



Corso Luigi Einaudi, 55/B - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1322

ANNO: 2014

A P P U N T I

STUDENTE: Girardi

MATERIA: Bioingegneria Elettronica, 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.

①

4 settembre 2008

$CMRR = 114 \text{ dB} = 501187$
 $R_i = 1,5 \text{ G}\Omega = 1,5 \cdot 10^9 \Omega$
 $Ad = 54 \text{ dB}$

$\Delta R_e = ?$

$$U_{IRN} = U_c \cdot \frac{1}{CMRR} + U_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

$$\frac{U_c}{CMRR} = \cancel{U_c} \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

$$\Delta R_e = \frac{R_i}{CMRR} = \frac{1,5 \cdot 10^9}{501187} = 2,9 \text{ K}\Omega$$

②

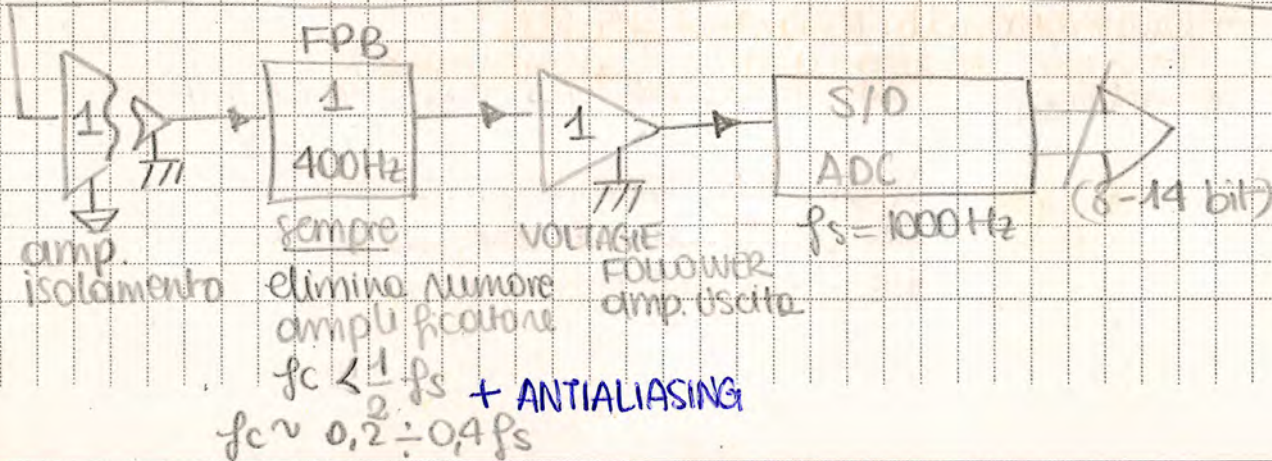
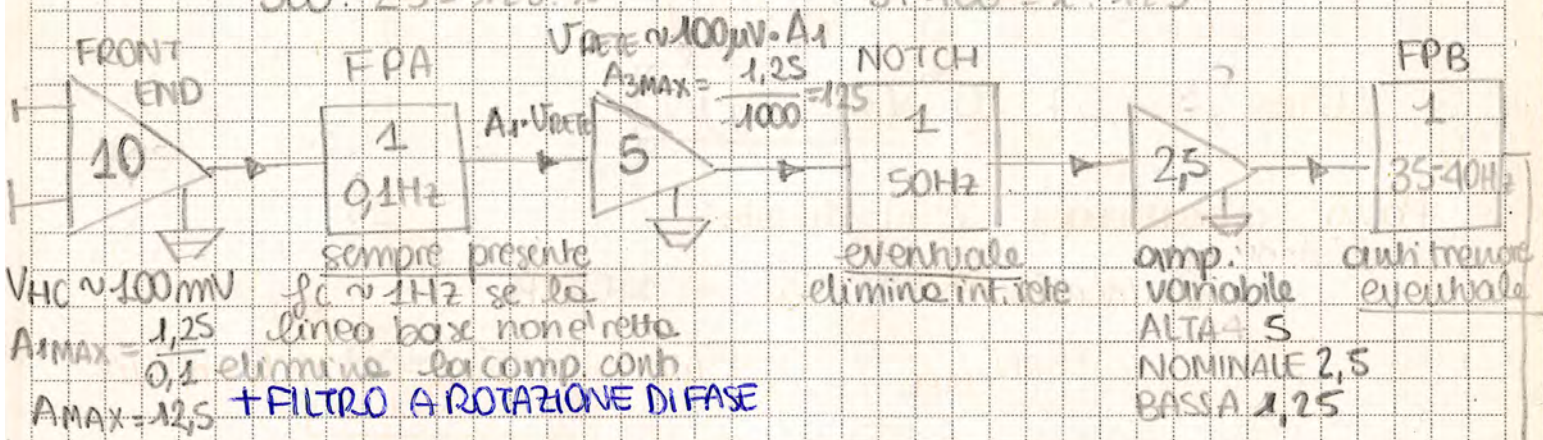
$D_{ADC} = \pm 1,25 \text{ V}$
 $D_s = 10 \text{ mV}$

$A_{TOT} = \frac{1,25}{10 \cdot 10^{-3}} = 125$

7 settembre 2012

$500 : 25 = 125 : x$

$5 : 100 = x : 125$



1

1

①

7 settembre 2012

$$CMRR = 112 \text{ dB} = 398107$$

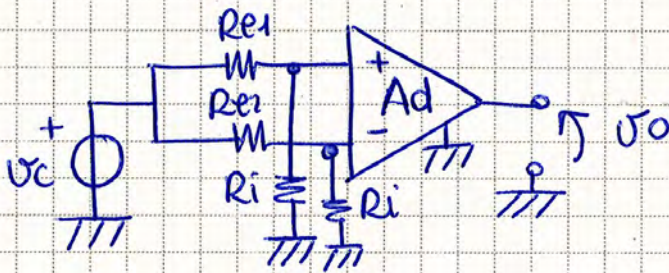
$$R_i = 1 \text{ G}\Omega = 1 \cdot 10^9 \Omega$$

$$A_d = 60 \text{ dB}$$

$$V_c = 2 \text{ Vpp} = 1 \text{ Vp}$$

$$\Delta R_e = ?$$

$$V_{IRN} = ?$$



$$\frac{1}{CMRR} \geq \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

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

$$\Delta R_e \leq \frac{1 \cdot 10^9}{40 \cdot 10^3} \leq 2500 \Omega$$

$$\Delta R_e \sim 2,5 \text{ K}\Omega$$

$$V_{IRN} = V_c \underbrace{\frac{1}{CMRR}}_{V_{IRN, CMRR}} + V_c \underbrace{\frac{\Delta R_e}{R_i}}_{V_{IRN, \Delta R_e}}$$

$$V_{IRN} = 2,5 \mu\text{V} + 2,5 \mu\text{V} = 5 \mu\text{V}$$

$$U_o = 5 \mu\text{V} \cdot \underset{\substack{\downarrow \\ 1000}}{60 \text{ dB}} = 5 \text{ mV}$$

3

c) $|I_B \cdot R_i| < V_{CC}$

$|I_B| < \frac{V_{CC}}{R_E}$ $|I_B| < \frac{5V}{4 \cdot 10^6} = 1,25 \mu A$

$2 \text{ MHz} < f < 100 \text{ MHz}$

2 febbraio 2012

$\phi = 8 \text{ mm} \rightarrow r = 4 \text{ mm}$

$R_i = ?$

$A = \pi r^2 = 50,24 \text{ mm}^2 = 0,502 \text{ cm}^2$

$R_w = 40 \text{ K} \Omega / \text{cm}^2 \rightarrow R_e = 79,68 \text{ K} \Omega$

$C_w = 40 \text{ nF} / \text{cm}^2 \rightarrow C_e = 20,08 \text{ nF}$

$\frac{R_e}{R_i} = 1\% \rightarrow R_i = 100 \cdot R_e = 7,96 \text{ M} \Omega$

$\text{CMRR} = 106 \text{ dB} \approx 200.000$ $\Delta R_e = 5\% = 3,984$
 $V_c = 1V$

$V_{I\text{RN}} = V_c \frac{1}{\text{CMRR}} + V_c \frac{\Delta R_e}{R_i} = 5,01 \mu V + \frac{3,984 \cdot 10^3}{7,96 \cdot 10^6}$

$V_{I\text{RN}} = 5,01 \mu V + 0,5 \text{ mV} = \boxed{0,505 \text{ mV}}$

$K = \frac{R_i}{R_i + R_e} = 0,99 \rightarrow e = 1\%$

$R_1 = 0,99 R_e + 0,99 R_i$

$R_2 = \frac{0,99}{0,01} R_e$

5

8 febbraio 2013

$$R_e = 100\text{K}\Omega = 1 \cdot 10^5 \Omega$$

$$R_R = 1\text{K}\Omega = 1 \cdot 10^3 \Omega$$

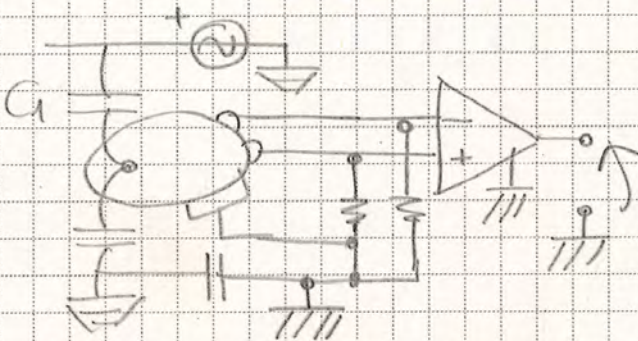
$$C_{p1} = 10\text{pF} = 10 \cdot 10^{-12} \text{ F}$$

$$C_{p2} = 1\text{nF} = 1 \cdot 10^{-9} \text{ F}$$

$$C_p = 100\text{pF} = 100 \cdot 10^{-12} \text{ F}$$

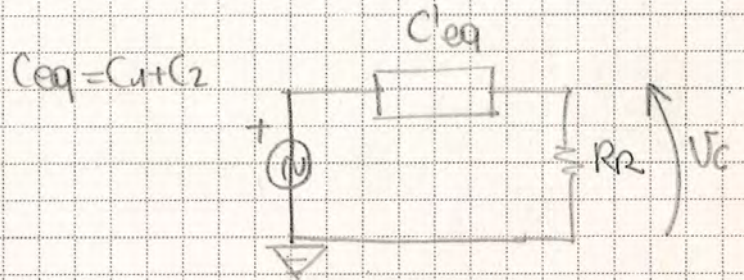
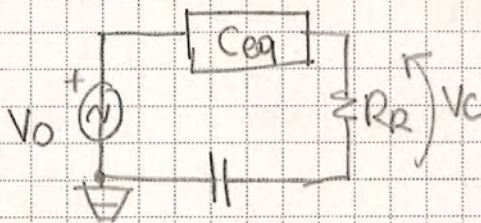
$$\text{CMRR} = 88 \text{ dB} = 25118$$

$$\Delta R_e = 10\%$$



$$V_o = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2} = 220 \cdot \frac{10 \cdot 10^{-12}}{10 \cdot 10^{-12} + 10^{-9}}$$

$$V_o = 2,18 \text{ V}$$



$$|V_c| = |V_o| \frac{\omega R_R C_{eq}}{\sqrt{1 + (\omega R_e C_{eq})^2}}$$

↳ trasc.

$$C_{eq} = \frac{C_p(C_1 + C_2)}{C_p + C_1 + C_2} = \frac{100 \cdot 10^{-12} (10^{-9} + 10 \cdot 10^{-12})}{100 \cdot 10^{-12} + 10 \cdot 10^{-12} + 10^{-9}}$$

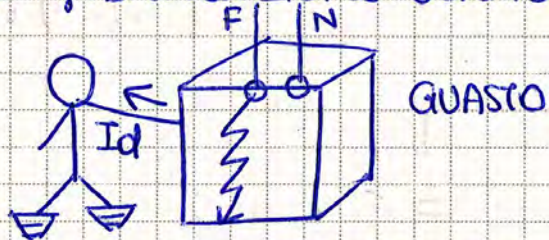
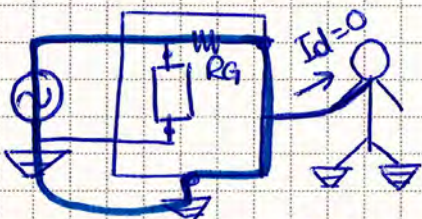
$$C_{eq} = \frac{1 \cdot 10^{-19}}{1,11 \cdot 10^{-9}} = 9 \cdot 10^{-11} \text{ F}$$

$$V_c = 2,18 \cdot 314 \cdot 1 \cdot 10^3 \cdot 9 \cdot 10^{-11} = 6,2 \cdot 10^{-5} = 62,5 \mu\text{V}$$

7

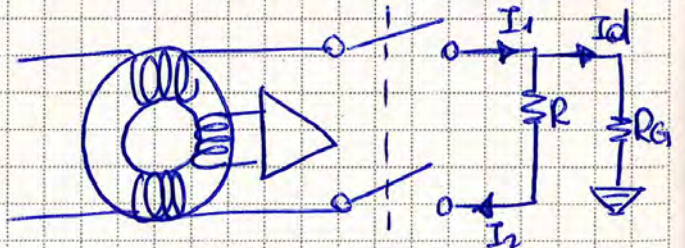
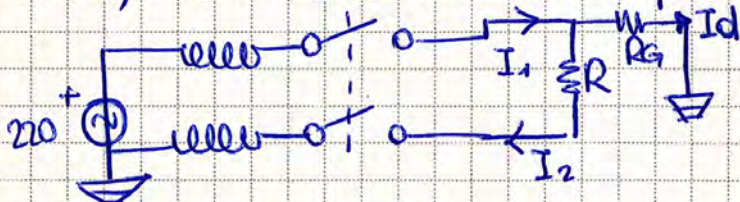
Utilizza il codice

② 15 settembre 2010
 I macroshock per contatto indinetto e' l'infortunio elettrico + frequente negli ospedali e negli ambienti domestici per questo si sono trovate delle misure molto efficaci x evitarlo. Si verifica quando l'infortunato tocca un contenitore o l'involucro di un certo apparecchio che normalmente non e' in tensione, ma a causa di un guasto si e' creato un percorso conduttivo che lo ha portato ad un pot. diverso da quello di terra. Essendo la persona con i piedi a terra e la mano, magari, ad un pot. ≠ da quello di terra, viene percorso da una I che a seconda dell'intensita' del tipo di corrente e del tempo di esposizione ^{e dell'azione} puo' provocare danni + o meno gravi, compresi ustioni e fibrillazione ventricolare.



cont. a terra Oltre ad un impianto di terra efficiente, una delle precauzioni da prendere x evitare il macroshock potrebbe essere il MT. → esso infatti puo' intervenire quando la I che scorre supera il suo valore di corrente nominale.

La norma prescrive $V_{CONTATTO} < 24V$ ma essendo $V_c = I_d \cdot R_t$ dove $R_t =$ resistenza del DISPENSORE di terra (10-50 Ω) e' importante garantire I_d piccole. Il MT non distingue tra I che scorre verso terra e corrente nella linea, quindi se limito quella verso terra, riduco anche quella nella linea e di conseguenza la potenza a disposizione. Il fusibile andrebbe bene, ma ogni volta che interviene e' da sostituire e non permette l'evacuazione di I fino a quel momento. La soluzione migliore e' un I.DIFF. che interviene sospendendo la I solo quando la I che scorre nella linea e quella che scorre verso terra differiscono per un certo valore. Inoltre protegge anche da macroshock x contatto diretto limitando il tempo di esposizione, cosa che il MT non fa.



g) $I_{DIFF} \approx 30mA$ } AC S

6 settembre 2013

③

$I_d = 25A$

$R_t = 10 \Omega$

$V_c = ?$

$C_{pu} = 2nF = 2 \cdot 10^{-9} F$

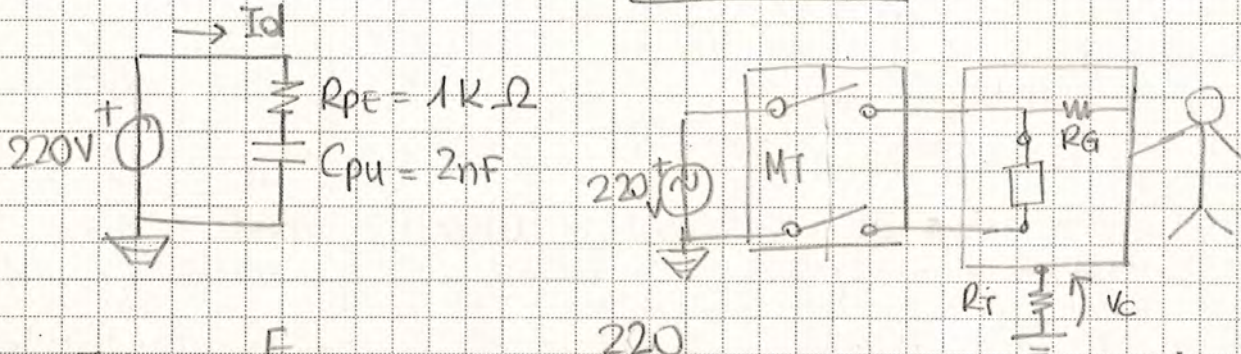
$I_{d1} = ?$

$R_{pe} = 1k \Omega$

$R_{TESSUTI} = \text{trascurabile}$

$t = 2s$

a) $V_c = I_d R_t = 250V \rightarrow V_c = 220V$



$$I_d = \frac{E}{\sqrt{R_{pe}^2 + \left(\frac{1}{\omega C_{pu}}\right)^2}} = \frac{220}{\sqrt{1000^2 + \left(\frac{1}{314 \cdot 2 \cdot 10^{-9}}\right)^2}} = 1,38 \cdot 10^{-4} A$$

$$\left(\frac{1}{\omega C_{pu}}\right)^2 = \left(\frac{1}{314 \cdot 2 \cdot 10^{-9}}\right)^2$$

b) $I_d \sim 0,138 mA$

c) Non e' a rischio di fibrillazione ventricolare

d) Non soddisfa i requisiti normativi

e) Dovrei trovare R_t per avere $V_c \sim 24V$

$$R_t = \frac{V_c}{I_d} \leq \frac{24}{25} \leq 0,96 \Omega$$

11

11

$$|Nc| = |Vo| \cdot \frac{\omega R_e C_{eq}}{\sqrt{R_p^2 + \left(\frac{1}{\omega C_{eq}}\right)^2}} = 2,17 \cdot \frac{314 \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 1,66 \cdot 10^{-9}}{\sqrt{1 + \left(\frac{1}{314 \cdot 1,66 \cdot 10^{-9}}\right)^2}} = \frac{0,056}{1}$$

$$V_c = 56 \text{ mV}$$

b) $V_{IRN \Delta R_e} = V_c \frac{\Delta R_e}{R_i} = 56 \cdot 10^{-3} \frac{5 \cdot 10^3}{500 \cdot 10^{16}} = 56 \mu V$

c) $V_{IRN CMRR} = V_c \frac{1}{CMRR} = 56 \cdot 10^{-3} \frac{1}{39810} = 1,40 \mu V$

d) ECG $\rightarrow 0,1 \text{ Hz} \leq f \leq 125 \text{ Hz}$

$$H(\omega) = \frac{V_d}{V_c} = \frac{R_i}{R_e + R_i} \cdot \frac{1 + s C_e R_e}{1 + s C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}}$$

$$\lim_{\omega \rightarrow 0} H(s) = \frac{R_i}{R_e + R_i} = \frac{500 \cdot 10^6}{50 \cdot 10^3 + 500 \cdot 10^6} \approx 0$$

$$\lim_{\omega \rightarrow \infty} H(s) = \frac{R_i}{R_e + R_i} \cdot \frac{R_e(R_e + R_i)}{R_e R_i} \approx 1$$



$$f_p = \frac{1}{2\pi \left(C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i} \right)} \approx 3,18 \cdot 10^{-6} \quad f_z = \frac{1}{2\pi C_e R_e} \approx 3,18 \cdot 10^{-6}$$

$f_p \approx f_z$
SI' VA BENE

$$V_d = V^+ - V^-$$

$$V^+ = \frac{V_s}{2} \cdot \frac{R_i}{R_i + \left(\frac{R_e}{1 + s C_e R_e} \right)}$$

$$V^- = - \frac{V_s}{2} \cdot \frac{R_i}{R_i + \left(\frac{R_e}{1 + s C_e R_e} \right)}$$

13

13

READY FOR THE XTREME?

$$V_d = V^+ - V^- = V_c \cdot \frac{R_i}{R_i + \frac{R_e}{1+sC_e R_e}}$$

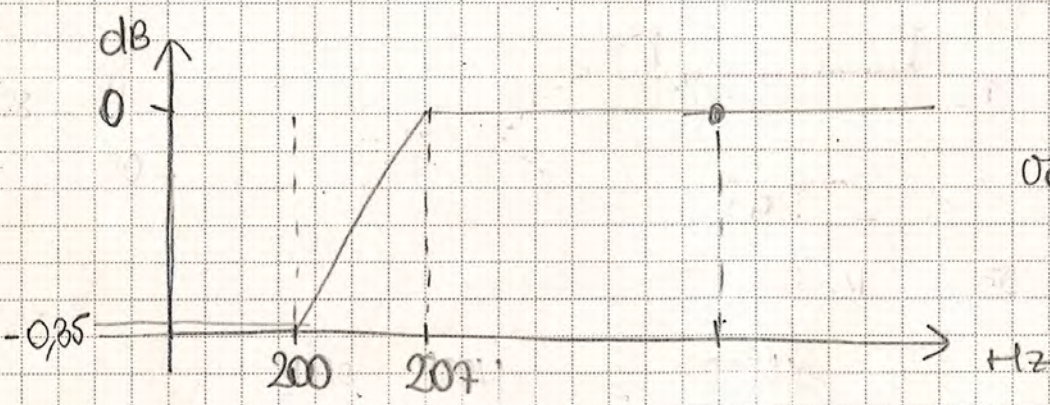
$$H(s) = \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{1+sC_e R_e}{1+sC_e \frac{R_e R_i}{R_i + R_e}}$$

$$\lim_{s \rightarrow 0} H(s) = \frac{R_i}{R_i + R_e} = \frac{10^6}{40 \cdot 10^3 + 10^6} = 0,06 = -0,35 \text{ dB}$$

$$\lim_{s \rightarrow \infty} H(s) = \frac{R_i}{R_i + R_e} \cdot \frac{(R_i + R_e) R_e}{R_e R_i} = 1 \rightarrow 0 \text{ dB}$$

zero $\rightarrow \frac{1}{2\pi C_e R_e} = \frac{1}{2314 \cdot 20 \cdot 10^{-9} \cdot 40 \cdot 10^3} = \frac{10^6}{5006} = 200 \text{ Hz}$

polo $\rightarrow \frac{1}{2\pi C_e \frac{R_e R_i}{R_i + R_e}} = \frac{1}{2314 \cdot 20 \cdot 10^{-9} \cdot \frac{20 \cdot 10^3 \cdot 10^6}{20 \cdot 10^3 + 10^6}} = \frac{10^6}{2512} \approx 207 \text{ Hz}$



$$V_o = V_c \cdot \frac{A_{ol}}{CMRR} \uparrow_{\infty}$$

$$V_{IRN ARE} = \frac{\Delta R_e}{R_i} V_c = \frac{2 \cdot 10^3}{10^3} \cdot 1 = 0,004 \text{ V} = 4 \text{ mV}$$

$$\frac{S}{N} = \frac{V_s}{V_{IRN}} = \frac{20 \mu\text{V}}{4 \text{ mV}} = \frac{10^5 \cdot 10^6}{2 \cdot 10^{-3}} = 0,005$$

VUOI UNA BRILLANTE CARRIERA INTERNAZIONALE

①

15 luglio 2010

$$CMRR = 112 \text{ dB} = 398107$$

$$R_i = 1,5 \text{ G}\Omega$$

$$A_d = 54 \text{ dB}$$

$$\Delta R_e = ?$$

$$\frac{1}{CMRR} \geq \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

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

$$\Delta R_e \leq \frac{1,5 \cdot 10^{+9}}{398107} \approx 3,7 \text{ K}\Omega$$

②

$$R_i = 1,5 \text{ G}\Omega$$

$$CMRR = 120 \text{ dB} = 10^6$$

$$\Delta R_e = 10 \text{ K}\Omega$$

$$U_c = 1 \text{ Veff}$$

$$U_{IRN} = U_c \frac{1}{CMRR} + U_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

$$U_{IRN} = 10^{-6} + 6,6 \cdot 10^{-6} = 7,6 \cdot 10^{-6} \text{ V} = 7,6 \mu\text{V}$$

17

17

1

$$\phi = 12 \text{ mm} = 1,2 \text{ cm}$$

$$\text{Area Re} = 1,13 \text{ cm}^2$$

$$R_e = 35,38 \text{ K}\Omega$$

$$C_e = 45,2 \text{ nF}$$

$$\Delta R_e = 1,77 \text{ K}\Omega$$

$$\text{CMRR} = 100 \text{ dB} = 10^5$$

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

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

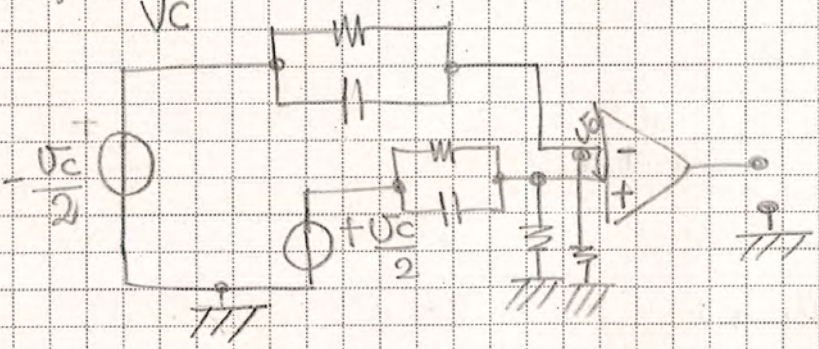
$$R_i \approx 3,54 \text{ M}\Omega$$

$$V_{\text{IRN}} = 1 \cdot \frac{1}{10^5} + 1 \cdot \frac{1,77 \text{ K}\Omega}{3,54 \text{ M}\Omega}$$

$$V_{\text{IRN}} = 10 \mu\text{V} + 0,5 \text{ mV} = 0,51 \text{ mV}$$

$$H(s) = \frac{V_d}{V_c}$$

$$V_d = V^+ - V^-$$



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

$$\lim_{s \rightarrow 0} H(s) = \frac{R_i}{R_e + R_i} = \frac{3,54 \cdot 10^6}{3,54 \cdot 10^6 + 35,38 \cdot 10^3} \approx 0$$

← tra sc.

19

19

2

$$C_1 = 10 \text{ pF} = 10 \cdot 10^{-12} \text{ F}$$

$$C_2 = 2 \text{ nF} = 2 \cdot 10^{-9} \text{ F}$$

$$R_i = 400 \text{ k}\Omega = 400 \cdot 10^3 \Omega$$

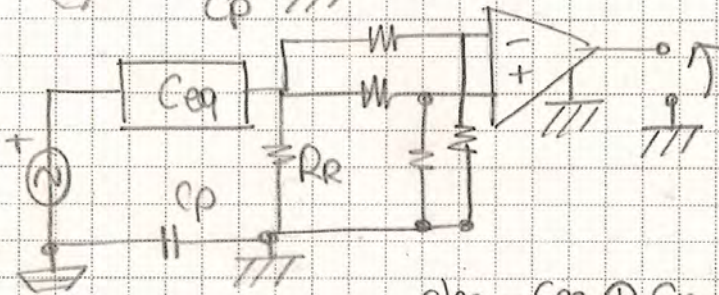
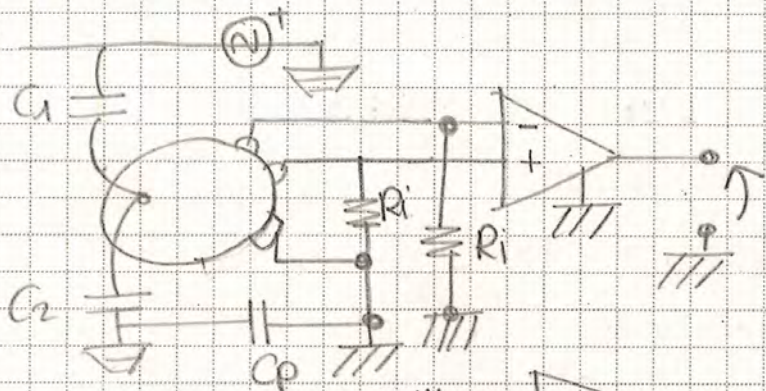
$$\text{CMRR} = 100 \text{ dB} = 10^5$$

$$\Delta R_e = 10\%$$

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

$$C_p = 1 \text{ nF} = 1 \cdot 10^{-9} \text{ F}$$

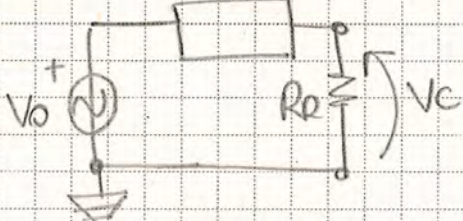
$V_{IRN} = ?$



$$C_{eq} = C_1 + C_2$$

$$C_{eq} = C_{eq} \oplus C_p = \frac{C_p(C_1 + C_2)}{C_1 + C_2 + C_p} = \frac{2 \cdot 10^{-18}}{3 \cdot 10^{-9}}$$

$$C_{eq} \approx 6,65 \cdot 10^{-10} \approx 0,66 \text{ nF}$$



$$V_0 = 220 \frac{C_1}{C_1 + C_2} = 220 \cdot \frac{10 \cdot 10^{-12}}{2 \cdot 10^{-9} + 10 \cdot 10^{-12}} = 10$$

$$V_c = |V_0| \cdot \frac{\omega R_e C_{eq}}{\sqrt{1 + (\omega R_e C_{eq})^2}} = 1,09 \cdot 314 \cdot 40 \cdot 10^3 \cdot 6,65 \cdot 10^{-10}$$

$$V_c = 9,1 \text{ mV}$$

21

21

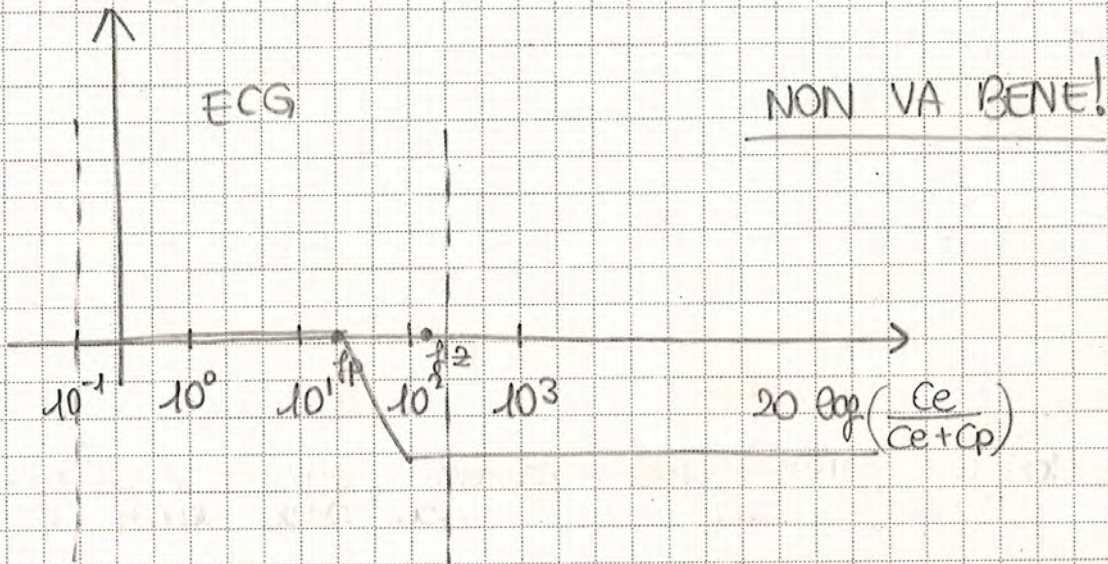
$$\lim_{s \rightarrow 0} F(s) = \frac{R_i}{R_i + R_e} \approx 1$$

$$\lim_{s \rightarrow +\infty} F(s) = \frac{R_e C_e}{(C_e + C_p) \cdot \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} = \frac{C_e (R_e + R_i)}{(C_e + C_p) R_i} = \frac{R_i C_e}{R_i (C_e + C_p)} \approx 0,25$$

trascur

$$\text{zero} \Rightarrow f_z = \frac{1}{2\pi (R_e C_e)} \approx 104 \text{ Hz}$$

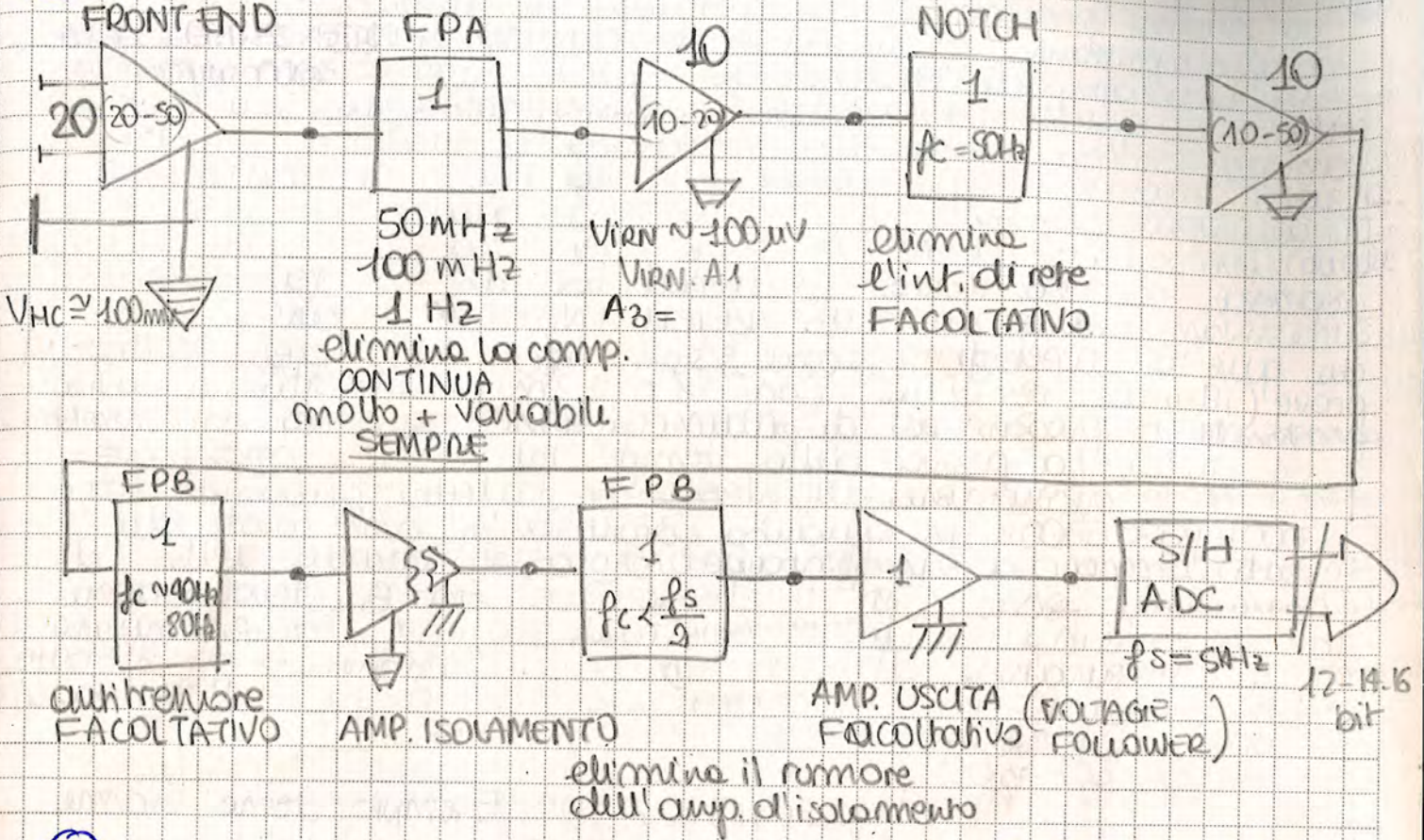
$$\text{polo} \Rightarrow f_p = \frac{1}{2\pi (C_e + C_p) \cdot \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} \approx 25 \text{ Hz}$$



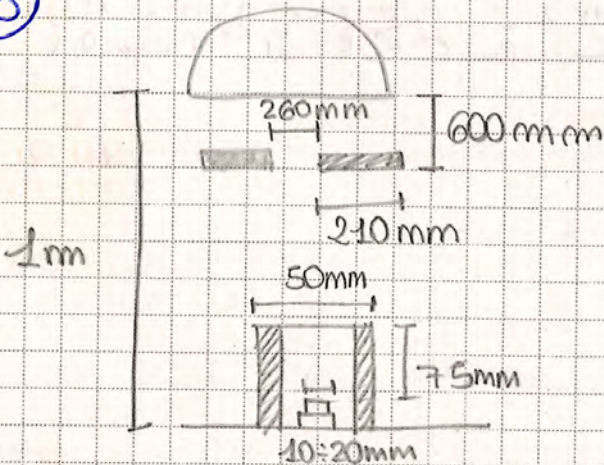
23

23

③ $A_{TOT} = 2000$ Esempio esame



③ 8 febbraio 2013



Si deve posizionare il rivelatore dello strumento all'interno del cilindro usato x la prova dell'illuminazione di cavità profonde (he b specifiche con pareti nere, opache, non lisce). Si ottiene una % delle LFC I 2 dischi simulano le teste degli operatori

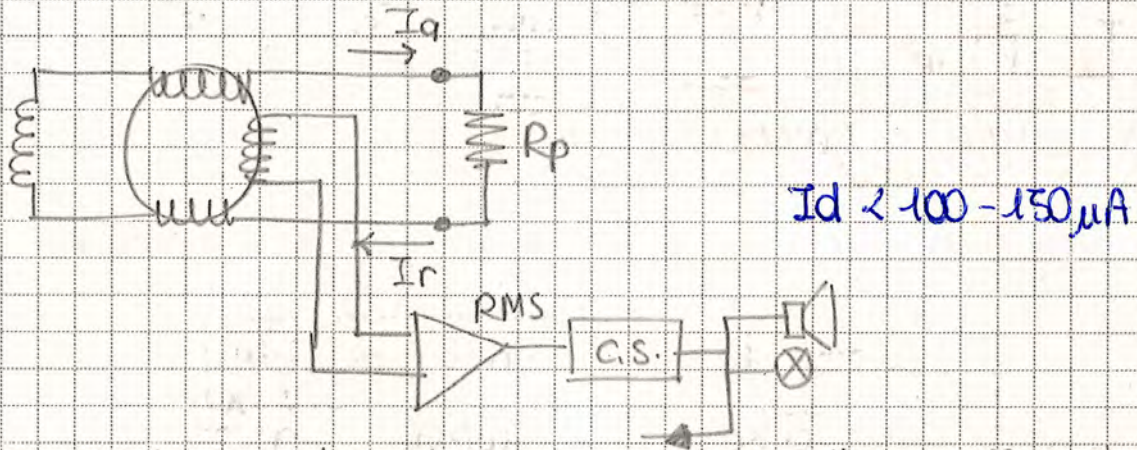
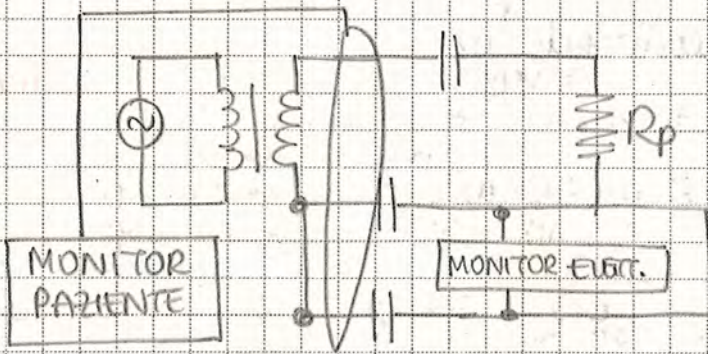
25

25

Prevede un generatore I con $30\text{KHz} < f < 50\text{KHz}$ con $I_d < 100\mu\text{A}$ che fa scorrere una I in R_1 e R_2 (con $R_1 \approx R_2$). Il passaggio nel circuito a sx è impedito dal 2C. L'amplificatore e il comparatore di soglia verificano che la tensione non aumenti, poiché questo sarebbe dovuto ad un aumento di $R_1 + R_2$ che essendo $\propto \frac{1}{S}$, se aumentano vuol dire che si sta staccando l'elettrodo dispersivo.

15 luglio 2010

③



$I_d < 100 - 150\mu\text{A}$

Il monitor paziente è costituito da un interruttore differenziale che deve confrontare la I_a con la I_r , se sono molto \neq significa che la I_d radiofrequenza sta seguendo un percorso alternativo (paziente tocca una parte metallica o attraverso i guanti del chirurgo) e quindi interviene staccando l'elettrodo. Le I_d radiofreq sono le uniche che possono generare ustioni in altri punti del corpo \neq dall'elettrodo dispersivo. È composto da un nucleo toroidale con 2 avvolgimenti per I_a e I_r e un 3° avvolgimento esplorante collegato ad un convertitore a Veff che è collegato a due volti con un C.S. se il valore è troppo diverso \rightarrow segnale + distacco.

