



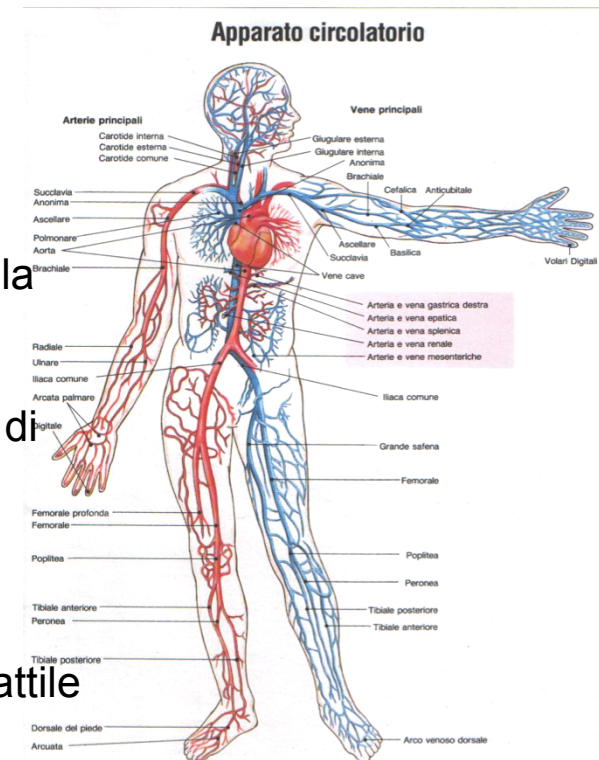
L'elettrocardiogramma (ECG) studia i fenomeni elettrici che si determinano nel cuore.

Note (solo per introdurre l'esercitazione):

Ogni contrazione del cuore avviene perché ha agito in precedenza su di esso uno **stimolo elettrico** che ha indotto la contrazione delle fibrocellule muscolari cardiache.

C'è nel cuore un sistema di cellule e di fibre, detto « sistema di conduzione », nel quale automaticamente, cioè per attività spontanea, si formano stimoli elettrici che, diffondendosi nel tessuto muscolare, lo stimolano a contrarsi.

Il cuore è l'unico organo che possiede questa capacità contrattile autonoma, indipendente (benché influenzabile) dal sistema nervoso.



Normalmente lo stimolo insorge nel nodo seno-atriale che rappresenta a livello biologico quello che **in elettronica viene chiamato multivibratore astabile. Questo circuito è un oscillatore che una volta innescato da un impulso** inizia ad emettere a sua volta un' onda quadra.

A livello biologico tale segnale è rappresentato appunto dallo stimolo che si genera nel nodo seno-atriale.

Lo stimolo si diffonde al muscolo, eccitandolo. A questo punto il muscolo stimolato si contrae.

I fenomeni elettrici che si originano nel cuore si trasmettono in tutto il corpo, **che è un buon conduttore di elettricità**. Perciò se si pongono degli elettrodi in corrispondenza degli arti o di un altro punto dell'organismo, si registrano le correnti originate dal cuore.

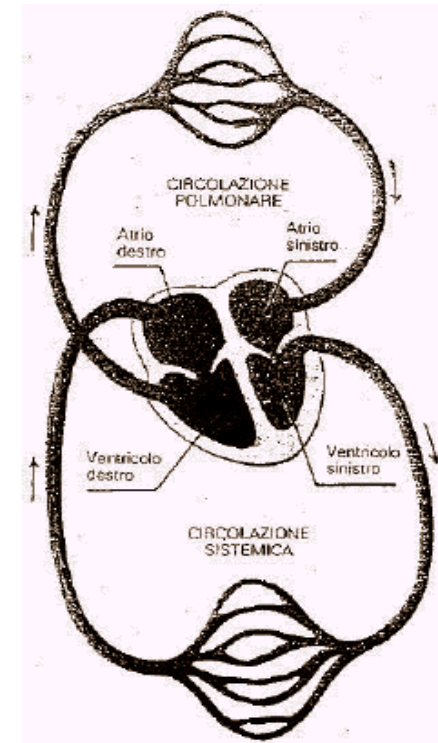
Il Battito Cardiaco

Il Battito Cardiaco è costituito da due fasi principali, chiamate “diastole” e “sistole”.

Nella prima fase (diastole atriale), gli atri si dilatano ricevendo il sangue dalle vene. Nella seconda (sistole) gli atri si contraggono per spingere il sangue nei ventricoli sottostanti, che si dilatano e lo ricevono (sistole atriale), poi i ventricoli, carichi di sangue, si contraggono per pomparlo nelle arterie.

