessori.

Dobbiamo applicare in sequenza le varie regole:

Reg 1: Dispositivo NON invasivo (accessorio da taglio è invasivo)

Reg 1: Disp non invasivo → classe I, a meno che le altre regole non si applichino. Se non si applicano rimane in classe I. →

ES: Valvola mitrale biologica: valida un secolo anno /  $\text{KIMICOW} \rightarrow x$ .

Valvola che può essere:

- meccanica: dura di + (x i giovani), 25/30 anni,  $\text{ma}$  richiede un trattamento farmacologico x tutta la vita, anticoagulanti ed un controllo ematologico SETTIMANALE.

Percentuale d'insuccesso dell'operazione (1°): 15-20%.

- biologica: da un <sup>suino</sup> bovino. Non richiede un tratt. farmacologico permanente. La durata della valvola è di 12/15 anni.

Si può applicare la regola 8  $\rightarrow$  III

È un dispositivo passivo  $\rightarrow$  regole speciali  $\rightarrow$  regola 17  $\rightarrow$  III

Quindi, posso applicare 2 regole, ma entrambe mi dicono di applicare la classe III. Non è un caso ambiguo, che ho sempre la stessa classe.

ES: Protesi d'anca: DM utilizzato (quando <sup>si ha</sup> artrosi grave, da tempo del femore viene rimossa e articolata da un cotile artificiale).

Materiale diverso a seconda della protesi: metallo, teflon, ... in ogni caso materiali non biologici. Le protesi hanno vita abbastanza lunga: 25-30 anni oltre in 12-15 anni.

DM immantabile, a lungo termine, non biologica

Regola 8  $\rightarrow$  II b

## MARCHIO CE

Obiettivo del fabbricante  $\rightarrow$  mettere il marchio CE. Tutti i disp devono avere il marchio? No. 2 eccezioni:

- Disp. su misura: occhiali da vista, protesi dentaria, plantare anatomico, scarpe anatomiche.
- Disp per indagine clinica: faccio l'indagine clinica x verificare l'efficacia, x cui non posso applicarlo TEMPORANEAMENTE.

Le misure del marchio CE minime sono regolate dalla normativa.

Deve essere chiaro, leggibile, indelebile e deve apparire sul marchio, sulla scatola sterile e sul libretto delle istruzioni.

Per le classi IIa, IIb e III deve intervenire, per il marchio, un organismo notificato. Quindi vicino al marchio deve comparire il codice dell'ente di 4 numeri.

CE CE  
0123 = TUV



C'è la descrizione completa del dispositivo.

Appena si pensa alla progettazione del DM, bisogna iniziare a costruire il fascicolo tecnico. Non bisogna prepararlo alla fine.

Il fascicolo si evolve con il dispositivo commercializzato. Gli utilizzatori sono sollecitati affinché diano informazioni sul funzionamento e su eventuali problemi. Si finisce di scriverlo solo quando il prodotto viene ritirato dal mercato.

Imp: contiene tutto ciò che serve per riprodurre il DM dal principio.

Problema: certe funzioni vengono affidate ad una x persona in particolare, però possono insorgere problematiche qualora questa se ne vada. Allora x formare una nuova x persona ci vorrebbe molto tempo se il fascicolo non ci fosse se c'è ed è redatto bene è uno strumento fondamentale.

Il fascicolo deve contenere i seguenti documenti:

- descrizione generale del DM: varianti previste, destinazione d'uso. Ovviamente tutto è a livello generale. La destinazione d'uso può non essere unica.
- disegni di progettazione
- processi di fabbricazione per produrre il dispositivo
- processo di sterilizzazione (qualora necessario)
- descrizione di tutti i componenti
- spiegazione di tutti i disegni, c.t. elettrici, ...
- elenco completo delle norme che sono state applicate (totalmente o in parte) dovrà dire le parti della norma che ho applicato, o quale norma ho applicato. Imp x kè l'ente notificato può controllare che quanto detto sia vero. Viene dato a parte e poi compilato una check list nella quale ci sono le descrizioni di come le norme sono state applicate
- calcoli di progetto: classe IIe → l'ente notificato non entra nel dettaglio ma va a controllare che i calcoli siano presenti.
- analisi del rischio: processo fondam portato avanti dall'inizio dell'ideazione del DM. Bisogna chiedersi quale danno provoca o può provocare al paziente, medico, astanti, ambiente. Bisogna dare un giudizio di accettabilità → FASCICOLO DI ANALISI DEL RISCHIO (normativa x fare l'analisi) È uno strumento molto utile: si possono produrre DM ad alta sicurezza.
- Inolaggni cliniche
- test
- dichiarazione o sollecito se il DM incorpora o meno materiali o derivati x kè

→ PARTE II: norme particolari → ovvero x strumenti in particolare.

NORMA 60601-1

La norma particolare riprende gli art. della generale e ne adatta alcuni x gli strumenti oppure ne aggiunge x gli strumenti.

Quindi → cerchiamo nell'elenco CEI la norma particolare di quello strumento

## NORME GENERALI

- Servono x il soddisfacimento dei req. essenziali.
- Per condurre l'analisi del rischio: se prendo le norme, da un certo p.to in poi si nota che sono elencati tutti una serie di pericoli.

- ↳ pericoli elettrici
- ↳ // meccanici: parti in movimento, instabilità, spigoli, ...
- ↳ // da radiazioni non volute ed eccessive: laser, microonde, ...
- ↳ protezione vs le temperature eccessive ed altri pericoli

- Rischio biologico

Guide d'uso / alla manutenzione per dispositivi più pericolosi e più diffusi.

↳ Alcuni disp si degradano x cui è utile avere delle guide x la manutenzione.

(Parliamo di ca. 40'000 pagine !!)

Le direttive sono leggi dello stato e quindi sono disponibili x tutti gratuitamente.

Le norme NO!

## Guida generale e motivazioni - Allegato A

Si prendono i vari articoli e si commentano spiegando in dettaglio xke' sm state fatte certe scelte.

A volte le def possono non essere molto chiare! Allora prendo l'Allegato A (informativo) e coprisco le scelte fatte.

10/10/13

## Norma

60601 = elaborate dal comitato tecnico internazionale 601

IEC: international electrical committee

CEI: comitato elettrotecnico italiano (trad italiana)

A livello europeo → comitato che armonizza le norme (rappresentanti di tutti gli stati membri), EN

CEI    EN    60601-1  
italiana    armonizzata europea

Parti:

- Oggetto e scopo

- REGOLE di COSTRUZIONE
- GUIDA GENERALE di MANUTENZIONALE
- DESCRIZIONE delle NORME.

Alle norme gen. x la sicurezza (anni '70) si sono affiancate norme collaterali → applicabili e ≠ disp, ma x aspetti molto precisi. Esempi

① 60601-1-1 : prima metà anni '80 (ultima ediz 2002).

Problema: inizio anni '80 apparecchi non troppo complessi, ma alcuni avevano elettronica che permetteva il collegamento con strumenti non elettromedicali. MA la norma non diceva nulla a riguardo. Problema: il calcolatore che uso x collegare i monitor e x centralizzare, il calcolatore diventa elettromedicale?

Sì! Alcune ditte imbro misero in commercio versioni medicalizzate di microcalcolatori dell'ordine dei 30/40'000 €. Le versioni medicali costavano molto di più, nonostante lo strumento fosse praticamente = a quelli usati in meccanica. Tutto ciò xkè il calcolatore doveva essere conforme alla norma.

Però, tutto ciò era abb inutile x la sicurezza.

Risultato: alcuni non collegavano + i monitor al calcolatore medicale xkè non volevano spendere così tanto!

Nasce → SISTEMI ELETTRONOMICI = uno o + apparecchi elettromedicali + apparecchi non elettromedicali. Se il primo è fatto correttamente, il PC collegato non diminuisce la sicurezza del DM.

Questa norma mi dice cosa fare quando si ha un sist elettromedicale.

Sollievo x tutti: usare in sicurezza strumenti non elettrom. con strum che lo sono.

Nel 1980 nascevano i PC e senza questa norma oggi negli ospedali non ci sarebbero.

② COMPATIBILITÀ ELETTRONOMETICA <sup>60601-12</sup>: radio di disturbi di altri apparecchi.

Per le applic. civili (TV, cordless, ...) che generano ost di disturbi, gli strumenti sono poco sensibili e i danni non sono rilevanti.

Possono emettere disturbi al di sotto di una certa soglia.

In ambito medicale → stanze con molti strumenti. Quindi si una soglia bassa di emissioni, ma anche strum. insensibili ai radio disturbi.

③ Anni '90 → Rivoluzione: se prima solo il 30-35% degli apparecchi conteneva strutture elettroniche, <sup>programmabili</sup> negli anni '90 aumento esponenziale. Oggi oltre il 95% ne contiene.

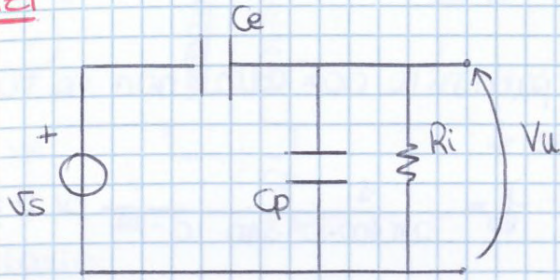
Però, problemi di complessità → difficoltà nel fare test →

③ 60601-14 : come contenere i problemi e sfruttare al max questi dispositivi.

app. ne hanno due un solo tipo  $\rightarrow$  APPARECCHIO ELETTROM. A PARTI APPLIC D' TIPO BF/CF  
 se non ha parti applicate è un apparecchio di tipo B.

## ESERCIZI

1.



$$\frac{V_u}{V_s} = ? \quad ECG = ?$$

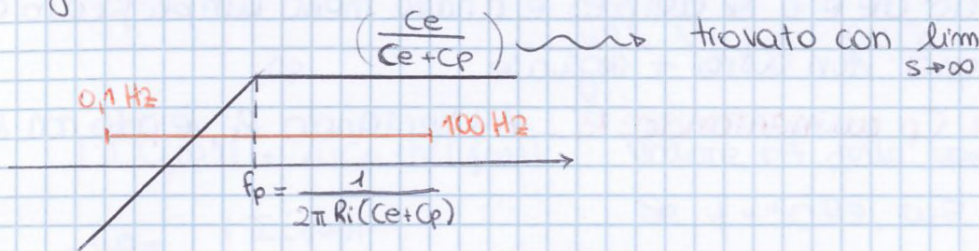
$$C_e = 40 \text{ pF}$$

$$C_p = 800 \text{ pF}$$

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

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

Diagramme di Bode:



\* In continuo è giusto dire che la f<sub>nz</sub> sia uguale a zero?

Dal c.t.o., i due cond. sono c.h. aperti quindi non ho collegamenti tra il generatore e la tensione d'uscita.

\* È giusto che all'∞ la f<sub>nz</sub> valga  $\frac{C_e}{C_e + C_p}$ ? All'∞ i cond hanno ammettenza così alta che nel R non passa nulla. la tensione in uscita è quindi un partitore capacitivo:  $\frac{C_e}{C_e + C_p}$ .

\* Denominatore corretto? Ordine rete = # anelli - # ordine del denominatore

Generatore sostituito da un corto circuito  $\rightarrow$  condensatori in serie  $\rightarrow C_e + C_p$

$$\tau = (C_e + C_p) R_i \rightarrow \tau = C_{eq} \cdot R$$

↑ Questi ragionamenti sono importantissimi

Vorrei che la banda del segnale fosse situata a dx del polo.

1. Quanto vale  $K = \frac{C_e}{C_e + C_p}$ ?

$$K = \frac{40 \cdot 10^{-12}}{800 \cdot 10^{-12} + 40 \cdot 10^{-12}} \approx 0,05$$

Il segnale è attenuato di 21 volte rispetto a quello presente sulla cute. Va bene? x

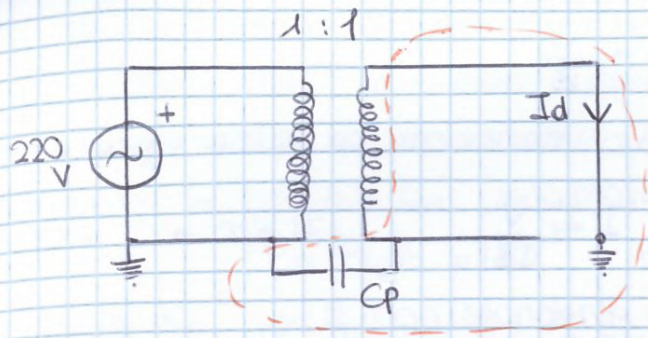
Rispondere, quanto vale il segnale sulla cute con un elettrodo capacitivo?

Non dovrebbe esserci il condensatore parassita, ovvero passerebbe il segnale

$$200/220 \mu\text{V}$$

$$\text{COM } K = \frac{1}{21} \rightarrow \text{cilevo } 10-15 \mu\text{V. Rumore elettrodo: } V_{\text{eff}} \approx 2 \mu\text{V} \rightarrow$$

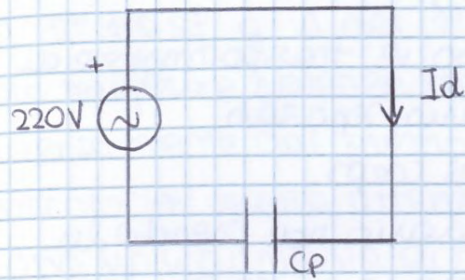
Per cui modifichiamo con capacità parassita:



Più  $C_p$  è piccola, più  $I_d$  è piccolo:

$$C_p \approx 0 \rightarrow I_d = 0$$

Secondario:



$I_d = ?$

$$I(s) = V(s) Y(s) \quad \text{L. Ohm con ammettenze}$$

$$I(s) = V(s) \cdot sC_p$$

$$I(j\omega) = V(j\omega) \cdot j\omega C_p$$

$$|I(j\omega)| = \omega C_p \cdot |V(j\omega)|$$

Valore eff della corrente di dispersione

$$\text{Se } f = 50 \text{ Hz, } \omega \cong 314 \text{ s}^{-1}$$

$$C_p = \frac{|I(j\omega)|}{\omega |V(j\omega)|}$$

C'è  $100 \mu\text{A}$  nella tabella perché tiene conto di  $C_p$ .

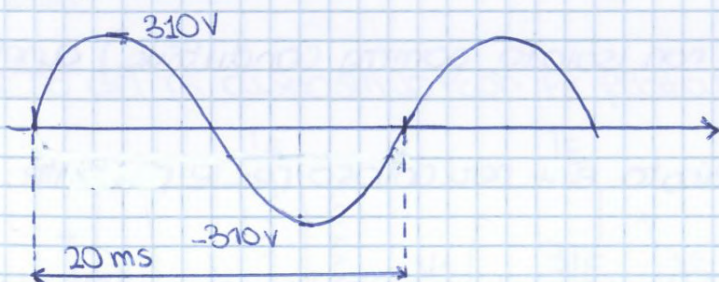
Calcolo  $C_p$  per  $I_d = 100 \mu\text{A}$ . Conviene avere due  $\neq$  valori di tensione tra secondario e primario

**Struttura degli apparecchi elettromedicali:**

15/10/13

L'energia erogata dalla corrente  $\rightarrow$  corrente alternata con  $f = 50 \text{ Hz}$ .

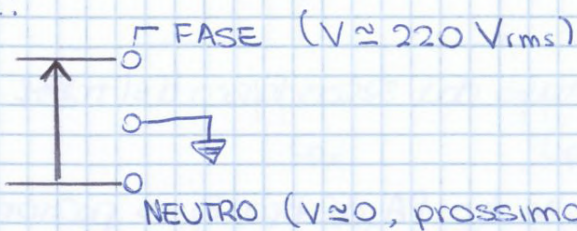
Se collego un oscilloscopio:



$$V_{\text{rms}} = 220 \text{ V}$$

(valore efficace)

presa:



Se collego tra F e N vedo la sinusoidale.

Tens di rete  $\cong 220 \text{ V}$ . Quindi si può pensare di avere:



## l'isolamento fondamentale

Se ho isolamento fondamentale <sup>secondario</sup> ( $P_2$ ):

$$P_2 = 10^{-4} \quad (\text{idem a prima})$$

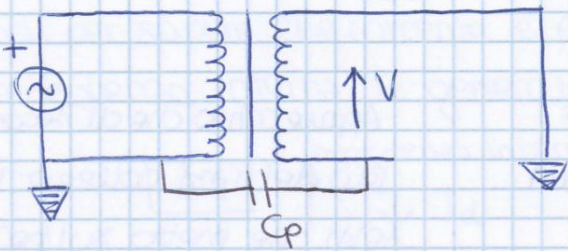
Quando la rottura è considerata indipendente, allora la probabilità che entrambe le forme di isolamento si rompano insieme:

$$P = P_1 \cdot P_2 = 10^{-8} \quad \text{Prob. di rottura veramente molto bassa.}$$

Prob.  $< 10^{-6} \Rightarrow \approx$  corrispondente ad un evento che di fatto non si verifica.  
 motivo in più per cui si aggiunge un trasformatore.

Il 2° trasf a  $\Delta$  del 1° (che deve trasmettere una certa potenza) deve solo trasferire potenze dell'ordine di pochi watt. Allora è costruito diversamente dal primo, dal pto di vista dell'isolamento. Siccome è piccolo  $\rightarrow$  molta attenzione  $\times$  renderlo il + possibile sicuro, tanto è così momentaneamente di molto. In qst modo la probabilità di rottura  $\neq$  dal primo ed è ancora più basso, dell'ordine di  $10^6$ .

## CORRENTE di DISPERSIONE



In teoria non scorre corrente, però c'è sempre una capacità parassita  $\downarrow$

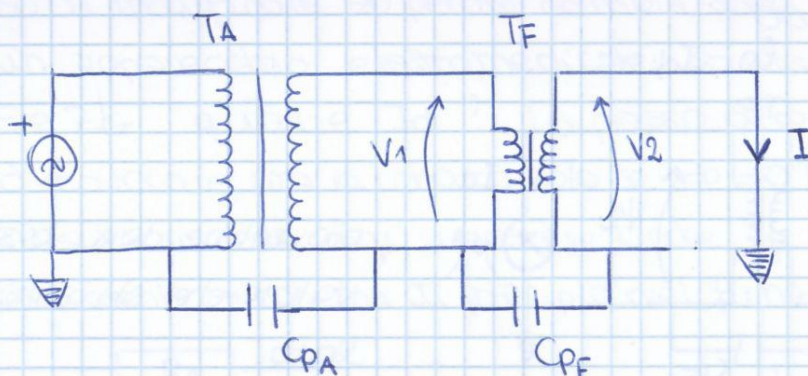
$$\text{Allora: } I = \omega C_p V$$

Corrente piccola  $\leftrightarrow$  capacità parassita

Se non posso ridurre  $C_p$ , riduco  $V$ .

