

*Corso di Strumentazione e Tecniche per
la Diagnostica*

MONITOR OSPEDALIERI

Monitor



I monitor ospedalieri si usano nei reparti di terapia intensiva per monitorare i parametri vitali di un paziente.

In particolare viene monitorata l'attività cardiaca, quella respiratoria, la pressione arteriosa, la percentuale di emoglobina legata nel sangue e la temperatura.

I relativi strumenti sono: elettrocardiografi, impedenziometri, sfigmomanometri elettronici, pulsoossimetri e termometri.

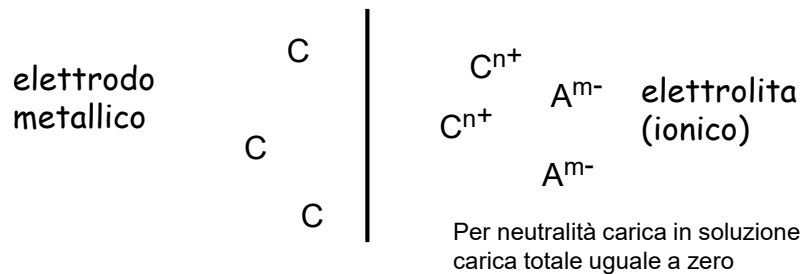
Preliminarmente saranno descritti gli elettrodi che si utilizzano per gli elettrocardiografi e per gli impedenziometri

ELETTRODI PER Elettrocardiografi e Impedenziometri

Gli Elettrodi

Gli elettrodi sono dei trasduttori che convertono la corrente elettronica che scorre in un filo conduttore in una corrente ionica nel tessuto (elettrolita).

Supponiamo di immergere un elettrodo metallico (esempio di argento) in un elettrolita contenente cationi del metallo



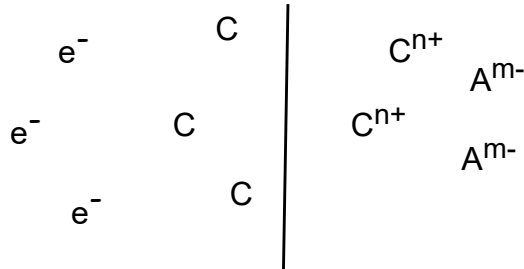
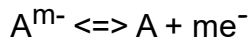
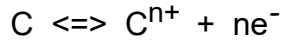
C = atomo neutro

Cⁿ⁺ = catione

A^{m-} = anione

Reazioni

Si instaurano le seguenti reazioni di ossido-riduzione

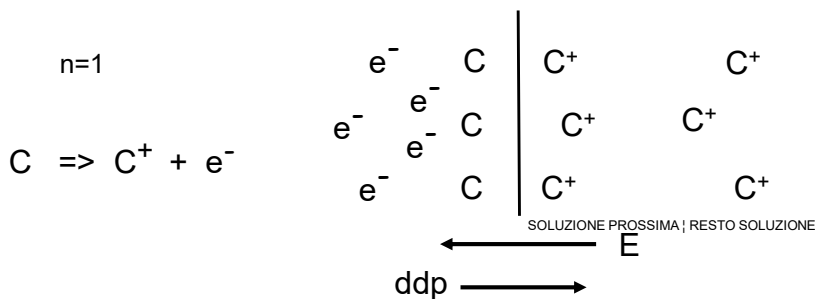


e^{-} = elettroni, n = valenza di C , m = valenza di A

Nessun elettrone nell'elettrolita e nessun catione (anione) nel metallo

Potenziale di contatto

Quando si inserisce l'elettrodo nella soluzione all'inizio predominano le reazioni di **ossidazione** perché $[C] > [C^{+}]$.



Si crea un campo elettrico 'E' che 'frena' la reazione fino a raggiungere un equilibrio elettrochimico. La ddp all'equilibrio è detta potenziale di contatto o di mezza cella (Half Cell Potential)

Potenziali di contatto

I potenziali di contatto non si possono misurare direttamente.

Per la lettura della ddp si deve inserire un secondo elettrodo nella soluzione che avrà un suo potenziale di contatto.

Per cui alla fine si misurerà la differenza tra il potenziale di contatto dei due elettrodi.

Per ovviare a questo inconveniente è stata adottata la convenzione di assegnare un potenziale di mezza cella pari a zero all'elettrodo di idrogeno

Il potenziale di mezza cella di tutti gli altri elettrodi è misurato utilizzando come secondo elettrodo quello di idrogeno

Misura potenziale di mezza cella

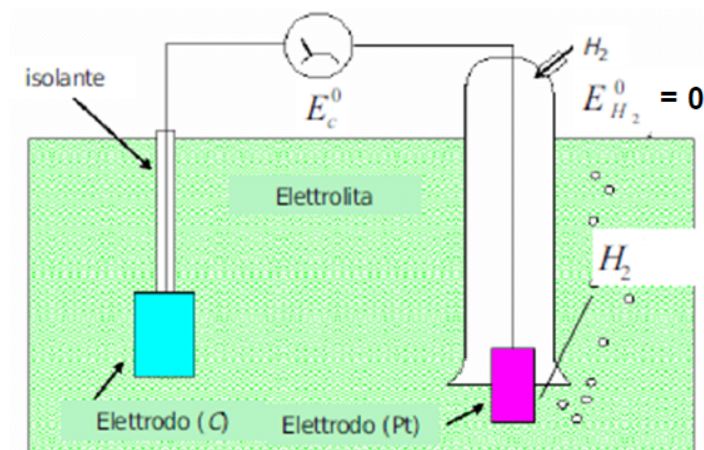


Table 5.1 Half-cell Potentials for Common Electrode Materials at 25 °C

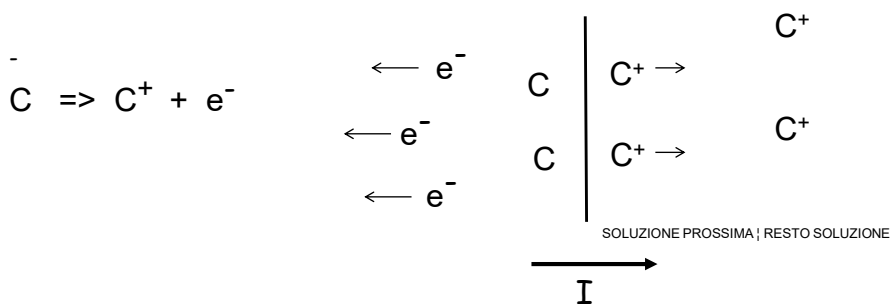
The metal undergoing the reaction shown has the sign and potential E^0 when referenced to the hydrogen electrode

Metal and Reaction	Potential E^0 (V)
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^-$	-1.706
$\text{Zn} \rightarrow \text{Zn}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0.763
$\text{Cr} \rightarrow \text{Cr}^{3+} + 3\text{e}^-$	-0.744
$\text{Fe} \rightarrow \text{Fe}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0.409
$\text{Cd} \rightarrow \text{Cd}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0.401
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0.230
$\text{Pb} \rightarrow \text{Pb}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0.126
$\text{H}_2 \rightarrow 2\text{H}^+ + 2\text{e}^-$	0.000 by definition
$\text{Ag} + \text{Cl}^- \rightarrow \text{AgCl} + \text{e}^-$	+0.223
$2\text{Hg} + 2\text{Cl}^- \rightarrow \text{Hg}_2\text{Cl}_2 + 2\text{e}^-$	+0.268
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^{2+} + 2\text{e}^-$	+0.340
$\text{Cu} \rightarrow \text{Cu}^+ + \text{e}^-$	+0.522
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^+ + \text{e}^-$	+0.799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{3+} + 3\text{e}^-$	+1.420
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^+ + \text{e}^-$	+1.680

SOURCE: Data from *Handbook of Chemistry and Physics*, 55th ed., Cleveland, OH: CRC Press, 1974-1975, with permission.

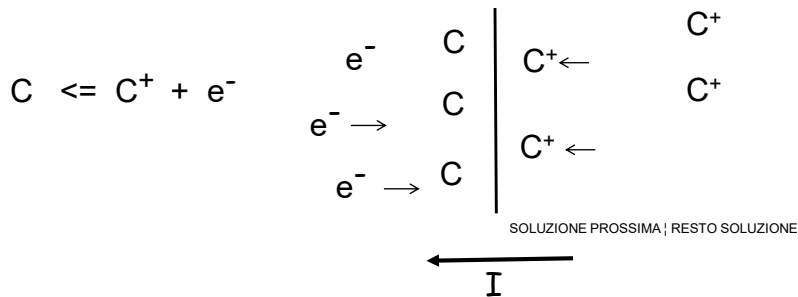
Presenza di una corrente

Se il verso della corrente è da sinistra verso destra si allontana dalla giunzione C^+ per cui riprendono le **ossidazioni**



Presenza di una corrente

Se il verso della corrente è da destra verso sinistra si avvicinano dalla giunzione C^+ per cui si attivano le **riduzioni**



Sovrapotenziale

Quando attraverso la giunzione scorre una corrente, al potenziale di contatto si somma un sovra potenziale dovuto a varie cause:

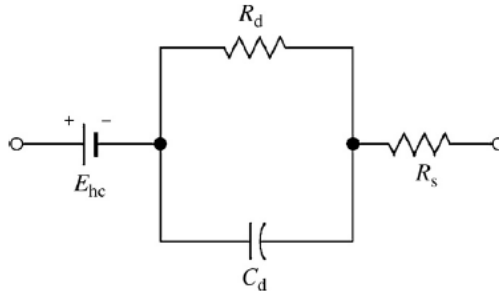
OHMICO: Resistenza elettrolita non lineare a basse concentrazioni ioniche

CONCENTRAZIONE: Cambiamenti nella concentrazione degli elettroliti vicini all'interfaccia

ATTIVAZIONE: Barriere di energia da superare da parte di atomi che diventano ioni (ossidazione) e da cationi che diventano atomi (riduzione) che possono essere diverse e variare al variare di I

il potenziale totale risulta: $V_T = E_{HC} + V_O + V_C + V_A$

Circuito equivalente elettrodo elettrolita



E_{hc} è il potenziale di mezza cella; R_D e C_D sono resistenza e capacità associate all'interfaccia mentre R_S è la resistenza dell'elettrolita.

Tipi di Elettrodi

Gli elettrodi si dividono in POLARIZZABILI e NON POLARIZZABILI

POLARIZZABILI: Nessuna carica attraversa l'interfaccia elettrodo elettrolita quando è applicata una corrente in continua. Negli elettrodi polarizzabili $R_d = \infty$

ELETTRODI NON POLARIZZABILI: La corrente attraversa l'interfaccia elettrodo elettrolita senza nessun sovra potenziale. Negli elettrodi non polarizzabili $C_D = 0$

Tipi di Elettrodi

Non esistono elettrodi completamente non polarizzabili o polarizzabili.

Elettrodi assimilabili a polarizzabili sono gli elettrodi realizzati con metalli nobili inerti che non si ossidano

Elettrodi assimilabili a non polarizzabili sono quelli di argento-cloruro di argento

ELETTRODO Ag-AgCl

Gli elettrodi argento cloruro di argento possono essere facilmente fabbricati in laboratorio.

Si parte da un elettrodo di argento puro che viene immerso in una soluzione elettrolitica contenente ioni cloro (Cl^-).

Nella soluzione si immerge un altro elettrodo inerte e si applica una ddp tra i due elettrodi con il potenziale positivo sull'elettrodo di argento.

In questo modo gli ioni cloro si legano all'argento e si forma uno strato di cloruro di argento AgCl sulla superficie dell'argento.