Diastole = 0,5 sec

Sistole = 0,3 sec



Contrazione -> DIASTOLE
Rilassamento-> SISTOLE

Finalità di un sistema di acquisizione dati (generico)

1) Rendere “leggibile” il segnale utile

Amplificazione

Elaborazione

Presentazione

2) Separare il segnale utile dai disturbi

Schermatura

Filtraggio

3) Ridurre l'effetto dei disturbi

Disposizione dei sensori

Modalità di esecuzione della misura

Condizionamento analogico del segnale in un ECG

DATI di progetto:

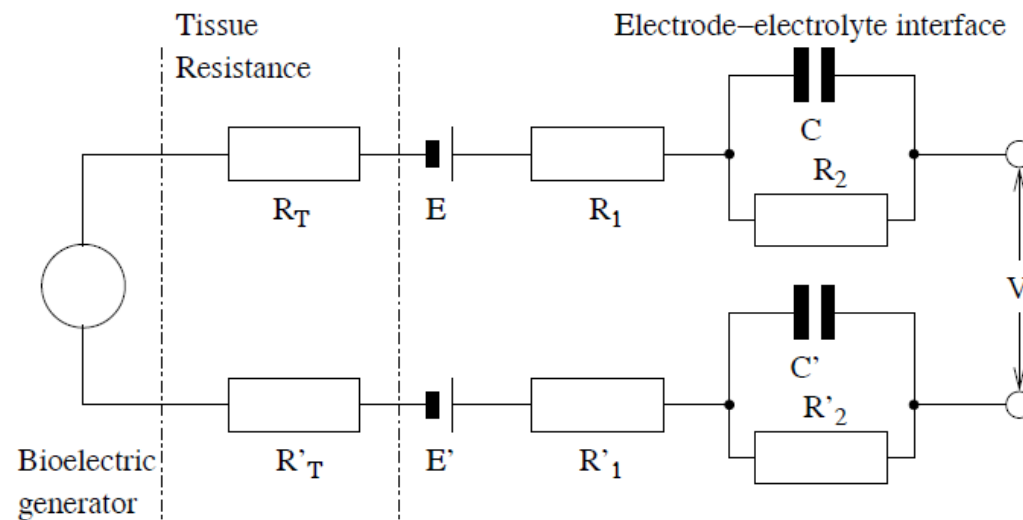
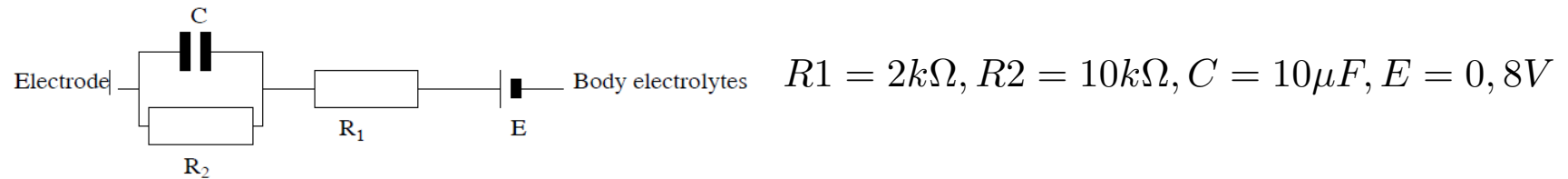
- 1) Sulla superficie del corpo il segnale ECG è nel range di +/- **1 mVolt** (max 4mVolt) e frequenza di circa **1,25Hz**.
- 2) Gli elettrodi realizzano il collegamento tra la strumentazione e il corpo. Il potenziale creato dall'elettrodo è di circa **700mVolt**, quindi di circa 700 volte MAGGIORE del segnale da misurare.

CONSIDERAZIONI sul progetto:

Esistono molte sorgenti di rumore/errore che possono alterare la misura:

- 1) Movimento del corpo
- 2) Movimento degli elettrodi e dei cavi
- 3) Effetti capacitivi e di induzione sui cavi di collegamento e sul circuito
- 4) Effetti capacitivi e di induzione sul paziente

Circuito equivalente di un elettrodo



Resistenza della cute: $15\text{ k}\Omega\text{ cm}^2 - 1\text{ M}\Omega\text{ cm}^2$