Un buon trasformatore ha  $C_p$  bassa.

Nel caso del ns dispositivo con PA fedtanti:



Se TF è ideale

$$\downarrow$$

$$I = 0, \text{ (ma)}$$

ho sempre capacità parassita. Quindi



$$\omega = 314 \text{ s}^{-1}$$

$$I = \omega C_{eq} V_2, \quad C_{eq} = C_{pA} \oplus C_{pF} = \frac{C_{pA} C_{pF}}{C_{pA} + C_{pF}}$$

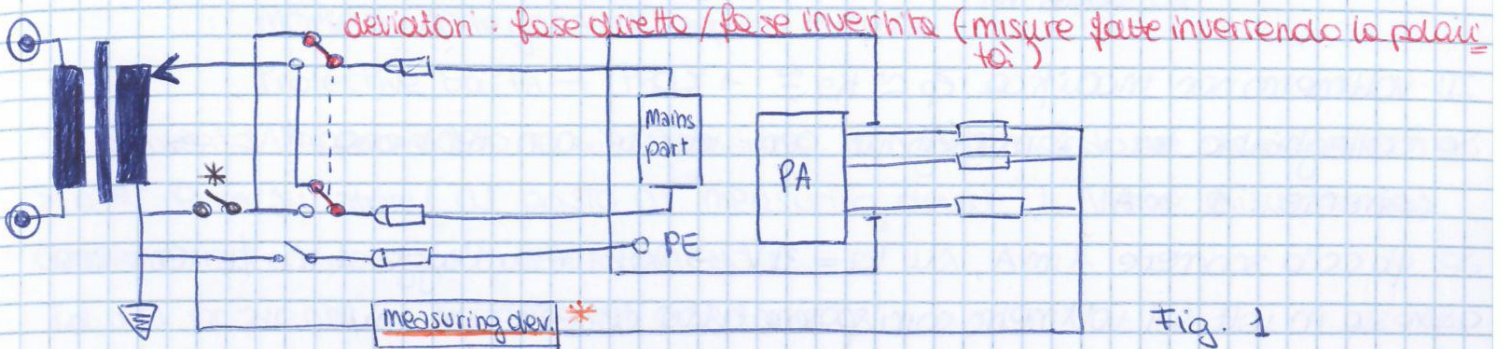
I trasformatori sono collegati in cascata (né in serie né in //), ma i condensatori sono collegati in serie.

$$V_1 \approx V_2 \rightarrow I_{d_2} \approx \frac{1}{2} I_{d_1} \quad \text{corrente con un solo trasformatore}$$

ma minore di un certo valore, così sono tranquilli.

Per fare questo tipo di misure ( $I_d$ ) ci vuole uno strumento apposito: misuratore di correnti di dispersione.

Le manuale mi spiega come avvengono le singole misure



Trasformatore di alimentazione che limita la potenza.

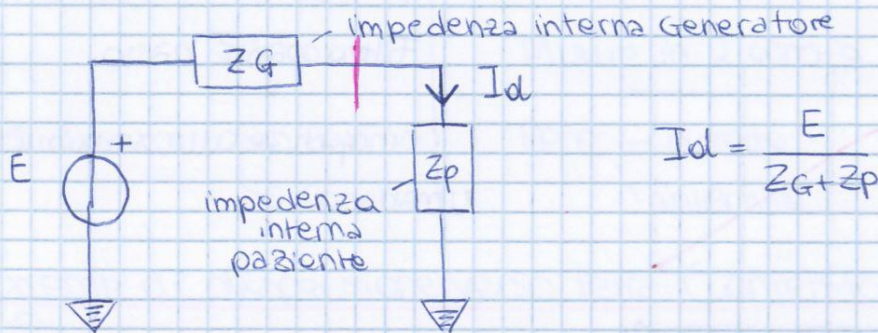
Tutte e 2 i morsetti sono a potenziale  $\neq$  da quello da terra  $\rightarrow \Delta V$ : trova tens. alternata a 50 Hz diversa.

\* Collegamento neutro. \* " $\mu$ Amperometro"

17/10/13

Non possiamo usare un  $\mu$ amperometro per misurare  $I_d$ .

Quindi per sapere che corrente è passata nel paziente  $\rightarrow$  dobbiamo conoscere  $E$  e impedenza interna, il generatore (equivalente di Thevenin)

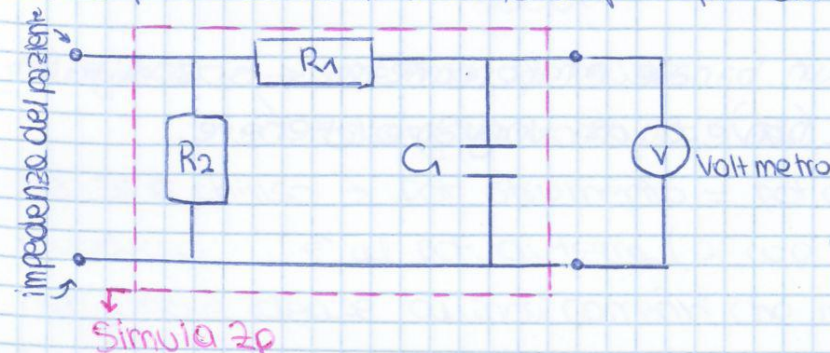


$$I_d = \frac{E}{Z_G + Z_P}$$

Se penso di modificare  $Z_p$  perchè cambia soggetto o le parti in contatto, se ho un apparecchio elettromedicale, so cosa c'è a sx di  $I$ .

Nota  $E$  e  $Z_G$ , qual è  $I_d$ ? Io posso dire qual è la max corrente che può provocare, ma lo conosco solo se  $Z_p = 0$  (morsetto direttamente a massa). Per rischi alla domanda devo conoscere anche  $Z_p$ .

Volta precedente  $\rightarrow$  schema di principio del funz del misuratore di  $I_d$



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

$$R_1 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$C_1 = 15 \text{ nF}$$

Resistenza voltmetro  $\geq 1 \text{ M}\Omega$   
(ideale resist. interna  $\infty$ )

Capacità in //  $\leq 150 \text{ pF}$

$$150 \text{ pF} = 15 \text{ nF}/\mu\text{m}$$

## Corrente di dispersione verso terra (corrente di protezione)

Tutti gli apparecchi di classe I  $\rightarrow$  (normativa CE) corrente elettrica, no doppio sist di sicurezza. Tutte le parti accessibili metalliche devono essere collegate a terra

: Morsetto collegato all'app. di misura.

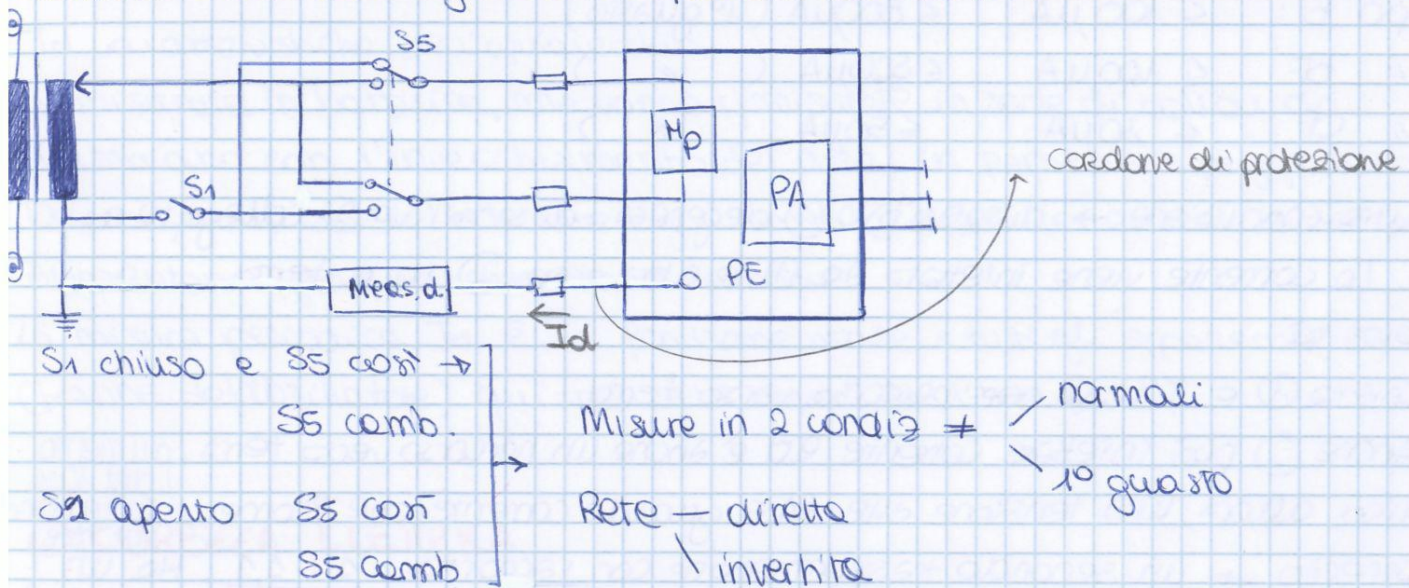
Protective Earth  $\rightarrow$  PE

Si alimenta l'apparecchio e si introduce lungo il cordone di alimentazione il misuratore (al posto di "measuring device"). Viene misurata la corrente nel cordone in quelle condizioni.

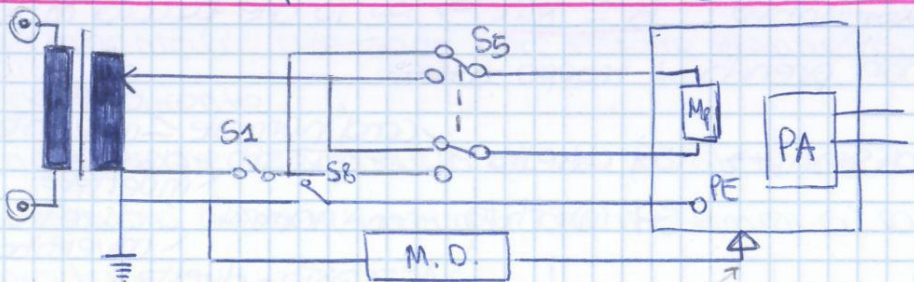
$I_d$  nel paziente  $\rightarrow$  corrente nel cordone

Questa corrente deve essere  $\leq 5 \text{ mA}$  efficaci in cond normali.

In condizioni di 1° guasto  $\rightarrow$  apertura del neutro.



## Corrente di dispersione verso terra (contenitore)



Contenitore metallico, cito, dispositivo tra il contenitore e l'apparecchio (forza il contenitore con un puntore). Misura  $\rightarrow$  cond. normale con rete  $\left\{ \begin{array}{l} \text{diretta} \\ \text{invertita} \end{array} \right.$

1° guasto  $\rightarrow$  apertura del neutro

$\downarrow$  collegamento di PE ( $S_8$ )

Se  $S_8$  è chiuso  $\rightarrow$  pot. strumento = pot della terra. Quindi  $I = 0$ , xke' involucro è al pot. di terra. (ai capi di  $R_2$  tensione nulla). Attenzione: non tutto è ideale, quindi correnti che non devono superare 1 mA.

Correnti di dispersione  $\approx$  alla precedente (no cordone, ma percorso equiv)



## Corrente ausiliario

Corrente nel paziente necessario per far funzionare l'apparecchio (AC, DC)

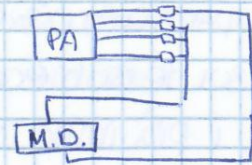
Misuratore tra PA 1 e le altre collegate insieme:

(e poi così via)

Correnti di dispersione  $\rightarrow f = 50 \text{ Hz}$

$\parallel$  ausiliario  $\rightarrow$  continua

$f \neq 50 \text{ Hz}$



Se fossimo interessati alla corrente solo a  $f = 50 \text{ Hz}$  non ci sarebbero problemi, che la sensibilità diminuisce a 6-700 Hz.

Correnti ausiliarie misurate nelle stesse condizioni precedenti.

$\exists$  altri correnti di disp  $\rightarrow 60/253$ : questa normativa da qst def.

Id caratteristiche dell'apparecchio

$\hookrightarrow$  misurate in fabbrica, ma vanno rimisurate in sede di collaudo.

Cambiano con l'invecchiamento del disp, in particolare peggiorano.

Devono, quindi, essere misurate ogni anno e deve tener traccia dei valori.

Aumentano gradualmente nel tempo.

La misura periodica  $I_d$  è fondamentale x tutti gli apparecchi elettronici (tranne defibrillatore) quindi deve essere la 1<sup>a</sup> da fare.

## SICUREZZA ELETTRICA

Cosa accade quando il corpo umano è percorso da corrente?

L'infortunato è sotto ELETTROCUZIONE. Bisogna capire, messi in cond sperimentali, un sogg può essere danneggiato e come dal passaggio di corrente.

Immaginare lo scenario di un possibile incidente elettrico e valutare la gravità della situazione, quali danni ci saranno x il paziente ed operatori.

Quando la corrente attraversa il corpo umano, i danni variano a secondo:

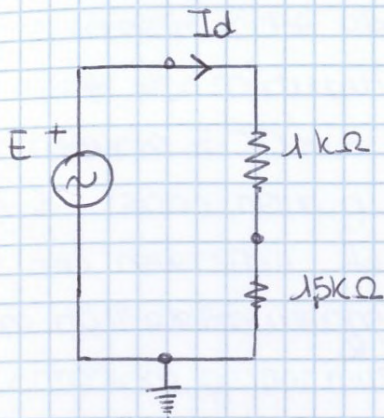
- intensità corrente
  - tipo di corrente (continua, alternata sinusoidale  $\rightarrow$  freq)
  - durata dell'esposizione
  - percorso della corrente seguito nel corpo umano: se venga percorso da corrente da un piede all'altro, il cuore non è toccato (altri problemi), ma se entra da mano sx ed uscirà dal piede allora i danni sarebbero >.
- Bisogna tener conto di qst 4 fattori, calcolare intensità di corrente...

# ESERCIZI

22/09/92

1. Confrontare 2 casi diversi di elettrocuzione.

Condizione n°1: infortunato che tocca parte in tensione, con piedi su un pavimento conduttivo con scarpe conduttive (suole di cuoio umide)



•  $I_d = ?$

L'infortunato è rimasto in contatto x 0,5 s.

• È a rischio di cosa?

Contatto con palmo della mano → poche probabilità di aver ustioni, forse alterazione del ritmo cardiaco, paralisi dei muscoli respiratori finché non toglie la mano.

$E = 220 \text{ V}_{\text{eff}}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$  (tensione di contatto)

Potrebbe verificarsi fibrillazione

Corpo →  $1 \text{ k}\Omega$  Piedi →  $1,5 \text{ k}\Omega$

atriale x tempo.

$$1 + 1,5 = 2,5 \text{ k}\Omega$$

$$V = RI$$

$$I_d = \frac{220}{2,5 \cdot 10^3} = 0,088 \text{ A} = 88 \text{ mA}$$

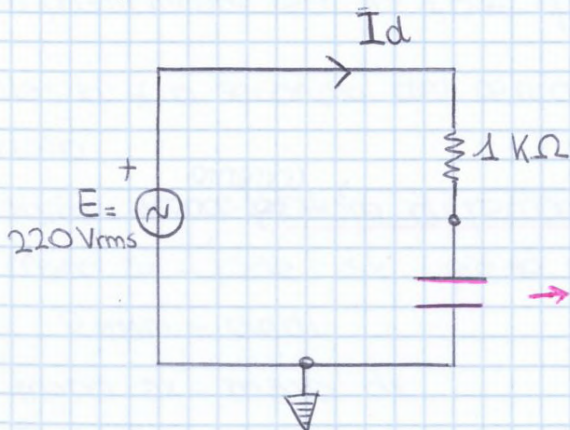
Non rischia la vita.

2. Supponiamo che abbia scarpe isolanti (suola di spessore 2 mm)

Come si è modificata la sit? In teoria, avendo scarpe isolanti la corrente dovrebbe diminuire.

PIEDE - SUOLA ≡ DIELETTRICO - PAVIMENTO  
" " " " " "  
conduttivo " conduttivo

Quindi si comporta come un condensatore. In ogni caso la corrente passa comunque! (Non è vero che la gomma isola dalla corrente)



$I_d = ?$

→ I piedi in scarpa isolante che poggia sul pavimento →  $\frac{\epsilon}{d}$  facce piane // Quanto vale queste capacità?

$S = 150 \text{ cm}^2$  (un solo piede)

$100/150 \text{ cm}^2$  : superficie pianta del piede.

$\epsilon_r = 4,5$  cost dielettrica relativa della gomma

→

valori sono indipendenti dalle durate di esposizione.

- ZONA 2: relativo sicurezza. Si hanno reazioni  $\neq$  a seconda di dove siamo nella zona 2, però non ha effetti dal p.to di vista fisiologico (contrazione debole ma che si può rilasciare). Il confine tra zona 2 e 3 non è una linea retta: Siamo a correnti anche elevate (200 mA) ma x una durata  $< 50$  ms allora gli effetti non si duraturi. Se l'esposizione è di 1s possiamo essere sicuri con corrente  $< 20$  mA.

- ZONA 3: zona nella quale la sicurezza non è del tutto garantita. Effetti pericolosi, ma reversibili. Ad es: alterazione del ritmo cardiaco che termina con le termine dell'elettrocuzione.

ES: contrazione gruppi muscolari, difficoltà respiratorie, arresto cardiaco (che si risolve quando la corrente cessa)

- ZONA 4: a dx della curva C1. Zona MOLTO pericolosa: probabilità in aumento con la durata di esposizione di fibrillazione ventricolare (riduce l'efficienza di pompa del cuore al di sotto della sopravvivenza) che NON cessa con il termine della corrente (intervento esterno x rianimare il paziente, defibrillatore o rianimazione). Probabilità di morte  $\rightarrow$  ab. elevata.

• Fino al 5% della pop. soggetto a fibrillazione tra C1 e C2

• // 50% // // // // tra C2 e C3

•  $\approx 100\%$  // // // // oltre a C3

Se la corrente è  $> 500$  mA  $\rightarrow$  fibrillazione ventricolare sempre!

### VALORI IMPORTANTI

- 500  $\mu$ A  $\rightarrow$  limitano la zona 1

- 10 mA  $\rightarrow$  se la corrente è  $500 \mu A < I < 10$  mA indipendentemente dalla durata siamo in una zona sicura!

- 500 mA  $\rightarrow$  se  $I > 500$  mA maggiore prob. di fibrillazione ventricolare ed in particolare ad 1/1,5 A fibrill. quasi sicure anche x brevi esposizioni

Pericolosità  $\neq$  a seconda del percorso nel corpo umano, a parità di intensità e durata.