ELETTRODO Ag-AgCl

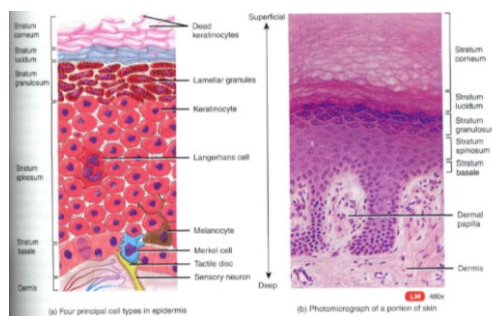
Facilmente fabbricabile

Basso rumore (5-10 μ V) (il solo Ag ne avrebbe ~ 100 μ V !)

Bassi artefatti da movimento

Stabile: mantiene costante il potenziale di $\frac{1}{2}$ cella
(AgCl poco solubile in acqua)

La pelle



La pelle consiste di vari strati di cui quello più importante, per le nostre applicazioni, è lo strato corneo che è composto da strati di cellule morte (strato cheratinoso) con uno spessore totale di circa 40 μ m.

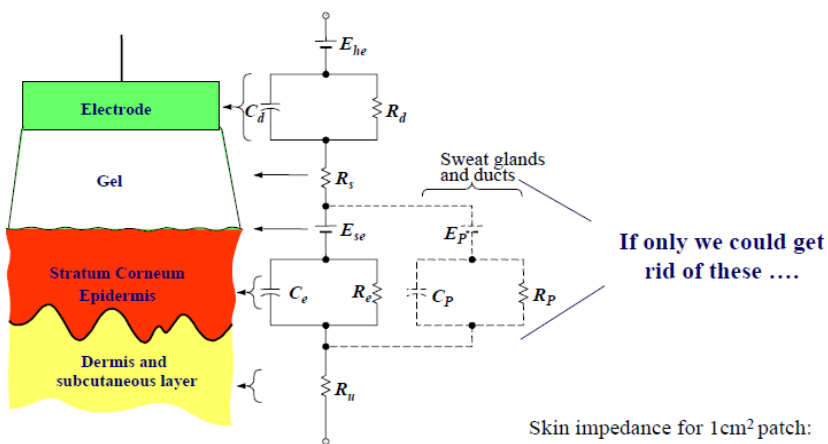
Impedenza pelle

Misure di impedenza condotte su questo strato hanno evidenziato, per pelli non trattate, valori di impedenza per 1 cm² variabili tra 10 e 1000 kΩ a frequenze tra 1 e 10 Hz. Questi valori si riducono al crescere della frequenza arrivando ad 1 kΩ a 10 kHz e a 100 Ω ad 1 MHz.

L'impedenza della pelle varia anche molto in funzione dello stato della pelle stessa.

Ad esempio, se si applica sulla pelle un nastro adesivo e poi lo si rimuove, questa operazione riduce di circa il 50% l'impedenza della pelle.

Modello elettrico

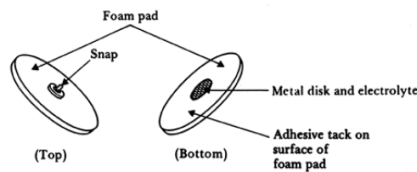


E_{se} ed E_p sono potenziali di Nernst
 R_p e C_p modellano i dotti

Skin impedance for 1cm² patch:
 200kΩ @ 1Hz
 200 Ω @ 1MHz

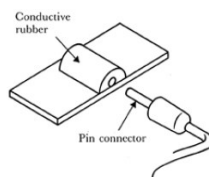
Elettrodi per elettrocardiografi

Sono realizzati con dischetti di gomma (foam) con un bottone (snap) per collegarli alla circuiteria elettronica ed un adesivo per migliorare il contatto con la pelle. La parte centrale, metallica (rivestita di argento), di questo contatto è coperta con un gel contenente cloro.



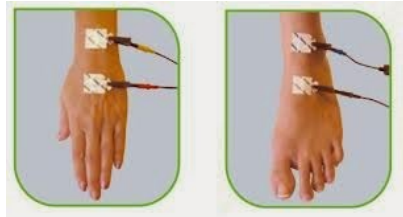
Elettrodi per elettrostimolazione

Sono realizzati con una gomma di silicone caricata con carbonio (povere di grafite). Questi elettrodi (tipicamente utilizzati per elettrostimolazione) presentano anche un connettore per il collegamento, tramite pin, alla circuiteria elettronica. Caratteristiche importanti di questi elettrodi sono la possibilità di riutilizzo ed il fatto che non causano irritazioni alla pelle.



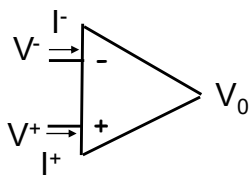
Elettrodi per BIA

Sono realizzati con gel adesivi altamente conduttivi poggianti su di un supporto di alluminio



ELETTROCARDIOGRAFO

Operazionali



$$R_{IN} = \infty$$

$$R_0 = 0$$

$$A = \infty$$

$$V_D = V^+ - V^-$$

$$V_0 = A V_D$$

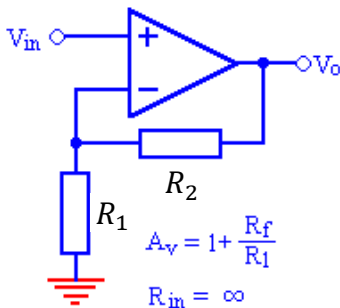
Per avere $V_0 \neq \infty$ deve essere $V_D = 0$ e quindi $V^+ = V^-$

Essendo $R_{IN} = \infty$ sarà $I^+ = I^- = 0$

MASSA VIRTUALE

Amplificatori operazionali: configurazione invertente e non invertente

NON INVERTENTE



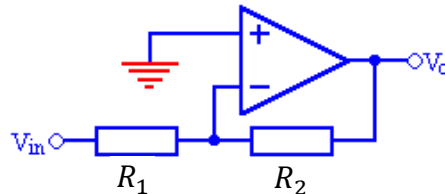
$$A_V = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$R_{in} = \infty$$

$$R_o = 0$$

$$V_{IN} = V_0 \frac{R_1}{R_1 + R_2}$$

INVERTENTE

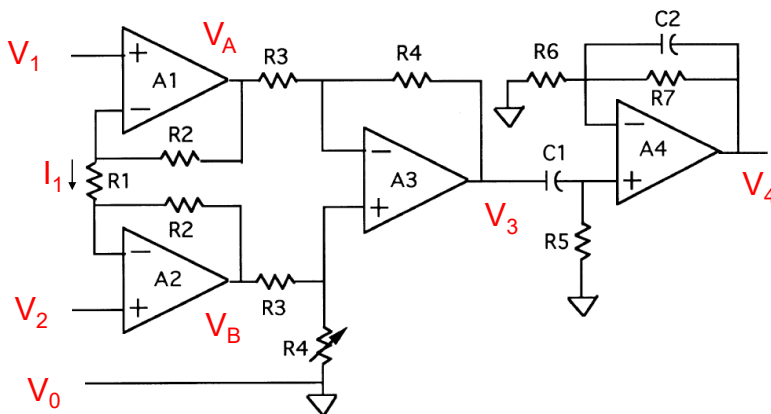


$$A_V = -\frac{R_2}{R_1}$$

$$R_{in} = R_1$$

$$R_o = 0$$

Instrumentation Amplifier Amplificatore da strumentazione



I primi due operazionali in ingresso (A1 e A2) operano da buffer mentre quello di uscita (A3) opera come amplificatore differenziale.

$$V_{IN} = V_1 - V_2$$

$$V_1 - V_{R1} - V_2 = 0$$

$$V_1 - V_2 = V_{R1} = R_1 I_1 = V_{IN}$$

$$I_1 = \frac{V_{IN}}{R_1}$$

$$V_D = (V_A - V_B) = \frac{V_{IN}}{R_1} (R_1 + 2R_2) = V_{IN} \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right)$$

$$V_C = \frac{V_1 + V_2}{2} = \frac{V_A + V_B}{2}$$

Amplificatore differenziale

$$V_3' = -\frac{R_4}{R_3} V_A \quad V_3'' = V_B \frac{R_4}{R_3}$$

$$V_3 = - (V_A - V_B) \frac{R_4}{R_3}$$

$$V_3 = -V_I \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) \frac{R_4}{R_3}$$

Per le non idealità c'è una dipendenza dal modo comune

$$V_3 = A_D V_{IN} + A_C V_C$$

$$CMRR = \frac{A_D}{A_C} \quad \text{Reiezione di modo comune}$$

Filtri

$$V_4 = V_3 \frac{R_5}{R_5 + \frac{1}{j\omega C_1}} \left(1 + \frac{\frac{R_7}{j\omega C_2}}{R_7 + \frac{1}{j\omega C_2}} \frac{1}{R_6} \right)$$

$$= V_3 \frac{j\omega C_1 R_5}{1 + j\omega C_1 R_5} \left(1 + \frac{\frac{R_7}{R_6}}{1 + j\omega C_2 R_7} \right)$$

passa alto

passa basso

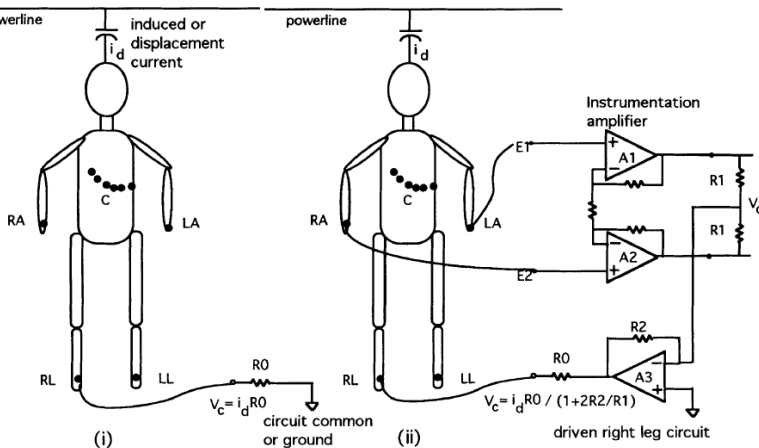
ECG 0.05 – 150 Hz

$$f_t = \frac{1}{2\pi C_1 R_5}$$

$$f_t = \frac{1}{2\pi C_2 R_7}$$

Interferenze campo elettrico 50 Hz

E' presente anche in assenza di corrente



R_0 = resistenza elettrodo pelle. Con $I_D = 0.2 \mu A$ e $R_0 = 50 k\Omega$ $V_C = 10 mV$ ma si ottengono anche valori maggiori se la rete elettrica è progettata male

Driven Leg Circuit

Circuito per il pilotaggio gamba destra

(si usa la destra perché la sinistra serve per le altre derivazioni)

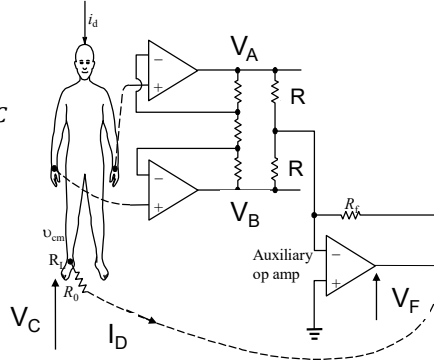
$$V_C = I_D R_0 + V_F$$

$$V_F = -\frac{R_F}{R} (V_A + V_B) = -\frac{R_F}{R} 2V_C$$

$$V_C = I_D R_0 - \frac{R_F}{R} 2V_C$$

$$V_C \left(1 + \frac{2R_F}{R}\right) = I_D R_0$$

$$V_C = \frac{I_D R_0}{\left(1 + \frac{2R_F}{R}\right)}$$



con $R_F \gg R \rightarrow V_C \ll I_D R_0$

Si riduce l'effetto della caduta su R_0

Circuito con AD620

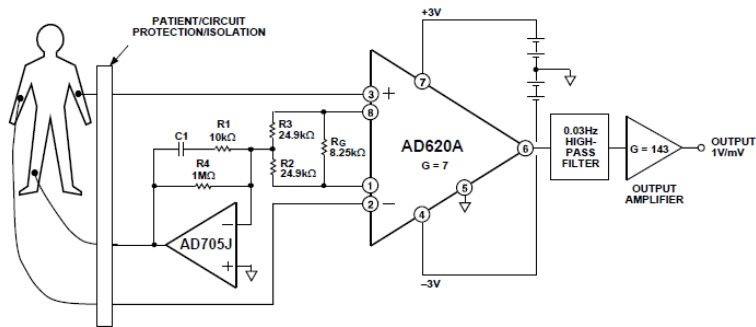
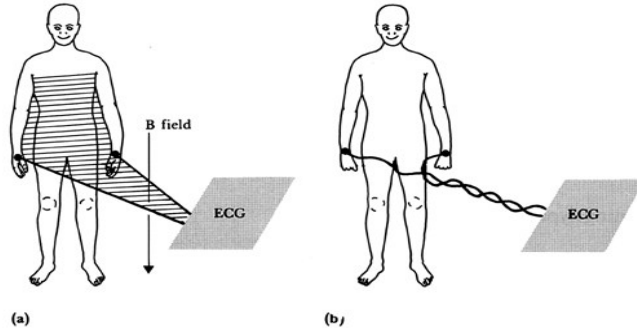