Cute graffiata: $100\text{ }\Omega\text{ cm}^2$

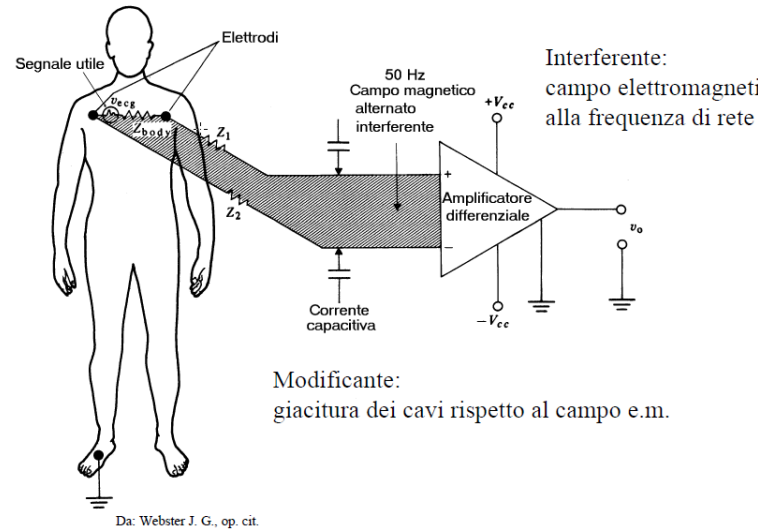
Interno del corpo arto: $200\text{ }\Omega$

tronco: $100\text{ }\Omega$

tra un braccio e l'altro: $500\text{ }\Omega$

tra cuore e caviglia: $500\text{ }\Omega$

Amplificatore differenziale



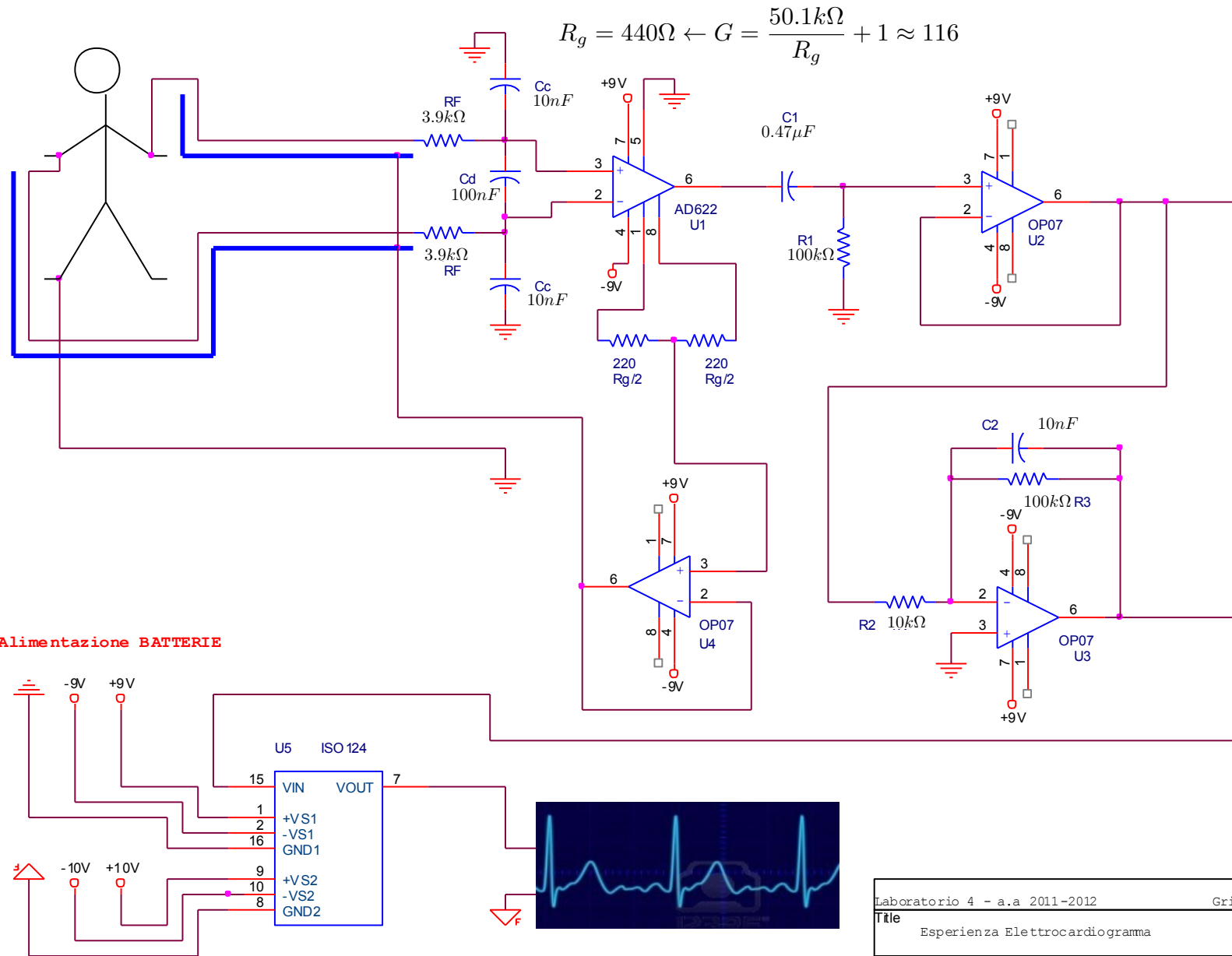
L'amplificatore differenziale è **il primo stadio di condizionamento del segnale**