27

2

$P = 350 \text{ W}$

$R_p = 200 \Omega$

$f = 1 \text{ MHz} = 1 \cdot 10^6 \text{ Hz}$

$R_G = 200 \Omega$

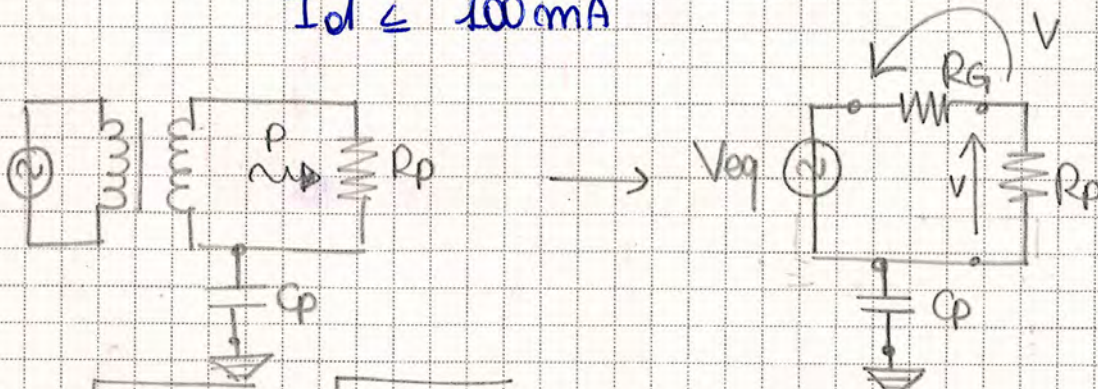
$C_p = 100 \text{ pF} = 100 \cdot 10^{-12} \text{ F}$

$I_d \leq 100 \text{ mA}$

Luglio 2013

$I_{d \text{ MAX}} = ?$

$C_{p \text{ MAX}} = ?$



$V = \sqrt{PR} = \sqrt{350 \cdot 200} = 264,57 \text{ V}$

$V_{eq} = V + V = 529,15 \text{ V}$

$R_{eq} = R_G + R_p = 400 \Omega$

$I_{d \text{ MAX}} = \frac{V_{eq}}{|Z(j\omega)|} = 0,322 \text{ A} = 322 \text{ mA}$

$|Z(j\omega)| = \sqrt{R_{eq}^2 + \left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2} = \sqrt{(400)^2 + \left(\frac{1}{2\pi \cdot 1 \cdot 10^6 \cdot 100 \cdot 10^{-12}}\right)^2} = 1641,82$

$|Z(j\omega)| = \frac{V_{eq}}{I_d} \rightarrow R_{eq}^2 + \left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2 = \left(\frac{V_{eq}}{I_d}\right)^2 \rightarrow \frac{1}{\omega C_p} = \sqrt{\left(\frac{V_{eq}}{I_d}\right)^2 - R_{eq}^2}$

$C_p = \frac{1}{\omega \sqrt{\left(\frac{V_{eq}}{I_d}\right)^2 - R_{eq}^2}} = \frac{1}{1 \cdot 10^6 \sqrt{\left(\frac{200}{100 \cdot 10^{-3}}\right)^2 - (400)^2}} = 5,1 \cdot 10^{-10}$

$C_p = 0,51 \text{ nF}$

29

②

$P_{media} = 100 \text{ W}$
 $R_p = 200 \Omega$

7 marzo 2011

$f = 1 \text{ MHz} = 10^6 \text{ Hz}$

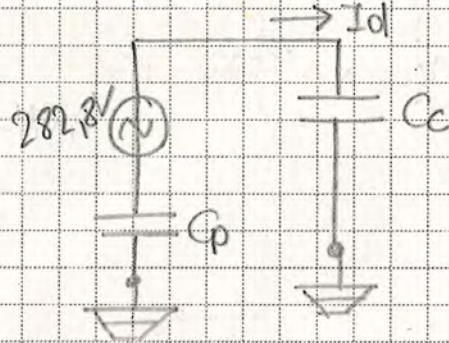
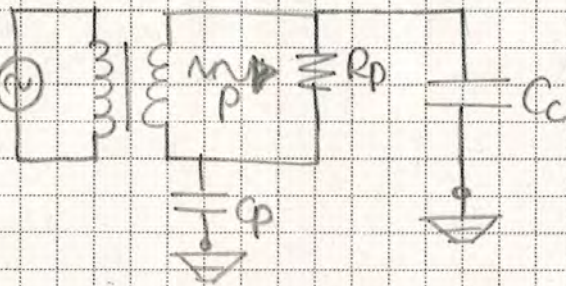
$P_{TOT} = 100 \cdot 4 = 400 \text{ W}$

$I_{dMAX} = 100 \text{ mA}_{eff}$

$C_c = 350 \text{ pF} = 350 \cdot 10^{-12} \text{ F}$

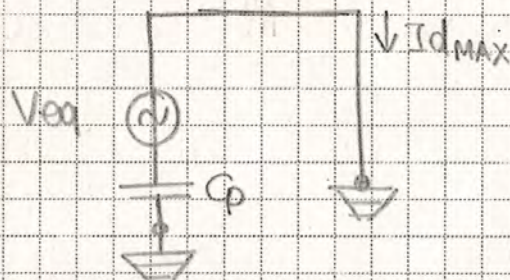
modalità blend con duty cycle al 25%

→ $\frac{1}{4}$ t sinusoidal
 → $\frac{3}{4}$ NO



$V = \sqrt{PR} = 282,84 \text{ V}$

$I_{dMAX} \rightarrow R_p = 0$
 $V_{eq} = V + V$



$I_{dMAX} = \frac{V_{eq}}{|Z(j\omega)|}$

$\rightarrow |Z(j\omega)| = \frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}$

$|Z(j\omega)| = \sqrt{\left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2}$

$\left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2 = \left(\frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}\right)^2$

$C_p = \frac{1}{\omega \left(\frac{V_{eq}}{I_d}\right)}$

$C_p = \frac{1}{10^6 \cdot 2\pi \left(\frac{484}{100 \cdot 10^{-3}}\right)} = 28,14 \text{ pF}$

31

SCONTO 15%

7 settembre 2012

④ La prima causa di ustione al di sotto dell'elettrodo dispersivo è il parziale distacco dello stesso durante l'operazione. In questo caso è dovuto al fatto che la cute al di sotto della parte ancora attaccata ha una superficie troppo piccola per riuscire a disperdere la densità di corrente che entra nel corpo tramite l'elettrobisturi, pertanto la temp. aumenta e compare l'ustione. Può anche succedere che l'e.d. sia posizionato in un'area poco perfusa, sotto la quale ci sono poche fibre muscolari e anche in questo caso può presentarsi un'ustione. Un'altra causa è un uso dell'elettrobisturi troppo prolungato da parte del chirurgo, per cui la cute non ha il tempo di raffreddarsi e la temp. aumenta in fretta. Infine si verifica ustione anche quando viene usato ad una potenza troppo elevata nonostante il chirurgo interrompa spesso l'uso dell'elettrobisturi. Nel 1° caso per prevenire l'ustione è consigliato l'uso dell'elettrodo SPLIT e del monitor d'elettrodo, nel 2° di usare l'elettrobisturi solo x pochi secondi consecutivamente, nel 3° di usarlo sempre alla P più bassa che permette di compiere ciò che si vuole fare sul paziente (taglio - coagulo).

② $f = 800 \text{ KHz}$ $\omega = 2\pi f$ 2 febbraio 2012

TAGLIO

$I_d = ?$

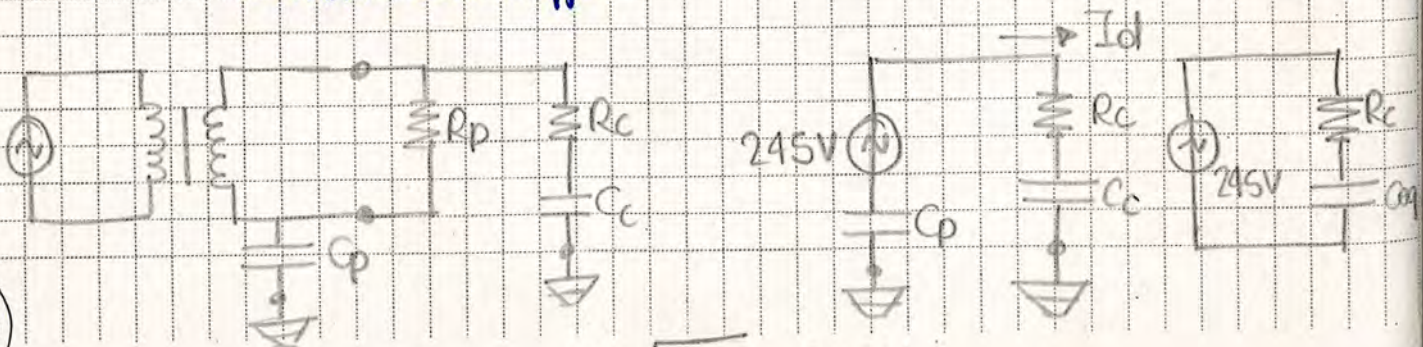
$R_p = 200 \ \Omega$

$P = 300 \text{ W}$

$R_c = 500 \ \Omega$

$C_c = 1 \text{ nF}$

$I_{d \text{ MAX}} = 50 \text{ mA eff}$



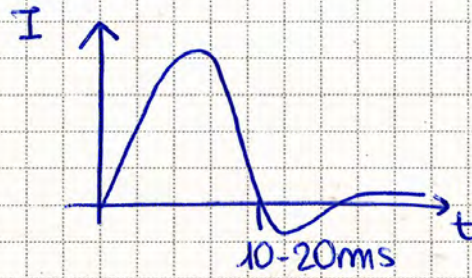
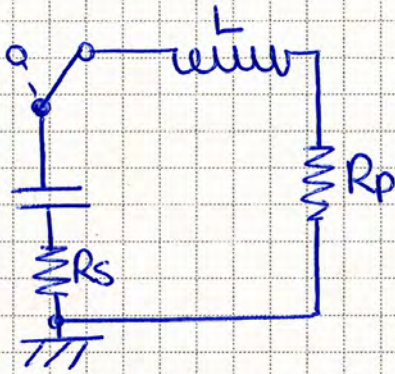
$V = \sqrt{PR} = 245 \text{ V}$

33)

READY FOR THE XTREME?

Esempio esame

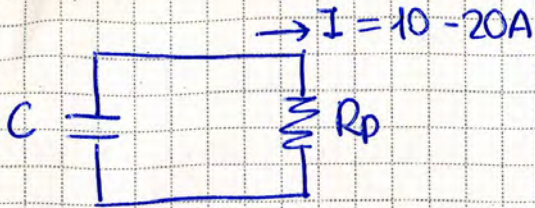
②



Questo circuito del 2° ordine veniva usato in passato per produrre una scarica della corrente contenuta nel defibrillatore il + possibile \sim ad un impulso.

35

③



$$E = \frac{1}{2} CV^2$$

Da misure sperimentali si sa che R_p varia da $20 \div 200 \Omega$

Ponendo con un fisiologo si viene a sapere che l'energia da scaricare per rendere efficace l'impulso del defibrillatore deve essere $\sim 350 \text{ J}$ e la $I \sim 10-20 \text{ A}$

La $V = RI = 200 \cdot 20 = 4000 \text{ V}$

$$C = \frac{2E}{V^2} = \frac{2 \cdot 350}{(4 \cdot 10^3)^2} \approx 40 \mu\text{F}$$

In commercio $60 \mu\text{F} < C < 100 \mu\text{F}$

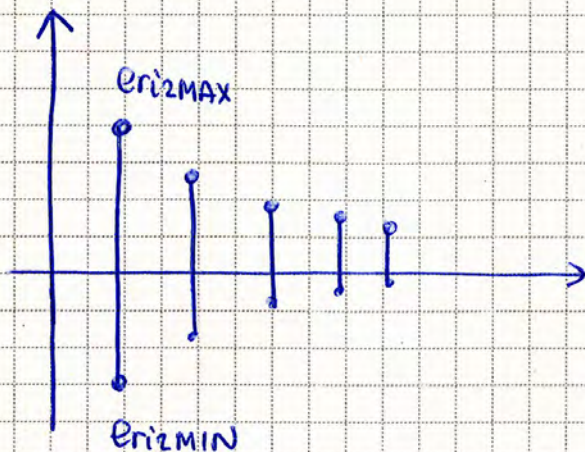
10 lungicon

≠ finestre tempo (2, 5, 8, 11, 19, 31 min)

$$e_{r_{12}} = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 e_i \rightarrow e_{r_{12}MIN}, e_{r_{12}MAX}$$

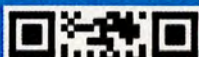
↑ finestra ↑ finestra durata

$$e_{r_{15}} = \frac{1}{11} \sum_{i=1}^{11} e_i \rightarrow e_{r_{15}MIN}, e_{r_{15}MAX}$$



(38)

38



16 febbraio

8. In ambiente sanitario il nodo equipotenziale viene utilizzato per
- A. ridurre il rischio di macroshock per contatto indiretto
 - B. garantire continuità di alimentazione alle apparecchiature ad esso collegate
 - C. ridurre il rischio di microshock per contatto diretto
 - D. ridurre il rischio di microshock
 - E. abbassare il potenziale di contatto
9. Un trasformatore di isolamento da utilizzare in un ambiente ospedaliero deve garantire una corrente di dispersione
- A. minore di 10 μ A
 - B. minore di 100 μ A
 - C. minore di 1mA
 - D. minore di 10mA
 - E. minore di 100mA
10. Utilizzando un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza con stadio d'uscita isolato (*flozzante*), la capacità parassita esistente tra secondario del trasformatore di uscita e terra causa
- A. la comparsa di correnti di dispersione a bassa frequenza
 - B. la diminuzione della potenza di uscita dell'apparecchio
 - C. la comparsa di correnti di dispersione a radiofrequenza
 - D. l'attivazione dell'allarme del monitor paziente
 - E. l'attivazione dell'allarme del monitor di elettrodo
11. In elettrochirurgia l'elettrodo bipartito consente di
- A. far funzionare correttamente il monitor paziente
 - B. far funzionare correttamente il monitor di elettrodo
 - C. ridurre le correnti di dispersione a bassa frequenza
 - D. ridurre le correnti di dispersione a radiofrequenza
 - E. garantire una miglior dissipazione del calore al di sotto dell'elettrodo stesso.
12. Ai sensi della norma particolare sulle pompe di infusione, una pompa di infusione ambulatoriale è
- A. una pompa di infusione usata in un ambulatorio
 - B. una pompa di infusione alimentata mediante batteria
 - C. una pompa di infusione portata da un soggetto in movimento
 - D. una pompa di infusione a bolo
 - E. una pompa di infusione a flusso continuo
13. In un apparecchio per emodialisi la concentrazione del dialisato è controllata
- A. misurando la conducibilità dello stesso
 - B. misurando il flusso dello stesso
 - C. misurando la temperatura dell'acqua degasata
 - D. mediante il sistema optoelettronico che rileva un eventuale colore rosato del dialisato
 - E. mediante il sistema che mette il dialisato in depressione
14. Un amplificatore per biopotenziali è collegato a due elettrodi ben bilanciati; per diminuire l'interferenza di rete
- A. si aumenta la resistenza di ingresso dell'amplificatore
 - B. si diminuisce la resistenza di ingresso dell'amplificatore
 - C. si aumenta il CMRR dell'amplificatore
 - D. si diminuisce il CMRR dell'amplificatore
 - E. si diminuisce la tensione di alimentazione dell'amplificatore
15. Un amplificatore per biopotenziali con CMRR pari a 114dB è collegato ad un paziente sul quale è presente una tensione di modo comune di 5V; la componente dell'interferenza di rete dovuta al CMRR, riferita all'ingresso, è pari a
- A. 1 μ V
 - B. 2 μ V
 - C. 5 μ V
 - D. 10 μ V
 - E. 20 μ V

8. D

9. C

10. C

11. B

12. C

13. /

14. C

15. D

8. In ambiente sanitario il nodo equipotenziale viene utilizzato per
- A. ridurre il rischio di macroshock per contatto indiretto
 - B. garantire continuità di alimentazione alle apparecchiature ad esso collegate
 - C. ridurre il rischio di microshock per contatto diretto
 - D. ridurre il rischio di microshock
 - E. abbassare il potenziale di contatto
9. Un trasformatore di isolamento da utilizzare in un ambiente ospedaliero deve garantire una corrente di dispersione
- A. minore di $10\mu\text{A}$
 - B. minore di $100\mu\text{A}$
 - C. minore di 1mA
 - D. minore di 10mA
 - E. minore di 100mA
10. Utilizzando un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza con stadio d'uscita isolato (*flottante*), la capacità parassita esistente tra secondario del trasformatore di uscita e terra causa
- A. la comparsa di correnti di dispersione a bassa frequenza
 - B. la diminuzione della potenza di uscita dell'apparecchio
 - C. la comparsa di correnti di dispersione a radiofrequenza
 - D. l'attivazione dell'allarme del monitor paziente
 - E. l'attivazione dell'allarme del monitor di elettrodo
11. In elettrochirurgia l'elettrodo bipartito consente di
- A. far funzionare correttamente il monitor paziente
 - B. far funzionare correttamente il monitor di elettrodo
 - C. ridurre le correnti di dispersione a bassa frequenza
 - D. ridurre le correnti di dispersione a radiofrequenza
 - E. garantire una miglior dissipazione del calore al di sotto dell'elettrodo stesso
12. Ai sensi della norma particolare sulle pompe di infusione, una pompa di infusione ambulatoriale è
- A. una pompa di infusione usata in un ambulatorio
 - B. una pompa di infusione alimentata mediante batteria
 - C. una pompa di infusione portata da un soggetto in movimento
 - D. una pompa di infusione a bolo
 - E. una pompa di infusione a flusso continuo
13. In un apparecchio per emodialisi la concentrazione del dialisato è controllata
- A. misurando la conducibilità dello stesso
 - B. misurando il flusso dello stesso
 - C. misurando la temperatura dell'acqua degasata
 - D. mediante il sistema optoelettronico che rileva un eventuale colore rosato del dialisato
 - E. mediante il sistema che mette il dialisato in depressione
14. Un amplificatore per biopotenziali è collegato a due elettrodi ben bilanciati; per diminuire l'interferenza di rete
- A. si aumenta la resistenza di ingresso dell'amplificatore
 - B. si diminuisce la resistenza di ingresso dell'amplificatore
 - C. si aumenta il CMRR dell'amplificatore
 - D. si diminuisce il CMRR dell'amplificatore
 - E. si diminuisce la tensione di alimentazione dell'amplificatore
15. Un amplificatore per biopotenziali con CMRR pari a 114dB è collegato ad un paziente sul quale è presente una tensione di modo comune di 5V ; la componente dell'interferenza di rete dovuta al CMRR, riferita all'ingresso, è pari a
- A. $1\mu\text{V}$
 - B. $2\mu\text{V}$
 - C. $5\mu\text{V}$
 - D. $10\mu\text{V}$
 - E. $20\mu\text{V}$

8.0 9.C

8. L'alta tensione necessaria per caricare il condensatore di un defibrillatore è ottenuta
- mediante molti accumulatori messi in serie, sino ad ottenere la tensione voluta
 - mediante un trasformatore induttivo elevatore di tensione al primario del quale è applicata direttamente la tensione continua prodotta dall'accumulatore
 - mediante un amplificatore di tensione lineare realizzato mediante amplificatori operazionali
 - mediante un moltiplicatore di tensione a diodi alimentato direttamente dall'accumulatore
 - mediante un DC/DC converter alimentato dalla tensione continua dell'accumulatore

9. Per caricare all'energia di 350J un condensatore da 50 μF la tensione tra le piastre dovrà essere di circa

- 1500 V
- 2700 V
- 3700 V
- 4500 V
- 6000 V

$$E = \frac{1}{2} C V^2 = \frac{1}{2} \cdot 50 \cdot 10^{-6} \cdot V^2 \rightarrow V = \sqrt{\frac{2E}{C}} = \sqrt{\frac{2 \cdot 350}{50 \cdot 10^{-6}}}$$

10. L'impulso di scarica di un defibrillatore ha durata dell'ordine di 5 - 10ms

- 1 μs
- 100 μs
- 10 ms
- 500 ms
- 5 s

11. Nella catena di amplificazione di un amplificatore per elettrocardiografia il filtro antitremore è

- un filtro passaalto con frequenza di taglio di 30 - 40 Hz
- un filtro passabanda centrato attorno a 50 Hz
- un filtro rigettabanda centrato attorno a 50 Hz
- un filtro passabasso con frequenza di taglio di 30 - 40Hz
- di Butterworth con frequenza di taglio di 30 - 40 Hz

12. In un elettrocardiografo, al fine di avere una sensibilità di 1000μV, tipicamente il guadagno è di

- 20 dB
- 40 dB
- 60 dB
- 80 dB
- 100 dB

$$\frac{D_{dB}}{D_s} = \frac{1}{10^{-3}}$$

13. In elettroencefalografia, il sistema 10 - 20 prescrive

- la posizione di tutti gli elettrodi normalmente utilizzati per una registrazione ma non necessariamente utilizzati
- il posizionamento di un insieme di 10 o 20 elettrodi disposti sullo scalpo
- la posizione di tutti gli elettrodi da utilizzare per una registrazione
- la posizione di tutti gli elettrodi da utilizzare in un montaggio per potenziali evocati uditivi
- la posizione di tutti gli elettrodi da utilizzare in un montaggio per potenziali evocati somatosensoriali

14. In elettrocardiografia

- le derivazioni agli arti sono sei e linearmente indipendenti
- le derivazioni agli arti sono sei delle quali 3 linearmente indipendenti
- le derivazioni agli arti sono sei delle quali 2 linearmente indipendenti
- le derivazioni agli arti sono 12 delle quali 8 linearmente indipendenti
- le derivazioni agli arti sono tre delle quali 2 linearmente indipendenti

15. Elettrodi con superficie di contatto in oro sono

- perfettamente non polarizzabili
- prevalentemente non polarizzabili
- perfettamente polarizzabili
- prevalentemente non polarizzabili
- non adatti alla registrazione di biopotenziali di qualunque natura

8. E 9. C 10. C 11. D 12. C 13. A 14. C 15. C

Bioingegneria elettronica - A

16 febbraio 2012

Cognome:

Nome:

Matricola:

1. Un apparecchio elettromedicale non ha marcatura CE ma soddisfa appieno le norme generali e particolari di sicurezza (60 601)
 - A. non può essere venduto all'interno della CEE
 - B. può essere venduto all'interno della CEE
 - C. può essere venduto all'interno della CEE ma solamente ad enti di ricerca e cura a carattere scientifico
 - D. può essere venduto all'interno della CEE se oggetto di indagini cliniche
 - E. può essere venduto all'interno della CEE solo se con autorizzazione alla vendita emessa da un ente notificato
2. Ai sensi della direttiva dispositivi medici 93/42, occhiali da vista
 - A. non sono un dispositivo medico
 - B. sono un dispositivo medico di classe 1
 - C. sono un dispositivo medico di classe 2A
 - D. sono un dispositivo medico di classe 2B
 - E. sono un dispositivo medico di classe 3
3. Per poter classificare un apparecchio elettromedicale come di tipo BF, condizione necessaria è che
 - A. sia alimentato a batteria
 - B. sia alimentato ad una tensione alternata inferiore a 24V
 - C. sia dotato di parti applicate (elettrodi, ...)
 - D. non sia dotato di parti applicate
 - E. sia contenuto in un contenitore plastico (elettricamente isolante)
4. Rispetto all'elettrodo di riferimento (all'idrogeno), elettrodi in ferro hanno
 - A. potenziale di semicella minore
 - B. potenziale di semicella eguale
 - C. potenziale di semicella maggiore
 - D. potenziale di semicella doppio
 - E. potenziale di semicella quadruplo
5. L'ampiezza di potenziali evocati somatosensoriali è dell'ordine di
 - A. alcune centinaia di nanovolt
 - B. alcune decine di microvolt
 - C. alcune centinaia di microvolt
 - D. qualche millivolt
 - E. poche decine di millivolt
6. Tra le bande di frequenza nelle quali è suddiviso lo spettro del segnale EEG quella con componenti in frequenza minori è
 - A. la banda alfa
 - B. la banda beta-1
 - C. la banda beta-2
 - D. la banda delta
 - E. la banda teta
7. L'interruttore magnetotermico offre
 - A. protezione rispetto al macroshock per contatto diretto
 - B. protezione rispetto al macroshock per contatto indiretto
 - C. protezione rispetto al microshock
 - D. protezione rispetto al rischio di incendio dovuto al danneggiamento delle linee elettriche
 - E. risparmio energetico

1. A 2. B 3.

22 febbraio

8. Indicare quali delle seguenti misure precauzionali è la più indicata nella prevenzione del macroshock per contatto indiretto
- A. inserimento nella rete di un trasformatore di isolamento
 - B. inserimento nella rete di un interruttore differenziale ad alta sensibilità (10mA)
 - C. inserimento nella rete di interruttore magnetotermico
 - D. utilizzazione di impianto di messa a terra unito ad un interruttore differenziale a media sensibilità (30mA)
 - E. utilizzazione di nodo equipotenziale

9. La cardioversione consiste
- A. nell'applicare un impulso di corrente al muscolo cardiaco in modo sincrono rispetto all'onda R
 - B. nell'applicare un impulso di corrente al muscolo cardiaco in modo sincrono rispetto all'onda T
 - C. nell'applicare un impulso di corrente al muscolo cardiaco in modo sincrono rispetto all'onda P
 - D. nell'applicare un impulso di corrente al muscolo cardiaco in modo asincrono rispetto all'onda R
 - E. nell'applicare un impulso di corrente al muscolo cardiaco in modo asincrono rispetto al ciclo cardiaco

10. In un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza il monitor paziente
- A. funziona con qualunque tipo di elettrodo di ritorno
 - B. funziona solo con elettrodi di ritorno non bipartiti
 - C. funziona solo con elettrodi di ritorno bipartiti
 - D. funziona solo in elettrochirurgia bipolare
 - E. funziona solo in modalità di taglio

11. Un amplificatore per biopotenziali che opera in modalità di prelievo monopolare, a parità di impedenza dell'elettrodo di riferimento,
- A. è meno sensibile all'interferenza di rete di un amplificatore usato in modalità differenziale
 - B. è altrettanto sensibile all'interferenza di rete di un amplificatore usato in modalità differenziale
 - C. è più sensibile all'interferenza di rete di un amplificatore usato in modalità differenziale
 - D. non è soggetto ad interferenza di rete
 - E. non può mai essere utilizzato

12. Indicare per quale motivo condensatori del valore di 1000µF non sono adatti alla realizzazione di defibrillatori-cardioversori:
- A. non esistono
 - B. sono troppo ingombranti
 - C. sono troppo costosi
 - D. ai livelli di tensione richiesti immagazzinano troppa energia
 - E. ai livelli di tensione richiesti immagazzinano troppa poca energia

$$E = \frac{1}{2} VC^2$$

13. In un apparecchio per emodialisi, un errore pari ad 1K del circuito che riscalda l'acqua usata per la preparazione del dialisato, se non rilevato da un sistema di misura separato della temperatura,
- A. può causare coaguli nel circuito extracorporeo
 - B. può causare un eccesso di depressione del dialisato in emofiltrazione
 - C. può causare una stima errata della concentrazione del dialisato (stima ottenuta partendo dalla sua conducibilità)
 - D. può causare danno al paziente per surriscaldamento.
 - E. può danneggiare la pompa del concentrato di dialisi

14. Indicare tra le seguenti la caratteristica che distingue una lampada scialitica principale da una secondaria

8.0 / 9.A / 10.A / 11.C / 12.D

2 febbraio

8. In ambiente sanitario il trasformatore di isolamento viene utilizzato per
- A. ridurre il rischio di macroshock per contatto indiretto
 - B. garantire continuità di alimentazione alle apparecchiature ad esso collegate
 - C. consentire l'uso di impianti di terra con resistenza verso terra più elevata e quindi meno costosi
 - D. ridurre il rischio di microshock
 - E. alimentare apparecchi elettromedicali non dotati dei necessari requisiti di isolamento elettrico
9. Un defibrillatore cardioversore utilizzato in un ambiente ospedaliero richiede una potenza di alimentazione di
- A. pochi watt
 - B. poche decine di watt
 - C. poche centinaia di watt
 - D. poche migliaia di watt
 - E. 10kW o più
10. Utilizzando un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza con stadio d'uscita isolato (*flottante*), l'uso dell'elettrodo dispersivo bipartito (*split*)
- A. consente di minimizzare il rischio di ustione al di sotto dell'elettrodo dispersivo dovuto al suo parziale distacco
 - B. consente di minimizzare il rischio di ustione al di sotto dell'elettrodo dispersivo dovuto all'uso prolungato del taglio
 - C. consente di ridurre il rischio di ustioni in parti diverse del corpo dovute la comparsa di percorsi alternativi
 - D. consente di ridurre il rischio di ustioni in parti diverse del corpo dovute alla presenza di accoppiamenti capacitivi
 - E. consente di ridurre il tempo di intervento in quanto è possibile usare potenze maggiori
11. Tra le seguenti verifiche di manutenzione preventiva di un elettrobisturi indicare quella più importante per garantire la sicurezza del paziente:
- A. verifica del corretto funzionamento del monitor di elettrodo
 - B. verifica del corretto funzionamento del monitor paziente
 - C. verifica della corretta taratura della potenza di uscita
 - D. verifica del valore della capacità di dispersione dello stadio di uscita
 - E. verifica delle correnti di dispersione a bassa frequenza
12. In un elettrobisturi, l'effetto delle correnti di dispersione a radiofrequenza è
- A. la possibile comparsa di ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo, di qualunque tipo esso sia
 - B. la possibile comparsa di ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo, solo se questo non è bipartito (*split*)
 - C. la possibile comparsa di ustioni in parti diverse del corpo, limitata al caso che il chirurgo usi la tecnica del *buzzing*
 - D. la possibile comparsa di ustioni in parti diverse del corpo
 - E. la possibile comparsa di fibrillazione ventricolare
13. In un defibrillatore cardioversore l'energia ceduta al paziente durante la scarica è
- A. sempre minore dell'energia immagazzinata nel condensatore
 - B. esattamente eguale all'energia immagazzinata nel condensatore
 - C. sempre maggiore dell'energia immagazzinata nel condensatore
 - D. pari al doppio dell'energia immagazzinata nel condensatore
 - E. pari alla metà dell'energia immagazzinata nel condensatore
14. Il rischio di macroshock per contatto indiretto può essere quasi annullato utilizzando
- A. un interruttore magnetotermico per proteggere la linea di alimentazione
 - B. apparecchi elettromedicali di tipo CF
 - C. un interruttore differenziale a monte della linea di alimentazione
 - D. un interruttore differenziale a monte della linea di alimentazione unitamente ad un buon impianto di terra
 - E. nessuna delle risposte precedenti è corretta
15. Tra le seguenti verifiche indicare quale deve essere eseguita periodicamente su una lampada scialitica inserita in ambiente ospedaliero
- A. illuminazione restante con una maschera
 - B. illuminazione restante con due maschere
 - C. illuminazione restante con il cilindro
 - D. illuminazione al centro
 - E. misura della temperatura di colore

8. B / 9. C

10. A / 11. E / 12. D / 13. A / 14. D / 15. D

- 7. Ai sensi della DDM 93/42 sono soggetti a marcatura CE in regime di autocertificazione**
- A. I dispositivi medici utilizzati a fini di ricerca in strutture universitarie o ospedaliere di alta specializzazione
 - B. I dispositivi medici di classe I
 - C. I dispositivi medici oggetto di indagini cliniche
 - D. I dispositivi medici utilizzati su soggetti in condizioni non critiche o sugli sportivi
 - E. I dispositivi medici prodotti negli Stati Uniti e detentori di approvazione dell'organismo federale FDA
- 8. Ai sensi della DDM 93/42, gli stimolatori cardiaci (pace-maker)**
- A. Devono essere classificati in classe I
 - B. Devono essere classificati in classe IIa
 - C. Devono essere classificati in classe IIb
 - D. Devono essere classificati in classe III
 - E. Non sono regolamentati dalla direttiva citata -> NON si applica DDM 93/42 a "dispositivi impiantabili attivi" (che sono relativi alla direttiva 90/385/CEE)
- 9. Ai sensi della direttiva dispositivi medici 93/42 un defibrillatore esterno è classificato come**
- A. Classe I
 - B. Classe IIa
 - C. Classe IIb -> **Art. IX** -> Regole 9 ("[...]caratteristiche [...] tali da permettere loro di rilasciare energia al corpo umano o scambiare energia con il corpo umano in forma potenzialmente pericolosa, tenuto conto [...] della parte in cui è applicata l'energia, nel qual caso essi rientrano nella classe IIb") e 10 ("[...] specificamente destinati a controllare i parametri fisiologici vitali, ove la natura delle variazioni è tale da poter creare un pericolo immediato per il paziente, per esempio le variazioni delle funzioni cardiache, della respirazione o dell'attività del sistema nervoso centrale, nel qual caso essi rientrano nella classe IIb")
 - D. Classe III
 - E. Non è regolamentato alla direttiva citata
- 10. Ai sensi della direttiva dispositivi medici 93/42 uno stent aortico**
- A. Deve essere classificato in classe I
 - B. Deve essere classificato in classe IIa
 - C. Deve essere classificato in classe III
 - D. Deve essere classificato in classe IIb
 - E. No è regolamentato dalla direttiva citata
- 11. Un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza è classificato ai sensi della DDM 93/42 come**
- A. Classe I
 - B. Classe IIa
 - C. Classe IIb
 - D. Classe III
 - E. Tipo BF o CF
- 12. La classificazione secondo la DDM 93/42 di un dispositivo medico deriva**
- A. Dalle caratteristiche tecniche del dispositivo stesso
 - B. Dalla preparazione professionale di chi lo utilizza
 - C. Dalla sorgente di alimentazione (batteria, rete, ...)
 - D. Dalle caratteristiche tecniche del dispositivo e dalla sua destinazione d'uso
 - E. Unicamente dalla destinazione d'uso
- 13. Stando alle norme generali per la sicurezza degli apparecchi elettromedicali IEC 601-1, un apparecchio di classe I e tipo CF**
- A. Non esiste

7.B / 8.E / 9.C / 10.C / 11.C / 12.D / 13.D /

- A. Devono essere classificate in classe I
- B. Devono essere classificate in classe IIa
- C. Devono essere classificate in classe IIb
- D. Devono essere classificate in classe III
- E. Non sono regolamentate dalla direttiva citata

21. Secondo la DDM 93/42 per un dispositivo medico di classe III la dichiarazione di conformità richiede

- A. L'autocertificazione da parte del fabbricante
- B. La certificazione del fabbricante avallata da un ente notificato che però non entra nel merito del fascicolo tecnico
- C. La certificazione del fabbricante avallata da un ente notificato che rilascia un certificato CE
- D. La certificazione del fabbricante avallata da un ente notificato che rilascia un certificato CE unita all'indagine clinica
- E. L'autorizzazione alla marcatura CE ed alla messa in commercio rilasciata dal ministero competente

22. La descrizione delle caratteristiche funzionali di uno specifico apparecchio elettromedicale riportata nella norma di prodotto relativa

- A. È cogente, nel senso che deve essere sempre rispettata
- B. Può essere invocata dal fabbricante come "presunzione di conformità"
- C. Può essere disattesa senza rendere conto dei motivi che hanno determinato la scelta
- D. Può essere disattesa solo con l'approvazione di un ente notificato
- E. Può essere disattesa solo se il medico si assume la responsabilità totale dell'uso del dispositivo

23. Indicare in quale dei seguenti casi un dispositivo medico può essere messo in commercio privo (temporaneamente) della marcatura CE

- A. Dispositivi medici classificati in classe I
- B. Dispositivi medici impiantabili attivi
- C. Dispositivi medici oggetto di indagine clinica
- D. Dispositivi sviluppati ai fini di ricerca ed utilizzati in laboratori universitari
- E. Dispositivi sviluppati ai fini di ricerca purché intrinsecamente sicuri

24. Ai sensi della DDM 93/42 può essere richiesta una deroga temporanea all'obbligo della marcatura CE

- A. I dispositivi medici utilizzati ai fini della ricerca in strutture universitarie o ospedaliere di alta specializzazione
- B. I dispositivi medici di classe I
- C. I dispositivi medici di nuova concezione che possono contribuire in modo importante al miglioramento della salute
- D. I dispositivi medici utilizzati su soggetti in condizioni non critiche o sugli sportivi
- E. I dispositivi medici prodotti negli Stati Uniti e detentori di approvazione dell'organismo federale FDA

25. Ai sensi della DDM 93/42 CEE un dispositivo medico

- A. Deve essere usato solo dal medico
- B. Deve sempre essere prescritto da un medico
- C. Può essere usato da un infermiere professionale
- D. Deve sempre essere utilizzato in ospedale
- E. Può essere usato da chiunque ed ovunque

26. La DDM 93/42 CEE

- A. Definisce le specifiche funzionali degli apparecchi elettromedicali
- B. Definisce le specifiche funzionali dei dispositivi medici
- C. Definisce i requisiti essenziali dei dispositivi medici e le regole relative alla loro commercializzazione

21.C / 22.B / 23.C / 24.C / 25.E / 26.C

scambiare energia con il corpo umano in forma potenzialmente pericolosa, tenuto conto della natura, della densità e della parte in cui è applicata l'energia, nel qual caso essi rientrano nella classe IIb".

All.IX reg.10: "Tutti i dispositivi attivi terapeutici destinati a rilasciare o a scambiare energia rientrano nella classe IIa a meno che le loro caratteristiche siano tali da permettere loro di rilasciare energia al corpo umano o scambiare energia con il corpo umano in forma potenzialmente pericolosa, tenuto conto della natura, della densità e della parte in cui è applicata l'energia, nel qual caso essi rientrano nella classe IIb".

E. Perché può essere utilizzato immerso nell'acqua

34. La marcatura CE di un dispositivo medico non è necessaria se

- A. Il dispositivo è venduto ad un centro ricerche nel quale sarà utilizzato unicamente da personale specializzato
- B. Il dispositivo è di classe I
- C. Il dispositivo è utilizzato in un centro universitario
- D. Il dispositivo è ceduto in comodato d'uso gratuito ad una struttura sanitaria pubblica
- E. Il dispositivo è oggetto di indagini cliniche

34. Ai sensi della direttiva 93/42 una protesi d'anca metallica è classificata come appartenete alla

- A. Classe I
- B. Classe IIa
- C. Classe IIb -> All.IX reg.8: " Tutti i dispositivi impiantabili e i dispositivi invasivi a lungo termine di tipo chirurgico rientrano nella classe IIb [...]"
- D. Classe III
- E. Non è regolamentata dalla direttiva citata

35. Una pompa di infusione secondo la DDM 93/42 è classificata

- A. Classe I
- B. Classe IIa
- C. Classe IIb
- D. Classe IIa o IIb a seconda della sostanza iniettata -> verificare
- E. Classe III

SICUREZZA ELETTRICA

36. In una sala operatoria, il nodo equipotenziale serve anzitutto

- A. A ridurre il rischio di macroshock per contatto indiretto
- B. A ridurre il rischio di macroshock per contatto diretto
- C. A ridurre il rischio di microshock
- D. A consentire di alimentare apparecchi con tensione di alimentazione diversa da quella di rete
- E. A garantire la messa a terra dei dispositivi che la richiedono

37. Un buon impianto di terra, in un reparto ospedaliero, garantisce

- A. L'impossibilità di richiusura di correnti di dispersione attraverso i pazienti
- B. Una tensione di contatto inferiore a 24 V ->v. MACROSHOCK per contatto INDIRETTO
- C. Una tensione di contatto inferiore a 12 V
- D. L'equipotenzialità di tutte le masse metalliche accessibili ad esso collegate
- E. Il buon funzionamento dell'interruttore differenziale

38. Un impianto di terra deve essere progettato in modo che

- A. La resistenza verso terra sia minore di 20 Ω

33.E / 34.C / 35.D / 36.C / 37.B / 38.C 37C

E. Di strumentazione CF unita ad impianto di terra ben funzionante

PRELIEVO DEI BIOPOTENZIALI

44. **Elettrodi per il prelievo di biopotenziali si comportano, in linea di principio**
- A. Come connettori ideali, nel senso che hanno una funzione di trasferimento indipendente dalla frequenza
 - B. Come filtri passa-basso, nel senso che attenuano meno le componenti a bassa frequenza rispetto a quelle ad alta frequenza
 - C. Come filtri passa-alto, nel senso che attenuano meno le componenti ad alta frequenza rispetto a quelle a bassa frequenza
 - D. Come filtri rigetta-banda, nel senso che attenuano una specifica componente frequenziale
 - E. Come filtri passabanda
45. **Al crescere della superficie di contatto, la capacità di elettrodo (C_w)**
- A. Non varia
 - B. Aumenta proporzionalmente all'aumento della superficie $\rightarrow C = \epsilon_0 \epsilon_r S/d$
 - C. Diminuisce proporzionalmente alla diminuzione della superficie
 - D. Aumenta proporzionalmente al quadrato dell' aumento della superficie
 - E. Diminuisce proporzionalmente al quadrato della diminuzione della superficie
46. **Al variare della superficie di contatto, la resistenza di elettrodo (R_w)**
- A. non varia
 - B. Aumenta proporzionalmente all'aumento della superficie
 - C. Aumenta proporzionalmente alla diminuzione della superficie $\rightarrow R = \rho L/S$
 - D. Aumenta proporzionalmente al quadrato dell'aumento della superficie
 - E. Aumenta proporzionalmente al quadrato della diminuzione della superficie
47. **Al fine di contenere al meglio la possibile generazione di un segnale di modo differenziale a partire da un segnale di modo comune presente sul paziente la misura più appropriata è**
- A. Disporre di un'impedenza di ingresso per il modo comune molto elevata
 - B. Disporre di un'impedenza di ingresso per il modo comune molto bassa
 - C. Disporre di un amplificatore differenziale con CMRR molto elevato
 - D. Disporre di un amplificatore differenziale con CMRR molto basso
 - E. Disporre di un amplificatore differenziale con correnti di polarizzazione inferiori a 100 pA

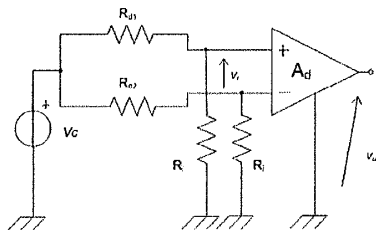
Soluzione:

Si trascurano le C_d e si considera $A_c = 0$.

$$v_{c_{IR\Delta R}} = \frac{v_u}{A_d} = v_c \frac{\Delta R_d}{R_i}$$

L'impedenza di ingresso del modo comune è R_i .

