



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1063

DATA: 09/09/2014

A P P U N T I

STUDENTE: Taberna

MATERIA: Bioingegneria Elettronica + 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.**

BIOINGEGNERIA ELETTRONICA

G. Taberna

① LEGISLAZIONE COMUNITARIA

01.10.13

DIRETTIVA DISPOSITIVI MEDICI (MDD)

La direttiva dispositivi medici 93/42 è l'unica legge europea che si applica a tutti i dispositivi medici (DM) tranne i dispositivi impiantabili attivi; si riferisce sempre solo al COSTRUTTORE di DM.

I dispositivi impiantabili attivi (es. pacemaker) seguono la direttiva 90/385

L'emendamento MS del 2007 è in piena validità dal marzo 2011; esso prevede che un DM non solo deve essere SICURO, ma anche EFFICACE.

Si dimostra che un DM è efficace se:

- il nuovo DM è molto simile a un altro già in commercio
- sottopongo il DM a indagine clinica per 6/12 mesi, esentandolo per un periodo dal marchio CE

UN NUOVO APPROCCIO

Nuovo approccio normativo che permette e facilita il libero mercato dei DM in tutta Europa.

Prima le norme avevano APPROCCIO PRESCRITTIVO (come ancora adesso in USA); problema: non si riescono a seguire gli sviluppi tecnologici, quindi per seguire la norma devo utilizzare metodi obsoleti

Ora è prevista una maggiore RESPONSABILIZZAZIONE del costruttore: non viene più prescritto "come" costruire un dispositivo, ma viene solo definito un elenco di REQUISITI ESSENZIALI da rispettare, qualunque sia il dispositivo. Sta al costruttore stabilire in che modo soddisfarli e deve essere in grado anche di dimostrare come è stato soddisfatto ogni requisito; uno dei modi di dimostrarlo è seguire le precedenti norme prescrittive europee.

MARCHIO CE

Ogni DM deve soddisfare i requisiti essenziali e deve essere CONFORME alla direttiva (rispetta le norme armonizzate per tutta Europa/dimostra diversamente il soddisfacimento dei requisiti) ↓

posso apporre il MARCHIO CE

Chi produce DM deve avere un PIANO DI QUALITÀ impiantato nella ditta, cioè un organismo che periodicamente controlli la qualità dei prodotti.

CONTENUTI NELLA MDD

- Definizione di dispositivo medico
- Definizione dei requisiti essenziali
- Definizione del ruolo delle norme nazionali e armonizzate europee
- Classificazione dei DM (classe I, IIa, IIb, III al crescere della pericolosità)
- In che modo posso dimostrare di aver soddisfatto tutti i requisiti
- obbligo della marcatura CE e come attenerla
- obbligo di informazione sui (mancati) incidenti in situazioni di utilizzo di un dispositivo → obbligo di medici e Ministero della Salute
- Presenza di una persona responsabile in tutta Europa per ogni prodotto messo sul mercato

I IM collegati a fonti di energia sono potenzialmente più pericolosi degli altri dispositivi perché possono trasmettere l'energia al paziente.

Importanti i requisiti riguardo le informazioni sul prodotto che devono essere fornite dal fabbricante.

Bisogna dimostrare il soddisfacimento di ogni requisito, anche tramite test di laboratorio.

CLASSIFICAZIONE

Classificazione semplificata, non presente nella MDD

- CLASSE I: non scambiano energia con il paziente, intrinsecamente sicuri (es. occhiali da vista)
- CLASSE IIa: scambiano una piccola quantità di energia proprio per la loro funzione, ma il paziente è comunque sicuro (es. stimolatore)
- CLASSE IIb: scambiano molta energia e sono potenzialmente dannosi (es. elettrobisturi)
- CLASSE III: sono estremamente critici per il tipo di interazione o per l'energia scambiata (es. valvola cardiaca)

La classificazione è a carico del fabbricante; un ente notificato deve essere in accordo con questa classificazione. In caso di dispute, sta al Ministero della Salute e dello Sviluppo economico trovare una soluzione.

DURATA DI UN IM

- TRANSITORIO: usato per meno di 60 min
- BREVE TERMINE: usato per non più di 30 giorni
- LUNGO TERMINE: usato per più di 30 giorni

DISPOSITIVO INVASIVO

Dispositivo che penetra attraverso un orifizio naturale o la superficie del corpo.

DISPOSITIVO IMPIANTABILE

Sviluppato per essere introdotto totalmente nel corpo o per sostituire la superficie cutanea.

(vedi pag. 2/19 riassunto)

15.10.13

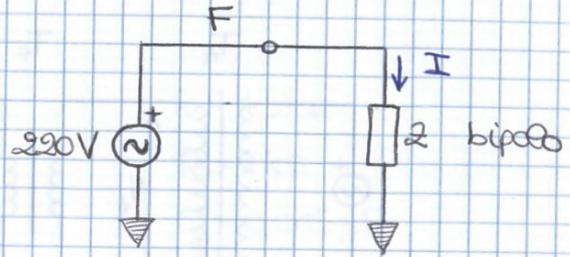
PRESA DI RETE

o Fase ($V \cong 220V_{eff}$)

o $V=0$

o Neutro ($V \cong 0$)

$I = \frac{V}{Z}$ oppure per il valore efficace: $I = \frac{V}{|Z|}$



TRASFORMATORE PRINCIPALE

- serve a garantire isolamento tra i circuiti legati al secondario e la rete
- abbassa la tensione a meno di 24V efficaci (TENSIONE DI SICUREZZA)

PARTE APPLICATA

deve essere posizionata sul corpo del paziente per consentire l'utilizzo dell'apparecchio; parte conduttiva (materiale non isolato)

TRASFORMATORE SECONDARIO

1. Sicurezza: un apparecchio con parti applicate è più pericoloso perché può esserci un contatto diretto tra paziente e corrente elettrica → utilizzo un secondo trasformatore di protezione

es. $P_1 = 10^{-4}$ probabilità di rottura dell'isolamento fondamentale nel corso della vita di un apparecchio (si rompe 1 apparecchio su 10000)

$P_2 = 10^{-4}$ prob. di rottura dell'isolamento secondario

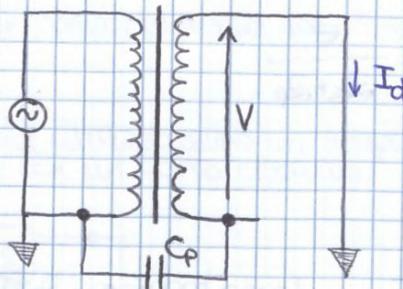
Dato che i due eventi sono indipendenti, la prob. che si verifichi la rottura di entrambi gli isolamenti vale $P = P_1 \cdot P_2 = 10^{-8}$

Se $P < 10^{-6}$ si considera che l'evento non si verifichi mai.

Inoltre, il secondo trasformatore deve alimentare solo pochi circuiti dell'AE, quindi trasferisce solo pochi Watt ed è più sicuro

$P_2 < P_1, P_2 \cong 10^{-6} \rightarrow P = P_1 \cdot P_2 = 10^{-10}$

2. Riduzione della corrente di dispersione



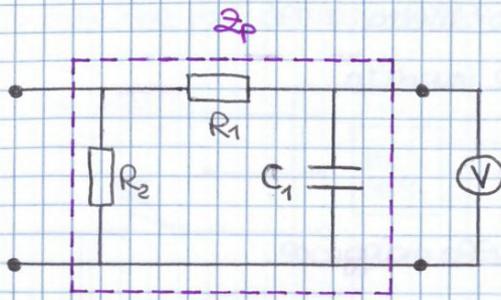
$I_d = \omega C_p V$

Per avere I_d bassa, devo diminuire

C_p e/o V

tramite il secondo trasformatore

CIRCUITO CHE SIMULA Z_p :



$$R_1 = 10k\Omega$$

$$R_2 = 1k\Omega$$

$$C_1 = 0,015\mu F$$

Collego i morsetti al posto di Z_p

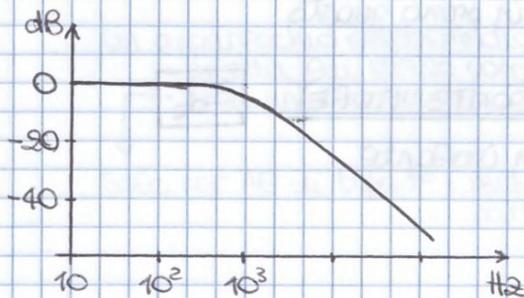
Voltmetro: $R_i \geq 1M\Omega$ e $C_i \leq 150pF$, cioè deve avere una resistenza interna almeno 100 volte più grande di R_1 e una capacità interna almeno 100 volte più piccola di C_1

in questo modo il voltmetro produce modifiche sulla misura solo dell'1% → NO INTERFERENZA

In continua, $C_1 = C_i = 0$ (c.a.) e Z_p corrisponde a: $Z_p = R_2 // (R_1 + R_i) \cong R_2 = 1k\Omega$
 → Z_p può essere considerata PURAMENTE RESISTIVA

Se collego ai morsetti un generatore di 1V (continua): $I_d = \frac{1V}{1k\Omega} = 1mA$

Il corpo umano è più sensibile alle basse frequenze, in quanto a eccitabilità dei tessuti.



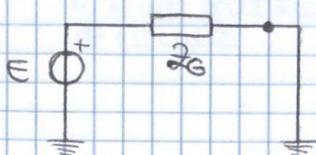
FILTRO PASSABASSO, modello di sensibilità del corpo umano

La norma prevede l'utilizzo di questo circuito perché riesce a

- simulare l'impedenza del corpo umano
- simulare la sensibilità del corpo umano a correnti alternate a frequenze diverse (funzione svolta da R_1 e C_1)

Il corpo ha un comportamento non lineare: Z_p varia al variare della frequenza di ingresso

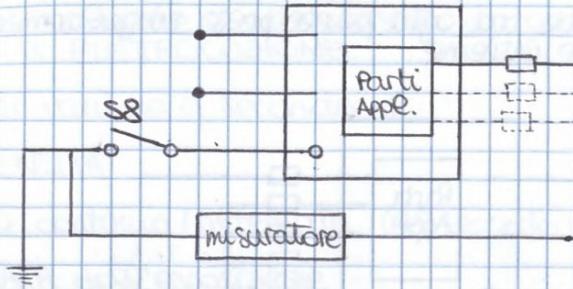
Se per la misura utilizzassimo un semplice milliamperometro, sarebbe come sostituire Z_p con un corto circuito:



3. CORR DI DISPERSIONE VERSO TERRA (PAZIENTE)

I_{dp}

Corrente che può derivare dalle parti applicate.



Misurazioni:

- da ogni singola parte verso terra
- da tutte le parti collegate insieme verso terra

Primo guasto: apertura di S1 o S8

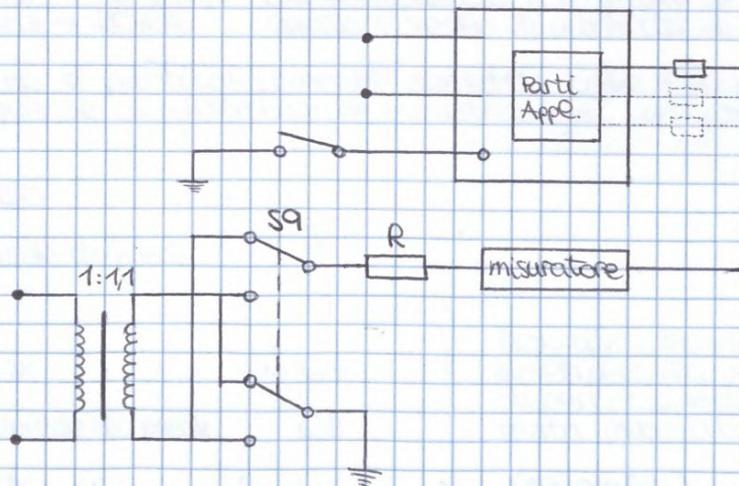
La corrente I_{dp} a 50Hz varia a seconda dell'apparecchio →

TIPO	I_{dp} [μA]
B	100 500 (guasto)
BF	100 500 (guasto)
CF	10 50 (guasto)

Un apparecchio elettromedicale può essere pericoloso perché:

- inietta lui stesso correnti nel nostro corpo
- crea un percorso verso terra per correnti iniettate da un altro AE

Solo per AE di tipo F: misura le correnti di dispersione dovute alle parti applicate messe in tensione ($\sim 250V$)



R è una protezione per il trasformatore e per chi dovesse toccare il circuito.

② SICUREZZA ELETTRICA

Quando il paziente è attraversato da corrente elettrica, si dice che è soggetto a **ELETTRUCUZIONE**.

Gli effetti variano a seconda di:

- INTENSITÀ
- TIPO continua/alternata (nel secondo caso dipendono anche dalla FREQUENZA)
- DURATA dell'esposizione
- PERCORSO della corrente all'interno del corpo

Gli effetti principali sono:

1. RISCALDAMENTO dei tessuti attraversati → ustioni
2. EFFETTI SUI TESSUTI ECCITABILI, in particolare sistema nervoso (può attivare la muscolatura scheletrica → TETANIZZAZIONE) e muscolo cardiaco

CURVE DI SENSIBILITÀ

Rappresentano per ogni frequenza l'intensità minima che una certa percentuale di popolazione può avvertire. Al crescere della frequenza, cresce l'intensità minima a cui si è sensibili.

ES. 50 Hz → 2 mA

5 kHz → 15-20 mA

CURVE DI RILASCIO

Indicano la stimolazione della muscolatura al crescere dell'intensità di corrente.

ES. 50 Hz → 10-15 mA (la muscolatura è in grado di rilasciare fino a questo livello di intensità di corrente)
2 kHz → 20 mA

Il corpo umano è particolarmente sensibile alle frequenze di 50-60 Hz, cioè alle frequenze di distribuzione industriale di corrente

FATTORE DI PERCORSO

21.10.13

Mano-piede sx/piede dx/piedi	1
Mani-piedi	1
Mano dx-mano sx	0,4
Mano dx-piede sx/piede dx/piedi	0,8
• Schiena-mano dx	<u>0,3</u>
Schiena-mano sx	0,7
Torace-mano dx	1,3
• Torace-mano sx	<u>1,5</u>
Geniti-mano sx/mano dx/mani	0,7

Devo considerare la corrente moltiplicata per il fattore di percorso, mentre la durata resta invariata

(nei grafici)

La resistività dei conduttori in rame vale

$$0,018 \frac{\Omega \text{mm}^2}{\text{m}} !$$

Un impianto elettrico viene realizzato in modo da garantire una potenza erogata di 3-4,5 kW (ospedali/abitazioni)
 → cavi con sezione di circa $2,5 \text{mm}^2$

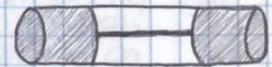
Non posso far scorrere in un cavo più di 5A/mm^2 , quindi al massimo 12-13A nei cavi a sezione di $2,5 \text{mm}^2$.

Se richiedo all'impianto una potenza maggiore di quella per cui è stato progettato, i cavi si surriscaldano e può succedere che:

- si danneggi il materiale isolante (oltre i $100-120^\circ\text{C}$) → i cavi di fase e neutro si toccano e ciò provoca un **CORTO CIRCUITO** → la corrente sale a dismisura, i cavi continuano a scaldarsi e possono diventare sorgenti di innesco
- si abbia **SORACCARICO** → dopo un certo tempo si ha surriscaldamento
 ↳ in questo caso, nelle abitazioni interviene l'interruttore magnetotermico: blocca l'erogazione di corrente quando questa supera un certo valore

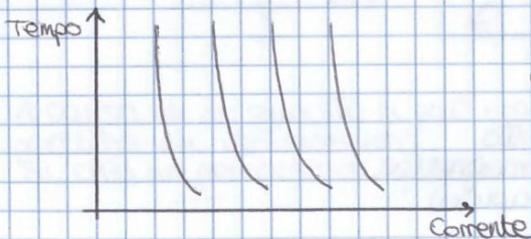
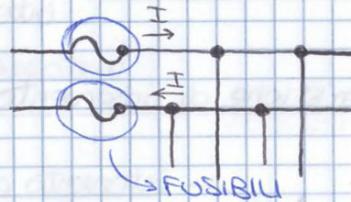
FUSIBILI

Prima dell'interruttore magnetotermico si utilizzavano i **FUSIBILI**, composti da due cappucci di metallo e un tubetto di vetro contenente un cavetto conduttore con temperatura di fusione di $\sim 300-400^\circ\text{C}$



Il fusibile è inserito in serie ai cavi, quindi viene percorso dalla stessa corrente del circuito.

Quando preleviamo corrente, questa riscalda il cavetto conduttore e se si supera un certo limite, il cavetto fonde.