(se si escludono gli elettrodi e l'eventuale filtro passa basso)

Funzioni principali:

1. Elimina l'effetto di rumore di modo comune presente ad entrambi gli ingressi e sovrapposto al segnale (CMRR molto alto). Vengono eliminati (ridotti) tutti i potenziali di modo comune, compresi i potenziali degli elettrodi (che sono equivalenti sia in ampiezza che in fase). Fornisce quindi in uscita un segnale proporzionale alla differenza dei segnali in ingresso.
2. Ha impedenza di ingresso molto alta, che riduce le problematiche dovute agli elettrodi. Permette di avere in ingresso all'amplificatore una tensione molto vicina a quella generata dall'organismo.
3. Amplifica il segnale: **Gain scelto circa 100**

Nota: perchè la caviglia destra è connessa al potenziale comune?



| | | | |
|-------------------------------|--|--------------------------------|--|
| Laboratorio 4 - a.a 2011-2012 | | Grisenti R. -- Graziola R. | |
| Title | | Esperienza Elettrocardiogramma | |
| Size | | <RevCode> | |
| A | | Document Number | |
| Date: | | Wednesday, November 02, 2011 | |
| Sheet | | 1 of 1 | |

Filtro passa-basso

Elimina i disturbi causati dalla radio-frequenza.

Da data sheet:

$$\text{FreqTaglio (Diff)} \quad \frac{1}{2\pi R (2C_d + C_c)} = 194 \text{ Hz}$$

$$\text{FreqTaglio (CommMode)} \quad \frac{1}{2\pi RC_c} \approx 4 \text{ kHz}$$

Filtro passa-alto

Con frequenza di taglio pari a circa 3Hz, elimina la componente continua del segnale in uscita dall'amplificatore differenziale.

Active guards

Polarizzo la calza del cavo coassiale che connette l'elettrodo all'amplificatore ad un potenziale pari alla tensione di modo comune.