Se $R_{d1} \neq R_{d2}$ una tensione di modo comune v_c all'ingresso genera una tensione di modo differenziale v_d



$$v_u = A_d \cdot (v_+ - v_-) \cong v_c A_d \frac{\Delta R_d}{R_i}$$

48. **Un elettrodo per biopotenziali posizionato sulla cute si comporta essenzialmente come**

44. C / 45. B / 46. C / 47. A

- D. Prevalentemente non polarizzabili
- E. Non adatti alla registrazione di biopotenziali di qualunque natura

55. La capacità C_w di un elettrodo in Ag-AgCl della superficie di 50 mm^2 è dell'ordine di

- A. Centinaia di picofarad
- B. Pochi nanofarad
- C. Decine di nanofarad
- D. Centinaia di nanofarad
- E. Pochi microfarad

Soluzione:

Noi abbiamo fatto l'esempio dove $S=1\text{cm}^2 \rightarrow R_w=20\text{k}\Omega, C_d=40\text{nF}$

$1\text{mm}=0.1\text{cm} \rightarrow 1\text{mm}^2=0.01\text{cm}^2 \rightarrow 50\text{mm}^2=0.5\text{cm}^2 \rightarrow S$ dimezza $\rightarrow C_d$ dimezza $[C=\epsilon_0\epsilon_r S/d] \rightarrow C_d=20\text{nF}$

56. Dato un elettrodo per il prelievo dei biopotenziali in Ag-AgCl avente superficie di 1 mm^2 , la componente capacitiva del modello semplificato dell'elettrodo avrà valore pari a

- A. Pochi picofarad
- B. Qualche centinaio di picofarad
- C. Qualche decina di nanofarad
- D. Qualche microfarad
- E. Poche centinaia di microfarad

$0,4 \text{ nF}$

Soluzione:

Noi abbiamo fatto l'esempio dove $S=1\text{cm}^2 \rightarrow R_w=20\text{k}\Omega, C_d=40\text{nF}$

$1\text{mm}=0.1\text{cm} \rightarrow 1\text{mm}^2=0.01\text{cm}^2 = S/100 \rightarrow C_d/100 [C=\epsilon_0\epsilon_r S/d] \rightarrow C_d=0.4\text{nF}=400\text{pF}$ (RICORDA! pico= 10^{-12})

57. Un amplificatore per biopotenziali con resistenza di ingresso per il modo comune pari a $1 \text{ M}\Omega$ e CMRR pari a 126 dB è collegato a due elettrodi aventi resistenze di elettrodo sostanzialmente identiche; sul paziente è presente un segnale di modo comune pari a 1 V . Indicare il valore dell'interferenza di ingresso

- A. $0,5 \mu\text{V}$
- B. $1 \mu\text{V}$
- C. $5 \mu\text{V}$
- D. $10 \mu\text{V}$
- E. $50 \mu\text{V}$

$$V_{\text{IRN}} = 5 \cdot 10^{-7} = 0,5 \mu\text{V}$$

$$10^{0,3} = 10^{\frac{3}{10}}$$

Soluzione:

$\text{CMRR} = A_c/A_d = 126 = 20 \times 6.3 \rightarrow 10^6 \times 10^{0,3} \approx 10^6 \times 2$

(Resistenze di elettrodo sostanzialmente identiche $\leftrightarrow \Delta R_d = 0$)

$V_{\text{cIR}} = V_c / \text{CMRR} = 1\text{V} / 2 \times 10^6 = 1/2 \times 10^{-6} = 0.5 \mu\text{V}$

58. Un amplificatore per biopotenziali con resistenza di ingresso per il modo comune pari a $1 \text{ M}\Omega$ è collegato a due elettrodi aventi resistenze di elettrodo che differiscono di $10 \text{ k}\Omega$; sul paziente è presente un segnale in modo comune pari a 1 V . Indicare il valore dell'interferenza all'ingresso $[V_{50} = V_c \cdot (\Delta R/R_i)]$

- A. $10 \mu\text{V}$
- B. 1 mV
- C. 10 mV
- D. 100 mV
- E. 1 V

$$V_{\text{IRN}} = \frac{10'000}{10^6} = 0,01 \text{ V}$$

Soluzione:

$V_c = 1\text{V}$

$\Delta R_d = 10 \text{ k}\Omega = 10 \times 10^3 \Omega$

$1/\text{CMRR} \approx \Delta R_d/R_i \rightarrow \text{CMRR} \approx R_i/\Delta R_d = 10^6/10^4 = 10^2$

55. C / 56. B / 57. A / 58. C

- C. 48 dB
- D. 60 dB
- E. 80 dB

Soluzione:

Dinamica di ingresso scheda di conversione tra +5V e -5V $\rightarrow D_{ADC}=10V$

Dinamica segnale ECG in ingresso: tra +5mV e -5mV $\rightarrow D_{SI}=10mV=10 \times 10^{-3} V=10^{-2} V$

$A_{tot}=D_{ADC}/D_{SI}=10V/10mV=10V/10^{-2}V=10 \times 10^2=10^3=1000 \rightarrow 20 \times \log(10^3)=20 \times 3 \times \log(10)=60dB$

65. Per eseguire un esame elettrocardiografico a 12 derivazioni, sul paziente devono essere posizionati
- A. 3 elettrodi
 - B. 4 elettrodi
 - C. 6 elettrodi
 - D. 10 elettrodi
 - E. 12 elettrodi

66. Nella catena di amplificazione di un amplificatore per elettrocardiografia il filtro antitremore è
- A. Un filtro passa alto con frequenza di taglio di 30- 40 Hz
 - B. Un filtro passa banda centrato attorno a 50 Hz
 - C. Un filtro rigetta banda centrato attorno a 50 Hz
 - D. Un filtro passa basso con frequenza di taglio di 30-40 Hz
 - E. Di Butterworth con frequenza di taglio di 30-40 Hz
- Soluzione: il filtro antitremore dell'EEG è un FPB con frequenza di taglio a 40 Hz

67. In un ECG, al fine di avere una sensibilità di 1 mV/mm, tipicamente il guadagno è di
- A. 20 dB
 - B. 40 dB
 - C. 60 dB
 - D. 80 dB
 - E. 100 dB

Soluzione: $1mV/mm=1mV/0.1cm=10mV/cm \rightarrow A_{tot}=1000/10=100 \rightarrow 20 \times \log(10^2)=20 \times 2=40 dB$

68. In ECG
- A. Le derivazioni agli arti sono 6 e linearmente indipendenti
 - B. Le derivazioni agli arti sono 6 delle quali 3 linearmente indipendenti
 - C. Le derivazioni agli arti sono 6 delle quali 2 linearmente indipendenti
 - D. Le derivazioni agli arti sono 12 delle quali 8 linearmente indipendenti
 - E. Le derivazioni agli arti sono 3 delle quali 2 linearmente indipendenti

EEG

69. Un amplificatore per elettroencefalografia è collegato ad una scheda d'acquisizione con dinamica d'ingresso pari a $\pm 5V$. Il guadagno in tensione dell'amplificatore più opportuno, tra quelli sotto riportati, sarà quindi pari a circa
- A. 32 dB
 - B. 44 dB
 - C. 56 dB
 - D. 72 dB
 - E. 86 dB ?
- Soluzione:

$$20 \log(A_{tot}) = \frac{5}{500 \cdot 10^{-6}} \Rightarrow 80dB$$

65. D / 66. D / 68. C / 69. E

1 - AM → corrente continua sinusoidale

2 - LAMPADE SCALITICHE → Profondità Illuminazione

$$PI = L_1 + L_2$$

$$(L_1 = 20\% \text{ LFC}, L_2 = 20\% \text{ LFC})$$

Q4 Temp. colore alla max intensità

TERMO COLO RIMETRO 3000K < T < 76700K

Temp. adeguata (4000 - 4200K)

Q6 Id x la P.A (tipo B)? [Id < 100 μ A Id < 500 μ A]

3 - DEFIBRILLATORE:

1° efficacia accumulazione (n° scariche fabbricante)

2° misura correnti di dispersione (tipo CF)

3° Livello energetico corrispondente a quello voluto $\pm 5-10\%$ tolleranza

4° Prove di sincronizzazione (sincronia onda R)

POMPE DI INFUSIONE

Disegno → x misurazione le Id attraverso la PA

ACCOPPIAMENTO capacitivo POMPA - liquido

↓
Id verso terra

- 75. Una lampada scialitica monofaro**
- A. Non può essere usata in sala operatoria
 - B. Deve essere utilizzata avendo sempre a disposizione una lampada scialitica di scorta
 - C. Può essere considerata principale solo in presenza di un'altra lampada scialitica principale
 - D. Può essere una lampada scialitica principale
 - E. Non può essere una lampada scialitica principale
- 76. Una lampada scialitica principale da utilizzare in sala operatoria**
- A. Deve essere a prova di primo guasto rispetto al danneggiamento della sorgente luminosa
 - B. Deve essere a prova di primo guasto rispetto all'eventuale mancanza della tensione di rete
 - C. Deve essere a prova di primo guasto rispetto al danneggiamento della sorgente luminosa ed all'eventuale mancanza della tensione di rete
 - D. Può essere a prova di primo guasto rispetto all'eventuale mancanza della tensione di rete
 - E. Può essere a prova di guasto rispetto al danneggiamento della sorgente luminosa
- PRIMO GUASTO:
- guasto sorgente luminosa (lampadina bruciata) -> si prevede la sostituzione automatica segnalata da led
 - mancanza di energia elettrica -> collegamento a circuiti di emergenza o a pacchetto di alimentatori
- 77. Una lampada scialitica primaria, al fine di garantire un limitato affaticamento visivo degli operatori e riscaldamento dei tessuti in campo operatorio, deve**
- A. Garantire un'illuminazione al centro del campo operatorio minore di 80 klux
 - B. Garantire una bassa irradiazione di energia luminosa in banda ultravioletta
 - C. Garantire una elevata irradiazione di energia luminosa in banda ultravioletta
 - D. Garantire una bassa irradiazione di energia luminosa in banda infrarossa
 - E. Garantire una elevata irradiazione di energia luminosa in banda infrarossa
- 78. Una lampada scialitica primaria differisce da una secondaria perché**
- A. Emette luce più intensa
 - B. È sempre una lampada multifaro
 - C. Garantisce operatività anche in condizioni di primo guasto
 - D. È di dimensioni maggiori
 - E. Contiene un blocco di alimentazione autonoma in grado di garantirne il funzionamento anche in mancanza dell'energia erogata dalla rete elettrica
- 79. Al fine di misurare l'illuminazione al centro di una lampada scialitica, secondo la norma particolare relativa, occorre utilizzare**
- A. Uno spettrofotometro
 - B. Un luxmetro
 - C. Uno spettrofotometro ed un metro
 - D. Un luxmetro ed un metro
 - E. Un luxmetro, un metro e un cronometro
- 80. Al fine di valutare la bontà di una lampada scialitica, nel senso della sua capacità di garantire un'illuminazione adeguata del campo operatorio nonostante la testa degli operatori possa intercettare parzialmente il fascio, si ricorre alla prova**
- A. Di valutazione del diametro (d_{30}) del campo luminoso
 - B. Di illuminazione residua con due maschere
 - C. Di illuminazione restante con il cilindro
 - D. Di illuminazione restante con il cilindro ed una maschera

/ 75. D / 76. C / 77. B / 78. C / 79. D / 80. B

~~87.~~ In un tavolo operatorio, le caratteristiche del materassino sono importanti ai fini della sicurezza anzitutto perché

- A. Determinano il comfort del paziente
- B. Evitano che il paziente possa scivolare quando viene assunta la posizione di Trendelenburg
- C. Determinano l'asepsi del campo operatorio
- D. Possono influire sulla generazione di percorsi alternativi di corrente durante l'uso di elettrobisturi
- E. Influenzano positivamente l'ergonomia del teatro operatorio

ELETTROBISTURI

~~88.~~ In un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza, il parziale distacco dell'elettrodo dispersivo può causare anzitutto

- A. La comparsa di ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo
- B. La comparsa di ustioni in parti diverse del corpo, dovute alla presenza di percorsi alternativi di corrente
- C. Elettrocuzione del paziente
- D. Elettrocuzione dell'operatore
- E. L'ustione dell'operatore

~~89.~~ In un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza, il totale distacco dell'elettrodo dispersivo può causare con maggior probabilità

- A. Nessun danno
- B. La comparsa di ustioni in parti diverse del corpo, dovute alla presenza di percorsi alternativi di corrente
- C. Elettrocuzione del paziente
- D. Elettrocuzione dell'operatore
- E. Ustione dell'operatore

~~90.~~ In un elettrobisturi, l'utilizzazione del trasformatore differenziale che compara corrente inviata all'elettrodo attivo e quella raccolta dall'elettrodo dispersivo

- A. Consente di ridurre il rischio di elettrocuzione dell'operatore
- B. Consente di ridurre il rischio di formazione di percorsi alternativi
- C. Consente di ridurre il rischio di ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo
- D. Consente di ridurre il rischio di fibrillazione ventricolare
- E. Consente di rispettare al meglio il principio ALARP

~~91.~~ In un elettrobisturi, la corrente di dispersione ad alta frequenza può essere causa di

- A. Ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo
- B. Ustioni in parti diverse del corpo
- C. Fibrillazione ventricolare del paziente
- D. Deterioramento prematuro dell'utensile di taglio
- E. Distacco della piastra di ritorno (elettrodo dispersivo)

~~92.~~ In un elettrobisturi, programmare una potenza troppo bassa può causare anzitutto:

- A. Ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo
- B. Ustioni in parti diverse del corpo
- C. Prolungamento del tempo necessario per compiere l'intervento
- D. Ustioni del chirurgo
- E. Distacco della piastra di ritorno (elettrodo dispersivo)

88. A / 89. B / 90. B / 91. B / 92. A / 87. D

- C. E' praticamente nullo il rischio di indurre ustioni in parti diverse del corpo per la comparsa di percorsi alternativi
- D. E' praticamente nullo il rischio di ustione per il primo ed il secondo operatore
- E. E' praticamente nullo il rischio di produrre stimolazione muscolare

~~100.~~ **In un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza con stadio di uscita isolato solo per le basse frequenze**

- A. E' molto basso il rischio di indurre fibrillazione ventricolare a causa di correnti di dispersione provenienti da apparecchi diversi collegati al paziente
- B. E' molto basso il rischio di indurre ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo
- C. E' molto basso il rischio di indurre ustioni in parti diverse del corpo per la comparsa di percorsi alternativi
- D. E' molto basso il rischio di ustione per il primo ed il secondo operatore
- E. E' molto basso il rischio di produrre fumi chirurgici tossici

~~101.~~ **Utilizzando un apparecchio per elettrochirurgia ad alta frequenza con stadio d'uscita isolato (flottante), l'uso dell'elettrodo dispersivo bipartito (split)**

- A. Consente di minimizzare il rischio di ustione al di sotto dell'elettrodo dispersivo dovuto al suo parziale distacco
- B. Consente di minimizzare il rischio di ustione al di sotto dell'elettrodo dispersivo dovuto all'uso prolungato del taglio
- C. Consente di ridurre il rischio di ustioni in parti diverse del corpo per la comparsa di percorsi alternativi
- D. Consente di ridurre il rischio di ustioni in parti diverse del corpo dovute alla presenza di accoppiamenti capacitivi
- E. Consente di ridurre il tempo di intervento in quanto è possibile usare potenze maggiori

~~102.~~ **Volendo coagulare una superficie di tessuto dell'ordine dei centimetri quadri, si preferisce usare**

- A. La modalità spray con un utensile bipolare
- B. La modalità di coagulazione con un utensile bipolare
- C. La modalità spray con un utensile monopolare
- D. La modalità di taglio-coagulazione con un elettrodo monopolare
- E. Un elettrobisturi dotato di circuito di auto start

~~103.~~ **In un EB il valore di picco della tensione utilizzata nella modalità spray è dell'ordine**

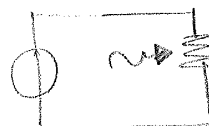
- A. Delle decine di volt
- B. Delle centinaia di volt
- C. Di un migliaio di volt
- D. Di otto-diecimila volt (4 kV)
- E. Di centomila volt o più

~~104.~~ **In un EB utilizzare una forma d'onda specifica per coagulazione durante il taglio può causare anzitutto**

- A. Ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo
- B. Ustioni in parti diverse del corpo
- C. Fibrillazione ventricolare del paziente
- D. Deterioramento prematuro dell'utensile di taglio
- E. Distacco della piastra di ritorno

~~105.~~ **In modalità di taglio, un elettrobisturi fornisce in uscita una potenza di 250 W su un carico di 200 Ω. La corrente nel carico è pari a**

- A. 800 mA_{eff}
- B. 1,25 A_{eff}
- C. 1,12 A_{eff}



$$I^2 \cdot R = P \quad I = \sqrt{\frac{P}{R}}$$

18

100. A / 101. A / 102. C / 103. D / 104. A / 105. C

- B. Delle decine di microsecondi
- C. Dei millisecondi
- D. Delle decine di millisecondi
- E. Delle centinaia di millisecondi

112. La cardioversione è

- A. Un procedimento chirurgico effettuato nel corso di interventi cardiocirurgici
- B. L'inversione della polarità dell'onda R in derivazione aVL
- C. La defibrillazione eseguita in modo asincrono rispetto all'attività elettrica dei ventricoli
- D. La defibrillazione eseguita in modo sincrono rispetto all'attività elettrica dei ventricoli
- E. Una manovra effettuata normalmente durante l'induzione dell'anestesista

113. In un defibrillatore, il cattivo funzionamento dei circuiti di sincronizzazione può causare

- A. La mancata defibrillazione di un paziente in fibrillazione ventricolare
- B. La comparsa di ustioni al di sotto degli elettrodi posizionati sul torace del paziente
- C. La scarica di una quantità errata di energia sul paziente
- D. Elettrocuzione dell'operatore
- E. La mancata interruzione di un accesso di tachicardia parossistica

114. In un defibrillatore è opportuno controllare giornalmente anzitutto

- A. Lo stato di carica dell'accumulatore
- B. La presenza di scritte e di indicazioni leggibili
- C. Il buon funzionamento del misuratore di energia ceduta al paziente
- D. La presenza del manuale d'uso
- E. Il buon funzionamento delle lampade spia

115. La superficie delle piastre di un defibrillatore è dell'ordine

- A. Delle decine di millimetri quadrati
- B. Dei centimetri quadrati
- C. Delle decine di centimetri quadrati
- D. Delle centinaia di centimetri quadrati
- E. Delle migliaia di centimetri quadrati

116. Per caricare all'energia di 350 J un condensatore da 50 µF la tensione tra le piastre dovrà essere di circa

- A. 1500 V
- B. 2700 V
- C. 3700 V
- D. 4500 V
- E. 6000 V

$$E = \frac{1}{2} CV^2 \rightarrow V = \sqrt{\frac{2E}{C}}$$

$$V = \sqrt{\frac{700}{50 \cdot 10^{-6}}} = \sqrt{\frac{14}{10^{-6}}}$$

Soluzione: $E = 1/2 CV^2 \rightarrow V = (2E/C)^{1/2} = [(2 \times 350)/(50 \times 10^{-6})]^{1/2} = (700 \times 10^6/50)^{1/2} = 1000 \times 14^{1/2} = 3741,7V$

117. La carica elettrica immagazzinata in un condensatore da defibrillatore caricato all'energia di 350 J, quando tra le piastre è presente una ddp di 4 kV, è

- A. 0,175 C
- B. 43,7 C
- C. 175 C
- D. 0,35 C
- E. 35 C

$$E = \frac{1}{2} QV$$

$$\frac{2E}{V} = Q = \frac{700}{4000}$$

Soluzione: $E = 1/2 QV \rightarrow Q = 2E/V = 2 \times 350/4000 = 700/4000 = 7/40 = 7/10 \times 1/4 = 0.7 \times 0.25 = 0.175 C$

112. D / 113. E / 114. A / 115. D / 116. C / 117. A

~~124.~~ **In una pompa di infusione il controllo di occlusione funziona rilevando**

- A. L'eventuale sovrappressione nel circuito paziente
- B. L'azzerarsi del flusso nel circuito paziente misurato da un sensore di flusso ad ultrasuoni
- C. La comparsa di una bolla d'aria nel circuito paziente
- D. La ridotta pressione (rispetto a quella prevista) nel circuito paziente
- E. L'esaurimento della batteria che alimenta la pompa

~~125.~~ **In una pompa di infusione, al fine di evitare la comparsa di embolia gassosa nel paziente occorre**

- A. Utilizzare flussi inferiori a 10 ml/h
- B. Essere certi che sia attivo e ben funzionante il controllo di occlusione
- C. Essere certi che sia attivo e ben funzionante il controllo del flusso ottenuto
- D. Essere certi che sia attivo e ben funzionante il rilevatore di bolle d'aria
- E. Essere certi che la batteria che alimenta la pompa sia carica

~~126.~~ **Nel diagramma a tromba statistico di una pompa di infusione, l'ampiezza della tromba corrispondente ad una finestra di osservazione di 2 min**

- A. È sempre maggiore di quella corrispondente ad una finestra di 5 min, indipendentemente dalla pompa
- B. È sempre minore di quella corrispondente ad una finestra di 5 min, indipendentemente dalla pompa
- C. È spesso maggiore di quella corrispondente ad una finestra di 5 min, indipendentemente dalla pompa
- D. È talvolta minore di quella corrispondente ad una finestra di 5 min, indipendentemente dalla pompa
- E. È indipendente da quella corrispondente ad una finestra di 5 min, indipendentemente dalla pompa

~~127.~~ **Il diagramma a tromba rappresenta l'andamento**

- A. Dell'errore assoluto del flusso in funzione del tempo
- B. Dell'errore relativo del flusso in funzione del tempo
- C. Dell'errore assoluto del flusso in funzione della durata della finestra di osservazione
- D. Dell'errore relativo del flusso in funzione della durata della finestra di osservazione
- E. Dell'errore relativo del flusso a regime

~~128.~~ **In una pompa di infusione volumetrica, ricavare il diagramma a pompa richiede circa**

- A. 10 minuti
- B. 30 minuti
- C. 60 minuti
- D. 90 minuti
- E. 150 minuti

EMODIALIZZATORE

~~129.~~ **In una sala di emodinamica, la riduzione del rischio di microshock si ottiene principalmente**

- A. Grazie all'uso del trasformatore di isolamento
- B. Grazie all'uso dell'interruttore differenziale
- C. Grazie all'uso dell'interruttore differenziale unito ad un buon impianto di terra
- D. Grazie all'uso del nodo equipotenziale
- E. Prescrivendo l'uso di guanti isolanti a tutti gli operatori

~~130.~~ **In un emodializzatore si attiva l'allarme di sottoconcentrazione**

- A. Si è bloccata la pompa dell'ultrafiltrazione

124.A | 125.0 | 126.A |

127.0 | 128.E

137. Indicare quale tra i seguenti sistemi costituenti un emodializzatore è un sistema di sicurezza

- A. Il sistema di riscaldamento dell'acqua del preparatore
- B. Il sistema di preparazione del dialisato
- C. Il sistema di lavaggio/sterilizzazione
- D. Il sistema per la misura della conducibilità del dialisato finalizzato ad attivare allarmi di sovra o sotto concentrazione
- E. Il manometro che misura la depressione del dialisato rispetto al sangue nel corso di emo-ultrafiltrazione

EEG: artefacts



- Vertical eye movement artifact appear as simultaneous positive or negative waves involving channels containing Fp1 and Fp2. Vertical upward eye movements produce a positive potential at Fp1 and Fp2; vertical downward eye movements produce a negative potential at Fp1 and Fp2.
- Eye blink artifacts appear as simultaneous down-going waves (positive) involving channels containing the Fp1 and Fp2 electrodes. This occurs because a each eye blink occurs with a vertical upward eye movement (Bell's phenomenon).
- Horizontal eye movements to the right occurs with maximum positive potential at F8 and maximum negative potential at F7. Left horizontal eye movements occur with maximum positive potential at F7 and maximum negative potential at F8. On a bipolar EEG recording, a horizontal right eye movement produces a positive phase reversal at F8 and negative phase reversal at F7; a left horizontal eye movement produces the opposite pattern.
- EMG muscle artifact is a fast frequency EMG diphasic artifact that involves the frontal and temporal electrodes. The frontal and temporal lobe electrodes are most active because EMG activity most often arises from the frontalis and temporalis muscles.

EEG: artefacts



- Electrode pop artifact is suggested by an abrupt change in voltage confined to a single electrode. The artifact shows a right angle steep change in potential followed by an exponential decay.
- Fifty hertz artifact appears as 50 Hz sinusoidal activity. This artifact usually occurs because the electrode impedance is too high.
- Pulse artifact is a recurrent electrode artifact that arises from movement of the electrode by a neighboring pulsating artery. This appears as a persistent sinusoidal in related in time to the ECG tracing. Pulse artifact is often explained by activity arising from a single electrode; slow wave cerebral activity usually involves multiple neighboring electrodes.
- ECG artifact occurs as a ECG signal recorded from scalp electrodes. The sharp appearing QRS complex occurs simultaneously with the QRS complex of the ECG tracing.
- Breach artifact consists of rhythmic 6 - 11 Hz activity associated with skull defects. This pattern involves the right or left central or midtemporal regions. There is a sharp negative and rounded positive component.

EEG recording: reference

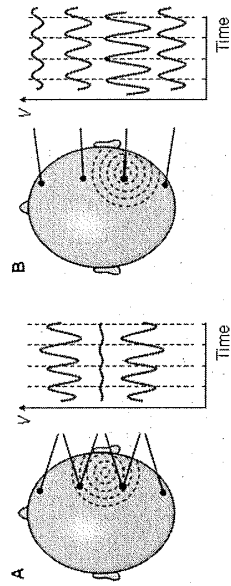


Reference Potential: Potentials may be measured relative to a standard reference potential. The standard reference potential is assigned a value of zero. This potential occurs at a point infinitely far away from the source of electrical activity. An electrode placed far from the source of electrical brain activity may be used to make approximate referential potential measurements. Electrodes placed too far from the brain may not be practical because prominent ECG and movement artifacts will be recorded. An electrode location with a potential that is always close to the ideal zero reference potential is an "inactive" electrode location. An electrode location with a potential very different than the ideal zero reference potential is an "active" electrode location. Ear, mastoid and chin locations are common referential electrode locations. The balanced non-cephalic reference is a weighted average potential from the posterior neck and sternum locations. The potentials at these two sites are averaged to cancel ECG artifact. An average reference is the potential averaged from all scalp electrodes.

Montages



EEG Montages Each EEG channel records the difference in electrical potential between two recording electrodes. An example is Fp2-F8 which records the voltage difference between Fp2 and F8 scalp locations. Channels record voltage differences between adjacent electrode sites (bipolar recording) or between various electrode sites and a common reference electrode (referential recording). An upward pen deflection means a negative potential difference between the two electrodes; a downward pen deflection means a positive potential difference between the two electrodes.



Evoked potentials: types and interpretation



An abnormally prolonged latency suggests a conduction defect. An absent evoked response suggests a severe conduction defect or axonal injury. Other factors should always be considered in the interpretation such as artifacts or sensory receptor dysfunction. A prolonged evoked potential latency could be due a peripheral or central nerve conduction defect.

The time interval between two waves (interwave latency) is more useful for estimating central conduction time.

Each lab has different criteria for the upper limit of normal for latencies.

The major types of evoked potentials are brainstem auditory evoked responses (BAER), visual evoked responses (VER), median nerve somatosensory evoked potentials (median SSEP) and posterior tibial evoked potentials (tibial SSEP). These studies differ in the stimulus used, the rate of stimulation, the recording bandwidth and duration of recording (sweep time).

Evoked potentials



Evoked potentials are nervous system electrical responses to specific sensory stimuli. Computer averaging is necessary because their low amplitude is obscured by spontaneous nervous system activity.

Latency is the time interval between the stimulus and the evoked potential peak. Negative potential peaks are labeled N and positive potential peaks are labeled P. This is the polarity of the evoked potential peak when measured using a referential montage. N or P is followed by the peak's latency measured in milliseconds for an average person. For example, P22 means a positive potential recorded 22 milliseconds after stimulation in the average patient.

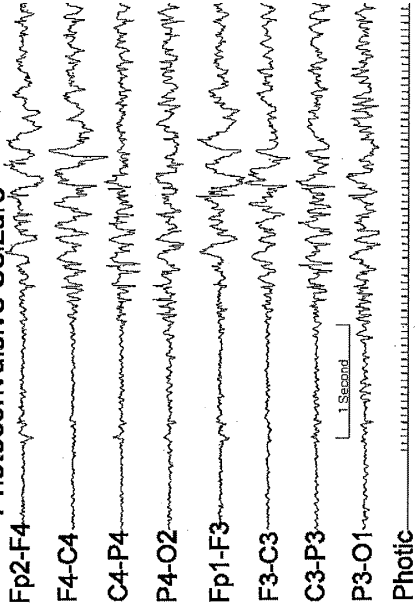
Brainstem auditory evoked potentials (BAEP) use a different system (Roman numerals I - V) for labeling evoked potential peaks.

Reproducible evoked potential responses are two studies that generate the same pattern on two subsequent recordings. Reproducible recordings are important because this indicates that the recorded waves are stimulus related and not due to artifacts or non-stimulus related spontaneous brain activity.

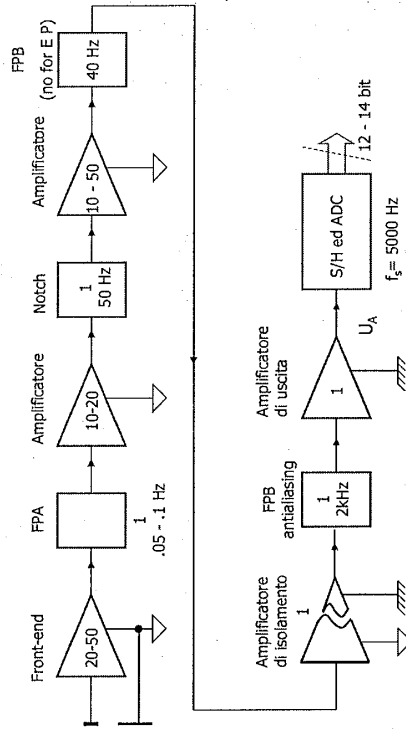
Photoconvulsive seizure



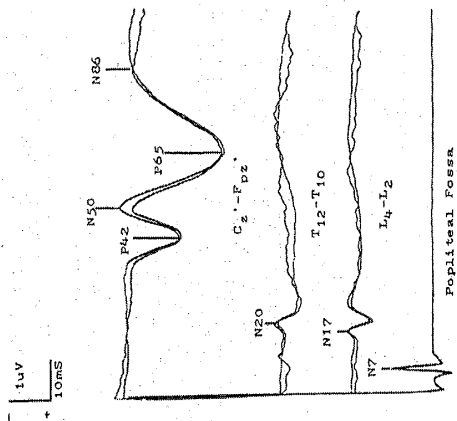
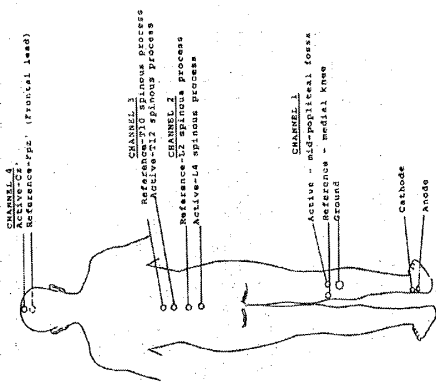
Photoconvulsive Seizure



Basic EEG channel



Tibial nerve somatosensory evoked potential



Visual Evoked Potentials



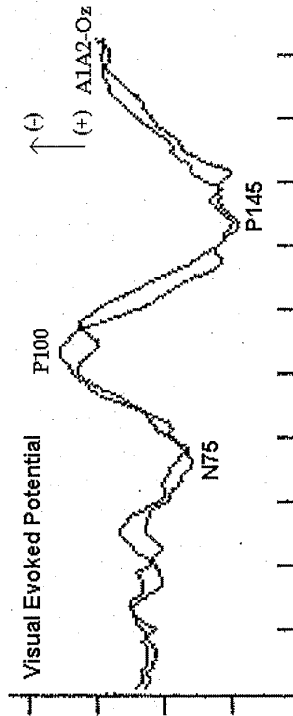
The most common type of visual evoked potential (VEP) uses a checkerboard pattern of alternating dark and bright squares that simultaneously reverse in brightness. The typical montage is Oz, O1 and O2 referenced to a more anterior scalp electrode or ear electrode.

Stimulus luminance, contrast, field size, check size, reversal frequency, subject's age, visual acuity and cooperativity in maintaining visual fixation on the center of the checkerboard all affect the visual evoked potential.

The response is a series of negative (N75), positive (P100), and then negative (N145) waves. The N75 and N145 responses are variable but the P100 is seen in all normal patients. The right P100 response is generated primarily from the left calcarine cortex from visual stimulation of the patient's right hemi-field. This occurs because of the anatomical structure of the calcarine cortex and the orientation of the dipole cortical generator.

A prolonged P100 response is usually due to a conduction defect of the optic nerve from the eye stimulated. Retro-chiasmatic lesions require monocular hemi-field stimulation to detect. The criteria for an abnormal study are: (1) prolonged P100 latency, (2) significant inter-ocular (right - left) P100 difference or (3) absent P100 response. The typical upper limit of normal is 115 ms for the P100 and 15 ms for the inter-ocular (right-left) P100 difference.

VEP: example



Diagnostic and therapeutic applications of electromagnetics

Overview of European regulatory aspects, for both standard clinical and research equipments

Marco Knafnitz, DET, Politecnico di Torino



Torino (IT), Sept. 2013



Introduction

In Europe, standard clinical equipment and research equipment must fully comply with the Medical Device Directive 93/42.

If a research device is used on humans – even on healthy volunteers, for research purposes – it must be treated exactly as a standard clinical device. There are no possible exceptions to the MDD.

© distribution forbidden without written consent of author



The Medical Device Directive

The Medical Device Directive 93/42 was issued in 1993 and follows the European Directive on Active Implantable Devices 90/385 issued in 1990. *→ nel 1997 in Italia*

With these two directives the EC switched from a “prescriptive approach” to the design and realization of medical devices (how to) to the so called “new approach” in which no specific prescription is given and the entire class of medical devices must satisfy a number of “essential requirements”. It is responsibility of the manufacturer to decide “how” the specific device will satisfy the essential requirements.



COUNCIL DIRECTIVE 93/42/EEC of 14 June 1993 concerning medical devices (OJ L 169, 12.7.1993, p. 1) Amended by:

- ▶M1 Directive 98/79/EC of the European Parliament and of the Council of 27 October 1998 L 331 1 7.12.1998
- ▶M2 Directive 2000/70/EC of the European Parliament and of the Council of 16 November 2000 L 313 22 13.12.2000
- ▶M3 Directive 2001/104/EC of the European Parliament and of the Council of 7 December 2001 L 6 50 10.1.2002
- ▶M4 Regulation (EC) No 1882/2003 of the European Parliament and of the Council of 29 September 2003 L 284 1 31.10.2003
- ▶M5 Directive 2007/47/EC of the European Parliament and of the Council of 5 September 2007 *→ nel 2011 in Italia*



Definition of Accessory

'accessory' means an article which whilst not being a device is intended specifically by its manufacturer to be used together with a device to enable it to be used in accordance with the use of the device intended by the manufacturer of the device;

1 - requisito: i rischi a cui mi sottopongo con il dispositivo devono essere < dei benefici che ne traggo.

9



In vitro diagnostic medical devices

'in vitro diagnostic medical device' means any medical device which is a reagent, reagent product, calibrator, control material, kit, instrument, apparatus, equipment or system, whether used alone or in combination, intended by the manufacturer to be used *in vitro* for the examination of specimens, including blood and tissue donations, derived from the human body, solely or principally for the purpose of providing information:

- concerning a physiological or pathological state, or
- concerning a congenital abnormality, or
- to determine the safety and compatibility with potential recipients,

or

- to monitor therapeutic measures.

10



Custom made devices

'custom-made device' means any device specifically made in accordance with a duly qualified medical practitioner's written prescription which gives, under his responsibility, specific design characteristics and is intended for the sole use of a particular patient.
The abovementioned prescription may also be made out by any other person authorized by virtue of his professional qualifications to do so.

Mass-produced devices which need to be adapted to meet the specific requirements of the medical practitioner or any other professional user shall not be considered to be custom made devices;

11



Device intended for clinical investigation

'device intended for clinical investigation' means any device intended for use by a duly qualified medical practitioner when conducting investigations as referred to in Section 2.1 of Annex X in an adequate human clinical environment.

For the purpose of conducting clinical investigation, any other person who, by virtue of his professional qualifications, is authorized to carry out such investigation shall be accepted as equivalent to a duly qualified medical practitioner;

12



Classification of medical devices

Medical devices are classified in four classes, taking into account their potential hazard. Oversimplifying:

Class I: no energy exchanged with the patient, intrinsically safe. (occhiali)

Class IIa: little energy exchanged but, considering the energy and the interaction, the patient is intrinsically safe. (stimolatore neuromuscolare) con intervento

Class IIb: substantial energy exchanged, potentially dangerous. (elettrobisturi)

Class III: substantial energy exchanged; considering the interaction and the amount of energy the device is potentially dangerous. (valvole cardiaca)

17



Rules for the classification of medical devices

fabbricante assegna la classe, ma deve presenziare

Devices shall be divided into Classes I, IIa, IIb and III. Classification shall be carried out in accordance with Annex IX.

2. In the event of a dispute between the manufacturer and the notified body concerned, resulting from the application of the classification rules, the matter shall be referred for decision to the competent authority to which the notified body is subject.

MINISTERO SALUTE + MINISTERO SVILUPPO ECONOMICO

18

Definitions

Duration

Transient → X uso transitorio
Normally intended for continuous use for less than 60 minutes. (siringa)

Short term
Normally intended for continuous use for not more than 30 days. (occhiali)

Long term
Normally intended for continuous use for more than 30 days. (spirale)

19



Definitions

Invasive devices

Invasive device

A device which, in whole or in part, penetrates inside the body, either through a body orifice or through the surface of the body. (dent e contratto)

Body orifice

Any natural opening in the body, as well as the external surface of the eyeball, or any permanent artificial opening, such as a stoma. (= apertura artificiale dell'addome in seguito ad un'operazione del colon. Surgically invasive device)

An invasive device which penetrates inside the body through the surface of the body, with the aid or in the context of a surgical operation.

For the purposes of this Directive devices other than those referred to in the previous subparagraph and which produce penetration other than through an established body orifice, shall be treated as surgically invasive devices.

20

X classificazione bene: conoscere il funzionamento o la destinazione d'uso



Example of classification: electrosurgical unit
 produce audio frequente trasformata sul corpo che accende
 da trocizio produce le scorie volute
 Electrosurgical unit: active therapeutic device with cutting accessories
 which may be classified as surgical invasive devices that are not
 reusable surgical instruments.

50 W → 350-400 W → potenza ultrasonici
 vaporezza i tessuti
 generatore
 Electrosurgical unit: **NON INVASIVO, ATTIVO**
 - Rule 9 → Class IIb (scambio energia in maniera
 pericolosa)

Cutting accessories: **INVASIVI, CHIRURGICO, TEMPORANEO**
 - Rule 6 → Class IIa or Class III (if to be used on the CNS or
 the cardiovascular system)

Allegato IX → sezione INVASIVI - NON INVASIVI → segue la regola
 N.B. usa quella + restrittiva, la classe + alta.
 CAVO: accessorio disp. medico
 - classe I

25



Example of classification: absorbable screw
 vite ortopedica riassorbibile
 X L'OSTEOSINTESI
 Absorbable orthopedical screw: passive device, implantable, long term, **invasivo**
 ↳ metabolizzata durante il processo di guarigione
 che formano il callus osseo
 - Rule 8 Class III (because it is absorbed by the bone)

Example of classification: glasses for short-sightedness

- Rule 1 Class I (no other rule is applicable)

Sunglasses are NOT a medical device (see Art. 1) a meno che non
 siano occhiali oscurati.

26



Example of classification: biological mitral valve (12-15 anni)
 nichiea trattamento
 anticongolevole
 Biological mitral valve: passive device, implantable, long term. Implanted in
 the circulatory system, made of animal tissues rendered non-viable.
 ↳ esami del sangue settimanali
 ↳ PERICARDIO
 ↳ BOVINO/SUINO
 ↳ NO anti coagulante

- Rule 8 Class III (intended to be inserted in the central
 circulatory system)

but also,

- Rule 17 Class III (made of animal tissue rendered non-viable)

se possono essere classificate con regole 7, 8
 ↳

1 ESEMPIO

ma devono soddisfare la DDM
 (profesi dentario)
 BIOLAB NON TUTTI DEVONO AVERLO
 (occlusivi
 pleurari)
 CE marking
 ↳ DISPOSITIVI X INDAGINE CLINICA

27



Devices, other than devices which are custom-made or intended
 for clinical investigations, considered to meet the essential requirements
 referred to in Article 3 must bear the CE marking of conformity when
 they are placed on the market.
 ↳ esenzione
 temporanea

The CE marking of conformity, as shown in Annex XII, must appear in a
 visible, legible and indelible form on the device or its sterile pack, where
 practicable and appropriate, and on the instructions for use.

Where applicable, the CE marking must also appear on the sales
 packaging.

It shall be accompanied by the identification number of the notified
 body responsible for implementation of the procedures set out in
 Annexes II, IV, V and VI.



dimensione MIN
 X appiccico

2

Xi disp. di classe IIa-IIb-III un ente 3 deve
 verificare cio' che dichiara il fabbricante

IDENTIFICA
 L'ENTE NOTIFICATO

28

The technical file

The documentation must allow an understanding of the design, the manufacture and the performances of the product and must contain the following items in particular:

- a general description of the type, including any variants planned, and its intended use(s),
- design drawings, methods of manufacture envisaged, in particular as regards sterilisation, and diagrams of components, sub-assemblies, circuits, etc.,
- the descriptions and explanations necessary to understand the abovementioned drawings and diagrams and the operation of the product,
- a list of the standards referred to in Article 5, applied in full or in part, and descriptions of the solutions adopted to meet the essential requirements if the standards referred to in Article 5 have not been applied in full,
- the results of the design calculations, risk analysis, investigations, technical tests, etc. carried out,

33

The technical file (continued)

- a statement indicating whether or not the device incorporates, as an integral part, a substance, or human blood derivative, referred to in Section 7.4 of Annex I, and the data on the tests conducted in this connection which are required to assess the safety, quality and usefulness of that substance, or human blood derivative, taking account of the intended purpose of the device,
- a statement indicating whether or not the device is manufactured utilising tissues of animal origin as referred to in Directive 2003/32/EC,
- the solutions adopted as referred to in Annex I, Chapter I, Section 2,
- the pre-clinical evaluation,
- the clinical evaluation referred to in Annex X,
- the draft label and, where appropriate, instructions for use.