Figure 39. A Medical ECG Monitor Circuit

$$G = \frac{49.4}{R_G (k\Omega)} + 1$$

Interferenze campo magnetico 50 Hz

In presenza di corrente

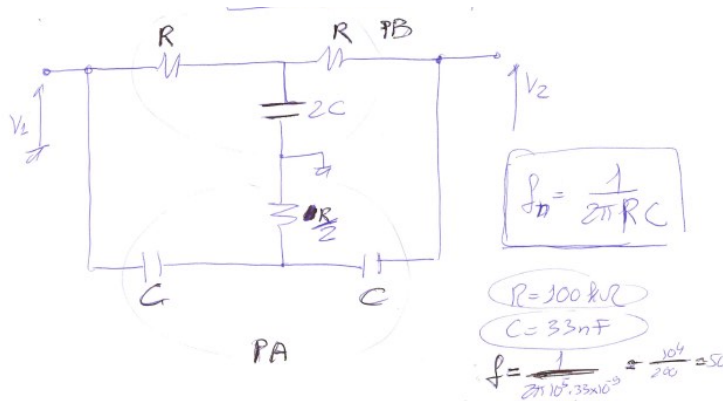


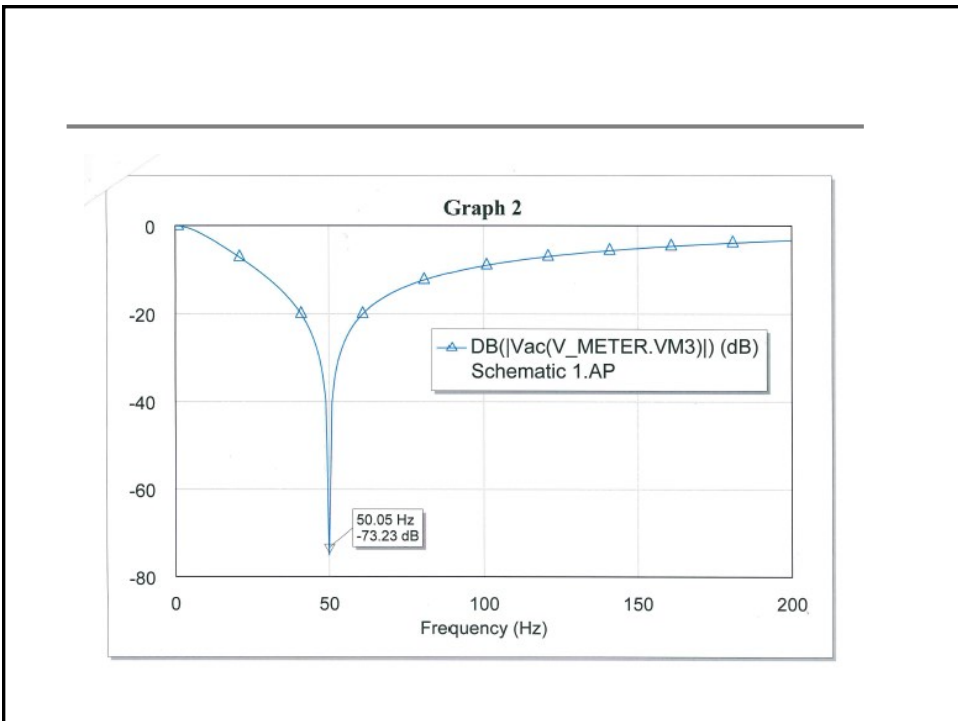
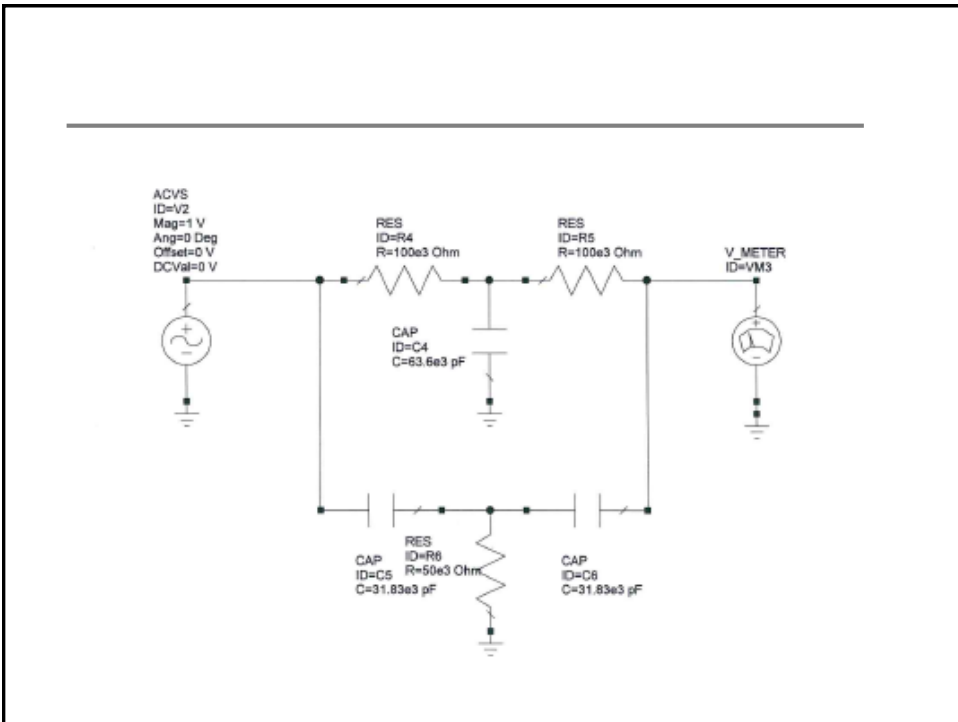
Tensione indotta proporzionale all'intensità del campo magnetico e all'area della spira

Possibili soluzioni:

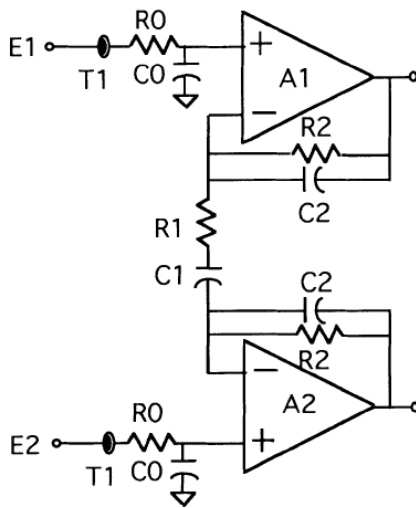
- ✓ riduzione del campo magnetico tramite l'uso di opportuni schermi
- ✓ allontanare i cavi e l'elettrocardiografo dalla sorgente di campo magnetico
- ✓ ridurre l'area effettiva della spira intrecciando i cavi

Notch a 50 Hz





Interferenze campo RF

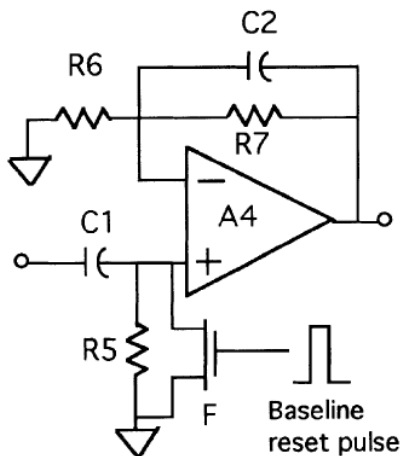


Per bloccare i disturbi a RF si Aggiungono induttanze in serie (T1). Tuttavia al crescere della frequenza le normali Induttanze cambiano il loro comportamento.

Si utilizzano pertanto degli anelli di ferrite posti intorno ai fili di ingresso che si comportano come induttanze con bassi Q (alte perdite a RF)

L'effetto di filtraggio della RF si può ottenere anche con il gruppo R0 C0 di figura

Recupero isoelettrica



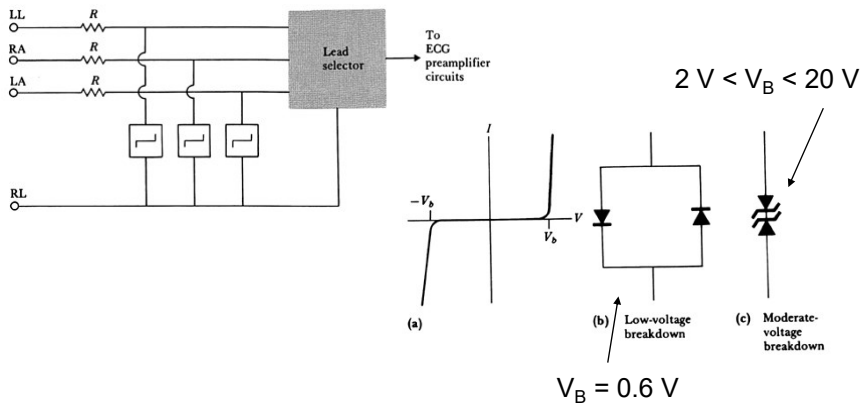
Un'altra sorgente di artefatti sono I potenziali che nascono all'interfaccia elettrodo pelle.

A causa di questi potenziali variabili si determina una deriva dell'isoelettrica che può portare in saturazione Gli amplificatori.

Per eliminare il problema si induce la scarica del condensatore (C1) tramite il FET che viene portato in corto dall'impulso di reset.

Circuiti di protezione

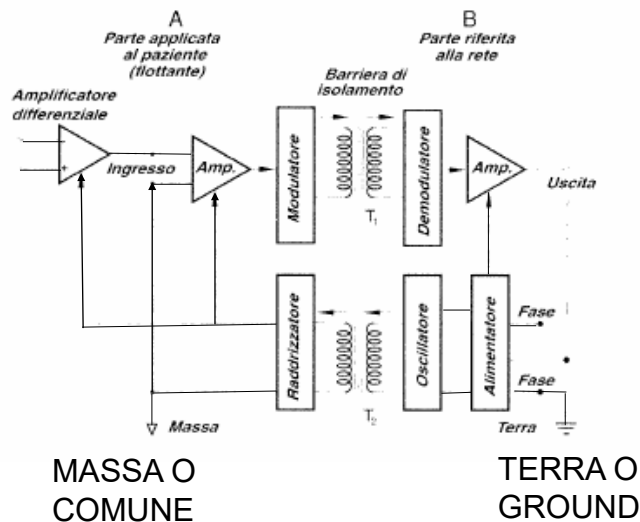
Servono per evitare che altri apparati connessi al paziente possano danneggiare l'amplificatore



Isolamento elettrico

Serve per evitare il passaggio di correnti dallo strumento al paziente. Si può ottenere elettricamente con dei trasformatori o otticamente introducendo degli accoppiatori ottici.