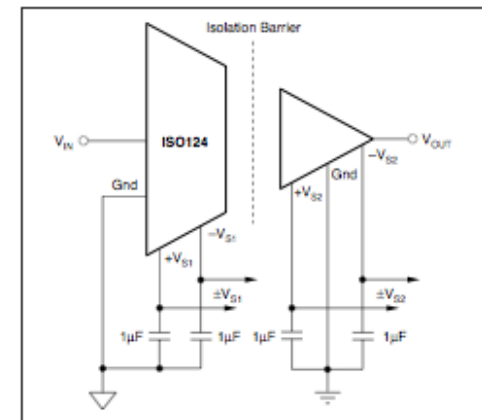
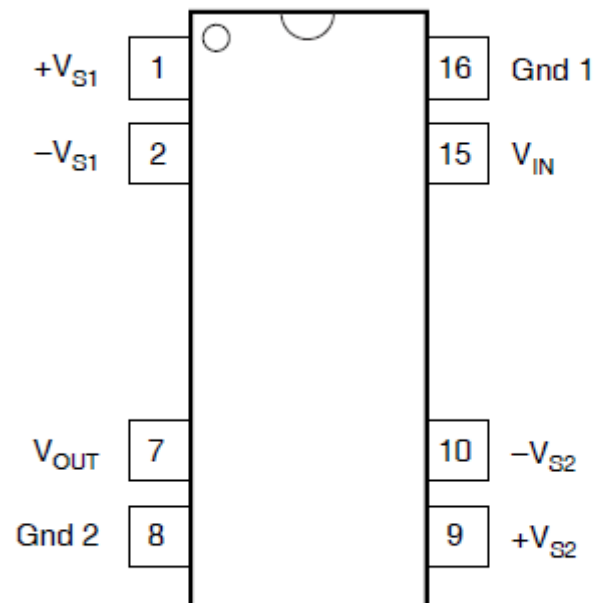
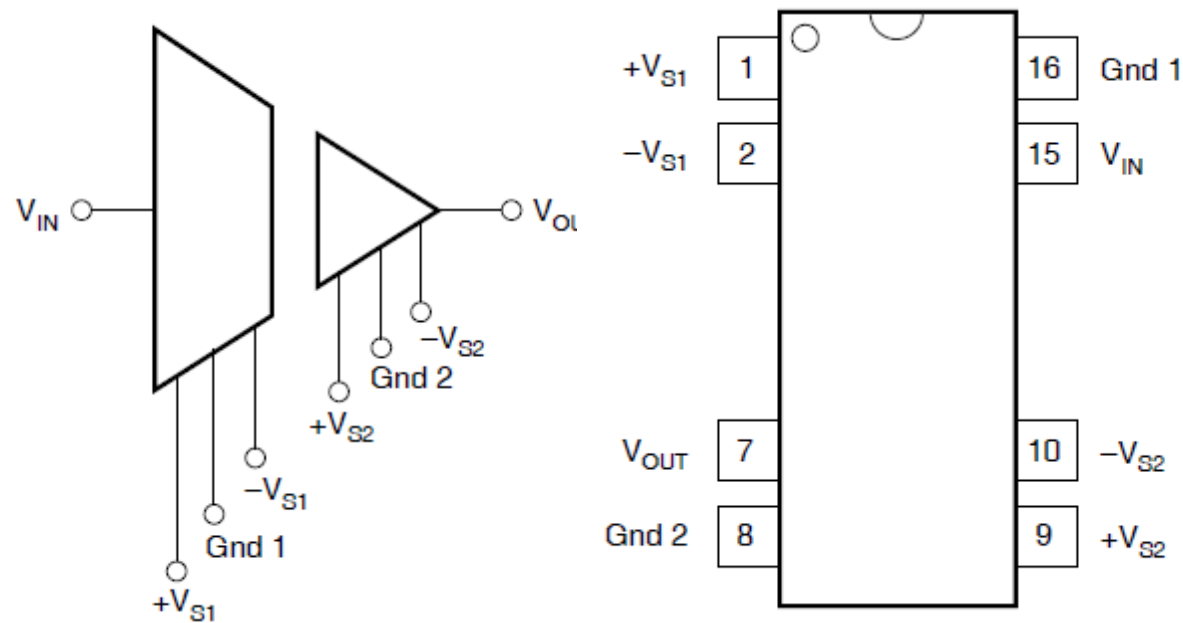
In tal modo riduco l'effetto delle capacità parassite, e aumento la reiezione di modo comune.

- il cavo che porta il segnale “vede” una differenza di potenziale molto bassa. Limito le perdite nell'isolante
- entrambi i cavi “vedono” lo stesso potenziale, indipendentemente dalla loro posizione sul banco)