Corrente nominale: corrente che può scorrere nel fusibile per un tempo indefinito, senza che questo si danneggi

I fusibili hanno un comportamento conveniente:

- lasciano sovraccaricare di poco l'impianto anche per molto tempo
- a fronte di un sovraccarico importante, intervengono in breve tempo

Aspetto negativo: se il fusibile interviene e non si ha un fusibile di ricambio, si rimane senza energia elettrica.
 (invece l'interruttore automatico non è da sostituire ma solo da riarmare)

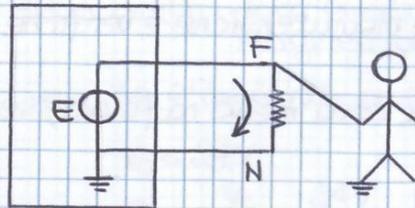
L'infortunato entra in contatto con una parte della rete (di solito la fase) per contatto con una parte in tensione

Riguarda spesso un manutentore di impianti

Precauzioni 1. adeguata formazione del personale addetto

2. trasformatore d'isolamento

3. interruttore differenziale (interviene dopo 10-20 ms!)

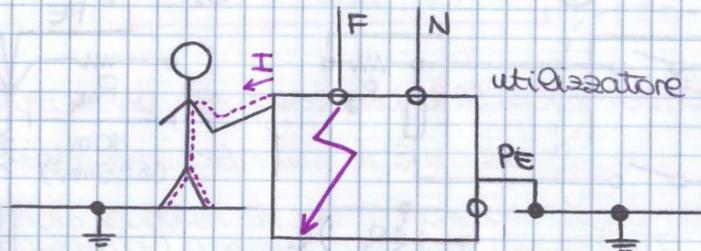


Se un intervento sulla rete elettrica può essere fatto senza usare utensili, può essere effettuato da tutti.
Se invece necessita di uno strumento, può essere effettuato solo da personale addetto.

MACROSHOCK PER CONTATTO INDIRETTO - 1

Infornuto più frequente!

Si verifica quando l'infortunato viene a contatto con una parte metallica che normalmente non è in tensione, ma lo è divenuta a causa di un GUASTO.



A causa di un guasto si può creare un contatto diretto fase-neutro (per perdita di isolamento).
Si crea un percorso di guasto → il contenitore va in tensione

MICROSHOCK - 1

Può avvenire solo in ambito ospedaliero: solo per pazienti con CATERI, che collegano la camera cardiaca con il mondo esterno

In questo caso la corrente fluisce in gran parte attraverso il cuore tramite una piccola superficie di contatto; questa corrente può provocare FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE.

Il microshock è una forma di elettrocuzione accidentale che può portare il paziente alla morte anche solo con correnti di poche centinaia di μA .

Pericolosità perché:

- si saetta la resistenza cutanea (il catetere è interno al corpo)
- piccola superficie di contatto (ordine del mm^2) → elevata densità di corrente

$$V_c = 220 \frac{R_t}{R_t + R_g} \quad \text{da non utilizzare per! calcolare } V_c$$

Problema: non conosco R_g .

Se voglio limitare V_c , devo diminuire I_d (non posso operare su R_t)

Blocco ①: deve limitare I_d , può essere un interruttore magnetotermico

Es. Se l'impianto eroga 3kW, il MT ha $I_n \approx 16A$

$$V_c \leq 24V$$

$$R_t \leq \frac{V_c}{I_n} = \frac{24V}{16A} = 1,5\Omega \rightarrow \text{è difficile ottenere una } R_t \text{ così piccola con un solo dispersore}$$

↓
rete di dispersori

mi conviene diminuire $I_n = I_{dmax}$!

Problema: il MT non distingue tra I_d e la corrente erogata all'utilizzatore → se voglio diminuire I_{dmax} , diminuisce per forza anche la potenza erogata

$$! \quad V_c = \min\{I_{dmax} \cdot R_t, E\} \quad \text{con } E = 220V$$

28.10.13

CLASSIFICAZIONE DEGLI AE a seconda dell'ISOLAMENTO dalla rete elettrica

Apparecchi elettromedicati divisi in 3 classi:

- ① apparecchi nei quali la separazione dei circuiti dell'apparecchio (e delle parti applicate) avviene tramite un ISOLAMENTO FONDAMENTALE ed eventualmente un isolamento secondario (isolamento delle parti applicate).

Devono essere collegati a terra!

- ② apparecchi con DOPIO ISOLAMENTO rispetto ai collegamenti alla rete elettrica (diverso dagli apparecchi di classe 1 e tipo BF/CF, dove il doppio isolamento è solo delle parti applicate)

Simbolo: 

Non devono essere necessariamente collegati a terra → la spina può avere anche solo 2 morsetti

- ③ apparecchi con ALIMENTAZIONE ENTROCONTENUTA: funzionano grazie a una sorgente elettrica interna al dispositivo.

Non possono essere connessi alla rete elettrica (non possono essere usati durante la ricarica della batteria)

Sono più sicuri degli altri apparecchi, ma possono comunque essere fonte di correnti di dispersione dovute ad accoppiamenti capacitivi.

Problema dell'impianto a terra: per ridurre $V_c = I_{dmax} \cdot R_t$ devo diminuire I_{dmax} , ma non conviene utilizzare un interruttore MT → uso un INTERRUPTORE DIFFERENZIALE

PROTEZIONE DAL MACROSHOCK

Funzione dell'interruttore differenziale:

- **CONTATTO INDIRECTO**: per I_d lente (deterioramento dell'isolamento), I_d scorie nell'infornato fino al valore soglia di 30mA, senza creare danni, poi interviene il differenziale (→ protezione totale); per I_d rapide, $V_c \approx 220V$ e il differenziale impiega qualche ms a intervenire (→ limitazione della durata di esposizione)
- **CONTATTO DIRETTO**: protezione parziale, limitazione della durata di esposizione

Es. $V = 220V$ eff

R_{pe}, R_{pu} nulle (condizione peggiore)

$R_i = 500\Omega$

$I = 400mA$ eff

se $t = 10 \div 50ms$ la probabilità di fibrillazione ventricolare e ustione è bassa (zona 3-4)

MICROSHOCK - 2

Origini delle correnti di dispersione:

- da altri apparecchi a contatto con il paziente (es. ECG) e si richiude a terra attraverso il catetere
- il paziente è a contatto con una parte metallica a potenziale diverso dal catetere → scorie corrente nel catetere
- l'apparecchio collegato al catetere genera una I_d che attraversa il muscolo cardiaco e si richiude a terra attraverso un contatto del paziente con una parte metallica riferita a terra (o attraverso un percorso capacitivo)

Precauzioni:

- origini a) e c) → uso strumenti di tipo CF (o almeno di tipo CF sicuramente l'apparecchio collegato al catetere, ma meglio tutti)
- origine b) → EQUALIZZAZIONE DEL POTENZIALE di tutte le masse metalliche nello spazio paziente

29.10.13

PROTEZIONE DAL MICROSHOCK

La I_d che scorie nel catetere diventa pericolosa se $\geq 100\mu A$, al di sotto la probabilità di fibrillazione ventricolare è bassa ($< 50\mu A$: quasi nulla, $< 10\mu A$: sicurezza totale!)

I cateteri hanno un'impedenza praticamente puramente resistiva, $R_c \approx 1k\Omega$. Quindi se $\Delta V \approx 100mV$, ottengo $I_d \approx 100\mu A$.

Per sicurezza, considero tollerabile una $\Delta V \leq 10mV$ che porta a una $I_d \leq 10\mu A$.

Se R_c dovesse essere più bassa (ordine del centinaio di Ω), anche ΔV dovrà essere minore.

Considerando una ΔV di qualche mV siamo più sicuri di evitare il rischio di fibrillazione ventricolare con gran parte dei cateteri (caratterizzati da R_c diverse).

Metodi per garantire l'equipotenzialità:

1. ANELLO DI TERRA

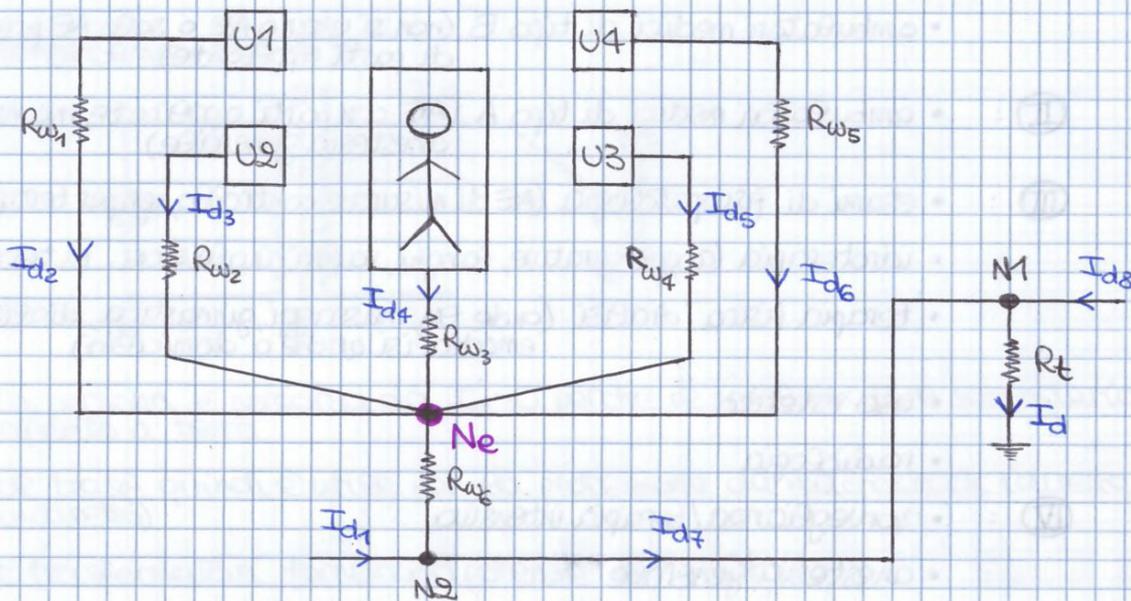
2. NODO EQUIPOTENZIALE

Tenendo conto che ogni apparecchio eroga al più 5mA, se mantengo una buona lunghezza (5-10m) dei conduttori riesco ad avere una d.d.p. di 1-2mV fino a un anello di 8-10 nodi.

Aspetti negativi:

- difficoltà realizzativa (lavoro complesso e costoso)
- le correnti di dispersione delle apparecchiature lungo l'anello si sommano, quindi le d.d.p. tra due nodi successivi saranno sempre crescenti

② NODO EQUIPOTENZIALE (circuito a stella)



Ogni conduttore è collegato direttamente al centro di stella N_e → le I_d non si sommano

Spesso nella stanza c'è anche una griglia metallica sotto il pavimento, collegata anch'essa a N_e .

Norma $S \geq 6 \text{ mm}^2$ (anche per robustezza meccanica)

$$R_w \leq 0,15 \Omega$$

$$I_d \leq 5 \text{ mA} \text{ (negli utilizzatori)}$$

$$\rightarrow \text{la massima d.d.p. vale circa } \Delta V = 0,15 \cdot (5 \cdot 10^{-3}) = 750 \mu\text{V}$$

Metodo molto più sicuro dell'anello, meno costoso, facilmente realizzabile, insensibile alle I_d di altri ambienti.

SICUREZZA dal rischio di microshock:

1. garantire EQUIPOTENZIALITÀ delle masse metalliche e degli apparecchi attraverso il nodo equipotenziale (o l'anello equipotenziale, non sempre consentito)

2. usare STRUMENTI di TIPO CF

→ non sono utili né l'interruttore magnetotermico, né l'interruttore differenziale, né il trasformatore di isolamento!

TRASFORMATORE DI ISOLAMENTO

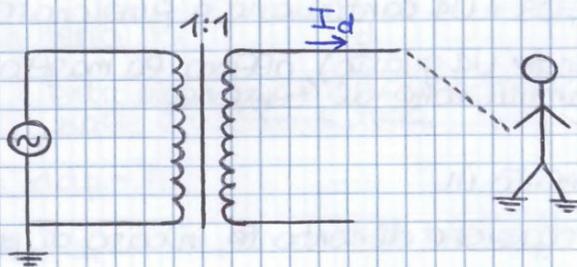
Due compiti:

- sicurezza
- continuità di alimentazione degli utilizzatori collegati al secondario, in caso di primo guasto

Nei trasformatori di isolamento, il rapporto di trasformazione è:

- 1:1 → non modifica la tensione al secondario
- minore → abbassano la tensione al secondario, classificabile come SELV (Separated Extreme Low Voltage, $\leq 24 V_{eff}$), che evita il rischio di macroschoc.

TRASFORMATORE 1:1

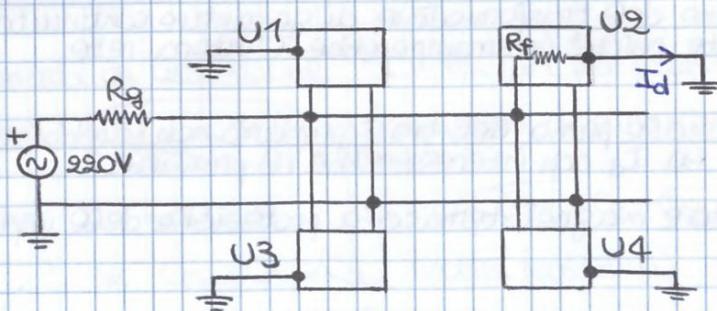


La persona è percorsa da $I_d \approx 0$ perché il trasformatore secondario non è riferito a terra.

Il trasf. quindi è utile per la protezione da macroschoc (diretto e indiretto).

I trasformatori forniscono potenze di 5-10kVA.

Inoltre, i trasformatori offrono continuità di corrente in caso di primo guasto:



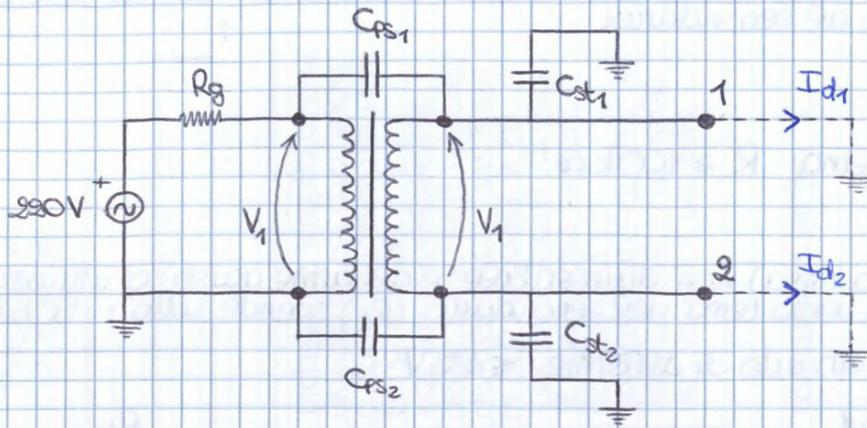
Se, ad esempio, U_2 si guasta, nasce R_f e verso terra scorre $I_d = \frac{220}{R_g + R_f}$.

Se compare I_d , la tensione di linea diminuisce di un $\Delta V = I_d \cdot R_g$.

Più I_d è grande, più aumenta ΔV → anche gli utilizzatori non guasti smettono di funzionare perché non sono più adeguatamente alimentati (quando la tensione si scosta troppo dalla TENSIONE DI TARGA).

In ambiente ospedaliero (sala operatoria, rianimazione...) ci sono pazienti la cui vita può dipendere dalle macchine (che possono smettere di funzionare per un guasto ad una di esse).

Collegando alla rete elettrica:



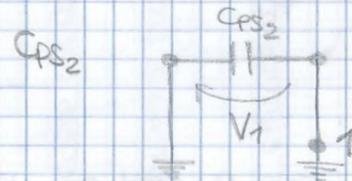
$V_1 \approx 220V$, un po' più piccola

Mando a terra 1:

- C_{st1} : entrambi i morsetti sono a terra, quindi non scorre corrente; il potenziale è quello di terra

- C_{ps1} : d.d.p. = V_1

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



Mando a terra 2:

- C_{st2}, C_{ps2} : non scorre corrente perché entrambi i morsetti sono a terra
- C_{ps1} : non scorre corrente perché entrambi i morsetti sono a potenziale V_1

$$\rightarrow I_{d2} = \omega C_{st1} V_1 \quad (I_{d2} < I_{d1})$$

Otengo due correnti diverse perché l'alimentazione del trasformatore è sbilanciata (non simmetrica).