34

Custom made devices

In the case of custom-made devices, the manufacturer shall follow the procedure referred to in Annex VIII and draw up the statement set out in that Annex before placing each device on the market.

Member States may require that the manufacturer shall submit to the competent authority a list of such devices which have been put into service in their territory.

Custom-made devices are not subjected to CE marking but they must fully comply with the MDD essential requirements.

35

Reprocessing medical devices

At this time, reprocessing of medical devices is not dealt with by the directive and hence it should not be allowed in Europe.

Nonetheless, the problem is emerging and the 2007/47/EEC directive states that:

The Commission shall, no later than 5 September 2010, submit a report to the European Parliament and to the Council on the issue of the reprocessing of medical devices in the Community.

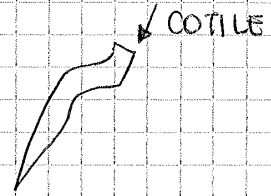
In the light of the findings of this report, the Commission shall submit to the European Parliament and to the Council any additional proposal it may deem appropriate in order to ensure a high level of health protection.

36

1

PROTESI D'ANCA

- rimozione e sost. testa del femore
- articolata su un cotile artificiale



- materiale NON BIOLOGICO
- lungo termine (25-30 anni)
- impiantabile → invasivo
- passiva

CLASSIFICAZIONE: x la REGOLA 8 → **IIb**

- TERMOMETRO CLINICO IIa

2

- TERMOMETRO MERCURIO Im (→ classe I di misura)

CE → x gli aspetti metrologici deve essere
0423 interventuale un ente notificato.

TEMA D'ESAME 8 FEBBRAIO 2013

OK! $R_i = 100 \text{ k}\Omega$

Pop. 7

Un amplificatore differenziale di tipo CF per segnali biologici è collegato ad un paziente tramite elettrodi non polarizzabili, dei quali si conosce unicamente la componente resistiva del modello che ha valore pari a $100 \text{ k}\Omega$. L'elettrodo di riferimento utilizzato è prevalentemente resistivo ed ha valore pari ad $1 \text{ k}\Omega$. Sapendo che il paziente è accoppiato alla rete elettrica da una capacità parassita di 10 pF ed alla terra da una capacità parassita di 1 nF , a) calcolare l'ampiezza del segnale di modo comune all'ingresso dell'amplificatore dovuto all'accoppiamento con la rete elettrica; a tal fine si sappia ancora che la capacità parassita verso terra dell'amplificatore ha valore pari a 100 pF . Sapendo inoltre che l'amplificatore differenziale ha CMRR pari a 88 dB e che le impedenze degli elettrodi di riferimento differiscono del 10% del loro valore nominale b) calcolare ancora l'ampiezza dell'interferenza di rete riferita all'ingresso dell'amplificatore.

OK! Pop. 28

Un elettrobisturi con stadio di uscita isolato (flottante) lavora alla frequenza di $1,5 \text{ MHz}$ ed in modalità di taglio eroga sul paziente, modellizzato mediante un resistore del valore di 200Ω , una potenza di 200 W . Ricavare il valore efficace della corrente che percorre il percorso alternativo attraverso il chirurgo sapendo che il percorso stesso è modellizzabile come la serie di un resistore con resistenza pari a $1 \text{ k}\Omega$ e di un condensatore con capacità di 1 nF e che la capacità parassita verso terra dello stadio di uscita dell'elettrobisturi è pari a 50 pF .

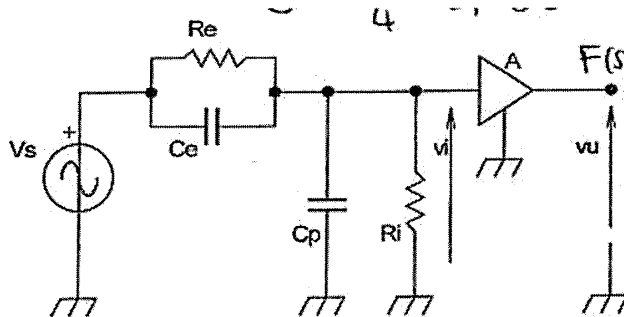
OK! Pop. 25

Descrivere, utilizzando anche disegni esplicativi, come ottenere il valore dell'illuminazione restante con due maschere e cilindro di una lampada scialitica.

TEMA D'ESAME 22 FEBBRAIO 2013

OK! Pop. 22

La figura sottostante riporta la modellizzazione di uno stadio di prelievo monopolare nel quale l'elettrodo esplorante ha un accoppiamento parassita (C_p) con il potenziale di riferimento. Sapendo che R_e e C_e sono relativi ad un elettrodo in Ag-AgCl circolare del diametro di 10 mm ($R_e = 40 \text{ k}\Omega$ e $C_e = 40 \text{ nF}$ per elettrodi della superficie di 1 cm^2) e sapendo inoltre che $C_p = 1 \text{ nF}$ ed $R_i = 100 \text{ k}\Omega$, disegnare il diagramma di Bode approssimato del modulo della funzione di trasferimento $F(s) = \frac{v_i}{v_s}$ e dire se il sistema è adatto al prelievo di segnale elettrocardiografico.



TEMA D'ESAME 6 SETTEMBRE 2013

~~X~~

controllare

Un amplificatore differenziale per segnali biologici di tipo CF, avente resistenza di ingresso pari a $500\text{ M}\Omega$, è collegato ad un paziente tramite elettrodi non polarizzabili, dei quali si conosce unicamente la componente resistiva del modello che ha valore pari a $50\text{ k}\Omega$. L'elettrodo di riferimento utilizzato è identico agli elettrodi utilizzati per il prelievo del segnale.

Sapendo che il paziente è accoppiato alla rete elettrica da una capacità parassita di 20 pF ed alla terra da una capacità parassita di 2 nF , a) calcolare l'ampiezza del segnale di modo comune all'ingresso dell'amplificatore dovuto all'accoppiamento con la rete elettrica; a tal fine si sappia ancora che la capacità parassita verso terra dell'amplificatore ha valore pari a 10 nF . Sapendo inoltre che l'amplificatore differenziale ha CMRR pari a 92 dB e che le impedenze degli elettrodi di riferimento differiscono del 10% del loro valore nominale b) calcolare l'ampiezza dell'interferenza di rete riferita all'ingresso dell'amplificatore separandone le componenti. c) In ultimo si dica se la condizione considerata consente il prelievo di segnale ECG di buona qualità, giustificando la risposta. ?

Pag. 12

~~X~~

Un elettrobisturi con stadio di uscita isolato (flottante) lavora alla frequenza di $1,5\text{ MHz}$ ed in modalità di taglio eroga sul paziente, modellizzato mediante un resistore del valore di 200Ω , una potenza di 300 W . Ricavare il valore efficace della corrente che percorre il percorso alternativo attraverso il chirurgo sapendo che il percorso stesso è modellizzabile come la serie di un resistore con resistenza pari a $1\text{ k}\Omega$ e di un condensatore con capacità di 2 nF e che la capacità parassita verso terra dello stadio di uscita dell'elettrobisturi è pari a 100 pF .

Pag. 30
OK!

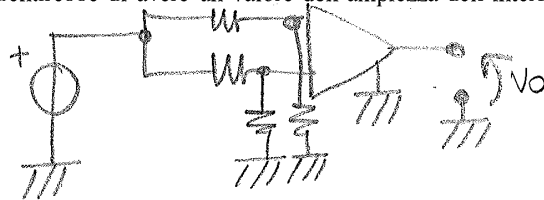
~~X~~

In un locale la rete di distribuzione dell'energia elettrica è protetta mediante interruttore magnetotermico ($I_d = 25\text{ A}$) e nel locale è presente un impianto di terra con resistenza verso terra pari a 10Ω . Indicare il valore della tensione di contatto in caso di perdita di isolamento di un utilizzatore. Sapendo poi che un potenziale infortunato è riferito a terra mediante calzature isolanti con capacità pari a 2 nF (considerando l'effetto di entrambi i piedi insieme), calcolare la corrente che percorrerebbe l'infortunato se toccasse un punto al potenziale di contatto con il palmo della mano (resistenza di contatto pari ad $1\text{ k}\Omega$). Si trascuri la resistenza dei tessuti dell'infortunato. Per un contatto della durata di 2 s l'infortunato è a rischio di fibrillazione ventricolare? L'impianto di terra soddisfa i requisiti normativi? Se i requisiti normativi non dovessero essere soddisfatti come si dovrebbe modificare l'impianto per soddisfarli?

Pag. 11
OK!

Fig. 16
OK!

2) Un sistema per il prelievo di biopotenziali con ingresso differenziale ha un'amplificazione pari a 1000, una resistenza di ingresso R_i pari a $100M\Omega$ ed è alimentato tra $+12V$ e $-12V$. Si intende utilizzare con l'amplificatore una coppia di elettrodi in Ag-AgCl aventi un'impedenza cute-elettrodo il cui modulo, alla frequenza di rete, è pari rispettivamente a $50k\Omega$ e $75k\Omega$. Sapendo che sul paziente è presente una tensione di modo comune di ampiezza pari ad $1V_{eff}$, determinare l'ampiezza dell'interferenza di rete all'uscita dell'amplificatore, nell'ipotesi che quest'ultimo abbia CMRR infinito. Dire inoltre se l'interferenza di rete ha ampiezza tale da causare saturazione dell'amplificatore. Determinare infine il valore della resistenza di ingresso che consentirebbe di avere un valore dell'ampiezza dell'interferenza di rete riferita all'ingresso pari ad $1\mu V_{eff}$.



$$V_{IRN} = \frac{\Delta R_e}{R_i} V_c + \frac{1}{CMRR} V_c \quad V_o = Ad \cdot V_{IRN}$$

$$V_{IRN} = 0,25 \text{ mV} \quad V_o = 0,25 \text{ V} \rightarrow \text{NON SATURA}$$

$$1\mu V \leq \frac{\Delta R_e}{R_i} \rightarrow R_i$$

Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati potranno non essere valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

Bioingegneria elettronica - A

16 febbraio 2012

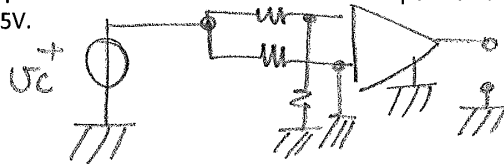
Cognome:

Nome:

Matricola:

Page 4 OK!

- * Un amplificatore per segnale elettromiografico deve lavorare con elettrodi in Ag-AgCl della superficie di 1 mm^2 . Sapendo che elettrodi in Ag-AgCl aventi superficie di 1 cm^2 hanno $R_w = 40 \text{ k}\Omega$ e $C_w = 40 \text{ nF}$, a) determinare il minimo valore della resistenza di ingresso dell'amplificatore che garantisce, quando sul paziente è presente un segnale di modo comune pari ad 1 V_p e lo sbilanciamento tra le impedenze degli elettrodi è pari al 5% del valore della componente resistiva dell'impedenza di elettrodo, un'interferenza di rete riferita all'ingresso di ampiezza minore o eguale a $10 \mu\text{V}_p$. b) Determinare quindi il CMRR necessario perché l'interferenza di rete dovuta all'amplificazione di modo comune non superi quella dovuta allo sbilanciamento degli elettrodi. c) Determinare infine il massimo valore della corrente di polarizzazione dell'amplificatore che consente allo stesso di operare correttamente, sapendo che esso è alimentato tra $+5\text{V}$ e -5V .



$$\frac{\Delta R_e}{R_i} V_c \leq 10 \mu\text{V}_p \rightarrow R_i$$

$$\frac{\Delta R_e}{R_i} \geq \frac{1}{\text{CMRR}}$$

$$I_b \cdot R_e < V_{cc} \rightarrow \frac{V_{cc}}{R_e} = I_b$$

Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati non saranno valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

Req. 38 ✓ OK!

Dopo aver disegnato il banco di misura necessario, descrivere in modo succinto ma completo, la procedura da seguire per realizzare il diagramma a tromba massimo di una pompa di infusione.

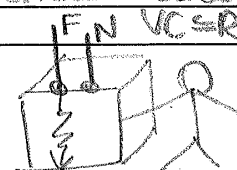
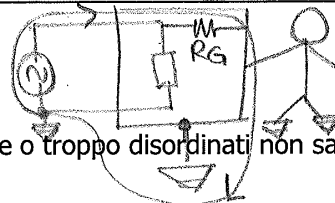
Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati non saranno valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

✘ Spiegare in modo succinto cosa si intende per "macroshock per contatto indiretto" ed indicare le misure precauzionali di tipo impiantistico necessarie per contenere il rischio relativo in modo efficace, spiegandone principi di funzionamento ed eventuali interazioni. Utilizzando uno schema elettrico semplificato, motivare in modo chiaro la risposta.

Il macroshock per contatto indiretto si verifica quando l'infortunato tocca la parte conduttiva di un apparecchio che a causa di un guasto si trova ad essere in tensione, mentre normalmente non lo sarebbe. È uno degli infortuni più frequenti per questo è stato necessario prendere provvedimenti efficaci per scongiurarlo. Le precauzioni da prendere prevedono un interruttore differenziale a monte della linea, unito ad un buon impianto di terra. Di per sé l'impianto di terra sarebbe sufficiente, se non fosse che è molto costoso, richiede manutenzione ed è difficile costruirlo secondo la norma ($V_c \leq 24V$) per questo è buona norma affiancarlo ad un interruttore differenziale con $I_{nominale} = 30mA$. La difficoltà nell'impianto di terra sta nell'aver una V_c bassa, dato che R_t può variare tra i $10 \div 50 \Omega$. Grazie ai differenziali, però, la $I_{MAX} = I_{nominale} (= 30mA)$ e quindi è possibile avere anche R_t grandi, senza necessariamente doverle abbassare con degli schemi che prevedono resistenze in parallelo o strutture particolari, in ogni caso costose. Collegando poi gli apparecchi alla terra, si evita il macroshock perché se anche si dovesse verificare, essendo il contenitore al potenziale di terra, l'infortunato non sarebbe attraversato dalla I perché il potenziale ai suoi capi sarebbe nullo. La corrente percorrerebbe invece la maglia chiusa attraverso la terra. Si preferisce il differenziale al MT perché quest'ultimo non distingue la corrente della linea da quella verso terra, quindi per contenere V_c serve coinvolgere a scegliere una $I_{nominale}$ bassa limitando la potenza erogata dalla linea elettrica. Il differenziale invece interviene solo quando misura una $I_d = I_2 - I_1$ maggiore della $I_{nominale}$.

DISSEGNO DIFFERENZIALE.

L'impianto di terra garantirebbe un potenziale del contenitore pari a 0° se non fosse che i cavi e il disperdimento hanno una propria resistenza indicata con R_t . La norma prescrive $V_c \leq 24V$



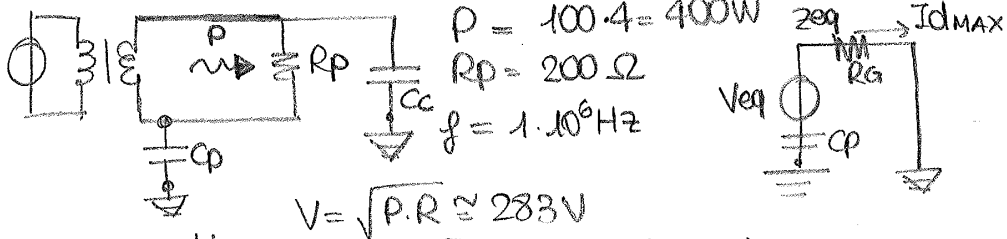
Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati non saranno valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

Pop. 33 ~~X~~ Indicare, in ordine di probabilità decrescente (motivato), le possibili cause di comparsa di ustioni al di sotto dell'elettrodo dispersivo di un elettrobisturi nel corso di un intervento chirurgico della durata di circa 2 ore ed indicare le precauzioni da adottare caso per caso.

Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati non saranno valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

Pag. 31
OK

X) Un elettrobisturi con stadio di uscita isolato eroga una potenza media di 100W su un paziente assimilabile ad un carico resistivo da 200Ω, lavorando in modalità blend con un duty cycle del 25% alla frequenza di 1 MHz. Sapendo che il valore della corrente di dispersione a radiofrequenza, durante la fase attiva del ciclo, nelle condizioni peggiori è pari a 100mA_{eff}, calcolare il valore della corrente che scorre nel chirurgo durante il ciclo attivo dell'elettrobisturi, sapendo che il percorso chirurgo è assimilabile ad un condensatore da 350pF verso terra.

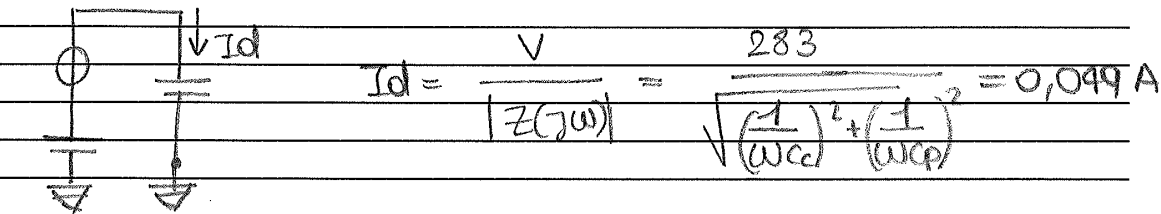


$$V = \sqrt{P \cdot R} \approx 283V$$

$$|Z(j\omega)| = \frac{V_{eq}}{I_{dMAX}} \quad \sqrt{R_g^2 + \left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2} = \frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}$$

$$\left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2 = \left(\frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}\right)^2 - R_g^2 \quad \frac{1}{\omega C_p} = 5656,4$$

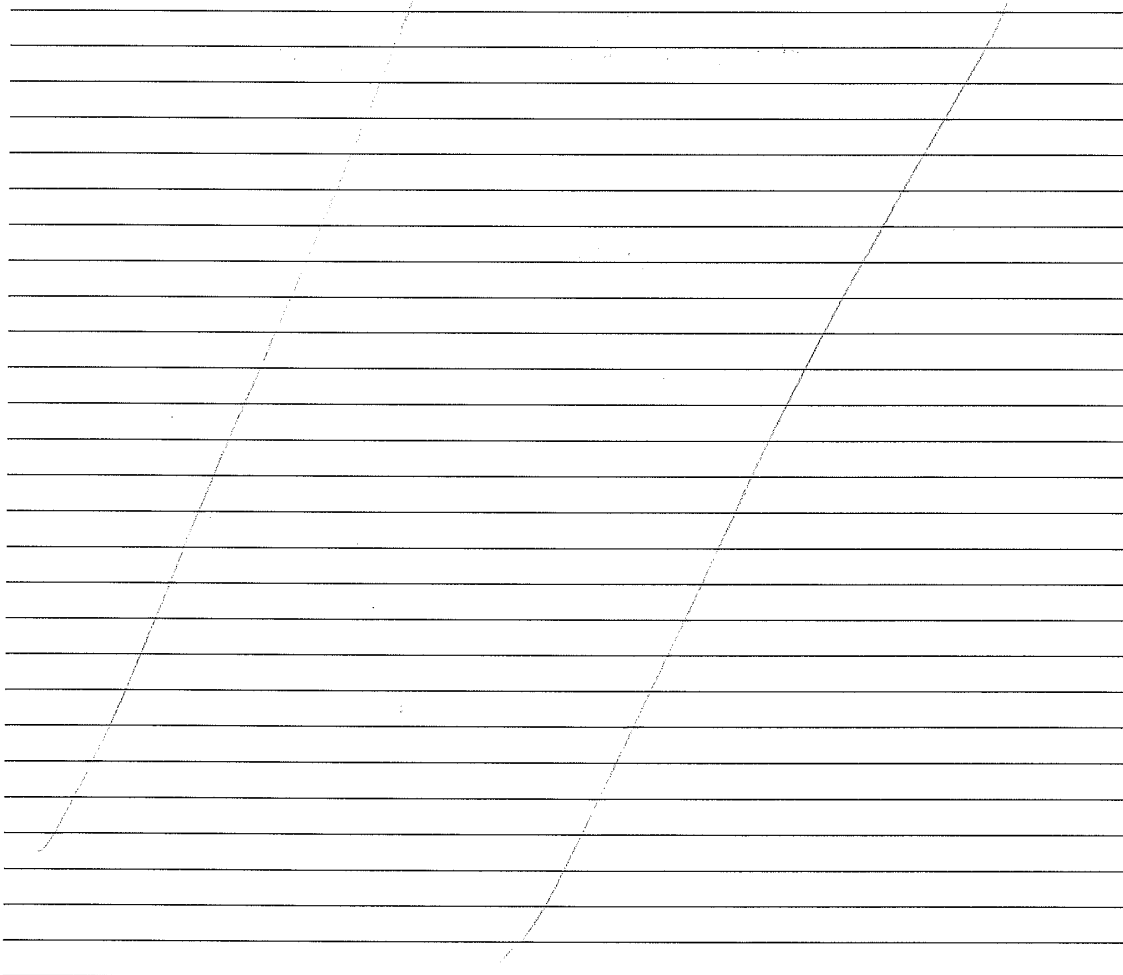
$$C_p = 28,15 pF$$



$$C_{eq} = \frac{C_c \cdot C_p}{C_c + C_p} = 26 pF$$

Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati non saranno valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

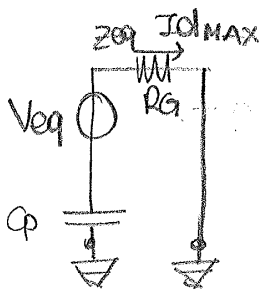
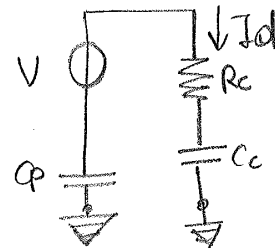
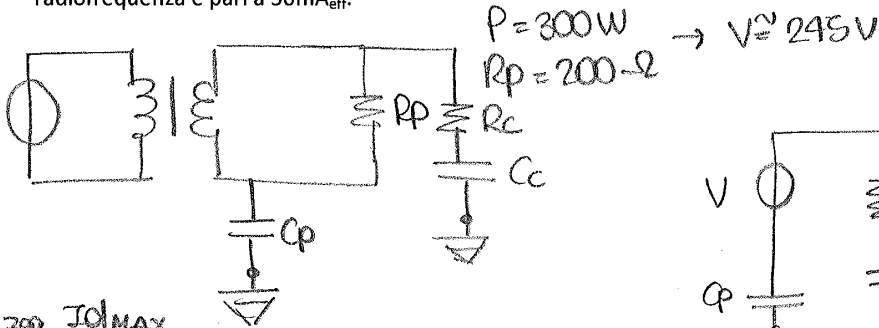
- 3) Disegnare lo schema a blocchi di un emodializzatore in grado di eseguire ultrafiltrazione e commentare brevemente le funzioni di ogni blocco.



Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati potranno non essere valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

Pag. 33

✗ Un elettrobisturi con stadio di uscita flottante lavora alla frequenza di 800 kHz ed in modalità di taglio eroga sul paziente, modellizzato mediante un resistore del valore di 200Ω , una potenza di 300W. Ricavare il valore efficace della corrente che percorre il percorso alternativo attraverso il chirurgo sapendo che il percorso stesso è modellizzabile come la serie di un resistore con resistenza pari a 500Ω e di un condensatore con capacità di 1nF e che, quando l'elettrodo attivo è collegato a terra, mentre l'elettrobisturi continua ad erogare la potenza nominale al paziente, la massima corrente a radiofrequenza è pari a 50mA_{eff} .



$$|Z(j\omega)| = \frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}$$

$$\sqrt{\left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2 + R_G^2} = \frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}$$

$$\left(\frac{1}{\omega C_p}\right)^2 = \left(\frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}\right)^2 - R_G^2$$

$$\frac{1}{\omega C_p} = \sqrt{\left(\frac{V_{eq}}{I_{dMAX}}\right)^2 - R_G^2} \rightarrow C_p = 20,31 \text{ pF}$$

$$C_{eq} = \frac{C_c \cdot C_p}{C_c + C_p} = 19,9 \text{ pF}$$

$$I_d = \frac{V}{\sqrt{R_c^2 + \left(\frac{1}{\omega C_{eq}}\right)^2}} = 0,024 \text{ mA}$$

Gli elaborati scritti in modo illeggibile o troppo disordinati non saranno valutati. Non scrivere sulla facciata posteriore.

DIRETTIVA DISPOSITIVI MEDICI (MDD)

↓
unica imposizione di legge valida per i DISPOSITIVI MEDICI

MDD 93/42

→ 1997 IN ITALIA

→ pubblicata dopo la DIRETTIVA SUI DISPOSITIVI IMPIANTABILI ATTIVI (90/385)

Prima del '90 → ogni stato aveva una legge → NO LIBERO MERCATO DM

Si passa da un approccio PRESCRITTIVO ad un NUOVO APPROCCIO

**RESPONSABILITÀ
NORMATIVI**

↓
la legge specificava ai costruttori quali requisiti dovesse soddisfare

- molto RESTRITTIVO → limitava l'uso della tecnologia
RITARDO TRA TECNOLOGIA e NORMA
(solo negli USA si può mantenere perché ogni 2-3 anni aggiornano le norme)

- RESPONSABILIZZAZIONE DEL COSTRUTTORE
(priva eza sgravato da ogni responsabilità)

- si stabiliscono i REQUISITI ESSENZIALI: devono essere soddisfatti da ogni DM, sono regole generali. Il costruttore può scegliere come dimostrare di averli soddisfatti → PROVE / TEST ed è libero di costruire il DM, l'importante è che soddisfi i RE.

NON È OBBLIGATO A SODDISFARE LE NORME PRESCRITTIVE

Negli anni successivi la MDD 93/42 è stata modificata con nuovi emendamenti:

M1 → 1998

M2 → 2000

M3 → 2001

M4 → 2003

M5 → 2007/47 (in ITALIA nel 2011)

Per commercializzare un D.M → **MARCHIO CE**

↓
nella MDD si spiega come ottenere la marcatura CE ai fini della commercializzazione

↓
devo aver rispettato i **REQUISITI ESSENZIALI**

Ⓢ

DEFINIZIONI

ACCESSORIO: non è un DM, ma serve per far funzionare (cavo + elettrodi elettrostimolatore)
Sono classificati a parte

DISPOSITIVO DIAGNOSI IN VITRO: x analizzare componenti e campioni provenienti dal corpo umano e diagnosticare una malattia (inclusi sangue e tessuti umani)

→ non lo sono se vengono prodotti in serie esato + da adattarsi
DISPOSITIVO SU MISURA: DM costruito su prescrizione di un medico x un unico usufruttuario, con particolari caratteristiche → deve essere richiesto da un professionista o da qualcuno con qualifica professionale **NO CE**

DISPOSITIVO PER INDAGINI CLINICHE: può essere usato solo in un particolare contesto da una figura qualificata. (NO DMM)

Per dimostrare di essere EFFICACE, confronto il DM con dati o test della letteratura, se non \exists dati allora apro UN' INDAGINE CLINICA → redigo un protocollo da presentare al ministero x essere autorizzato ad usare il DM in particolari contesti solo x vederne l'efficacia. Le INDAGINI sono obbligatorie x tutti i DM. Durante le indagini non ho ancora il marchio CE → lo posso ottenere se danno esito positivo. Dimostro che è EFFICACE, se ne esistono già in commercio - faccio delle ricerche bibliografiche in letteratura.

FABBRICANTE: è la persona fisica o giuridica responsabile della progettazione, della fabbricazione, dell'imballaggio e dell'etichettatura prima che sia messo sul mercato a proprio nome, indipendentemente dal fatto che queste operazioni siano svolte da terzi → devono conoscerla (corsi di formazione)
LA MOD è x IL FABBRICANTE

DESTINAZIONE: da essa dipende la classificazione del DM.

Deve essere nell'etichetta (esplicita), nel foglio illustrativo o nel materiale pubblicitario (+ PERICOLOSO x PUÒ ESSERE DISTORTA) → indica le fine e l'uso a cui è destinato il dispositivo secondo le indicazioni fornite dal fabbricante

IMMISSIONE IN COMMERCIO: è la 1° messa a disposizione a titolo oneroso o gratuito di un DM, eccetto quelli x le indagini cliniche → devo avere il marchio CE, altrimenti decadi, non conta che il dispositivo sia nuovo o rimesso a nuova,
→ + persecuzione penale

CLASSIFICAZIONE DM (Allegato IX)

SEMPLIFICANDO:

CLASSE I → intrinsecamente sicuri, no ENERGIA scambiata con il paziente (OCCHIALI)

CLASSE IIa → poca ENERGIA scambiata, ma considerando l'interazione, il paziente è al sicuro (STIMOLATORE NEUROMUSCOLARE)

CLASSE IIb → considerevole ENERGIA scambiata, PERICOLOSO POTENZIALMENTE (elettronisturi)

CLASSE III → considerevole ENERGIA scambiata, PERICOLOSO (valvola cardiaca)

Il fabbricante attribuisce la classe al DM, un ente notificato deve garantire e verificare che sia quella corretta → in caso di disaccordo può intervenire il MINISTERO DELLA SALUTE + MINISTERO SVILUPPO ECONOMICO. Ogni ente notificato ha un numero che compare a fianco del marchio CE.
fabbricante → ente notificato → ministero salute

DURATA

TEMPORANEA: durata CONTINUA < 60 minuti → SIRINGA

A BREVE TERMINE: durata CONTINUA < 30 gg → OCCHIALI

A LUNGO TERMINE: durata CONTINUA > 30 gg → SPIRALE

DEFINIZIONI

- * DISPOSITIVO INVASIVO → penetra parzialmente o interamente il corpo tramite una superficie o un orifizio
- * ORIFIZIO DEL CORPO → qualunque apertura naturale del corpo + bulbo oculare + apertura artificiale permanente come uno STOMA.
- * DISPOSITIVO INVASIVO CHIRURGICO → dispositivo invasivo che penetra nel corpo durante un'operazione chirurgica.
- * DISPOSITIVO IMPIANTABILE → destinato ad essere impiantato totalmente (e rimanere in sede dopo l'intervento) o parzialmente (e rimanere in sede per almeno 30 gg).
- * STRUMENTO CHIRURGICO RIUTILIZZABILE → strumento x qualunque uso, che può essere **III**

MARCATURA CE → deve soddisfare i requisiti essenziali

Ogni dispositivo deve averla, tranne:

- DISPOSITIVI SU MISURA
- DISPOSITIVI PER LE INDAGINI CLINICHE

Deve essere visibile, chiara, indelebile sui dispositivi e sulle confezioni e sulle istruzioni.

CLASSE > IIa → oltre al marchio deve avere anche il codice identificativo dell'ente notificato, cioè deve verificare ciò che il fabbricante dichiara.

Il marchio ha delle dimensioni minime

VALUTAZIONE DELLE CONFORMITÀ

↓
la procedura di ottenimento della marcatura CE dipende dalla classe del DM.

CLASSE I → il fabbricante deve redigere la dichiarazione di conformità richiesta + redigere il FASCICOLO TECNICO.
↓
ALLEGATO 7

CLASSE IIa → dichiarazione di conformità CE richiesta
+

a) procedura relativa alla VERIFICA CE → molto costosa perché prevede un'analisi dei Lotti → ogni lotto è campionato e tutti i campioni analizzati.

VERIFICA CE → alternativa al sistema di qualità

oppure:

b) procedura relativa alla dichiarazione di conformità CE (garanzia della qualità della produzione)
ALLEGATO V ↗
↓
su tutti i prodotti dell'azienda

oppure:

c) procedura relativa alla dichiarazione di conformità CE (garanzia della qualità del prodotto)
ALLEGATO VI ↗
↓

sul singolo prodotto

L'ente non controlla i test, li RICHIEDE SOLO!

IV

SISTEMA DI QUALITA'

- garanzia qualità del prodotto: fascicolo tecnico sulla fabbricazione per un solo prodotto
- garanzia qualità della produzione: fascicolo tecnico sulla fabbricazione per tutta la produzione.
- sistema completo di qualità: fascicolo tecnico per la fabbricazione e per la progettazione.

FASCICOLO TECNICO

↓
obbligo per DM > IIa

Deve comprendere :

- descrizione generale del prodotto e varianti previste
- schemi progettazione, metodi di fabbricazione e schemi delle parti costituenti
- descrizione e spiegazione necessaria x comprendere gli schemi.
- elenco delle norme di prodotto adottate (complete/ parziali) e le soluzioni x soddisfare i requisiti essenziali → CHECK LIST
- risultati delle analisi del rischio (→ come potrebbe danneggiare le persone → si esprime un giudizio di ACCETTABILITA' fascicolo delle analisi del rischio e da tenere aggiornato.) + pericoli in seguito a un guasto
- relazione di prova + eventuali dati tecnici
- indicare se contiene sangue umano / emoderivati
- indicare se contiene tessuti animali
- destinazione d'uso
- istruzioni

X essere completo deve evolvere con il prodotto → altrimenti se ne dimenticano dei pezzi

RICONDIZIONAMENTO (USA)

Il DM viene ritirato dal fabbricante, adattato e restituito. Non è ancora passato l'emendamento per il ricondizionamento nella MOD. → NON È PERMESSO IN EUROPA

Uno stato può ritenere che un DM non sia sicuro e sia da ritirare → può succedere se a livello europeo viene deciso → lo si ritira ovunque xk altrimenti sarebbe ripetibile in un altro stato. Lo stato deve motivare, altrimenti gli possono chiedere i danni.

NORMA COLLATERALE → CEI EN 60601-1-2

Si fanno test x valutare compatibilità [↓] magnetica e disturbi elettromagnetici generati dagli AE ed eventuali malfunzionamenti dovuti a disturbi provenienti da altre sorgenti.

60601-1-2 → compatibilità magnetica, indica test e procedure da adottare

NORMA COLLATERALE → CEI EN 60601-1-4

garantisce il rispetto delle n. di qualità [↑] sistemi [↓] programmabili
Propone una METODOLOGIA DI PROGETTO NUOVA → progettazione strutturata, si alternano test e sviluppo dell'AE che contiene elettronica programmabile x essere sicuri che funzioni

60601-1-4 → sistemi programmabili, metodologia di progetto nuova.

NORME GENERALI

Temi trattati:

- pericoli elettrici/meccanici
- radiazioni eccessive e non volute
- accensione di miscele anestetiche e infiammabili
- temperature eccessive e altri pericoli
- precisione di funzionamento
- funzionamento anormale e prove di questo (deve essere sicuro anche in condizioni di 1° guasto).
- prescrizioni costruttive
- guida generale e motivazioni
- appendici
- biocompatibilità
- interruzione alimentazione
- protezione contro le forme di erogazione.



PARTI APPARECCHIO ELETT.

1 - collegata alle rete (alimentazione, terra di protezione, interruttore interno)

x prelevare corrente

conduttore di FASE (= in tensione rispetto alla terra)
 " di NEUTRO (= potenziale ~ potenziale di terra)

SCOSSA

NULLA

Interruttore di casa → conduttore di fase, quello di neutro è sempre attaccato.

Negli a.e ho bisogno di 2 interruttori

TRASFORMATORE DI ALIMENTAZIONE: (garantisce che il paziente sia isolato dalle linee)

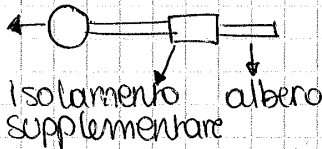
primario legato alle rete

secondario " ad altri circuiti

ISOLAMENTO FONDAMENTALE I.F
tra 1 2

MOTORE → aziona un albero collegato ad un blocchetto → **ISOLAMENTO SUPPLEMENTARE I.S.**
 se cade quello **FONDAMENTALE**

motore



I.F → garantisce un buon funz. non è pericoloso, ma non è totale perché non ho I.S. → paziente in pericolo perché il secondario andrebbe in tensione di rete

Se il caso apparecchi di tipo B

I circuiti applicati al paziente hanno 2 barriere di isolom:

1 - I.F

2 - il secondario è collegato ad un altro trasformatore → **2° I.S.**

Il **isolamento superiore**: il paziente è **FLOTTANTE** rispetto al secondario del trasformatore di alimentazione, è scollegato

Le uscite sono **FLOTTANTI** e la parte applicata ad esse è di tipo **B-F** (+ sicura delle B)

↳ flottante

Le trasf. dell' I.S. alimenta pochi circuiti rispetto al fonda m. di alimentazione → eroga meno WATT, posso farlo molto preciso così mi costa meno che fare meglio quello di aliment.

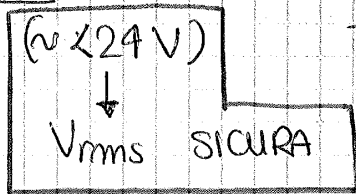
↳ sicurezza del paziente.

La norma prescrive delle prestazioni inerenti alla parte **FLOTTANTE** ①

Trasf. di alimentazione → trasferisce e. elettrica ma primario e secondario sono isolati tra di loro.

(Un po' di τ c'è perché ho una capacità parassita del trasformatore).

Ho bisogno del trasf. ric gli apparecchi lavorano in CONTINUA ed ad una tensione più bassa di quella di rete. ($\approx < 24V$)



Isolo il paziente con il trasf. e faccio funzionare i circuiti con V_{rms} alternata $< 24V$

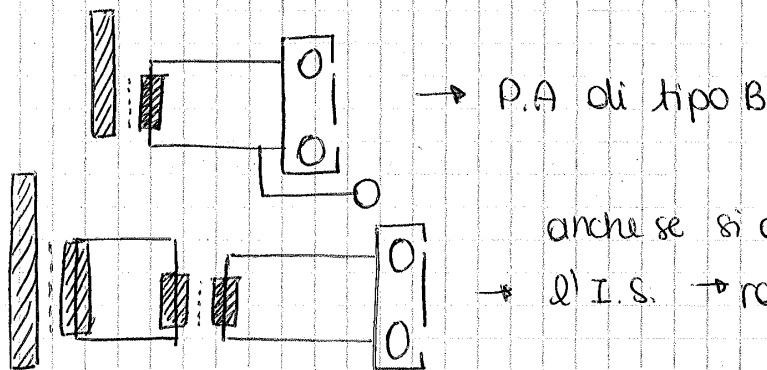
(non sempre si riesce a fare funzionare)

Elettro cardiografo → circuiti con $V_{rms} = 12V$

Parte applicata → parte da posizionare sul corpo del paziente x far funzionare il dispositivo,

e' una parte CONDUTTIVA (metallo non isolato, materiale conduttivo)

L'APPARECCHIO DIVENTA + PERICOLOSO CON DELLE P.A. → sono un veicolo di corrente.



Si ragiona in termini di PROBABILITA'

$$P_1 \rightarrow \text{prob. rottura I.F.} = 10^{-4}$$

nella vita dell'apparecchio, in un lotto di 10'000 apparecchi, 1 solo romperebbe I.F./I.S

$$P_2 \rightarrow \text{prob. rottura I.S.} = 10^{-4}$$

Se i 2 eventi sono considerati INDIPENDENTI, la rottura si verifica in entrambi solo: $P_{\text{tot}} = P_1 \cdot P_2 = 10^{-8}$ → P. CONGIUNTA BASSA ②

realta': il 2° non e' in cascata con il 1° ma attraverso un circuito che lo pilota a una $f > 50\text{Hz}$ (oscillatore)

↓
C_{PF} può essere miniaturizzato ancora di più

↓
 $I_d \ll$, $C_{PF} \ll$

↓
μA non hanno effetti sul corpo umano correnti ancora + piccole

P.A tipo F:

✓ ① aumento sicurezza paziente (non si possono guastare insieme)

✓ ② riduco I_d dal secondario di trasf. a terra. il corpo umano non patisce le f elevate!

I_d nel paziente

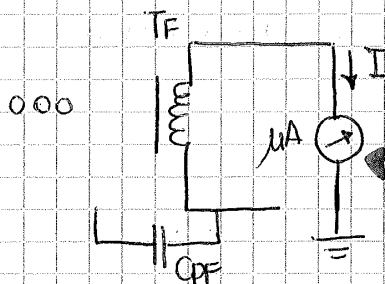
P.A - BF	<	100	μA
P.A - CF	<	10	μA

"dalla connessione paziente verso terra" → apparecchio con circuiti al secondario collegati con morsetti al paziente che portano I che si scarica a terra

I_d dipende da come ho fatto bene il secondario di TF.