Trasformatori

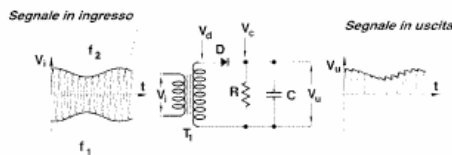
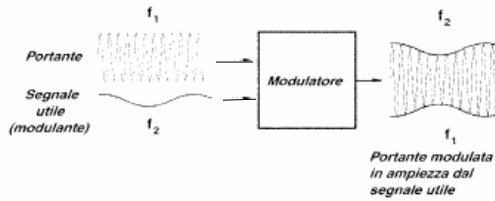


I trasformatori si utilizzano per trasferire il segnale dall'amplificatore da strumentazione collegato al paziente verso la parte di controllo e visualizzazione.

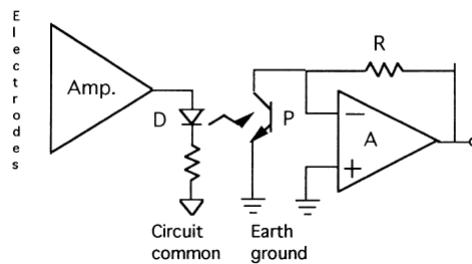
Una portante viene modulata in ampiezza dal segnale dell'ECG, passa attraverso il trasformatore e poi viene demodulata ad esempio tramite un rivelatore di cresta.

Analogamente il segnale di rete a 50 Hz passa attraverso il trasformatore e va ad alimentare i circuiti collegati al paziente.

Si noti la differenza fra massa e terra



Ottico



Il segnale è convertito in luce da un LED e trasmesso ad un fotodiodo (o fototransistor)

Il segnale ottico è modulato ad impulsi per ovviare alle non linearità del gruppo LED-fotodiodo



IMPEDENZIOMETRIA

Applicazioni

Torace: monitoraggio attività respiratoria e cardiaca anche continuativo

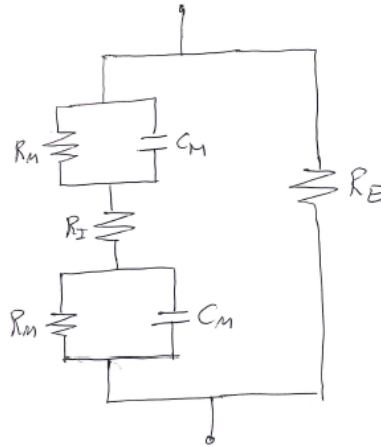
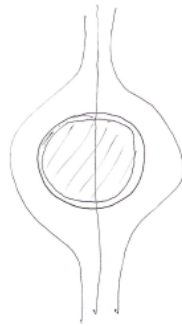
Braccia-Gambe: Monitoraggio massa magra massa grassa del corpo (Body Impedance Analysis (BIA))

Gambe: Trombi Venosi

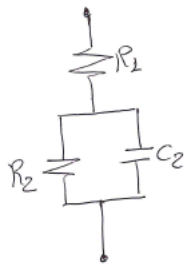
Frequenze Utilizzate: 1 kHz - 1 MHz

Ampiezze corrente da normative: 0.1 mA a 1 kHz,
1 mA a 10 kHz, 10 mA a 100 kHz, 100 mA a 1 MHz

Modello Tessuti



- APPROSSIMAZIONE



$$Z_{IN} = R_1 + \frac{R_2 \cdot \frac{1}{j\omega C_2}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}}$$

$$= R_1 + \frac{R_2}{1 + j\omega C_2 R_2}$$

POSTO: $R_S(\omega=0) = R_1 + R_2$

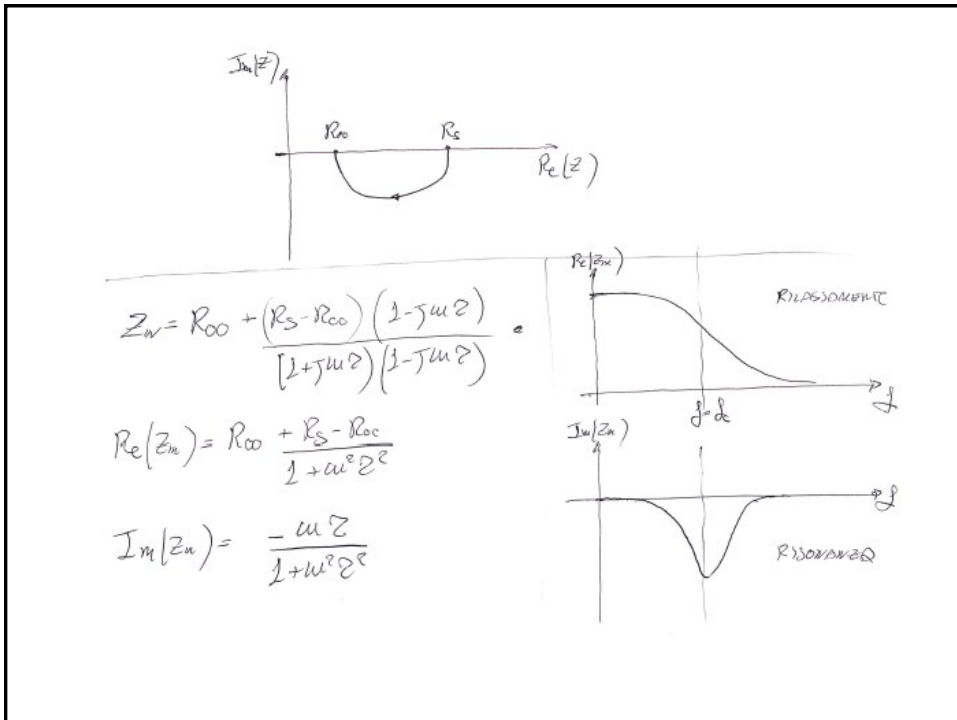
$R_{\infty}(\omega=\infty) = R_1$

$$Z_{IN} = R_{\infty} + \frac{R_S - R_{\infty}}{1 + j\omega \tau}$$

$\tau = C_2 R_2$

$\omega \tau = \frac{1}{f \tau}$

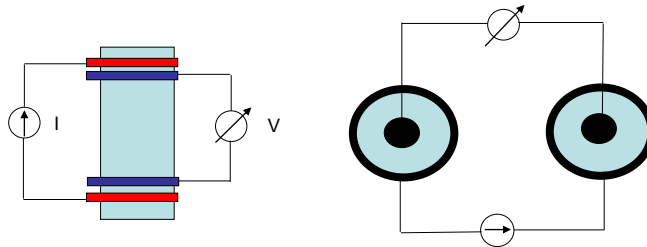
$$Z_{IN} = R_{\infty} + \frac{R_S - R_{\infty}}{1 + j \frac{f}{f_t}}$$



I tessuti del corpo umano presentano dei valori di conducibilità a bassa frequenza che, come ordine di grandezza, sono:

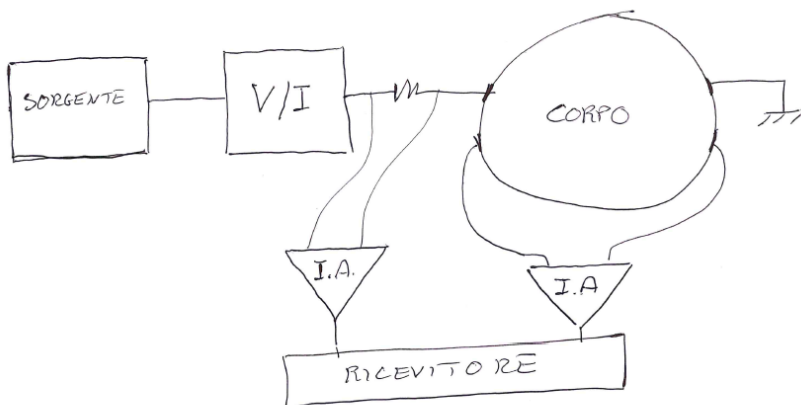
sangue	$\sigma = 0.67 \text{ S/m}$ (0.65÷0.7 S/m)
muscolo cardiaco	$\sigma = 0.45 \text{ S/m}$ (0.05÷0.73 S/m)
muscolo	$\sigma = 0.35 \text{ S/m}$ (0.2÷0.65 S/m)
osso	$\sigma = 0.02 \text{ S/m}$ (0.01÷0.08 S/m)
grasso	$\sigma = 0.03 \text{ S/m}$ (0.01-0.05 S/m)
polmone fine espirazione	$\sigma = 0.25 \text{ S/m}$ (0.12-0.27 S/m)
polmone fine inspirazione	$\sigma = 0.10 \text{ S/m}$ (0.04-0.11 S/m)

Sistemi a 4 elettrodi



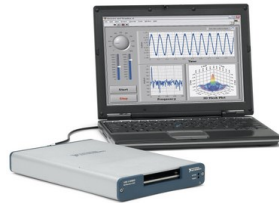
- Nei sistemi a 4 elettrodi se ne usano due per iniettare la corrente e due per leggere la tensione. In questo modo, se si utilizza un buon generatore di corrente (alta impedenza interna) ed un buon misuratore di tensione (alta impedenza di ingresso) si riesce a valutare correttamente sia la corrente che scorre nel tessuto che la caduta di potenziale e poiché nel misuratore di tensione non scorre corrente la misura è poco influenzata dal contatto elettrodo pelle.

Misura a 4 elettrodi



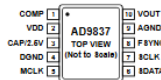
SORGENTI

Scheda DAQ (Labview)
 (NI6361 2 MS/s, 16 AI, 2
 AO, Resolution 16 bits, input
 range $\pm 0.1 \pm 10$ V)

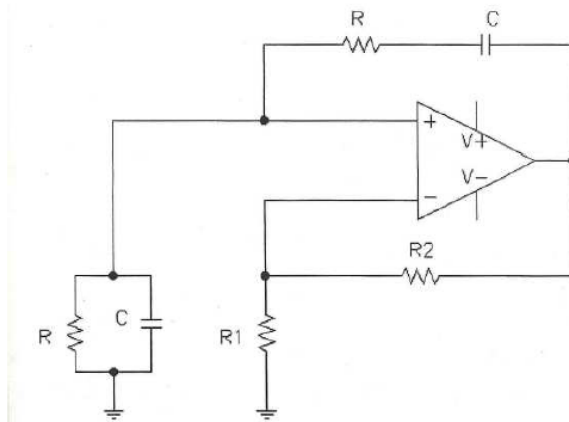


**Direct Digital Synthesizer
 DDS (AD9837)**

speed: 16 MHz, 28-bit
 resolution, 16 MHz refere
 clock, sinusoidal, triangular,
 and square wave outputs with
 arbitrary phases