Correnti di dispersione: 50-150 μA per trasformatori da 5-10 kVA

Norma: $I_{dmax} \leq 1mA$ in condizioni di primo guasto

es. $I_{d1} = 100 \mu A$ $I_{d1} = \omega V_1 (C_{ps1} + C_{ps2} + C_{st2})$

se $C_{ps1} \approx C_{ps2} \approx C_{st2}$ (ipotesi realistica) $\rightarrow I_{d1} = 3\omega V_1 C_p$

$$C_p = \frac{100 \cdot 10^{-6}}{3 \cdot (3 \cdot 10^3) \cdot (2,2 \cdot 10^2)} \approx 500 pF$$

Capacità parassite: $100 pF \leq C_p \leq 2 nF$

Supponiamo che si verifichi primo guasto \rightarrow il secondario non è più isolato da terra, quindi in caso di secondo guasto non è più garantita né la continuità d'erogazione né la protezione da macroshock

Perdita dell'isolamento a terra: può essere dovuta al collegamento a terra di uno dei due morsetti del secondario attraverso un percorso resistivo

SISTEMI DI PROTEZIONE CONTRO I CONTATTI INDIRETTI

Gruppo	INTERRUZIONE AUTOMATICA DEL CIRCUITO Interr. MT	Interr. differenziale	SELV* ≤ 25 V _{ac} ≤ 60 V _{dc}	COMPONENTI DI CLASSE II / ISOLAM. EQUIVALENTE**	TRASFORMATORE DI ISOLAMENTO	PRESCRIZIONI ULTERIORI
I	✓	✓ (consigliato)	✓	✓	✓	-
II	X***	✓ (consigliato)	✓	✓	✓	-
III	X	✓ (consigliato)	✓	✓	✓	-
IV	X	ammesso solo per circuiti con V ≤ 380V che alimentano: apparecchi radiologici, utilizzatori con P > SkVA (di sicuro non protetti da trasf. di isole.) apparecchi di illuminazione generale non a portata di mano o alimentati da prese a spina (1)	X	X	unico metodo ammesso per i circuiti non estensibili in (1) e per i quali è sempre adatto	protezione singola anche unipolare per ogni presa a spina alimentata da trasf. di isole.; non intercambiabilità delle spine degli apparecchi alimentati da trasf. di isole. e quelli in (1) (cioè in un fascio di gruppo IV non devono esistere adattatori!); segnali ottico-acustici di verifica dell'isolamento ben visibili e udibili

In tabella non compaiono i fusibili, perché non hanno nulla a che vedere con la protezione da contatto indiretto.

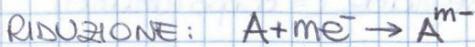
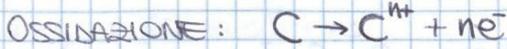
* deve avere due impianti separati o almeno garantire una distanza sufficiente tra i cavi dell'impianto di sicurezza e quelli della rete a 220V

** ISOLAMENTO EQUIVALENTE: isolamento principale particolarmente efficace e sicuro, prestazioni paragonabili a un doppio isolamento

*** non adatto per la protezione da macroshock, ma può essere usato per la protezione dell'impianto elettrico

INTERFACCIA ELETTRONO-ELETTROLITICA

Penso di inserire una barretta di metallo in una soluzione di ioni, tra cui anche ioni del metallo stesso.



La soluzione diventa positiva grazie alla presenza di ioni metallici positivi derivanti dalla dissociazione degli atomi metallici superficiali.

Gli e^{-} invece restano nel metallo, quindi l'elettrodo si carica negativamente.

→ si crea una ΔV (POTENZIALE DI SEMICELLA) tra metallo e soluzione

Gli ioni $+$ sono soggetti a due forze:

1. FORZA ATRATTIVA di tipo elettrostatico
2. FORZA DIFFUSIVA che tende ad allontanare gli ioni per avere $[]$ uniforme

Nell'intorno della barretta si crea uno strato di ioni C^{n+} dove le due forze si equivalgono.

Si ha uno strato concentrato → si crea d.d.p. E_0 (POTENZIALE DI EQUILIBRIO)

Quella che noi siamo in grado di misurare è la differenza tra i potenziali di semicella dei due elettrodi che utilizziamo per la misura; non si può misurare direttamente il potenziale di semicella!

Potenziale assoluto di semicella : ordine di grandezza dell'Volt

Bisogna definire un elettrodo da utilizzare come riferimento, per poi valutare il potenziale di semicella relativo.

L'ELETTRODO DI RIFERIMENTO deve essere facilmente realizzabile e ripetibile e piuttosto stabile.

ELETTRODO DI RIFERIMENTO

Elettrodo a idrogeno, costituito da una retina di metallo nobile (PLATINO), che in soluzione acquosa non ionizza, ma funziona da collettore degli elettroni persi dall'idrogeno durante l'ossidazione; usato in laboratorio ma non nella pratica clinica.

Soluzione acquosa di HCl 1M a temperatura di $25^{\circ}C$ e pressione 1atm.

Se il potenziale di semicella metallo-H è negativo, significa che il metallo tende a ionizzare più dell'idrogeno

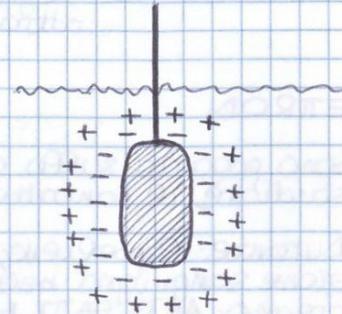
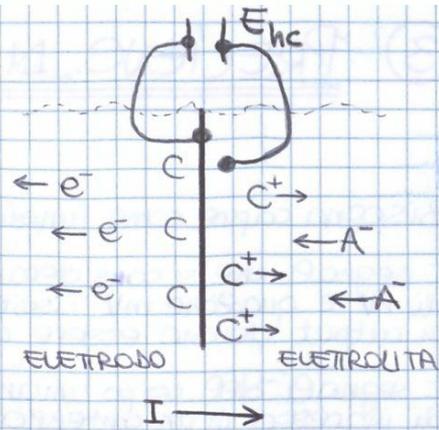
Elettrodi:

- 1° tipo → interfaccia metallo - soluzione
- 2° tipo → interfaccia sale di un metallo (es. $AgCl$) - soluzione

↑ permette di avere elettrodi stabili e molto bio compatibili

differenza di

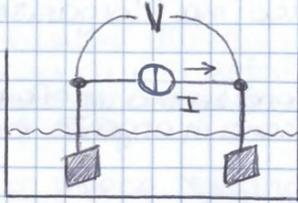
Si scelgono elettrodi con potenziale di semicella di poche centinaia di mV



MODELLO DI ELETTRODO (interfaccia metallo-elettrolita)

Si può studiare la chimica e la fisica dell'interfaccia oppure procedere in modo empirico (esperimenti in laboratorio)

PROCESSO EMPIRICO

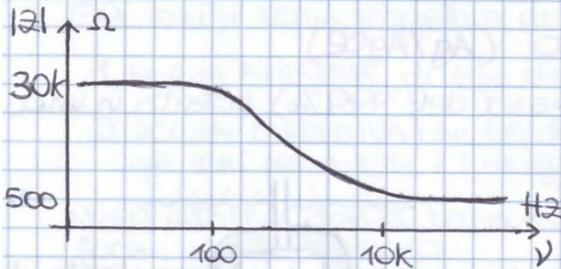


Due elettrodi identici; impongo una corrente I , misuro V e calcolo Z :

$$Z = \frac{V}{I} \rightarrow Z \text{ dipende da } I! \text{ (NON LINEARITÀ)}$$

Per gli elettrodi di precisione è un problema minore perché le correnti che li attraversano sono bassissime (pA) \rightarrow posso trascurare la non linearità

Se considero invece elettrodi di stimolazione, devo tenere conto della non linearità.

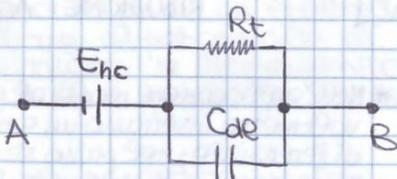


Questo grafico indica che Z è un'impedenza capacitiva, perché il modulo diminuisce all'aumentare della frequenza \rightarrow il modello deve essere RESISTIVO-CAPACITIVO (ho di sicuro almeno una R perché in continua l'impedenza è ancora $\neq 0$)

Se pongo $I=0$, noto che esiste ancora una d.d.p. dovuta al PdS \rightarrow devo aggiungere nel modello un GENERATORE DI TENSIONE

In più devo tenere conto della RESISTENZA NEL LIQUIDO

Provo a fare un modello:



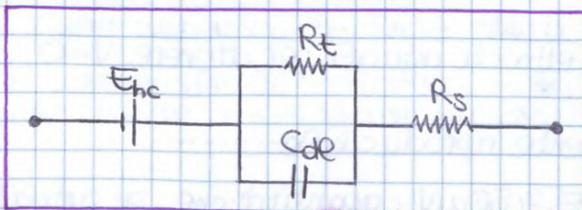
in continua $C_{de}=0$

al crescere di f , il C_{de} inizia a condurre e $|Z|$ inizia a diminuire

se $f \rightarrow \infty$, C_{de} è un cortocircuito e $R_t // C_{de} = 0$

\downarrow
NON SPIEGA IL COMPORTAMENTO DI $|Z|$ PER ALTE FREQUENZE!

Aggiungo una resistenza:

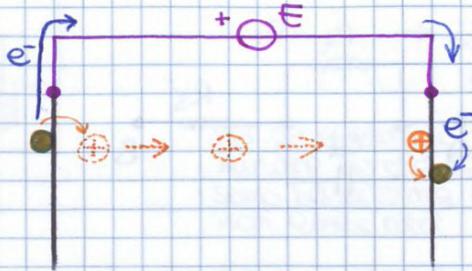


Si formano due strati di ioni:

- STRATO COMPATTO : vicino alla barretta (S_c)
- STRATO DIFFUSO : ioni nella soluzione (S_d)

Devo avere $Q_{S_c} + Q_{S_d} = 0$

Voglio far scorrere corrente tramite una ddp.



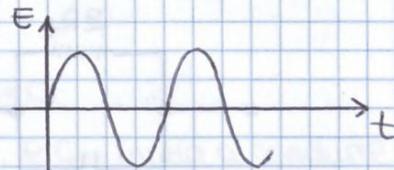
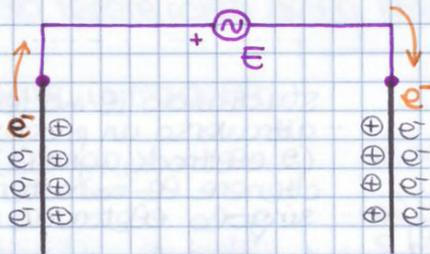
Lo ione che entra in soluzione dalla barretta \oplus si muove verso la barretta \ominus e si lega a un e^- formando un atomo metallico.

Soluzione \rightarrow corrente ionica
 Esterno \rightarrow corrente elettronica } per scissione ione-elettrone

Avviene trasferimento di carica tra soluzione e metallo, all'interfaccia.

L'elettrodo si comporta in modo lineare, può essere paragonato a un resistore.

Si possono avere anche fenomeni diversi:



Suppongo di non avere trasporto di carica (es. se uso metalli con E_{hc} molto positivo, come l'oro)

$E=0$: situazione stabile

$E_{sx} > E_{dx}$: trasporto di e^- da sinistra a destra \rightarrow la piastra di sx è più \oplus \rightarrow uno ione di sx si sposta a dx

Se collego un milliamperometro in serie a E, leggo una CORRENTE DI SPOSTAMENTO (\neq dal caso precedente!)

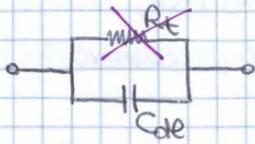
Non c'è rottura di legame né formazione di atomi.

Questo fenomeno può essere modellizzato da un condensatore.

Nella realtà si hanno sia trasferimenti di cariche sia correnti di spostamento e i due effetti si sommano.

Se ho lo stesso S ma materiale diverso, R_t è maggiore nel metallo caratterizzato da bassa ionizzazione → un elettrodo in metallo nobile (es. oro, platino) può trascurare C_{de}

Se l'elettrodo è modellato solo con una capacità, questo non è attraversato da corrente continua (solo nei transistori) → ELETTRONO PERFETTAMENTE POLARIZZABILE



- in metallo nobile purissimo
- modellizzato solo da un condensatore
- non regge la corrente continua

ELETTRONO PERFETTAMENTE NON POLARIZZABILE: il trasferimento di carica è l'unico modo in cui scorre corrente → modello costituito solo da un resistore

Non esistono elettrodi reali con comportamento simile: anche se uso un materiale con grande tendenza a ionizzare (es. alluminio), non posso trascurare C_{de} .

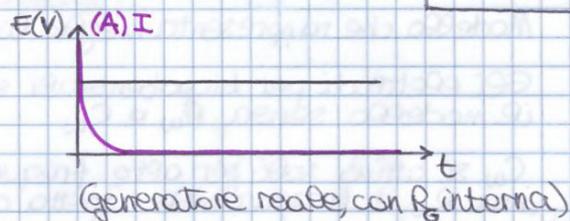
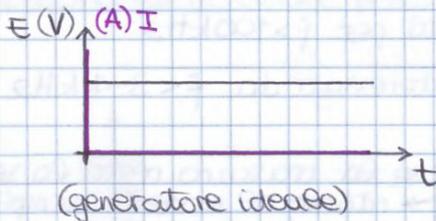
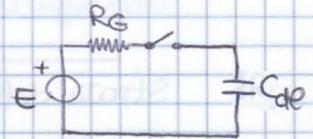


Gli elettrodi in argento/argento clorurato hanno un comportamento più vicino al non polarizzabile → spesso trascuro C_{de} , pur sapendo di compiere un errore

Come posso riconoscere il comportamento di un elettrodo?

Applico una ddp continua:

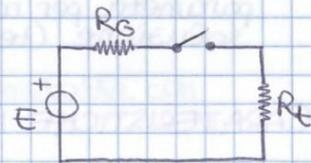
→ se l'elettrodo è perfettamente polarizzabile



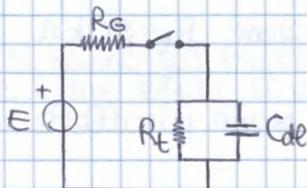
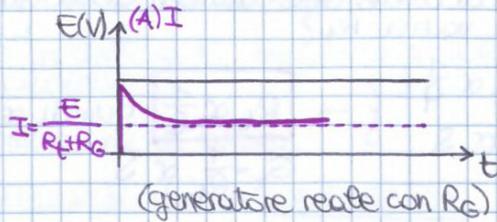
→ se l'elettrodo è perfettamente non polarizzabile



$$I = \frac{E}{R_t + R_G}$$



→ se l'elettrodo ha comportamento intermedio (sia R_t sia C_{de})



MODELLO DI ELETTRODO (interfaccia cutanea)

11.11.13

Interfaccia più complicata di metallo-elettrolita; modello meno applicabile

La cute ha 3 strati $\left\{ \begin{array}{l} \text{EPIDERMIDE} \\ \text{DERMA} \\ \text{TESSUTI SOTTOCUTANEI} \end{array} \right.$

Noi appoggiamo l'elettrodo sull'epidermide.

L'epidermide ha 3 strati $\left\{ \begin{array}{l} \text{CORNEO (1)} \\ \text{GRANULOSO} \\ \text{BASALE} \end{array} \right.$

(1) è lo strato più esterno, costituito da cellule epiteliali generate nello strato basale e giunte ormai alla fine della loro vita. Ha una conducibilità elettrica bassa (cellule morte); conduce grazie al liquido interstiziale che emerge dagli altri strati.

Nel derma troviamo poi vasi sanguigni, terminazioni nervose, ghiandole del sudore...