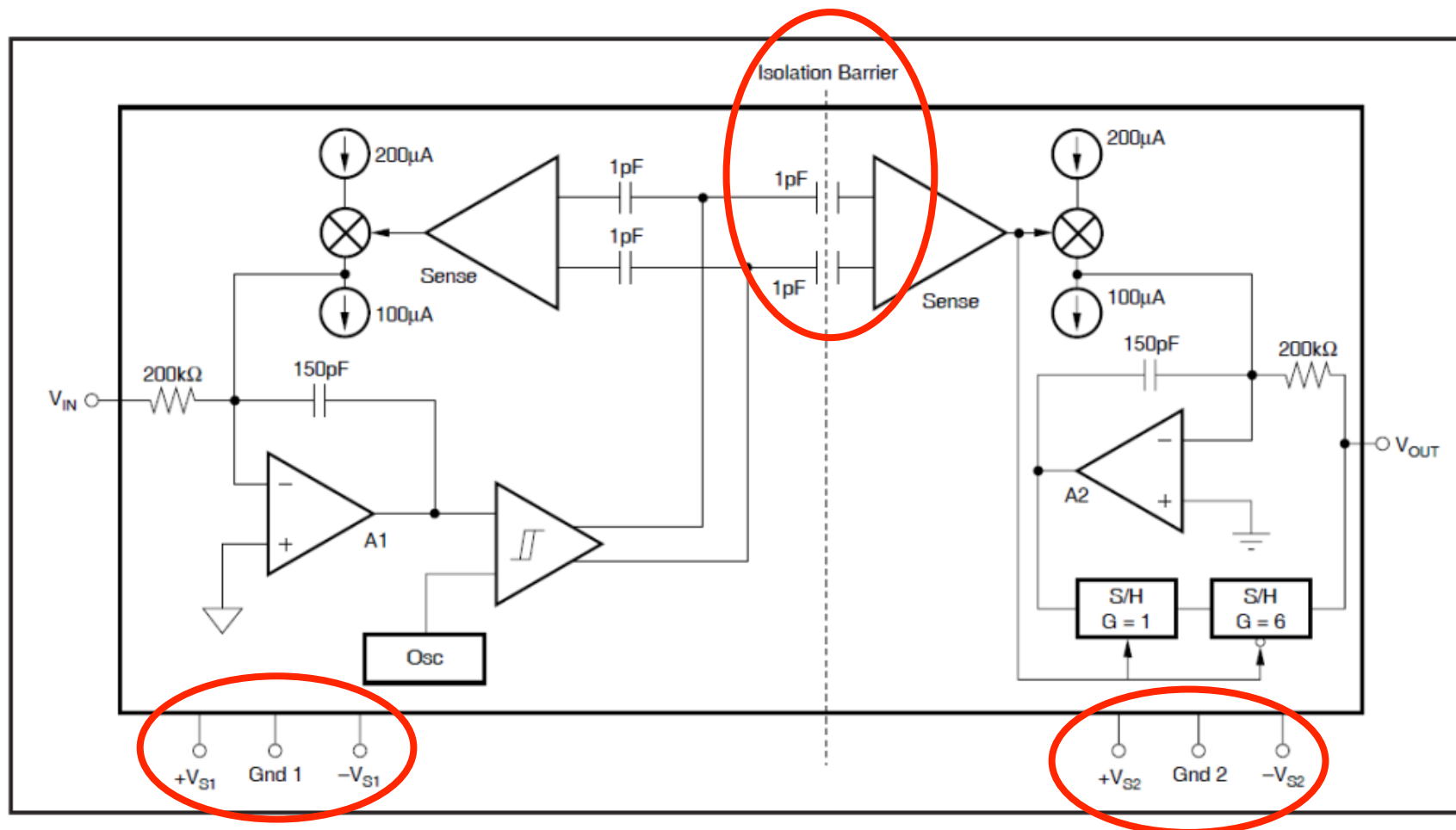
Amplificatore di isolamento

Isola galvanicamente i 2 lati del circuito: quello collegato al paziente ed alimentato a batteria e quello di uscita ed elaborazione del segnale alimentato dall'alimentatore da banco.

- Isola fino a 1500 volt
- Alimentazione da $\pm 4,5\text{V}$ a $\pm 18\text{V}$.
- Possiede 2 alimentazioni separate e quindi anche due riferimenti di massa separati.
- Non richiede componenti esterni (tranne le capacità di disaccoppiamento)