(Nel peggiore dei casi ho $I_d = \omega C_{eq} V \rightarrow$ caso di c.c.)
 $I_d \text{ MAX}$

MISURARE I_d



NON basta il microammetro, bisogna tenere conto della risposta del corpo all'attraversamento delle correnti. → FILTRO descritto

dalla norma.

uso un microammetro il cui valore e' da correggere, minore di quello di questo

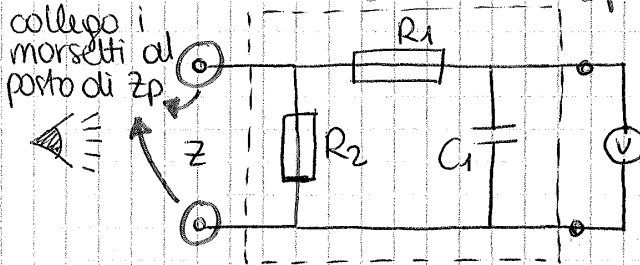
③

Nota E e Z_p posso conoscere la I_dMAX (se Z_p=0)

conosco ma il caso peggiore è troppo generale

devo conoscere anche Z_p

CIRCUITO CHE SIMULA Z_p



→ applico un voltmetro a valore efficace con certe caratteristiche:

$$\begin{cases} R_i \geq 1 \text{ M}\Omega \\ C \leq 150 \text{ pF} \end{cases}$$

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

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

$C_1 = 15 \text{ nF}$

VOLTMETRO
condensatore in //

→ IDEALE → $R_i = \infty$
→ REALE → $R_i \neq \infty$
 $C \neq 0$

→ R_i almeno $100 \cdot R_1$ e $C < 100 C_1$

con' provocherà una variazione sulla misura di solo 1%
NON INTERFERISCE

Il circuito funziona x qualunque frequenza:

in CONTINUA: $C_1 = 0 \rightarrow \text{c.a}$

$R_2 \parallel (R_1 + R_i)$

il paziente equivale a $R_2 \sim 1 \text{ k}\Omega$

(i.e. // di 2R con una « dell'altra ~ quelle + piccole)

se collego ai morsetti un generatore di 1V (continua)

$I_d = \frac{1V}{1k\Omega} = 0,001 \text{ A} = 1 \text{ mA}$

Facendo scorrere 1mA in R_2 ,

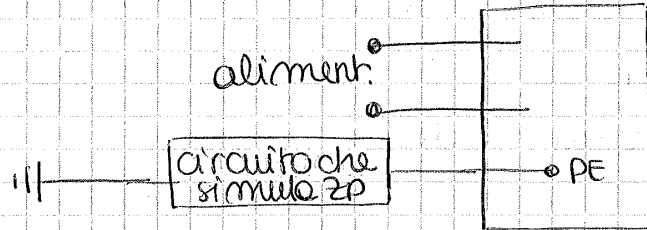
1 V → 1 mA

2 V → 2 mA

0,5V → 0,5 mA

Il Voltmetro misura una tensione = 1V

X misurare la I_d verso terra, si alimenta l'apparecchio e si introduce il misuratore lungo il cordone di protezione (IN SERIE)



↓
misura la I_d che attraverserebbe il paziente se toccasse

$I_{dep} < 5\text{mA}$ (efficaci) in CONDIZIONI NORMALI } RETE DIRETTA
RETTE INVERTITA

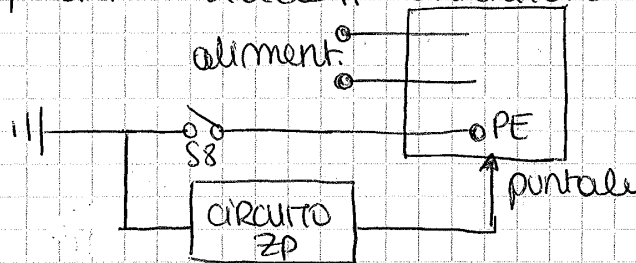
1° guasto → apertura collegamento del neutro (S1)
Faccio le misure con S1 aperto sia in rete diretta che in rete inversa → i valori possono cambiare e considero il caso con corrente maggiore.

→ 2 misure per
 ↗ C. NORMALI
 ↘ 1° GUASTO
 $I_{dep} < 1\text{mA}$ (1° GUASTO)

I_d VERSO TERRA

(contenitore) metallico → I_{dc}

Se il paziente tocca il contenitore metallico



misura in COND. NORMALI (2 casi) + 1° guasto (2 casi)

1° guasto → apertura neutro / apertura PE (S8)

in $I_{dc} \cong 0\text{mA}$ → perché dovrebbe essere collegato a terra

⑤

Se il paziente è tutto allo stesso potenziale, la corrente che lo attraversa non fa nulla.

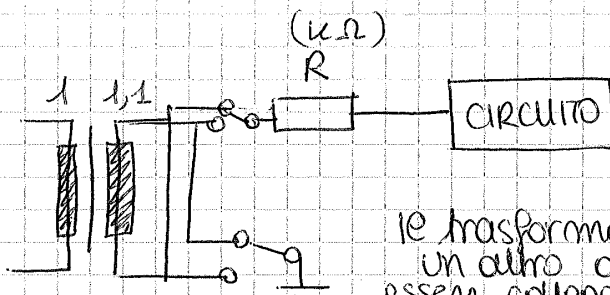
Ma se il paziente è collegato ad un altro apparecchio che inietta correnti, il primo a cui era collegato diventa un passaggio verso terra e la corrente diventa pericolosa.

→ TENSIONE applicata solo

Parti applicate F

Si deve collegare il circuito Zp ad un trasformatore

1:1,1 che riceve una tensione → aumento del 10% la tensione di rete



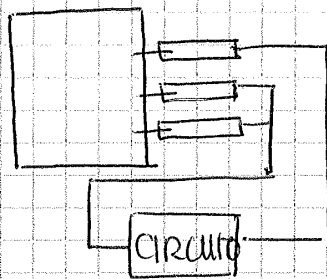
mi servo le correnti di dispersione dovute alle parti applicate messe in tensione.

Il trasformatore 1:1,1 simula un altro apparecchio che potrebbe essere collegato al paziente e che potrebbe generare delle correnti attraverso al paziente stesso

R serve xk se mentre misuro tocco il circuito Zp mi fa da protezione e protegge anche il trasformatore

CORRENTE AUSILIARIA

scorre nel paziente x far funzionare l'apparecchio (continua/alternata)



Ia scorre tra le parti applicate

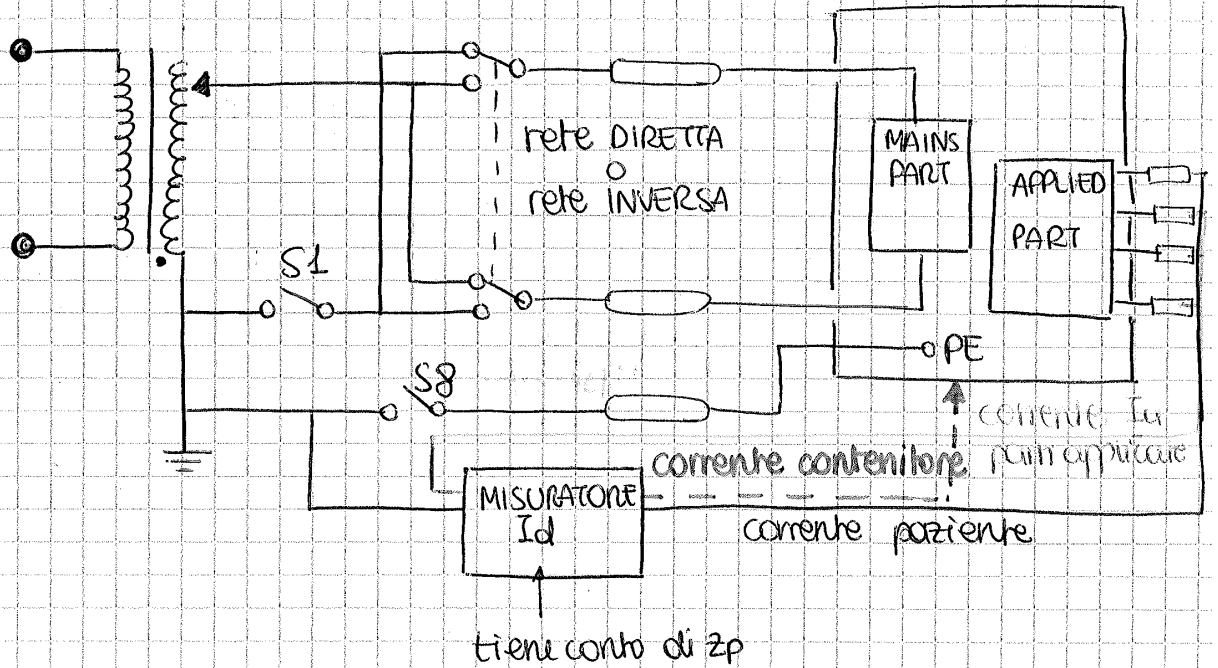
devono essere misurate tra una p.a. e tutte le altre

- NORMALE FUNZIONAMENTO
- 1° GUASTO

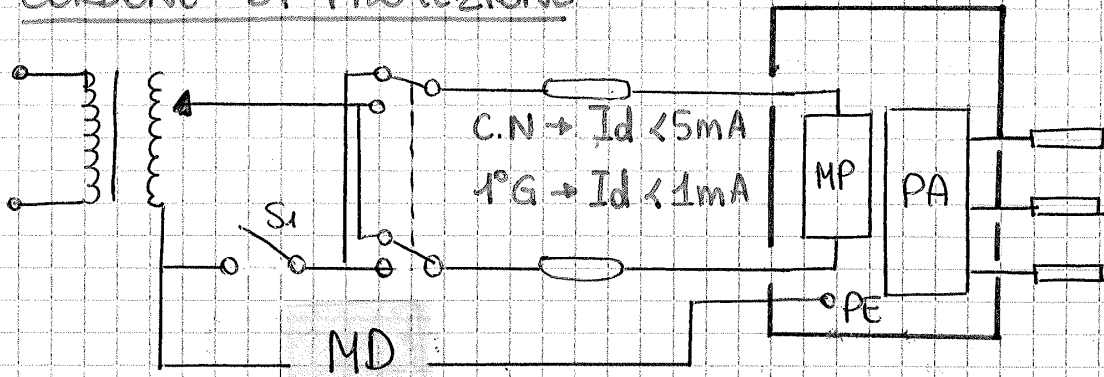
Ia dipendono dal dispositivo (alternate/continue e a $f \neq 50\text{Hz}$, non sono collegate alla rete) → corpo sensibile in maniera \neq .

ALIMENTAZIONE + DISPOSITIVO + MISURATORE

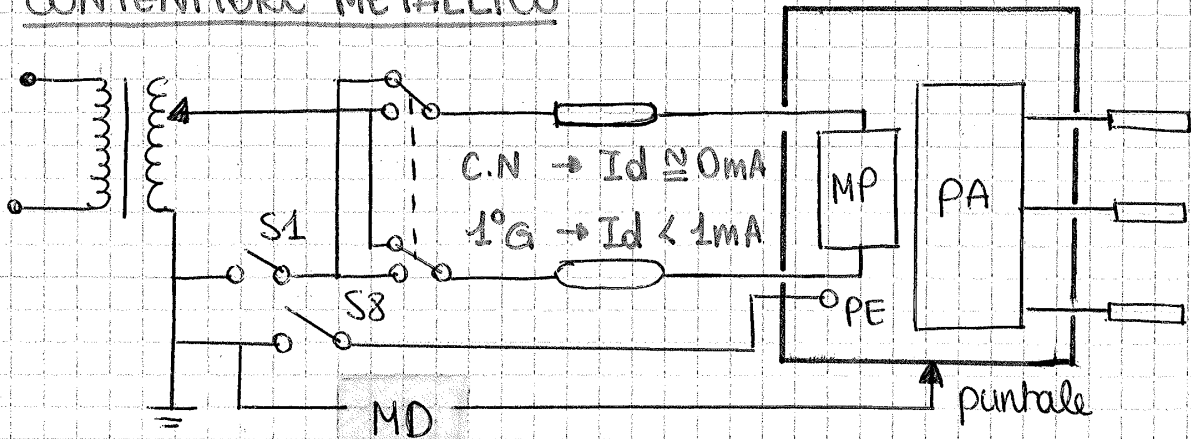
CASO GENERALE



CORDONE DI PROTEZIONE



CONTENITORE METALLICO



SICUREZZA ELETTRICA

Cosa succede al corpo se percorso da corrente?

Se $>$ di certi valori \rightarrow problemi gravi

\rightarrow ELETTROCUZIONE: corrente attraversa il corpo e gli effetti variano a seconda:

- 1 - intensità corrente (valore efficace)
- 2 - tipo corrente (continua/alternata \rightarrow frequenza)
- 3 - durata esposizione
- 4 - percorso che segue nel corpo

EFFETTI

- riscaldamento tessuti attraversati



USTIONI

- conseguenze sui tessuti eccitabili



CUORE + SIST. NERVOSO

compromette la generazione dei potenziali
 \times il movimento dei muscoli scheletrici
(si può morire soffocati senza che il cuore sia danneggiato)

Si rimane "ATTACCATI" perché i muscoli si contraggono e non si riesce a muovere la parte a contatto con la corrente

\rightarrow tetanizzazione muscoli \rightarrow aumenta la durata di esposizione

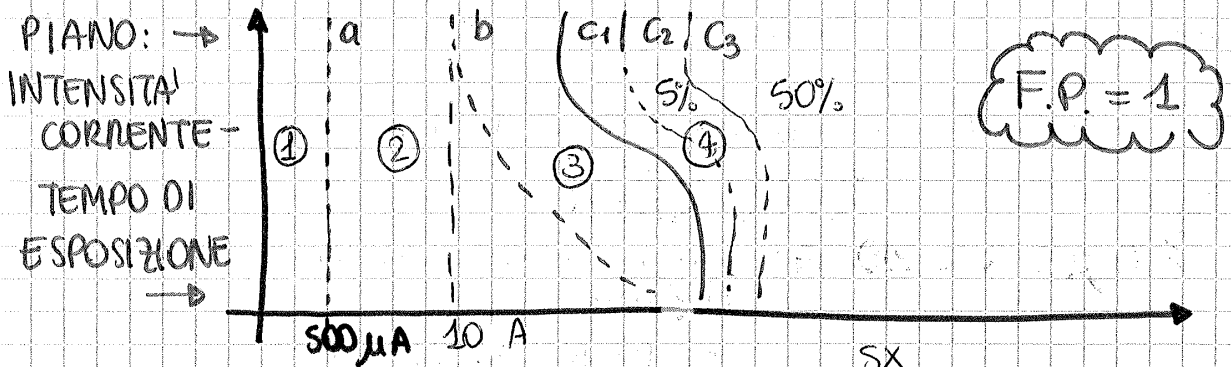
FREQUENZA

\rightarrow minimo valore di corrente percepito

curve sensibilità: rappresentano \times ogni f la i minima che una certa % della popolazione può avvertire

Tutti \rightarrow 10 mA

alcuni \rightarrow 1 mA



PERCORSO MANO-MANO ○ PERCORSO MANO/PIEDE → RIFERIMENTI + COMUNI

① $10 \mu A < x < 500 \mu A$

- NO PERCEZIONE, MINIMO percepito 1,5 mA
- INDIPENDENTEMENTE DALLA DURATA
- SICUREZZA GARANTITA

② $500 \mu A < x < 10 mA$

- RELATIVA SICUREZZA, reazioni non pericolose dal pto di vista fisiologico
- AUVERTENZA I, contrazione pochi muscoli scheletrici
fino a 200 mA, se breve, → SICURA
MAX = 500 mA ma x brevi durate
Per rimanere in sicurezza relativa, le E possono essere elevate ma di breve durata.

③ $b < x < C_1$

- RISCHIO + ELEVATO, effetti pericolosi ma REVERSIBILI:
 - alterazione ritmo cardiaco durante l'elettrocuzione
 - contrazioni muscoli
 - difficoltà respiratorie
 - arresto cardiaco durante l'elettrocuzione
- possibili USTIONI se durante il tempo di esposizione

④

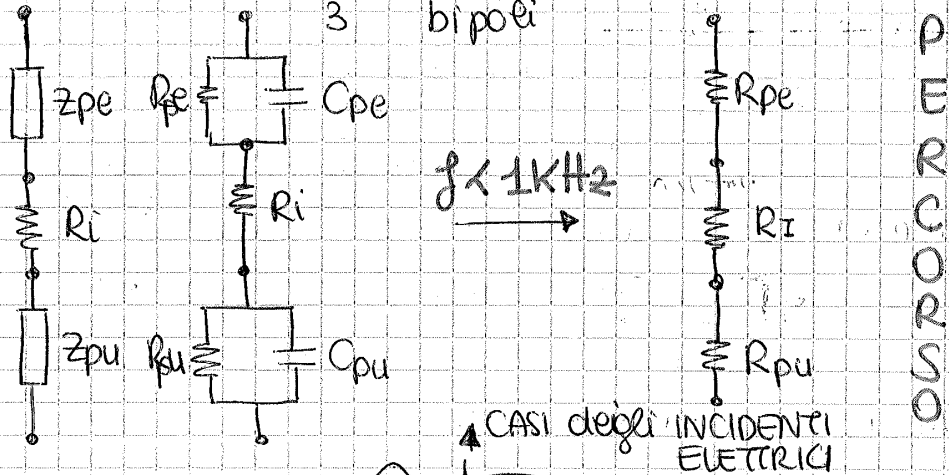
- MOLTO PERICOLOSA, fibrillazione ventricolare = aritmia che riduce l'efficienza del cuore x la sopravvivenza del soggetto, non si risolve da sola
- probabilità di morte se non lo si interrompe con tecniche o defibrillatore

C₂, C₃ → probabilità di fibrillazione e' al di sotto del 5% → ⑧

IMPEDENZA DEL PERCORSO NELL'INFORTUNATO

x fare le modellizzazioni
PARAMETRI GENERICI, ma sono da valutare per non trovarmi
al limite di 2 regioni → PERICOLOSO

PTO ENTRATA → CORPO → PTO USCITA
3 bipoli



$C_{pe} - C_{pu} \ll \rightarrow$ trascurate se $f < 1 \text{ kHz}$, la corrente segue il percorso resistivo.

$f > 1 \text{ kHz} \rightarrow$ tanto più I aumenta, tanto più passa per C_{pe}, C_{pu}
Inoltre la I in questo caso sarebbe meno pericolosa!
avrebbe solo effetto termico

R_i = resistenza dei tessuti → NON LINEARE

dipende dalla TENSIONE
↓
R

25V tensione contatto → (5%) 1750 Ω

(50%) 3250 Ω

(100%) 6100 Ω

solo il 5% delle popolazioni può avere una R più bassa e quindi solo il 5% delle pop. può avere una I più alta.

$$I = \frac{V}{R} = \frac{25}{1750}$$

R diminuisce con l'aumentare della TENSIONE

220V → $R = 1000 \Omega$

valore asintotico → 650 Ω

⑨

Esempio:

$$R_p = 1550 \Omega = R_{pe} + R_I + R_{pu}$$

$$R_{pe} = 1 \text{ dito} = 1 \text{ cm}^2 = 1000 \Omega$$

$$R_I = 500 \Omega \quad (\text{mano} - \text{piedi})$$

$$R_{pu} = \text{piedi} = 50 \Omega$$

→ se tocco con un dito

• se Scontatto = 1 cm^2

$$I_p = \frac{220V}{1550 \Omega} = 142 \text{ mA}$$

a seconda delle durate
potranno in regione 2-3-4.

X studio dell'USTIONE considero POTENZA DISSIPATA

$$R_{pe} > R_{pu} \rightarrow P_d = R_{pe} \cdot I^2 = 0,14^2 \cdot 1000 \Omega = 20W$$

$$S_p = \frac{P_d(W)}{S(\text{cm}^2)} = \frac{20W}{1 \text{ cm}^2} = 20W/\text{cm}^2$$

possono provocare
già un'ustione!

→ se tocco con la MANO → $R_{pe} < R_{pu}$, $R_{pe} = 10 \Omega$ → $\frac{1000 \Omega}{100 \text{ cm}^2} = 10 \Omega$

$$S_p = \frac{P_d(W)}{S(\text{cm}^2)} = \frac{1,5W}{100 \text{ cm}^2}$$

Non fanno
niente

$$I_p = \frac{220}{560 \Omega} = 0,39A \approx 400 \text{ mA}$$

aumenta la pr.
di fibrillazione

$$P_d = R_{pe} \cdot I^2 = 0,39^2 \cdot 10 = 1,5W$$

Se indossa le scarpe, $R_{pu} = C_{scarpe}$, esce da un percorso
capacitivo, non resistivo.

diventa un possibile INNESCO.

* QUANTA I in un CONDUTTORE \rightarrow non $+ di SA/mm^2$

* CAVI $2,5mm^2 \rightarrow$ POTENZA 3 KW

Se in casa si richiede $+ potenza \rightarrow$ CONDIZIONE DI SOVRACCARICO

- se dura poco: non ha conseguenze gravi

- se dura tanto: surriscaldamento, danneggiamento, pericolo incendio

CORTO CIRCUITO \rightarrow fase + neutro si toccano $\rightarrow I$ aumenta a dismisura \rightarrow SURRISCALDAMENTO

\rightarrow INTERVIENE L'AUTOMATICO:

INTERRUTTORE MAGNETO-TERMICO

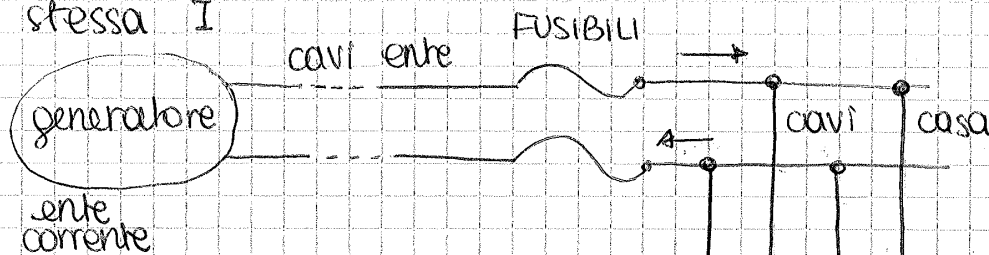
Interviene interrompendo la I se diventa $>$ di un certo valore.

dispositivo di INTERRUZIONE

Al posto del magnetotermico esisteva: FUSIBILE o valvole

* **FUSIBILE**: 2 cappucci di metallo ai lati di un tubetto in vetro (isolante) con all'int. un conduttore metallico (lega che fonde a basse $T \sim 200^{\circ}-400^{\circ}C$)

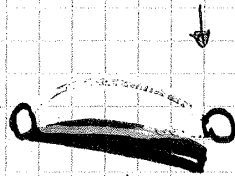
Il F. è in serie ai cavi \times erogare la I . \rightarrow percorso dalla stessa I



F. si fondono se $I >$ di un certo valore \rightarrow cessa la I .



La lam. superiore si allunga + di quella inf se si scaldano



10-20 secondi di intervento

si incurva → si stacca il contatto

Inserisco una MOLLA DI RICHIAMO che è attivata dalle lamina bimetallica quando è percorsa da I e si surriscalda. → agisce su un gancio che quando si stacca apre il circuito.

MECCANISMO TERMICO

Se il sovraccarico è eccessivo, l'interruttore deve intervenire molto rapidamente

ELETTROMAGNETE
percorso dalla stessa I della lamina genera un campo mag. che attira a sé l'ancora di appoggio se il sovraccarico è importante → si sgancia la lamina

MECCANISMO MAGNETICO

10-20 ms di intervento

MECCANISMO ARCO ELETTRICO:

se la lamina si stacca dal polo, si genera una SCINTILLA che provoca ionizzazione dell'aria nel suo intorno → e la I continua a scorrere nell'aria ionizzata.

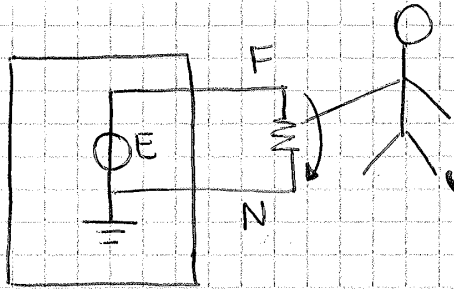
Interruttore aperto, ma I scorre → non si può fare nulla con il circuito.

Quindi se ho $> I$ devo garantire che non si formi o di riuscire a spegnere l'arco elettrico → INTERRUZIONE molto COMPLESSO nella struttura

I di INTERRUZIONE ^{I_{MAX}} che il magnetotermico riesce a interrompere in modo sicuro → $\sim 1000-2000 A$

MACROSHOCK

x contatto DIRETTO



normalmente
Tocca una parte in tensione (F)
in una cabina elettrica

MANUTENTORE / OPERATORE

x il deve toccare parti in tensione

PRECAUZIONI: formazione personale addetto

trasp. per isolamento (T.I.)
Interf. differenziale

INT. DIFFERENZIALE (protezione parziale)
(di solito unito al magnetotermico)

Se un intervento sulla rete elettrica può essere fatto senza usare UTENSILI → lo possono fare TUTTI

Personale addetto se deve usare uno strumento, anche solo un cacciavite.

Se si agisce su una parte in tensione, deve raggiungerla con degli strumenti, quindi il macro shock riguarda operatori specializzati.

se ho un T.I. → rende impossibile il macroshock x contatto diretto → mezzo di prevenzione
NON USATO IN OPERAZIONE

Int. differenziale: interrompe la I se avverte una I di dispersione > di una soglia, impegna 10-20mA, in cui la I può scorrere nell'fortunato → limite la durata di esposizione → NON è una protezione totale!

Se la I è molto elevata → REGIONE 4 → FIBRILLAZIONE

MACROSHOCK

x contatto indiretto

Infortunio + frequente! → l'fortunato tocca una parte conduttrice che normalmente NON è in tensione, ma lo è a causa di un guasto.

1° causa di infortunio elettrico { ospedali e/o industriale domestico

Evento critico perché si può esporre il paziente al rischio di microshock se lo si tratta con \neq dispositivi contemporaneamente, o lo si mette in deter. ambienti.

|| UNA CERTA COMBINAZIONE DI AMBIENTE E DISPOSITIVI ||
 può generare MICROSHOCK

PRECAUZIONI

* **MACROSHOCK X C. INDIRETTO** → deriva da un guasto → si può evitare con delle precauzioni di tipo impiantistico.

DEVO AVERE:

- 1) impianto di terra efficiente → suff. da sola, ma Δ nelle case
- 2) interr. differenziale a monte dell'utilizzatore

La messa a terra è suff., ma non sempre è nelle case:

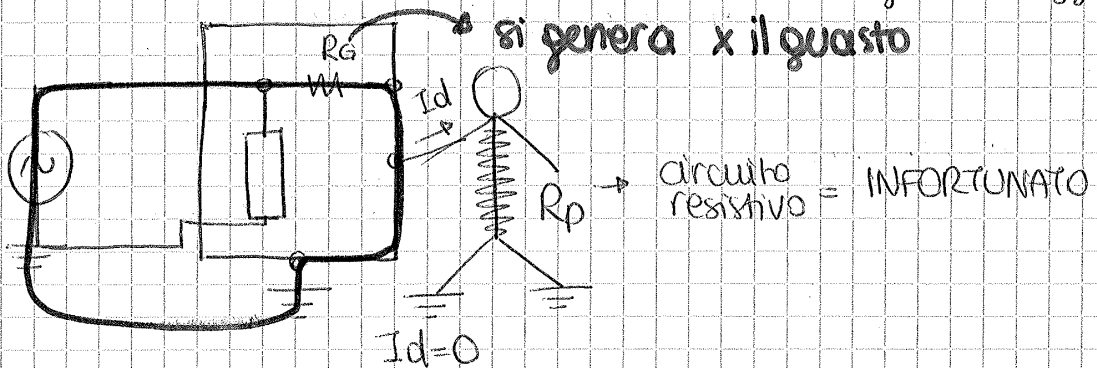
- COSTOSO

non era obbligatorio x legge

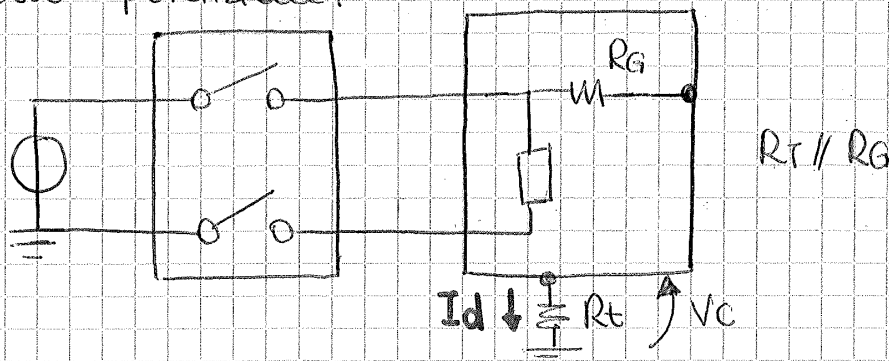
- DURATURO (quanto l'edificio) → richiede manutenzione e gestione

↓
 DIFFICILE GESTIONE

Con l'interr. posso avere degli imp. di terra anche meno precisi → di venivano meno costosi → obbl. pat. x legge.



Mettendo a terra il contenitore, la corrente scorre nella maglia chiusa e $I_d = 0$, non passa x l'infortunato perché ai capi di R_p non c'è d.d.p. → sono allo stesso potenziale.



Se R_t è il percorso da $I_d \rightarrow$ il contenitore non è a terra
 e $V_c =$ tensione di contatto

$$V_c = R_t I_d$$

La R del generatore (R_t) è trascurabile ($m\Omega$)!

$$V_c = 220 \cdot \frac{R_t}{R_t + R_g} \quad (\text{partitore di corrente})$$

R_g aumenta $\rightarrow V_c$ diminuisce

Non lo posso usare perché R_g dipende dal guasto che si deve ancora verificare e non lo conosco.

CASO PEGGIORE \rightarrow corto circuito $\rightarrow R_g = 0$

$V_c = 220V =$ alla tensione di fase

$I_d = \frac{220}{R_t} \rightarrow$ è come toccare la FASE se tocco il mobile

Interruttore di solito CHIUSO, si apre x interrompere I .

V_c è piccola se I_d è al di sotto di certi valori.

Es: $R_t = 1\Omega$
 $I_d < 16A \rightarrow V_c < 16V$

Devo limitare $I_{d\max}$ che può scorrere a terra

posso usare un interr. MAGNETO TERMICO (anniso)

\rightarrow usato x evitare i sovraccarichi a valle non per limitare $I_{d\max}$.

ESEMPIO:

Se l'impianto erogava 3kW

MT $I_n \approx 16A$

x essere protetti da MAGGIORAZIONE DIRETTA/INDIRETTA

$V_c \leq 24V$ dalla norma
 ma non prescrive il valore di R_t

Se mi si mette un po' a togliere la corrente ai dispositivi, il tempo dipende dal sovraccarico

ne l'intervallo di tempo e' come se non ci fosse!
NEL PERIODO TRANSITORIO calcolo una $V_c \neq$ da quella che considero, x ki passa una $I > I_n \rightarrow$ la norma richiede che non sia considerato questo momento come possibile momento di contatto diretto e quindi macroshock.

60601

Gli apparecchi elettromedicali sono divisi a seconda dell'isolamento dalla linea elettrica

1 - CLASSE 1 \rightarrow DOPPIO ISOLAMENTO X LE PARTI APPLICATE

2 - CLASSE 2 \rightarrow DOPPIO ISOLAMENTO DI SICUREZZA

3 - CLASSE DI APPARECCHI CON ALIMENTAZIONE ENTRACONTENUTA

* CLASSE 1:

1) La separazione dei circuiti e delle PA e' ottenuta con un

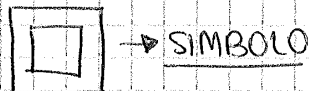
IF (e un I.S.) \rightarrow CF/BF
 \rightarrow isola le parti applicate dal 2°

contenuti in contenitori metallici / plastica


Devono essere collegati a terra

* CLASSE 2:

2) apparecchi con doppio isolamento ^{di sicurezza} rispetto ai collegamenti alla rete elettrica \rightarrow 2 BARRIERE DI ISOLAMENTO



Possano essere collegati a terra

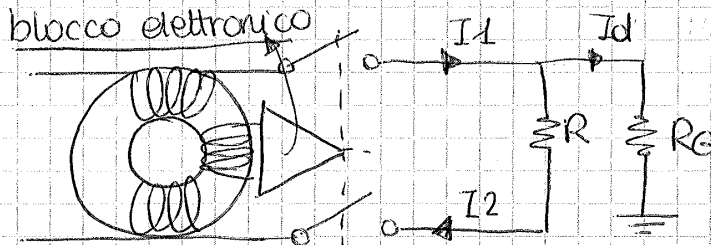
(Es: alimentatore computer \rightarrow la spina ha solo 2 morsetti, manca quello di terra \rightarrow 

* CLASSE ALIMENTAZIONE ELETTROCONTENUTA

3) apparecchi con una fonte elettrica interna e sfruttano quella \rightarrow non possono essere collegati alla rete elettrica

La ricarica dell'eventuale batteria puo' avvenire solo togliendo e spostando la batteria.

+ SICURI, ma anche la batteria puo' generare I_d a cause di accoppiamenti capacitivi.



NUCLEO TOROIDALE CON 3 avvolgimenti → **x interr. diff. ad ALTA SENSIBILITÀ**
 → 2 x I_1 e I_2
 → 1 x avvolgimento ESPLORANTE ($I_1 - I_2 \sim 10 \text{ mA}$)

se ho un guasto, ai suoi estremi si genera una f.e.m. (prop. a I_d) che se supera certi valori, fa sganciare l'ancoretta.

se $I_d < 10 \text{ mA}$, anche x tempi lunghi, vengono avvertite, causano problemi, ma non FIBRILLAZIONE
 → **CORRENTI SICURE** → (ZONA 2)

DI NORMA INT. DIFFERENZIALI DA 30mA

↳ no MACROSHOCK per contatto indiretto (al max in REGIONE 3)

CLASSIFICAZIONE corrente di intervento 10mA - 30mA
 possono essere - sensibili: 100mA - 300mA - 1A
 ↓
 non proteggono dal macroshock (x altri scopi)

- tipo AC
- tipo A
- tipo S

SONO OBBLIGATORI IN TUTTE LE CASE! (dal 1971)

tipo AC → (alternate current) x I_d alternate, lente o rapide.

↓
 + frequenz

tipo A → se ho alimentatori di tipo INVERTER che producono I_d (componenti) pulsanti e unidirezionali (non sentite dal tipo AC)

tipo S (slow) → di tipo A o AC ma ritardati se intervenissero subito causerebbero problemi x bisogna riarmarli.

Dal pct di vista della terra, l'impianto non varia, però $I_{d \text{ max}}$ è dell'ordine dei mA (\neq MT) e quindi

INT. DIFFERENZIALE → "SALVA VITA"

PROTEZIONE MICROSHOCK

SOGGETTI IN PERICOLO:

- muscolo cardiaco accessibile
- portatori di catetere conduttivo e cannula per infusione

CAUSE:

- altri apparecchi collegati al paziente che possono disperdere I sul paziente che si può chiudere a terra tramite il catetere, se è riferito a terra.
- soggetto viene a contatto con un potenziale \neq da quello del catetere che ha una certa impedenza
→ SCORRE I_d

Tutte le superfici nell'intorno del paziente dovrebbero essere allo stesso potenziale.

- apparecchio collegato al catetere disperde I_d

SOLUZIONI:

- a) se si usa un apparecchio CF → $I_d < 10 \mu A$
quindi non genero MICROSHOCK (ho bisogno di 100mA)
- b) **EQUIPOTENZIALITA'** masse metalliche nello SPAZIO-PAZIENTE → da regolare a livello di impianto

NORMA prescrive che lo strumento collegato al catetere dovrebbe essere CF, ma si preferisce che anche tutti gli altri lo siano.

I_d (nel catetere) $\geq 100 \mu A$ → PERICOLOSA

$I_d < 10 \mu A$ → SICUREZZA (no fibrillazione)

$100 \mu A$ in d.d.p (dato che $Z_{\text{CATETERE}} \sim 1 K\Omega$, quasi totalmente RESISTIVA) → $p_e \Delta V = 100 mV$ PERICOLO!

$$I_d = 1A$$

$$\Delta V_{N3-N4} = 70mV \rightarrow \text{vicino a } 100mV \text{ (troppo pericoloso)}$$

I nodi non si possono spostare nella stanza.
- Posso aumentare la sezione del cavo.

$$\text{se } A = 4mm^2 \rightarrow \Delta V_{N3-N4} = 45mV$$

- Diminuire I_d delle altre stanze \rightarrow inserisco nelle stanze un DIFFERENZIALE a 30mV. \rightarrow se i dispositivi avessero $I_d > 30mV \rightarrow$ interviene, anche contro i macroshock e eviti che arrivino I_d grandi alle stanze vicine.

La norma non indica la MAX I_d in R_w , ma il conduttore deve essere una barra rettangolare di dimensione MINIMA 20mm².

$$\rightarrow R_w \sim 10m\Omega \quad \text{SOLUZIONE } \uparrow$$

$$\text{se } I_d = 1A / 100mA$$

$$\Delta V = 10mV / 1mV$$

Ogni apparecchio ha una I_d ($< 5mA$) lungo il cordone di protezione.
CASO PEGGIORE

$$\text{se } I_{d1} = 0 \rightarrow \Delta V_{2-3} = I_2 \cdot R_{w2} = 5mA \cdot 10m\Omega = 50\mu V$$

ΔV_{2-6} = aumenta perché ho le I_d di ogni dispositivo se le ha.

L'anello è possibile se il conduttore rettangolare ha

dim. adeguate $\rightarrow \Delta V \leq 1-2mV$ a causa delle I_d di ogni dispositivo attraverso il cordone di protezione.

Diffetti:

- DIFFICILE REALIZZAZIONE: dimensioni cavo, anello deve essere visibile x vedere che non si danneggia

↓
costoso

- I_d delle apparecchiature si somma a quelle altre presenti. ΔV aumenta spostandosi lungo l'anello.

SI FACEVANO IN PASSATO!

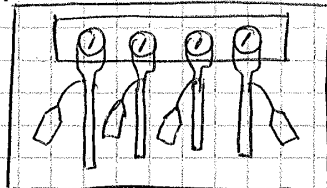
PREVENZIONE MICROSHOCK

1 - equipotenzialità masse metalliche e dispositivi
(anello / nodo equipotenziale)
↓
usabile ovunque

2 - usare strumenti di tipo CF

INT. DIFFERENZ. / MT / TRASF. ISOLAMENTO
NON servono

aspetto del nodo equipotenziale



(giallo-verdi)

Ogni cavo è collegato con 1 vite
e con un cartellino.
Devo poterli staccare se ho
bisogno.

SUDDIVISIONE LOCALI MEDICI

x pericolosità elettrica crescente (MACROSHOCK c.d. intubi)

GRUPPO 1

- camera degenza (ricovero pazienti)
- amb. medico B (no elettrom. o cuq senza PA)

GRUPPO 2

- amb. medici A (EM con PA ma non si pratica anestesia generale)

- il paziente non percepisce Id e non può avvertire il personale → + vulnerabile

- l'anestesia si fa con gas esplosivi → pericolo di incendio se si verificano scintille

GRUPPO 3

- ESAMI FISIOPATOLOGIA (ECG, EMG, pazienti collegati a EM)
- IDROTERAPIA - LOCALI (fanghi, vapori, terme)
- LOCALI DIALISI / TERAPIA FISICA (anche a casa del paziente)
- LOCALI USO ESTETICO (estetista)

31 ottobre 2013

TRASFORMATORE ISOLAMENTO

I tr. lavorano solo con regimi VARIABILI, NON in CONTINUA!

Ha un isolamento tra 1° e 2°. Il tr. deve:

- introdurre isolamento tra rete e circuiti
- modificare la tensione tra i morsetti al 2° rispetto la tensione al 1°

nel tr. isolamento 1:1 → NON modificano la tensione.

In altri casi possono ridurre la V di uscita

2 tipi in campo medico

• T.I. con rapporto 1:1 → $\begin{cases} 1^\circ \rightarrow 220V \\ 2^\circ \rightarrow 220V \end{cases}$ + ISOLAMENTO

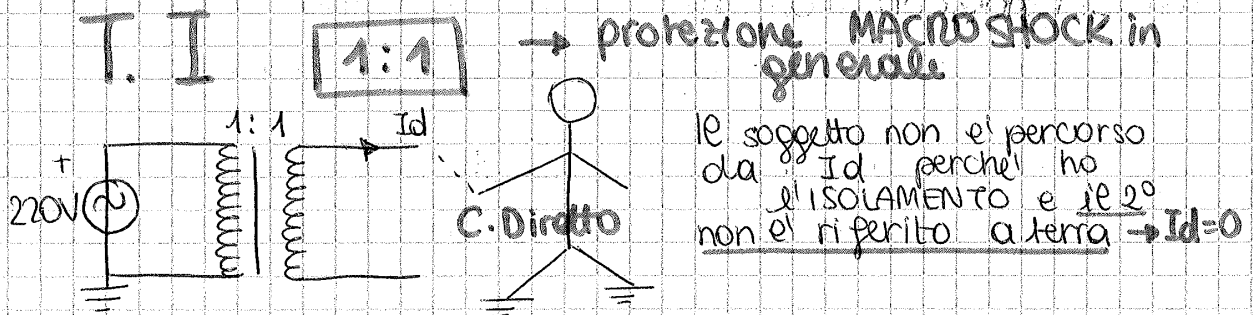
• T.I. con rapporto \neq per abbassare la tensione

24V ≤ SELV ↓ tensione → $\begin{cases} 1^\circ \rightarrow 220V \\ 2^\circ \rightarrow \text{tensione SELV} \leq 24V \end{cases}$

"Separated extremely low voltage"

separato dalla rete elettrica (volendo con un trasf.)

la tensione è talmente bassa ($\leq 25V$) da non provocare macroshock.

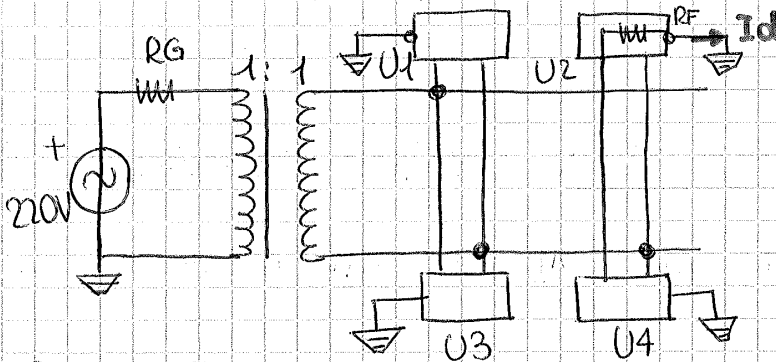


|| Serve x la protezione dal MACROSHOCK x IL CONTATTO DIRETTO ||
 || ma funziona anche x il CONTATTO INDIRETTO ||

Le taglie dei T. usati in campo medico

Trasferiscono potenze $\sim 5-10$ KVA → ha certe dimensioni

In ambito sanitario serve x prevenire il macroshock ma soprattutto per proteggere dall'erogazione di corrente elettrica ad una serie di utilizzatori, quando si verifica un GUASTO.