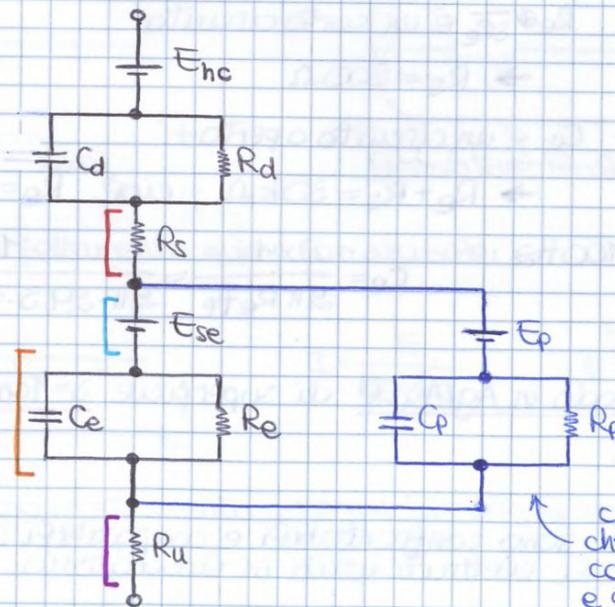
incisione di più sulla conducibilità \leftarrow

Gli elettrodi in Ag/AgCl funzionano bene solo se tra elettrodo e cute viene aggiunto un GEL CONDUTTIVO (acquoso, con sali organici conduttivi)

Senza gel, l'elettrodo sarebbe instabile:

- varia il PdS notevolmente
- aumenta il RUMORE di elettrodo

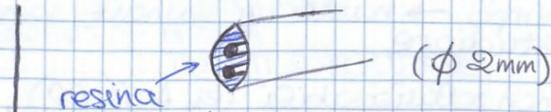
RUMORE: si genera ogni volta che una carica attraversa la barriera di potenziale (presenta componenti ad alte frequenze); ha l'aspetto di un processo casuale gaussiano bianco, con ampiezza dell'ordine di qualche μV (grande!)



ciruito in parallelo che modella il contatto tra l'elettrodo e ghiandole del sudore

8. ELETTRONI AD AGO : usati in elettromiografia per prelevare segnali più in profondità

- ago bipolare : due conduttori isolati e bloccati da resina



la superficie esterna della cannula funge da terra; i due conduttori mi permettono di prelevare le potenziali in punti vicini

- ago concentrico :



9. ELETTRONI CON FILO : utilizzati per prelevare potenziali da muscoli in movimento, situazione in cui un elettrodo ad ago sarebbe doloroso

- cavetti in tungsteno : "FINE WIRE" / "THIN WIRE"

10. ELETTRONI PER ECG FETALE

- problema di avere un buon contatto elettrodo-cute del feto
- elettrodo a punta che penetra per 1mm nella cute del feto

11. ELETTRONI ARRAYS

- utilizzati in neuroingegneria
- base isolante su cui vengono fissati gli elettrodi
- possibilità di ottenere una mappa neuronale dei neuroni studiati
- possono essere mono-, bi-, tridimensionali

12. MICROELETTRONI : per misurare la ddp tra interno ed esterno della cellula

- molto piccoli (ϕ 0,05-10 μ m) e resistenti, per forare la membrana cellulare
- tre tipi:
 - a) elettrodi ad ago tutti in metallo (tungsteno)
 - b) ago in vetro metallizzato
 - c) completamente in vetro
- forte capacità parassita verso terra e grande R_s \rightarrow vanno rivisti i modelli di elettrodo
- richiedono amplificatori appositi

① $E_r > E_e$

Dato che $R_o \ll \frac{1}{A}$, si ha che $R_r \ll R_e$

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

semplifico
trascurabile ($R_e \gg R_r$)

Vogliamo fare in modo che $R_i \gg R_e \rightarrow \frac{R_i}{R_e} \gg 1 \Rightarrow V_i = V_s$

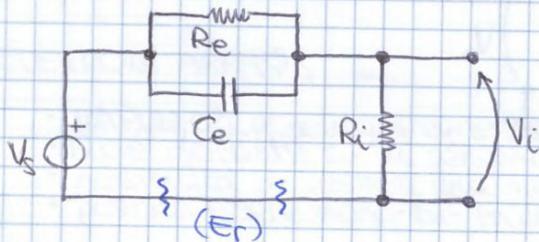
condizione migliore possibile: i due elettrodi si stanno comportando da connettori e non attenuano il segnale ($F_d T = 1$)!

Se non posso dire che $R_i \gg R_e$, rimane:

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

(vedi esercitazione 1, es. ①)

La $F_d T$ corrisponde a un circuito di questo tipo:

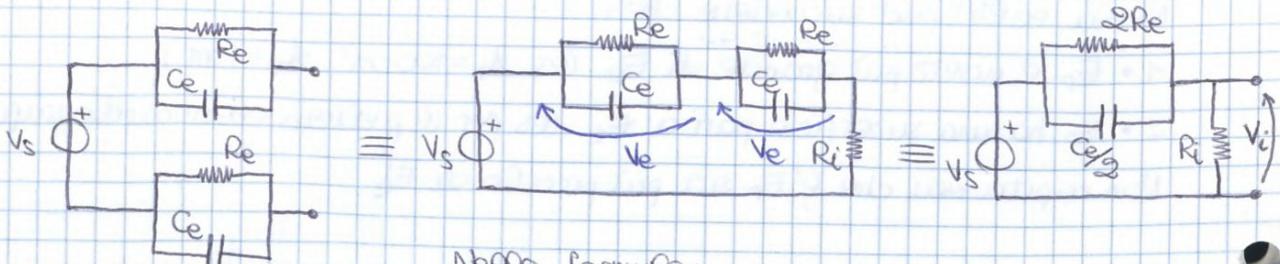


l'elettrodo di riferimento funziona come un connettore

② $E_r = E_e$

Adesso, se i due elettrodi sono identici, $R_e = R_r$ e $C_e = C_r$

$$V_i = V_s \frac{R_i}{\frac{R_e}{1+sC_e R_e} + \frac{R_r}{1+sC_r R_r} + R_i} = V_s \frac{R_i}{2R_e + R_i} \cdot \frac{1+s \frac{C_e}{2} 2R_e}{1+s \frac{C_e}{2} \frac{2R_e R_i}{2R_e + R_i}}$$

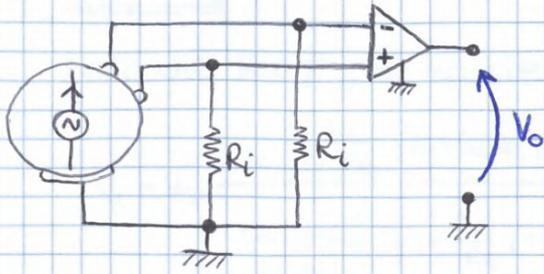


Nella formula:

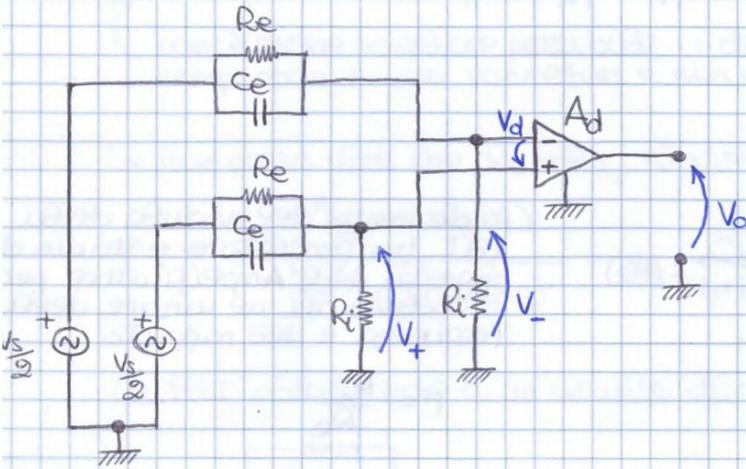
$$R_e \rightarrow 2R_e$$

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

SELETO DIFFERENZIALE



Schema elettrico:



Ci occupiamo di eccitazioni di PURO MODO DIFFERENZIALE, perché il modo comune dà solo rumore.

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

La FdT ha la stessa forma del caso monopolare!

La formula vale se i due elettrodi esploranti sono identici o se R_e sono 2 differiscono fino al 10-15%.

$$V_o = A_d V_d ; V_d = V_+ - V_-$$

$$V_+ = \frac{V_s}{2} \frac{R_i}{R_i + \frac{R_e}{1 + sC_e R_e}} ; V_- = -\frac{V_s}{2} \frac{R_i}{R_i + \frac{R_e}{1 + sC_e R_e}} \rightarrow V_d = V_s \frac{R_i}{R_i + \frac{R_e}{1 + sC_e R_e}}$$

Come nel caso monopolare, se $E_r = E_e$: $R_e \rightarrow 2R_e$
 $C_e \rightarrow \frac{C_e}{2}$

L'importante è sempre avere un amplificatore con R_i molto grande!

Il valore I_B è dato, quindi devo avere una R_e che mi permetta di verificare che $|I_B R_e| < V_{cc}$

es. $V_{cc} = 5V$

$I_B = 5\mu A \div 200-300 nA$ $I_B = 100 nA$

$|I_B R_e| < V_{cc} \rightarrow R_e < \frac{5}{0,1 \cdot 10^{-6}} \cong 50 M\Omega$

normalmente R_e è dell'ordine delle decine di $k\Omega$ ✓

es. Elettrodo in Ag/AgCl con diametro $1mm^2$

$1cm^2 \rightarrow R_e = 40k\Omega$ (letteratura)

$1mm^2 \rightarrow R_e = 4M\Omega$

Problema con elettrodi piccoli perché $R_e \propto \frac{1}{S}$!

R_e varia anche a seconda del materiale (es. con l'oro, R_e cresce)

es. Elettrodo in oro con $R_e = 100M\Omega$

$R_e \cdot I_B = (100 \cdot 10^6) \cdot (100 \cdot 10^{-9}) = 10V$ X

→ uso amplificatori con I_B minore (es. $I_B = 1nA$)

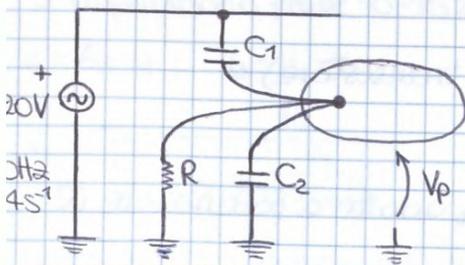
→ alimentazione amplificatore con V_{cc} maggiore (es. $V_{cc} = 12V$)

Oggi per consumare meno si alimentano gli A con V_{cc} molto più basse, quindi si creano più problemi di saturazione a causa della I_B .

Questo problema non si avrebbe con:

- elettrodi a resistenza molto bassa ($R_e \rightarrow 0$)
- amplificatori ideali con I_B nulla

COPPIAMENTO DEL PAZIENTE ALLA RETE ELETTRICA



C_2 : accoppiamento capacitivo tra la massa conduttiva e terra

C_1 : accoppiamento capacitivo massa conduttiva - rete elettrica

- R :
- se è molto piccola → trascuro C_2
 - se è molto grande → la trascuro
 - se considero sia R sia C_2 :

V_p = partitore tra C_1, C_2 e R

$V_p = 220 \frac{sC_1 R}{1 + sR(C_1 + C_2)}$

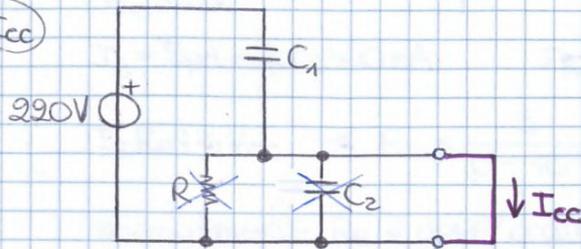
$|V_p| = 220 \frac{\omega C_1 R}{\sqrt{1 + [\omega R(C_1 + C_2)]^2}}$

V_p = centinaia di mV ÷ decine di V

NORTON

2eq uguale a Thévenin

I_{cc}



$$I_{cc} = 220 \cdot sC_1$$

$$|I_{cc}(w)| = 220 \cdot wC_1$$

ES. $C_1 = 10\text{pF}$

$$|I_{cc}| = 220 \cdot 300 (10 \cdot 10^{-12}) = 6,6 \cdot 10^4 \cdot 10^{-12} = 0,66 \mu\text{A}$$

I_{cc} è la corrente più elevata che può scorrere nel paziente, quando lo colleghiamo a terra.

I_{cc} è dell'ordine del μA → già solo l'accoppiamento paziente-terra porta a correnti vicine alla soglia di protezione dai microshock (decine di μA)!

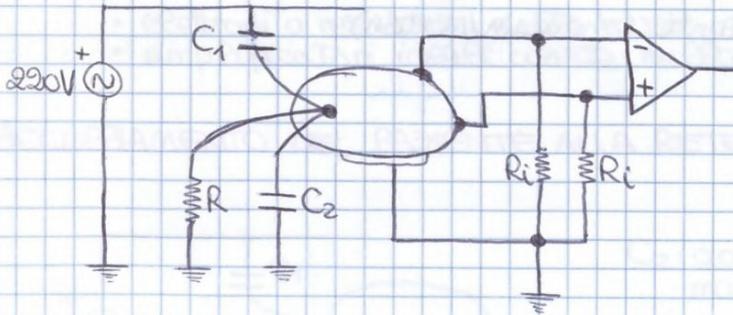
18.11.13

La V_p dipende da C_1, C_2 e R ; la condizione migliore sarebbe quella di paziente scalzo in piedi su pavimento conduttivo:

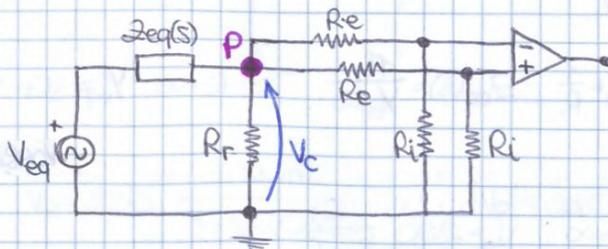
$$\begin{aligned} C_1 &= 10\text{pF} \\ C_2 &= 10\text{nF} \\ R &= 5\text{k}\Omega \end{aligned}$$

$$V_p = 3,5\text{mV}$$

ELETTRODO DI RIFERIMENTO RIFERITO A TERRA



Se l'elettrodo di riferimento avesse resistenza nulla, gli elettrodi esploranti sarebbero allo stesso potenziale del paziente.



P: paziente

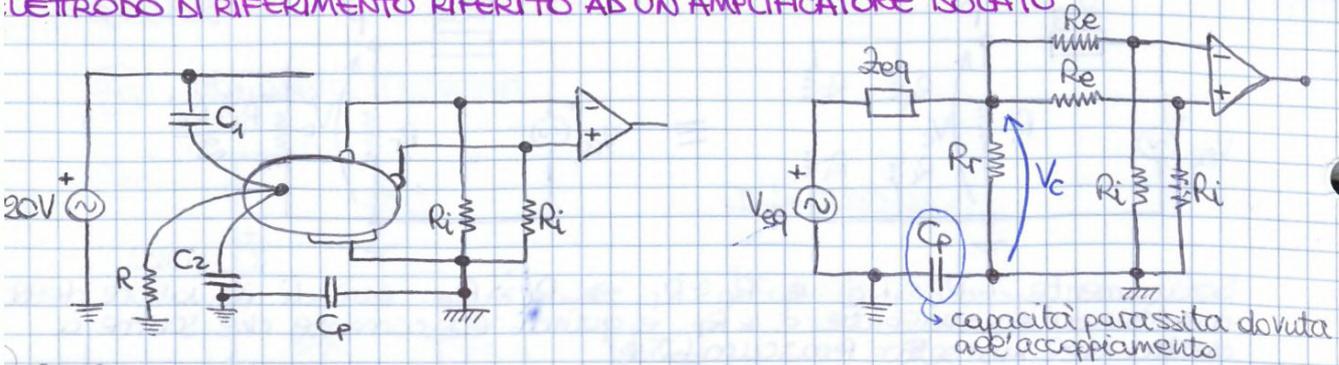
L'amplificatore è riferito a terra

Voglio ricavare V_c :

$$\text{se } R \rightarrow \infty, V_{eq} = 220 \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$

$$Z_{eq}(s) = \frac{1}{s(C_1 + C_2)} \quad (\text{parallelo di } C_1 \text{ e } C_2)$$

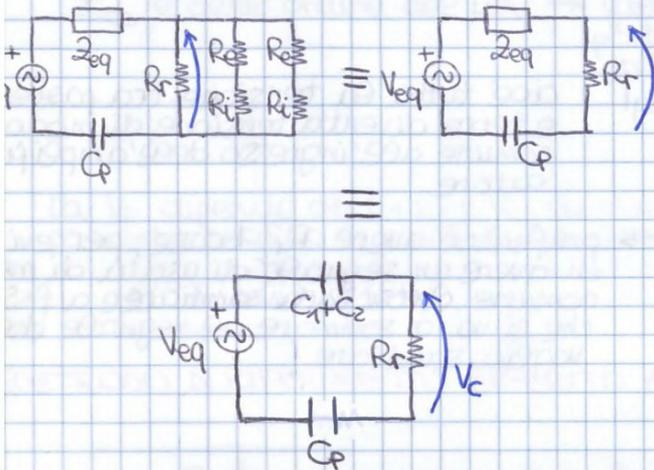
LETRODO DI RIFERIMENTO RIFERITO AD UN AMPLIFICATORE ISOLATO



Se C_p non ci fosse,

→ se l'accoppiamento tra paziente e terra fosse puramente flottante, non ci sarebbe il problema dell'interferenza di rete, perché non potrebbe scorrere corrente in R_r se non ci fosse C_p

Come prima, $R_i \gg R_r$ quindi possiamo trascurare la corrente che scorre nel parallelo delle due R_i e R_e



$$V_c = V_{eq} \frac{R_r}{R_r + \frac{1}{j\omega(C_1 + C_2)} + j\omega C_p}$$

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

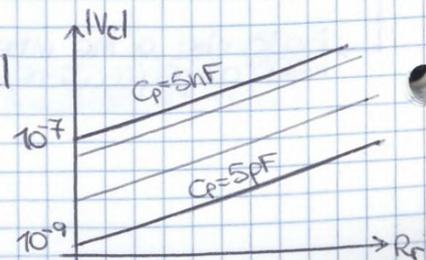
$$|N_c| = V_{eq} \frac{\omega R_r C'_{eq}}{\sqrt{1 + (\omega R_r C'_{eq})^2}}$$

Possiamo avere tre casi:

1. $C_p \ll C_{eq}$ ($C_{eq} = C_1 + C_2$)
 → $C'_{eq} \cong C_p$ perché C'_{eq} è la capacità del parallelo di due condensatori
2. $C_p \cong C_{eq}$
 → $C'_{eq} \cong \frac{C_p}{2} \cong \frac{C_{eq}}{2}$
3. $C_p \gg C_{eq}$
 → $C'_{eq} \cong C_{eq}$

Solitamente C_p è una capacità parassita difficile da controllare; altre volte invece siamo noi stessi ad aggiungere una certa C_p per garantire COMPATIBILITÀ ELETROMAGNETICA → in questo caso C_p vale intorno alle centinaia di pF ÷ qualche nF ($C_p = 500 \text{ pF} \div 5 \text{ nF}$)

Per un dato valore di R_r , più bassa è C_p minore è $|N_c|$



1. R_o è la resistenza veramente vista dal paziente verso l'elettrodo

$$R_o = \frac{V_o}{I_d} = \frac{R_f}{1 + \frac{R_f}{R}}$$

Nei paziente si vede una resistenza più bassa rispetto alla resistenza dell'elettrodo di riferimento

Tanto più I_d cresce, tanto più il morsetto di uscita dell'amplificatore diventa negativo e vedo una resistenza apparente più bassa (effetto di retroazione)

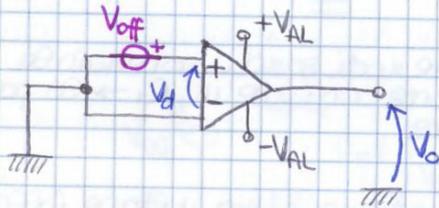
ES. Ho $R_f = 100k\Omega$ e la voglio più piccola ($\approx 1k\Omega$)

→ scelgo $\frac{R_f}{R} = 99$

→ $R_o = \frac{R_f}{1 + \frac{R_f}{R}} = 1k\Omega$

Problema: non posso dare a $\frac{R_f}{R}$ un valore troppo grande!