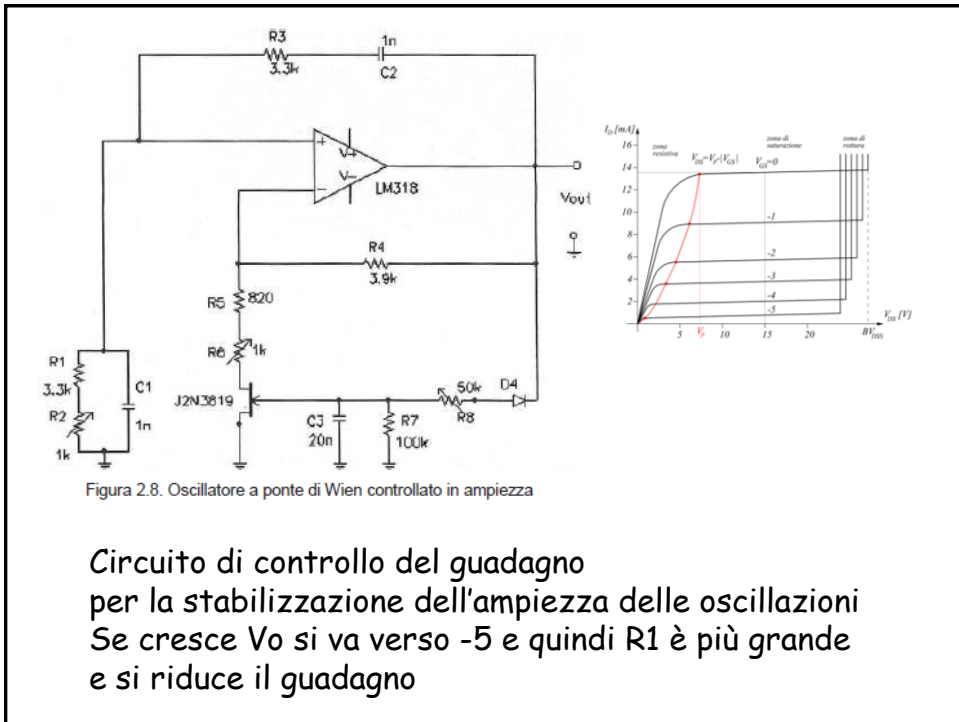


Oscillatore a ponte di Wien



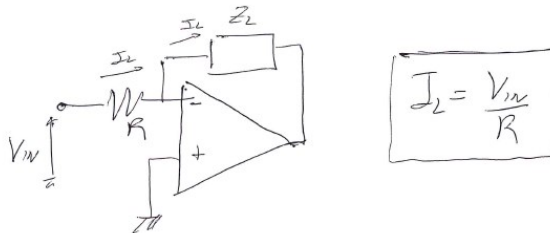
Oscilla se il guadagno $A = (1 + R_2/R_1) > 3$

Alla frequenza $f_0 = 1 / 2 \pi RC$

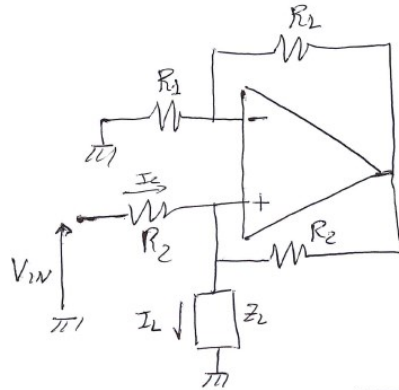


Convertitore V/I

Convertitore V/I standard

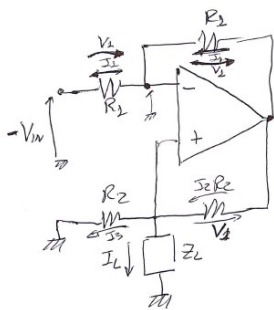


Howland Pump



$$I_2 = I_L$$

$$I_L = \frac{V_{in}}{R_2}$$



• La corrente sulle 2 res. R_2 è la stessa e quindi anche le 2 V_2 saranno uguali

• La tensione su R_2 è ancora V_2 (prod. in comune + massa virtuale) in comune

$$V^- = V^+ \quad \begin{cases} -V_{in} + V_2 - V^- = 0 \\ V^- = V_1 - V_{in} \end{cases} \quad \left(\begin{array}{l} \text{Mozion} \\ \text{insieme} \end{array} \right)$$

$$I_2 = I_3 + I_L$$

$$\frac{V_1}{R_2} = \frac{V^+}{R_2} + I_L \Rightarrow \frac{V_1}{R_2} = \frac{V_2}{R_2} - \frac{V_{in}}{R_2} + I_L$$

$$I_L = \frac{V_{in}}{R_2}$$

Amplificatore per strumentazione

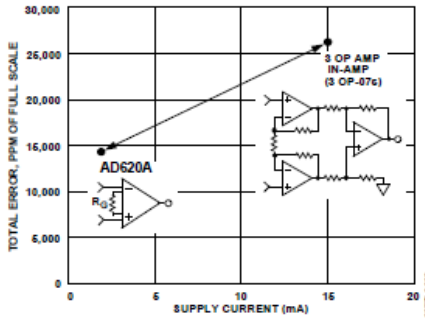


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

The gain equation is then

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G-1}$$

Demodulatore

$$V_1' \cdot V_2 \rightarrow V_{IF}'$$

$$V_1' = \sqrt{2} \cos \omega t$$

$$V_2 = \sqrt{2} \cos(\omega t + \varphi)$$

$$V_{IF}' = \frac{K \sqrt{2} \sqrt{2} \cos \varphi}{2}$$

$$(\cos \alpha \cos \beta = \frac{\cos(\alpha - \beta) + \cos(\alpha + \beta)}{2})$$

$$V_1'' \cdot V_2 \rightarrow V_{IF}''$$

$$V_1'' = \sqrt{2} \sin \omega t$$

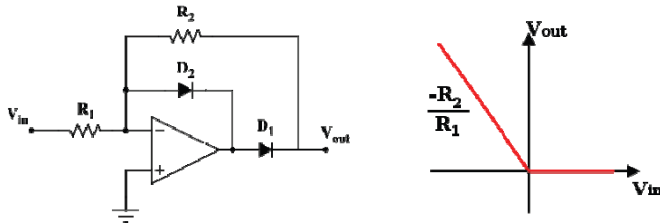
$$V_2 = \sqrt{2} \cos(\omega t + \varphi)$$

$$V_{IF}'' = \frac{K \sqrt{2} \sqrt{2} \sin \varphi}{2}$$

$$(\sin \alpha \cos \beta = \frac{\sin(\alpha + \beta) - \sin(\alpha - \beta)}{2})$$

$$\frac{V_{IF}''}{V_{IF}'} = \frac{\sin \varphi}{\cos \varphi} = \tan \varphi \Rightarrow \varphi = \arctan \frac{V_{IF}''}{V_{IF}'}$$

Superdiode

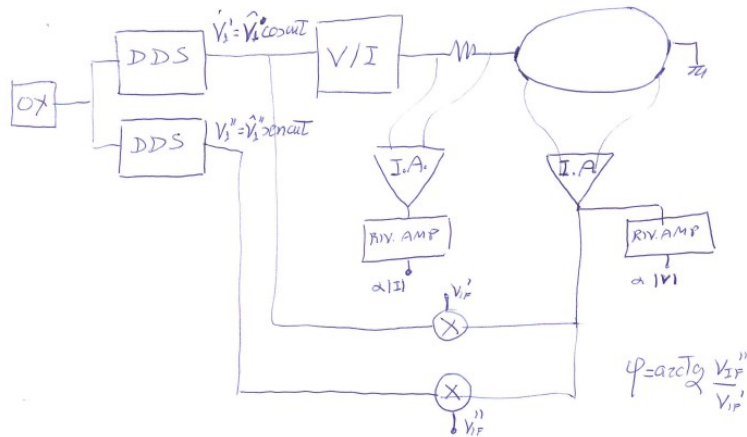


Quando la tensione in ingresso V_{in} diventa maggiore di zero (anche di pochissimo) questa viene amplificata ed invertita dall'operazionale e diventa, in uscita, una grande tensione negativa che spinge il diodo D_2 in conduzione e D_1 in interdizione portando l'uscita a zero (massa virtuale). Quando l'ingresso diventa minore di zero, D_2 è subito interdetto e D_1 va in conduzione e l'uscita assume il valore dell'entrata moltiplicata per $-(R_2/R_1)$.

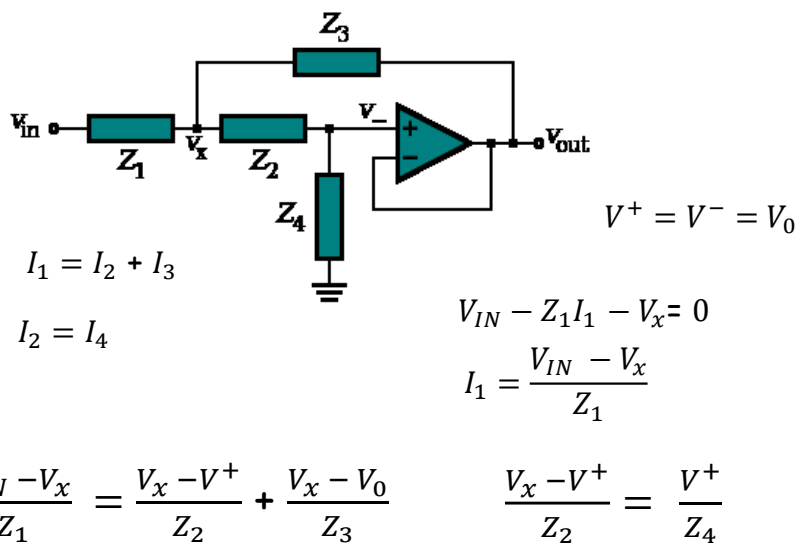
Il diodo D_2 viene aggiunto per evitare che l'operazionale finisca in saturazione profonda e quindi rallenti il passaggio tra gli stati ON e OFF del diodo.

Quando la tensione in ingresso V_{in} è maggiore di zero in uscita si ha una tensione negativa che spinge il diodo D_2 in conduzione per cui l'operazionale è controreazionato negativamente

Schema dettagliato Impedenziometro



Filtri del secondo ordine SALLEN KEY



Filtri del secondo ordine

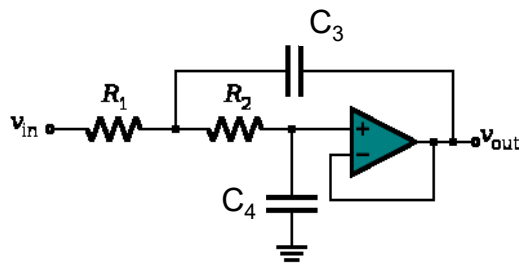
$$\frac{V_{IN} - V_x}{Z_1} = \frac{V_x - V_0}{Z_2} + \frac{V_x - V_0}{Z_3}$$

$$\frac{V_x - V_0}{Z_2} = \frac{V_0}{Z_4} \rightarrow V_x = V_0 \left(1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right)$$

$$\frac{V_{IN} - V_0 \left(1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right)}{Z_1} = \frac{V_0 \left(1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right) - V_0}{Z_2} + \frac{V_0 \left(1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right) - V_0}{Z_3}$$

$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{Z_3 Z_4}{Z_3 Z_4 + Z_3 (Z_1 + Z_2) + Z_1 Z_2}$$

Filtri Passa Basso



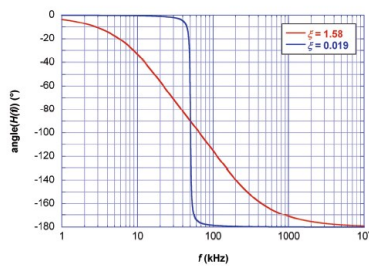
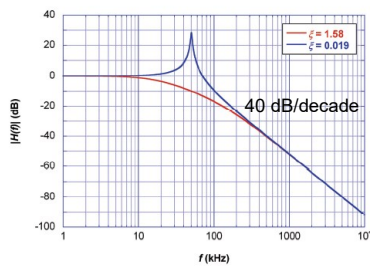
$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{\frac{1}{sC_3} \frac{1}{sC_4}}{\frac{1}{sC_3} \frac{1}{sC_4} + \frac{1}{sC_3} (R_1 + R_2) + R_1 R_2}$$

$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{1}{1 + sC_4(R_1 + R_2) + s^2(R_1R_2C_3C_4)}$$

$$= \frac{1}{1 + 2\frac{\xi}{\omega_0}s + \frac{s^2}{\omega_0^2}}$$

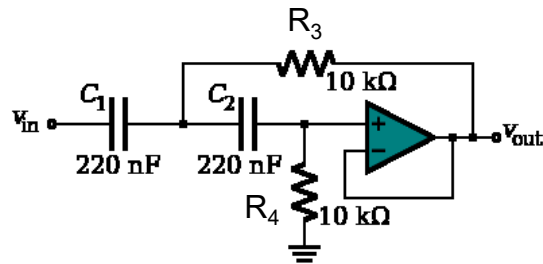
$$\omega_0^2 = \frac{1}{(R_1R_2C_3C_4)} \quad 2\frac{\xi}{\omega_0} = C_4(R_1 + R_2)$$