IDEALE:

Se inserisco un T.I. alla comparsa di R_f , $I_d = 0$ perché l'isolamento isola dalla terra. $\rightarrow \Delta V$ non varia, rimane la stessa tensione che c'era prima del guasto. Gli altri U possono continuare a funzionare correttamente.

T.I. è usato non come protezione da macroshock ma x garantire l'erogazione di corrente nel caso di 1° GUASTO in un dispositivo.

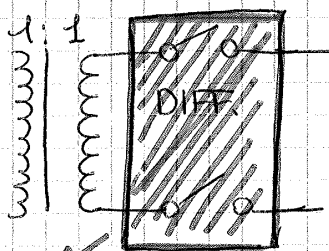
Se si verificasse un 2° guasto \rightarrow la maglia al 2° si chiude e si ricadrebbe nella situazione senza il T.I.

La protezione da macroshock la posso ottenere anche in altri modi senza il T.I., la continuità d'erogazione di corrente invece si può garantire solo con il T.I.

Se avessi un differenziale, alla comparsa di I_d , e

$I_2 - I_1 > I_{nominale}$ allora il diff. interviene e rimuove ($\sim 30mA$)

la corrente a tutti gli U , fino a quando non venga normalizzato.



INUTILE: x proteggere i pazienti

- Non interviene in caso di 1° guasto perché $I_d = 0$

MORSETTO 1 A TERRA

$$C_{st1} = 0 \quad (\text{i morsetti sono entrambi a terra})$$

$$C_{ps1} \quad (\text{un nodo a terra e l'altro a } V_1)$$

$$C_{st2} \quad (\text{un nodo a terra e l'altro a } -V_1)$$

$$C_{ps2} \quad (\text{un nodo a terra e l'altro a } -V_1)$$

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

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

MORSETTO 2 A TERRA

$$C_{st2} = 0$$

$$C_{ps2} = 0$$

$$C_{ps1} \quad (\text{entrambi a } V_1) = 0$$

$$C_{st1} \quad (\text{un nodo a terra e l'altro a } V_1)$$

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

Le correnti cambiano a seconda del morsetto che mette a terra $I_{d1} > I_{d2}$

(Nell'ipotesi che $C_{st1} \sim C_{st2}$) \swarrow
 I_{d1} ha 2 termini in più.

Il modello del tr. è simmetrico ma le $I_{d1} \neq I_{d2}$ perché l'alimentazione del transf. non è SIMMETRICA \rightarrow un morsetto è a terra e l'altro no

↓
ALIMENTAZIONE SBILANCIATA : $I_{d1} \neq I_{d2}$

|| La I_d minore è quella che corrisponde al morsetto del ||
 1° collegato a terra.

\rightarrow 5-10 kVA
 I_d di un T.I. hanno un ordine di grandezza dei

$$50 - 150 \mu A \sim I_d$$

alcune possono essere ancora + basse

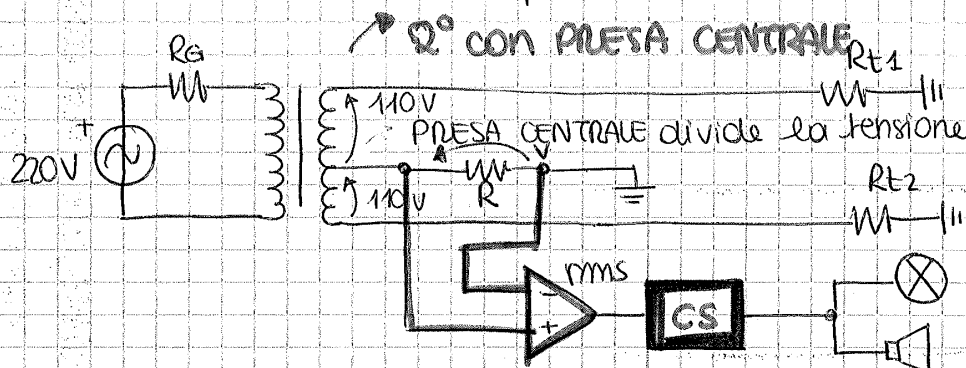
CIRCUITO o SISTEMA DI VERIFICA DELL'ISOLAMENTO

- * deve avere $Z_{INT} \geq 100 K\Omega$
- * $I_{prova} < 1 mA$ anche in 1° GUASTO (disinsensibile)
- * si attiva un allarme ottico e acustico se la R_t (non disinsensibile) del 2° scende al di sotto dei $50 K\Omega$

ALLARME se $R_t \leq 50 K\Omega$

- * tensione del circuito di allarme $\leq 25V$ (di sicurezza contro macroshock)

Si perde l'isolamento se uno dei morsetti del 2° e' collegato a terra attraverso un percorso resistivo.



PRESA CENTRALE collegata a terra con un $R \geq 100 K\Omega$ (norma)

$R = 110 K\Omega$ perché se un morsetto fosse a terra allora la $I_d = I_{prova} = 1 mA$ (avendo $V = 110V$)

Se $R_{t1} = 50 K\Omega$ la $V = 110V \cdot \frac{R}{R + R_{t1}} = 110V \cdot \frac{110 K\Omega}{(110 + 50) K\Omega}$

$V \cong 73V$ se $R_t \ll 50 K\Omega \rightarrow V$ aumenta $> 73V$

caso peggiore: $R_t = 0$ (c.c.) $\rightarrow V = 110V$

alimentazione propria con tensione $\leq 25V$

convertitore di tensione alternata in tensione continua

comparatore di soglia \rightarrow se $V < 73V$ allora l'isolamento del 2° da terra, $R_t > 50 K\Omega$ migliore di $50 K\Omega$, $R_t > 50 K\Omega$

se $V > 73V$ allora $R_t < 50 K\Omega$ e scatta l'allarme ottico e acustico

SELV → i cavi dell'alim. SELV devono essere completamente isolati da quelli dell'alimentazione normale

componenti di classe II o isolam. equivalente → isolamento equivalente al doppio isolamento di sicurezza

Vn → alimentazione trifase

NOTE X LOCALI GRUPPO IV

- E' richiesta protezione UNIPOLARE x ogni presa collegata al T.I.
→ ogni utilizzazione deve avere un interruttore x verifica che non assorba troppa corrente in corso di guasto
- Gli apparecchi collegati a T.I. devono avere SPINE ≠ da ciò che va collegato all'alimentazione di rete

↓
NON SONO INTERCambiabili

In locali 4 → NO ADATTATORI!

- Obbligo segnalazione ottica acustica del circuito DI VERIFICA

Le fusibili NON proteggono da MACROSHOCK X CONTATTO INDIRETTO → solo a protezione dell'impianto.

PROTEZIONE DA UNIPOLARE

Gli E. sono dei **SENSORI** → dispositivo che può misurare gr. di \neq tipo (fisica, chimica, biologica...) e se vengono fatti **IN VIVO** o **IN VITRO** si chiamano **SENSORI BIOMEDICI**

↓
gli elettrodi si occupano di prelievo di biopotenziali

TRASDUTTORE: converte una grandezza di qualunque tipo in una grandezza elettrica. I sensori sono dei trasduttori, anche gli elettrodi

Es: il sensore di pressione traduce una Δp in segnale elettrico.

ATTUATORI → sensori che convertono da gr. elettriche in altre grandezze (coppia, forza, luce)

Elettrodi → **TRASDUTTORI** perché i flussi del corpo umano sono dovuti a IONI non a elettroni. Devono convertire una corrente sostenuta da IONI in una sostenuta da ELETTRONI

NON SONO DEI SEMPLICI CONNETTORI!

|| Gli E. hanno una funz. di TRASFERIMENTO, $\neq 1$, $|H(f)|$ ||
dipende dalla frequenza.

$$|H(f)| \neq 1$$

$|H(f)|$ può anche essere < 1 .

Devo essere certo che $H(f)$ dell'elettrodo sia adeguata al segnale che voglio prelevare. L'elettrodo deve avere $|H(f)| = 1$ nella banda del segnale, altrimenti lo distorce.

Un elett. determinato deve essere adatto ad un det. segnale.

Devo conoscere la banda del segnale e l'andamento della $H(f)$, ma:

$H(f)$ DIPENDE:

- dall'elettrodo
- dalle caratt. di ingresso dell'amplificatore

Devo conoscere elettrodo + amplificatore + segnale

Si crea una d.d.p. → POTENZIALE DI SEMICELLA

Gli ioni \oplus sono soggetti a:

- forza ATTRATTIVA: xK la barretta è \ominus e richiama C^+
- forza DIFFUSIVA: allontana C^+ dalla barretta perché segue il proprio gr. di concentrazione, si disperdono.

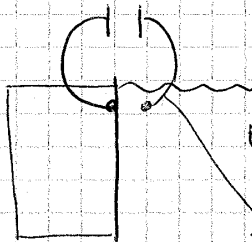
Nella posizione di equilibrio → lo ione metallico può stare e nell'intorno della barretta si forma uno strato di C^+ alla distanza in cui le 2 forze si equivalgono. Allontanandosi dalla posizione → DIFFUSIONE se si avvicina alla barretta → ATTRAZIONE

strato di cariche alla posizione di equilibrio

strato DIFFUSO

si crea una d.d.p. POTENZIALE DI EQUILIBRIO
 E_0

POT. di SEMICELLA xK ho solo un elettrodo e 1 soluzione elettrolitica. x misurarlo → VOLTMETRO IDEALE



ELETTRODO IMPROPRIO

creo un altro elettrodo perché il cavetto del voltmetro x misura la pot. della soluzione e di metallo

NON POSSO MISURARE POT. DI SEMICELLA

MISURO LA DIFF. DI POTENZ. DI SEMICELLA degli elettrodi

Dalle tabelle posso ricavare il potenziale ASSOLUTO di semicella

I metalli nobili IONIZZANO meno rispetto all' H
↓
P. d. s > 0

Gli elettrodi devono essere biocompatibili e con P.d.s < 0.

5 novembre 2013

Si scelgono elettrodi ~ a quello dell' H (prossimi a 0 mV)
→ ma Cadmio, Nichel, Piombo sono tossici, oppure cloruro di mercurio e argento clorurato

↓ HgCl₂

↓ AgCl

- X molto solubile, se ricopro un elettrodo e lo metto in soluzione → sparisce
- X tossico
- ✓ in soluzione acquosa de' origine ad un composto CONDOTTIVO → colloidi (usato in passato x EEG) (oggi sostituito)

- ✓ poco solubile, se ricopro un elettrodo con questo sale e lo metto in soluzione, tende a non sciogliersi nella soluz. → ASPETTO POSITIVO
- ✓ molto biocompatibile, no tossicità e no irritazione.
- ✓ pulendo l'elettrodo non lo asporo

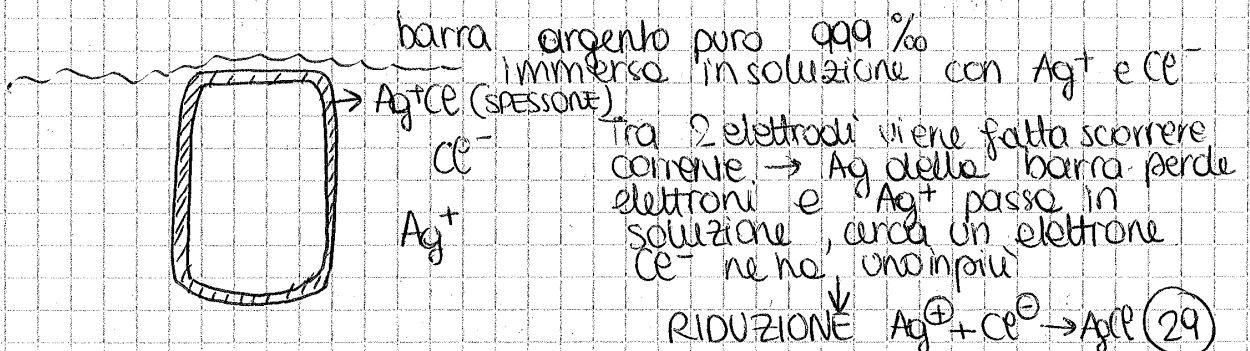
Rame → tende a reagire e a solfatarsi. Non e' tossico, ma l'organismo non lo tollera

Ag, Au, Platino → metalli nobili, reagiscono poco, non tossici P.d.s molto alto → aspetto negativo. Usati anni fa quelli in Au. Oggi si usano ancora quelli in Ag e Platino - iridio.

Ag → sulle pelle si deposita cloruro di argento e si altera l'interfaccia elettrodo - pelle

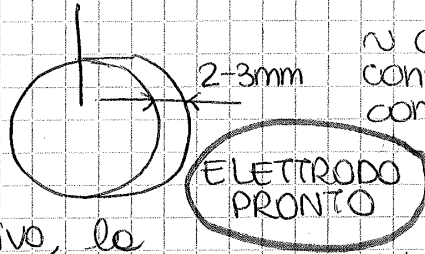
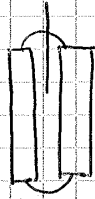
Au → x microelettrodi realizzati con tecniche dei circuiti integrati xK si deposita bene sul silicio dei circuiti

ELETTRODO AgCl



Oggi si usano E. in **AgCe SINTERIZZATO**

si usa polvere di AgCe, un cavetto d'Ag. Si immette la polvere in un contenitore fatto da 2 cilindri che contengono la polvere, si comprimono e si porta a 1400°C → il AgCe SINTERIZZA e si forma una **PASTIGLIA SINTERIZZATA**



~ ceramica come consistenza → non si consumano

Se la superficie si rovina, con uno strumento abrasivo, lo si può lavorare e si porta via pochi μm **RESURFACING**

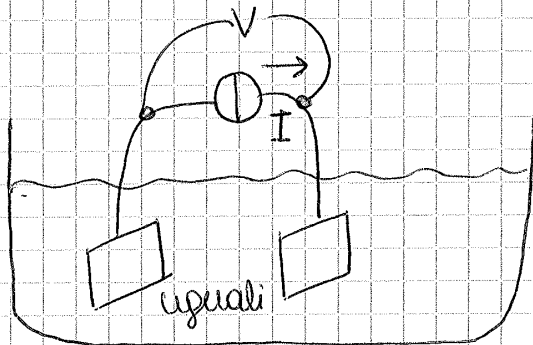
MODELLO DI ELETTRODO

1) **CHIMICA e FISICA dell'INTERFACCIA**

2) **DISCORSO EMPIRICO** → 2 elettrodi + 1 soluzione x fare esperimenti da cui cerco di estrapolare un **MODELLO**

devono portare ad un MODELLO (lo stesso)

② se segue un processo di tipo empirico:



Impongo una certa I alla cella elettrica e misuro la tensione

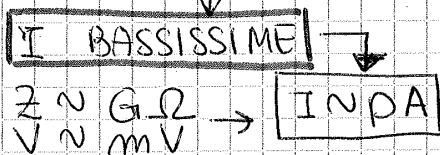
↓
posso ricavare Z delle celle

La relazione tra V e I dipende da I → sist. NON lineare

varia con la CORRENTE ← $Z(I)$

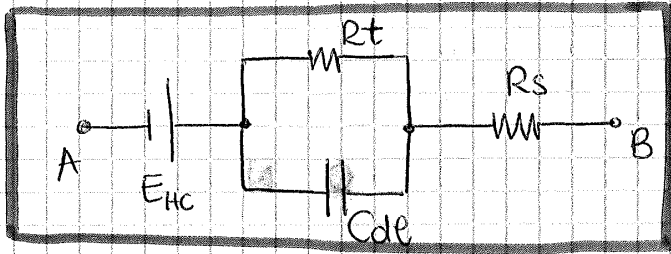
Non capita con qualunque componente lineare che posso usare x riprodurre il circuito.

E di prelievo (\neq dagli E di stimolazione (defibrillatore, stimolatore neuromuscolare))



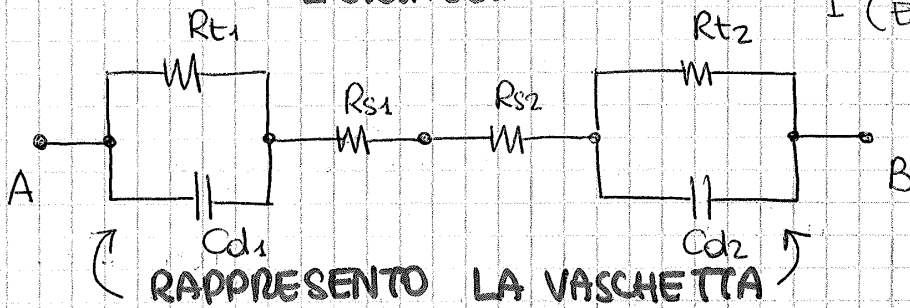
NON LINEARITA' E' TRASCURABILE

30



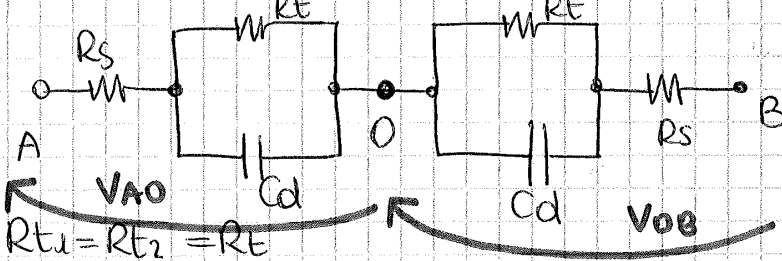
MODELLO ADEGUATO

R_s tiene conto della resistenza del liquido
 2 elettrodi \rightarrow a cui avevo attaccato V e misurato I (E_{Hc} e' uguale)



RAPPRESENTO LA VASCETTA

Eletticamente NON cambia nulla (R_{s1} e R_{s2} sono in serie)



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

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

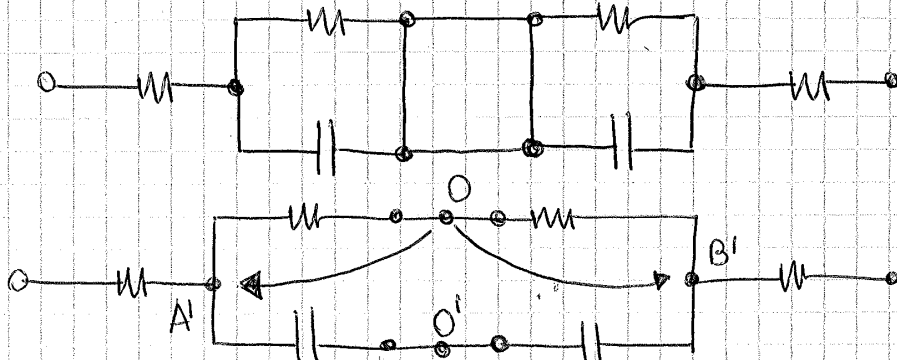
$$R_{s1} = R_{s2} = R_s$$

Applicando una I $A \rightarrow B$, V_{R_s} sono uguali nei 2 elettrodi:

$$V_{R_s} = I \cdot R_s$$

$V_{R_{tcd}}$ e' anche la stessa

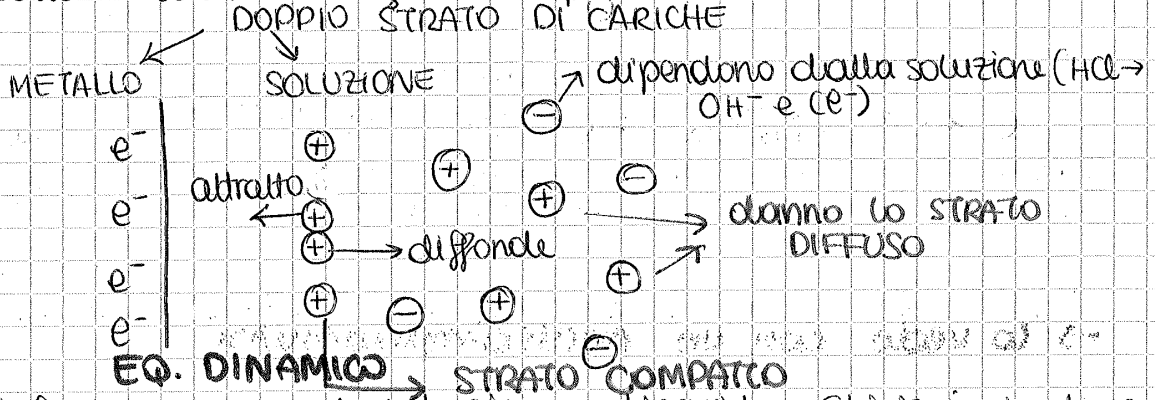
$$V_{AO} = V_{OB}$$



7 novembre 2013

Significati CHIMICI - FISICI di R_t, R_s, C_{dl}

Se prendo una lamina di metallo e lo metto in soluzione con ioni dello stesso metallo + altri \rightarrow azione di alcune forze gli ATOMI IONIZZANO: gli elettroni rimangono sulla lamina e gli ioni passano in soluzione.



Si forma una distribuzione di cariche. Gli ioni risentono di una f. DIFFUSIVA e una f. ELETTROSTATICA

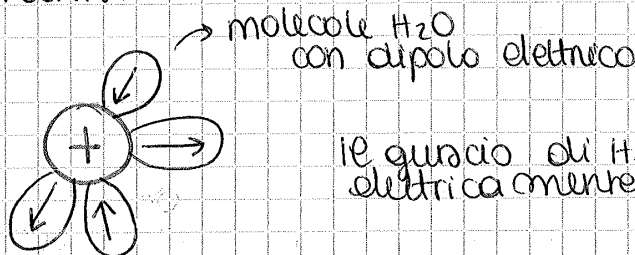
↓ lontano ↓ vicino

Gli ioni si posizionano nelle posizione di eq. delle forze.

Non è una sit. di eq. STATICA, $\times k$ gli ioni vibrano e si muovono, possono allontanarsi o dal essere attratti.

\rightarrow EQ. DINAMICO

IONE POSITIVO



Considerando lo strato COMPATTO e lo strato DIFFUSO, dove no avere carica = agli e^- sulle lastre.

Se faccio scorrere I all'interfaccia: (2 fenomeni)


faccio variare il potenziale metallo - soluzione \rightarrow se rendo + positivo il metallo favorisco la ionizzazione. Lo ione si muove nella soluzione secondo gradiente, perché attratto dall'elettrodo \ominus . si allontana dall'elettrodo che ho reso \oplus

• $t=0 \rightarrow E=0$ gli E. danno origine allo ST. COMPATTO da ora in poi nessun fenomeno di trasferimento.

Grazie all'en. del generatore posso spostare e^- da sx a dx. Sx $e^- \oplus$ e dx $e^- \ominus$

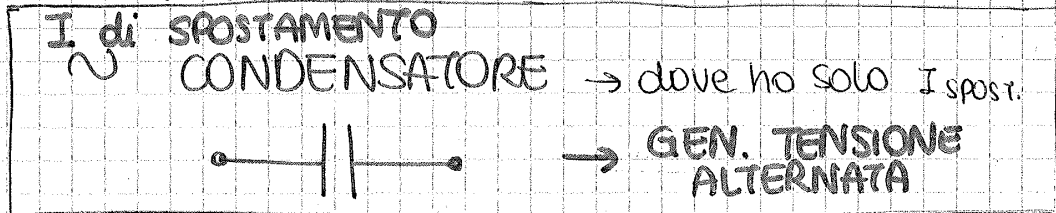
In soluzione uno ione tende a spostarsi x bilanciare lo strato compatto di dx

All'interfaccia non c'è stato scambio di carica o riassorbimento \rightarrow sist. in equilibrio

Se collego  misuro una I SPOSTAMENTO

xK ne è attraversato, ma non c'è scambio di carica all'interfaccia. $I \neq$ da prima xK era corrente prima era favorita da un potenziale che facilitava la scissione e la riformazione di un atomo metallico.

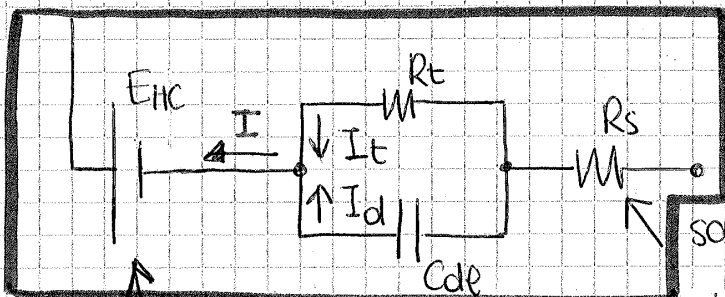
Le cariche si muovono ma non c'è combinazione o rottura di atomi metallici \rightarrow I di SPOSTAMENTO



Nelle realtà misuro sia una $I_{trasf.}$ di carica sia una I di spostamento \rightarrow i fenomeni danno una I_{TOTALE}

$$I_{TOT} = I_{SP} + I_{TRASF. CARICA}$$

Modello APPROSSIM.



C_{de} = double layer

R_t = transfer

soluzione elettrolitica

$$I = I_t + I_d = I_{TRASF. CARICA} + I_{SPOST.}$$

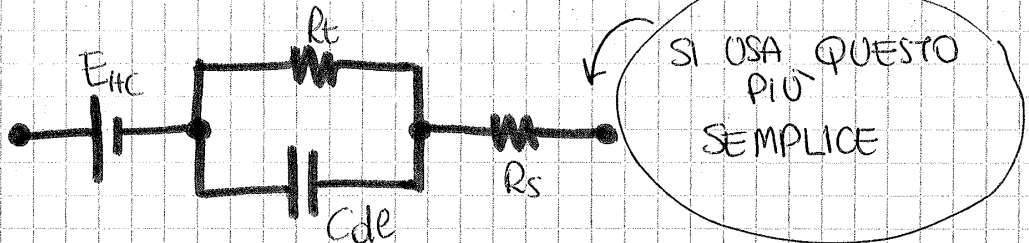
DOPPIO STRATO perchè il potenziale xK si genera il PdS

Modello identico a quello del laboratorio!
 dal pto di vista empirico e da quello chimico-fisico (33)

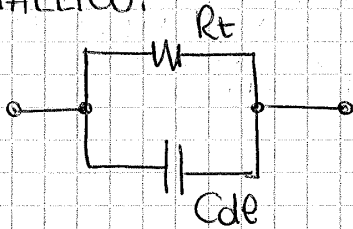
I valori di R_t , C_{de} , R_s sono dati e si legano alle pr. dei materiali delle celle elettrochimiche.

Il modello preciso completo è poco UTILIZZABILE, si preferisce l'altro:

- frequenze basse x gli E $\rightarrow C_w \cancel{Z}$
- x ricavare R_w e C_w sarei in difficoltà: molti fattori da tenere conto. e sono inutili.



Gli E. hanno caratteristiche \neq a seconda del MATERIALE METALLICO:



$R_t \rightarrow$ modella il TR. DI CARICA (T.d.C)

se c'è poco T.d.c $\rightarrow R_t$ GRANDE

se c'è grande T.d.c $\rightarrow R_t$ PICCOLO

(se $T_{dc} = 0 \rightarrow R_t = \infty$)

R_t inversamente prop. al T.d.c. e alla superficie dell'elettrodo

se gli elettrodi hanno $S_2 > S_1$, all'aumentare della superf. \rightarrow aumenta T.d.c. $\rightarrow R_t$ diminuisce

T.d.c. proporzionale alla superficie

$R_t \uparrow \quad \downarrow S$

$$G_t = \frac{1}{R_t} \propto S$$

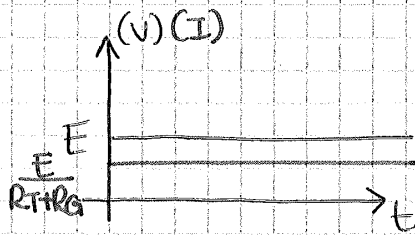
conduttanza interfaccia

rappresentabile da condensatore a facce piane e //

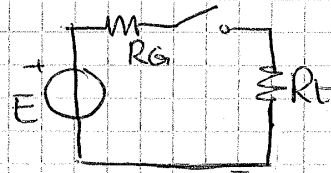
$C_{de} \rightarrow$ capacità pr. alla superficie delle facce piane e //

$$C_{de} \propto S$$

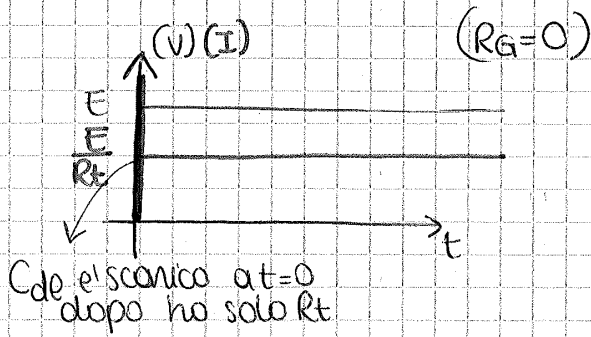
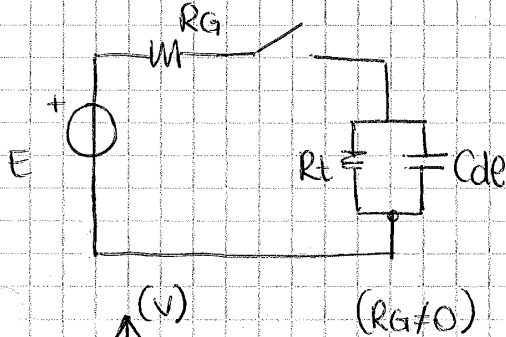
Se l'E. è NON POLARIZZABILE



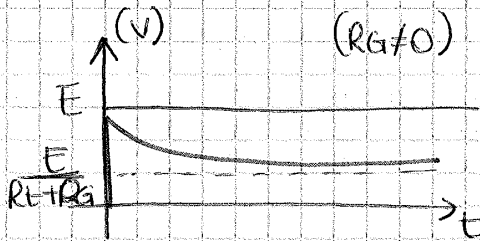
NON c'è il TRANSITORIO



Se l'E. tiene conto dello STRATO DOPPIO



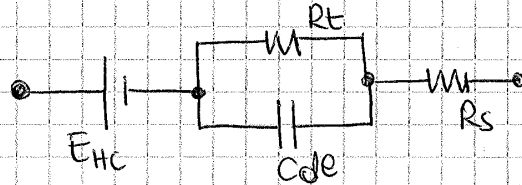
C_{de} è scarica a $t=0$ dopo ho solo R_t



Tanto + il comportamento è prossimo a uno dei 2 casi precedenti, tanto più l'elettrodo è N a E. POLARIZZ. o non POLARIZZABILI.

11 novembre 2013

MODELLO DELL'INTERFACCIA METALLO - ELETTROLITA

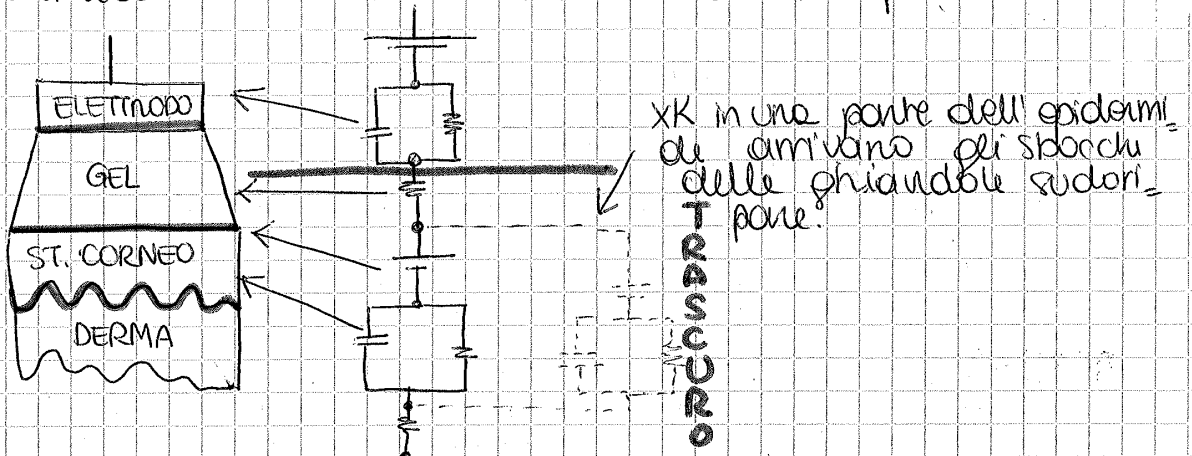


L'interfaccia degli elettrodi che si usano è molto + complessa

↓
 modello di 1° APPROSSIMAZIONE (→ quello fatto) lo si può perfezionare x avvicinarsi alla realtà, ma si rendono i modelli inutilizzabili.

Bisogna considerare la CITE

Il gel è interfacciato con lo strato corneo. Ma tra epidermide e derma ho un'altra interfaccia



Ad ogni interfaccia devo considerare un mezzo conduttore a contatto con un altro con $\text{contatt.} \neq$
 \rightarrow si genera ΔV ad ogni interfaccia con fenomeni di Td.C e quindi con R e C

Oltre un certo spessore si ne tiene conto nelle R dei tessuti interni.

La situazione è davvero complicata \rightarrow già trovare R, C, etc... dal gel in poi non si considera + perché non si riescono a trovare gli altri valori

20-30% di Z_e sono dovuti ai componenti che ci sarebbero dopo il gel. \rightarrow TRASCURATI

Il modello semplificato ne tiene conto, e non lo sottovaluta \rightarrow ma cmq li trascura.

difficile da trovare e molto \neq tra le persone

Quando l'elettrodo si muove \rightarrow (i movimenti producono forze che spostano l'elettrodo) inoltre durante il movimento il corpo cambia forma

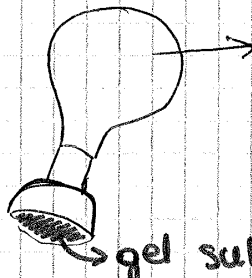
si modifica la distribuzione delle cariche, si perturba il doppio strato \rightarrow si perturba il Pds

Dato che abbiamo 2 elettrodi \rightarrow ΔPds VARIA NEL TEMPO

Il segnale generato è prodotto da un ARTEFATTO DI MOVIMENTO \rightarrow sempre presente con ampiezza anche $>$ del segnale \rightarrow non si possono distinguere.

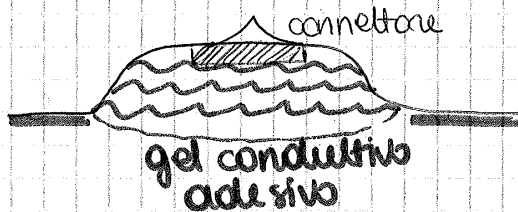
* E. ad ASPIRAZIONE

Dopo 10-15 minuti
si staccano xk
entra l'aria



crea il vuoto

gel sull'elettrodo → la pelle è
risucchiata e va al
contatto con l'E.



* Floating electrodes →

è flottante nel gel
sono USA e GETTA

* E. in gomma conduttiva → in cui è dispersa polvere di grafite

Sono usati x l'elettro stimolazione non x il prelievo, sono
morbidi e si adattano a superfici ampie.

* E. in Mylar → materiale isolante ricoperto di Ag e poi Ag-Cl
Mylar è sottile e flessibile

E. grandi, flessibili in Ag-Cl

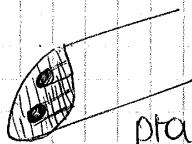
* E. ad ago → per elettromiografia



◦ MONOPOLARE: ago ricoperto di isolante fino alla
punta, sulla punta no.

◦ BI POLARI:

2 conduttori separati, bloccati da resina



pta ago
(800 μm → 2mm)

3 SUPERFICI CONDUTTIVE
- cannula (RIFERIM.)
- conduttori

◦ QUADRI POLARI: 4 conduttori

◦ AGO CONCENTRICO:

1 conduttore int
1 conduttore ext



(70-150 μm)

x l'elettromiografia in movimento → **FILO** isolato,
la pta preparata ad un'ora non è più

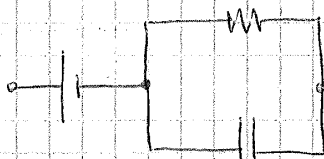
12 novembre 2013

Elettrodi in Ag-Cl di 1 cm^2

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

$C_{de} = 40 \text{ nF}$

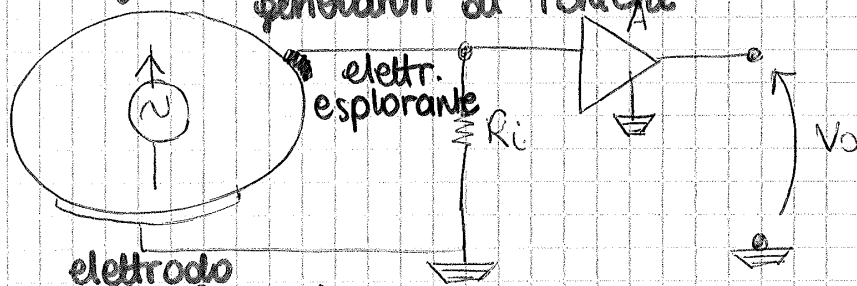
$E_{nc} \sim 0,220 \text{ V}$



ACCOPPIAMENTO ELETTRODO-AMPLIFICATORE

corpo umano

↓ con 10+ generatori di ioni



SCHEMA REALTA'

SCHEMA ELETTRICO

→ SCHEMA MISTO

e. rif. → collegato al riferimento → terra

e. espl. → collegato all'ingresso dell'amplificatore

R_i → resistenza ingresso dell'A

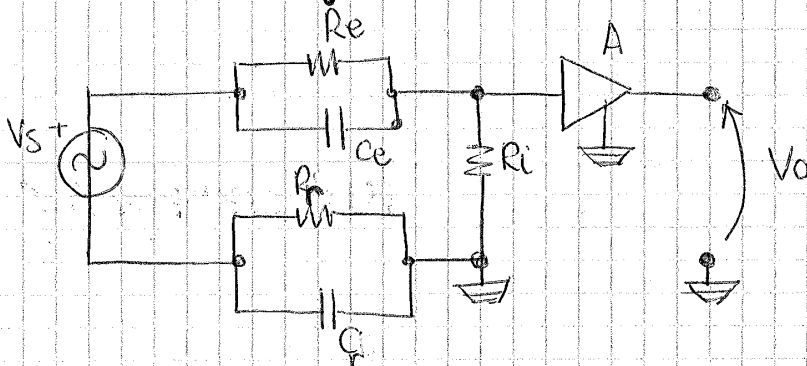
(ideale $R = \infty$)

reale $R \neq \infty$ → bisogna tenerne conto

A single ended all'ingresso e all'uscita.

La sua Z e' considerata con R_i

SCHEMA elettrico generatore + elettrodi + amplificatore



L'A vede la partizione di V_s ma anche la partizione di p.d.s. (essendo continua non coinvolge C_e e C_t). Se la diff. di p.d.s. viene amplificata potrebbe portare l'amp. in saturazione → non vedere V_s

Realta' ho 7 casi

1) $e_R \gg e_E$

100-200 cm² vs $\ll 1 \text{ cm}^2$ $\rightarrow \frac{e_E}{e_R} = \frac{1}{100}$

e_E : superfici 80-100 volte + piccole \rightarrow come in questo esempio.

2) $e_R = e_E$

\rightarrow prelievo segnale elettrocardiografico.

3) $e_R > e_E$

\rightarrow molto raro, ma trattabili

MAI \rightarrow $e_R < e_E$

CASO 1: $R_i \ll R_e$

$\times k$

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

anche se sono di materiali +.

Quindi:

$$V_i = V_o \cdot \frac{\left(\frac{R_i}{R_e}\right) (1 + \alpha C_e R_e) (1 + \alpha C_R R_e)}{\left(\frac{R_i}{R_e}\right) (1 + \alpha C_e R_e) + \left[1 + \frac{R_i}{R_e} (1 + \alpha C_e R_e)\right] + \frac{R_i}{R_e} (1 + \alpha C_e R_e)}$$

$$V_i = V_o \cdot \frac{\frac{R_i}{R_e} (1 + \alpha C_e R_e)}{1 + \frac{R_i}{R_e} (1 + \alpha C_e R_e)}$$

◦ NORMALMENTE $R_i > R_e \rightarrow$ se $\frac{R_i}{R_e} \gg 1$

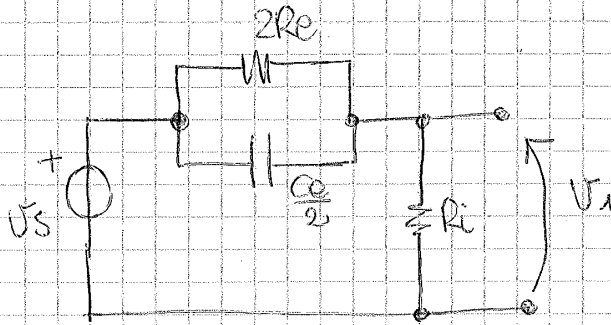
$$V_i = V_o \cdot \frac{\frac{R_i}{R_e} (1 + \alpha C_e R_e)}{1 + \frac{R_i}{R_e} (1 + \alpha C_e R_e)} \rightarrow V_i = V_o$$

$\frac{R_i}{R_e} (1 + \alpha C_e R_e)$
trascurabile

CONDIZIONE MIGLIORE
 e_E e e_R sono 2 conduttori
segnale prelevato = segnale
all'ingresso di A.

altrimenti:

$$V_i = V_o \cdot \frac{R_i}{R_e + R_i} \cdot \frac{1 + \alpha C_e R_e}{1 + \alpha C_e \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}} \rightarrow \text{già ricavato da}$$



La F.d.T vale sia per $eR \gg eE$ con $\begin{cases} Re \\ Ce \end{cases}$
 sia per $eR = e$ con $\begin{cases} 2Re \\ Ce \\ 2 \end{cases}$ → **stessa F.d.T.**

Anche la posizione dello zero non varia.

$$f_z = \frac{1}{2\pi(2Re \cdot \frac{Ce}{2})} = \frac{1}{2\pi Re Ce}$$

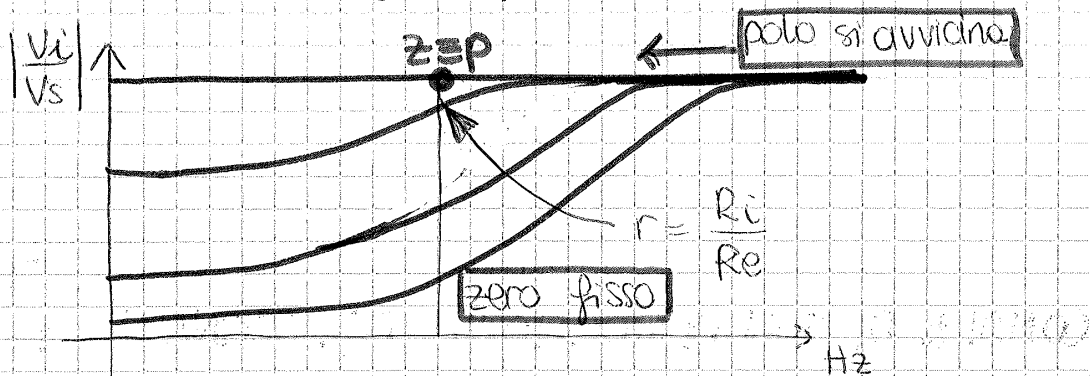
$$f_z = \frac{1}{2\pi Re Ce}$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi Ce \cdot \frac{Re Ri}{Re + Ri}}$$

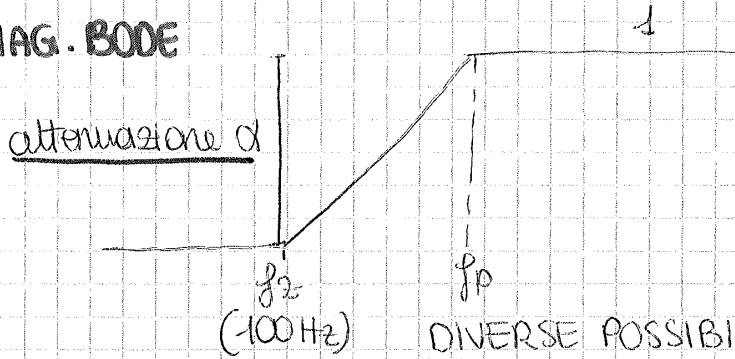
→ dipende dalla dimensione di Ri rispetto a Re
 → parallelo $< Re$ e $< Ri$

$f_p > f_z$ sempre

se $Ri \gg Re \rightarrow f_z = f_p \rightarrow$ nella F.d.T. si cancellano



DIAG. BODE



DIVERSE POSSIBILITA' DEL SEGNALE

- 1) segnale a dx di f_p → amplificazione UNITARIA, no attenuazione e amplificazione omogenea.