Si individua un fattore di percorso  $\rightarrow$

F.P.

mano sx - piede sx piede dx o piedi

1

2 mani - piedi

1

mano sx - mano dx

0,4

ES: 100 mA per 100 ms tra mano dx e mano sx:

tabella e calcolo:  $100 \text{ mA} \cdot 0,4 \rightarrow$  trovo la zona nelle curve precedenti (calcolo l'effetto della corrente!)

mano dx - piede sx piede dx o piedi

0,8

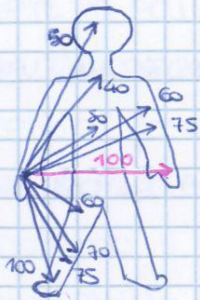
Ma il problema è che la mano può essere bagnata, sudata, secca con calli.  
Allora uso un elettrodo da  $1 \text{ cm}^2 \rightarrow 1$

CUTE SECCA (cond. normale)  $10 \text{ k}\Omega / \text{cm}^2$

$$(R_{pe} = 100 \Omega \quad R_{pu} = 100 \Omega \quad R_I = 7/800 \Omega)$$

In cond. normali:  $R_I \approx 500 \Omega$ , resistenza tessuti

Il percorso interno è  $\neq$  !! Per tener conto delle diversità, se il percorso è tra una mano e la testa  $\rightarrow$  valore è 50% del valore di mano-mano.



Con questa figura posso calcolare il valore di  $R_I$ .

Per  $R_{pe}$  e  $R_{pu} \rightarrow$  sup di contatto e condizioni delle cute

CUTE BAGNATA/SUDATA  $1 \text{ k}\Omega / \text{cm}^2$

CUTE SECCA CALLOSA  $100 \text{ k}\Omega / \text{cm}^2$

Esempio:

Supponiamo  $R_{pe} + R_I + R_{pu} = 1550 \Omega$  (contatto tra un dito,  $1 \text{ cm}^2$ , con cute molto umida,  $R_I = 500 \Omega$ , percorso mano-piedi,  $50 \Omega = R_{pu}$  perché sup di contatto del piedi  $>$  del dito).

$$R_p = R_{pe} + R_I + R_{pu} = (1000 + 500 + 50) \Omega = 1550$$

dito ( $100 \text{ mm}^2$ ) (polpastrello)

$$R_{pe} = 1 \text{ k}\Omega \quad I_p = \frac{220 \text{ V}}{1550 \Omega} = 142 \text{ mA}$$

Qual è l'effetto di questa corrente? Non conosciamo la durata, prendo le curve e vedo che in corrispondenza di quel valore devo proprio conoscere la durata perché posso cambiare da zona 2, 3 e 4.

Dal p.to di vista dell'ustione  $\rightarrow$  possiamo stimare la potenza dissipata nei vari tessuti? Sì:  $R_{pe} \cdot I^2$ ,  $R_{pu} \cdot I^2$   $R_{pe} \gg R_{pu} \rightarrow$  caso peggiore: pro d'ing.

$$P_D = R_{pe} \cdot I^2 = 0,14^2 \cdot 1000 = 20 \text{ W su } 1 \text{ cm}^2$$

20 W sono tanti o pochi? Non molti, ma essendo concentrati in  $1 \text{ cm}^2$  provano ustione. Ovviamente  $\neq$  ciò dipende dalla durata di esposizione.

Allora, conseguenze  $\rightarrow$  ustione nel p.to d'ingresso. Se la durata è  $< 200 \text{ ms}$  allora la prob. di fibrillazione ventricolare è bassa e contrazione polmonare impercettibile!

20, ad es 4,5 kW. Quindi a caso, x es,  $P=3$  kW con cavi di  $2,5 \text{ mm}^2$  ovviamente cavi in Cu, la corrente è  $5 \text{ A/mm}^2$  per cui il conduttore eroga  $12/13 \text{ A}$  senza che il cavo si surriscaldi in modo pericoloso.

Se chiediamo una potenza maggiore rispetto al progetto: se chiediamo 4,5 kW rispetto a 3, la corrente aumenta del 50% e i cavi si surriscaldano. Xke i cavi si riscaldano necessitano di un po' di tempo, la T si mette qualche minuto ad arrivare al regime. Potenza termica generata dai cavi superiore a quella dell'ambiente  $\rightarrow$  potenza aumenta, la T continua ad aumentare xke il cavo deve essere in equilibrio. Cosa succede?

- Si danneggia l'isolante = materiale plastico che per  $T > 100/120^\circ\text{C}$  si deteriora. Morsetto di fase e neutro si toccano  $\rightarrow$  corto c.to. In qst st la corrente aumenta a centinaia di A, quindi il tutto si riscalda  $\rightarrow$  cavi = sorgenti di innesco. Problema = cavo all'esterno su un piano di legno. Problema del progettista dell'impianto!

REGOLA: corrente max = 5 A per  $\text{mm}^2$

cavi da  $2,5 \text{ mm}^2$  per potenza di 3 kW

Cosa si può fare? Perché si surriscaldano i fili?

- SOVRACCARICO: es, se si collega insieme phon, ferro, formo, ... Chiediamo una potenza  $>$  di quella x cui è stato progettato.

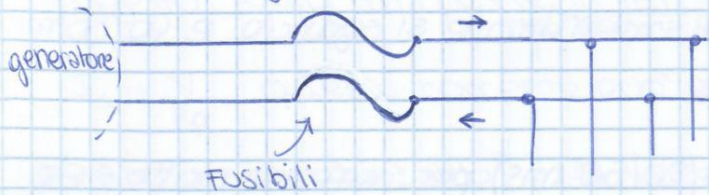
Tempo breve  $\rightarrow$  no problem Tempo lungo  $\rightarrow$  surriscaldamento e consegu

- CORTO CIRCUITO: morsetto di fase e neutro vengono a contatto e I sale a di misura (fino a qualche migliaia di A)

INTERRUTTORE MAGNETOTERMICO  $\rightarrow$  interrompe erogazione di corrente quando questa supera un certo valore.

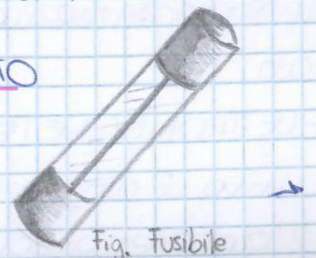
Dispositivi di interruzione della corrente:

- FUSIBILI ("valvole")  $\rightarrow$  2 cappucci di metallo ai capi di un tubetto in vetro (= isolante) al cui interno c'è un conduttore. Il cavo è costituito da una lega metallica che fonde a  $200^\circ\text{-}400^\circ\text{C}$ . Il cavo è in serie ai cavi di erogazione della corrente



Se la corrente supera un certo valore uno dei 2 fusibili si sfacca e la corrente non passa +.

Per descrivere il funzionamento  $\rightarrow$  CURVE di INTERVENTO



Mettendo insieme i 2 meccanismi:

- TERMICO: intervento graduale
- MECC. MAGNETICO: intervento repentino.

Interruttore complesso  $\rightarrow$  fenomeno dell'ARCO ELETTRICO: quando lo lo mi'na salto si vede una scintilla, tanto + intensa quanto + alta  $\hat{e}$  I.

fero' genera IONIZZAZIONE dell'aria  $\rightarrow$  percorso conduttivo per la corrente!!

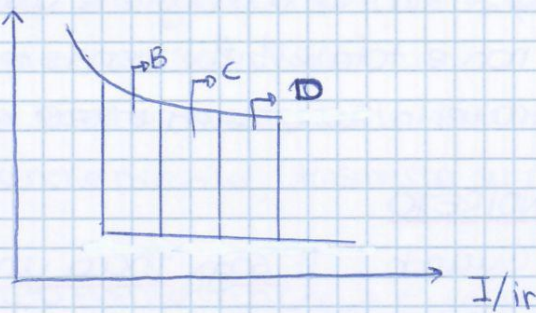
Allora l'interruttore si  $\hat{e}$  aperto mecc ma non elettricamente! Questo fenomeno  $\hat{e}$  piuttosto negativo. (Inoltre l'arco genera calore).

Quindi l'interruttore deve dare la garanzia della non formazione o spegnimento dell'arco elettrico.

CORRENTE D'INTERRUZIONE  $\rightarrow$  max corrente che il magnetotermico riesce ad interrompere in maniera sicura, dell'ordine delle migliaia di A.

CARATTERISTICHE di intervento  $\Rightarrow$  3 tipi:

- B: velocit' elev. t
  - C: veloc. media (cosa)
  - D: veloc. lenta
- $\downarrow$   
intervento



$I_r$  = corrente di non intervento



Posso fare magnetotermici + o - veloci per  $\neq$  spostando la soglia.

TIPO B  $\rightarrow$  veloc. x sovraccarichi piccoli  $\rightarrow$  3/5 la corrente nominale

TIPO C  $\rightarrow$  sovraccarichi medi  $\rightarrow$  5/10 volte corrente nominale di non intervento (fino 80 A)

TIPO D  $\rightarrow$  sovraccarichi elevati  $\rightarrow$  macchine con motore elettrico molto potenti per qualche secondo

Attenzione: questi 2 sistemi proteggono dagli incendi ma non dagli infortuni.

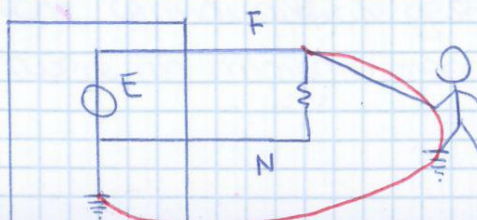
## INFORTUNI di TIPO ELETTRICO

### • MACRO SHOCK da CONTATTO DIRETTO

Soggetto tocca una parte in tensione di una cabina elettrica che normalmente  $\hat{e}$

$$I_d = \frac{V}{R_p} \quad \text{questa corrente puo' provocare danni}$$

Chi puo' essere investito? Manutentori (ad es noi a casa cambiando lampadine)



## MICROSHOCK


Solo in ambito ospedaliero. Solo x pazienti con catetere che mette in comunicazione il muscolo cardiaco o vasi limitrofi con l'esterno.

Oro evento abb. prevedibile. Invece, fine anni '40 inizio anni '50 → Ht nasceva la cardiocirurgia, ma non si sapeva bene a cosa si andava incontro. In modo imprevedibile, pazienti con cateteri cardiaci erano colti da fibrillazione e morivano.

Direttamente con le lussure o indirettamente con il catetere erano percorsi da una corrente di una corrente a 50 Hz. Le correnti che causano il microshock sono piccole, qualche  $\mu A$ . Spesso il medico era la causa di morte perché toccava la lampada testoletto e intanto agiva sul catetere e così trasgreiva la corrente che lui x non aveva percepito.

Come mai il paziente andava in fibrillazione?

- Saliamo la resistenza cutanea che è la  $>$  resistenza del corpo.
- Contatto su pochi  $mm^2$ . Ma quello che conta è la densità di corrente → piccole I, ma anche piccola superficie.

Quindi microshock → anche x correnti di 10mA, ma quello che lo caratterizza è corrente, anche piccola, trasmessa su una sup. piccola direttamente al .

Deve essere considerato evento critico: x le piccole I che lo generano, deve essere precauzionale nell'usare diversi apparecchi sul paziente.

Richiede buona esperienza.

## Tornando al MACROSHOCK INDIRETTO

Deriva da un guasto → si può evitare. Cosa si può fare?

1) IMPIANTO DI TERRA EFFICIENTE

2) INTERRUITORE DIFFERENZIALE o monte dell'utilizzatore.

Di x se (1) basterebbe, x in nessun locale di civile abitazione c'è questo tipo di impianto. Questo ha 2 problemi:

- Costo (Sarebbe il minore, perché x la sicurezza non si fa economia)

LA SICUREZZA NON È UN LUSSO!!

Non esisteva una legge (1<sup>a</sup> nel 1971) che obbligasse l'impianto.

- l'impianto deve durare tanto quanto l'edificio. Più è sofisticato + richiede manutenzione. Quindi difficile gestione.

(2) permette di avere un impianto meno efficace senza perdere di efficacia.  
costo



\* Se non ci fosse questo interruttore  $\rightarrow$  avendo una certa  $R_t$  e voglio fare sì che  $V_c$  sia lo + piccolo possibile, se  $I_d$  non supera certi valori.

ES:  $R_t = 1 \Omega$   
 $I_{dmax} = 16 A \rightarrow V_c = 16 V$  valore max

Allora ho bisogno di un disp che limiti  $I_{dmax} \rightarrow$  conosciamo l'interruttore magnetotermico. Fine anni '50 era l'impianto di civile abitazione.

↓  
Dispersione verso terra era assimilata ad un sovraccarico.

$P_0 = 3 kW$  MT  $I_n \approx 16 A$

Per essere protetti da macroshock,  $V_c \leq 24/25 V_{eff}$  (norma)

La norma non dice quanto deve valere  $R_t$ . Perché quando sei infortunato quello che vedi è la tensione di contatto.

Max  $I_d$  che scorre in continuità con il tempo è  $16 A$ :

$$24 V = 16 A \cdot R_t$$

(resistenza di terra)

$$R_t < \frac{24 V}{16 A} \quad R_t < 1,5 \Omega$$

Tipicamente il dispersore è  $0,8 m \pm 1,5 m$ . Quindi ho  $\neq$  dispersori in parallelo per avere  $R_b$  bassa.

Tutto ciò accadeva negli anni '60 quindi gli impianti non era no cost freq

Siccome a noi fa comodo avere  $R_t$  più grande, diminuisce  $I_{dmax}$ .

Problema  $\rightarrow$  interr. non distingue  $I_d$  e quella che va all'utilizzatore.

Quindi se  $I_{dmax}$  è troppo piccolo, diminuisce  $P$  dell'impianto. Quindi se

$P = 3 kW \rightarrow I = 16 A \rightarrow R_t < 1,5 \Omega$ . Più grande? Sì, se accetto una  $P$  minore però problemi se collego + cose.

Supponiamo:

$R_t = 20 \Omega$  Impianto da  $3 kW$  (anche camere di degenza)

$I_{dmax} = 16 A$

$V_c = \frac{16 A \cdot 20 \Omega}{1} = 320 V$  **ERRORE !!** Il generatore eroga al max  $220 V$

$I_{dmax}$  non può mai essere  $16 A$ .

$I_d$  è dato da  $\frac{220}{R_t}$ , quando  $P_g = 0$ .  $\rightarrow I_d = 11 A$



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

$$\frac{1}{\omega C} = \frac{1}{3 \cdot 10^2 \cdot 2 \cdot 10^{-9}} = \frac{10^7}{6} \approx 1,6 \text{ M}\Omega$$

devi scrivere x forza MΩ e non 10<sup>7</sup> !!

Per cui:

$$I_p = \frac{220 \text{ V}}{1,6 \cdot 10^6 \Omega} \approx 135 \mu\text{A}$$

Ora → al di sotto di  $500 \mu\text{A}$  la corrente non viene percepita, quindi NON c'è rischio di fibrillazione ventricolare. (posso usare le curve)

Ultima domanda:

Non posso toccare  $I_{d \max}$  perché si modifica anche la potenza !! ⚠

Quindi devo modificare  $R_T$ :

$$24 \text{ V} = 25 \text{ A} \cdot R_T$$

$$R_T \leq \frac{24}{25} \rightarrow R_T \leq 0,96 \Omega$$

Mai  $R_T = 0,96 \Omega$  perché con il tempo  $R_T$  aumenterà, quindi lo prendo  $0,5/0,6 \Omega$

- Un chirurgo indossa guanti in gomma. Questi tocca una sup. metallica che X un guasto si trova ad avere  $V_c = 220 \text{ V}$ . Il contatto avviene tra il palmo della mano e la sup. metallica ed è riferito a terra tramite calzature conduttive. Supponiamo che  $R_{pu} = 1 \text{ k}\Omega$ . All'ingresso l'accoppiamento è capacitivo. Qual è  $I_d$  verso terra che scorre attraverso il chirurgo?

$$S_{\text{mano}} = 100 \text{ cm}^2$$

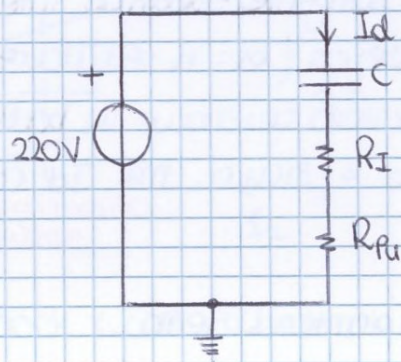
$$d = \text{spessore guanto} = 0,25 \text{ mm}$$

$$\epsilon_r \approx 5$$

$$R_{pu} = 1 \text{ k}\Omega$$

$$R_I = 500 \Omega$$

$$C \approx 2 \text{ nF}$$



Due avvolgimenti identici:

- $I_1$  : va al carico
- $I_2$  : torna dal carico

Supponiamo che non ci sia  $R_g \rightarrow I_1 = I_2$ , avvolgimenti uguali. Il  $\vec{B}$  nel nucleo ferromagnetico =  $\emptyset$  perché si annullano a vicenda x le correnti in verso opposto.

La molla che fa aprire gli interruttori è legata ad un'ancoretta, la molla è controllata dal  $\vec{B}$  del materiale ferromagnetico.

Quando  $I_1 \neq I_2$ ? Quando c'è dispersione verso terra.

$$I_1 = I_2 + I_d$$

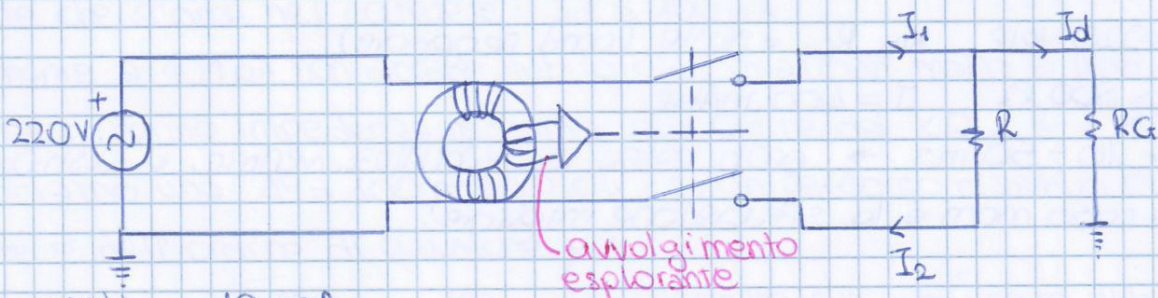
Corrente suff. alta (decine di mA)  $\rightarrow$  l'ancoretta attirata verso il nucleo, la molla si sgancia, l'interruttore è aperto e la corrente viene interrotta!

Esistono anche tipi  $\neq$  di interruttori: nucleo chiuso di materiale ferromagnetico (toroidale).