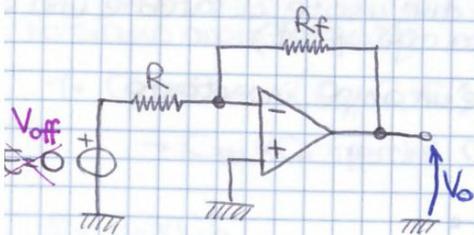
OAZ è un amplificatore reale, che ha una certa TENSIONE DI OFFSET in ingresso



$$V_o = A_d V_d$$

se $V_d = 0 \rightarrow V_o = 0$ ma non è così!

è presente un generatore di tensione V_{off} (μV) continua; questa tensione viene amplificata come tensione di modo comune e può portare a saturazione, o comunque a $V_o > 0$



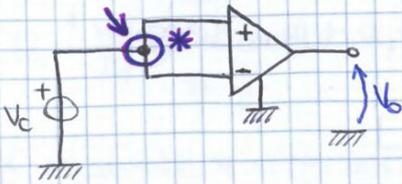
$$V_o = V_{off} \left(-\frac{R_f}{R} \right)$$

se scelgo il rapporto $\frac{R_f}{R}$ troppo grande, questo mi porta a una tensione di offset in uscita che può saturare l'amplificatore.

Se vado in saturazione, perdo il beneficio del circuito di vedere una resistenza apparente $< R_f$.

Utilizzo $\frac{R_f}{R} < 100 \div 200$, che è già sufficientemente utile.

Suppongo di avere un ampe. con $V_s=0$ e solo V_c (es. interferenza di rete)



$$V_o = V_c A_c + V_s A_d$$

Non è mai noto A_c , ma sono dati A_d e CMRR $\rightarrow A_c = \frac{A_d}{\text{CMRR}}$

$\rightarrow V_o = V_c \frac{A_d}{\text{CMRR}}$ valore che si somma al segnale amplificato

Suppongo di avere $V_c = 1V$ (a.c.), $A_d = 1000$ e $\text{CMRR} = 100\text{dB}$. $V_o = ?$

$$V_o = 1 \cdot \frac{1000}{10^5} = 10\text{ mV}$$

$10^5 \leftarrow \text{NON in dB!}$

$\mu\text{V?}$

Nei caso dell'ECG l'onda più piccola è l'onda P dell'ordine dei 100mV, quindi avrei un segnale 10 volte più grande del disturbo (V_c)

Sarebbe più comodo poter fare un confronto all'ingresso dell'ampe., in modo da non dover conoscere A_d . (confronto in *)

Definisco la tensione V_{IRN} (INPUT REFERRED NOISE) a 50Hz, dovuta a un $\text{CMRR} \neq \infty$:

$$V_{\text{IRN}50\text{CMRR}}$$

$$V_{\text{IRN}50\text{CMRR}} = V_c \cdot \frac{1}{\text{CMRR}}$$

con il confronto in ingresso, ottengo lo stesso risultato

è il modo comune riferito all'ingresso, per confrontarlo direttamente all'ingresso senza conoscere A_d

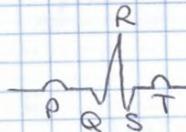
$V_c?$

21.11.13

ES. $\text{CMRR} = 100\text{dB}$, $V_{\text{IRN}} = 1V$ è una buona soluzione?

Devo confrontare il rumore con il segnale che voglio studiare.

Segnale ECG:



l'ampiezza minore è quella dell'onda P ($\sim 100\mu\text{V}$)

Rapporto segnale/rumore: $\frac{S}{N} = \frac{V_s}{V_N}$ oppure $\left(\frac{S}{N}\right)_{\text{dB}} = 20 \log \frac{V_s}{V_N}$

$\text{IRN?} \leftarrow V_N = 10\mu\text{V} = V_c \rightarrow \frac{S}{N} = \frac{100\mu\text{V}}{10\mu\text{V}} = 10$ (20dB) condizione buona

$V_s = 100\mu\text{V}$

Condizione ottima: $\frac{S}{N} = 100$

- Attenzione!
- V_N e V_s con la stessa unità di misura
 - entrambe ampiezze di picco o di picco-picco

ES. Segnale elettroencefalografico : $R_i = 10 M\Omega$

$$V_c \cong 100 mV$$

$$V_{IRN} \leq 1 \mu V$$

in questa situazione ambientale, devo preparare il paziente in modo molto scrupoloso? (cioè impiegare più tempo...)

ΔR_e ?

$$\Delta R_e = \frac{V_{IRN}}{V_c} R_i$$

valore massimo che mi posso concedere per avere $V_{IRN} \leq 1 \mu V$

$$\Delta R_e = \frac{10^{-6}}{10^{-7}} \cdot 10^7 \leq \underline{100 \Omega} \rightarrow \text{impossibile, troppo basso!}$$

Se invece $R_i = 100 M\Omega \rightarrow \Delta R_e \leq \underline{1 k\Omega}$ si può riuscire, con una preparazione molto scrupolosa

Se $R_i = 1 G\Omega \rightarrow \Delta R_e \leq \underline{10 k\Omega}$ si può riuscire anche con una preparazione non ottima

1. + 2. SBILANCIAMENTO IMPEDENZE e CMRR

$$V_{IRN50} = V_{IRN50CMRR} + V_{IRN50\Delta R_e}$$

tengo conto contemporaneamente di

- $CMRR \neq \infty$
- $R_{e1} \neq R_{e2}$

$$V_{IRN50} = V_c \frac{1}{CMRR} + V_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

Vorrei progettare un amplificatore con $CMRR = \infty$ e $R_i = \infty$, ma è difficile e costoso.

Nota il tipo di elettrodi, conosco il ΔR_e con cui avrò a che fare e posso cercare valori ragionevoli per $CMRR$ e R_i .

Immagino che sia:

$$V_c \cdot \frac{1}{CMRR} = 10 \mu V$$

$$V_c \cdot \frac{\Delta R_e}{R_i} = 1 \mu V$$

$V_{IRN50} = 11 \mu V$

se ad esempio aumento R_i di 10 volte, il 2° termine diventa $0,1 \mu V$ ma globalmente $V_{IRN} = 10,1 \mu V$ quindi si è diminuito solo del 10%.

Se invece dimezzassi il $CMRR \rightarrow 1^\circ$ termine = $5 \mu V \rightarrow V_{IRN} = 6 \mu V$ (quasi 50% in meno!)

Se i contributi fossero stati invertiti, mi sarebbe invece convenuto aumentare R_i .

Punto di partenza: cercare la condizione per cui $V_{IRNCMRR} \cong V_{IRN\Delta R_e}$

$$V_c \frac{1}{CMRR} \cong V_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

$$CMRR \cong \frac{R_i}{\Delta R_e}$$

NON è il valore del $CMRR$ di un amplificatore, è un valore ragionevole di progettazione!

ES. $\Delta R_e \cong 1 k\Omega$ (elettrodi in Ag/AgCl); $R_i = 100 M\Omega$

$$CMRR \cong \frac{10^8}{10^3} \cong 10^5 \rightarrow 100 dB$$

con questo valore indicativo, cerca un amplificatore adatto da inserire nel mio circuito

es. $C_p = 10 \text{ pF}$; $R_e = 10 - 100 \text{ k}\Omega$

→ V_c sarà dell'ordine delle decine di mV

es. Altra peggio suppongo $V_c = 0,1 \text{ V} = 100 \text{ mV}$; $\text{CMRR} = 10^5$ (buono ma non ottimo)

$$\rightarrow V_{\text{IRN50}} = V_c \cdot \frac{1}{\text{CMRR}} = 0,1 \cdot \frac{1}{10^5} = 10^{-6} = 1 \mu\text{V}$$

nel caso del modo differenziale, se $R_{e1} \cong R_{e2}$ e $C_{p1} \cong C_{p2} \rightarrow V_+ = V_- \Rightarrow V_d = 0$.

se però le differenze tra i due rami fossero ad esempio del 10%, otterrei una $V_d \cong 100 \mu\text{V}$ cioè un'interferenza di rete dell'ordine di grandezza del segnale che voglio studiare.

per ottenere una V_d piccola, devo avere:

- C_p piccole
- elettrodi uguali ($R_{e1} \cong R_{e2}$)

per quanto riguarda i primi due tipi di interferenze, questi possono essere facilmente controllati:

$$V_{\text{IRN50}} = V_c \cdot \frac{1}{\text{CMRR}} + V_c \cdot \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

↑ elevato
→ grande
→ controllata tramite una R_f grande

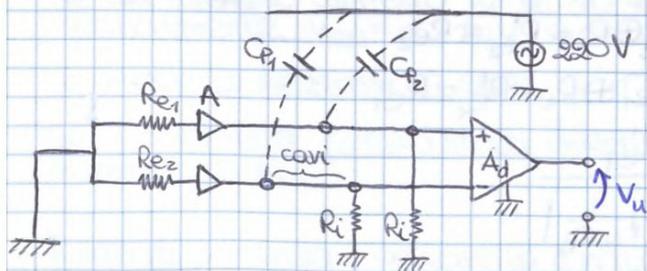
In quest'ultimo caso invece è più difficile controllare le C_p ; è bene avere cavi simili, della stessa lunghezza (circa), che compiano lo stesso percorso → autoregistrati

si ha il problema ulteriore che i cavi si muovono → varia C_p e V_{IRN50} è modulata dal movimento dei cavi

se avessimo R_{e1} e R_{e2} molto piccoli si diminuirebbe il problema perché nel limite

$$R_e \parallel R_i = C_p \text{ prevale } R_e \text{ (piccola)} \Rightarrow C_p \text{ piccola}$$

SONDE ATTIVE



aggiungo un amplificatore (anche di guadagno unitario) molto vicino alle R_e , in modo che il cavo di collegamento sia lungo pochi mm e magari anche schermato.

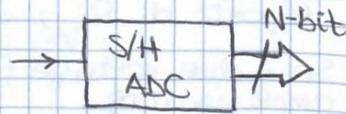
In questo modo, se guardo verso l'elettrodo vedo l'impedenza del voltage follower $\cong 0 \rightarrow$ è come se nelle equazioni precedenti $R_e \cong 0$, quindi

$$V_+ = V_- \cong 0$$

le sonde vengono schermate, cioè si ritrovano in un guscio conduttivo collegato al riferimento compreso tra due strati isolanti (resina)

Questo blocco è caratterizzato da:

- f_s (frequenza di campionamento)
- N-bit (n° di bit)
- dinamica di ingresso del convertitore (Δ_{ADC})



Se ho un convertitore a N bit, questo è in grado di distinguere ("contare") 2^{N-1} livelli

Il bit meno significativo ha un'ampiezza di $LSB \cong \frac{\Delta_{ADC}}{2^N}$

ES. $N=10$; $\Delta_{ADC} = 2V$ (da $-1V$ a $+1V$)

$$\rightarrow LSB = \frac{2V}{1024} \cong 2mV$$

Tanto maggiore è N, tanto più accurata è la rappresentazione del segnale.

Quanto vale l'amplificazione totale della catena?

$$A_{tot} = A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9 \quad (\text{dato che ho considerato } H_i \cong 1)$$

$$A_{tot} = \frac{\text{ampiezza del segnale che voglio avere in uscita}}{\text{ampiezza del segnale di ingresso}}$$

Mi farebbe comodo avere:

$$A_{tot} = \frac{\text{dinamica di ingresso del convertitore}}{\text{dinamica di ingresso del segnale}} = \frac{\Delta_{ADC}}{\Delta_{segnale}} = A_{tot}$$

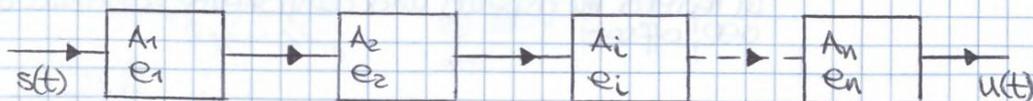
UMORE ALL'USCITA DELLA CATENA ANALOGICA

26.11.13

Concetti
Ipotesi: tutte le sorgenti di rumore sono tra loro scorrelate, cioè statisticamente indipendenti

Conseguenza: le sorgenti di rumore sommano il loro contributo in POTENZA (non tensione!)

Catena di amplificazione di n blocchi:



Per ottenere e_i , stacco il blocco i della catena e misuro il rumore; divido per A_i e trovo e_i .

Ad esempio, considerando il blocco 1: all'uscita da 1 ho $e_1 A_1$; in 2 il rumore è nullo e all'uscita avrò $e_1 A_1 A_2 \dots$

$$P_n = (e_1 A_1 A_2 \dots A_i \dots A_n)^2 + (e_2 A_2 \dots A_i \dots A_n)^2 + \dots + (e_i A_i \dots A_n)^2 + \dots + (e_n A_n)^2$$

Nelle ipotesi che $e_1 \cong e_2 \cong e_i \cong e_n$, e_1 è il termine della catena che pesa di più perché è moltiplicato per A_{tot} .

AMPLIFICAZIONE A_5

Di solito si cerca di sfruttare tutta la Δ_{ADC} del convertitore, ma bisogna fare attenzione alla saturazione.
Potrei diminuire l'amplificazione per rimanere in sicurezza, ma così sfrutterei meno Δ_{ADC} .

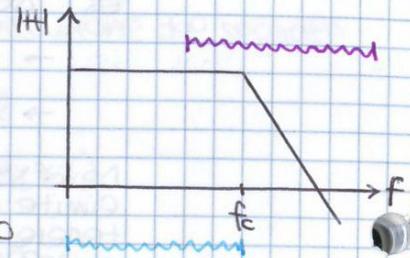
Utilizzo un'amplificazione variabile:

$$A_5 = \begin{cases} 0,5 \rightarrow \text{attenuo un segnale intenso} \\ 1 \rightarrow \text{mantiene il valore nominale} \\ 2 \rightarrow \text{amplifico un segnale debole} \end{cases}$$

FILTRO RIGETTA BANDE (FRB) / PASSA BASSO (FPB)

Normalmente si utilizza un passa basso, per eliminare le componenti frequenziali alte del tremore muscolare (caso dell'ECG).

In parte le componenti frequenziali elettromiografiche ed elettrocardiografiche si sovrappongono, quindi devo scegliere una f_c bassa ma non troppo



Sia il notch che questo filtro possono non essere presenti: sono aggiunti a seconda delle esigenze, ma se si possono evitare è meglio perché comportano comunque un'alterazione del segnale.

AMPLIFICATORE DI ISOLAMENTO A_7

Presente in strumenti di tipo BF e CF.

È lo strumento più rumoroso della catena, che inserisce un rumore ad alta frequenza generato da Z ; isola i circuiti collegati al paziente e quelli collegati all'utilizzatore III .

FILTRO PASSABASSO (FPB)

Inserisco il FPB per attenuare il rumore dell'amplificatore di isolamento e per campionare il segnale.

Il campionatore lavora a una frequenza f_s di anti-aliasing, che per il teorema del campionamento deve essere almeno doppia di f_c .

$$\text{es. } f_s = 500 \text{ Hz} \rightarrow f_c = 200 \text{ Hz} \quad (f_c \approx 0,2 \div 0,4 f_s)$$

AMPLIFICATORE A_9

Potrebbe essere un voltage follower che abbassa l'impedenza di uscita.