Segnali biologici raramente > 100 Hz

CASO MIGLIORE → molto poco realizzabile

- 2) segnali a sx di f_2 → ECG e EG fattibile, ma il segnale è attenuato → non è soddisfacente

- 3) prendo R_i → tale che $f_2 = f_p$ → l'elettrodo diventa un CONNETTORE IDEALE, non attenua e tratta allo stesso modo tutte le frequenze del segnale

SOLUZIONE!

PRELIEVO MONOPOLARE

→ $\begin{cases} 1eE \\ 1eR \end{cases}$ → A con 1 solo ingresso e 1 sola uscita

↓
sensibile ai disturbi dovuti alla interferenza di rete → NON SI USA!

Serve xk le info ricavate si possono applicare al

PRELIEVO DIFFERENZIALE

→ $\begin{cases} 1eR \\ 2eE \end{cases}$ → A con 2 ingressi e 1 sola uscita

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

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

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

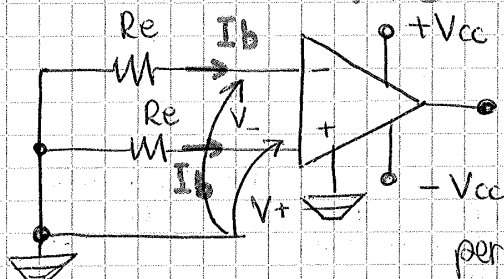
Stessa F.d.T di prima!

$e_R \gg e_E$ e $e_R = e_E$ anche se e' stata ricavata dal caso $e_R \gg e_E$
 $R_e = 2R_e$
 $C_e = \frac{C_e}{2}$

- Il caso + semplice si applica anche al caso + complesso.
- e_R non complica la vita → non cambia le formule, solo i valori di R_e e C_e .
- R_i deve essere lo + alta possibile x avere e_E come un connettore ideale.

SATURAZIONE

14 novembre 2013



a causa delle correnti di polarizzazione

non si vede + il segnale
 posso considerarli solo R_e perché
 I_b e' CONTINUA
 $R_e \rightarrow$ ELETTRODI
 riferiti al riferim. dell'Amp.
 perché deve poter scorrere I_b

Normalmente l'alimentazione e' SPLIT: tra un valore \oplus e uno \ominus

↑ assorbita dalle basi dei 2 transistori

se $I_b =$ CORRENTE DI POLARIZZAZIONE non scorre → l'amp.

SATURA
 CONTINUA ← $I_b = 0$ → SATURA

L'OpAmp e' differenziale e lo STADIO D'INGRESSO vale x qualunque OpAmp:

$$V_E = V_B - V_{BE} \approx V_B - 0,6V$$

$\uparrow -I_B R_E$

V_E è ANCORA + NEGATIVO

$|I_B R_E| < V_{CC}$

hanno segni opposti

modulo perché ho Transistori NPN (= PNP)
 → danno 2 possibili modelli di stadio di ingresso

Il modulo fa sì che la formula vada bene x qualunque tipo di Transistori

se $I_B R_E > V_{CC} \rightarrow T_1$ e T_2 NON FUNZIONANO!
 Il generatore non funziona correttamente

tensione di uscita sarà uguale a $\pm V_{CC}$. ← SATURAZIONE

I_B → corrente di polarizzazione o I_{BIAS}
 DATA DAL COSTRUTTORE

devo assicurarmi che con il mio Re valga ancora

$I_B R_E < V_{CC}$

Esempio:

se $V_{CC} = -5V \rightarrow I_B R_E < -5V$

I_B $5pA \leq I_B \leq 200-300 nA$ → molto variabili (3 ordini grandezze)

VERIFICARE se l'elettrodo è piccolo!
 $R \propto \frac{1}{S}$

se $I_B = 100 nA$

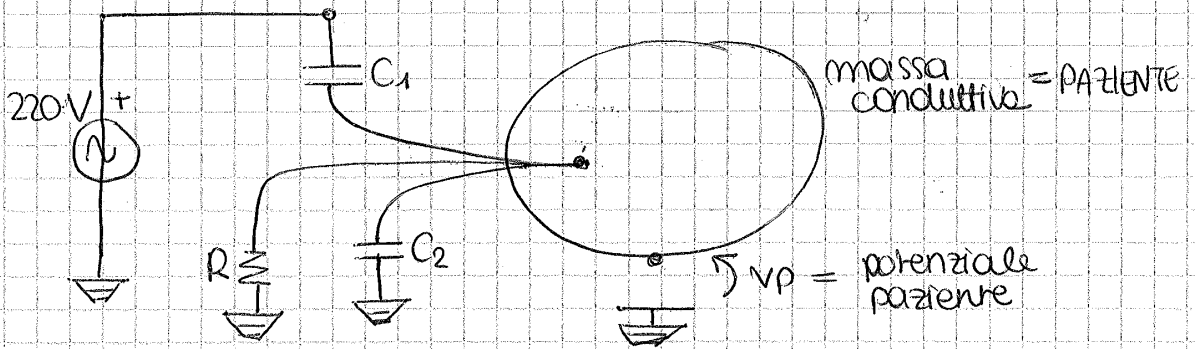
$$R_E = \frac{5V}{0,1 \cdot 10^{-6}} \approx 50 M\Omega$$

se $R_E \approx 50 M\Omega \rightarrow$ SATURAZIONE

Con elettrodi di S piccola → bisogna tenerne conto.
 se $S \approx 1 cm^2$ allora che $R \propto \frac{1}{S}$, non devo preoccuparmene

se ho un elettrodo di $1 mm^2 \rightarrow R_E = \frac{1}{1 mm^2} \approx 4 M\Omega$

ACCOPIAMENTO PAZIENTE - RETE ELETTRICA



Interferenza dovuta ad accop. capacitivi con la rete elettrica
 ↓
 PROBLEMA

Quando si è in piedi sul pavimento → siamo accoppiati capacitivamente con la TERRA (→ C_2)

Siamo circondati da apparecchi collegati alla rete con il potenziale di fase a 220V. Tra il cavo del conduttore e noi c'è l'aria (→ dielettrico) → accoppiamento capacitivo (→ C_2)

Il pavimento di plastica ha una propria resistenza (→ R)

→ R TRASCURABILE se $R \gg$

→ se $R \ll$ TRASCURABILE C_2

$$V_p = 220V \cdot \frac{sC_1R}{1 + sR(C_1 + C_2)}$$

↑ partitore

FREQUENZA DI RETE

$$f = 50 \text{ Hz}$$

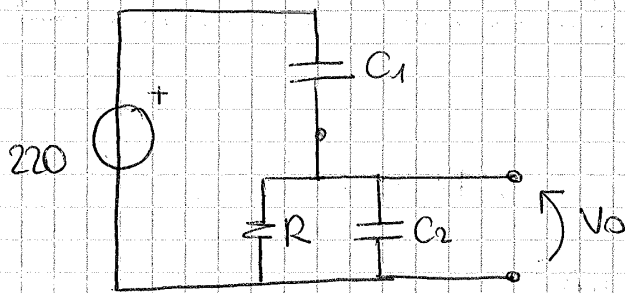
$$\omega = 314 \text{ s}^{-1}$$

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

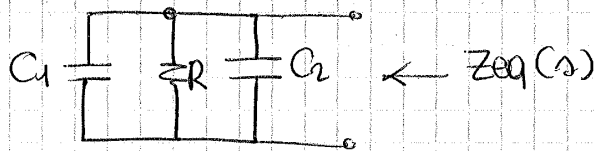
→ sono interessate al valore efficace

$$\sim 100 \text{ mV} \leq V_p \leq 10 \text{ V}$$

$$Z = R \oplus C_2 = \frac{R \cdot \frac{1}{sC_2}}{\frac{R s C_2 + 1}{s C_2}} = \frac{R}{R s C_2 + 1} \left\{ \begin{array}{l} R \rightarrow \infty \quad Z = \frac{1}{s C_2} \\ R \rightarrow 0 \quad Z = 0 \end{array} \right.$$



$Z_{eq}(s)$ EQ. THEVENIN



$$V_o = 220 \cdot \frac{s C_1}{\frac{1}{R} + s C_1 + s C_2}$$

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

• se $R \rightarrow +\infty$ $V_o = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2}$

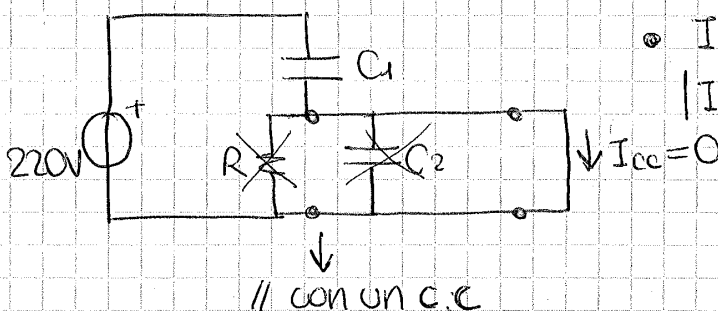
$$Z_{eq}(s) = \frac{R}{1 + s R (C_1 + C_2)} \quad ; \quad Y_{eq}(s) = \frac{1}{Z_{eq}}$$

• se $R \rightarrow \infty$ $Z_{eq} = \frac{1}{s (C_1 + C_2)}$

$$Y_{eq}(s) = G + s C_1 + s C_2$$

• se $R \rightarrow +\infty$ $Y_{eq}(s) = s C_1 + s C_2$

EQ. NORTON



• $I_{cc} = 220 \cdot s C_1$
 $|I_{cc}| = 220 \cdot \omega C_1$

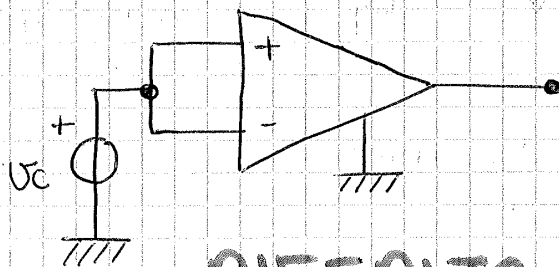
18 novembre 2013

La tensione tra paziente e terra è tanto + alta quanto è ISOLATO da terra.
 ↓ meno è isolato, più V_p è piccola

PREFERIBILE RIFERITO A TERRA x il prelievo
 (es. scoltzo sul pavimento $V = 3,5mV$)

MA + PERICOLOSO x per infortuni elettrici

Prelievo DIFFERENZIALE $\begin{cases} \bullet 2eE \\ \bullet 1eR: \text{collegato al rif. dell'OpAmp} \\ \text{come anche } R_i. \end{cases}$
 che è collegato a terra (ma anche ad un altro riferimento)



ECCITAZIONE DI MODO COMUNE

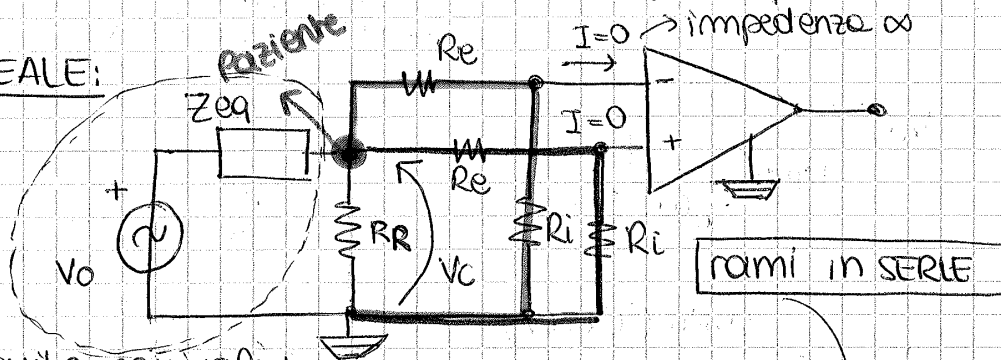
i morsetti

RIFERITO A TERRA

IDEALE:

G_i e E sarebbero al V_p e E sarebbe collegato a terra $\rightarrow V_p = 0$ se la resistenza di E fosse $= 0$.

REALE:



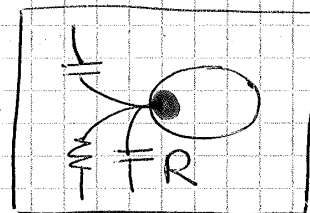
circuito equivalente

R_p collegato tra terra e il PAZIENTE

IPOTESI: $R \rightarrow \infty$ se $R \gg$

quindi

$$V_0 = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2}$$



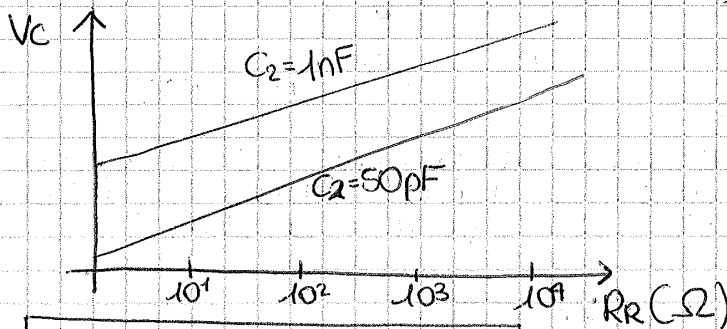
4

$R_R \rightarrow 0$ solo una parte della tensione diventa tensione di modo comune

se $R_R = 0 \rightarrow V_C = 0$

elettrodo RIFERIMENTO di grande superficie e quindi R_R piccola mi permette di avere una tensione di modo comune piccola.

$V_C \ll$ \rightarrow viene amplificata poco, altrimenti nell'uscita si va a sommare con il segnale e non si riesce a distinguere



V_C al variare della R_R

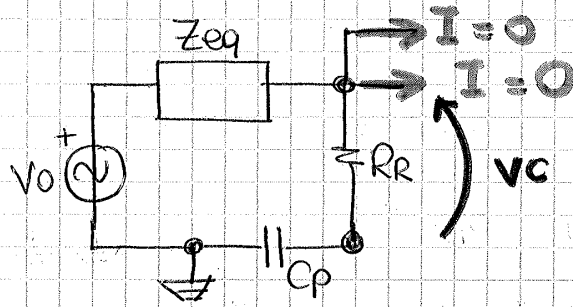
C_2 bassa

anche se $V_{eq} = 220 \cdot \frac{C_1}{C_1 + C_2}$ quindi vorrei V_{eq} piccolo perché V_C dipende da V_R , quindi vorrei avere C_2 grande. V_{eq} : C_2 grande (P. in piedi sul pav.)

Ma dal ptodi vista dell'OpAmp C_2 piccole

(no accoppiam. capacitivo) \leftarrow OpAmp: C_2 piccole (P. sul tavolo legno) così avro' R_R piccola

C_2 NON SI PUO' SCEGLIERE \rightarrow POSSO INFLUENZARLA



$$C_{eq} = C_1 + C_2$$

$$C'_{eq} = C_{eq} + C_p$$

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

C_p è in serie con C_1 e C_2

$$|V_C| = V_0 \cdot \frac{\omega R_R \cdot \frac{(C_1+C_2)C_p}{(C_1+C_2+C_p)}}{\sqrt{1 + \left(\omega \frac{(C_1+C_2)C_p}{(C_1+C_2+C_p)} R_R \right)^2}}$$

$$C'_{eq} = \frac{(C_1+C_2)C_p}{C_1+C_2+C_p}$$

$$|V_C| = V_0 \cdot \frac{\omega R_R C'_{eq}}{\sqrt{1 + (\omega R_R C'_{eq})^2}}$$

come prima con C'_{eq} al posto di C_{eq}

3 CASI: trovabili nella realtà

- $C_p \ll C_{eq} \rightarrow C'_{eq} \sim C_p$ (la serie è uguale a quello + piccolo)
 ↓ non la devo diseguiare
 ↓ V_0 cade prevalentemente su C_p

- $C_p \sim C_{eq} \rightarrow C'_{eq} \sim \frac{C_p}{2} \sim \frac{C_{eq}}{2}$

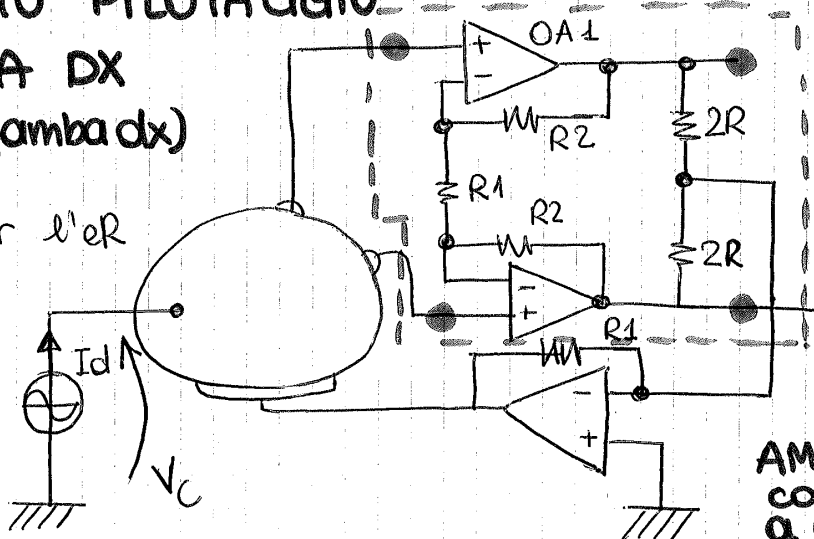
- $C_p \gg C_{eq} \rightarrow C'_{eq} \sim C_{eq}$

difficili da prevedere

CIRCUITO PILOTAGGIO

GAMBA DX
(eR su gamba dx)

serve per l'er



AMP. DIFFEREN.
con uscita
DIFFERENZIALE

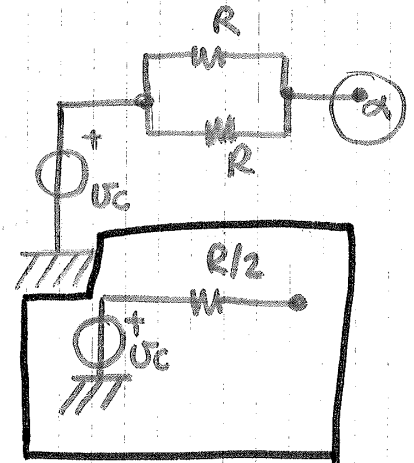
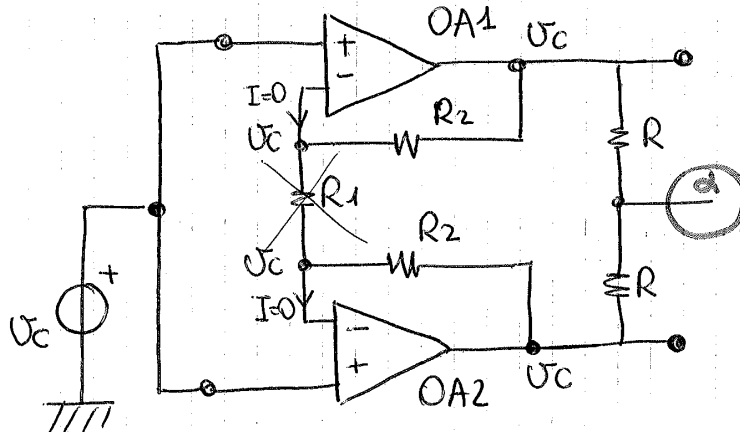
AMP. INVERTENTE
collegato all'ER
a cui e' collegato
il paziente in cui
inietto una Id

CASO IDEALE:

$(A \rightarrow \infty) \text{ CMRR} \rightarrow \infty$
 $U^+ = U_C = U^-$

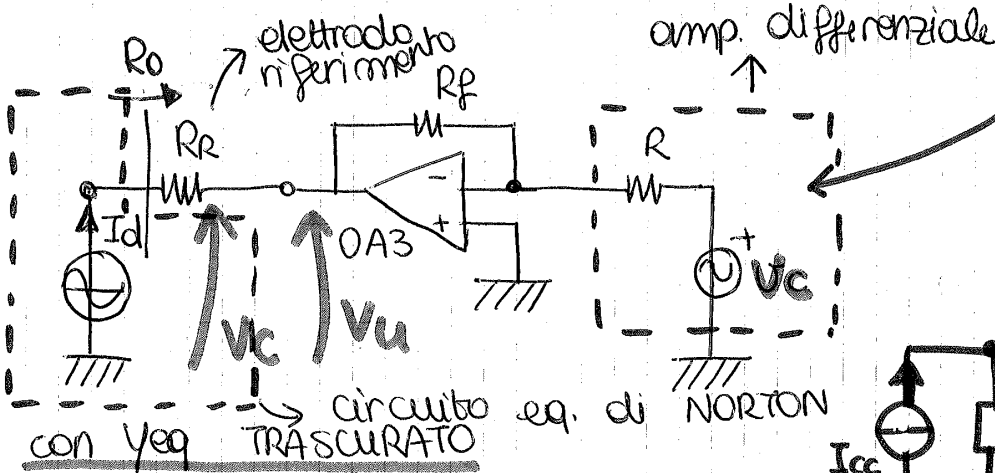
Amp. DIFFERENZIALE

se $U_C = 0$ $\text{CMRR} \rightarrow \infty$ $U_C = 0$



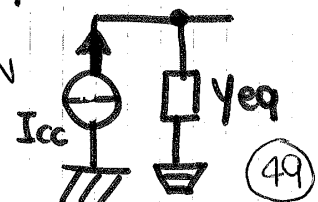
se $A \rightarrow +\infty$ V_C i 2 nodi di $R_1 \rightarrow$ no I

DIVENTA UN VOLTAGE FOLLOWER quindi in uscita ho ancora V_C



con Y_{eq} TRASCURATO

eq. di NORTON

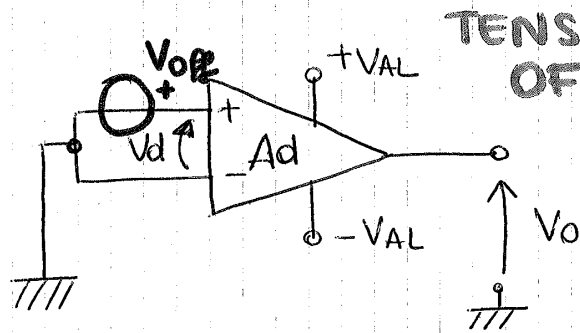


(49)

Dimensionando R_f e $2R \rightarrow$ ottengo una R_o bassa.
 Quindi avere un eR con l'impedenza bassa $\rightarrow R_e$ piccolo

HO DEI LIMITI

perché se pongo $\frac{R_f}{R} \gg 1$ OAZ ha una certa tensione di OFFSET in ingresso.

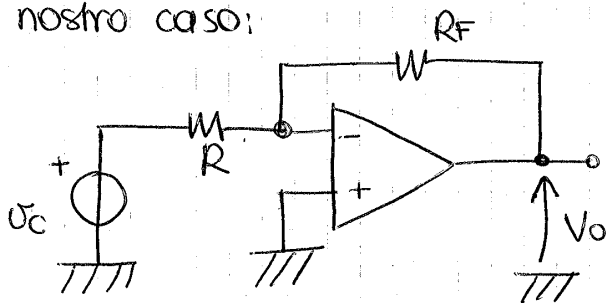


TENSIONE OFFSET

$V_o = Ad V_d$
 se $V_d = 0$ (corto circuito)
 $V_o = 0$ ma non succede

All'ingresso del la TENSIONE DI OFFSET che è CONTINUA ed amplificata come tensione di modo comune (μV), dato che $Ad \gg 1 \rightarrow$ **e' amplificatore SATURA** o cmq $V_o \neq 0$

Nel nostro caso:



In questo circuito

$Ad = \left(-\frac{R_f}{R} \right)$

\uparrow
guadagno

se $V_c = 0$
 all'ingresso ho una $V_c = V_{off}$

$\rightarrow V_o \neq 0$

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

$V_{off} \sim$ da $100 \mu V$ a $1 mV$

Se amplifico troppo con $\frac{R_f}{R} \rightarrow$ OAZ amplifica troppo e vado in saturazione. \rightarrow **LIMITE**

Anche la I_B cade su R e R_f e quindi crea una tensione che si somma a quella di offset.

OA1 e OA2 amplificano 20-30 volte.

L'OFFSET non è ben garantito dal costruttore → è indicato come inferiore ad un valore.

V_c è la causa principale di INTERF. DI RETE all'uscita dell'OpAmp.

INTERF. RETE provocata da:

↑ lineare / decibel

- **CMRR** non abbastanza grande per l'Amp. differenziale → deve essere il + grande possibile

$CMRR > 95 - 100 \text{ dB}$ (accettabile)

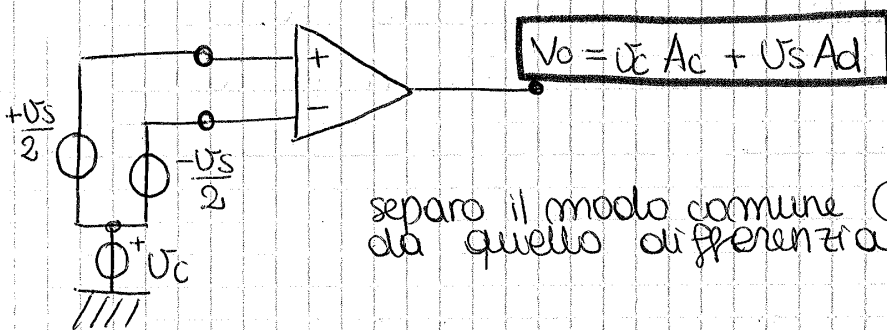
$CMRR = 110 - 130 \text{ dB}$ (molto buono)

$CMRR > 140 \text{ dB} \rightarrow \text{!}$

Se non è adeguato → l'amp. modo comune non è abbastanza bassa → $\frac{A_d}{A_c} \gg$

- SBILANCIAMENTO IMPEDENZA D'ELETTRODO ESPLORANTE → se et sono \neq il modo comune diventa differenz. e quindi viene amplificata molto

- ACCOUPLAMENTO CAPACITIVO dei cavi degli elettrodi alla rete



separo il modo comune (V_c) da quello differenziale (U_s)

voglio $V_c A_c \rightarrow 0$ perché dal DISTURBO

$CMRR = \frac{A_d}{A_c} \rightarrow$ termini lineari

$CMRR_{dB} = 20 \log_{10} \frac{A_d}{A_c} \rightarrow$ decibel

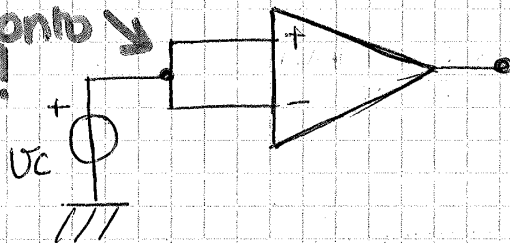
(51)

$$V_{IRNSO\ CMRR} = U_c \cdot \frac{1}{CMRR}$$



è il modo comune riferito all'ingresso per confrontarlo direttamente all'ingresso senza conoscere Ad.

li confronto qui!



21 novembre 2013

Conseguenze sul segnale della V_o che si genera tra paziente e terra → accade quando Δ è riferito a terra o quando c'è C_p → si genera U_c

IN CHE MODO U_c PASSA DALL'INGRESSO ALL'USCITA?

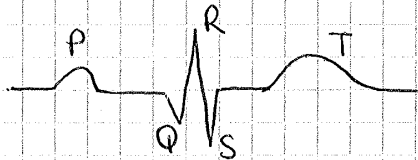
L'OpAmp non è ideale → $CMRR \neq \infty$

$U_c \rightarrow$ SINUSOIDE A 50 Hz

$CMRR = 100\text{ dB}$ con $V_{IRN} = 1\text{ V}$ $V_n = 10\text{ }\mu\text{V}$

è una buona soluzione? → bisogna confrontare rumore con segnale che vogliamo misurare.

Es: SEGNALE ECG



QUALE ONDA?

Devo specificare quale ampiezza intendo.

$P \sim 100\text{ }\mu\text{V}$

$R \sim 1\text{ mV}$

Considero l'onda P ($\sim 100\text{ }\mu\text{V}$)

RAPPORTO

$\frac{\text{SEGNALE}}{\text{RUMORE}}$

$$= \frac{S}{N} = \frac{U_s}{U_n}$$

(→ PICCO o picco/picco)

UGUALI



$$= \left(\frac{S}{N}\right)_{\text{dB}} = 20 \log_{10} \frac{U_s}{U_n}$$

(52)

$$U_0 = Ad U_c \left(\frac{R_i R_{e2} + R_i^2 - R_i R_{e1} - R_i^2}{(R_{e1} + R_i)(R_{e2} + R_i)} \right)$$

$$U_0 = Ad U_c \left(\frac{R_i (R_{e2} - R_{e1})}{R_{e1} R_{e2} + R_{e1} R_i + R_{e2} R_i + R_i^2} \right)$$

$$U_0 = Ad U_c \left(\frac{R_{e2} - R_{e1}}{R_i + (R_{e1} + R_{e2}) + \frac{R_{e1} \cdot R_{e2}}{R_i}} \right) \text{ trascurabili}$$

$10^6 \leftarrow 10^4 \leftarrow R_i \cdot 10^2 \leftarrow$

normalmente $R_i \gg R_e \rightarrow \begin{cases} R_i \gg R_{e1} \\ R_i \gg R_{e2} \end{cases}$
 $R_{e1} \sim R_{e2}$

se $R_i \sim M_\Omega$ (10^6)

$R_{e1}, R_{e2} \sim 10K\Omega$ (10^4)

guardando gli ordini di grandezza:

se $R_i \sim M_\Omega \rightarrow$ errore 10% trascurando gli altri

se $R_i \sim 100M_\Omega$ ($REALTA'$) \rightarrow errore 1‰ trascurando gli altri

Quindi

$$U_0 = Ad U_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

U_0 più grande del 10% o del 1‰ rispetto alla realtà

formula approssimata perché commetto

10% errore \rightarrow se $R_i \sim M_\Omega$

1‰ errore \rightarrow se $R_i \sim 100M_\Omega$

Inoltre usando quello approssimato io aumento il vero valore $U_c \rightarrow$ CASO PEGGIORE

$U_d = U_c \frac{\Delta R_e}{R_i} \rightarrow$ la U_c diventa una tensione di modo differenz.

$$\Delta R_{e_{MAX}} = \frac{U_{IRN}}{U_c} \cdot R_i = \frac{10^{-6}}{10^{-1}} \cdot 10^7 \cong 10^2$$

$$\Delta R_{MAX} \cong 100 \Omega$$



$$\Delta R_e \leq 100 \Omega$$

con l'amplificatore che ha non può avere $U_{IRN} \leq 1 \mu V$
 Deve cambiare:

$$R_i = 100 M \Omega$$

$$\Delta R_e = \frac{U_{IRN}}{U_c} \cdot R_i = \frac{10^{-6}}{10^{-1}} \cdot 10^8 \leq 1 K$$

$$\Delta R_e \leq 1 K \Omega$$

Deve preparare molto bene il paziente.

• Se $R_i = 1 G \Omega$

$$\Delta R_e = \frac{U_{IRN}}{U_c} \cdot R_i = \frac{10^{-6}}{10^{-1}} \cdot 10^9 = 10 K$$

$$\Delta R_e \cong 10 K$$

Anche se non prepara il paziente alla perfezione:
 può misurare tranquillamente.

E' + utile combinare CMRR che R_i



PUNTO DI PARTENZA: cerco una situazione in cui

$$V_{IRN\ CMRR} \approx V_{IRN\ \Delta Re}$$

$$\cancel{V_c} \frac{1}{CMRR} \approx \cancel{V_c} \frac{\Delta Re}{R_i}$$

IPOTESI X LAVORARE

$$\boxed{\frac{1}{CMRR} \approx \frac{\Delta Re}{R_i}} \rightarrow CMRR \approx \frac{R_i}{\Delta Re}$$

NON e' UN' EQUAZIONE

UTILE x iniziare il progetto

Attenzione: NON e' il CMRR dell' OpAmp, il CMRR ha il suo valore, l'ideale sarebbe che fosse $\approx \frac{R_i}{\Delta Re}$

Esempio:

(E. in Ag-Cl)

→ $\Delta Re \approx 1\text{ k}\Omega$ (ricavato dal tipo di elettrodi)

$R_i = 100\text{ M}\Omega$ (amplificatore)

affinche' l'OpAmp sia ben sfruttabile il suo CMRR dovrà essere $\approx \frac{R_i}{\Delta Re}$

$$CMRR \approx \frac{R_i}{\Delta Re} \approx \frac{10^8}{10^3} \approx 10^5 \rightarrow 100\text{ dB}$$

cerco l'OpAmp con CMRR $\approx 100\text{ dB}$ se ho $R_i = 100\text{ M}\Omega$

$$\Delta Re = 1\text{ k}\Omega$$

$$CMRR = 100\text{ dB}$$

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

$$\left. \begin{array}{l} \Delta Re = 1\text{ k}\Omega \\ CMRR = 100\text{ dB} \\ R_i = 100\text{ M}\Omega \end{array} \right\} \rightarrow V_{IRN\ 50} = \underbrace{V_c}_{?} \cdot \frac{1}{CMRR} + \underbrace{V_c}_{?} \frac{\Delta Re}{R_i}$$

Per ipotesi pongo $V_c = 1\text{ V}$ perche' non lo conosco:

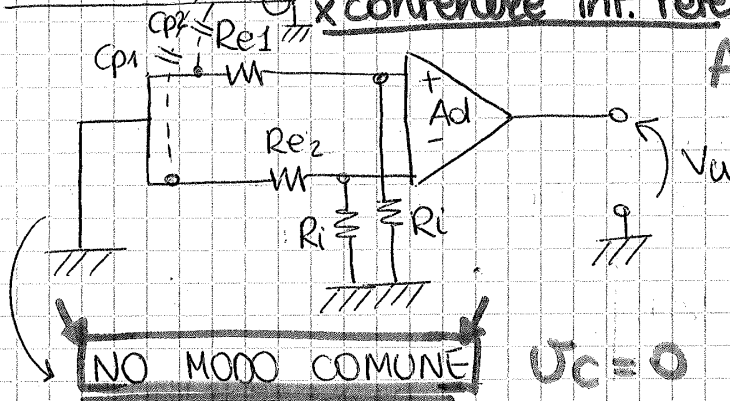
Non serve avere $R_i = 1G\Omega$ se ho $CMRR = 90dB$



R_i è SPRECATA!

CMRR, R_i GRANDI ΔR_e PICCOLO
 x contenere int. rete

25 novembre 2013



ACCOUPLAMENTO CAVI Elettrodi CON LA RETE

$$V_{IRN_{SO}} = U_c \frac{1}{CMRR} + U_c \frac{\Delta R_e}{R_i}$$

se $U_c = 0 \rightarrow V_{IRN_{SO}} = 0$ NO INT. RETE
 se non avessi l'accop. dei cavi

Tuttavia l'INT. di RETE del \rightarrow causata dai cavi degli elettrodi

↓
 accoppiati capacitivamente con la rete elettrica C_{p1} e C_{p2} (perché sono ricoperti di guaina isolante, ma sono una peccia di metallo)

$$V_u = (V^+ - V^-) A_d = V_d A_d \rightarrow \boxed{V_{IRN_{Cp}} A_d = V_u}$$

vede come resistenza ell

$$\begin{cases} C_{p1} \rightarrow R_{e2} \oplus R_i = R'_{e2} \sim R_{e2} \\ C_{p2} \rightarrow R_{e1} \oplus R_i = R'_{e1} \sim R_{e1} \end{cases} \rightarrow \text{errore trascurabile}$$

$$R_i \gg R_{e1}, R_{e2} \rightarrow \begin{cases} R_{e2} \oplus R_i \sim R_{e2} \\ R_{e1} \oplus R_i \sim R_{e1} \end{cases}$$

$$V_{IRN_{Cp}} = (V^+ - V^-)$$

MODO DIFFERENZIALE:

Dipende da quanto sono bilanciati i 2 rami

CASO IDEALE $R_{e1} = R_{e2}$ e $C_{p1} = C_{p2} \rightarrow V_d = 0$

Normalmente non accade!

Una differenza anche solo dello 1% tra R_{e1} e R_{e2} o tra C_{p1} e $C_{p2} \rightarrow V_d \approx 100 \text{ mV} \rightarrow$ verrà amplificata Ad e poi confrontata con il segnale.

INT. RETE > SEGNALE da STUDIARE

Soluzione

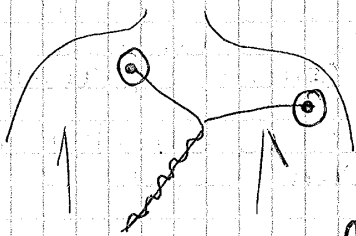
$C_{p1} \sim C_{p2}$ e $R_{e1} \sim R_{e2}$

Int. di rete \downarrow bassa

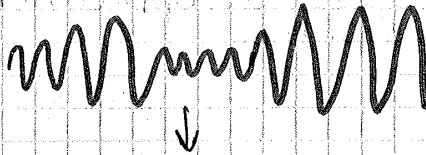
$V_{IRN_{CMRR}}$ e $V_{IRN_{\Delta R_e}} \rightarrow$ CONTENIBILI con un progetto adeguato ($V_c, R_i, CMRR$)

$V_{IRN_{C_p}} \rightarrow$ meno controllabile, le C_p si creano da sole e non si controllano.

Per avere $C_{p1} \approx C_{p2} \rightarrow$ i 2 cavi devono essere uguali della stessa lunghezza, attorcigliati tra loro \rightarrow così fanno lo stesso percorso (finché posso).



Spesso sono all'interno di una guaina metallica collegata a terra \rightarrow poi si spioccano e poi si separano.



INT. DI RETE in uscita è MODULATA dal movimento dei cavi \rightarrow si risolve con appositi amp.