Due avvolgimenti percorsi da  $I_1$  e  $I_2$ , ma anche un terzo  $\rightarrow$  avvolgimento esplorante. Fin tanto che  $R_g = \infty \rightarrow I_1 = I_2$ ,  $\vec{B} = 0$ . Se  $\vec{B} = 0$  ai capi del 3° f.e.m. = 0.

Quando  $I_1 \neq I_2 \rightarrow \vec{B} \neq 0$  e nel 3° si genera f.e.m.  $\neq 0$ .

Questo disp. percepisce f.e.m. proporzionale ad  $I_d$ , troppo elevata  $\rightarrow$  sgancio degli interruttori e  $I$  non passa. Qui l'udc è + sensibile.



$\Delta$  di correnti  $\rightarrow$  10 mA

Interr. diff. da 30 mA  $\rightarrow$  sicuri x macro shock x cont. indiretto. 500 ms  $\rightarrow$  regione 2, ma se anche fossero 10 s saremmo in regione 3. Qui l'udc gli interr. garantiscono il non ingresso nella zona 4.

Quindi gli interruttori si distinguono per la CORRENTE D'INTERVENTO (10, 30, 100, 300 mA): gli ultimi 2 valori di corrente non sono + sicuri x macro shock!

È obbligatorio in tutte le case, in edifici <sup>precedenti al</sup> 1971 è possibile che non ci sia il impianto di messa a terra, ma deve esserci il magnetot e il differenziale.

Questi + usati sono di tipo AC  $\rightarrow$  adeguati x I alternate applicate lentamente o velocemente.

Esistono anche apparecchi con alimentatori switching/inverter che hanno <sup>correnti</sup>  $I_{puls}$

## MICROSHOCK

Corrente nelle camere cardiache o in prossimità tramite canule o catetere.

Problema: le correnti necessarie sono molto basse (100-200  $\mu\text{A}$ ).

Origine delle correnti:

→ da altri apparecchi connessi al paziente che può richiudersi a terra tramite il catetere.

→ se sogg. viene a contatto con parte metallica a pot.  $\neq$  da quello del catetere.

Quindi se tutti gli strum. sono allo stesso pot non capita nulla.

→ apparec. collegato al catetere genera cor. di disp. che scorre e si chiude a terra x contatto del paziente con parte metallica.

Se usiamo un dispositivo di tipo CF  $\rightarrow$  nulla accade perché  $I_d = 10 \mu\text{A}$ .

Meglio ancora  $\rightarrow$  tutti i dispositivi dovrebbero essere di tipo CF.

Per il 2° p.to la strum. CF non basta  $\rightarrow$  equipotenzialità deve essere garantita - 2 precauzioni:

1) Equalizzazione <sup>del potenziale</sup> di tutte le masse conduttive nell'intorno del paziente.

2) solo strum. CF  $\rightarrow$  di sicuro quello collegato al catetere, ma la norma non dice nulla della strum. collegata al paziente.

$\Delta \rightarrow$  misura del tipo impiantistico.

### IMPIANTO di MESSA A TERRA

29/10/13

Corrente che scorre nel catetere:  $I_d \geq 100 \mu\text{A}$

Ovviamente a  $101 \mu\text{A}$  non accade subito qlcs, ma man mano la prob. aumenta.

I cateteri hanno impedenza resistiva dell'ordine del  $k\Omega$ ,  $R_c = 1 k\Omega$

Se abbiamo una  $\Delta V = 100 \text{ mV}$  (o più) su un percorso resistivo di  $1 k\Omega$ , la corrente è dell'ordine di qualche  $\mu\text{A}$ .

2 masse equipotenziali a  $100 \text{ mV} \rightarrow$  corrente può causare fibrillazione.

$\Delta V$  tra masse metalliche:  $10 \text{ mV} \rightarrow 10 \mu\text{A}$  per non avere fibrillazione ventricolare  $\Delta V \leq 10 \text{ mV}$ .

Percorso resistivo  $\rightarrow$  se fosse intorno a  $100 \Omega$ ,  $\Delta V = 10 \text{ mV} \rightarrow I_d =$  abbastanza pericolosa.

$10 \text{ mV}$  è un valore ragionevole.

Di sicuro non vogliamo salire oltre i  $10 \text{ mV}$  e dobbiamo garantire equipotenzialità. Idee:

• impianto di messa a terra (se ideale): potenziale delle masse prossimo a quello di terra.

Anello di terra intorno alla stanza a cui collego tutte le masse.

Supponiamo:

di superficie  $> 20 \text{ mm}^2 \rightarrow$  In qst condizioni  $R_w = 10 \text{ m}\Omega$ , Se  $I_d < 100 \mu\text{A} \rightarrow$   
 $\Delta V \approx 1 \text{ mV} \rightarrow$  condizione ottimale.

Quindi dobbiamo rispettare le dimensioni minime del conduttore.

ulteriore problema:  $I_d$  delle varie apparecchiature. Questo  $I_d \leq 5 \text{ mA}$ .

Se:  $I_2 = 5 \text{ mA}$   $R_{w2} = 10 \text{ m}\Omega \rightarrow V_2 = 50 \mu\text{V}$  valore piccolissimo.

Condiz peggiore: drop tra  $N_2$  ed  $N_6$  con  $I_d \rightarrow \Delta V = 400 \mu\text{V}$

Attenzione perché c'è anche la corrente di dispersione di  $U_3 \rightarrow 10 \text{ mA}$  e poi così discorrendo.

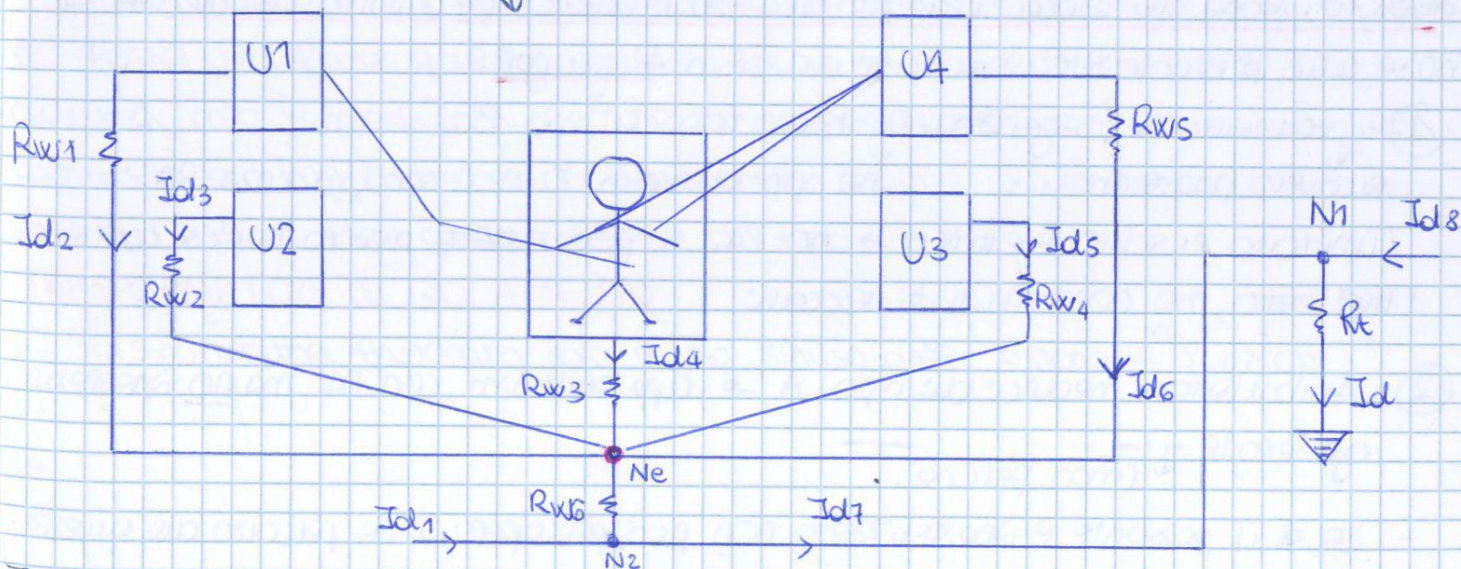
Sono cmq delle condizioni peggiori.

Questo con figurazione  $\rightarrow$  AD ANELLO con conduttore di dimensioni adeguate. Se drop sul paziente possono arrivare a valori di  $1/2 \text{ mV}$  a causa dell'e  $I_d$  che scorrono.

Problemi:

- la barra non è un cavo, quindi + complessa e costosa
- " " va messo all'esterno x controllare che funzioni. e non si danneggi }
- Se  $I_d$  si sommano lungo l'anello. Il tratto finale è percorso dalle  $\Sigma$  di tutte le correnti  $\rightarrow$  situaz non ottimale.

Questi impianti non si realizzano più xkè complessi e costosi. Si può fare di meglio spendendo meno  $\downarrow$



Impianto a stella. Tutti si concentrano nel centro stella e quindi non si sommano + le correnti di dispersione.

$$N_1 = N_2 \quad N_e = N_2 + R_{w6} (I_{d2} + I_{d3} + \dots)$$

Le correnti che arrivano da altre stanze sono nulle  $\rightarrow$  non si verifica il problema.

In questo modo anche il pot. del pavimento è equipotenziale.

Se anche rimuovessimo l'hp che  $I_d = 0 \rightarrow I_{d2} = I_{d3} = \dots < 5 \text{ mA}$

Sezione di  $R_{w1} > 6 \text{ mm}^2$  per avere una bassa  $R_w$

- Locali ad uso estetico → l'estetista
- Locali ad'impieghi alle radiologie

- ④ • Sorveglianza o terapia intensiva
- Dove si pratica anestesia generale
  - Dove si pratica chirurgia (anche l'ambulatorio veterinario)

[da DM 93/42 non si applica sugli animali]

Questo diviso implico → messa a terra ed egualizzazione del potenziale.  
Messa a terra: obbligatoria ovunque

Egualizzazione del pot: ① → sì, se non è prevista protezione del macroshock  
x contatto indiretto con interruttore diff.

p. 46

Devo impiantare o nodo o anello equipot.  
(con masse conduttrici inferiori a 2,5 m)

② → sì, anche con interr. diff. Nodo o anello.

③ → Sì, nodo equip.

④ → Sì, nodo equip. + può essere consentita rete conduttrice sotto il pavimento.

Nelle nuove strutture anche le camere di degenza sono equiparate al meno a locali di tipo 2. In questo modo posso fare analisi "peziabole" in camere. Posso una fare questi analisi anche in camere senza struttura adatta, ma il medico si preme la responsabilità (sarebbe meglio consultare l'ing. chimico → si può fare l'esame, xò meglio utilizzare ECG ad aei.m. elettrocontenuta e di tipo (F)).

## TRASFORMATORE DI ISOLAMENTO

31/10/13

I trasformatori lavorano solo in reg. sinusoidale. 2 sono le funzioni:

1-

2-

Rapporto di trasformazione → 1:1. Altri sono in discesa:  $I_u < I_e$ , danno una tensione d'uscita da 24V.

I trasformatori di isolamento possono essere:

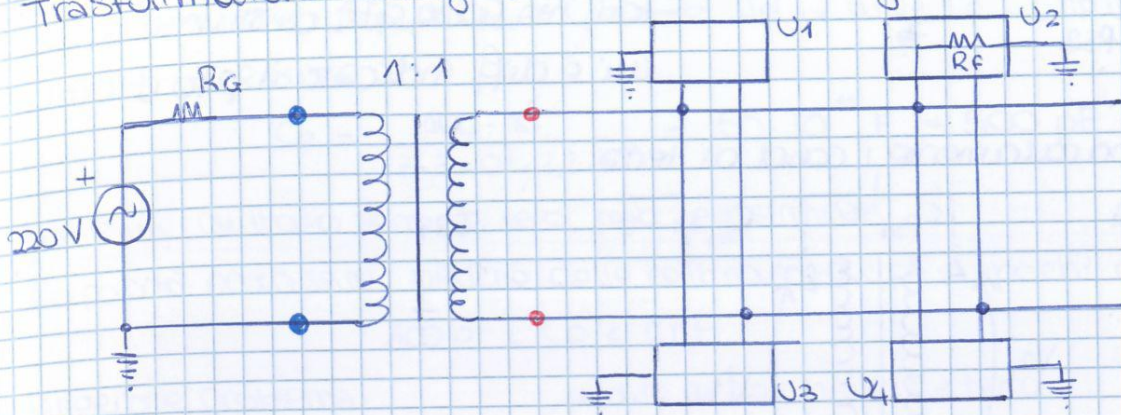
1. Propriamente detto, rapporto 1:1. Non modifica la tensione al secondario ma sfavetta la caract. di isolamento tra primario e secondario

2. Abbassano la tensione al secondario. Uchi x rendere di sp. una bassa tensione detta SELV → "separated extrinsec low voltage", "separato dalle rete elettriche". Terza montri + tens molto bassa rho NON genera macroshock

ei sono posizioni in cui una vite superiore viene serrata, per cui  
 Smettere di funzionare x un guasto non alla macchina fondamentale.  
 Allora, questo sit è molto + pericolosa che a casa o in una normale camera  
 di elegerza.

Intervento:

Trasformatore tra gli utilizzatori e il generatore



Quanto vale adesso  $I_d$ ?  $I_d = 0$ . Il trasf. isola la linea da terra.

Se  $I_d = 0 \rightarrow \Delta V = 0$  ai morsetti secondari, ho quindi lo stesso tenzio  
 ne prima del guasto.

Trasformatore  $\rightarrow$  x continuità di erogazione elettrica anche in condiz  
 di 1° guasto.

Se anche  $U_4$  non funzionasse  $\rightarrow$  maglie si chiuderebbe lo stesso prob.  
 precedente.

Scopi del trasf d'isolamento in ospedale:

$\rightarrow$  garanzia di continuità elettrica (Funz. PRINCIPALE)

$\rightarrow$  prevenzione del macroshock

### CONSIDERAZIONI

p. 39

Nella 1° sit  $\rightarrow$  supponiamo un interr. diff: se la differenza tra le correnti  
 di andata e ritorno supera la soglia, allora l'interr. interviene tagliando  
 la corrente facendo smettere di funzionare gli utilizzatori.

Nella 2° sit  $\rightarrow$  interr. diff. tra ph. ross': voglio proteggere  $U_1, U_2, U_3$  e  $U_4$   
 o persone nelle vicinanze. **SBAGLIATO!!** Perché:

- $I_d = 0$ , quindi non può intervenire (o cmq  $\ll$  della soglia d'intervento)
- Verificherei la funz. princ. del trasf  $\rightarrow$  continuità della rete elettrica

Si può inserire x protezione dell'impianto interr. magnetotermico.

Posso allora metterlo a monte (p.ti blu)? Anche in cond. di 1° guasto  
 del secondario, non c'è dispersione al primario quindi non interverrebbe  
 mai.  $\rightarrow$  invece, essere utile un interr. magnetotermico

Tutto qst vale x un trasformatore ideale. **PERÒ**, ci sono capacità parassite  
 site!  $\rightarrow$

Ordine di grandezza delle correnti di dispersione: 50-150  $\mu\text{A}$  per trasformatori da 5-10 kW.

Norma:  $I_{d\text{max}} \leq 1 \text{ mA}$  Con il tempo possono aumentare.

Supponiamo un trasformatore con  $I_{d1} = 100 \mu\text{A}$  ( $I_{d1} = \omega V(\Sigma C)$ ),  
 $I_{d1} = \omega V_1 (C_{ps1} + C_{ps2} + C_{st2})$

Supponiamo che  $C_{ps1} \approx C_{ps2} \approx C_{st2} \Rightarrow I_{d1} = \omega V_1 C_p$  [ipotesi realistica]

Questo vuol dire:

$$C_p = \frac{100 \cdot 10^{-6}}{3 \cdot 3 \cdot 10^2 \cdot 2,2 \cdot 10^2} = 50 \cdot 10^{-11} \text{ F} = 500 \text{ pF}$$

Non è un risultato sempre vero, ma verosimile.

Capacità parassite: ordine delle centinaia di pF  $\div$  pochi nF

$$100 \text{ pF} \leq C_p \leq 2 \text{ nF}$$

Ulteriore problema:

perdite di isolamento tra terra

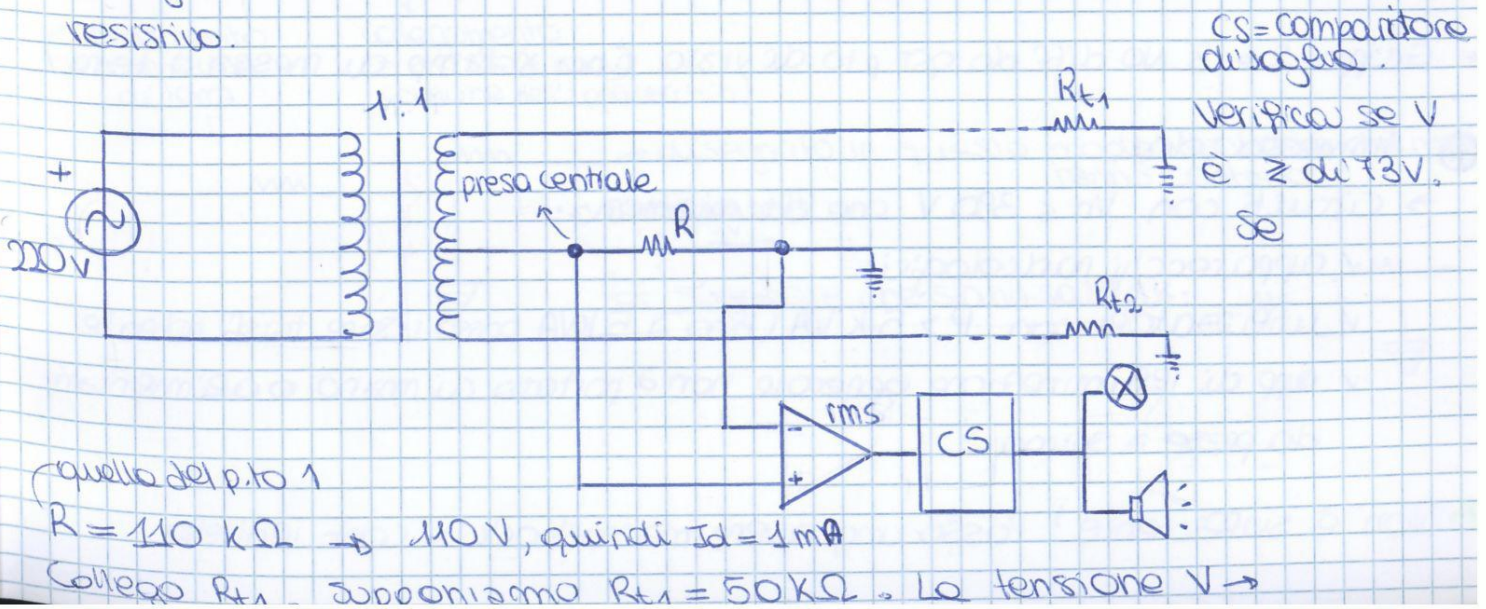
Se si verifica il 1° questo, uno dei 2 morsetti va a terra  $\rightarrow$  il secondario non è + isolato. In caso di secondo questo la protezione da microshock non è + garantita.