La saturazione aumenta al diminuire della tensione di alimentazione ai vari stadi.

MENTIONAMENTO:

- Amplificatori: A ; tensione di alimentazione/dinamica di uscita
- Filtri: $|H|=1$; tipo di filtro; frequenza di taglio/centrale; attenuazione
- indicare le funzioni di ogni singolo blocco

28.11.13, -1

CATENA DI AMPLIFICAZIONE AD ALTA RISOLUZIONE



Siccome ho un unico ampie, l'amplificazione sarà tutta concentrata lì.

$$A_{TOT} = \frac{D_{ADC}}{D_S}$$

ES. ECG $D_S = 20mV$; $D_{ADC} = 20V$ (cioè $\pm 10V$) $\uparrow V_{CC}$

$$A_{tot} = \frac{20V}{20mV} = 1000$$

Se avessi d.d.p. di semiceffa di 100mV, amplificata viene tale da saturare l'ampl. ($100mV \cdot 1000 = 100V > V_{CC}$)

Se diminuisco la D_{ADC} a 200mV:

$A_{tot} = 10$ abbastanza contenuta, permette di non preoccuparsi più della saturazione.

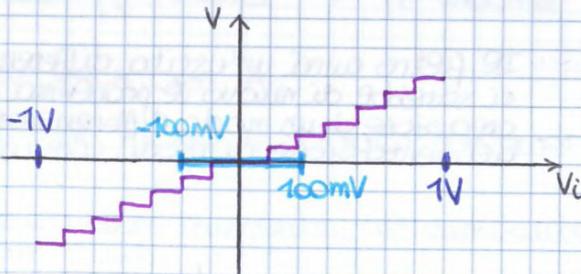
Nella catena ad alta risoluzione, acquisisco segnali e disturbi (senza attenuarli, è importante è non raggiungere la saturazione!) e utilizzo poi FILTRI DIGITALI più facili da gestire tramite calcolatori.

Non è facile avere ANC con dinamica d'ingresso bassa e poco rumorosi, in modo da non confondere il rumore con il segnale da studiare.

Risoluzione: almeno 18bit $\rightarrow 262144$ livelli

In questa catena diventa inutile l'ampl. ad amplificazione variabile perché dato che amplifico poco non ho problemi di saturazione, quindi non ho bisogno di attenuare il segnale; potrei al massimo avere il problema opposto di un segnale piccolo e poco amplificato.

Trascurando la caratteristica del convertitore:



$$N = 1024 = 2^{10}$$

$$D_{ADC} = 1V$$

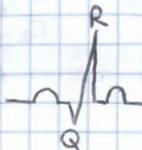
$V_i = 100mV \rightarrow$ sfruttato poco la D_{ADC} !
 tensione di ingresso effettiva dell'ADC

Si cerca di sfruttare al meglio tutta la D_{ADC} .

Ho a disposizione ~ 1000 livelli e ne sfrutto il 10% cioè $\sim 100 \rightarrow$ pochi!

Se avessi risoluzione 20bit $\rightarrow 100000$ livelli, ne sfrutterei $\sim 1000 \rightarrow$ tanti!

ES. ECG



$Q \rightarrow R = 15mm$ quantizzato su 8bit $\rightarrow 256$ livelli

L'occhio non riesce a distinguere la "gradinatura", sembra un segnale analogico

(T): onda di RIFOLARIZZAZIONE VENTRICOLORE

importante per rilevare malattie di tipo ischemico

INTERVALLI: intervalli di tempo che possono comprendere più forme d'onda

ES. P-R → esprime la conduzione della depolarizzazione (velocità) dagli atri ai ventricoli

se $\Delta t_{PR} > 200ms$ si ha blocco atrio-ventricolare

SEGMENTO P-R (fine onda P, inizio dell'onda Q/R) = $\Delta t_{PR} - \Delta t_P$

INTERVALLO QRS (inizio onda Q, fine onda S): velocità della depolarizzazione ventricolare

INTERVALLO S-T (fine onda S, fine onda T): velocità della ripolarizzazione ventricolare

SEGMENTO S-T (fine onda S, inizio onda T) = $\Delta t_{ST} - \Delta t_T$; sono importanti

- forma → piatta
- ampiezza → quasi nulla

un'eventuale malattia ischemica può essere rappresentata da un segmento S-T sottolivellato

Nella catena di amplificazione, il primo filtro passa alto potrebbe alterare la forma del segmento S-T → il filtro non deve distorcere la forma del segnale (non può essere una semplice cella RC!)

INTERVALLO Q-T (inizio onda Q, fine onda T): se è troppo lungo si può avere morte per aritmia fatale dopo pochi minuti

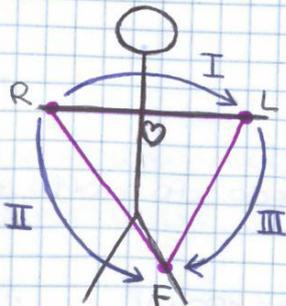
Il segnale ECG viene rappresentato in tutto il mondo su carta millimetrata con sensibilità di 10mm/1mV e velocità di scorrimento di 25mm/s

↕ 1mm → 0,1mV

↔ 1mm → 40ms

DERIVAZIONI AGLI ARTI

TRIANGOLO DI EINTHOVEN → elettrodi su: braccio destro
braccio sinistro
gamba sinistra
+ elettrodo di riferimento sulla gamba destra



Ognuna delle 3 derivazioni può essere espressa come combinazione lineare delle altre due:

$$V_{II} = V_I + V_{III}$$

Studiando 3 derivazioni ho 3 diversi punti di vista della stessa situazione, anche se per raccogliere le informazioni utili bastano due sole derivazioni (la terza è linearmente dipendente)

$$V_I = \phi_L - \phi_R$$

$$V_{II} = \phi_F - \phi_R$$

$$V_{III} = \phi_F - \phi_L$$

DERIVAZIONI PRECORNALI/TORACICHE

Hanno posizioni standardizzate (6 elettrodi) → importanti perché si è più vicini alla sorgente elettrica e il segnale può variare a seconda della posizione degli elettrodi

V_1 : a destra, contro lo sterno, 4° spazio intercostale destro

V_2 : a sinistra, contro lo sterno, 4° spazio intercostale

V_4 : all'incrocio tra la linea medioclavicolare e il 5° spazio intercostale

V_3 : a metà tra V_2 e V_4

V_6 : all'incrocio tra la linea mediacscellare e il 6° spazio intercostale

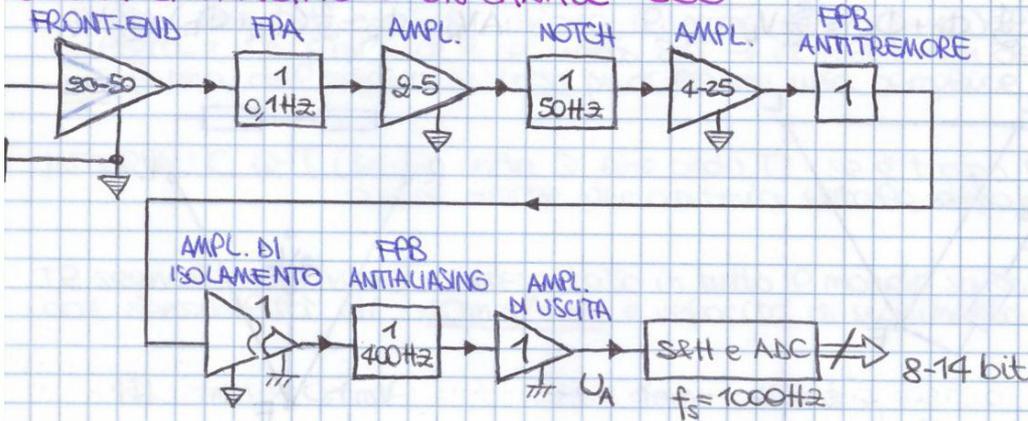
V_5 : a metà tra V_4 e V_6

Si usa come riferimento il nodo di Wilson.

In tutto abbiamo 12 derivazioni ottenute con l'applicazione di 10 elettrodi.

SCHEMA DI PRINCIPIO DI UN CANALE ECG

03.12.13



Le stesse caratteristiche di filtraggio dovranno essere presenti nelle catene ad alta risoluzione

Nella catena ad alta risoluzione semplice, però, riesco a sfruttare solo una minima parte ($\sim 1/100$) dei livelli di conversione analogico-digitale.

Posso quindi usare una catena tradizionale, con un ADC finale ai limiti dell'alta risoluzione

FRONT-END

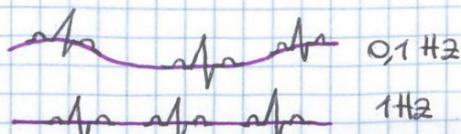
Simile per tutti i segnali biologici. Il disturbo maggiore è la d.d.p. di semiceffa ($\sim 80-100$ mV).

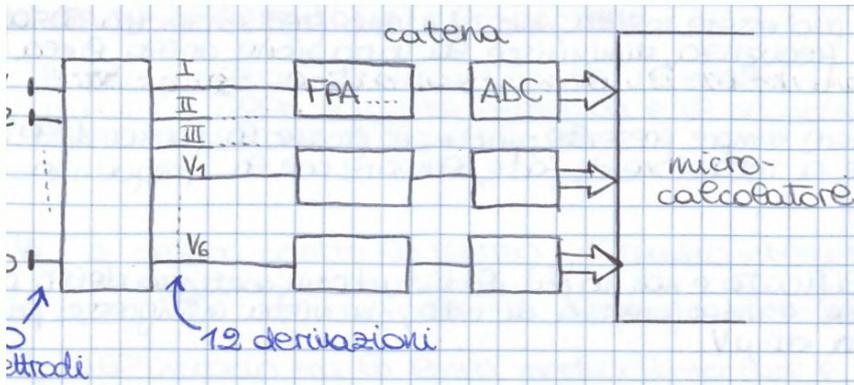
L'amplificazione dipende dalla tensione di alimentazione, es. $\pm 5V \rightarrow A=50:50$

FILTRO PASSA ALTO

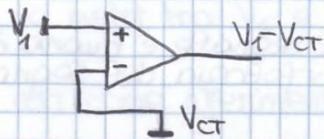
Neve garantire di farmi vedere tutte le componenti del segnale; è messo a $50-100$ mHz.

Attenua l'andamento lento della linea base, dovuto alle basse frequenze.



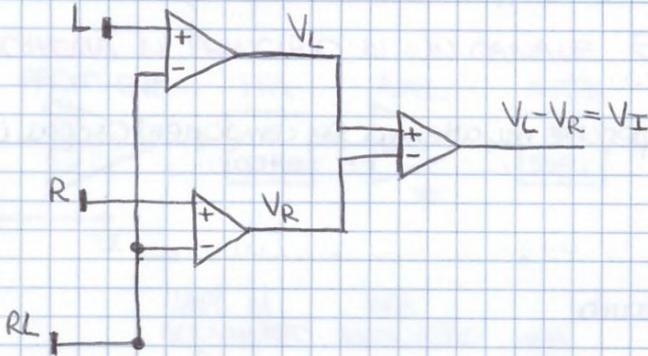


Nel caso delle derivazioni toraciche, nel blocco si trovano 6 stadi di questo tipo:



idealmente il guadagno può essere unitario

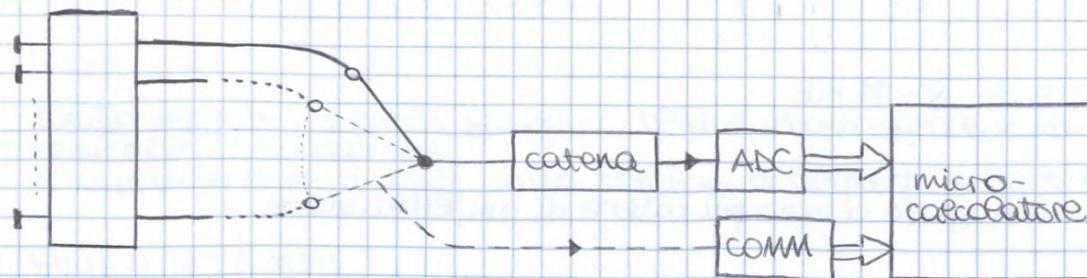
Nel caso delle derivazioni agli arti, ho invece:



Nel primo stadio della catena, quindi, ho un insieme di amplificatori a basso rumore (rumore che non può essere eliminato nella catena), che mi permettono di ricavare le 19 derivazioni.

In questo blocco può già essere la prima amplificazione del front-end, poi continua la catena di amplificazione.

Problemi: costo, grandezza, consumo (abbiamo moltiplicato per 19 la catena!)



Inserisco un COMMUTATORE ELETTRONICO a cui collego le derivazioni, poi continuo con un'unica catena.

Avrò un secondo segnale che proviene dal blocco che controlla il commutatore, che mi indica a quale derivazione è collegato il commutatore in quel momento.

ECG FETALE

È un problema ancora aperto, su cui si sta facendo ricerca.

Un problema è quello di amplificare il segnale ECG del feto negli ultimi 2-3 mesi prima del parto, posizionando gli elettrodi sull'addome materno: in questo modo si rileva anche il segnale ECG materno!

Il problema è maggiore tanto più si è lontani dal parto e il feto è piccolo e in una posizione non ben identificabile.

Elettrocardiografia depotenziata: riesco solo a verificare la presenza dell'onda P e il ritmo cardiaco.

Oggi è più sfruttata l'ECG durante il travaglio: si riesce ad accedere allo scafo del feto.

Si ottiene una derivazione tra lo scafo del feto e un elettrodo di riferimento sulla cute materna.

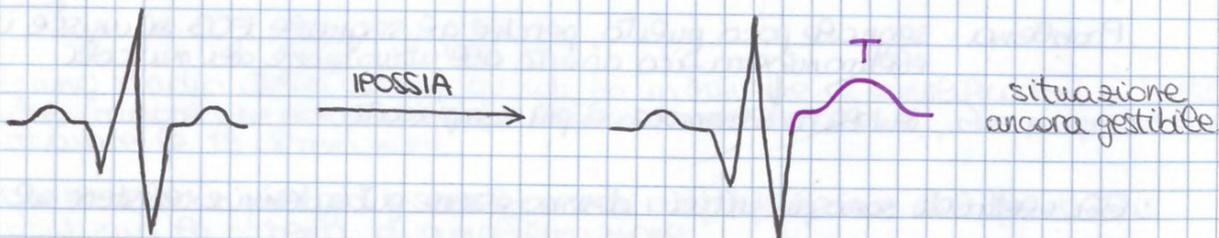
L'elettrodo esplorante ha solitamente un ago lungo ~1mm che può penetrare nello scafo e diminuire l'impedenza di contatto.

Informazioni ricavate:

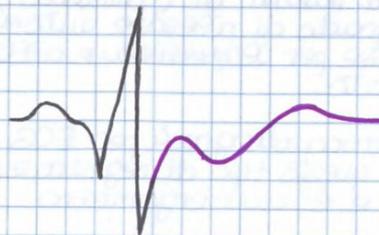
- regolare contrazione delle camere cardiache → frequenza cardiaca
 - studio dell'intervallo S-T, che cambia in condizioni di ipossia (ridotto apporto di ossigeno e sofferenze con alterazione del ritmo cardiaco)
- se si ha sofferenza fetale → parto cesareo
→ induzione di contrazioni uterine

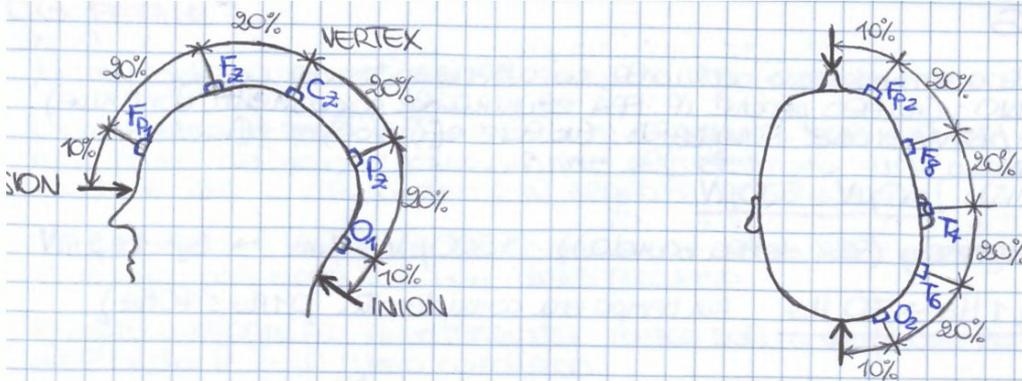
Conseguenze dell'ipossia:

- produzione di adrenalina
 - prevalenza di metabolismo anaerobico (poca necessità di ossigeno)
- alterazione del segnale ECG: il segmento S-T è sollevato e aumenta l'ampiezza dell'onda T



segmento S-T bifasico e sottolivellato → la situazione non è più gestibile dal feto, è necessario l'intervento medico!