Risposta del filtro al variare di ξ



$$2\xi = 1/Q$$

Filtro Passa Alto



$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{R_3 R_4}{R_3 R_4 + R_3 \left(\frac{1}{sC_1} + \frac{1}{sC_2} \right) + \left(\frac{1}{sC_1} \right) \left(\frac{1}{sC_2} \right)}$$

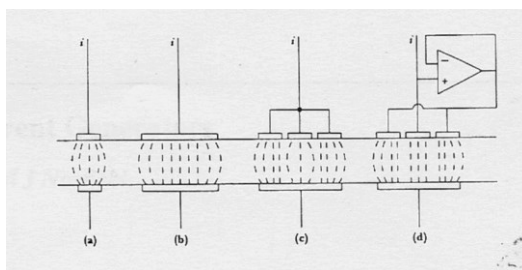
$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{s^2 (C_1 C_2 R_3 R_4)}{1 + sR_3(C_1 + C_2) + s^2(C_1 C_2 R_3 R_4)}$$

$$= \frac{s^2}{s^2 + \frac{sR_3(C_1 + C_2)}{C_1 C_2 R_3 R_4} + \frac{1}{(C_1 C_2 R_3 R_4)}} = \frac{s^2}{s^2 + 2\xi\omega_0 s + \omega_0^2}$$

$$\omega_0^2 = \frac{1}{(C_1 C_2 R_3 R_4)} \quad 2\xi\omega_0 = \frac{(C_1 + C_2)}{C_1 C_2 R_4}$$

Anello di guardia

- A causa dell'effetto ai bordi degli elettrodi (fringing) la corrente si distribuisce in tutto il torace mentre noi siamo interessati essenzialmente a monitorare la regione dei polmoni.
- Per risolvere questo problema si possono utilizzare sistemi con elettrodi di guardia.
- Gli elettrodi convenzionali presentano un forte effetto di fringing anche se si aumenta la superficie degli elettrodi (Fig. a e b)
- Se si usano elettrodi doppi (disco centrale ed anello) cortocircuitati tra di loro le cose non cambiano (Fig. c). Tuttavia, se si mantiene equipotenziale l'elettrodo centrale con quello esterno (Guard Ring), ad esempio sfruttando la massa virtuale di un operazionale, si riescono focalizzare le correnti in particolare per l'elettrodo centrale (Fig. d).



L'effetto dell'anello di guardia equipotenziale si evidenzia con un forte aumento di resistenza misurata tra gli elettrodi dovuto al fatto che si riduce la sezione S attraverso la quale scorre la corrente

PULSOSSIMETRO

Nel sangue è presente sia emoglobina libera (Hb) (ridotta) che emoglobina legata all'ossigeno (HbO₂) (ossiemoglobina).

Il pulsossimetro misura la percentuale di emoglobina legata (S_{O₂}) presente nel sangue arterioso (esclude il sangue venoso in quanto legge il sangue che pulsa)

La percentuale di emoglobina legata è valutata come:

$$S_{O_2} = \frac{C(HbO_2)}{C(HbO_2) + C(Hb)}$$

Valori fisiologici sono tra il 95% e il 100%

Valori compresi tra il 95% ed il 90 indicano una parziale assenza di ossigeno (lieve ipossia)

Valori sotto il 90% indicano una severa deficienza di ossigeno (grave ipossia)

Quando la radiazione luminosa viaggia attraverso un mezzo, l'intensità della luce trasmessa è legata a quella entrante dalla relazione

$$I_T = I_0 \exp(-hL) \quad h = \text{coefficiente di assorbimento}$$

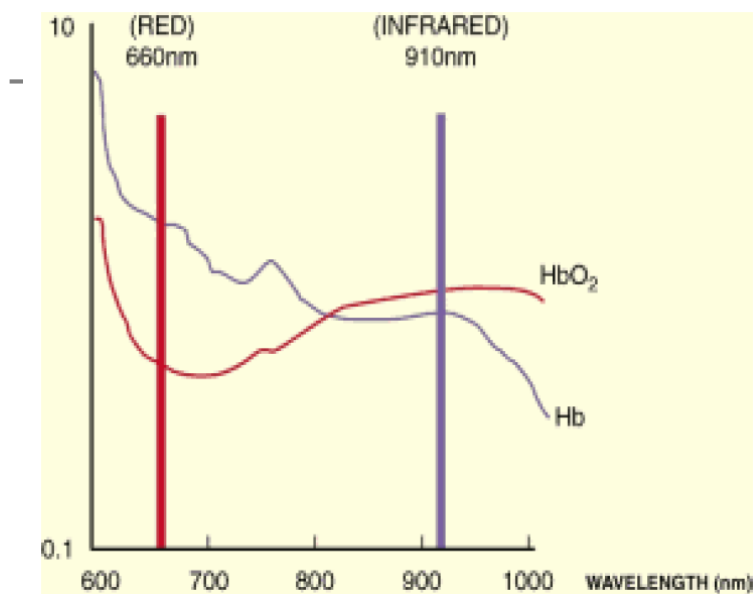
$$\frac{I_T}{I_0} = \exp(-hL) = T \quad \text{Trasmittanza}$$

$$d = \ln(1/T) = \ln(\exp(hL)) = hL \quad \text{Assorbanza}$$

Il coefficiente di assorbimento dell'Hb e dell'HbO₂ è uguale a 805 nm

L'emoglobina libera (Hb) assorbe di più dell'ossiemoglobina (HbO₂) nella banda del rosso

L'ossiemoglobina (HbO₂) assorbe di più dell'emoglobina (Hb) nella banda dell'infrarosso (850-1000 nm)



Per l'assorbanza «d» in presenza di due elementi assorbenti vale la seguente relazione (legge di Bern)

$$d = L [h(\text{Hb})C(\text{Hb}) + h(\text{HbO}_2) C(\text{HbO}_2)]$$

C = Concentrazione

h = Coefficiente di assorbimento

L = Lunghezza percorsa dalla luce

$$d = L [h(\text{Hb})C(\text{Hb}) + h(\text{HbO}_2) C(\text{HbO}_2)]$$

$$d = L [h_1 C_1 + h_2 C_2]$$

Effettuando misure a due diverse lunghezze d'onda (λ_1 e λ_2) si ottiene il seguente sistema di due equazioni lineari

$$d_1 = L [h_{11} C_1 + h_{21} C_2]$$

$$d_2 = L [h_{12} C_1 + h_{22} C_2]$$

$$h_{11} C_1 + h_{21} C_2 = d_1/L$$

$$h_{12} C_1 + h_{22} C_2 = d_2/L$$

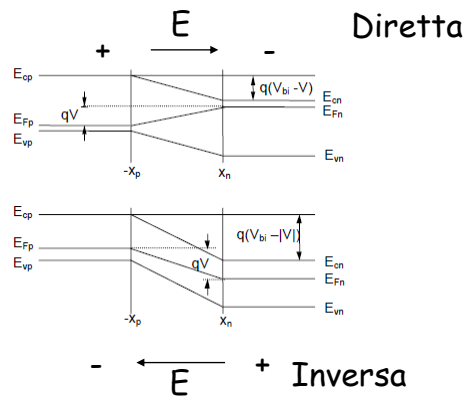
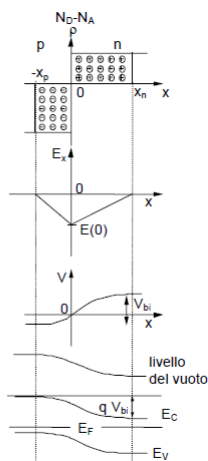
Risolviendo il sistema con la regola di Cramer si ha:

$$C_1 = \frac{\begin{vmatrix} \frac{d_1}{L} & h_{21} \\ \frac{d_2}{L} & h_{22} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} h_{11} & h_{21} \\ h_{12} & h_{22} \end{vmatrix}} \quad C_2 = \frac{\begin{vmatrix} h_{11} & \frac{d_1}{L} \\ h_{12} & \frac{d_2}{L} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} h_{11} & h_{21} \\ h_{12} & h_{22} \end{vmatrix}}$$

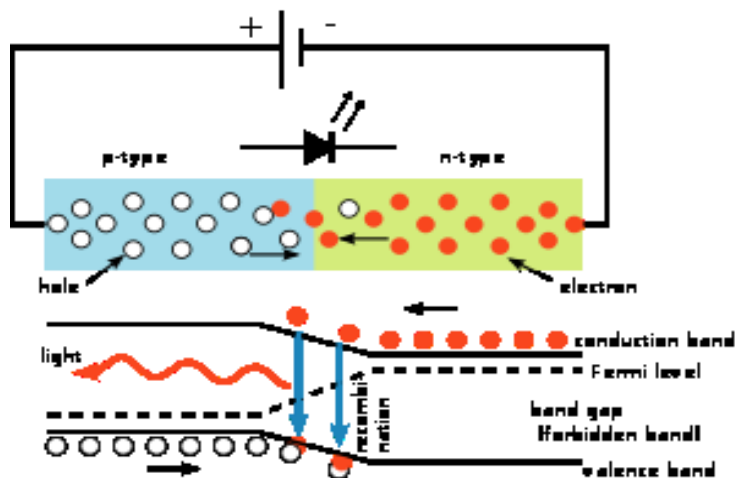
$$C_1 = \frac{\frac{d_1}{L}h_{22} - \frac{d_2}{L}h_{21}}{h_{11}h_{22} - h_{21}h_{12}} \quad C_2 = \frac{\frac{d_2}{L}h_{11} - \frac{d_1}{L}h_{12}}{h_{11}h_{22} - h_{21}h_{12}}$$

$$SO2 = \frac{C_2}{C_1 + C_2} = \frac{C(HBO2)}{C(HBO2) + C(HB)}$$

Fisica del diodo a giunzione



Fisica del LED



Fisica del LED

Quando un diodo è polarizzato in diretta attraverso la giunzione fluiscono elettroni e lacune.

Quando un elettrone incontra una lacuna passa ad un livello energetico più basso. Se il salto avviene tra bande dirette (stessa quantità di moto $k=mv$) si ha il rilascio di un fotone con energia: $\Delta E = hf$

Nelle giunzioni realizzate con il silicio o con il germanio si hanno delle transizioni indirette che non sono radiative.

Altri semiconduttori hanno dei band-gap diretti ed emettono luce che può andare dall'infrarosso all'ultravioletto a seconda dell'altezza della banda proibita

A seconda del materiale utilizzato,
i LED producono i seguenti colori:

[AlGaAs](#) - rosso ed infrarosso

[GaAlP](#) - verde

[GaAsP](#) - rosso, rosso-arancione, arancione, e giallo

[GaN](#) - verde e blu

[GaP](#) - rosso, giallo e verde

[ZnSe](#) - blu

[InGaN](#) - blu-verde, blu

[InGaAlP](#) - rosso-arancione, arancione, giallo e verde

[SiC](#) come substrato - blu

[Diamante \(C\)](#) - ultravioletto

[Silicio \(Si\)](#) come substrato - blu (in sviluppo)

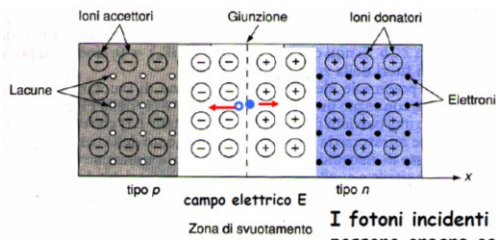
[Zaffiro \(Al₂O₃\)](#) come substrato - blu

Fisica del Fotodiode

Si realizzano dei diodi con la regione p stretta e molto più drogata di quella n. In questo modo la regione di svuotamento risulta molto grande.