**Sistema di verifica di isolamento**  $\rightarrow$  circuito connesso al secondario con determinate caratteristiche: (CEI EN 61557-8)

- Impedenza interna  $\rightarrow 100 \text{ k}\Omega$
- Corrente di prova  $< 1 \text{ mA}$  (anche in condiz di 1° questo)
- Attivazione di allarme ottico (spia luminosa) non disinseribile + allarme acustico che può essere disinseribile quando resist. verso terra del secondario scende sotto i  $50 \text{ k}\Omega$ .
- massima tensione del cto d'allarme  $\leq 25 \text{ Veff}$  (sicurezza).

Perdite d'isolamento; cause:

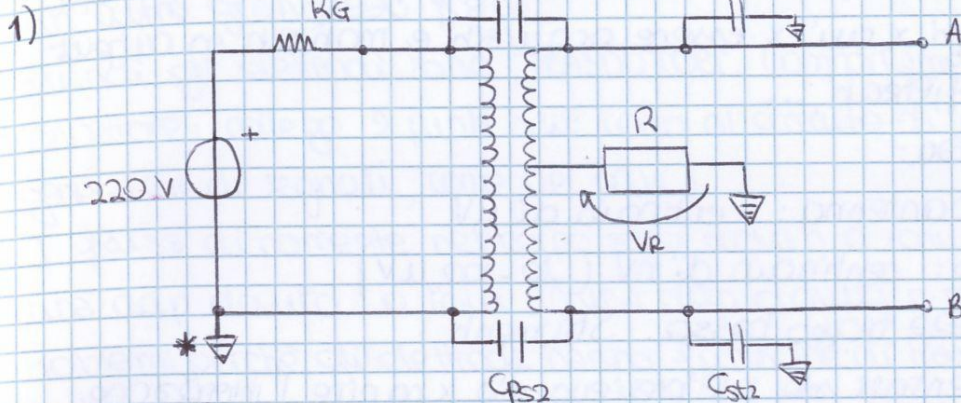
$\rightarrow$  collegam. a terra di uno dei 2 morsetti del secondario attraverso un percorso resistivo.



- Protezione singola anche unipolare per ogni presa a spina alimentata dal TI
- Non intercambiabilità delle spine degli apparecchi alimentati dal TI e quelli in 1 [Non 3 adattatori!!]
- Segnali ottico - acustico di verifica dell'isolamento o ben visibili ed udibili.

Il fusibile non compare → si può usare ma non dà alcuna protezione dal p.to di vista del macroshock. Inoltre il fusibile solo x applicazioni molto particolari.

## ESERCIZI



- 1) A e B aperti
  - 2) A chiuso a terra
  - 3) B chiuso a terra
- $V_R = ?$

$R = 110 \text{ k}\Omega$

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

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

$R_G$  trascurabile

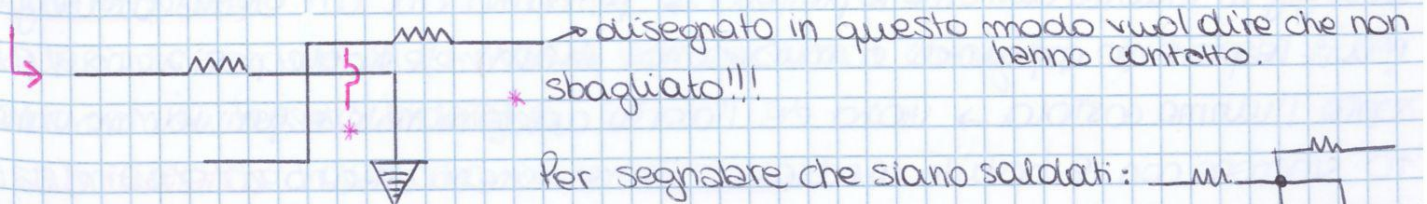
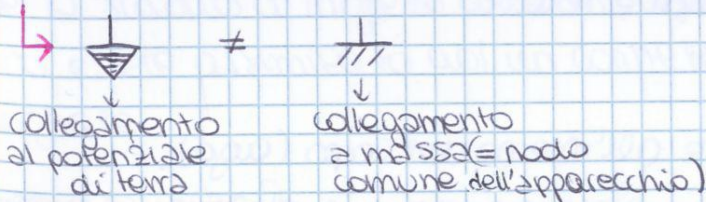
### MEMO:

- \* Se questa messa a terra non fosse stata presente, cosa sarebbe accaduto?

Quel generatore sarebbe stato flottante:

- nel caso 1, la tensione su R è nulla → il secondario è flottante
- Si simmetrizza il c.t.o.: i morsetti al primario non hanno contatto a terra. Nelle cond 2 e 3 ho la stessa tensione.

### N.B.





## Terminologia:

- Gli elettrodi sono **sensori**. Il sensore è un disp che può misurare  $\neq$  grandezze. Se questo sensore è x misure in vivo o in vitro diventa un sensore biomedico. Serve x studiare variazioni di potenziale nel corpo  $\rightarrow$  elettrodo.
- **Trasduttore**: converte una <sup>qualsunque</sup> grandezza in una grandezza elettrica (tipicamente). Passaggio da una forma d'energia ad un'altra.
- I sensori sono trasduttori.
- Possono essere **Attuatori**  $\rightarrow$  processo inverso: da grandezza elettrica ad un'altra grandezza fisica.

Quindi gli elettrodi sono TRASDUTTORI. Comportamento paragonabile ad un connettore: collega 2 punti sul corpo al circuito di prelievo (amplificatore al generatore di segnali, come dei cavi).

I flussi di corrente nel corpo sono dovuti a ioni  $\rightarrow$  trasduttore deve tradurre una ddp dovuta a ioni in una ddp dovuta a corrente di elettroni.

Problemi, perché gli elettrodi hanno funzione di trasferimento non uguale ad 1 in tutte le parti. Se fossero connettori  $\rightarrow$  funz. di trasferimento = 1 ovunque.

Non posso pensare ad un elettrodo x prelevare un qualunque biopotenziale, il segnale ha comp. frequenziali in una determinata banda. In questa, l'elettrodo deve avere funz. di trasf = 1 x non distorcere il segnale.

Problema  $\rightarrow$  essere certi che un elettrodo sia adeguato per il prelievo di un certo segnale.

Devo conoscere la banda del segnale e l'andamento della HCF  $\rightarrow$

Domanda: elettrodo con queste caratteristiche può essere usato x il prelievo di un certo segnale?

Se lo stadio d'ingresso dell'amplific. ha certe caratteristiche, l'elettrodo può essere assimilato ad un connettore, quindi utilizzabile x qualunque segnale.

## Come è fatto?

Materiale conduttivo (metallo, semiconduttore drogato...) messo a contatto con il tessuto biologico.

Assumiamo che l'elettrodo sia in METALLO.

Quando lo appoggiamo sulla cute  $\rightarrow$  contatto con soluz elettrolitica  $\rightarrow$  mezzo conduttivo realizzato, ad es., ad H<sub>2</sub>O con specie ioniche. ES, su cute con specie ioniche, la cute è sempre permeata da soluz elettrolitica con caratteristiche simili al liquido interstiziale (ioni Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Ca<sup>2+</sup> e Cl<sup>-</sup> o altri anche ioni metallici).

Questa ddp devo poi semplificarla.

Ordine di grandezza del pot. assoluto  $\rightarrow$  Volt.

Devo def un elettrodo che vado sempre bene da poterlo usare come riferimento. Potrei misurare il pot. rel. di semicella. Ovviamente deve essere sempre riproducibile, deve essere stabile (pot di semicella che vari ben poco).  
C<sub>0</sub> (se ne produco due e misuro la ddp vorrei che fosse  $\emptyset \rightarrow$  impossibile, quindi  $\mu V$  si misura sempre)

## ELETTRODO DI RIFERIMENTO $\rightarrow$ ELETTRODO ALL'IDROGENO (SHE)

Formato con una retina di Pt (ionizza poco) in soluzione acquosa (1M di HCl) alla  $t = 25^\circ C$ . Facciamo gorgogliare la soluzione con una soluzione ad idrogeno ad 1 atm.

L'H va a contatto con la retina e funge da collettore di elettroni  $\rightarrow$  ossidazione di H ( $H^+$ ) che va poi nella soluzione.

Potenziale relativo  $\rightarrow$  10/20  $\mu V$

Potenziale assoluto dell'H  $\rightarrow$  4,44 V

Posiamo ora prendere metalli e misuriamo ddp dello semicella rispetto all'elett. all'H. Scopriremo che Zn, Al, Cr, Fe hanno un potenziale negativo rispetto all'H. Ovvero ionizzano di + dell'H.

Al = -1,7 V      H = 0 V

Tipologie di elettrodi:

Elettrodi di 1° tipo  $\rightarrow$  metallo immerso in una soluz. elettrolitica contenente gli stessi ioni  
" " 2° tipo  $\rightarrow$  interfaccia fra metallo e soluz. elettrolitica  
" " " metallo immerso in un elettrolita che forma un composto sullo sup del metallo  
" " " Na sale di un metallo e soluz. elettrolit.

$\downarrow$   
AgCl  $\rightarrow$  molto biocompatibile e permette di avere elettrodi stabili

Metalli preziosi  $\rightarrow$  potenziale  $> 0$  perchè ionizza di meno dell'H.

Quello che vogliamo  $\rightarrow$  elettrodo con potenziale basso e di materiale biocompatibile. Ad es. Pb non va bene.

Riprendendo: vorremo materiali con pot di semicella basso e bioc. 5/11/13

• Cd Ni Pb  $\rightarrow$  buon potenziale, ma tossici

• AgCl  $\rightarrow$  migliore. È un sale di Ag molto poco solubile, se lo ricopro di Cloro, il cloro non entra in soluzione e rimane attaccato all'elettrodo.

Non è tossico (no irritazione, nessun problema) nè sulla cute nè sul muscolo.

• HgCl  $\rightarrow$  molto solubile in acqua. Se ricopro il metallo di HgCl passa in soluzione e non c'è + sull'elettrodo. Inoltre è tossico.

In soluz. acquosa  $\rightarrow$  dà origine ad un composto conduttivo. Questo è un aspetto positivo (usato x un liquido x effettuare EEG). Quindi anche se aveva problemi di tossicità, l'esame non è fatto tutti i momenti quindi non creava molti problemi. In cani caso non è + usato.

Le componenti continue sono fastidiose  $\rightarrow$  nel 1° stadio non le risono swam dalla alternata, inoltre abbastanza grandi rispetto alle altre grandezze.

Vorremmo elettrodi uguali così  $V = E_1 - E_2 = 0$

Se considerassi il pot assoluto  $\rightarrow 4,2 V$

$$\text{pot}_{\text{AgCl}} = \underline{0,223 V}$$

Mi piacerebbe avere  $\emptyset$  ma non riesco ad averlo. Tanto + il risultato è  $V_i$  che  $0 \emptyset$ , tanto  $>$  serve l'uguaglianza degli elettrodi.

Elettrodi AgCl  $\rightarrow$  RIPETIBILI e STABILI (maneggevoli ed economici)

$\rightarrow$  POCO SENSIBILI ALLA  $[Cl^-]$ : nel liquido interstiziale è abbastanza presente (si creerebbe  $\checkmark$ )

Per elettrodi ben fatti:  $\Delta E \approx \underline{50 \mu V}$  Non sono così pochi dal p.to di vista dell'applicazione  $\rightarrow$  l'onda P del segnale cardiaco è pressoché dello stesso ordine di grandezza.

Se usassi elettrodi di solo Ag  $\rightarrow \Delta E \approx 100 \mu V$  dopo 10 minuti dall'applicazione perché ogni lo strato di cloruro si forma ugualmente.

Elettrodo all'H dal p.to di vista clinico MAI usato, ma anche in laboratorio poco usato perché la soluz di HCl è 1M.

Questi elettrodi AgCl si usavano un tempo perché lo strato di AgCl è sottile e qui non dopo qualche pulizia lo strato si rovina. Per cui andava no puliti e riclorurati.

Oggi si usano AgCl sinterizzati  $\rightarrow$  si prende della polvere di AgCl, cavetto d'Ag e lo polvere messe in un contenitore  $\downarrow$

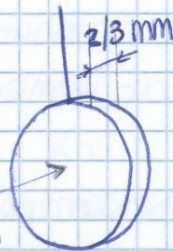
I cilindri avvicinati e compressi ad alte P  $\rightarrow$  ottengo la pastiglia di AgCl



$T = 1000^\circ C$

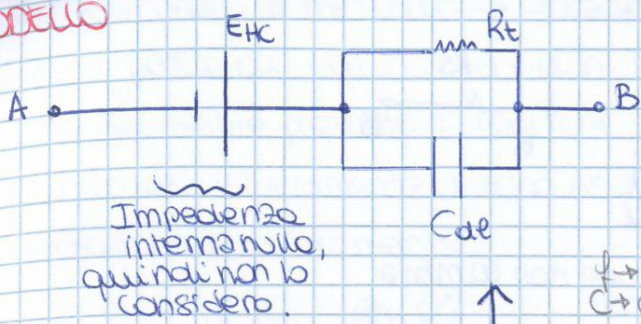
AgCl sinterizzata  $\rightarrow$  pastiglia sinterizzata. È come la ceramica

13/15 € caduno



Se lo sup si rovina, con uno strumento abrasivo con grana sottile si rinnova la superficie  $\rightarrow$  toglie pochi  $\mu m$  di materiale (durano molti anni)

**MODELLO**

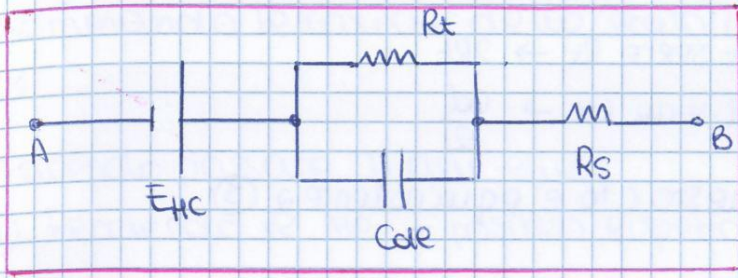


In continua → ho solo  $R_t$

Al crescere di  $f$  → il condensatore inizia a contare di più e il modulo dell'impedenza diminuisce fino ad arrivare a zero, ma nel  $\Gamma$  vediamo che rimane cost.

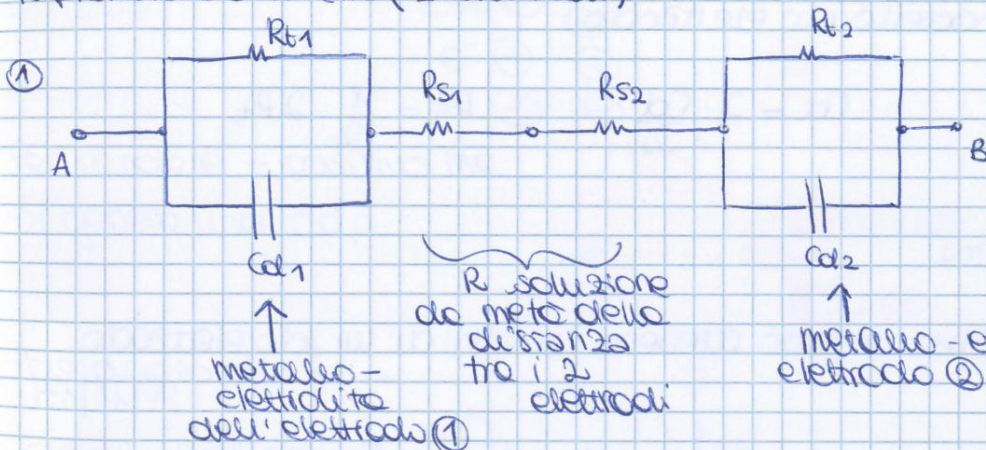
$f \rightarrow -\infty$   
 $C \rightarrow c.t.o$

Questo modello non va bene!



$R_s$  tiene conto della resistenza del liquido.

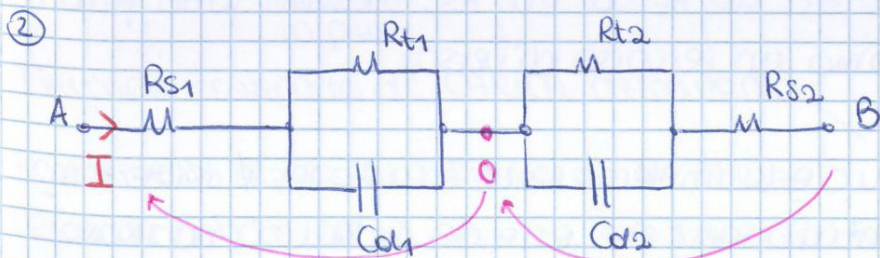
Riprendendo il c.t.o (2 elettrodi):



↑ metallo-elettrolita dell'elettrodo ①

↑ soluzione da metà della distanza tra i 2 elettrodi

↑ metallo-elettrolita elettrodo ②



Dal p.to di vista elettrico non è cambiato nulla.

Elettrodi uguali →

$$R_{t1} = R_{t2} = R_t$$

$$C_{d1} = C_{d2} = C_d$$

$$R_{s1} = R_{s2} = R_s$$

Applichiamo  $I$  → caduta di tensione su  $R_{s1}$  ed  $R_{s2}$  uguale

$$V = I \cdot R_s$$

Tensione su  $R_{t1} - C_{d1}$  e  $R_{t2} - C_{d2}$  uguale.

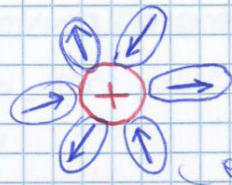
Quindi la tensione AO è uguale alla tensione OB:

$$V_{AO} = V_{OB}$$



e se si avvicinano al metallo  $\rightarrow$  forza attrattiva, se si allontanano  $\rightarrow$  f. diffusiva.  
 Quindi si parla di equilibrio dinamico.

Situazione inoltre presente: ioni che si allontanano e tendono a diffondere nella soluzione. Ovviamente ci sono anche ioni negativi ( $\text{NaCl} \Rightarrow \text{Na}^+ + \text{Cl}^-$ )  
 Guardando attentamente:



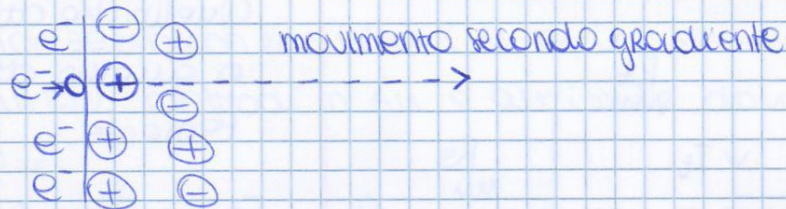
Molecole d'acqua attaccate allo ione (+)  
 Ma dal p. to di vista elettrico  $\rightarrow$  nessun effetto  
 elettricamente neutre

STRATO DIFFUSO  $\rightarrow$  cariche che diffondono nella soluz.