Punti lungo il meridiano centrale: F_2, C_2, P_2

Lungo il parallelo di F_2 : F_7, F_3 (a sx pedici dispari) e F_4, F_8 (a dx pedici pari)

C_2 : T_7, C_3 e C_4, T_8 (T="temporale")

P_2 : P_7, P_3 e P_4, P_8

Punti frontopolari: F_{p1}, F_{p2}

Punti occipitali: O_1, O_2

→ in tutto ho 19 punti, esclusi i punti di riferimento (i due punti preauricolari)

Lo standard 10-20 completo conta 73 elettrodi (+2 di riferimento):

- F_p , frontopolari (3)
- AF, anterofrontali (9)
- F, frontali (11)
- FC, frontali centrali (6)
- C, centrali (7)
- CP, centrali parietali (7)
- P, parietali (9)
- PO, parietali occipitali (8)
- O, occipitali (3)
- T, temporali (4)
- TP, temporali parietali (4)
- punti preauricolari (A_1 e A_2)
- riferimenti: N_2 (nasion), I_2 (inion).

Mentre gli ECG hanno sempre 10 canali, gli EEG possono avere un numero diverso di canali → a seconda del numero, si sceglie dove posizionare gli elettrodi

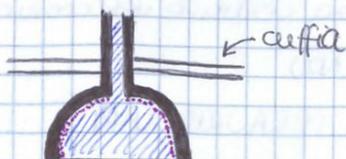
Una preparazione per EEG richiede molto più tempo rispetto a quella per ECG (30min rispetto a 2min); è effettuata dal tecnico di neurofisiopatologia.

Esistono cuffie già preparate con le posizioni standard degli elettrodi; il grosso del lavoro resta comunque l'applicazione degli elettrodi, il controllo che ogni elettrodo faccia contatto...

Si utilizzano elettrodi a coppetta in AgCl, vincolati alla cuffia; tramite una siringa viene inserito il gel per creare contatto con lo scalp.

La cuffia, essendo standardizzata, non corrisponde perfettamente alla disposizione degli elettrodi sul paziente, ma questo non modifica notevolmente i risultati.

Possono essere anche utilizzati elettrodi a disco, ricoperti da AgCl e avvolti in una garza bagnata che garantisce il contatto.

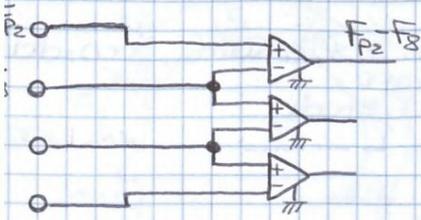


elettrodo a coppetta

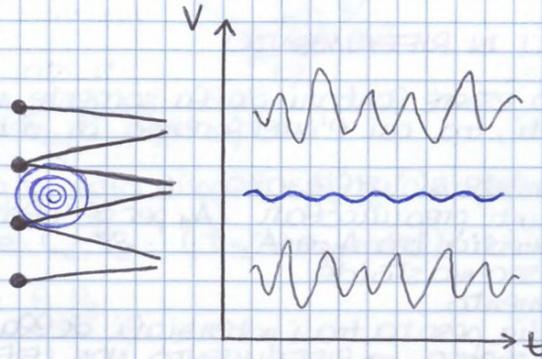
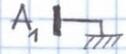


elettrodo a disco

MONTAGGIO BIPOLARE



Se ho una sorgente situata tra due elettrodi, avrò un segnale di ampiezza minima tra quei due elettrodi perché la d.d.p. sarà minima; gli altri segnali degli elettrodi distanti dalla sorgente saranno più ampi.

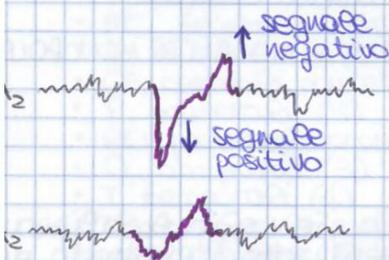


ARTEFATTI

10.12.13

Oltre all'interferenza di rete e alla d.d.p. di semiceffa degli elettrodi, vi sono altri artefatti.

• CHIUSURA DEGLI OCCHI



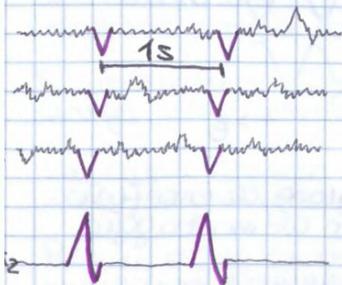
(prelievo monopolare)

La chiusura involontaria delle palpebre disturba principalmente il canale Fp_2-A_2 e Fp_1-A_1 (elettrodi nella zona dell'orbita oculare). È prevalentemente un artefatto da movimento, dovuto al movimento della cute delle palpebre; la variazione di potenziale che ne deriva ha frequenza 100-200 mHz \approx 1-2 Hz, quindi non viene filtrata dal primo filtro passa alto. Il disturbo è ancora presente in F8 e F7, anche se meno intenso.

Per essere sicuri che l'artefatto sia dovuto alla chiusura delle palpebre, si lavora in modo sincrono con una videocamera che riprende il viso del soggetto durante la registrazione del segnale ECG.

L'artefatto può avere un'ampiezza di 3-4 volte il segnale tradizionale \rightarrow bisogna tenerne conto per evitare la saturazione!

• ARTEFATTO CARDIACO



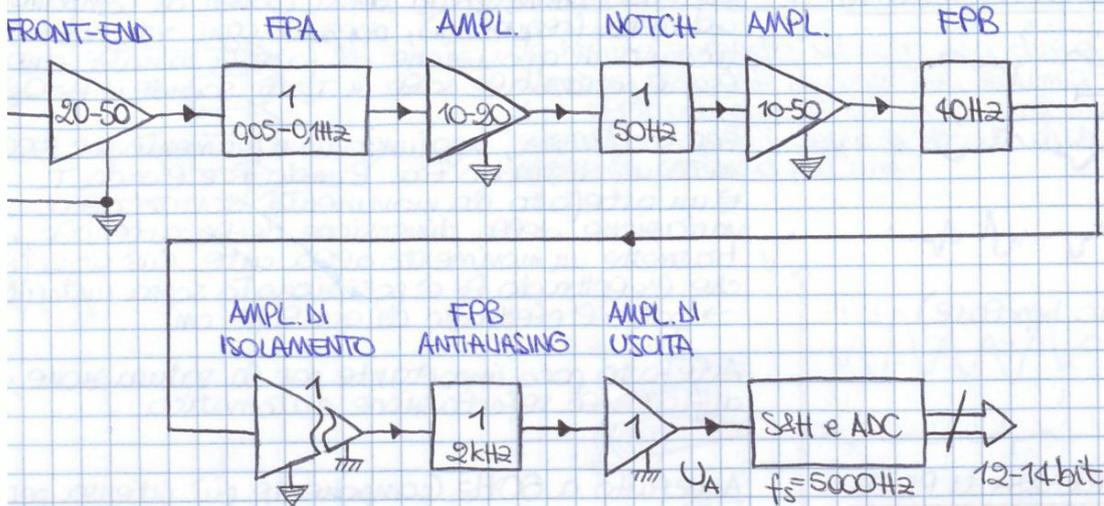
(prelievo monopolare)

Si nota un disturbo sincrono su tutti i canali, che si ripete con un periodo di \approx 1s (\equiv periodo del cuore). Normalmente se si riferiscono i potenziali a dx all'orecchio dx e i potenziali a sx all'orecchio sx, l'artefatto ECG perturba di più a sinistra, ma la d.d.p. maggiore si rileva nei canali di destra.

Per avere la certezza che sia un artefatto ECG, si riferisce un elettrodo a un punto più vicino al cuore (es. spalla sinistra): si ritrova un segnale sincrono al disturbo.

Può essere un problema durante la referenziazione automatica, deve essere segnalato.

TECNICA DI AMPLIFICAZIONE PER EEG



Gli amplificatori per EEG possono avere molti livelli diversi di amplificazione (non solo 3 livelli come per l'ECG), perché l'ampiezza del segnale può essere molto varia.
L'amplificazione è 10:100 volte quella di un ECG: $A_{EEG} = 2500 \div 100000$

FRONT-END il primo stadio di amplificazione dipende dalla tensione di alimentazione

FPA annulla la componente continua. Si possono scegliere varie frequenze di taglio, rimanendo tra 0,05 Hz e 0,1 Hz

Amplifica di più rispetto all'ECG, ma ha comunque il limite della saturazione

NOTCH può essere inserito a richiesta, anche solo su alcuni canali

Ultimo stadio di amplificazione; amplificazione variabile, per raggiungere A_{tot}

FPB può non essere presente. La frequenza di taglio può arrivare agli 80 Hz. Non deve essere inserito se si vogliono studiare i segnali evocati, che hanno banda di qualche kHz

a frequenza 2 kHz per mantenere anche la banda dei segnali evocati

può non esserci

frequenza di campionamento maggiore del doppio della frequenza di taglio del FPB anti-aliasing.

16.12.13

POTENZIALI EVOCATI

Risposta elettrica in seguito all'eccitazione di un tessuto (potenziale "evocato" dalla stimolazione di un tessuto).

es. Segnale evocato somatosensoriale: per valutare l'integrità delle vie di conduzione encefalo-periferia (fibre miste, sensitive e motorie)

Faccio partire lo stimolo dalla periferia e posiziono degli elettrodi in punti in cui il tronco nervoso è più superficiale → seguo la depolarizzazione, fino all'effetto che si ottiene a livello corticale

Se ad esempio avessi un'interruzione nel midollo (caso di pazienti paraplegici), vedrei il segnale fino a un certo livello, ma di sicuro non fino all'encefalo.

Il problema è che abbiamo a che fare con segnali con ampiezze 10:30 volte inferiori a quelle del normale segnale EEG (30-40 μV) → difficile estrarre il potenziale evocato!

I potenziali evocati hanno ampiezze di centinaia di nV.

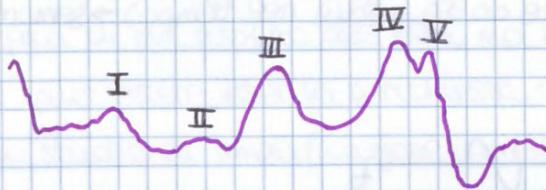
Migliorare di 10:25 volte il SNR è sufficiente per avere un rapporto tra le ampiezze di segnale e rumore pari a 1.
Bisogna comunque controllare la frequenza degli stimoli per evitare fenomeni di fatica.

POTENZIALI EVOCATI	STIMOLO	FREQ. STIMOLAZIONE	BANDA DI RISP.	INTERV. DI RISP.
BAER (acustico)	"click": variazione di pressione all'orecchio	10 Hz	100-1500 Hz	20 ms
VEP (visivo)	visione di una scacchiera che si inverte	2-3 Hz	1-100 Hz	200 ms
SSEP mediale (somatosensoriale)	stimolazione elettrica al polso	2-5 Hz	100-1500 Hz	50 ms
SSEP tibiale (somatosensoriale)	stimolazione elettrica alla caviglia	2-5 Hz	100-1500 Hz	75 ms

AER

Il click a un orecchio si propaga fino all'altro; si maschera il secondo orecchio con un rumore bianco sufficientemente intenso

Tipo di montaggio: C_2-A_i (lobo destro se stimolo l'orecchio destro)



Possono non essere presenti tutte le onde (es. onda IV); sono comunque variabili da paziente a paziente.

Per la valutazione si tiene conto dell'ampiezza dei complessi e degli intervalli di tempo tra i vari complessi (spesso si trascura il IV).

I: generata dall'VIII nervo distale vicino alla coclea (si vede solo nel montaggio C_2-A_i)

II: generata dall'VIII nervo prossimale o dal nucleo della coclea

III: generata dal nucleo dell'oliva superiore (parte encefalica)

IV, V: generate da fattori molteplici

Test utile ad esempio nei neonati per prevedere problemi di udito ed eventualmente intervenire nei primi giorni dalla nascita.

EP

Interessa la banda del segnale EEG → non posso filtrare con un passa alto, ma devo elaborare il segnale con la tecnica dell'averaging

Test utile in seguito ad un trauma cranico importante, per stabilire a quale livello si trova il problema (nervo ottico, zona encefalica...)

17.12.13

APPARECCHI ELETTRICI

APPARECCHI PER ILLUMINAZIONE PER USO CHIRURGICO E PER LA DIAGNOSI

Richiamati nella norma CEI EN 60601-2-41

La sorgente luminosa contiene lampadine e riflettori (ed eventualmente filtri).

L'illuminazione del campo operatorio è fondamentale per consentire al chirurgo di operare nelle condizioni migliori.

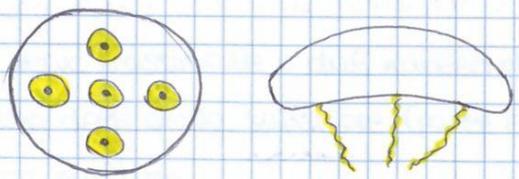
Requisiti:

- bassa trasmissione di calore alla testa e al collo degli operatori
- bassa trasmissione di raggi UV agli operatori (interagiscono con la cute e affaticano la vista)
- basso riscaldamento dei tessuti illuminati (bassa radiazione IR) e scarso invecchiamento mediante UV
- bassa formazione di ombre dovute alle mani degli operatori o agli attrezzi chirurgici
- illuminazione del campo operatorio adeguata (non troppo debole né troppo intensa → affaticamento visivo)
- possibilità di illuminare adeguatamente cavità profonde
- temperatura di colore adeguata ($4000 \div 4200K$)
 ↳ legata allo spettro di emissione del corpo nero; quando T aumenta, le componenti spettrali si spostano verso l'UV.
 La T di colore degli illuminatori permette di distinguere bene i colori
- scarsa variazione delle caratteristiche ottiche nel tempo
- compatibilità con flusso laminare (per sterilizzare l'ambiente si ha una forte circolazione di aria, che viene filtrata e vengono trattenuti i batteri)

COME OTTENERE L'EFFETTO SCIALITICO

Si utilizza una sorgente con più punti luminosi, per ottenere l'effetto di disgregazione delle onde.

LAMPANA MULTIFARO



Ogni faro ha una lampadina e un riflettore. I fari sono posizionati in modo che la luce converga sul piano operatorio; la qualità migliora con il n° di fari.

PROBLEMA DEL RISCALDAMENTO

La luce visibile emette a $400 \div 700nm$ e anche nella banda dell'IR vicino ($>700nm$).

Per risolvere il problema si può inserire un filtro all'uscita della parabola del riflettore, che lascia passare la luce visibile e blocca la componente IR.

Efficiente di trasmissione $T = \frac{P_{T\lambda}}{P_{I\lambda}} < \begin{cases} T=1 \text{ per la luce visibile} \\ T \text{ bassa per gli IR} \end{cases}$

$P_{T\lambda}$: potenza della radiazione trasmessa
 $P_{I\lambda}$: potenza della radiazione incidente

- LAMPADA PRINCIPALE PER CHIRURGIA: lampada singola nella zona paziente sicura a prova di primo guasto; deve essere collegata a un'illuminazione d'emergenza o deve contenere un accumulatore
- LAMPADA SECONDARIA PER CHIRURGIA: come la principale, ma non è sicura a prova di guasto
- LAMPADA PER DIAGNOSTICA: emittita alla diagnosi, non sicura a prova di guasto e non destinata ad uso nelle sale operatorie
- SISTEMI DI LAMPADE PER CHIRURGIA: combinazione di lampade sicura a prova di guasto

FORMA

illuminazione adeguata: 40 ÷ 160 klux (oltre i 160 klux, il medico deve esserne informato perché può portare ad affaticamento o abbagliamento)

illuminazione sicura anche in caso di primo guasto

irradiazione UV ($\lambda < 400\text{nm}$) minore di 10 W/m^2

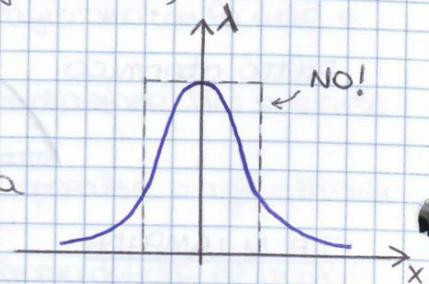
illuminazione con attenuazione dal centro verso i margini;
illuminazione di cavità profonde; illuminazione residua quando il campo è ostruito da una maschera definita

indice di resa del colore: $85 \div 100$

temperatura di colore: 3000 ÷ 6700K con lampada regolata al massimo della illuminazione

in una distanza campo operatorio-sorgente di 1m, la densità di potenza termica totale deve essere inferiore a 1000 W/m^2 e comunque il rapporto tra energia termica irradiata ed energia luminosa deve essere minore di $6\text{ mW/(m}^2 \cdot \text{lx)}$

dispositivo medico di classe **I**



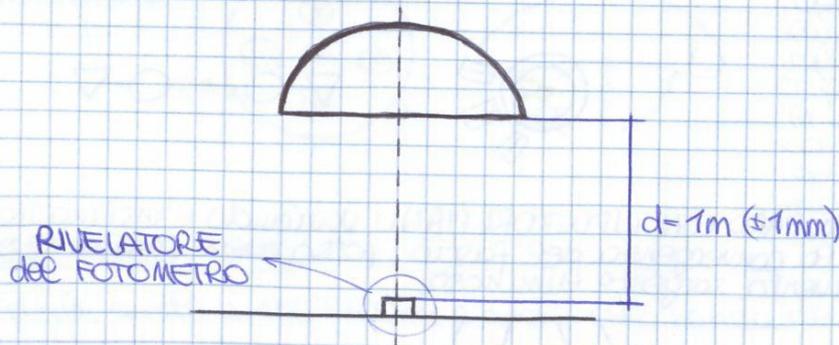
ROVE DI ILLUMINAZIONE (INTENSITÀ)

secondo la norma, il produttore è obbligato a documentare ognuna delle prove del fascicolo tecnico.

quando devo fare le prove di manutenzione preventiva, non devo ripetere tutte le prove, ma solo quelle i cui risultati possono variare nel tempo!