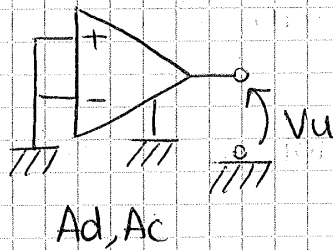
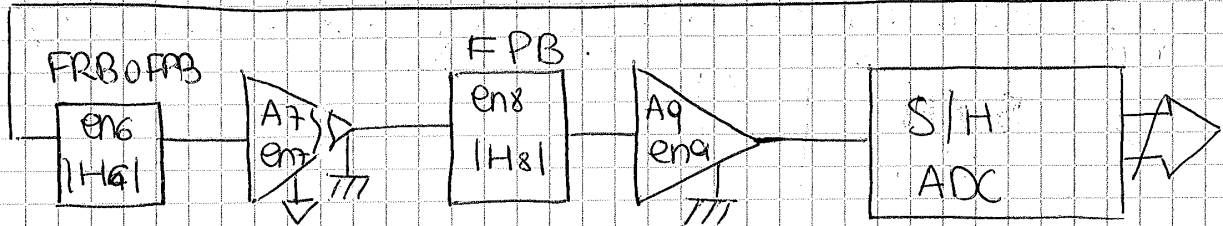
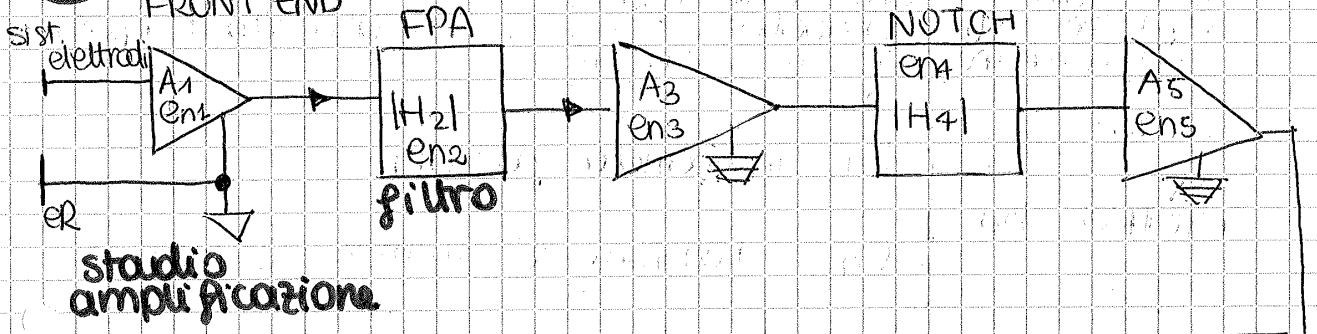
Se $R_{e1}, R_{e2} \ll \rightarrow V^+$ e V^- sarebbero piccoli
se $R_{e1}, R_{e2} \rightarrow 0$ allora V^+ e $V^- \rightarrow 0$

CATENA DI AMPLIFICAZIONE PER BIOPOTENZIALI

1 → Tecnica costruttiva TRADIZIONALE

2 → Tecnica costruttiva ad ALTA DEFINIZIONE

① basata su una catena di amplificazione con A = amplificazione e e_n = RUMORE
FRONT END

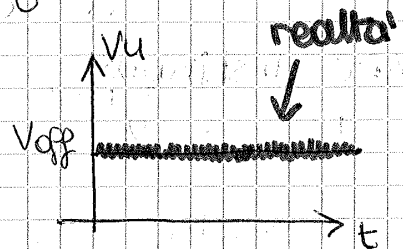


$$V_d = 0; V_c = 0$$

$$V_u = A_d V_d + A_c V_c = 0$$

$$V_u = 0!$$

- vedo una V_{off} CONTINUA
- rumore (→ processo casuale)



→ non si può parlare di valore di picco
Si cerca una fascia all'interno della quale è contenuto il 95% dei campioni di rumore

se $N = 10$

$D_{ADC} = 2V (-1 \rightarrow +1)$

$$LSB \approx \frac{2V}{1024} \approx 2mV$$

↓ il segnale varia da +2V a -2V

vedo il segnale a passi di 2mV

> $N = \text{bit} \rightarrow$ rappresentazione + accuratezza

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

con ($H_i = 1$)

In base all' A_{TOT} che voglio \rightarrow progetto

A_{TOT} lo scelgo con $\frac{\text{ampiezza in uscita}}{\text{ampiezza in ingresso}}$

È meglio che amp in uscita $\sim D_{ADC}$

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

↑ dinamica segnale

se $D_{ADC} = 2V (+1 \rightarrow -1)$

$D_s = 20 \mu V (+1 \rightarrow -1)$

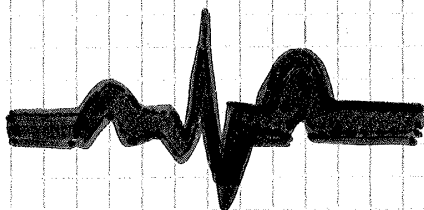
$$A_{TOT} = \frac{2}{20 \cdot 10^{-3}} = 100$$

Come distribuisco A_{TOT} sugli amplificatori?

26 novembre 2013



SEGNALE PULITO



INT. di RETE con un certo picco-picco

se $e_1 \sim e_2 \sim e_n$

Il peso maggiore e_1 dato dal 1° blocco
 e_1 prevale

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

$$P_{in} = \frac{P_n}{(A_1 A_2 A_i \dots A_n)^2} = \frac{P_n}{A_{TOT}} \rightarrow \text{Potenza all'ingresso } P_n / \text{amp. totale}$$

$$P_{in} = (e_1)^2 + \left(\frac{e_2}{A_1}\right)^2 + \left(\frac{e_i}{A_1 A_2}\right)^2 + \dots + \left(\frac{e_n}{A_1 A_2 A_i}\right)^2$$

Il peso della tensione di rumore DIMINUISCE mano a mano che procedo nella catena (solo se il 1° non varia)

Per avere P_{in} PICCOLA \rightarrow devo concentrare tutta la A_1 nel 1° blocco \rightarrow perché A_1 è a denominatore in tutte le potenze

P_{in} piccola $\rightarrow A_1 \gg$ attenzione!
CONCENTRO $e_1 A_{TOT}$ NEL PRIMO BLOCCO

1) **$A_1 \rightarrow$ "ALTA" (la + grande possibile) ATTENZIONE SATURAZIONE**

MA NON FUNZIONA \times non avere problemi di rumore

Al segnale sono sovrapposti dei disturbi: \rightarrow DISTURBO PEGGIORE

1 - DIFFERENZA POTENZIALI DI SEMICELLA (che da la componente continua nell'amp. differenziale)

• Potenziale Assoluto Ag-Ce $> 4V$
 • Potenziale semicella $\Delta PDS \sim 10mV$

ma peggiora sulla cure **$\Delta PDS (10 - 100 mV)$**

$\rightarrow \circ A_1 \approx 100$

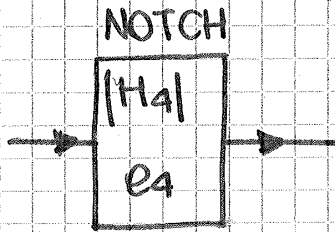
Se al 1° ho $\Delta PDS = 100mV$, all'uscita $\rightarrow 10V$ (rischio di essere in saturazione) di solito $V_{CC} \sim 12V$

\rightarrow non ho tenuto conto del comportamento degli elettrodi.

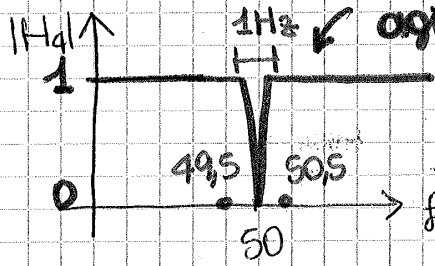
NON VA BENE A_1 alta! \rightarrow devo amplificare meno in A_1

Devo conoscere D_{uscita} del 1° stadio, deve essere minore dell'amplificazione \rightarrow SATUREREBBE

all'int. di rete, quindi:



• Taglia la componente frequenziale dell'int. di rete.



agisce su un'unica componente frequenziale

le altre non le modifica

REALTA':

Attenuazione del NOTCH → $\alpha \approx 40 \text{ dB}$

INT. RETE attenuata di ~ 100 volte
SEGNALE non è toccato

segnale ~ 100 mV
↓
 $\frac{S}{R} = 100$

INT. RETE ~ 1 mV
↓

Quindi se $A_1 = 20$, $A_3 = 5$, $A_5 = A_7 = A_9 = 1$

REALTA': voglio amplif. che possano ad adattarsi a \neq segnali biopotenziali (ONDA R → 800 μV → 1,5 mV) variano con il soggetto
voglio sfruttare tutti i livelli dell'ADC

A_{TOT} alta, ma non troppo perché satura

Quindi vorrei poter modificare l' A_{TOT} xk se
• il segnale è + intenso → abbasso l'amplificazione

• il segnale è - intenso → aumento l'amplificazione
come il volume della TV

Non tocco A_1 e A_3 xk le ho calcolate

A5 ad amplificazione VARIABILE

BASSA NOMINALE ALTA
0,5 - 1 - 2

→ ECG solo 3
→ EMG, ECC + variabili

amp. NOMINALE

ECG $\rightarrow f_{MAX} = 125 \text{ Hz}$

$f_s \cong 500 \text{ Hz}$ (x il teorema di NEIQUIST)

quindi scelto $f_c \cong 200 \text{ Hz}$ perché devo assicurare che tutte le f siano $< 200 \text{ Hz}$.



AMP. USATA \rightarrow sempre UNITARIO \sim voltage follower
 \downarrow
a volte non c'è!

SATURAZIONE abbassa el' alimentazione ed el' possibile + si degli Amplificatori.

$V_{CC} \sim 12 \text{ V}$ ANNI FA \rightarrow $V_{CC} \sim 1,8 \text{ V}$ OGGI

\downarrow
questa catena non va bene

28 novembre 2013

DIMENSIONAMENTO STADI AMPLIFICAZIONE

***AMPLIFICATORI**

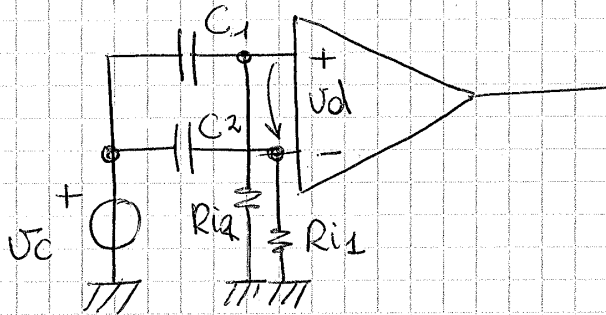
- specifico il' amplificazione
- devo conoscere la tensione di alimentazione
o V_{OSATA} (= tensione di alimentazione)

\downarrow
non accade sempre che sia così!

si devono specificare le funzioni dei singoli blocchi

***FILTRO**

- specifico il tipo
- specifico la $f_{centrale}$ o f_{taglio}
- eventuale attenuazione che introduce se è FPBanda



R_{i1}, R_{i2}, C_1 e C_2 sono SIMILI, ma non sono identici
(anche se con il tempo invecchiano)

↓
 U^+ e U^- NON sono uguali

↓
creo un $U_d = U^+ - U^-$ → MODO DIFFERENZIALE

$$U^+ \neq U^- \rightarrow U_d \neq 0 \rightarrow U_d = U^+ - U^-$$

La U_c diventa U_d ↓

U^+ : partizione di U_c su $R_i + C_1$

U^- : partizione di U_c su $R_i + C_2$

U_d viene amplificato esattamente come il segnale

$$\text{se } U_c \sim 50 \div 100 \text{ mV} \rightarrow U_d \sim \mu\text{V}$$

↓
e' ampio quanto il segnale che voglio studiare.

Mi conviene eliminare i PDS dopo l'amplific.
xk i vantaggi sono pochi rispetto agli svantaggi.

↓
NON si usa! (x EEG, ECG, EMG)

(Posso usarlo solo in casi in cui f sia $> 50\text{Hz}$ perché in quel caso C_1 e C_2 sarebbero c.c. e quindi $U^+ = U^-$)

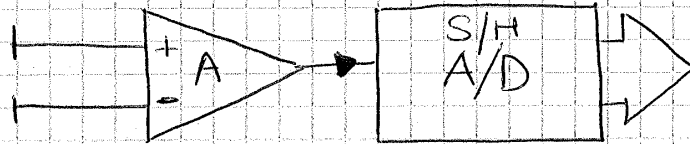
F. ATTIVI → non si usano all'inizio

Se li metto all'inizio della catena il rumore è amplificato e non riesco poi ad eliminarlo dopo.

risolvono alcuni problemi



CATENE DI AMPLIFICAZIONE AD ALTA RISOLUZIONE



A concentra tutta l'amplificazione = A_{TOT}

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

↪ non si cambia

catena tradizionale:

se $D_{ADC} \gg (\pm 5V, \pm 10V) \rightarrow A_{TOT} \gg$

Esempio:

se $D_S = \pm 20mV$ e $D_{ADC} = \pm 10V$

$$A_{TOT} = \frac{20}{20mV} = 1000$$

se $V_{CC} = \pm 10V \rightarrow$ SATURO se concentro tutta A_{TOT} in A.

se $D_{ADC} = \pm 1V$

$$A_{TOT} = \frac{2}{20mV} = 100 \downarrow$$

$V_{CC} = \pm 10V \rightarrow$ limite saturazione

se $D_{ADC} = \pm 100mV$

$$A_{TOT} = \frac{100mV}{20mV} = 10$$

→ posso fare $A = A_{TOT}$
→ NON SATURO!

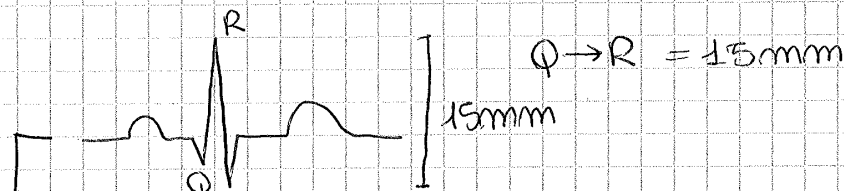
(64)

se $N_{bit} = 20 \rightarrow 1'000'000$ livelli

$$D_{ADC} = \pm 1V$$

$$U_i = \pm 100mV$$

se uso $\frac{1}{10}$ dei livelli $\rightarrow 100'000$ livelli x mappare il segnale



8 bit \downarrow
 \rightarrow 256 livelli x un ECG e' tanto perche' lo spessore dei livelli e' indistinguibile e rende il segnale continuo

Quindi 100'000 livelli x mappare un segnale sono tanti!

NON HO PIU' BISOGNO DI VARIARE L'AMPLIFICAZIONE DELLA CATENA \rightarrow ho ancora molti livelli da riempire nell'ADC

\rightarrow non rischio di saturare la DAC dell'ADC.

Il filtraggio e' fatto sul segnale DIGITALE

ECG $0,1 \text{ Hz} < f < 125 \text{ Hz}$

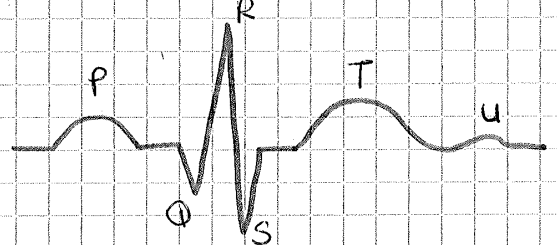
La banda cambia negli anni a seconda delle conoscenze che abbiamo, l'ampiezza rimane + costante

Bisogna capire che cosa interessa al cardiografo quando valuta un segnale

bisogna garantire i segnali importanti x un referto del medico

ECG

onda P, Q, R, S, T, U



non è sempre visibile (+ nel bambino)
non è molto importante

onda P → • depolarizzazione ATRI
• 1° evento del ciclo cardiaco

$50 \mu\text{V} \div 150 \mu\text{V}$

onda Q → • il complesso QRS corrisponde alla depolarizzazione dei ventricoli

• 2° evento del ciclo

• Q e S poco pronunciate

• R è la + ampia, varia a seconda della attività respiratoria (20%)

$500 \mu\text{V} \div 2 \text{ mV}$

Il segnale è riscalato + piccolo se aumento la respirazione perché aumento l'impedenza delle gabbie toraciche

onda T → • ripolarizzazione VENTRICOLI

• si possono evidenziare malattie ISCHEMICHE

ASPETTO MORFOLOGICO importante!

intervallo Q-T → depolarizzazione + ripolarizzazione
(durata) → se è troppo lungo è un sintomo di

morte x aritmia letale → il ritmo cardiaco si altera xk si va in contro a fibrillazione ventricolare che compromette la funz. di pompa del cuore. → MORTE IMPROVVISA ~ INFARTO

Per valutare la durata si deve tenere conto della freq. cardiaca → il Q-T corretto deve rimanere all'interno di un intervallo.

Il medico considera 12 derivazioni contemporaneamente

ECG è STANDARDIZZATO a livello MODIALE

rappresentato - allo stesso modo

- con amplif. tale che la deviazione di 1mV corrisponde alla deviazione di 1cm

SENSIBILITÀ di un ECG = 10mm/mV

Riportata in alto sopra alla 1° derivazione
FREQ. CARDIACA

- su carta millimetrata

→ si può scegliere amp. { doppia
meta'

- velocità scorrimento traccia

25mm/s sotto alla 3° derivazione

CONVERSIONE

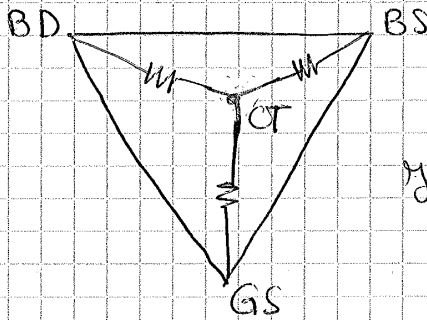
1mm = 40ms

inter. PR ≈ 160ms perché PR ≈ 4mm

Se si introducono dei filtri durante la misura → lo si scrive sulla carta

NO DO DI WILSON

considero la media dei 3 potenziali con R identici



Misuro le differenze di potenziale tra un elettrodo esplorante e un punto di riferimento su cui viene applicato tramite R l'elettrodo.

Il punto viene chiamato CENTRAL TERMINAL.

$$V_{CT} = \frac{1}{3} (\phi_R + \phi_L + \phi_F) \quad \text{POTENZIALE DI RIFERIMENTO}$$

otengo altre 3 derivazioni

$$V_R = \phi_R - V_{CT} = \frac{2}{3} \left(\phi_R - \frac{1}{2} (\phi_L + \phi_F) \right)$$

$$V_L = \phi_L - V_{CT} = \frac{2}{3} \left(\phi_L - \frac{1}{2} (\phi_R + \phi_F) \right)$$

$$V_F = \phi_F - V_{CT} = \frac{2}{3} \left(\phi_F - \frac{1}{2} (\phi_L + \phi_R) \right)$$

sono linearmente dipendenti



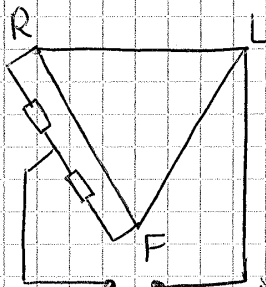
otengo altri 3 punti di vista x osservare il segnale

$V_R, V_L, V_F \rightarrow$ NON si usano



GOLDBERG considera:
Derivazione ECG aumentate

ampiezza maggiore di prima



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

ricordando le espressioni di Wilson

Goldenberg afferma che si ottengono le stesse derivazioni di Wilson aumentando l'R tra il braccio esplorante e il CT \rightarrow in questo modo le altre 2R sono in serie e il potenziale è $>$ di 1,5 volte.

3 dicembre 2013

Si tratta la catena d'amp. tradizionale perché quella ad alta risoluzione è la stessa \times qualunque segnale \rightarrow AMPLIFICAZIONE (± 50 volte) + CONVERTITORE, FILTRAGGIO sul segnale digitale

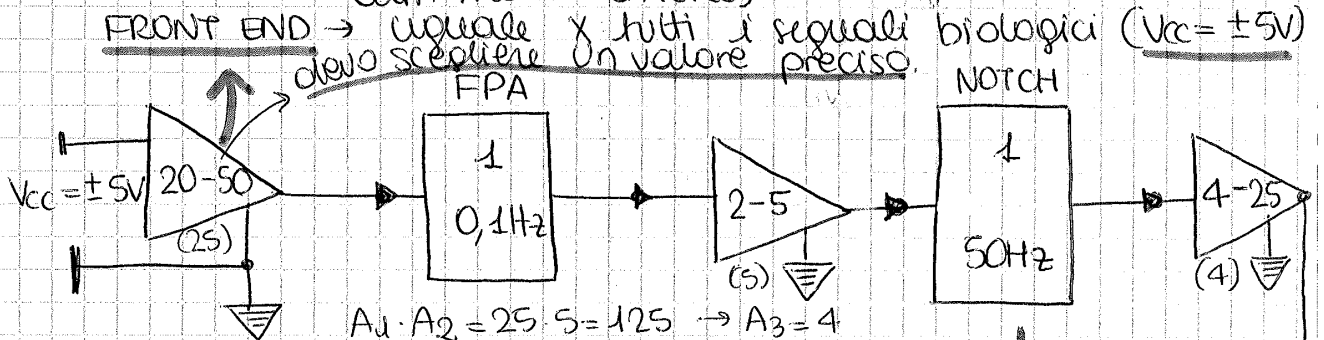
Si studia quella tradizionale \times il filtraggio vale allo stesso modo anche \times quella ad alta risoluz. Inoltre la C.A.R. può non essere sufficiente \rightarrow sacrifico molti livelli del convertitore (su quello disponibili ne uso solo una parte)

per evitare uso la C.A.T magari usando un "convertitore + SPINTO"

anzichè 8-14 bit uso **8-16 bit**

SOLUZIONE INTERMEDIA tra C.A.T e C.A.R

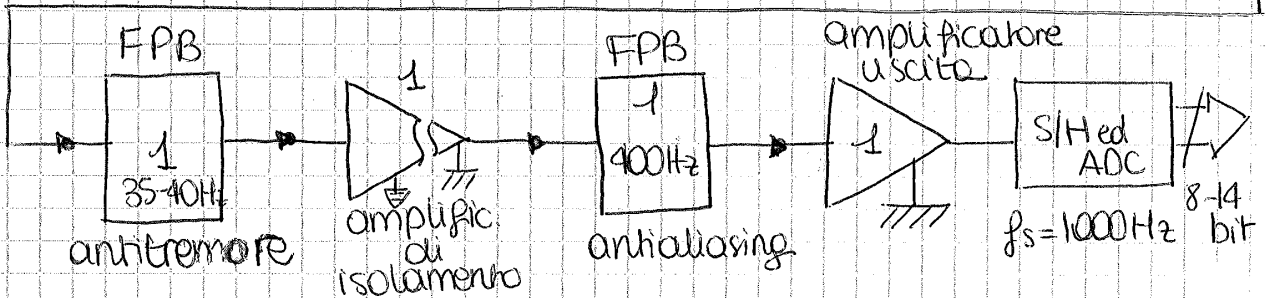
(se abbasso la V_{cc} devo abbassare l'amplificazione altrimenti SATURO)



BISOGNA TENERE CONTO DELLA V_{cc} !

Ipotesi: $V_{cc} = \pm 5V$
 $A_{TOT} = 500$ $A_{TOT} = \frac{5V}{10mV} = 500$

(ECG) $D_S = \pm 10mV$ $A_2 =$ no problemi saturazione
 $A_1 = 25 \rightarrow$ valore intermedio non arrivo a saturazione



ECG clinici hanno 3 sensibilità
 BASSA
 NOMINALE
 ALTA

$A_3 \rightarrow$ amplificazione VARIABILE
 BASSA = 2
 NOMINALE = 4
 ALTA = 8

FPB \rightarrow può non esserci!
 $f = 35 - 40 \text{ Hz} \rightarrow$ elimina le alte frequenze del segnale.

\downarrow
 perdo informazioni \times
 questo passo toglierlo

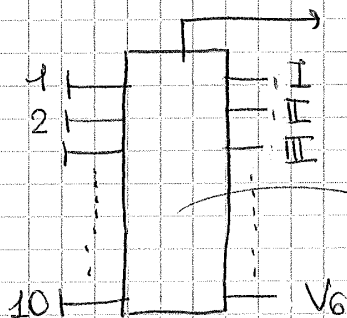
I filtri si mettono solo se indispensabili!

$f_s = 1000 \text{ Hz} \rightarrow$ ma non vale per tutti, può essere
 ($f_s = 256 \text{ Hz} \rightarrow$ segnale + scarso.)

FPB \rightarrow deve limitare la banda a meno della metà della f_s
 $f = 400 \text{ Hz}$

AMP. USCITA \rightarrow può anche non esserci
 amplifica 1.

In un ECG ci sono diverse catene di amplificazione fatte così XK ha un 1° blocco collegato ai 10 e



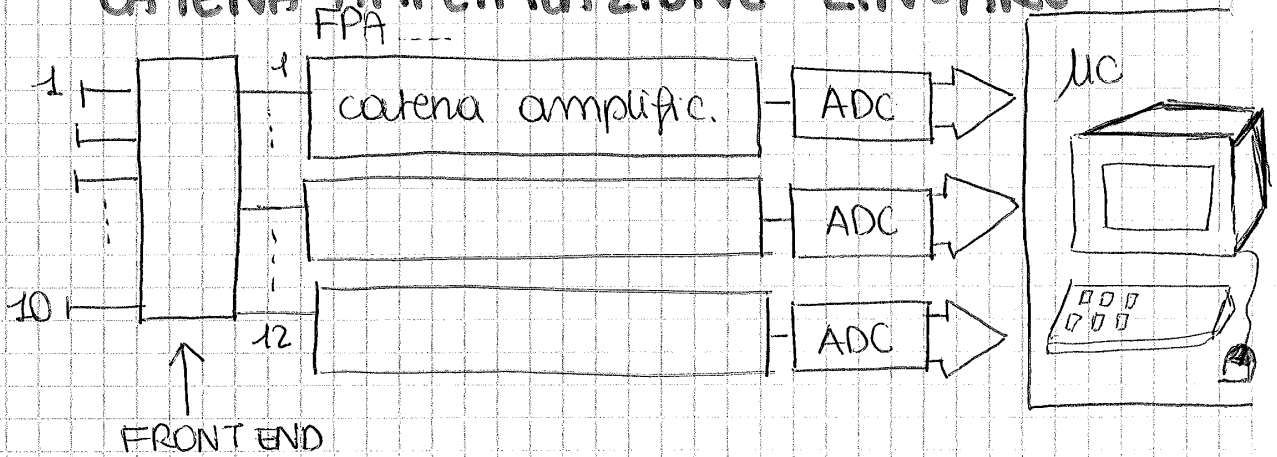
contiene AMPLIFICATORI a basso rumore devo riuscire a ottenere 12 derivaz. solo con amp differenziali o sommatroni

\rightarrow RICOSTRUISCO LE DERIVAZIONI CON AMPLIFICATORI

dai quali sono ricostruite 12 derivazioni \rightarrow le toraciche si ricavano riprendole al nodo di Wilson.

Da questo blocco parte la catena di amplific. generalmente senza FRONT END perché amplif. già nel blocco

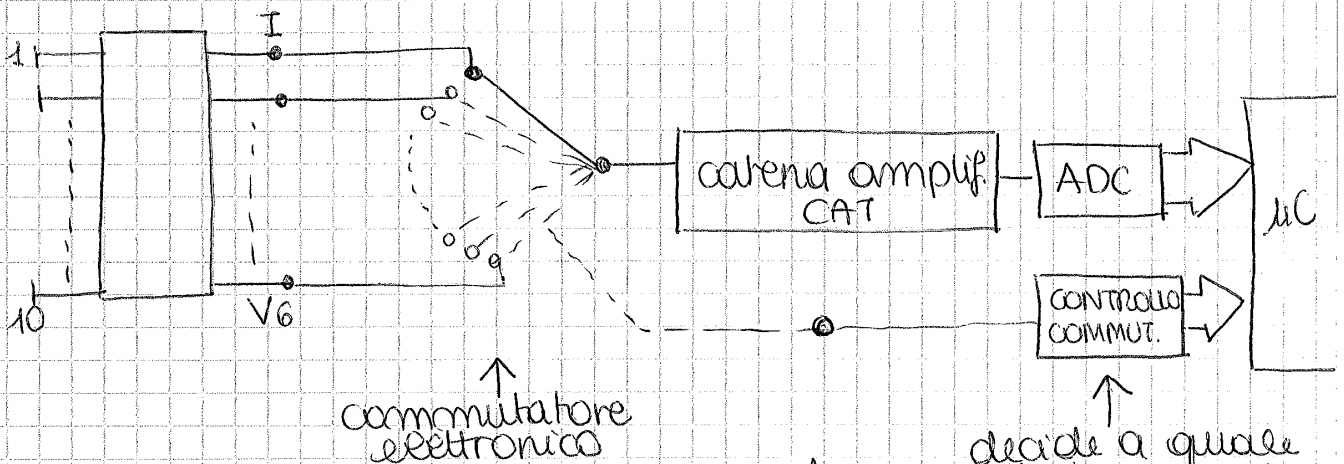
CATENA AMPLIFICAZIONE LINEARE



PROBLEMA { COSTO
DIMENSIONE
CONSUMO

moltiplico la catena x12

ALTERNATIVA



Indica a quale derivazione è collegato oltre al morsetto comune il commutatore
MICROCALCOLATORE elabora 2 segnali
decide a quale dei morsetti il commut. è collegato il commutatore

↓
dopo 50µs (ad esempio) passo dalla I alla II e il µC lo sa grazie al controllore del commutatore.

Tutti i segnali vengono acquisiti e immagazzinati nel µC.

Dopo 600µs → tutte le derivazioni sono acquisite e si ricomincia.

5 dicembre 2013

ECG DINAMICA



studio dell' ECG durante il movimento

- * ECG sotto sforzo → cambia a seconda di cosa si deve verificare, si scelgono ≠ protocolli.
- * ECG holter → registrazione di ECG x alcuni minuti, mentre si compie un movimento (cammino, corre, pedale) x vedere il comportamento del cuore sotto sforzo, quando lavora a f + alta.

Il segnale non è pulito durante lo sforzo perché si sovrappongono segnali elettromiografici dovuti al movimento che si compie ↓

bisogna limitare i disturbi

FPB



→ + spinto del normale

antihemore

- valuta la funzionalità cardiaca di fronte ad uno sforzo ≠ dal normale

- valuta l'ISCHEMIA (= scarsa perfusione del miocardio) si è depolarizzazione lente → porta all'infarto del miocardio → si può prevenire osservando alcuni sintomi.

+ ELETTRODI + CRUCI perché non si devono staccare (a cause del sudore ad es.)
→ elettrodi + adesivi

L'ECG deve registrare minuti di segnale → deve poter memorizzare molto segnali. (Di solito solo 5-10 secondi) in cond. statiche bastano 5-6 cicli cardiaci



memorizzazione interna del segnale

x permettere al medico di osservare molti minuti

Il medico non può analizzarli manualmente → supporto ALL'ANALISI → riconosce e segnala al medico anomalie, ampiezze troppo ≠, frequenze troppo alta/bassa...

fornisce un RAPPORTO AUTOMATICO al medico

Il segnale ECG è facile da analizzare da un computer → può fare una REFERATAZIONE AUTOMATICA (€ 1'500) già 30 anni fa esistevano

NON SI USANO! →

MIT aveva creato un database x consultazione di segnali ECG x le ditte che producevano apparecchi x referatazione automatica.

(73)

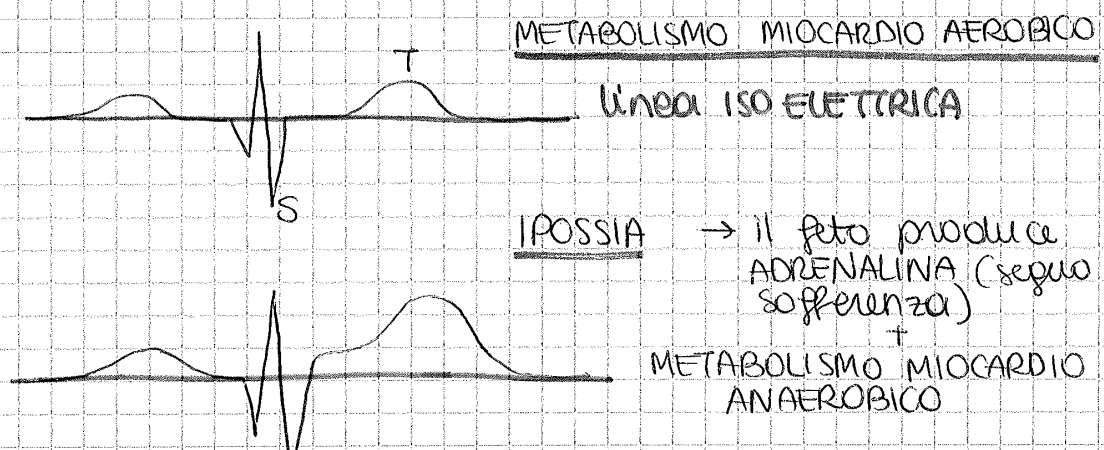
ma non posso valutare rapporti tra onde.

Si usa l'ECG durante il TRAVAGLIO → si riesce ad accedere allo scalpo del feto e si fa una derivazione tra l'EE sullo scalpo e l'ER sul corpo delle madri.

SONDA ATTIVA → permette di rappresentare il segnale EE → e' una punta sottile < 1mm e lo si tiene in posizione con una ventosa.

L'ECG fetale permette di vedere che le camere cardiache si contraggono bene + ricavare la frequenza del feto + intervallo ST perche' cambia in condizioni di IPOSSIA

↓
normalmente riceve ossigeno dalla placenta, se vi e' un distacco → O₂ diminuisce e il feto soffre. Appena lo si nota si puo' intervenire con il cesareo o con contrazioni indotte.



ST sopraelevato
onda T aumenta di ampiezza e area

La sofferenza si instaura se il travaglio e' troppo lungo

↓
si riesce a valutare la variazione confrontandolo con le onde fetali all'inizio perche' non e' sofferente all'inizio del travaglio.

Si considerano 30 complessi x valutare il complesso medio perche' l'ECG fetale e' molto DISTURBATO

↓
tecnica di AVERA GING x aumentare rapporto $\frac{S}{N}$.

EEG

- processo casuale (considero i momenti statistici)
 - MEDIA del segnale (quando li osservo tutti hanno media = 0 a causa del FPA)
 - (VARIANZA) → DEVIATIONE STANDARD = valore efficace del processo → ampiezza (rms)

$$10 \mu V - 500 \mu V \quad \leftarrow$$

$$D_s \approx 1 \text{ mV} \quad (\pm 500 \mu V \div \pm 1 \text{ mV})$$

se ampiezza $\approx 300 \mu V$ $\quad V = 250 \mu V$
 il 95% del segnale nell'intorno della media (=0)

- banda $0,1 \text{ Hz} < f < 70 \text{ Hz}$
 fino a 15 anni fa $0,1 \text{ Hz} < f < 40 \text{ Hz}$

↓
 si è scoperto che le info arrivavano fino a 70 Hz, non tutti la pensano così e non si capisce a cosa corrispondano le info delle f maggiori.

DIVISIONE IN SOTTOBANDE: (∃ diverse versioni!)

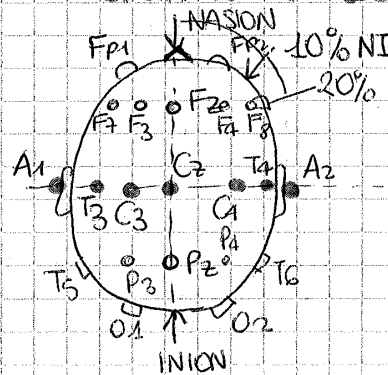
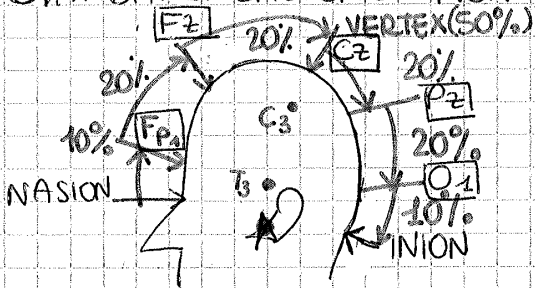
- banda δ → $0,1 \text{ Hz} < f_{\delta} \leq 3,5 \text{ Hz}$ ↳ non è facile distinguere le varie bande
- banda θ → $3,5 \text{ Hz} < f_{\theta} \leq 7 \text{ Hz}$
- banda α → $7 \text{ Hz} < f_{\alpha} \leq 14 \text{ Hz}$
- banda β_1 → $14 \text{ Hz} < f_{\beta_1} \leq 21 \text{ Hz}$
- banda β_2 → $21 \text{ Hz} < f_{\beta_2} \leq 40 \text{ Hz}$
- banda γ → $f_{\gamma} > 40 \text{ Hz}$

Ad ognuna corrisponde una certa situazione:
 α → condizioni rilassamento e benessere
 altre x lo stress o per il sonno ...

POSIZIONAMENTO ELETTRODI EEG 9/12/2013

↓
 + difficile dell'EEG
 sono messi + vicini alla sorgente → spostamenti piccoli
 rilevano info di neuroni vicini

STANDARDIZZAZIONE MONDIALE → standard 10-20



NASION = naso - fronte

INION - NASION = distanza riferimento x sez. TRASVERSA
 (con metro da sartori)

considero 10% - 20% della dist. di riferim.

A1 - A2 → distanza preauric. dx e preaur. sx

* PUNTI PREAURICOLARI → sotto il padiglione

a SX → numeri dispari

a dx → numeri pari

sull'asse NASION - INION → per la zeta → MERIDIANO CENTRALE

Fp1 - Fp2 → punti fronte - polari, sopra le orbite oculari

TOTALE = 19 elettrodi + RIFERIMENTI A1-A2

19 ELETTRODI + A1-A2

sist. completo ha meridiani e paralleli a 10% di distanza

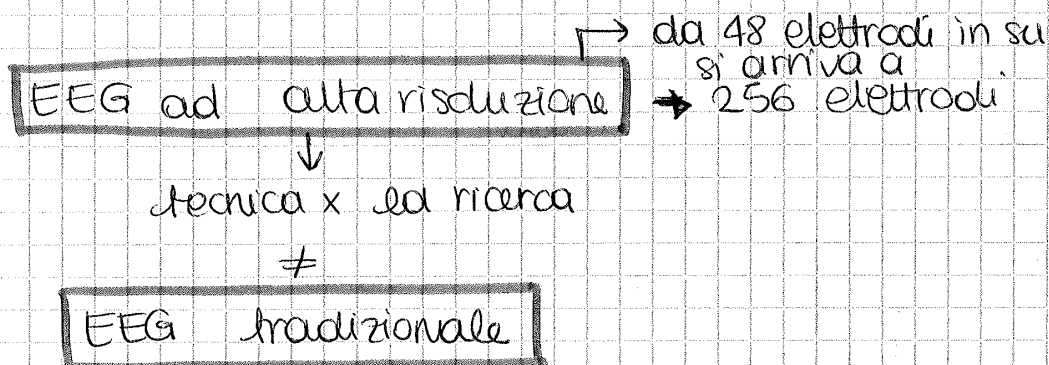
T3 elettrodi + RIFERIMENTI A1 e A2

↓
 non si usano tutti perché posizionarli sullo scalpo
 dove ci sono i capelli è difficile → 1 minuto per
 elettrodo. → 2 ore di preparazione per 15 min di
 test.

SET RIDOTTO → 19 elettrodi + A1 + A2

Per metterne tanti e vicini:

- ELETTRODI AD AGO → selettività spaziale del segnale
- non si interfacciano con la cornea
IMPEDENZA BASSA
- superficie piccola
IMPEDENZA AUMENTA



POT. RIFERIMENTO POSSIBILI → ovunque nel corpo, più facilmente lontano dalla sorgente.

Se metto el sull'addome → esalto artefatti come el'nti di rete → e' probabile che tra rif. e sorgente ci sia un'nt. di rete fastidiosa

RIF. CEFALICI

- POTENZIALI AL LOBO DELL'ORECCHIO

A_1 → rif. elettrodi a sx

A_2 → rif. elettrodi a dx

elettrodi centrali o A_1 o A_2

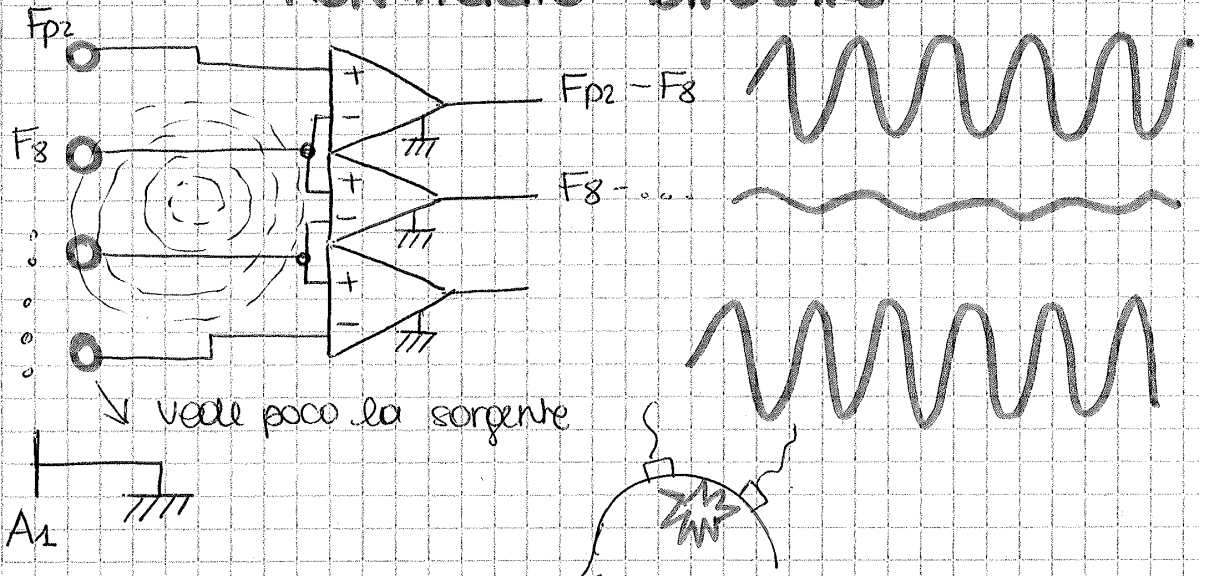
- POTENZIALE: MEDIA $A_1 - A_2$
- OSSO MASTOIDE: dietro il padiglione auricolare
- MENTO (→ centrale sul viso)

RIF. NON CEFALICI

- MEDIA PESATA tra i pot. dello sterno e i pot. del retro del collo → lo scelgo se c'è artefatto da ECG, così e' come se il segnale ECG fosse compreso nel rif. e' comune a dx e a sx.
- RIFERIMENTO = POTENZIALE medio di tutti gli elettrodi posizionali.

(77)

MONTAGGIO BIPOLARE



Ogni canale rappresenta la ddp tra i 2 elettrodi vicini

La sorgente è localizzata dove il segnale è minimo cioè tra 2 elettrodi che hanno ddp minore → perché hanno una ddp simile, vedono lo stesso segnale

All'EEG è collegata l'UNITÀ SATELLITE = TESTINA, portata vicino alla testa del paziente e avere cavi con e riduce l'inh. di rete dovuta a accoppiamento capacitivo dei cavi.

Alcuni EEG possono avere SONDE ATTIVE.

10 dicembre 2013

ARTEFATTI EEG

Grossi problemi dati da INT. di RETE e dalla D.P.S
→ possono portare alla saturazione

ALTRI ARTEFATTI

Bisogna conoscerli x capire xk si genera e come e inoltre per capire come ragiona un elettroencefalografista quando legge un EEG

* CHIUSURA OCCHI (EYEBLINK) → poco controllabile, ne avvengono un tot. durante l'EEG. È presente in **Fp2-A2**

PRELIEVO MONOPOLARE

(→ prelievo MONOPOLARE) → fronte polare omni direz. La sorgente è sotto agli elettrodi dove il disturbo è + intenso

(78)