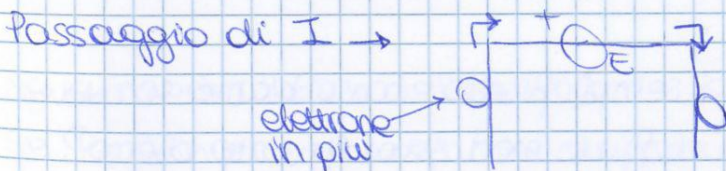
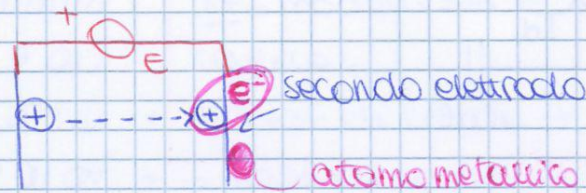
Sommando le cariche dello strato compatto e dello str. diffuso troviamo  $\emptyset$ .

Facendo passare  $I$ , due effetti:

① Rendendo il Me + positivo rispetto alla soluzione  $\rightarrow$  IONIZZAZIONE



Per rendere + positivo Me:  
 Si genera una ddp



Quindi trasporto di CARICA attraverso

ioni: internamente

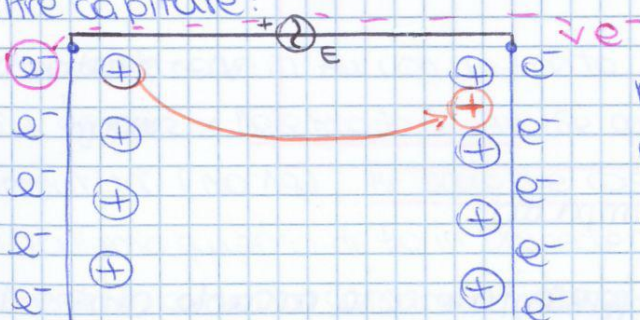
$e^-$ : esternamente

Trasferimento di carica all'interfaccia Me/soluz

Per valori bassi di  $I \rightarrow$  Se  $R$  raddoppia, la tensione, allora anche la corrente raddoppia. d'elettrodo in questo modo si comporta come un  $R$ .

Quindi, fenomeno di trasferimento di carica modellizzato con un  $R$ .

Può inoltre capitare:



Supponiamo non ci siano fenomeni di trasporto di cariche (metalli preziosi hanno questo comportamento: Au/Pt  $\rightarrow$  fenomeni dovuti alle impurità)  
 Generatore di tens. alternata.

## CONSIDERAZIONI:

→ elettrodi x biopotenziali, non celle elettrochimica. Questi segnali hanno al massimo  $f = \text{qualche KHz}$ .

Quindi non ci interessa cosa accade oltre i  $10 \text{ KHz}$ . Possiamo così usare il modello ①.

$C_w$  interviene solo ad alte  $f \rightarrow$  posso toglierlo e allora  $R_t$  diviene una serie di  $R_t$  e  $R_w$ , ma  $R_w$  è trascurabile rispetto a  $R_t$  perché ne costituisce una piccola parte.

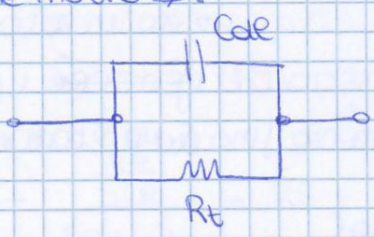
Trovare i valori di  $R_w$  e  $C_w$  è molto complesso  $\rightarrow$  modello molto poco utilizzabile.

Ecco che allora di fatto possiamo preferire ① x  $\omega$ :

- 1-  $f$  tali x cui  $C_w$  è trascurabile
- 2- volessi ricavare  $R_w$  e  $C_w$  sperimentalmente è complesso, analiticamente  $\exists$  formule i cui parametri si difficoltà da determinare.

Quindi uso ①.

Esistono metalli che ionizzano con facilità (Al, Fe, Cr.) altri molto meno (Au, Pt  $\rightarrow$  dovuti alle impurità). Elettrodi in Au e altri in Fe dovrebbero avere caratteristiche molto  $\neq$ .



$R_t$  = modella il trasferimento di carica.

- + transf. di carica  $\rightarrow R_t$  piccolo
- - transf. di carica  $\rightarrow R_t$  grande
- transf. di carica = 0  $\rightarrow R_t \rightarrow \infty \rightarrow I = 0$

Se aumento la sup dell'elettrodo:  $S_1 > S_2$ , al crescere di questo,  $R_t$ ?

Se  $R_t$  è invers. prop. al transf. di carica, considerato che aumentando la sup aumenta anche  $I \rightarrow R_t$  è invers. prop. alla superficie dell'elettrodo.

$$R_t \uparrow \text{ Selett. } \downarrow \quad G_t = \frac{1}{R_t} \propto S$$

$C_{de}$  = capacità prop. alla sup delle piastre.

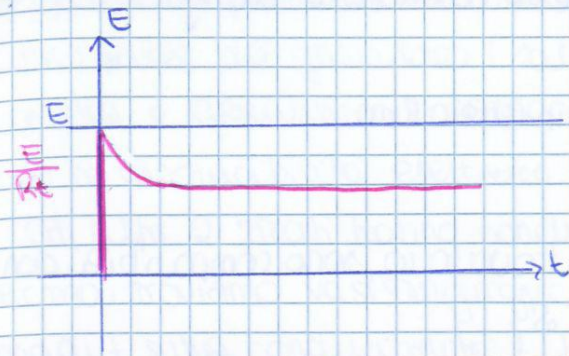
$$C_{de} \propto S, \quad C_{d1} = 40 \text{ nF} : \quad 2 \cdot S \rightarrow C_{de} = 80 \text{ nF} \\ 1/2 S \rightarrow C_{d1} = 20 \text{ nF}$$

Se abbiamo elettrodo in Au con una certa  $S$  o elettrodo in Fe con  $= S \rightarrow R_t$  sarà + grande x l'elettrodo in Au. Se questo elettrodo fosse in Au puro, senza impurità (NO Ag),  $R_t$  sarebbe così grande da poter essere trascurata.

Allora ritroviamo, quanto detto in precedenza  $\rightarrow$  in Au puro, l'elettrodo non può sostenere corrente continua (corrente solo in transitorio).

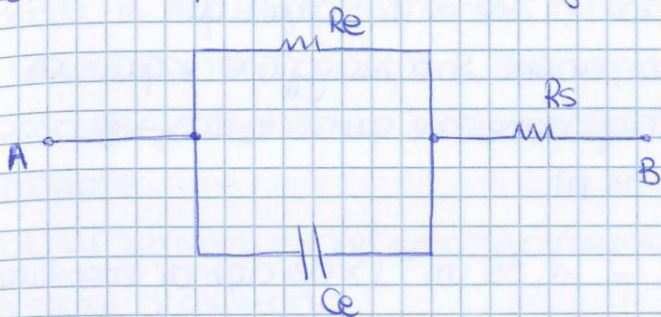
Quindi x elettrodi in Au Pt. ...  $\rightarrow$  NO corr. continua. elettrodi perfettamente

$R_G \neq 0$ :



tanto + questo comportamento è vicino ai comp. estremi, allora possiamo identificare la tipologia di elettrodo.

Modello compatibile con il diagramma di impedenza (Grafico 1)

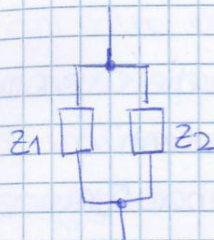


Quanto valgono  $R_e$ ,  $C_e$  ed  $R_s$ ?

Posso partire, cercando di calcolare  $Z_{AB}$ .

Attenzione però!

~~$R_s + R_e // C_e = \dots$~~  espressione topologica non matematica



$Z_1 // Z_2 \neq Z_{eq}$  NO! è solo x indicare che  $Z_1$  e  $Z_2$  sono in parallelo

Operatore matematico corrispondente  $\rightarrow \oplus$  somma armonica.

~~$R_e \oplus C_e$~~  NO perché la somma armonica va fatta tra impedenze!!

Grafico 1

1) diagramma di Bode di  $Z$

$$Z_{AB}(s) = R_s + \frac{R_e}{sC_e} = R_s + \frac{R_e}{sR_e C_e + 1} = \frac{sR_e C_e R_s + R_e + R_s}{sR_e C_e + 1}$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi R_e C_e} ; f_z = \frac{1}{2\pi C_e \frac{R_e R_s}{R_e + R_s}}$$

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

Valore asintotico  $\approx 500 \Omega$

$$\begin{cases} R_e + R_s = 30'000 \Omega \\ R_s = 500 \Omega \end{cases}$$

$$R_s = 500 \Omega$$

$$R_e = 29500 \Omega = 29,5 k\Omega$$

$$f_p \approx 100 \text{ Hz} \quad f_z \approx 10,5 \text{ kHz}$$

$$C_e = \frac{1}{2\pi \cdot f_p \cdot R_e} = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 29,5 \cdot 10^3} \approx 5,4 \cdot 10^{-8} \text{ F} = 54 \text{ nF}$$

In questo modo abbiamo ✓ il modello.

Elettrodo in circuito  $\rightarrow \text{Ag} / \text{AgCl}$ .

$f \rightarrow 0 \quad Z_{AB}(s) = R_e + R_s$  (continua)  
 $f \rightarrow \infty \quad Z_{AB}(s) = R_s$   
 $\downarrow$   
 $C_e = \text{corto circuito}$

Le cellule epiteliali formate dallo strato basale (o germinativo), quando maturano fanno parte del granuloso (salgano), quando stanno a morire salgano ancora e arrivano al corneo.

Il corneo ha conducibilità elettrica bassa: è inumidito dal liquido interstiziale. Gli altri 2 strati hanno conducibilità + elevata.

Nel derma troviamo vasi sanguigni, terminazioni nervose, ghiandole del sudore (inclinazione + sulla conducibilità), bulbi piliferi, ...

Elettrodi in Ag-AgCl funzionano bene quando sono posizionati sulla cute con un GEL CONDUTTIVO (acqua, sali conduttivi organici). Se non ci fosse,

l'elettrodo funzionerebbe male perché:

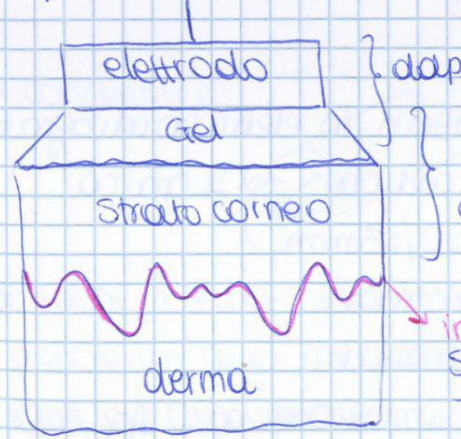
- instabile
- Pot. di semicella varia notevolmente
- Rumore d'elettrodo

Ogni volta che una partic. carica attraversa la barriera di potenziale si genera un rumore, ad es. un click (comp. frequenziali alte) = rumore d'elettrodo.

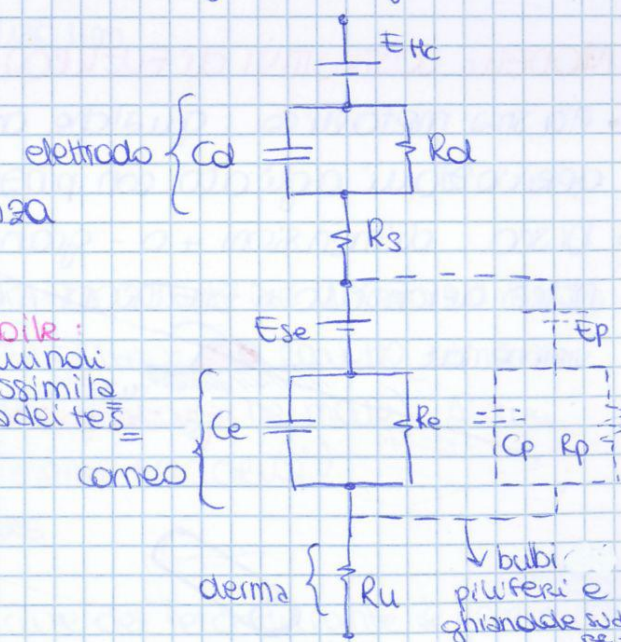
Quindi se prendessimo l'elettrodo in cond. di stabilità e osservassimo le passaggiori correnti → all'uscita dell'amplificatore un rumore gaussiano bianco ad alte freq. d'ordine di grandezza è qualche  $\mu V$ .

L'elettrodo Ag-AgCl è molto buono con gel, scadente se posizionato direttamente sulla cute.

Il gel è interfacciato con l'epidermide (corneo). Però, ulteriore interfaccia tra epiderma e derma. I fenomeni all'interfaccia sono gli stessi già analizzati.



**interfaccia trascurabile:**  
Sono conduttivi e quindi la resistenza è assimilabile alla resistenza dei tessuti interni.



Se dovessimo lavorare con questo modello, sarebbe difficile.

Quello che avviene tra gel e derma → 20 - 30% dell'impedenza dell'elettrodo.

(Non conosciamo i valori dei vari componenti,  $R_e, C_e, \dots$  → potremmo fare test di



## Casi X derivazioni toraciche.

### VANTAGGI

- Ben fatto
- Riutilizzabile

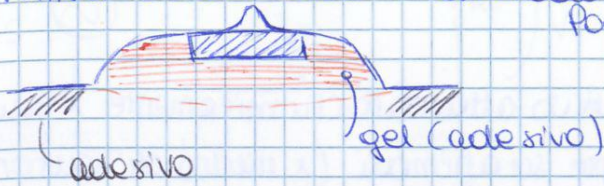
### SVANTAGGIO

- Massa propria
- Aria entra cmq (dopo un po' si stacca)

pompette

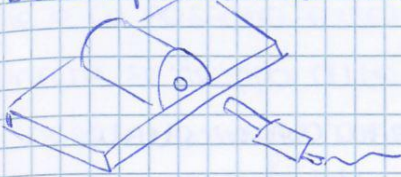


- **FLOATING ELECTRODES**: elettrodo flottante nel gel poggiate sulla cute: adesivo: interf. cute



gel: interf. cute/elettrodo

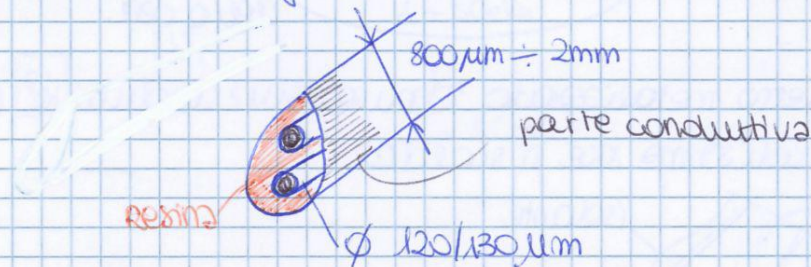
- **ELETTRODI IN GOMMA CONDUTTIVA**: gomma + polvere di grafite. Non vanno bene x rilievo di biopotenziali, usati x elettrostimolazione (abb grandi e morbidi)



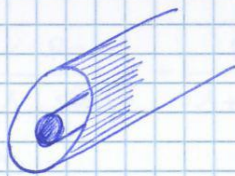
- **ELETTRODI IN ...** → materiale isolante che viene ricoperto da Ag + Ag/Cl. È molto sottile e morbido. X rilievo biopot deve essere abb grande

- **ELETTRODI AD AGO**: per EMG. Diversi tipi:

- monopolare: ago ricoperto da isolante tranne in punta. Inserito nel muscolo.
- bipolari: all'interno dell'ago 2 conduttori isolati e bloccati da resina.



→ concentrici:



- **ELETTRODI A FILO**: per EMG in movimento. Un filo isolante ad uncino sul fondo. Si prende un ago ipodermico con cavetto (Tungsteno), il cavetto rimane dentro e l'ago viene rimosso (il cavo non dà fastidio, nè male). Alcuni cavi sono a molla così non si spostano (leggermente + dolorosi).

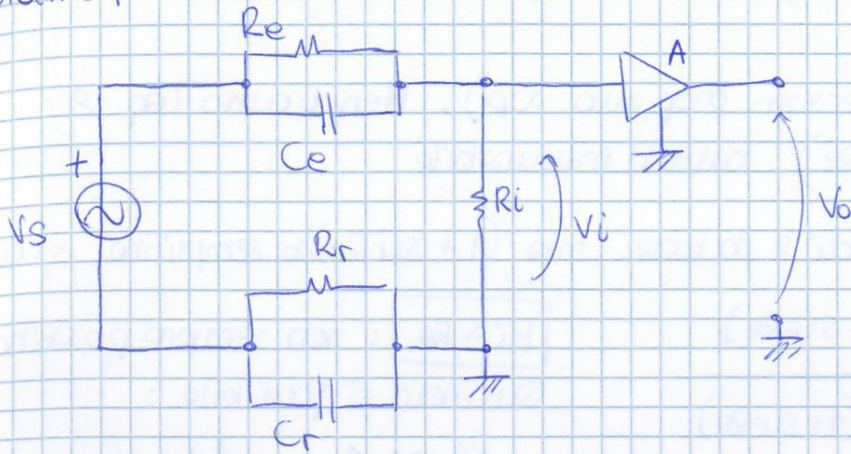
I cavi si chiamano FINE WIRE o THIN WIRE

- **ECG fetale** → problema è il contatto con la cute del feto durante il parto (bisogna passare attraverso il condotto vaginale, utero e cute del feto (si inserisce x 1 mm)). E anche tipi che vengono ancorati (avvitati) al feto.

(elettrodo)

→

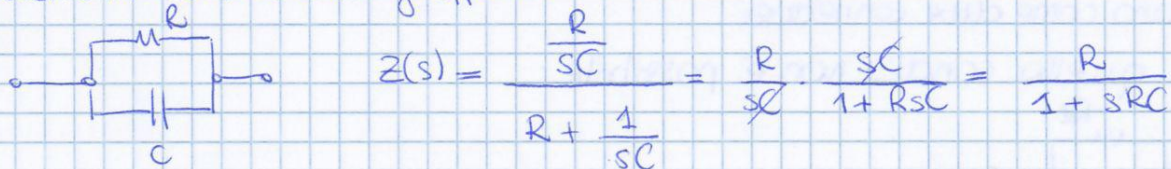
Non è proprio uno schema elettrico; rappresenta anche la situazione reale. Però dobbiamo passare ad uno schema elettrico vero e proprio.