Per effetto della radiazione luminosa si generano delle coppie lacuna elettrone.

Queste coppie sono accelerate dal campo presente nella regione di svuotamento.



I fotoni incidenti possono creare coppie elettrone-lacuna.

Tali coppie vengono separate dal campo elettrico E.

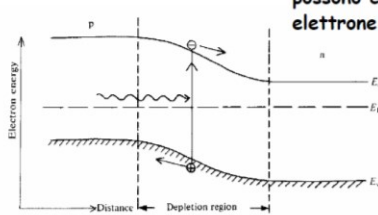
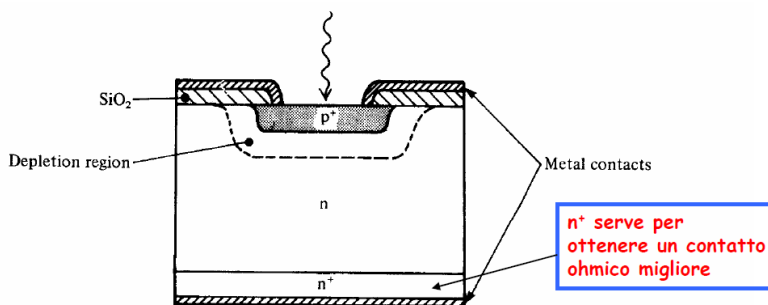


FIG. 7.25 Electron energy level diagram illustrating the generation and subsequent separation of an electron-hole pair by photon absorption within the depletion region of a p-n junction.

Può nascere, quindi, nel diodo una corrente inversa proporzionale al numero di fotoni incidenti

Struttura tipica di un fotodiode con giunzione p-n



n⁺ serve per ottenere un contatto ohmico migliore

FIG. 7.27 Typical silicon photodiode structure for photoconductive operation. A junction is formed between heavily doped p-type material (p^+) and fairly lightly doped n-type material so that the depletion region extends well into the n material. The p^+ layer is made fairly thin. Metallic contacts can be made directly to the p^+ material but to obtain an ohmic contact to the n material an intermediate n^+ layer must be formed.

Struttura semplificata di un fotodiodo p-i-n

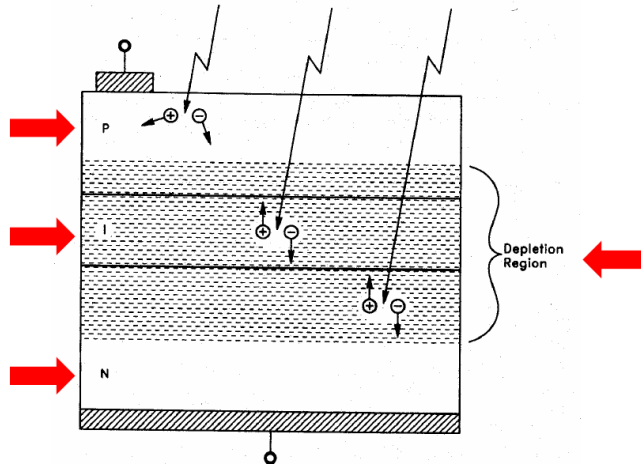


Figure 1.5 PIN photodiodes include an intrinsic interlayer that expands the depletion region to encompass carriers released by a broader range of photon wavelengths.

Vantaggi del fotodiodo pin

Fotodiodi con giunzione p-n



molte coppie elettrone-lacuna vengono dissociate dai fotoni incidenti al di fuori della zona in cui vi è il campo elettrico (zona di svuotamento meno estesa della zona di assorbimento). Queste cariche normalmente **si ricombinano** perchè non vengono subito separate dal campo elettrico. Esse, quindi, non danno contributo alla corrente del fotodiodo.

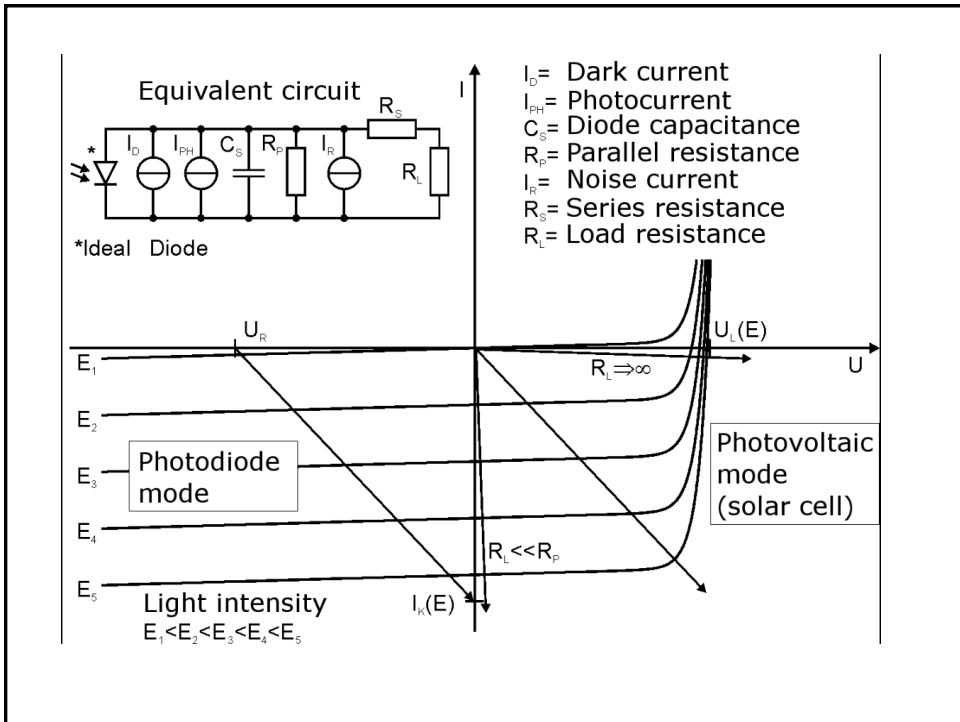
L'efficienza quantica del dispositivo è bassa.

Fotodiodi con giunzione p-i-n

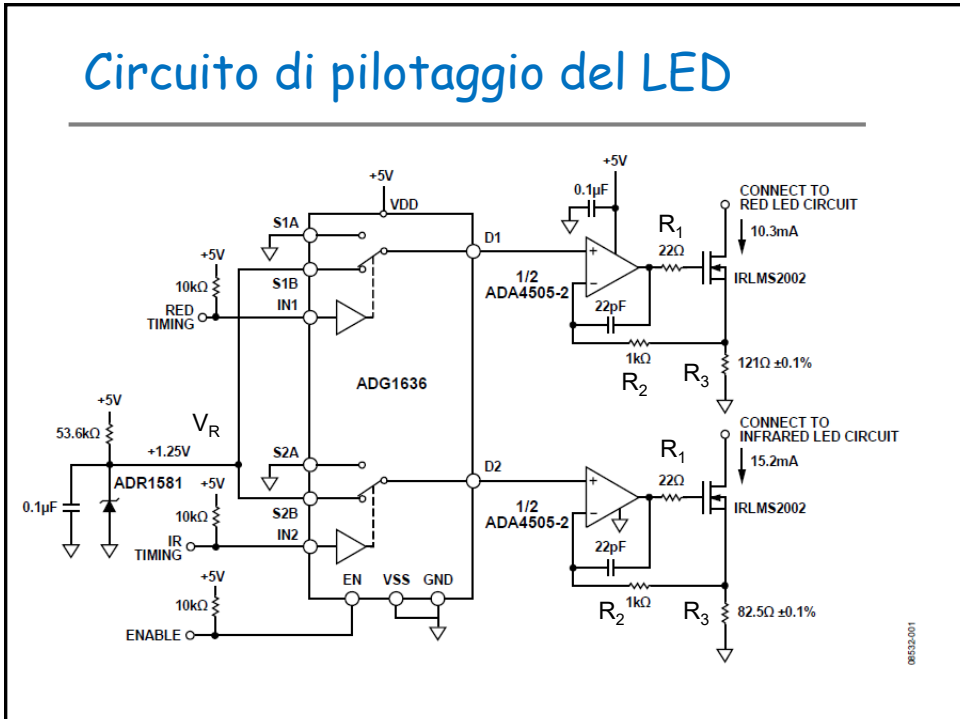


la zona di svuotamento (in cui vi è un campo elettrico alto) è più estesa della zona di assorbimento. Quindi le coppie generate (per assorbimento dei fotoni) **non si ricombinano** perchè vengono subito separate dal campo elettrico.

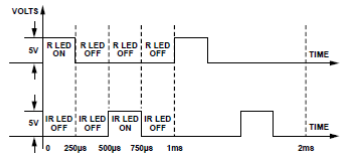
Il dispositivo ha un'efficienza quantica maggiore.



Circuito di pilotaggio del LED



Il circuito è costituito da un riferimento di tensione ed un deviatore con il timing riportato in figura



Il segnale è poi inviato ad un gruppo operativo mosfet che fornisce la corrente al LED.

Poiché $I^+ = I^- = 0$ in R_2 non scorre corrente e la corrente in R_3 , che è la stessa che scorre nel LED, sarà:

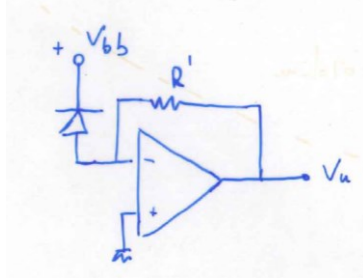
$$I = V_R/R_3$$

La resistenza R_1 serve per prevenire possibili oscillazioni del circuito e per attenuare le risposte transienti del MOSFET a svuotamento a canale N

La resistenza R_2 limita la corrente che scorre nell'ingresso invertente dell'amplificatore operativo

Il condensatore C_1 da 22 pF serve per migliorare la stabilità dell'operazionale.

Circuito lettura fotodiode



Con l'operazionale ideale tutta la corrente del fotodiode scorre in R' .

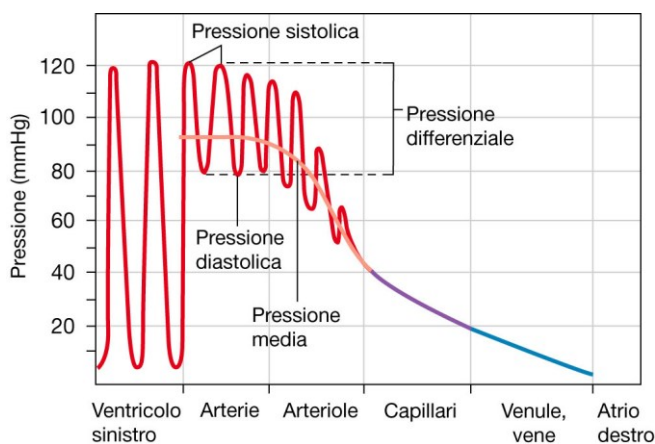
Se facciamo $R' = 1 \text{ M}\Omega$ con $I = 1 \text{ }\mu\text{A}$ si ha $V_u = -R'I = -1 \text{ V}$

Il led trasmittente ed il fotodiode sono usualmente montati su di una pinza che viene applicata al dito del paziente. In questa configurazione il led si trova da una parte del dito ed il fotodiode dall'altra parte



Sfigmomanometro elettronico

Andamento della pressione nei vasi sanguigni

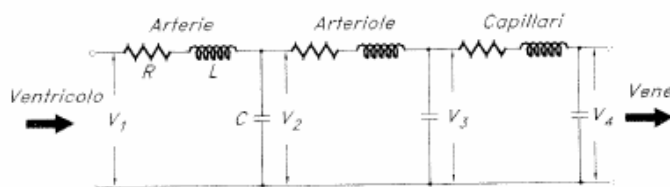


Le arterie agiscono come un serbatoio che dilatandosi immagazzina sangue durante la sistole per poi restituirlo durante la diastole.