FC (ILLUMINAZIONE AL CENTRO DEL CAMPO LUMINOSO)

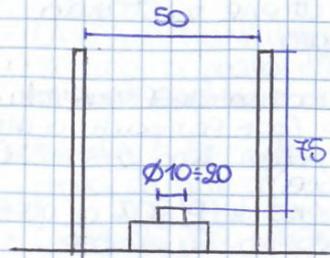
piano di uscita della lampada parallelo al piano orizzontale



misura l'intensità della lampada in condizioni di intensità massima, dopo qualche minuto (per far stabilizzare l'intensità).

FC: 40 ÷ 160 klux

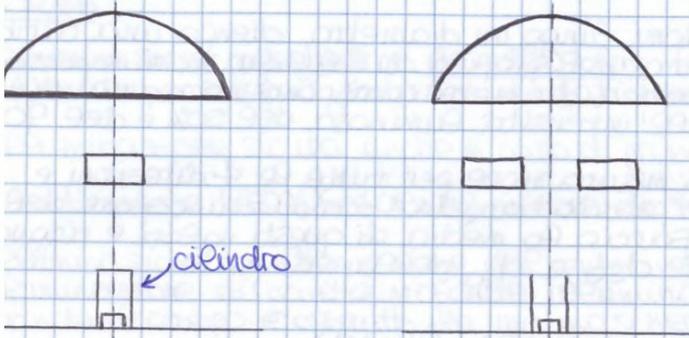
ILLUMINAZIONE RESTANTE CON CILINDRO (IRC), illuminazione di cavità profonde



La superficie interna è normata: deve essere una superficie nera opaca e non lucida (per cercare di ridurre l'effetto delle riflessioni).

Il risultato è dato in % dell'LFC.
Una % alta significa che la lampada emette un fascio molto collimato, ma allora avrei una % di IRUM bassa → non va bene, devo avere convergenza del fascio!

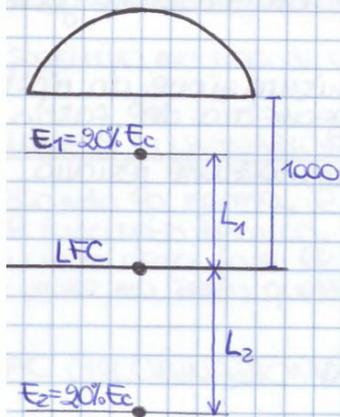
ILLUMINAZIONE RESTANTE CON CILINDRO E UNA/DUE MASCHERA/E (IRCUM/IRCDM)



Il risultato è dato in % dell'LFC.

PROFONDITÀ DI ILLUMINAZIONE

Se il fascio è molto collimato, la profondità sarà molto alta.
Andando avvicino/allontano la lampada, varia l'illuminazione; idealmente la illuminazione non varia e la profondità di illuminazione è infinita.



Parto da LFC e mi avvicino finché trovo un'intensità luminosa del 20% → misuro L_1

Ritorno a LFC e mi allontano → misuro L_2

Profondità = $L_1 + L_2$ (in mm)

Anche questa prova non è da ripetere.

ci devo sempre chiedere, in caso di manutenzione preventiva:

quali prove effettuare
con che frequenza effettuarle
con quali strumenti

come valutare i risultati → PASS: documento i risultati
→ FAIL: risultati non soddisfacenti, è necessaria una manutenzione

questi 4 punti devono essere tutti presenti in un protocollo di manutenzione.

I tavoli hanno sempre accessori, quali schermi per isolare una parte del paziente, poggia spalle, braccioli...

Spesso è presente un materassino per migliorare il comfort ed evitare problemi di perfusione. Il materassino è un elemento critico per quanto riguarda l'interazione con elettrobisturi! (nella norma si trovano solo avvertenze al riguardo).

Es. costo di tavoli semplici (3 sezioni) ricondizionati: qualche migliaia di \$
tavolo con 5 sezioni: fino a 40-50000€

SICUREZZA

Problemi meccanici:

- resistenza meccanica: non devono verificarsi cedimenti o deformazioni applicando un carico pari a 2,2 volte il carico di lavoro sicuro (120-160 kg)
- parti in movimento: una qualunque sorgente di potenza in grado di produrre movimentazione del tavolo deve poter essere interrotta mediante un mezzo accessibile in condizione di primo guasto
- stabilità nell'uso normale: le prove vanno eseguite con tavolo accessorizzato e caricato; attenzione alle parti trasferibili (es. parte superiore del tavolo)
- interruzione dell'alimentazione: altezza e configurazione della parte superiore del tavolo non devono cambiare; deve rimanere possibile il ripristino della posizione normale e di Trendelenburg (gambe sollevate)
- tracimazione, versamento di liquidi

Problemi elettrici:

- equalizzazione del potenziale: deve essere sempre presente un connettore per equalizzare il potenziale delle parti metalliche accessibili non collegate a terra in modo protettivo
- correnti di dispersione: i tavoli con parte applicata di tipo **B** devono avere correnti di dispersione dall'involucro e nel paziente $< 10 \mu A$ in condizione normale e $< 50 \mu A$ in primo guasto (come il tipo **CF**!)
- compatibilità elettromagnetica: attenzione all'utilizzo di tavoli elettrici ed elettrobisturi (l'uso degli elettrobisturi non deve attivare il tavolo)
- ustioni da elettrobisturi: attenzione alle caratteristiche elettriche dei materassini

Incendio, esplosione:

- antistaticità: attenzione ai materassini e al pavimento della sala operatoria (il tavolo in materiale conduttivo non ha questo problema); le ruote del tavolo dovrebbero essere in materiale gommoso antistatico
- AP, APG: il tavolo operatorio è nella zona paziente; apparecchi adatti a funzionare anche in presenza di miscele gassose esplosive (meglio APG)

Il tavolo operatorio deve essere collegato a terra? Se è classificato come classe **1** sì! Spesso i tavoli sono collegati a un accumulatore e funzionano come apparecchi ad alimentazione entrocontenuta. In questo caso o nel caso siano puramente meccanici, devono possedere il connettore equipotenziale e quindi possono essere collegati a terra oppure no. Il collegamento comunque non risulta pericoloso o nocivo.

07.01.14

L'eb non è usato per tempi lunghi ($\sim 10-12$ s), per evitare la comparsa di ustioni.

Modalità di foratura: si lavora su un'ampia porzione di tessuto e non si vuole iniettare corrente solo in un punto

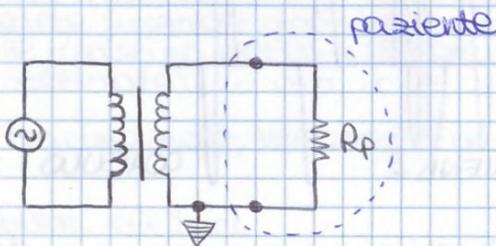
Modalità spray: la sinusoidale raggiunge 10000 V di picco, quindi scocca l'arco elettrico anche a 8-10 mm.

Modalità di dissecazione: e' eb si usa a contatto con il tessuto, a potenza non troppo elevata

Parametri

- Forma d'onda
- Potenza erogata, ($50W \div 400W$)
- Dimensione dell'elettrodo (inversamente proporzionale alla densità di corrente)
- Durata dell'attivazione dell'eb
- Utilizzo dell'elettrodo attivo (contatto/non contatto, movimento...)
- Tipo di tessuto
- Formazione di ESCARA sul tessuto o sull'elettrodo (residuo disidratato di tessuto, conduce poco)

Stadio di uscita



$$R_p = 900 \Omega$$

Il transf. è necessario per l'isolamento

Danni

1. FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE: se e' eb inietta, oltre alla corrente a radiofrequenza (non causa danni), anche corrente alla frequenza di rete
2. USTIONI anche di 3° grado, di aree di tessuto di decine di cm² (bisogna ricorrere alla chirurgia plastica)
 - a° sotto e' elettrodo dispersivo
 - b° in altri punti del corpo ma non sotto e' ee. dispersivo

a) il tessuto viene scaldato troppo e/o per troppo tempo (es. 30-40 s a 50-55°C → necrosi)

Può essere causato da un parziale distacco dell'ee. dalla cute (diminuisce l'area di contatto → aumenta la densità di corrente), dall'utilizzo di una potenza troppo elevata, dall'uso di una potenza adeguata ma per tempi troppo lunghi (es. scaldato per 5-10 s e interrotto per consentire al tessuto di riacquistare la propria temperatura)

b) dovute a correnti di dispersione a radiofrequenza, di cui non è facile prevedere il percorso all'interno del paziente (non creano danni in quanto a eccitazione dei tessuti, ma provocano ustioni)

⊗ Problema: si può avere un accoppiamento del primario del trasformatore e la rete (causato da perdita di isolamento), quindi scorre una I_d che può produrre fibrillazione se e' elettrodo è vicino al cuore.

Per prevenire le ustioni in altre parti del corpo, dovute a percorsi alternativi, si usa un sistema differenziale che confronta la corrente a radiofrequenza di andata e di ritorno: se sono troppo differenti, si attiva l'allarme e si interrompe l'erogazione di corrente. (per $I_d > 100-150 \mu A_{eff}$)

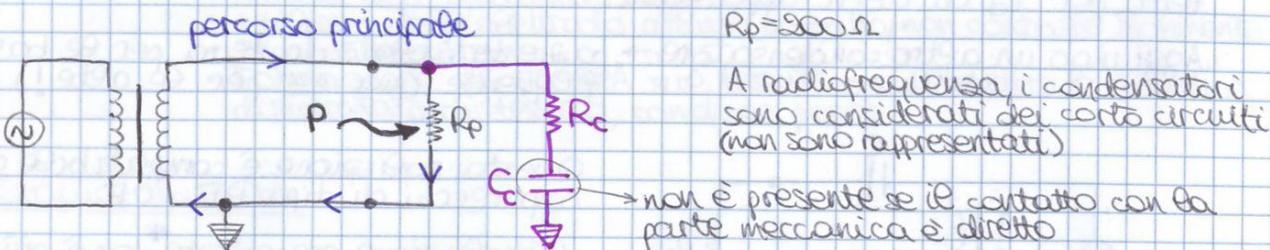
MONITOR PAZIENTE (1)

Una soluzione ancora migliore si ha eliminando il collegamento a terra del secondario e rendendo l'uscita totalmente flottante → la corrente a radiofrequenza non può trovare percorsi alternativi.

Il monitor d'elettrodo interviene solo sulle ustioni sotto l'elettrodo dispersivo dovute al distacco parziale dell'elettrodo.

cap. 01.14

Per quanto riguarda le ustioni dovute alle correnti di dispersione a radiofrequenza:



$R_p = 200 \Omega$

A radiofrequenza, i condensatori sono considerati dei corti circuiti (non sono rappresentati)

Normalmente la corrente non scende verso terra. Se però ad esempio il braccio del paziente tocca o si avvicina a una parte metallica, si può creare un percorso alternativo: parte della corrente segue questo percorso e si richiude sul secondario del trasformatore attraverso la terra.

Oppure la corrente può scorrere attraverso il chirurgo, che tiene in mano l'utensile da taglio.

Durante l'intervento, il chirurgo compie un'azione detta BUZZING: per coagulare un vaso, tiene con una mano delle pinzette metalliche e con l'altra attiva l'elettrobisturi; il quanto non è isolante, quindi parte della corrente scende nel chirurgo (è come se aggiungessi in serie al percorso alternativo un altro condensatore per rappresentare il quanto).

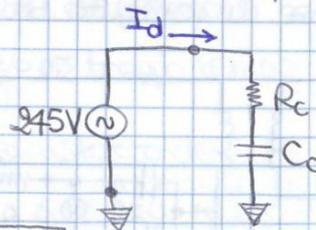
→ può causare ustioni sulla mano o bucare il quanto

Quanta corrente scende nel percorso alternativo?

Supponiamo di essere in modalità taglio (onda sinusoidale); $P = 300W$ erogata su R_p .

$$P = \frac{V^2}{R} = I^2 R \quad (V \text{ e } I \text{ in valore efficace})$$

$$V = \sqrt{P \cdot R_p} = 245V$$



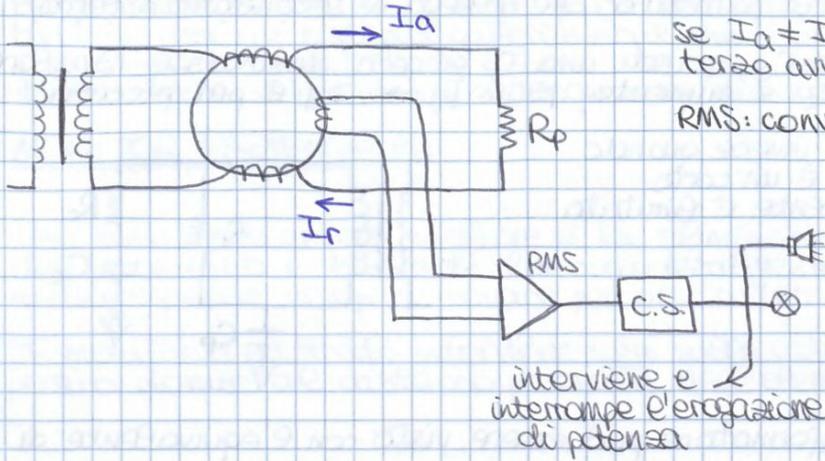
$$Z(j\omega) = R_c + \frac{1}{j\omega C_c} = R_c - j \frac{1}{\omega C_c} \quad |Z(j\omega)| = \sqrt{R_c^2 + \left(\frac{1}{\omega C_c}\right)^2}$$

$$I_d = \frac{245}{|Z(j\omega)|} \quad \text{note } R_c \text{ e } C_c, \text{ ricavo } I_d$$

Se conosco la superficie su cui scende I_d , posso valutare se questo valore di corrente può provocare ustioni.

Tutto questo problema si può evitare eliminando il collegamento a terra del secondario → **ELETTROBISTURI TOTALMENTE FLOTTANTE**

MONITOR PAZIENTE (2)



se $I_a \neq I_r$, si crea una d.d.p. nel terzo avvolgimento (esplosante)

RMS: convertitore a valore efficace

Sia monitor d'elettrodo sia monitor paziente vanno inseriti anche in caso di stadi di uscita flottanti: la C_p può variare con il tempo e le I_d aumentare.

Il monitor d'elettrodo è utile anche per controllare l'integrità del cavo che si collega all'elettrodo dispersivo. Nel caso di elettrodo non split, si perde il monitor d'elettrodo.

Solitamente il cavo che collega l'el. dispersivo contiene due conduttori per il collegamento (eventualmente split), più un conduttore che funge da controllo dell'integrità del cavo:



inietta una I e misura V , che deve essere $\sim 0V$

Un altro problema è la scelta dell'el. dispersivo:

- grande per avere bassa densità di corrente
- piccolo per avere poco ingombro

L'ustione è $\propto I^2$, $\propto t$ esposizione, $\propto \frac{1}{S}$

$$\text{ustione} = \frac{\text{calore} \cdot \text{tempo}}{\text{superficie}}$$

Valore accettabile: $2-3A^2s$ (può essere superato, ma solo per tempi brevi)

L'el. di ritorno deve essere posizionato in modo appropriato:

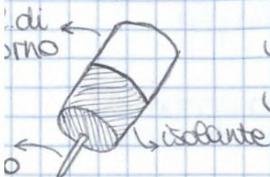
- massa muscolare ben vascolarizzata
- evitare su sporgenze ossee e zone poco uniformi (es. ginocchio)
- posizionamento a seconda della zona di intervento e della posizione del paziente

UTENSILE BIPOLARE (es. pinza): la corrente è iniettata da una parte e ritorna dall'altra, scaldando il tessuto interposto

È più sicuro rispetto alla tecnica del buzzing



utensile per coagulare



utensile da taglio

utile ad es. in pazienti portatori di pacemaker