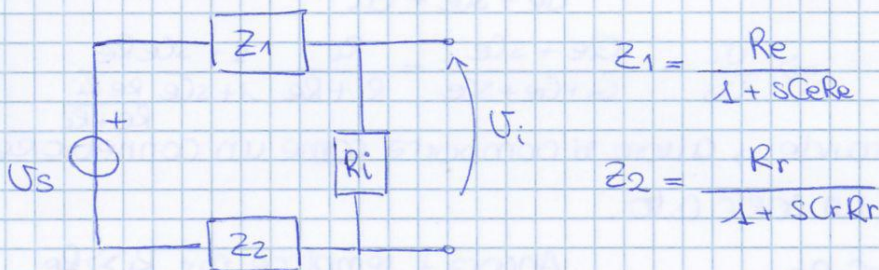
Non ci sono i potenziali di semicella.

$R_e$  e  $C_e$  possono essere trascurati. da diff dei pot di semicella va considerata perché se troppo alta porta A in saturazione.

Consideriamo di avere un gruppo RC:



Quando abbiamo quello schema:



$$V_i = V_s \frac{R_i}{\frac{R_e}{1 + sC_e R_e} + \frac{R_r}{1 + sC_r R_r} + R_i} \quad (\text{Partitore di tensione}) \quad \text{eq 1}$$

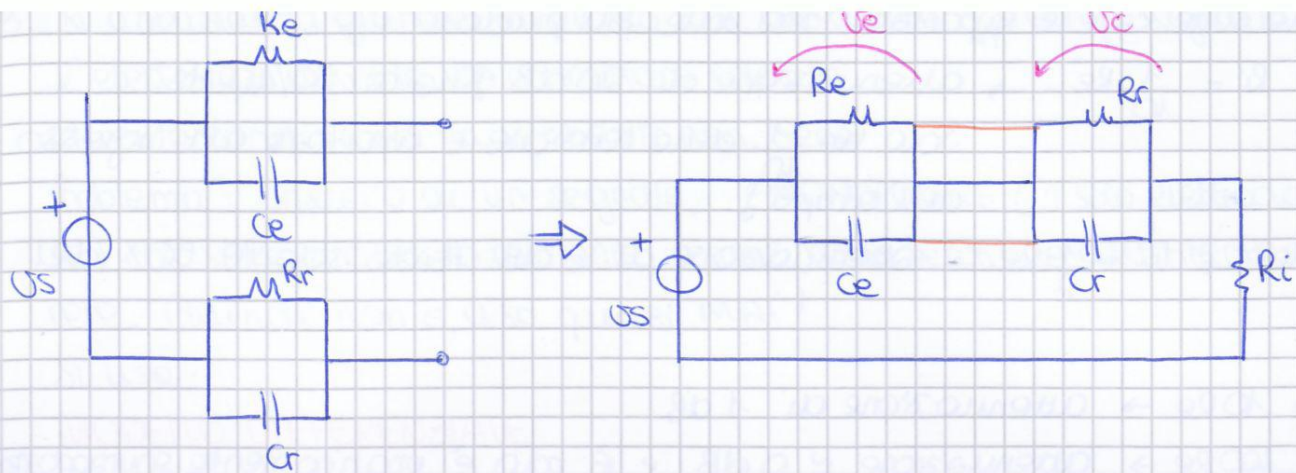
Utile riscriverla:

$$V_i = V_s \frac{\frac{R_i}{R_e} (1 + sC_e R_e) (1 + sC_r R_r)}{(1 + sC_r R_r) \left[ 1 + \frac{R_i}{R_e} (1 + sC_e R_e) \right] + \frac{R_r}{R_e} (1 + sC_e R_e)} \quad \text{eq 2}$$

Come viene trasformata  $V_s$  (sul corpo umano)  $\rightarrow V_i$  come nasce nota  $V_s$ .

Usando quest' espressione ho qualche problema, ma semplificati x ke:

- ① elettr. di riferimento molto grande ( $S \approx 100/200 \text{ cm}^2$ ) rispetto all' esplorante ( $S < 1 \text{ cm}^2$ )
- ② elettr. di riferimento ha una sup. pari a quelle dell' esplorante (es; ECG con tecnica tradizionale ha elettrodi di uguale dimensione)



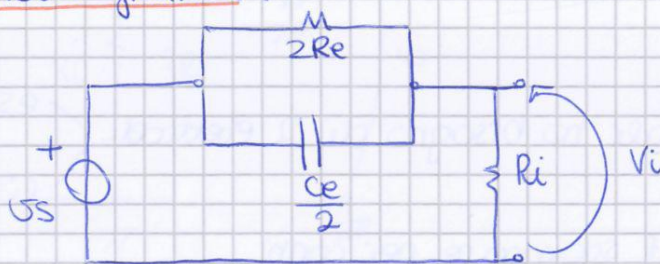
Se  $R_i$  è molto grande  $\rightarrow$  tensioni uguali

Se  $R_i$  non è molto grande:

C.to uguale al precedente con le sole diff:

$$R_e \rightarrow 2R_e$$

$$C_e \rightarrow \frac{C_e}{2}$$



Nella funzione di trasferimento lo zero non cambia dal caso ①:

caso ①  $f_{z1} = \frac{1}{2\pi R_e C_e}$

caso ②  $f_{z2} = \frac{1}{2\pi \cdot 2R_e \cdot \frac{C_e}{2}} = \frac{1}{2\pi R_e C_e} = f_{z1}$

Quindi la  $H(s)$ :

$$H(s) = \frac{V_i}{U_s} = \frac{R_i}{R_e + R_i} \cdot \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

$f_p$  non è uguale nei due casi, ma è sempre più grande di  $f_z$   $\left[ f_p = \frac{1}{2\pi C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} \right]$

$$f_z = \frac{1}{2\pi R_e C_e} \quad \text{Se } R_i \gg R_e \rightarrow f_p = f_z$$

Diagramma del modulo di  $H(s)$ :

Se  $r = \frac{R_i}{R_e} = 0,01$ ,  $R_i = \frac{1}{100} R_e$ . Allora:

$$\frac{V_i}{U_s} = \frac{R_i}{R_i + R_e} \approx 0,01$$

Valore di  $H(s)$  per  $s \rightarrow 0$ , ovvero in continua.

In continua abbiamo un'attenuazione di 40 dB. Muovendosi a  $f$  maggiori l'attenuazione è di 34 dB. Quindi abbiamo un'attenuazione elevata.

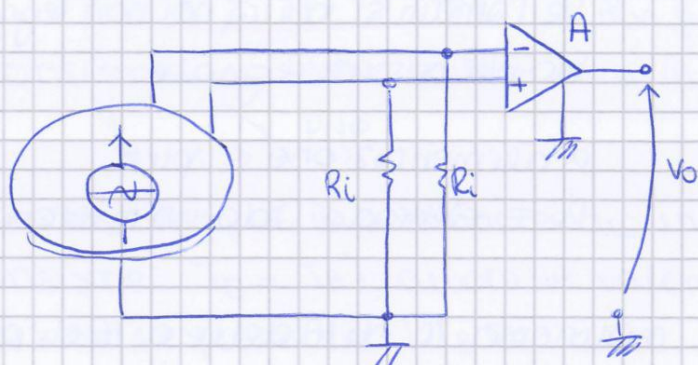
5.  $R_i$  abbastanza grande in modo tale da avere  $f_p$  ed  $f_z$  uguali, per cui l'elettrodo diventa un connettore ideale.

Queste condizione va abbastanza bene.

Problema: prelievo di un segnale, **MONOPOLARE** (1 solo elettrodo esplorante) che si fa molto raramente, perché molto sensibile all'interferenze di rete. Quindi non si usa quasi MAI!

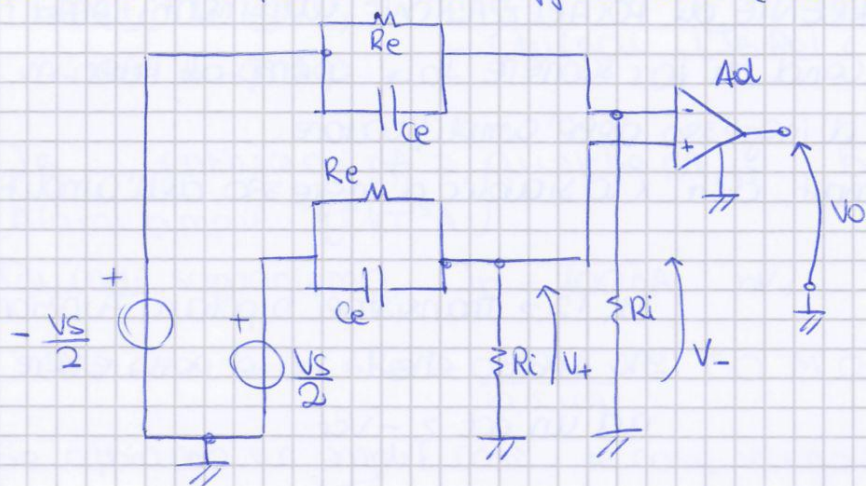
Si usa:

### MODELLO DIFFERENZIALE



Consideriamo puro modo differenziale (modo comune NON esiste qui):

"disturbo"



$$H(s) = \frac{V_o}{V_s} = \frac{V_d}{V_s} A_d = \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1 + sC_e R_e}{1 + sC_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} \cdot A_d \quad \text{eq.1}$$

Questa formula vale se i due elettr. esploranti sono uguali

$$V_o = A_d V_d$$

$$V_d = V_+ - V_-$$

Dobbiamo esprimere le 2 tensioni:

$$V_+ = \frac{V_s}{2} \cdot \frac{R_i}{R_i + \frac{R_e}{1 + sC_e R_e}}$$

$$V_- = -\frac{V_s}{2} \cdot \frac{R_i}{R_i + \frac{R_e}{1 + sC_e R_e}}$$

Quindi:

$$V_d = V_s \frac{R_i}{R_i + \frac{R_e}{1 + sC_e R_e}}$$

questa è uguale ad  $H(s)$ .

Ovviamente, identici non lo saranno mai! Le differenze possono variare del 10-15% ma non alterano le considerazioni fatte. Quindi.

Nei transistori:  $\beta = 50/60/70/100/200/250$

Quindi  $I_B$  è decisa! Se  $I_B$  non potesse scorrere, il cto saturerebbe.

Cosa capita su  $R_e$  con  $I_B$ ?

$$V_B = -I_B R_e \quad \text{negativa rispetto al riferimento (morsetto di rif ad un pot > del morsetto di base)}$$

$$V_E = V_B - V_{BE} \approx V_B - 0,6 \text{ V} \quad (V_E \text{ è ancora + neg di } V_B)$$

Quindi:

$$|I_B R_e| < V_{CC}$$

Se il prodotto  $I_B R_e$  è  $> V_{CC} \rightarrow$  transistori non funzionano più bene, xkè le gen. di corrente non funziona + bn  $\rightarrow$  amplif. saturata.

Transistori  $\rightarrow$  NPN (questi presi in considerazione)  
 $\rightarrow$  PNP

Siccome l'amplif. è costruttore di un valore di  $I_b$  (polarizzazione, con transistori  $I_b = I_B$ ), allora il valore di  $R_e$  che ho deve consentire di garantire l'espressione  $|I_B R_e| < V_{CC}$ .

Devo conoscere tens. di alimentazione; supponiamo:

$$+V_{CC} = 5 \text{ V}$$

$$-V_{CC} = -5 \text{ V}$$

$$\text{Quindi } |I_B R_e| < 5 \text{ V}$$

$I_B$ : centinaia di nA a qualche pA  $\rightarrow 5 \text{ pA} \leq I_B \leq 200/300 \text{ nA}$   
(Alcuni amplif.:  $I_B \approx 10^{-15} \text{ A}$ )

Quindi supponiamo  $I_B = 100 \text{ nA}$

$$R_e = \frac{5 \text{ V}}{0,1 \mu\text{A}} \approx 50 \text{ M}\Omega$$

Se abbiamo un amplif. così, le cose vanno male se  $R_e \approx 50 \text{ M}\Omega$  (o cmq decine di  $\text{M}\Omega$ ). Normalmente  $R_e \approx$  decine di  $\text{k}\Omega$ .

Elettrodi  $\text{Ag-AgCl}$  con sup suff grandi  $\xrightarrow{1 \text{ cm}^2}$  problemi non si presentano perché le resistenze sono proprio di qualche decina di  $\text{k}\Omega$ . In ogni caso è meglio controllare.

Se doessi usare elettrodi piccoli, ad es. elett.  $\text{Ag-AgCl}$  di diametro  $1 \text{ mm}^2$ , quanto vale  $R_e$ ?  $R_e \approx 4 \text{ M}\Omega$

$$(R_e = 40 \text{ k}\Omega \quad S = 1 \text{ cm}^2)$$

$$I_B R_e = 400 \mu\text{V} \quad \text{No problem}$$

Con elettrodi più piccoli o di mat  $\neq$ , ad es. Au  $\rightarrow R_e$  sarebbe più GRANDE (anche 100 volte  $>$ )  $\rightarrow S = 1 \text{ mm}^2 \rightarrow$  centinaia di  $\text{M}\Omega$  di  $R_e$ .

Supponiamo  $R_e = 100 \text{ M}\Omega$  (elettrodo a pin, punta sulle cete, in Au):

$$100 \text{ M}\Omega \cdot 100 \text{ nA} = 10 \text{ V} > 5 \text{ V} \quad \text{NON UN BONO!!}$$

piccolo trascurare  $C_2$ . Raramente devo considerare  $R$  e  $C_2$ .

Per calcolare  $V_p$ : partizione tra 220 V e  $C_1$  e  $R_{ce}$  →

$$V_p = 220 \frac{SGR}{1 + SR(G_1 + G_2)}$$

centinaia di  $\mu V < V_p <$  qualche V

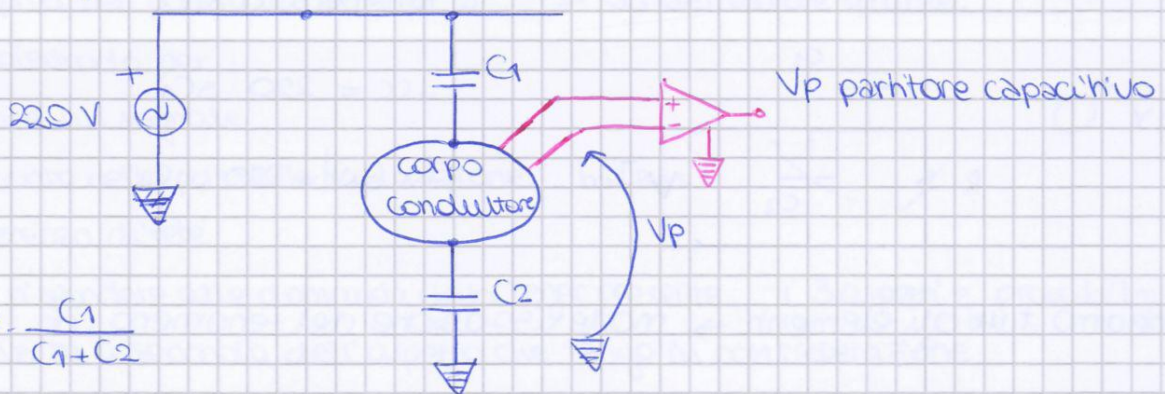
$$|V_p| = 220 \frac{\omega GR}{\sqrt{1 + [\omega R(G_1 + G_2)]^2}}$$

(caso peggiore 10V)

Tornando ad  $R$ :  $R \ll C_2 \rightarrow$  considero solo  $R$

$R \gg C_2 \rightarrow$  considero solo  $C_2$

Se  $R$  è molto grande:



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

Per dare un valore a  $V_p$ , dobbiamo conoscere  $C_1$  e  $C_2$ . Se potessi non avere contatto con nulla (levito) →  $C_2 = 50$  pF, valore piccolo non nullo perché non sono ancora scollegato da terra.

$C_1 < C_2$ ,  $C_1 = 5$  pF,

per cui:

$$V_p = 220 \frac{5}{55} \approx 20 \text{ V}$$

Pur non toccando terra, ho cmq una ddp.

Se sono in piedi sul pavimento,  $C_2 >$  e  $V_p <$ . Sapere  $\neq$  valori misurando,  $C_1$  è molto difficile, anzi viene calcolato a ritroso.

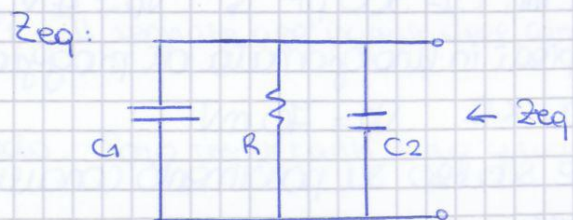
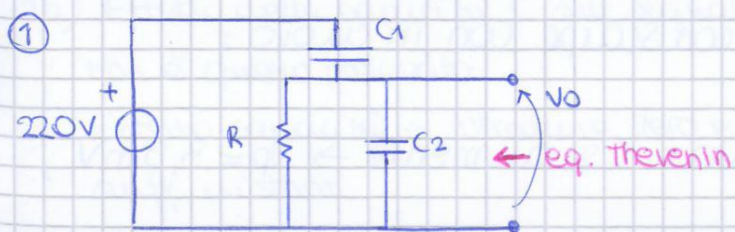
Piedi nudi su terra bagnata →  $V_p$  bassissimo

Applicando due elettrodi ad un amplificatore.  $V_p$  = segnale di modo comune → problema durante l'amplificazione.

$C_1$  aumenta se la persona si avvicina ad una piastra metallica abb grande  $C_1$  e  $C_2$  ci sono, ma non si vedono!

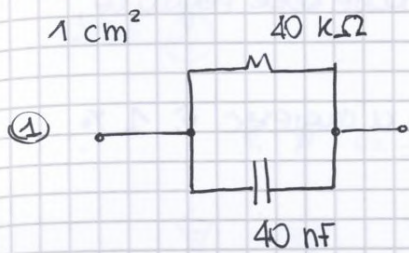
Quando collego il paziente all'amplificatore → problema. Allora fa comodo avere dei c.t. equivalenti → Thevenin, Norton

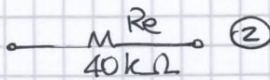
2 casi:



Ca. 30 anni fa, il paziente veniva collegato a terra (wire no), con  $V_p$  uncinati a valori molto bassi.

## PROBLEMA INGEGNERISTICO



1) Quando è lecito dire che quell'elettrodo può essere semplificato al solo  $R_e$ ?  (2)

2) E quando lo faccio, che tipo di errore commetto?

Per prima cosa dobbiamo "spezzettare" il problema in sottoproblemi:

- Cosa capita nel passare da 1 a 2? Il condensatore sparisce.