Così facendo non si ha mai un arresto del flusso sanguigno neanche quando la valvola aortica è chiusa.

L'elasticità fa sì che l'impulso di pressione generato dal cuore propaghi attraverso le arterie sotto forma di un rigonfiamento detto «bolo».

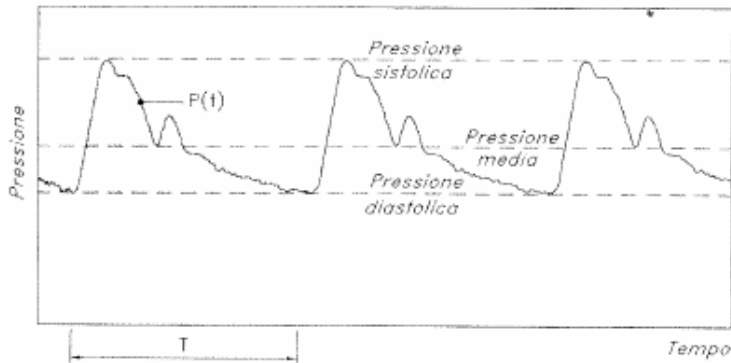
Modello matematico



R rappresenta la resistenza offerta dai vasi al flusso sanguigno

L corrisponde all'inerzia del sangue

C corrisponde all'elasticità della parete arteriosa



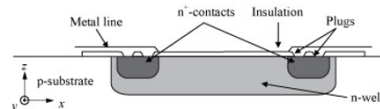
$$\text{Pressione media} = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt = \frac{\text{valore sistolico} + 2 \text{valore diastolico}}{3}$$

L'area che compete alla sistole è circa 1/3 del totale mentre quella della diastole è 2/3

Pressure Sensor Theory

Piezoresistive Sensors

- Work based on the piezoresistive properties of silicon and other materials.
- Piezoresistivity is a response to stress.
- Some piezoresistive materials are Si, Ge, metals.
- In semiconductors, piezoresistivity is caused by 2 factors: geometry deformation and resistivity changes.

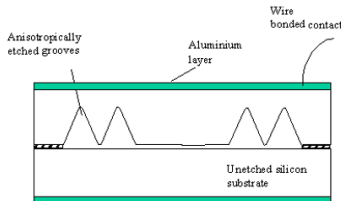


Pressure Sensor Theory

- Two Main Types of Pressure Sensors

- **Capacitive Sensors**

- Work based on measurement of capacitance from two parallel plates.
 - $C = \epsilon A/d$, A = area of plates d = distance between.
 - This implies that the response of a capacitive sensor is inherently non-linear. Worsened by diaphragm deflection.
 - Must use external processor to compensate for non-linearity



Misura pressione con metodo oscillometrico

La misura viene effettuata automaticamente ed inizia gonfiando rapidamente, in circa 10 s, la cuffia fino ad una pressione sufficiente ad occludere completamente l'arteria brachiale.

L'apparecchio procede sgonfiando la cuffia a gradini successivi di circa 5 mmHg.

La sequenza prevede che la pressione nella cuffia scenda di un gradino quando l'apparecchio abbia rilevato due pulsazioni successive di eguale ampiezza.

Ad ogni gradino il microprocessore acquisisce i seguenti valori:

Il valore della pressione di gonfiaggio del bracciale mediante una catena di amplificazione in continua in quanto la pressione resta costante nell'intervallo di misura;

L'ampiezza delle pulsazioni mediante un filtro passa banda che elimina sia la componente continua (pressione di gonfiaggio del bracciale) sia componenti indesiderate a frequenze elevate (Rumori).

Quest'ultimo segnale viene amplificato da un amplificatore Logaritmico al fine di incrementarne la dinamica.

Entrambi questi valori sono inviati all'unità di elaborazione.

Man mano che la cuffia si sgonfia aumenta l'ampiezza delle oscillazioni fino a raggiungere un massimo (MAP) per poi diminuire definitivamente.

Nei sistemi in commercio i valori della pressione sistolica (P_S) e diastolica (P_D) vengono dedotti da quello del MAP per via empirica.

Misura pressione con metodo oscillometrico

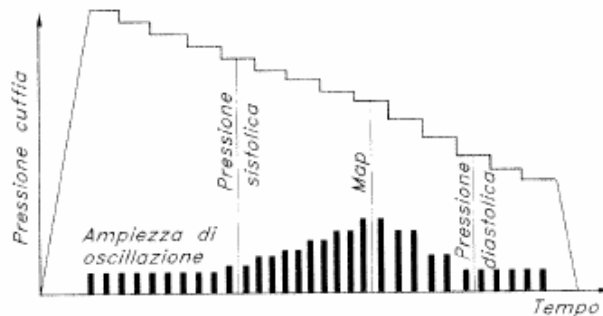


Figura 6.14. Schema della sequenza automatica di misura della pressione con metodo oscillometrico

In particolare P_S è individuata dal valore della pressione di gonfiaggio della cuffia, precedente al raggiungimento del MAP, per cui si rileva un'ampiezza della pulsazione pari al 45% del massimo.

La P_D è individuata dal valore della pressione di gonfiaggio della cuffia, successiva al raggiungimento del MAP, per cui si rileva un'ampiezza della pulsazione pari al 75% del massimo.

Misura pressione con metodo oscillometrico

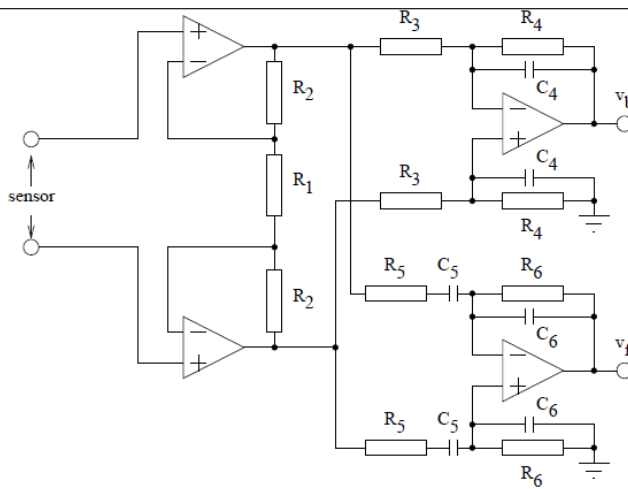
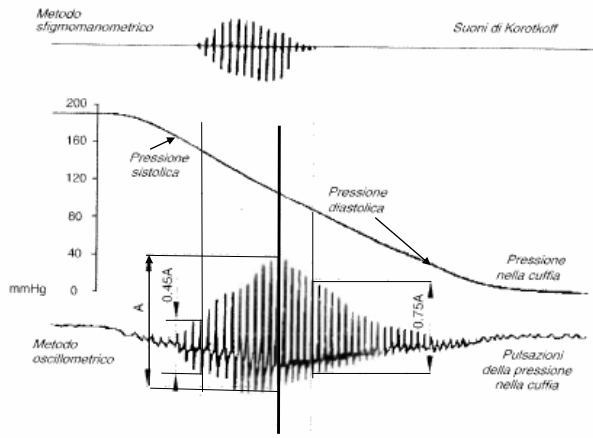


Figure 53: Low-pass instrumentation amplifier for a pressure sensor

Il segnale del sensore di pressione è inviato ad uno stadio di buffer ed inseguito è inviato, in parallelo, a due stadi differenziali.

Il primo è un passa basso ed estrae l'informazione in continua

Il secondo è un passa banda ed estrae le variazioni del segnale pressorio



Misura pressione con pulse transit time

Un altro metodo per valutare la pressione è quello di valutare il tempo che il sangue impiega a percorrere un tratto di lunghezza nota del sistema arterioso, ad esempio dal cuore fino alla punta delle dita

Questa misura può essere effettuata misurando l'attività elettrica del cuore con un elettrocardiografo e l'arrivo dell'impulso di pressione al dito con un pulsoossimetro

Il tempo che intercorre tra il punto R del tracciato cardiaco e il punto in cui la traccia del pulsoossimetro raggiunge il 25% del suo valore massimo si indica con PTT

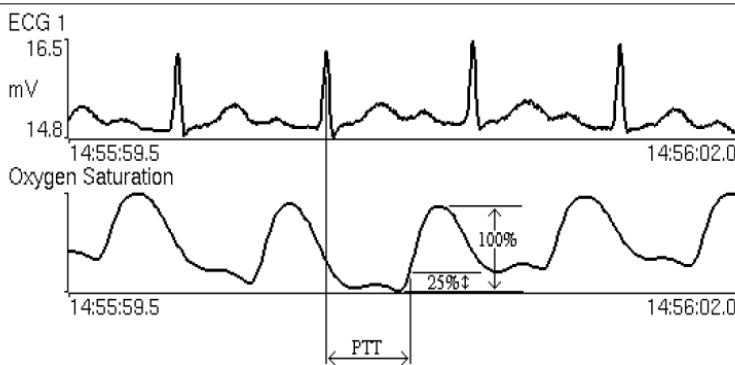


Figure 54: Pulse Transit Time (PTT) measured from the peak of the QRS complex in the ECG trace to the arrival of fresh blood at a peripheral point as shown in a photoplethysmograph trace

$$P_s = -0.425 \times \text{PTT} + 214 \text{ (mm Hg)} \rightarrow \text{pressione sistolica}$$

$$\text{SV (mL)} = -6.6 + 0.25 \times (\text{ET} - 35) - 0.62 \times \text{HR} + 40.4 \times \text{BSA} - 0.51 \times \text{Age}$$

SV = Stroke volume

ET = Ejection time

BSA = body surface area

$$\text{BSA} = 0.007184 \times \text{Weight}^{0.425} \times \text{Height}^{0.725}$$

Pulse pressure

$$P_p = \frac{\text{SV}}{(0.013 \times \text{Wt} - 0.007 \times \text{age} - 0.004 \times \text{HR}) + 1.307} \quad (8)$$

C. Diastolic Pressure

Having obtained P_s and P_p , the diastolic pressure (P_d) was calculated from the following equations [11].

$$P_s = P_m + \frac{2}{3} P_p \quad (9)$$

$$P_d = P_m - \frac{P_p}{3} \quad (10)$$

Subtracting Equation 10 from 9 and rearranging, we get

$$P_d = P_s - P_p \quad (11)$$

Hence using the preprocessed heart beat and finger pulse signals systolic and diastolic pressure values were calculated using the equations described in this section.

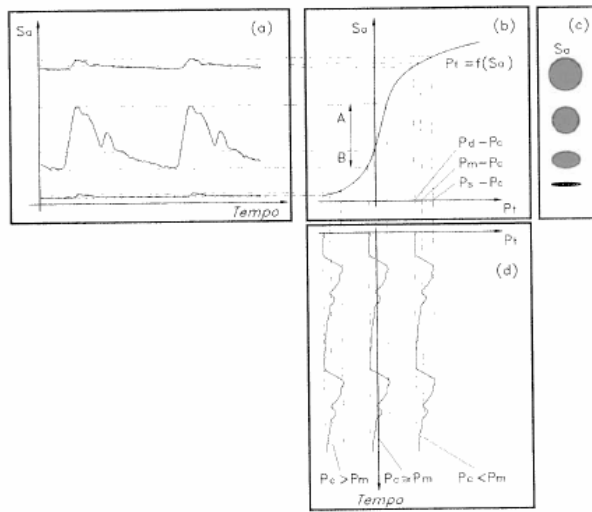


Figura 6.17. Andamento tipico della variazione del diametro dell'arteria al variare della pressione trasmurale (P_t). P_c =pressione cuffia, P_s , P_d , P_m =pressione sistolica, diastolica e media. S_a =sezione arteria