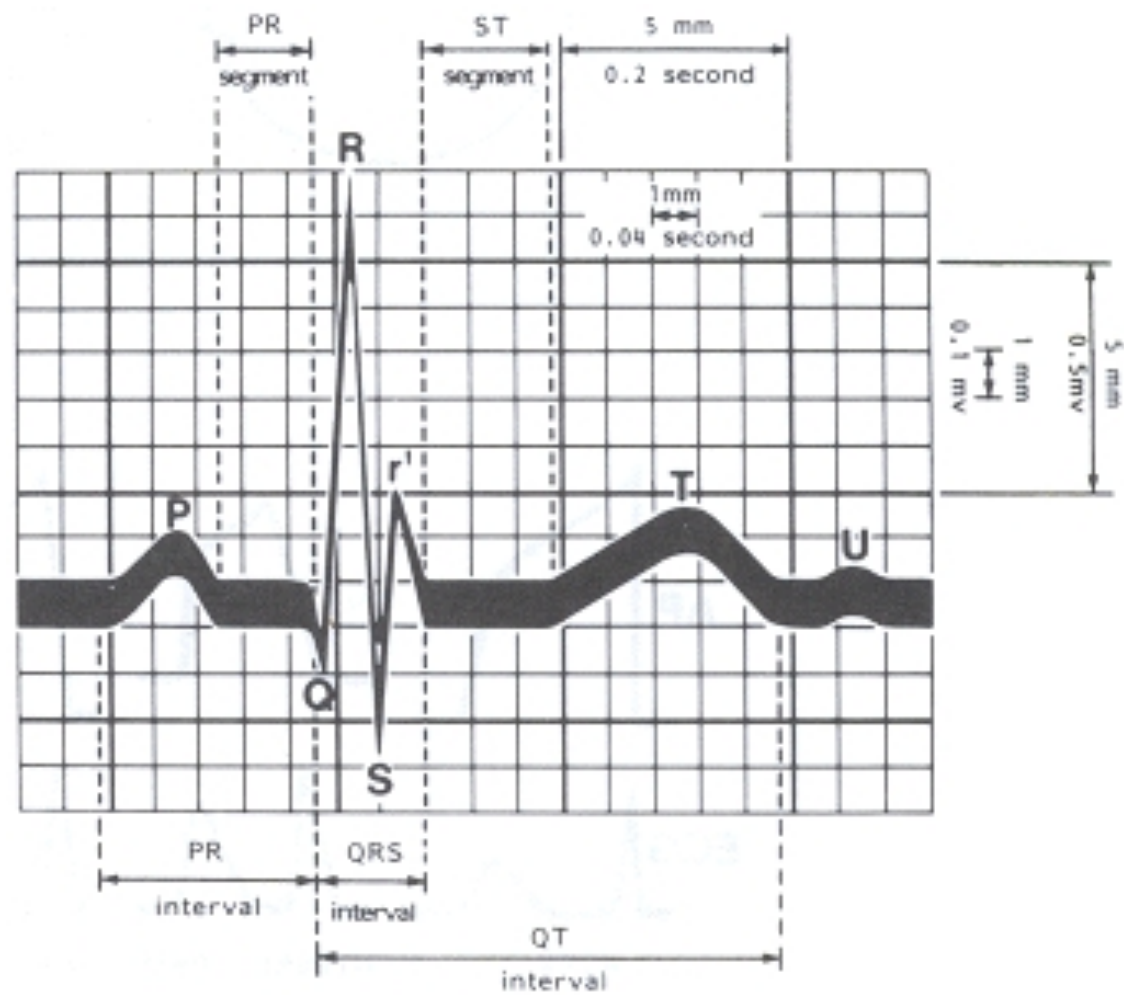
Schema a blocchi dell'amplificatore di isolamento ISO124

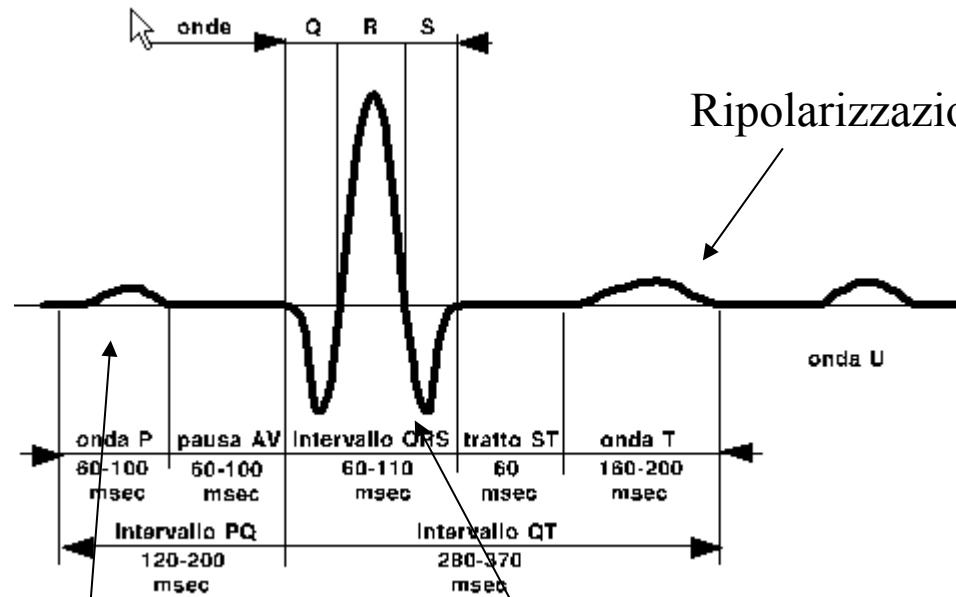


L' ISO124 realizza l'isolamento galvanico accoppiando il circuito di ingresso con quello d'uscita tramite 2 capacità da 1pF.