Usiamo l'elettrodo per:

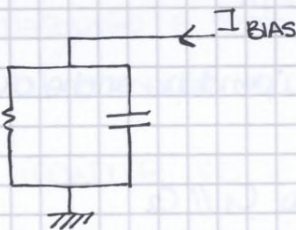
- prelevare un segnale
- tener conto della possibile saturazione ( $I_{BIAS}$ )
- interferenza di rete

Quindi per rispondere alle domande devo tener presente i 3 aspetti e probabilmente dare un diverso peso a seconda dell'aspetto che tengo in considerazione.

Quindi:

- Quando considero il segnale posso usare il modello 2? Se sì, che tipo di errore commetto?
- Quando tengo conto della saturazione, posso usare il modello 2? Se sì, che errore commetto?
- Quando tengo conto dell'interferenza di rete posso usare 2? Se sì, che errore commetto?

1b)  $I_{BIAS}$  è continua, per cui:



sono c.t. aperti: il condensatore si carica alla tensione  $I_{BIAS} \cdot C$  con un tempo  $5\tau$ , quando è carico il C può essere trascurato.

Quindi, il modello (2) può e deve essere usato:

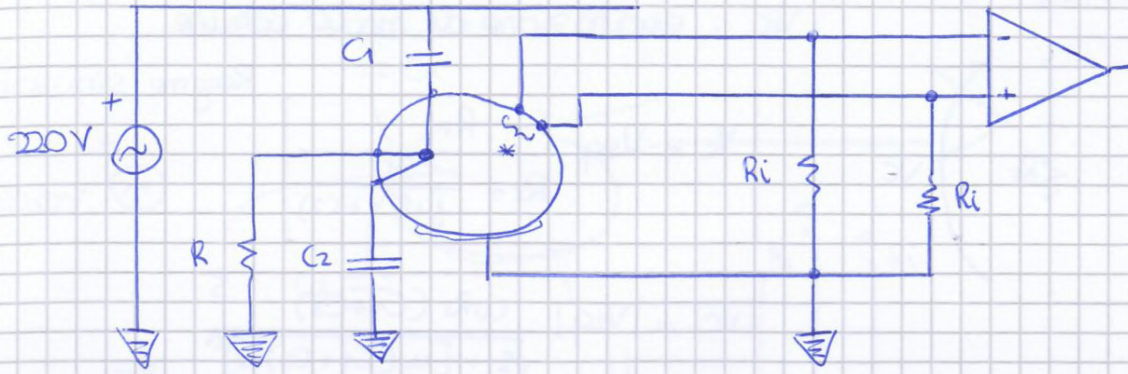


L'errore commesso è  $\emptyset$ .

1a) Effetto della capacità C sul segnale? Il segnale all'ingresso dell'amplificatore non è quello prelevato.

Effetto capacità  $\rightarrow$  introdurre zero e polo. Sono importanti solo quando sono suff. distanti.

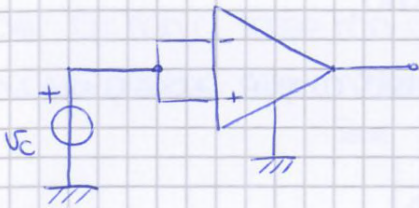
quando  $\omega$  diventa grande rispetto ad  $\omega_0 \rightarrow$  zero o polo molto vicini e quindi



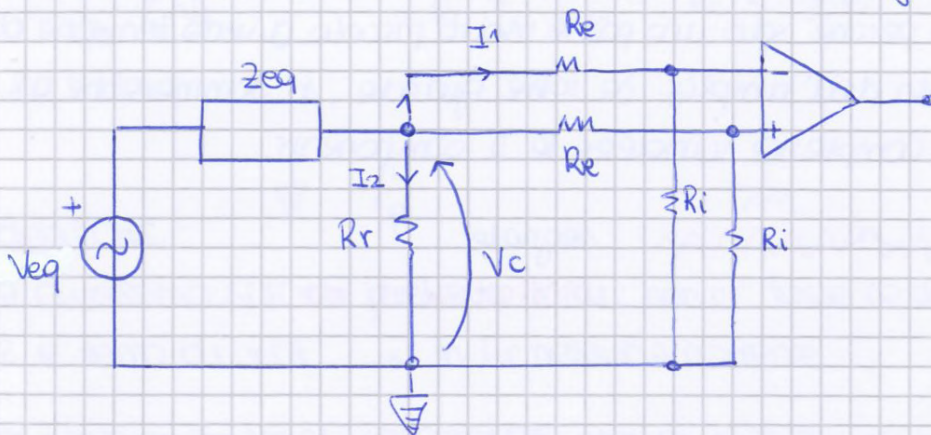
Amplificatore:

\* elett. esploranti allo stesso pot. del paziente se  $E_{rif}$  è ideale  $\rightarrow V_p = 0$

Eccitazione di modo comune



Elettrodi esploranti identici ed elett. di rif. collegato a terra:



I resistori  $R_e$  ed  $R_i$  corrispondono ad unico

$$R \rightarrow R_{eq} = \frac{R_e + R_i}{2}$$

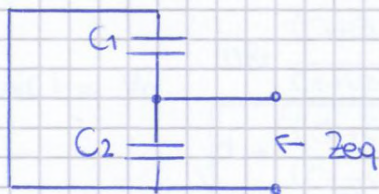
$1 = \bar{e}$  è un paziente perché è un conduttore ideale

$R_r =$  tra paziente e terra

El. espi = al paziente e all'amplif.

Vogliamo ricavare  $V_c$ :  $R \rightarrow \infty$ , in questa condiz  $V_{eq} = 220 \frac{C_1}{C_1 + C_2}$

$Z_{eq}$ :



$$Z_{eq}(s) = \frac{1}{s(C_1 + C_2)}$$

però sappiamo che:

1  $\rightarrow R_i \gg R_e \Rightarrow R_i \gg R_r$  ( $R_e \approx R_r$ )

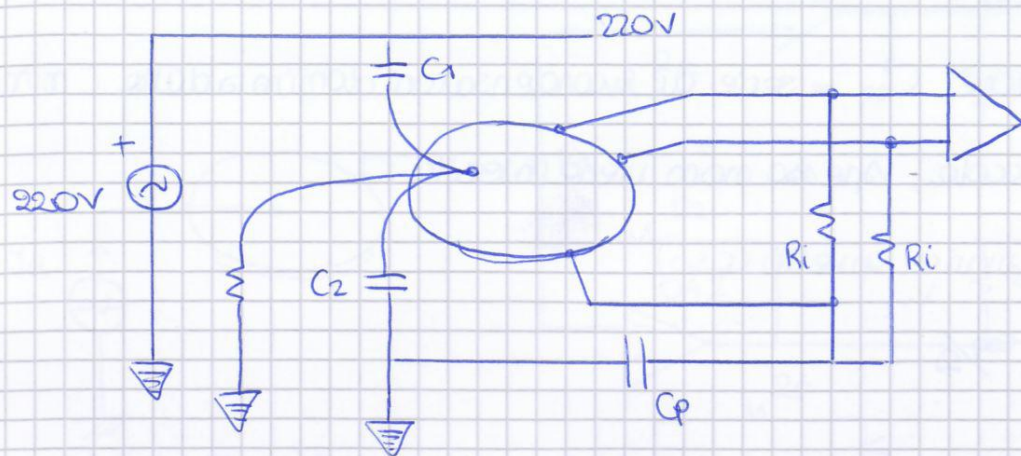
2  $\rightarrow R_r$  piccolo rispetto ad  $R_e$

$V_c =$  partitore

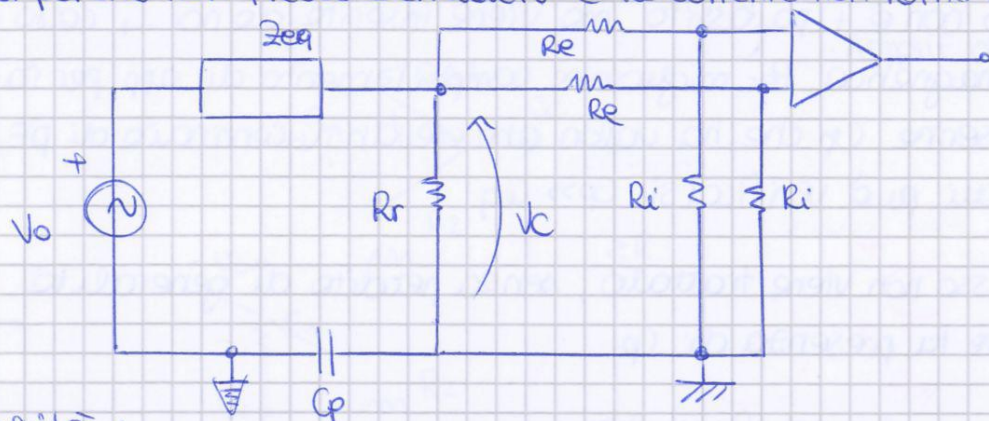
$R_i \gg R_r$  cond. quasi sempre verificata



Attualmente lo schema è:



Se  $C_p$  non ci fosse non ci sarebbero problemi: tensione sul paziente rispetto a terra nulla perché non riesce a chiudersi e la corrente non torna al generatore.



Idealità:

Se avessimo sist di prelievo in cui non ci fosse nessun accoppiamento tra paziente e terra di xwf.  $\rightarrow$  In  $R_r$  nessuna corrente  $\downarrow C_p=0$

Se un accoppiam. è FLOTTANTE non ci sarebbe problema di interferenze di rete perché in  $R_r$  non scorrerebbe corrente.

Vorremmo cmq che  $C_p$  sia molto piccola.

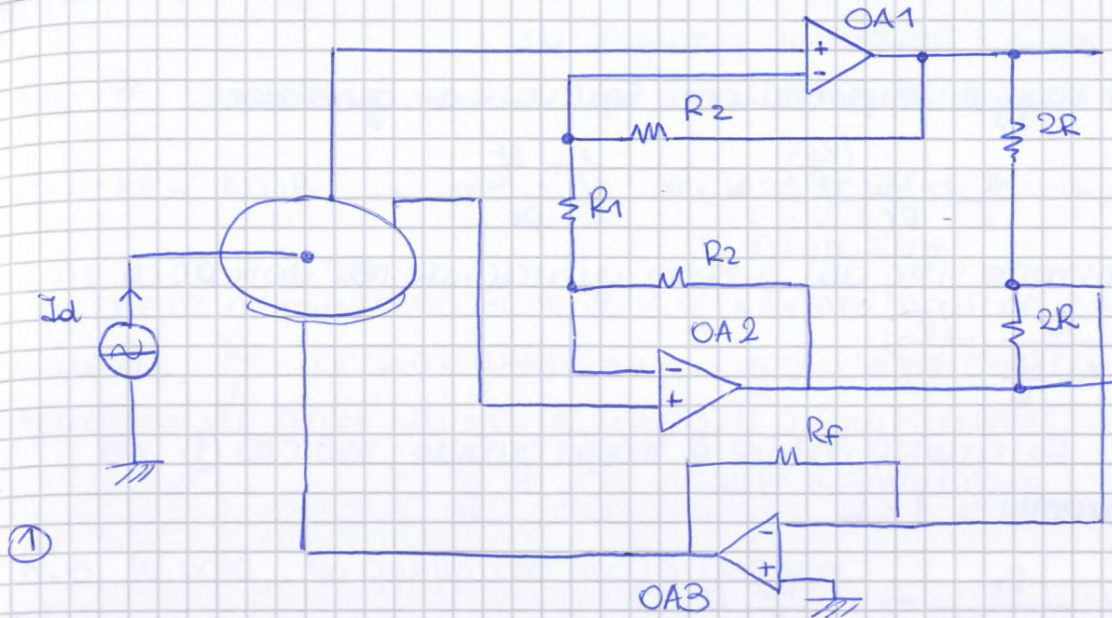
$R_i \gg R_r \rightarrow$  trascurabile la corrente nel parallelo tra le resistenze  $R_i$  ed  $R_e$ .

$$V_C = V_0 \frac{R_r}{R_r + \frac{1}{j\omega(C_1+C_2)} + \frac{1}{j\omega C_p}}$$

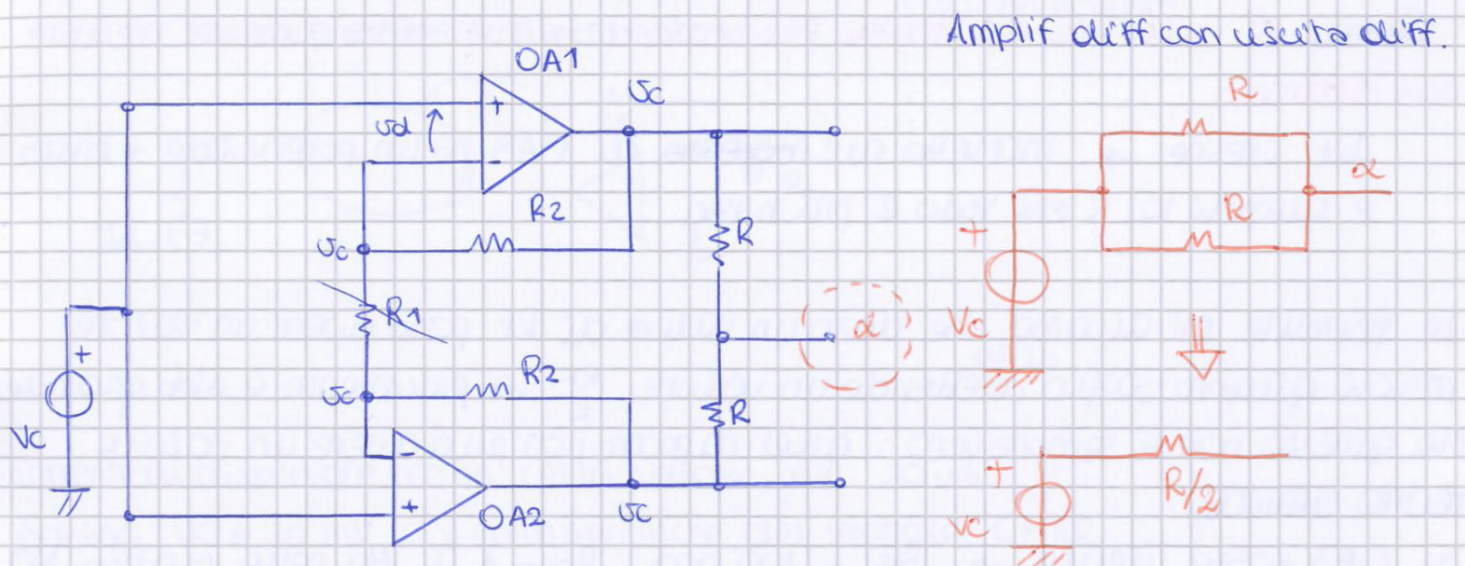
$$|V_C| = V_0 \frac{\omega R_r \frac{(C_1+C_2)C_p}{C_1+C_2+C_p}}{\sqrt{1 + \left( \frac{(C_1+C_2)C_p \omega R_r}{C_1+C_2+C_p} \right)^2}} \quad C'_{eq} = \frac{(C_1+C_2)C_p}{C_1+C_2+C_p}$$

$$|V_C| = V_0 \frac{\omega R_r C'_{eq}}{\sqrt{1 + (\omega C'_{eq} R_r)^2}} \quad \text{Ha la stessa espressione di prima a meno di } C'_{eq}.$$

CIRCUITO di PILOTAGGIO della GAMBA DESTRA



Però modo comune di un amplif per strumentazione:



Amplif diff con uscita diff.

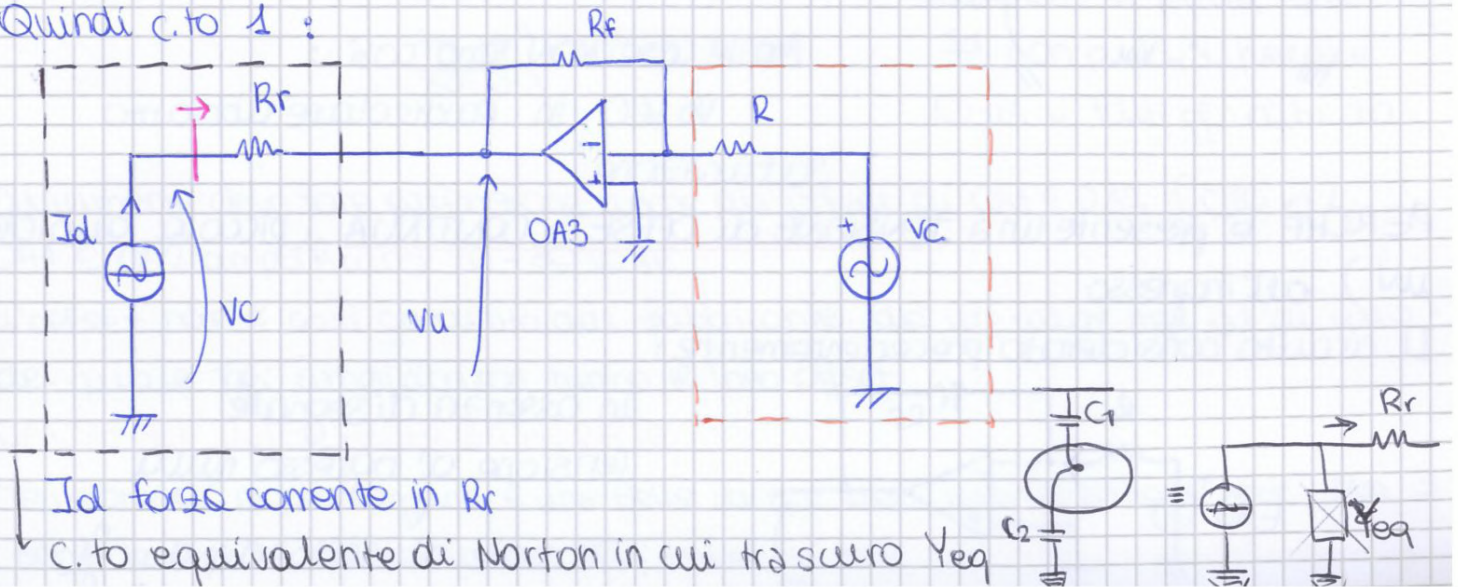
$A_d = \infty \rightarrow v_d = 0$  in  $R_1$  no  $I \Rightarrow R_1$  può essere tolto

In queste condizioni  $\rightarrow$  Voltage Follower OA1 - OA2

Su  $R_2$  non corrente, quindi ho la stessa tensione.

Uscita  $\rightarrow$  generatore di tensione connesso ai 2  $R$

Quindi c.to 1:



$I_d$  forza corrente in  $R_r$

c.to equivalente di Norton in cui trascuro  $Y_{eq}$