Il segnale di ingresso è trasformato in un segnale digitale modulato PWM (si varia il duty cycle del segnale); il segnale digitalizzato viene trasmesso attraverso la capacità di 1 pF e poi demodulato e ritrasformato in un segnale analogico in uscita.

I segnali di riferimento di massa devono ovviamente essere tenuti separati al fine di realizzare l'isolamento galvanico.

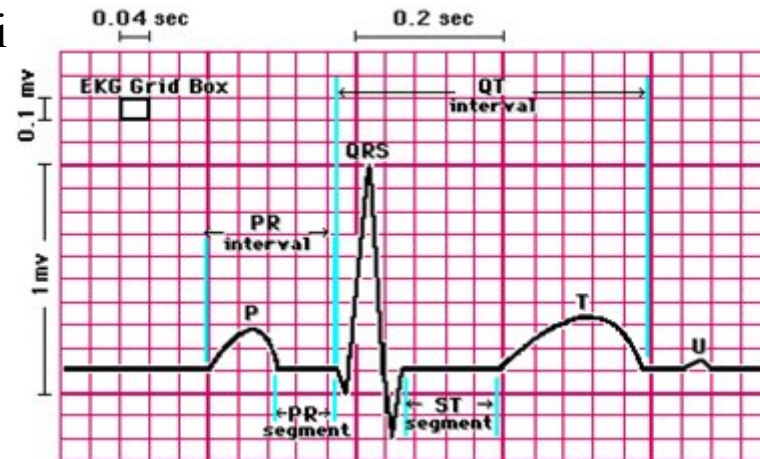




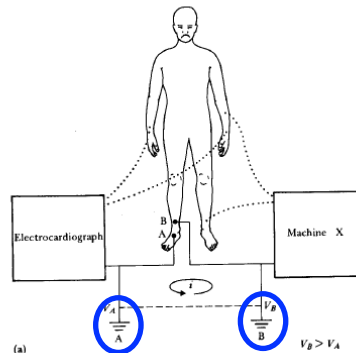
Ripolarizzazione ventricoli

Depolarizzazione ventricoli

Depolarizzazione atri



Giri (cicli) di massa (ground loops)

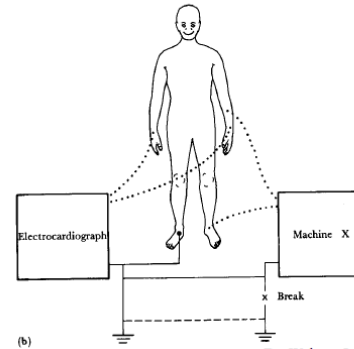


(a) Da: Webster J. G., op. cit.

Tra A e B c'è una differenza di potenziale e circola corrente

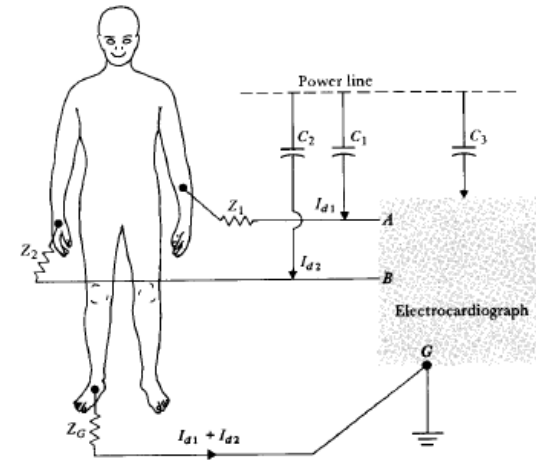
Errore nel segnale ECG

per evitarlo



(b) Da: Webster J. G., op. cit.

Tutti gli apparati e il paziente devono essere collegati alla stessa massa in un solo punto



Da: Webster J. G., op. cit.

Attenzione:

- 1) Cariche elettrostatiche: prima di toccare il circuito scaricare verso terra l'eventuale elettricità statica accumulata.
- 2) Il circuito va alimentato con 2 pile da 9volt (motivazioni, vantaggi ...)
- 3) Prima di fissare gli elettrodi pulire la parte di pelle con alcool.
- 4) Fissare gli elettrodi autoadesivi premendo sui lati e NON in centro
- 5) Montare il circuito con il massimo ordine
- 6) Il soggetto sotto misura deve rimanere fermo e isolato da terra.
- 7) Provare a toccare terra mentre si è in misura.
- 8) Effettuare varie prove di misura, con una particolare attenzione al rumore elettrico
- 9) Evoluzione del circuito: inserire filtro elimina-banda a 50Hz
- 10) Altre evoluzioni